



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 356 353**

(51) Int. Cl.:
A61F 2/06 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(96) Número de solicitud europea: **04782147 .5**

(96) Fecha de presentación : **25.08.2004**

(97) Número de publicación de la solicitud: **1680045**

(97) Fecha de publicación de la solicitud: **19.07.2006**

(54) Título: **Sistemas de prótesis multi-lumen.**

(30) Prioridad: **24.10.2003 US 693255**

(73) Titular/es: **APTUS ENDOSYSTEMS, Inc.**
777 North Pastoria Avenue
Sunnyvale, California 94085, US

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
07.04.2011

(72) Inventor/es: **Bolduc, Lee y**
Chiang, Andrew, L.

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
07.04.2011

(74) Agente: **Urízar Anasagasti, José Antonio**

ES 2 356 353 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

ES 2 356 353 T3

DESCRIPCIÓN

Sistemas de prótesis multi-lumen.

5 Campo de la invención

Esta invención se refiere en general a prótesis, y en particular, a prótesis usadas en la reparación de secciones enfermas y/o dañadas de un órgano hueco del cuerpo y/o un vaso sanguíneo.

10 Antecedentes de la invención

El debilitamiento de la pared de un vaso por daño o enfermedad puede llevar a una dilatación del vaso y la formación de un aneurisma. Sin tratamiento, un aneurisma puede crecer en tamaño y puede eventualmente romperse.

15 Por ejemplo, aneurismas de la aorta en primer lugar se producen en la región abdominal, usualmente en el área infrarenal entre las arterias renales y la bifurcación aórtica. Los aneurismas pueden también ocurrir en la región torácica entre el arco aórtico y las arterias renales. La ruptura de un aneurisma aórtico resulta en una hemorragia masiva y tiene un grado de mortalidad muy alto.

20 La sustitución quirúrgica abierta de una sección enferma o dañada de un vaso puede eliminar el riesgo de una ruptura del vaso. En este procedimiento, la sección enferma o dañada del vaso es eliminada y un injerto protésico, hecho bien en una configuración recta o bifurcada, es instalado y luego adherido permanentemente y sellado a los extremos del vaso original con sutura. Los injertos protésicos para estos procedimientos son usualmente tubos tejidos sin soporte y son normalmente hechos de poliéster, ePTFE u otros materiales adecuados. Las prótesis son longitudinalmente sin 25 soporte de modo que pueden adaptarse a los cambios en la morfología del aneurisma y el vaso original. Sin embargo, estos procedimientos requieren una incisión quirúrgica muy larga y tienen un grado de morbilidad y mortalidad muy alta. En adición, muchos pacientes no son adecuados para este tipo de cirugía mayor debido a otras co-morbilidades.

30 La reparación endovascular del aneurisma ha sido presentado para superar los problemas asociados con la reparación quirúrgica abierta. El aneurisma es puenteado con una prótesis vascular, que es colocada intraluminalmente. Normalmente estos injertos protésicos para los aneurismas aórticos se entregan plegados en un catéter a través de la arteria femoral. Estos injertos son usualmente diseñados con un material de tela unido a una estructura metálica de andamiaje (stent), la cual se expande o es expandida para contactar con el diámetro interno del vaso. A diferencia de una reparación quirúrgica abierta de aneurisma, las prótesis desplegadas intraluminalmente no se saturan al vaso 35 original, sino que cuentan con cualquier púa que se extiende desde el stent, la cual penetra en el vaso original durante el despliegue, o se emplea la fuerza de expansión radial del mismo stent para mantener el injerto en su posición. Estos medios de unión de injertos no proporcionan el mismo nivel de unión en comparación con la sutura y puede dañar el vaso original al desplegarse.

40 US-6,319,278 revela un injerto-stent bifurcado para la reparación del aneurisma en la aorta abdominal. El injerto-stent comprende un endoesqueleto de stent que es rodeado por un tubo injerto. Una forma de injerto-stent comprende un tronco tubular que está dividido en dos lúmenes en un extremo por una línea de costura. Los dos lúmenes se extienden en diferentes longitudes desde el tronco.

45 US-5,628,788 revela un injerto-stent bifurcado para la reparación de un aneurisma aórtico abdominal y un aneurisma ilíaco. El injerto-stent comprende un tubo textil que está dividido en dos lúmenes en un extremo con suturas. Injertos-stents tubulares adicionales pueden ser posicionados en los dos lúmenes.

50 US-6,576,009 revela un injerto-stent bifurcado para el tratamiento de condiciones de enfermedad, ej., en la aorta abdominal. El injerto-stent comprende un lumen principal y un primer y segundo ramal de lúmenes que se extienden a diferentes longitudes desde el lumen principal.

Resumen de la invención

55 Según la presente invención se provee un conjunto de prótesis según la reivindicación 1.

El aparato puede ser usado para la reparación de secciones enfermas y/o dañadas de un órgano hueco del cuerpo y/o un vaso sanguíneo.

60 Un método para el despliegue de la prótesis como se describe arriba introduce la prótesis en un sitio elegido que comprende un vaso sanguíneo o un órgano hueco del cuerpo. El método localiza el tronco de la prótesis en contacto con el tejido del cuerpo en el sitio elegido. El método puede también encajar la extensión del lumen al tronco. En una realización, el método fija el tronco al tejido del cuerpo en el sitio elegido.

65 Otras características y ventajas de la invención se desprenden en base a la descripción de acompañamiento, dibujos, y reivindicaciones.

ES 2 356 353 T3

Breve descripción de los dibujos

La invención será entendida a partir de la siguiente descripción detallada de realizaciones preferentes, tomadas en conjunto con los dibujos acompañantes, donde:

5 Fig. 1 es una vista lateral de un conjunto de prótesis de multi-lumen que incorpora características de la invención, el conjunto de prótesis comprendiendo dos componentes antes del montaje.

10 Fig. 2A es una vista lateral del conjunto de prótesis multi-lumen mostrado en la fig. 1 en condición montada.

15 Fig. 2B es una vista ampliada del conjunto de prótesis multi-lumen mostrado en la fig. 2A, mostrando el montaje telescopico dentro de la región de interfase entre el componente de extensión y el segundo lumen del tronco principal.

20 Fig. 3 es una vista en perspectiva del primer componente del conjunto de prótesis multi-lumen mostrado en la fig. 1 posicionado dentro de un aneurisma aórtico abdominal, con un tronco principal del primer componente estando localizado dentro de la aorta y una pata del primer componente siendo localizado en un iliaco.

25 Fig. 4 es una vista en perspectiva del primer y segundo componente del conjunto de prótesis multi-lumen después de su montaje dentro de un aneurisma aórtico abdominal, mostrando el primer componente siendo colocado dentro de la aorta, con una pata en un iliaco, y el segundo componente siendo colocado telescopicamente dentro del primer componente con una pata extendiéndose dentro de un iliaco contralateral.

30 Fig. 5 es una vista en perspectiva de un catéter de suministro de injerto endovascular llevando el primer componente del conjunto de prótesis multi-lumen en una condición comprimida radialmente dentro de una ubicación deseada dentro de un aneurisma aórtico abdominal, el primer componente, al desplegarse por el catéter, expandiéndose radialmente a la condición mostrada en la fig. 3.

35 Fig. 6 es una vista en perspectiva de un catéter de suministro de un injerto endovascular llevando el segundo componente del conjunto de prótesis multi-lumen en una condición comprimida radialmente en asociación con el primer componente previamente desplegado, el segundo componente, al desplegarse por el catéter, expandiéndose radialmente a la condición mostrada en la fig. 4.

Fig. 7A es una vista en sección del extremo distal del componente de tronco del conjunto de prótesis multi-lumen tomada generalmente a lo largo de la línea 7A-7A de la fig. 1.

35 La Fig. 7B es una vista en sección del extremo proximal del componente de tronco del conjunto de prótesis multi-lumen tomada generalmente a lo largo de la línea 7B-7B de la fig. 1.

Descripción detallada de la invención

I. Conjunto de Prótesis Multi-Lumen

Fig. 1 muestra un conjunto de prótesis multi-lumen 10 que incorpora características de la invención. En la realización ilustrada, el conjunto de prótesis multi-lumen 10 comprende un componente de tronco 12 y al menos un componente de extensión 26.

50 El componente de tronco 12 está dimensionado y configurado para encajar dentro de un órgano hueco del cuerpo y/o un vaso sanguíneo. Como se describe en esta especificación, el sitio elegido del despliegue está dentro de la aorta adyacente a las arterias renales, como se describe en mayor detalle mas adelante.

Sin embargo, este sitio elegido de despliegue es seleccionado para propósitos de ilustración de las características del conjunto 10, y no se pretende que sea limitante.

55 El componente de tronco 12 incluye una comunicación interior con una abertura proximal 14 para el fluido de fluido dentro o desde la prótesis. El componente de tronco 12 incluye un tabique 16 dentro de su interior. La longitud del tabique 16 en la prótesis puede variar. En la realización ilustrada, el tabique 16 no se extiende a lo largo de la longitud total del componente del tronco 12, pero es espaciado una distancia desde la abertura proximal 14. En la disposición ilustrada, el tabique 16 comprende una costura longitudinal. La costura puede estar formada por ej., por cosido, unión con calor, o tejendo superficies opuestas (i.e., las partes delantera y trasera) del material 36 (el cual es normalmente un tejido) del componente del tronco 12 juntas, de este modo creando un tabique o pared común compartida entre dos lúmenes 18 y 20 (ver figs. 7A y 7B).

60 El tabique 16 transforma al menos una porción del interior del componente del tronco 12 en una configuración de canal de flujo multi-lumen. La configuración de canal de flujo multi-lumen comprende un doble primero y segundo lúmenes interiores 18 y 20. Debido al tabique 16, el doble primero y segundo lúmenes interiores 18 y 20 de la configuración de canal de flujo multi-lumen no forman patas ramificadas o divergentes (como muestran las figs 7A y 7B). La pared común compartida (el tabique 16) previene la divergencia y mantiene los lúmenes 18 y 20 en una relación de flujo generalmente paralelo no divergente (como muestran las figs. 7A y 7B).

ES 2 356 353 T3

En la disposición ilustrada, el tabique 16 corre generalmente a lo largo de la línea media del componente del tronco 12, haciendo la configuración de canal de flujo multi-lumen dentro del componente del tronco 12 esencialmente simétrico. Sin embargo, debería ser apreciado que el tabique 16 puede formar una configuración de canal de flujo multi-lumen no simétrica. Debería también ser apreciado que múltiples tabiques pueden estar presentes en el interior, 5 transformando el interior del componente del tronco 12 en varios lúmenes. La longitud del tabique puede variar. En una realización representativa, el tabique es normalmente mayor que 10 mm en longitud y no menor que 5 mm en longitud.

El segundo lumen 20 es truncado a lo largo de al menos, una porción del tabique 16.

Como resultado, la abertura distal 22 del primer lumen 18 se puede decir que se extiende más allá de la abertura distal 24 del segundo lumen 20. Aun, la pared común compartida (el tabique 16) previene la divergencia y mantiene a los lúmenes 18 y 20 en una relación de flujo paralelo generalmente no divergente.

El primer lumen 18 define un canal de flujo dimensionado y configurado para alcanzar un destino elegido o una fuente espaciada a una distancia definida de la abertura proximal 14, mientras que el segundo lumen 20 truncado se comunica generalmente con el mismo destino elegido como la abertura proximal 14 del componente del tronco 12 en si. Además, el tabique 16 es dimensionado y configurado para acomodar el acoplamiento de una extensión de canal de flujo hacia el segundo lumen 20 truncado, para igualmente extender su alcance hacia otra fuente o destino elegido 20 espaciado desde la abertura distal 24, si se desea.

El conjunto de prótesis multi-lumen 10 incluye un componente de extensión de canal de flujo 26 (ver fig. 2A). El componente de extensión 26 incluye un extremo proximal 32 que es dimensionado y configurado para ser telescopíicamente instalado dentro del segundo lumen 20 truncado del componente del tronco 12. El extremo distal 34 del 25 componente de extensión 26 es dimensionado y configurado para extender el alcance del segundo lumen 20 truncado hacia otro destino elegido o fuente espaciada una distancia definida desde al abertura proximal 14. Como resultado, una porción del segundo lumen 20 extendido se une al primer lumen 18 por el tabique 16, y una porción del segundo lumen extendido 20 no se une por el tabique 16 hacia el primer lumen 1B.

El segundo lumen 20 truncado del componente del tronco 12, el cual es unido por el tabique 16 al primer lumen 18, proporciona una región de interfase o manguito que, como en el segundo lumen 18, es totalmente encerrado dentro del cuerpo del componente del tronco 12 en si. El segundo lumen 20 truncado no es por lo tanto propenso a enroscarse o torcerse u otras formas de movimientos independientes del componente del tronco 12. El paso de un hilo guía a través 30 del segundo lumen 20 se puede producir sin obstáculos.

Estando telescopíicamente instalado dentro de la región de interfase o manguito y encerrado dentro del componente del tronco 12, las propiedades mecánicas del componente de extensión 26 se complementan con el apoyo estructural e integridad del componente del tronco 12 en si, y viceversa. Acoplados juntos, el componente del tronco 12 y el componente de extensión 26 proveen una mayor resistencia a la migración y/o separación del componente de extensión 40 26 del componente del tronco 12. Colocado dentro de la región de interfaz encerrada, el componente de extensión 26 es sellado periféricamente dentro del componente del tronco 12 para resistir las fugas o filtraciones de fluidos alrededor del componente de extensión 26. El tabique 16 puede ser inclinado, curvado, ondulado, o de otro modo no lineal para mayor conexión entre el componente de extensión y el componente del tronco 12.

En un uso ilustrado (ver fig. 3), el componente del tronco 12 puede ser desplegado en la aorta en la región de la bifurcación del primer y segundo iliaco. Cuando se despliega correctamente, el primer lumen 18 puede ser de tamaño para alcanzar dentro del primer iliaco de la bifurcación, mientras que el segundo lumen 20 permanece en comunicación con la aorta. Después de que el componente del tronco es desplegado (ver fig. 4), el componente de extensión 26 puede ser instalado dentro de la abertura 24 del segundo lumen 20, de este modo el extremo distal 34 del segundo lumen 20 50 puede alcanzar dentro del segundo iliaco de la bifurcación. En esta disposición, el primer lumen 18 sirve como una primera pata L1 de la prótesis, y el componente de extensión 26 sirve como una pata contralateral L2.

Como esta descrito, los componentes del tronco 12 y extensión 26 utilizan deseablemente un material prostético 36 que tiene propiedades auto-expandibles, anillos stent 38 del tipo zigzag. Los anillos stent 38 no necesitan ser unidos 55 el uno al otro por toda la prótesis. Sin embargo, sería deseable que en ciertos lugares dentro de la estructura de la prótesis tener uniones entre los anillos stent 38 individuales para proveer estabilidad y/o un soporte radial adicional. Como se dijo antes, el tabique 16 esta formado por cosido, unión por calor, o tejido superficies opuestas (i.e., la parte delantera y la trasera) del material prostético 36 del componente del tronco 12 juntas. En la región del tabique 16, los anillos stent 38 se extienden dese el tabique 16 alrededor del lumen formado, pero no entran o de otro modo 60 interrumpen al tabique 16 en si. El tabique 16 es continuo y esta formado separado de la estructura de soporte de los anillos stent 38.

Los anillos stent individuales 38 permiten conformidad de la prótesis longitudinal mientras mantienen el soporte radial de los lúmenes de la prótesis . Estas características técnicas permiten a la prótesis que acomode cambios más 65 fá cilmente en la morfología de vaso/aneurisma.

Los anillos stent 38 pueden ser hechos de ej., alambre de Nitinol®. Aun, otros materiales, métodos de fabricación y diseños pueden ser usados. Cada uno de los anillos stent 38 es cosido sobre un material prostético 36. En ciertos

ES 2 356 353 T3

lugares es deseable que se tengan los anillos stent 30 unidos al diámetro exterior del material prostético 36. Aun, se contempla también que los anillos stent 38 pueden ser unidos al diámetro interior del material prostético 36.

En la realización ilustrada, el material prostético 36 es poliéster tejido, y el adjunto de los anillos stent 38 es hecho con sutura de poliéster. Sin embargo, se contempla que otros medios de unión pueden ser utilizados para fijar los anillos stent 38 hacia el material prostético 36. Estos medios incluyen pegado; capturar los anillos stent 38 entre dos capas del material prostético 36; e incorporar los anillos stent 38 directamente dentro del material prostético tejido 36.

El componente del tronco 12 puede incluir un stent suprarrenal 40 en su extremo proximal, el cual se extiende más allá del material prostético 36. Una vez desplegado dentro de la aorta, este stent se extendería por encima del nivel de las arterias renales. El stent supra-renal orienta a la prótesis dentro del lumen y ayuda a mantener la posición de la prótesis en la aorta sin obstruir el flujo sanguíneo normal en las arterias renales.

En el componente del tronco 12, el extremo proximal de la prótesis (distal hacia el stent supra-renal 40) normalmente tiene uno o más anillos stent 38. El propósito de los anillos stent 38 es el de proveer un sellado entre la pared de los vasos y el injerto de modo que la sangre no fluya fuera de la prótesis y ayudar a mantener la posición de la prótesis en la aorta. Normalmente, esta región de la aorta (cuello proximal del aneurisma justo debajo de las arterias renales) es donde también uno o mas sujetadores pueden deseablemente ser introducidos por un conjunto de sujeción para anclar la prótesis en su lugar. Mas detalles del conjunto de sujeción pueden encontrarse U.S. serie de la solicitud de patente No. 10/307,226, presentada el 29 de noviembre 2002.

Es deseable que esta región del componente del tronco 12 sea dimensionada y configurada para la recepción y retención de los sujetadores, ej., el tamaño y espacio de los modelos de anillos stent para acomodar especialmente la colocación del sujetador; y/o el uso de fibras de tejido con un “patrón-X” o un “patrón sinusoidal” para acomodar especialmente la colocación de los sujetadores; y/o para doblar el material de la prótesis para formar múltiples capas, para reforzar la prótesis en la región donde los sujetadores son colocados; y/o el uso de patrones de tejido más denso o fibras mas fuertes de, ej., material KevlarTM o material vectranTM o hilo metálico tejido solas o entrelazadas con fibras de poliéster normales en la región donde los sujetadores son colocados. Es también deseable indicar fluoroscópicamente esta región de la prótesis con marcadores radiopacos 42 en el material prostético 36 o anillos stent 30 para ayudar en el posicionamiento de las grapas de sujeción.

Adicionales pueden ser utilizados anillos stent 38 por todo el tronco principal del primer componente 12. Deseablemente, un número mínimo de anillos stent 38 se utilizaría dentro del componente del tronco 12. Normalmente, sin embargo, un anillo stent 38 se uniría justo proximal a la costura longitudinal 16 en el tronco principal.

La costura longitudinal 16 en el tronco principal puede ser hecha por métodos como cosido, unión por calor, o posiblemente tejiendo la parte delantera y trasera del material prostético 36 juntos. Normalmente la costura 16 estaría localizada a lo largo de la línea media del tronco principal para crear dos lúmenes 18 y 20 de igual tamaño. Sin embargo, el lugar de la costura 16 puede ser movido, si se desea lúmenes de diferentes tamaños.

Los múltiples lúmenes 18 y 20 en el componente del tronco 12 pueden normalmente ser soportados con anillos stent 38 en el interior del material prostético 36. Los anillos stent 38 en un lumen 18 están escalonados en posición con los anillos stent 38 en el otro lumen 20, de forma que no se solapan entre sí cuando el primer componente 12 es comprimido radialmente antes del despliegue. Normalmente, los anillos stent 38 se unirían al exterior del primer lumen 18 del componente del tronco 12.

Una orientación de rotación del componente del tronco 12 dentro del vaso lumen o órgano hueco del cuerpo se logra con marcadores radiopacos 44 adicionales unidos a la prótesis para la visualización bajo fluoroscopia. Normalmente, estos marcadores 44 pueden ser adjuntos al material prostético 36. Aun, los marcadores 44 pueden ser unidos a los anillos stent 38 en vez de o en adición al material prostético 36. Los marcadores radiopacos 44 normalmente están en la forma de marcador de bandas, bobinas ajustadas, o alambre hecho de materiales radiopacos como el platino, platino/iridio, u oro. Los marcadores radiopacos 44 pueden ser unidos al material prostético 36 o a los anillos stent 38 para ayudar a determinar fluoroscópicamente el lugar de todas las aberturas de la prótesis e indicar la profundidad de inserción para el componente de extensión 26 dentro del segundo lumen 20 del componente del tronco 12. Deseablemente, dos marcadores 44, uno mas largo que el otro, son unidos a lados opuestos del tronco principal del componente 12 con el marcador mas largo alineado en el lado con la pata L1. Los dos marcadores 44 permiten que el usuario determine la orientación de rotación apropiada de la prótesis en el sistema de suministro de forma que, al despliegue, la segunda abertura distal 20 se alinea con la arteria iliaca contralateral.

El componente de extensión 26 tiene anillos stent 38 unidos al exterior del material prostético 36 a lo largo de su longitud total, con algunos espaciamientos entre los anillos stent 38. Sin embargo, como en el componente del tronco 12, se contempla que los anillos stent 38 pueden también ser posicionados en el interior del material prostético 36. Además, como se señaló anteriormente, los anillos stent 38 no necesitan ser unidos el uno al otro por toda la prótesis. Sin embargo, puede ser deseable en ciertos lugares dentro de la estructura de la prótesis tener uniones entre los anillos stent individuales 38 para proveer estabilidad y/o soporte radial adicional. La adición de anillos stent 38 al componente de extensión 26 ayuda en el despliegue del componente de extensión 26 y permite la conformidad longitudinal mientras se mantiene el soporte radial del lumen dentro del componente de extensión 26.

ES 2 356 353 T3

Normalmente, los marcadores radiopacos 44 son usados en cada extremo de la prótesis para ayudar en la visualización de la colocación del componente de extensión 26 dentro del lumen de la segunda abertura distal 24 del primer componente 12.

5 Como se muestran en las figs. 2A y 2B, los anillos stent 38 en el componente de extensión 26 pueden ser dimensionados, configurados, y dispuestos para acoplarse a los anillos stent 38 en el segundo lumen 20 del tronco principal 12. Este acoplamiento impide al componente de extensión 26 de movimientos o migraciones longitudinales en relación al segundo lumen 20 después de que el componente de extensión 26 haya sido desplegado.

10 II. *Uso del Conjunto de Prótesis Multilumen*

Durante su uso (ver fig. 5), un primer catéter 46 es conducido sobre un hilo guía 48 a través de un ilíaco hacia el lugar deseado dentro de la aorta cerca de las arterias renales. El catéter 46 lleva el componente del tronco 12 del sistema de prótesis multi-lumen 10 en una configuración radialmente reducida. En el sitio elegido, el catéter 46 libera el componente del tronco 12, el cual se expande radialmente dentro de la posición mostrada en la fig. 3.

20 Como muestra la fig. 6, el componente de extensión 26 es llevado en una condición comprimida radialmente por otro catéter dirigible 50 proveniente del ilíaco contralateral. El catéter 50 despliega el componente de extensión 26, de tal manera que el extremo proximal del componente de extensión 26 es recibido telescopicamente dentro del segundo lumen 20 del componente del tronco 12 y el extremo distal se extiende dentro del ilíaco contralateral, como muestra la fig. 4. Solo cuando el componente de extensión 26 es recibido telescopicamente dentro del segundo lumen 20 del componente del tronco 12, se forma una prótesis bifurcada con patas divergentes.

25 Las principales realizaciones de la invención son descritas antes en detalle con el propósito de exponer una divulgación completa y a efectos de la explicación y claridad.

Las realizaciones anteriormente descritas de esta invención son meramente descriptivas de sus principios y no se deben limitar. En su lugar, el alcance de esta invención estará determinado a partir del alcance de las reivindicaciones siguientes.

30

35

40

45

50

55

60

65

ES 2 356 353 T3

REIVINDICACIONES

1. Un conjunto de prótesis (10) para un vaso sanguíneo o un órgano hueco del cuerpo que comprende:

5 un tronco (12) que incluye un material prostético (36) con un interior que incluye una costura que une superficies opuestas del material prostético juntas para formar un tabique interno (16) dimensionado y configurado para definir, en al menos una parte del interior del tronco, una configuración de canal de flujo multi-lumen que comprende un lumen tronco, al menos un primer lumen interior (18) y un segundo lumen interior 20 truncado que es mas corto que el primer lumen interior; **caracterizado** porque: el conjunto además comprende:

10 una pluralidad de estructuras stent (38) llevadas en una relación espaciada a lo largo de cada uno del primer lumen interior y del segundo lumen interior truncado para soportar los respectivos lúmenes interiores; un componente de extensión de lumen (26) que es dimensionado y configurado para ser instalado en al menos uno del primer lumen interior o segundo lumen interior truncado para definir una extensión del al menos un lumen interior y porque las estructuras stent en uno de los lúmenes interiores están escalonadas en posición con respecto a las estructuras stent en el otro lumen interior de tal manera que las estructuras stent en el primer lumen interior no se solapan con las estructuras stent en el segundo lumen interior truncado.

15 2. Un conjunto según la reivindicación 1, donde el primer lumen interior (18) incluye una región que está unida por el tabique (16) al segundo lumen interior (20) truncado y otra región que no está unida por el tabique al segundo lumen interior truncado y que se extiende mas allá del segundo lumen interior truncado.

20 3. Un conjunto según la reivindicación 1 a 2, donde una región del tronco (12) está dimensionada y configurada para recibir un elemento de sujeción para fijar el tronco al tejido corporal.

25 4. Un conjunto según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, donde el material prostético (36) incluye un tejido.

30 5. Un conjunto según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde las espaciadas estructuras stent (38) en al menos uno de los lúmenes interiores (18, 20) incluyen primera y segunda estructuras stent adyacentes que no están unidas mutuamente una a la otra.

35 6. Un conjunto según a cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde las espaciadas estructuras stent (38) en al menos uno de los lúmenes interiores (18, 20) incluyen primera y segunda estructuras stent adyacentes que están unidas mutuamente una a la otra.

40 7. Un conjunto según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde las estructuras stent incluyen un anillo stent (38) auto expandible.

45 8. Un conjunto la reivindicación 7, donde todas las estructuras stent comprenden anillos stent (38) auto expandibles.

9. Un conjunto según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el componente de extensión lumen (26) incluye un material prostético.

50 10. Un conjunto según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el componente de extensión lumen (26) incluye andamiaje.

11. Un conjunto según la reivindicación 10, donde el andamiaje incluye al menos una estructura stent (38).

55 12. Un conjunto según la reivindicación 10, donde el andamiaje incluye un anillo stent (38) auto expandible.

13. Un conjunto según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, donde el andamiaje incluye estructuras stent (38) espaciadas.

60 14. Un conjunto según la reivindicación 13, donde las estructuras stent (38) espaciadas incluyen primera y segunda estructuras stent adyacentes que no están unidas mutuamente una a la otra.

15. Un conjunto según la reivindicación 13, donde las estructuras stent (38) espaciadas incluyen primera y segunda estructuras stent adyacentes que están unidas mutuamente una a la otra.

65 16. Un conjunto según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el tronco (12) se extiende a lo largo de un eje y el tabique (16) comprende una costura formada a lo largo del eje del tronco.

17. Un conjunto según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde la costura esta formada por tejido.

65 18. Un conjunto según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el primer lumen y segundo lumen (18, 20) están ordenados en una relación de flujo generalmente paralelo no divergente.

ES 2 356 353 T3

19. Un conjunto según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el tabique es continuo y esta formado separado de las estructuras stent las cuales no entran o de otro modo interrumpen al tabique.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

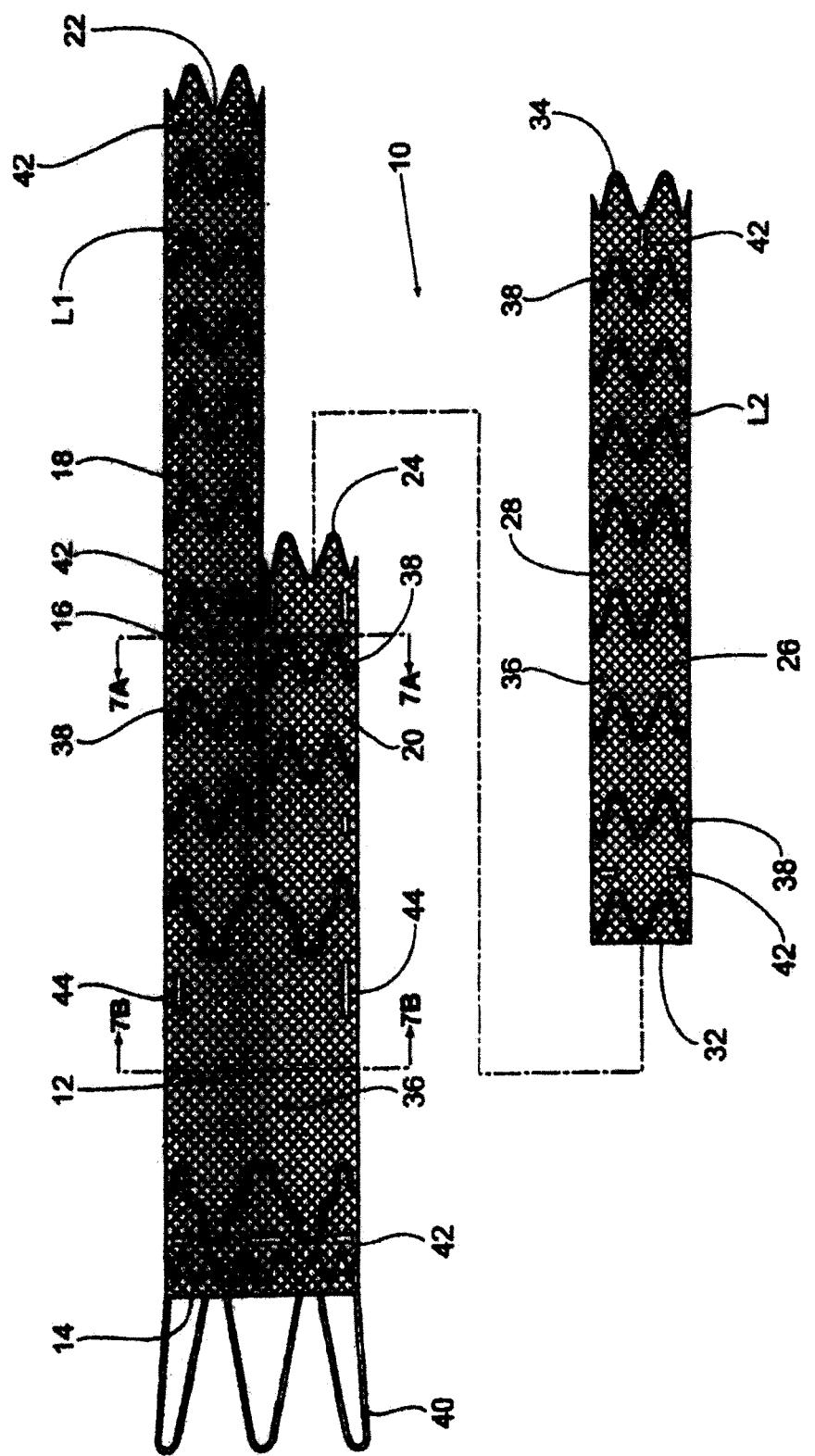


Fig. 1

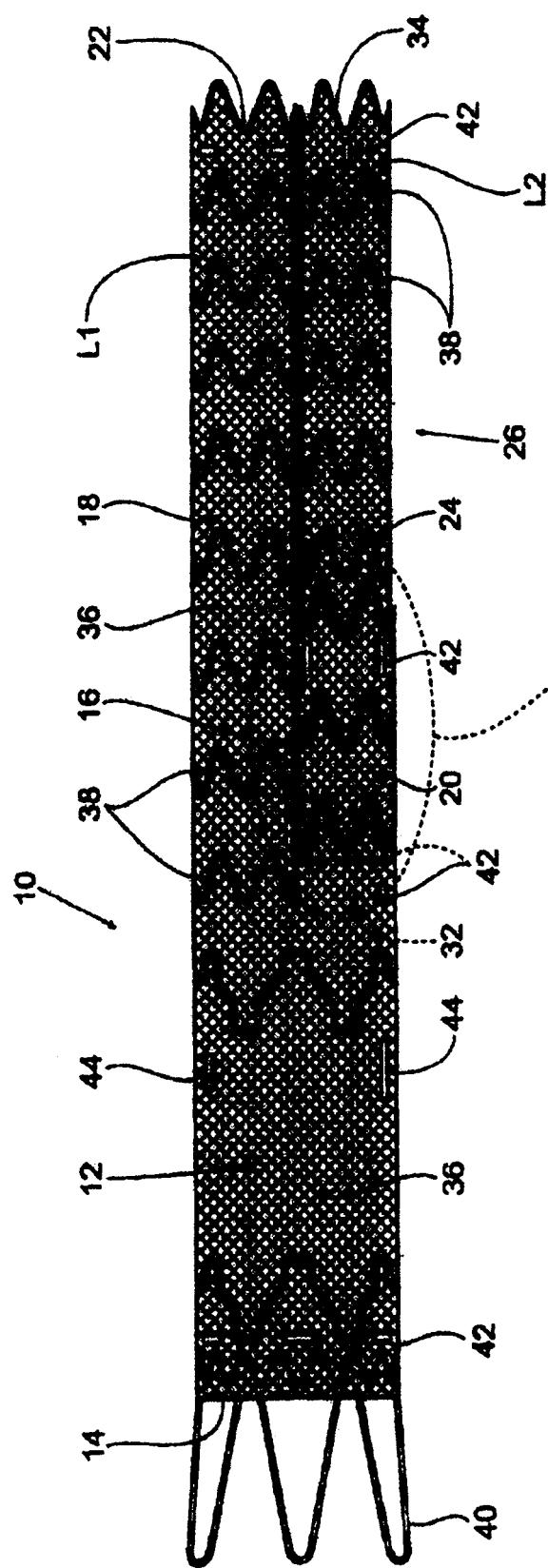


Fig. 2A

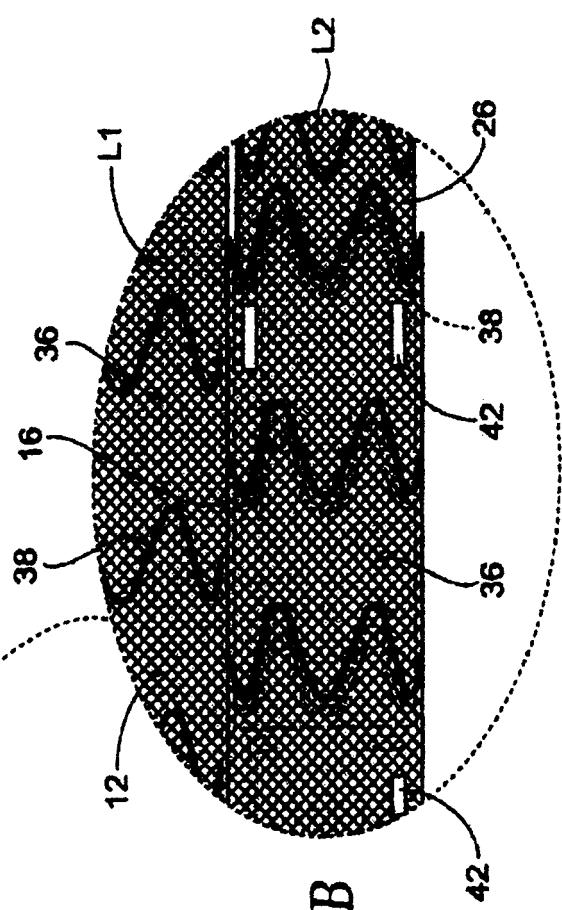


Fig. 2B

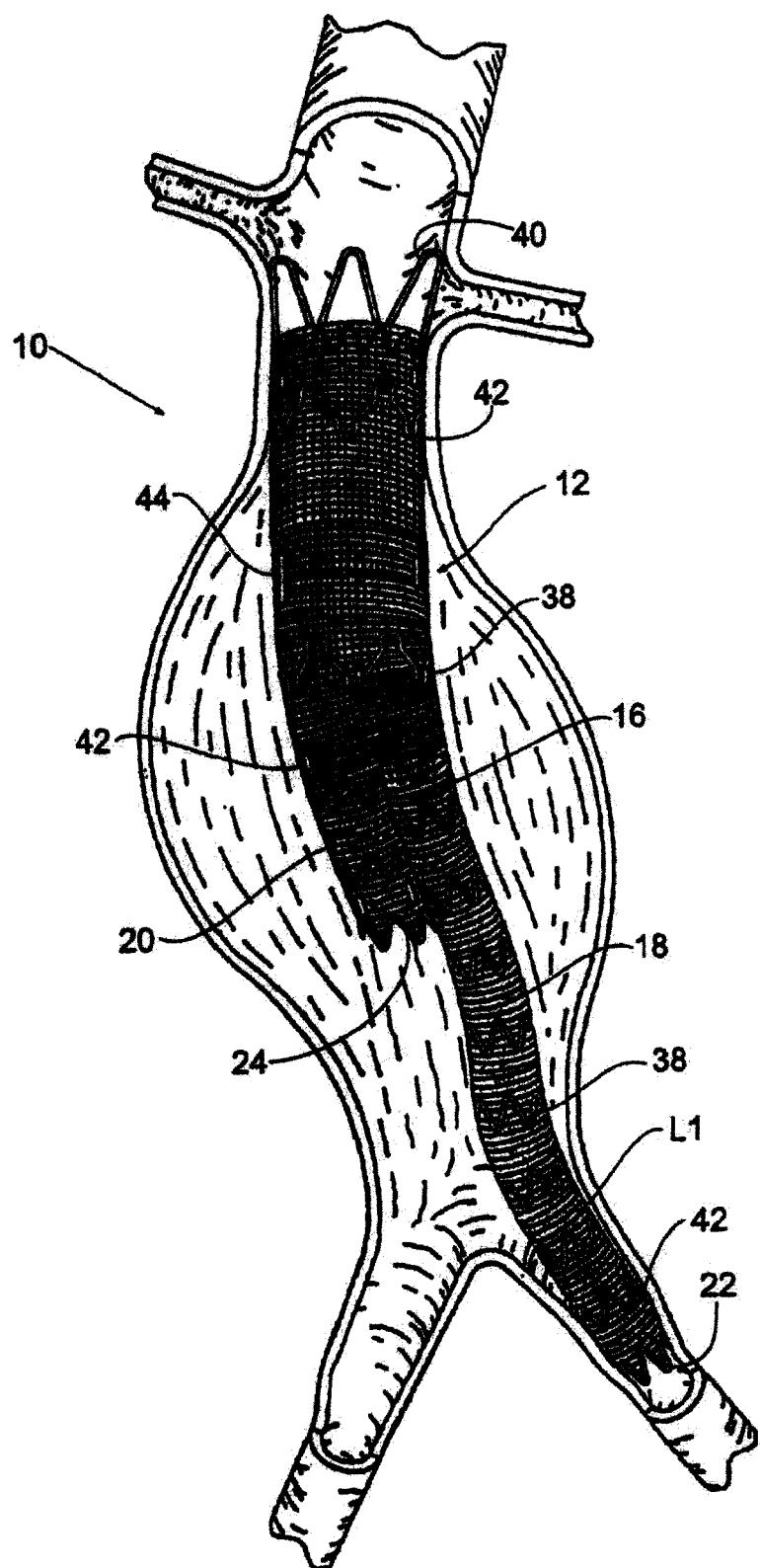


Fig. 3

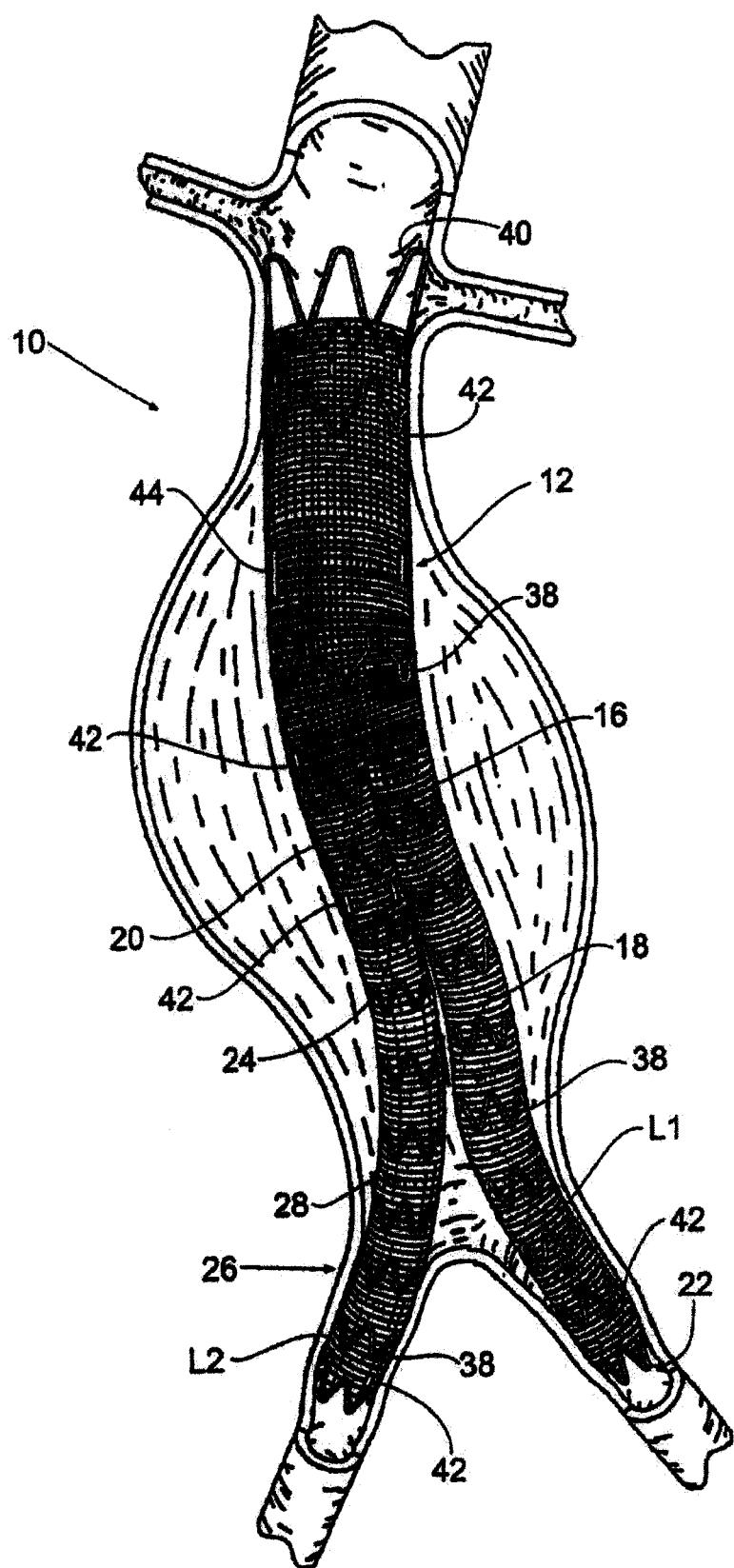


Fig. 4

ES 2 356 353 T3

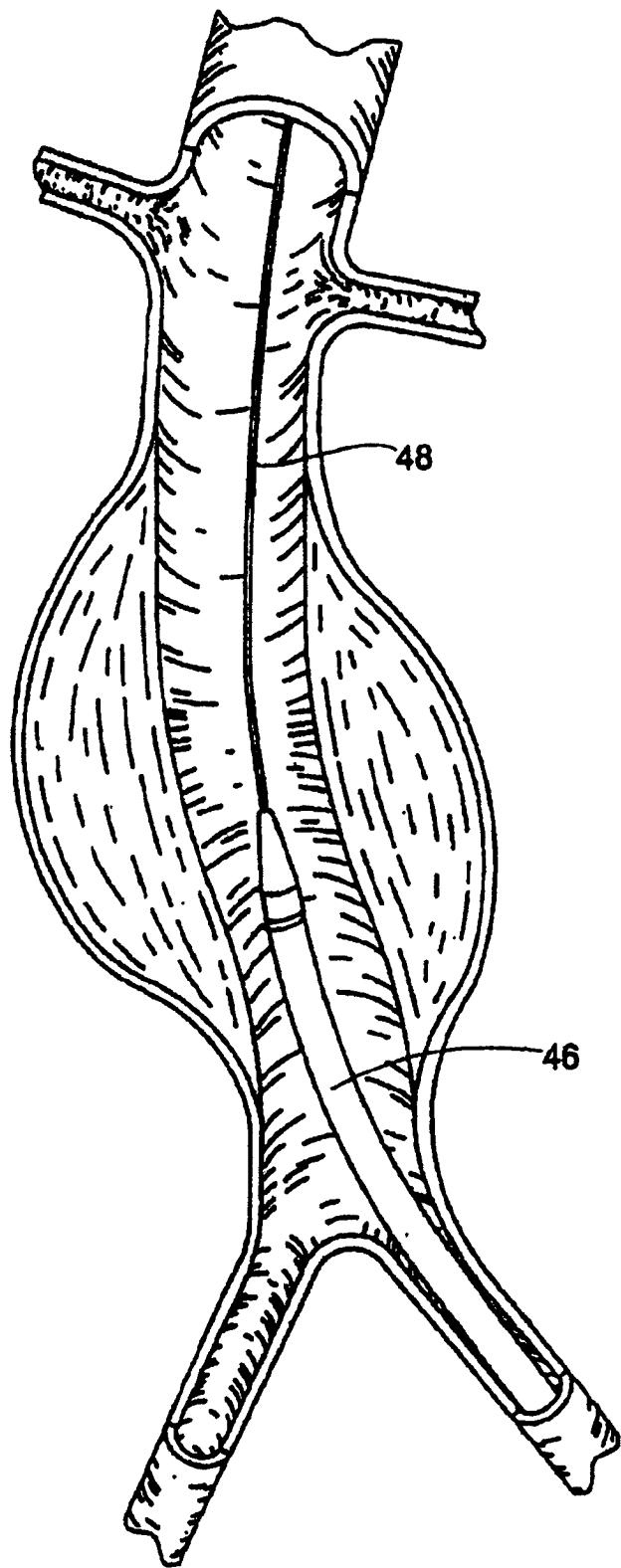


Fig. 5

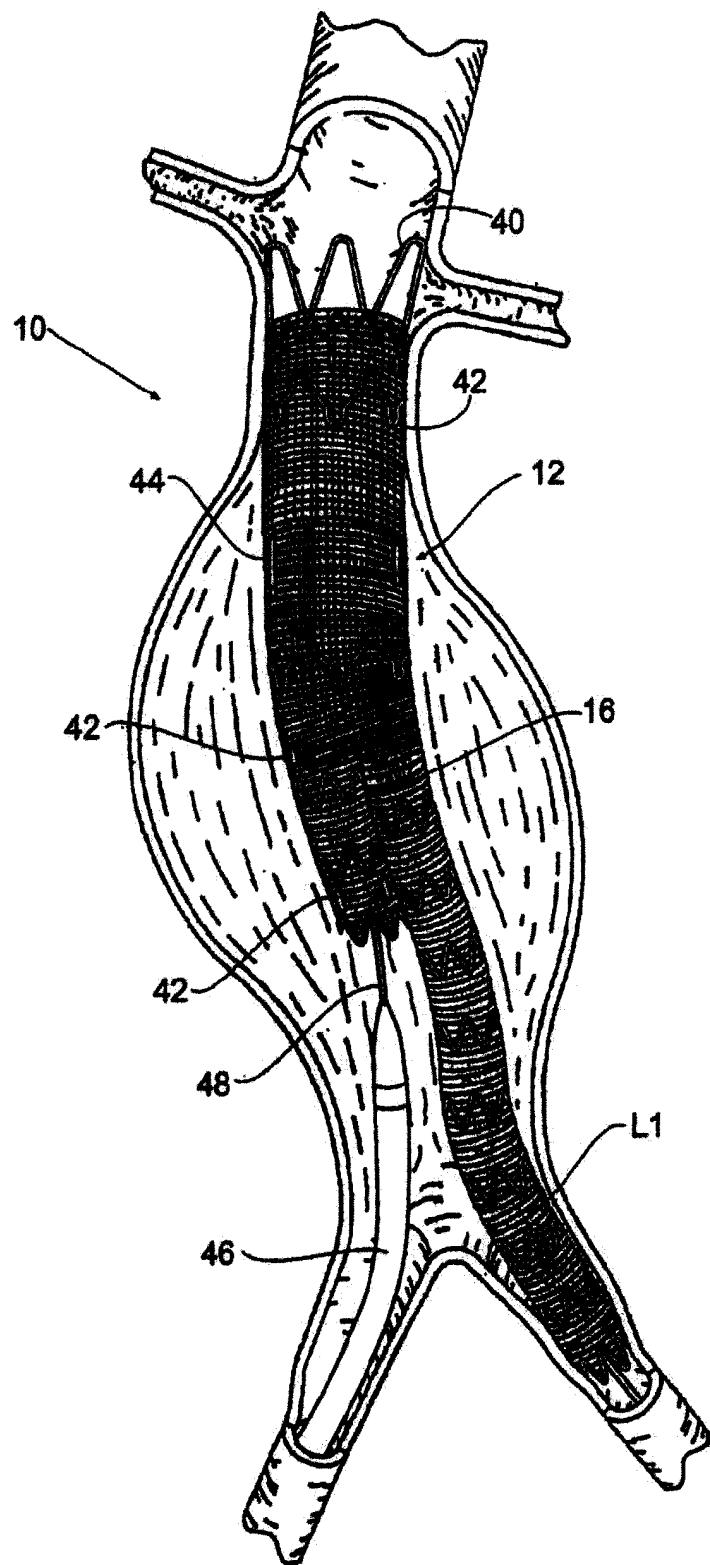


Fig. 6

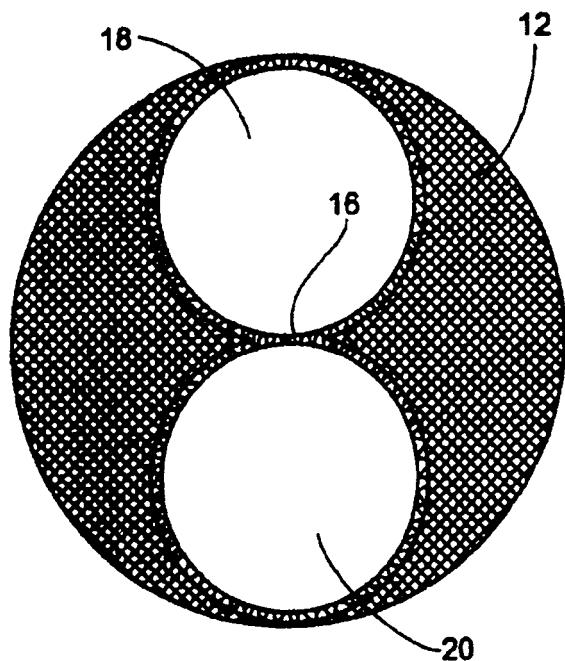


Fig. 7A

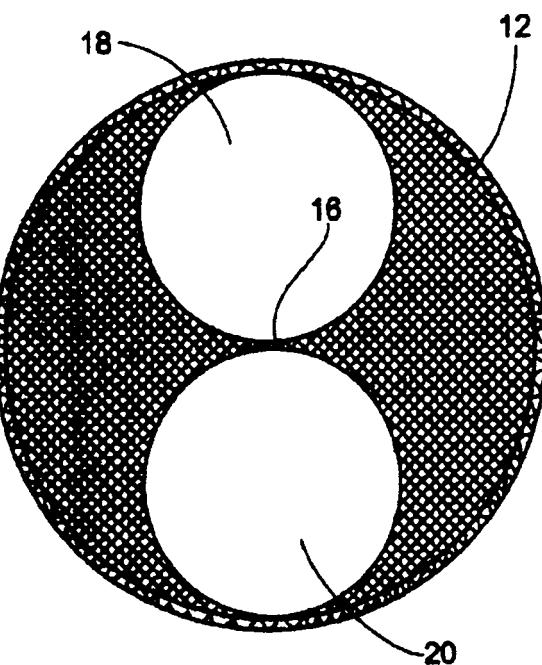


Fig. 7B