

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 405 596**

51 Int. Cl.:

A61F 2/82 (2013.01)

A61F 2/86 (2013.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.02.2004 E 10176584 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.01.2013 EP 2275056**

54 Título: **Dispositivo médico con estructura potenciadora de la visibilidad de la resonancia magnética**

30 Prioridad:

06.02.2003 US 359970

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

31.05.2013

73 Titular/es:

**BOSTON SCIENTIFIC LIMITED (100.0%)
The Corporate Centre Bush Hill Bay Street
St. Michael , BB**

72 Inventor/es:

**WEBER, JAN y
WANG, LIXIAO**

74 Agente/Representante:

PÉREZ BARQUÍN, Eliana

ES 2 405 596 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).

DESCRIPCIÓN

Dispositivo médico con estructura potenciadora de la visibilidad de la resonancia magnética

5 Antecedentes de la invención

La presente invención se refiere de forma general a dispositivos para su uso en tratamientos vasculares. Más en particular, la presente invención se refiere a dispositivos usados en tratamientos vasculares que incorporan una estructura potenciadora de la visibilidad de la resonancia magnética, estando adaptados los dispositivos para su uso en formación de imágenes por resonancia magnética.

Las endoprótesis vasculares son dispositivos médicos conocidos usados en diversos tratamientos vasculares de pacientes. Comúnmente, las endoprótesis vasculares incluyen un elemento tubular que se puede mover desde una configuración de implante de perfil bajo, plegada, a una configuración expandida, desplegada. En la configuración expandida, un contorno exterior de la endoprótesis vascular se acopla con fricción a un contorno interior de una luz. Después, la endoprótesis vascular desplegada mantiene la luz de forma que está sustancialmente no ocluida y el flujo a través de la misma está sustancialmente no restringido. Sin embargo, diversos diseños de endoprótesis vascular hacen sustancialmente invisible la endoprótesis vascular durante un procedimiento de formación de imágenes por resonancia magnética.

La formación de imágenes por resonancia magnética (IRM) es un procedimiento médico no invasivo que utiliza imanes y ondas de radio para producir una imagen del interior de un cuerpo. Un escáner de IRM puede producir imágenes del interior de un cuerpo sin exponer al cuerpo a radiación ionizante (rayos X). Además, los escáneres de IRM pueden ver a través de hueso y proporcionar imágenes detalladas de los tejidos blandos del cuerpo.

Un escáner de IRM típico incluye un imán que se utiliza para crear un campo magnético homogéneo fuerte. Se sitúa a un paciente en o cerca del imán. El campo magnético hace que una pequeña mayoría de los átomos con momento magnético, también denominado espín, se alineen en la misma dirección que el campo magnético. Cuando se dirige una onda de radio hacia el cuerpo del paciente, los átomos en precesión en el campo magnético con una frecuencia igual a la de la onda de radio se pueden adaptar a la energía de la onda de radio, lo que hace que "giren sobre sí mismos" y se alineen en la dirección opuesta del campo magnético. La frecuencia a la que los átomos con un espín neto precesan en un campo magnético también se denomina frecuencia de Larmor. La alineación opuesta está en un nivel de energía superior en comparación con la orientación original. Por lo tanto, después de retirar la onda de radio, los átomos volverán al estado de energía más baja. A medida que los átomos vuelven al estado energético más bajo, se envía una señal de radio a la frecuencia de Larmor. Estas ondas de radio de retorno crean señales (señales de resonancia) que el escáner detecta a numerosos ángulos alrededor del cuerpo del paciente. Las señales se envían a un ordenador que procesa la información y recopila una imagen o imágenes. Típicamente, aunque no necesariamente, las imágenes son en forma de imágenes de "corte" bidimensionales.

Es deseable una capacidad para visualizar de forma eficaz zonas próximas a una endoprótesis vascular durante un procedimiento de IRM. En particular, puede ser deseable la visualización de zonas del interior y próximas a un elemento tubular de una endoprótesis vascular tanto durante el despliegue como después del despliegue de la endoprótesis vascular en un paciente. No obstante, diversos diseños actuales de endoprótesis vasculares evitan una formación de imágenes adecuada de la zona que rodea a la endoprótesis vascular. En su lugar, las imágenes están distorsionadas y, por tanto, no se pueden usar.

La solicitud de patente de Estados Unidos 2002/0188345 A1 divulga una endoprótesis vascular metálica expansible con discontinuidades de material no conductor. Éstas eliminan las trayectorias eléctricamente conductoras de las células y los anillos de endoprótesis vascular. Esto facilita la formación de imágenes por la endoprótesis vascular con formación de imágenes por resonancia magnética (IRM). El material no conductor puede incluir adhesivos, polímeros, cerámicos, compuestos, nitruros, óxidos, suicidas y carburos. Preferentemente, la discontinuidad tiene una forma tal que, durante la expansión, la discontinuidad se sitúa principalmente en una tensión compresiva.

Sumario de la invención

La invención se refiere a una endoprótesis vascular de acuerdo con la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes 2 a 14 se describen realizaciones preferentes.

Las realizaciones de la presente invención se refieren a dispositivos médicos que reducen la distorsión de imágenes de resonancia médicas tomadas de los dispositivos. En particular, se utilizan diversas estructuras para potenciar la visibilidad cerca y dentro de un elemento tubular de una endoprótesis vascular. La endoprótesis vascular no contiene bucles eléctricamente conductores.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama de bloques parcial de un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética

ilustrativo.

La figura 2 es una ilustración de una bobina en un campo magnético cambiante.

5 La figura 3A es una vista en perspectiva lateral de una endoprótesis vascular.

La figura 3B es una sección transversal de la endoprótesis vascular ilustrada en la figura 3A.

10 La figura 3C es un ejemplo de una porción de una sección transversal de la endoprótesis vascular ilustrada en la figura 3A.

La figura 4 es una vista superior de una porción de una endoprótesis vascular que se ha desplegado.

15 La figura 5 es una vista superior de una endoprótesis vascular que se ha desplegado.

La figura 6A es una vista en perspectiva lateral de una endoprótesis vascular.

La figura 6B es una sección transversal de una porción de la endoprótesis vascular ilustrada en la figura 6A.

20 La figura 7 es una ilustración de dos porciones de anillo conectadas.

La figura 8 es una vista en perspectiva de una endoprótesis vascular que tiene porciones de anillo eléctricamente opuestas.

25 La figura 9A es una vista en perspectiva de una realización alternativa de una endoprótesis vascular que tiene anillos eléctricamente opuestos.

La figura 9B es una porción de la endoprótesis vascular de la figura 9A.

30 Las figuras 1-5 y 7-9 no divulgan realizaciones de la invención.

Descripción detallada de realizaciones ilustrativas

35 La figura 1 es un diagrama de bloques parcial de un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética ilustrativo. En la figura 1, el sujeto 100 sobre la mesa de soporte 110 está situado en un campo magnético homogéneo generado por el generador de campo magnético 120. Típicamente, el generador de campo magnético 120 comprende un imán cilíndrico adaptado para recibir al sujeto 100. El generador de gradiente de campo magnético 130 crea gradientes de campo magnético de fuerza predeterminada en tres direcciones respectivamente ortogonales en momentos predeterminados. De forma ilustrativa, el generador de gradiente de campo magnético 40 130 comprende un juego de bobinas cilíndricas situadas de forma concéntrica dentro del generador de campo magnético 120. En el cuerpo del sujeto 100 está situada una región del sujeto 100 en la que se ha insertado un dispositivo 150, mostrado como una endoprótesis vascular.

45 La fuente de RF 140 irradia energía de frecuencia de radio pulsada en el sujeto 100 y la endoprótesis vascular 150 en momentos predeterminados y con potencia suficiente a una frecuencia predeterminada para influir en los espines magnéticos nucleares de una manera conocida por los expertos en la técnica. La influencia sobre los átomos hace que resuenen a la frecuencia de Larmor. La frecuencia de Larmor para cada espín es directamente proporcional al valor absoluto del campo magnético experimentado por el átomo. Esta fuerza de campo es la suma del campo magnético estático generado por el generador de campo magnético 120 y el campo local generado por el generador 50 de gradiente de campo magnético 130. En un ejemplo ilustrativo, la fuente de RF 140 es una bobina cilíndrica externa que rodea la región de interés del sujeto 100. Esta bobina externa puede tener un diámetro suficiente para incluir al sujeto 100 entero. En su lugar, se pueden usar otras geometrías, tales como cilindros más pequeños diseñados específicamente para tomar imágenes de la cabeza o una extremidad. De forma alternativa, se pueden usar bobinas externas no cilíndricas tales como bobinas de superficie.

55 El receptor de RF 160 externo detecta de forma ilustrativa señales de RF emitidas por el sujeto en respuesta al campo de frecuencia de radio creado por la fuente de RF 140. En una realización ilustrativa, el receptor de RF 160 externo es una bobina cilíndrica externa que rodea la región de interés del sujeto 100. Esta bobina externa puede tener un diámetro suficiente para incluir al sujeto 100 entero. En su lugar, se pueden usar otras geometrías, tales como cilindros más pequeños diseñados específicamente para tomar imágenes de la cabeza o una extremidad. De 60 forma alternativa, se pueden usar bobinas externas no cilíndricas, tales como bobinas de superficie. El receptor de RF 160 externo puede compartir una parte o toda su estructura con la fuente de RF 140 o puede tener una estructura totalmente independiente de la fuente de RF 140. La región de sensibilidad del receptor de RF 160 es mayor que la de la endoprótesis vascular 150 y puede incluir al sujeto 100 entero o una región específica del sujeto 65 100. Las señales de RF detectadas por el receptor de RF 160 externo se envían a la unidad de control de rastreo y formación de imágenes 170, donde se analizan. El controlador 170 muestra las señales recibidas por el receptor de

RF 160 en una pantalla de visualización 190.

El establecimiento de un campo magnético homogéneo, o uniforme, con el generador de campo magnético 120, además de los campos magnéticos de gradiente lineal conmutados activados en diversas secuencias, así como la conmutación temporal de la onda de radio de RF en diversas secuencias, como se conoce en la técnica, permite la producción de imágenes internas del sujeto 100. Es común que el campo magnético que rodea a la endoprótesis vascular 150 esté distorsionado, lo que provoca la distorsión de las imágenes obtenidas cerca de la endoprótesis vascular 150. Esto se debe a que, en general, los dispositivos que incluyen materiales ferromagnéticos distorsionan los campos magnéticos. Por ejemplo, es común que el material y la estructura de la endoprótesis vascular 150 afecten al campo magnético que rodea a la endoprótesis vascular 150. Estos efectos reducen la influencia que el generador de campo magnético 120, el generador de gradiente 130 y la fuente de RF 140 tienen sobre los espines magnéticos nucleares del sujeto 100. En particular, los espines del interior de un elemento tubular de una endoprótesis vascular no se excitan comúnmente durante una IRM y, por tanto, no se detecta ninguna imagen.

Un ejemplo incluye el uso de materiales no ferromagnéticos en la endoprótesis vascular 150 para reducir esta distorsión. Estos materiales incluyen, a modo de ejemplo, platino, iridio, tantalio, titanio, oro, niobio, hafnio aleaciones que presentan propiedades no ferromagnéticas y otros materiales no ferromagnéticos. También se pueden utilizar combinaciones de materiales no ferromagnéticos sin alejarse del alcance de la presente invención. Otro efecto que comúnmente distorsiona el campo magnético que rodea a un dispositivo intravascular se asocia con la ley de Faraday. La ley de Faraday establece simplemente que cualquier cambio en el entorno magnético de una bobina hará que se "induzca" un voltaje (fem) en la bobina. La endoprótesis vascular 150 puede actuar como bobina cuando está implantada en un sujeto durante un procedimiento de IRM. El cambio en el entorno magnético lo provoca, bien la endoprótesis vascular 150 moviéndose dentro de un campo magnético, o bien cambios en el campo magnético próximo a la endoprótesis vascular 150. Por ejemplo, la endoprótesis vascular 150 se puede mover debido al latido del corazón o los cambios en el campo magnético los puede inducir el generador de gradiente 130 o la fuente de RF 140.

De acuerdo con la ley de Faraday, la fem inducida en una bobina es igual al valor en negativo de la velocidad de cambio del flujo magnético a través de la bobina por el número de veces que gira la bobina. Cuando se genera una fem por un cambio en el flujo magnético, la polaridad de la fem inducida produce una corriente que crea un campo magnético que se opone al cambio que lo produce. En consecuencia, el campo magnético inducido dentro de cualquier bucle de alambre actúa para mantener constante el flujo magnético dentro del bucle.

La figura 2 ilustra adicionalmente este efecto. La bobina 200 se ha situado en un campo magnético producido por el imán 202. El campo magnético está representado por un vector B . Cualquier cambio en el campo magnético B , representado en el presente documento como ΔB , provoca una corriente, representada como la flecha 204, que se va a producir en la bobina 200. La corriente 204 hace que se induzca un campo magnético B_i , que se opone al cambio ΔB .

Al intentar producir una imagen de la endoprótesis vascular 150 del interior del sujeto 100, la endoprótesis vascular actúa como una bobina o, en función de la estructura de la endoprótesis vascular, como varias bobinas. Durante diversas fases de un procedimiento de IRM para influir en los espines nucleares, se genera un cambio en el campo magnético del interior de la endoprótesis vascular. Por ejemplo, el generador de gradiente 130 puede generar un pulso con el fin de influir en los espines que va a analizar el controlador 170. Por tanto, el generador de gradiente 130 cambia el campo magnético y, en consecuencia, por la ley de Faraday, se contraponen un cambio del campo magnético próximo a la endoprótesis vascular. Como consecuencia, los espines próximos a la endoprótesis vascular no se excitan y las imágenes de la endoprótesis vascular muestran una carencia de señal.

Con el fin de reducir el efecto de la ley de Faraday sobre los espines del interior de la endoprótesis vascular, se han realizado diversos diseños de endoprótesis vascular de acuerdo con realizaciones de la presente invención. Se evita la creación de bucles eléctricos en el interior de una estructura de endoprótesis vascular. En otro ejemplo, se usa una estructura en la que a una corriente que se mueve en una dirección se le opone una corriente paralela que se mueve en la dirección opuesta. Usando estos diseños, se potencia la visibilidad de una endoprótesis vascular durante un procedimiento de IRM.

En la figura 3A se ilustra la endoprótesis vascular 320. La endoprótesis vascular 320 incluye una pluralidad de bandas o anillos 322 envueltos alrededor de un eje central 323 para formar una estructura 321 generalmente tubular. Los anillos 322 se pueden fabricar de un material que sea sustancialmente no ferromagnético. De forma ilustrativa, los anillos 322 están equidistantes alrededor del eje 323 y son flexibles para permitir la flexión de la estructura tubular 321. La flexibilidad de la estructura tubular 321 permite colocar la endoprótesis vascular 320 en diversas luces de diferentes formas y tamaños. Los anillos 322 se acoplan con fricción a un contorno interior de una luz cuando la estructura tubular 321 está abierta para permitir el flujo de fluido a través de la misma. Cada uno de los anillos 322 se extiende axialmente desde un primer extremo 324 de la endoprótesis vascular 320 hasta un segundo extremo 326 de la endoprótesis vascular 320 y termina en cada extremo para evitar la formación de bucles eléctricos.

Se ha aplicado un material aislante a cada uno de los anillos 322 antes del montaje de la estructura tubular 321. El material aislante se podría aplicar a los anillos 322 se diversas maneras, tales como recubrimiento y depósito, por ejemplo. Así, cada uno de los anillos 322 está separado de los demás por el material aislante. En consecuencia, cada uno de los anillos 322 está eléctricamente aislado de cada uno de los demás anillos con el fin de evitar la formación de bucles eléctricos en la estructura tubular 321. Se pueden usar diversos materiales aislantes, incluidos, como ejemplos, materiales poliméricos y cerámicos. Como apreciarán los expertos en la técnica, también se pueden usar otras estructuras de endoprótesis vascular tales como estructuras de malla o tejidas.

Como se ilustra, diversos anillos 322 de la estructura tubular 321 se cruzan en un ángulo para formar una estructura trenzada. Por ejemplo, los anillos 328 y 330 se cruzan en un ángulo. La figura 3B ilustra una sección transversal de una intersección entre los anillos 328 y 330. En el punto de intersección, el material aislante 332 que recubre el anillo 328 se acopla con el material aislante 334 que recubre el anillo 330. Por tanto, los anillos 328 y 330 están eléctricamente aislados uno de otro y separados por sus respectivos materiales aislantes.

Se apreciará que no es necesario que todos los anillos de una endoprótesis vascular estén recubiertos con un material aislante. El material aislante es necesario únicamente para evitar cualquier bucle eléctricamente conductor. Por ejemplo, se puede aplicar el recubrimiento sólo a uno de los anillos de un punto de intersección con otro anillo. Adicionalmente, los anillos de intersección pueden estar fabricados de diferentes materiales, tal como que el anillo 328 sea eléctricamente conductor y el anillo 330 esté fabricado de un material aislante. La figura 3C ilustra un punto de intersección en el que un anillo 330 está en contacto con el material aislante 332 recubierto sobre el anillo 328. El anillo 330 no incluye un recubrimiento aislante. Sólo es necesario que el recubrimiento de material aislante esté presente en el punto de intersección y se puede aplicar antes o después del montaje de los anillos 328 y 330. En una realización, se usa un tubo termocontráctil que comprende politetrafluoroetileno (PTFE) para recubrir uno de los anillos. Se apreciará además que el recubrimiento no tiene que incluir la circunferencia total del anillo, sino sólo una sección del anillo, para evitar el contacto eléctrico entre dos anillos. Por ejemplo, se puede recubrir un alambre plano con material aislante en un lado, en el que el lado con el recubrimiento aislante se cruza con otro anillo.

La figura 4 ilustra una vista en planta desplegada de una porción de una endoprótesis vascular 340 de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención. Los anillos 342, 344 y 346 se extienden axialmente a lo largo de la endoprótesis vascular 340. Todos y cada uno de los anillos 342, 344 y 346 tienen forma en zigzag y se encuentran en diversos puntos de intersección. Los anillos 342 y 346 están recubiertos con un material aislante. En otro ejemplo, los anillos 342 y 346 están fabricados de un material cerámico o polimérico. Como se ilustra en la figura 4B, en un punto de intersección entre el anillo 342 y 344, se puede usar un conector 348 adecuado. El conector 348 puede ser un anillo o un tubo que mantiene juntos los anillos 342 y 344.

La figura 5 ilustra una vista en planta desplegada de una endoprótesis vascular 350. La endoprótesis vascular 350, cuando está envuelta alrededor de un eje central 352, forma una estructura generalmente tubular. La endoprótesis vascular 350 incluye un anillo 354 ondulado formado de una pluralidad de picos 356 y valles 358. Si se desea, se puede recubrir el anillo 354 con un material aislante.

Un patrón del anillo 354 ondulado comprende elementos semicirculares que soportan un área de superficie mayor de una luz. También se pueden usar otros tipos de patrones. El anillo 354 también incluye los extremos libres 360 y 362 que terminan en extremos opuestos de la endoprótesis vascular y evitan la formación de bucles eléctricos dentro del elemento tubular 351.

Asimismo, el anillo 354 está enrollado de forma que se forma una pluralidad de filas 366 en el elemento tubular 351. Para potenciar la integridad estructural de la endoprótesis vascular 350, se disponen conectores 364 entre las filas 366 del anillo 354. Para evitar la formación de bucles eléctricos en el elemento tubular 351, los conectores 364 están fabricados, de forma ilustrativa, de un material aislante, tal como un polímero o un cerámico. De forma alternativa, el conector 364 puede ser un alambre metálico recubierto con un material aislante y conectado entre las filas 366 de modo que no se realice una conexión eléctrica con el anillo 354.

En la realización de la presente invención, se usa un material radiopaco sobre endoprótesis vasculares con el fin de potenciar su visibilidad en procedimientos de rayos X. Típicamente, se aplica una capa metálica radiopaca en las endoprótesis vasculares fabricadas de diversos polímeros o cerámicos que no son radiopacos. Típicamente, la capa radiopaca distorsiona las imágenes de resonancia magnética como se analizó anteriormente. Con el fin de evitar la formación de bucles eléctricos en la capa radiopaca, se puede usar una endoprótesis vascular 370 similar a la mostrada en la figura 6A. La endoprótesis vascular 370 forma una estructura 371 generalmente tubular cuando está en posición desplegada, formada por una pluralidad de elementos con forma de bobina 372. Para cada uno de la pluralidad de elementos con forma de bobina 372, se usa un material aislante, de forma ilustrativa un material polimérico o cerámico, para separar porciones de una capa radiopaca para evitar que se formen bucles eléctricos dentro de la endoprótesis vascular.

La figura 6B ilustra una sección transversal de una porción denominada 6B de la endoprótesis vascular de la figura 6A. Una capa de base 376 comprende un material polimérico o cerámico. Después, se aplica la capa radiopaca 378 al conector polimérico o cerámico. No obstante, se hacen huecos 380 en la capa radiopaca, de forma que dicha

capa superior polimérica o cerámica 382 puede recubrir la capa radiopaca 378 y evitar cualquier conexión entre porciones de la capa radiopaca 378 rellenando los huecos 380 con material aislante. Así, las porciones de la capa radiopaca 378 están separadas entre sí por el material aislante de los huecos 380. Se pueden hacer huecos 380 en la capa radiopaca mediante un procedimiento de enmascaramiento durante un procedimiento de recubrimiento o por ablación con láser una vez de ha depositado la capa radiopaca. De forma ilustrativa, cada uno de la pluralidad de elementos con forma de bobina incluye al menos un hueco 380 formado en la capa radiopaca 378, estando relleno el hueco de material aislante.

En un ejemplo alternativo, se escoge un diseño en el que los anillos de una endoprótesis vascular están retorcidos de tal manera que una corriente en una dirección está contrarrestada por una corriente en la dirección opuesta. Esto se explica con respecto a la figura 7. La figura 7 ilustra una primera porción de anillo 400 con extremos 401 y 402 separados y una segunda porción de anillo 404 que incluye los extremos 405 y 406 separados.

Todas y cada una de las porciones de anillo están conectadas entre sí por medio de unos conectores 408 y 410. El conector 408 conecta el extremo 401 de la porción de anillo 400 al extremo 405 de la porción de anillo 404. El conector 410 conecta el extremo 402 de la porción de anillo 400 al extremo 406 de la porción de anillo 404. De forma colectiva, las porciones de anillo 400 y 404 están conectadas juntas para formar un anillo 411 que tiene un hueco 412 a lo largo de un contorno del anillo 411.

En consecuencia, cuando las porciones de anillo 400 y 404 se someten a un campo magnético cambiante representado como ΔB , se contrapondrá la corriente que fluye en cada una de las porciones de anillo 400 y 404, lo que se representa mediante las flechas 414 y 416. Esto permite que los espines, por ejemplo el espín 418, se exciten por la fuente de RF 140 y el generador de gradiente 130. Cuando se usa en una endoprótesis vascular, una pluralidad de anillos similar al anillo 411 permite que se exciten los espines del interior de un elemento tubular de la endoprótesis vascular.

La figura 8 ilustra una pluralidad de anillos 411 conectados juntos en una endoprótesis vascular 420. Los anillos 411 incluyen las porciones de anillo 400 y 404, como se describe anteriormente. Las porciones de anillo 400 y 404 tienen extremos separados 401, 402 y 405, 406, respectivamente. De forma colectiva, las porciones de anillo de los anillos 411 definen huecos 412 a lo largo de un contorno exterior de cada uno de los anillos 411. Con el fin de mejorar la integridad estructural de la endoprótesis vascular 420, se pueden separar los huecos 412 radialmente alrededor de la circunferencia de la estructura tubular de la endoprótesis vascular. En un ejemplo, al menos uno de los huecos 412 está separado radialmente de al menos uno de los demás huecos 412 alrededor de la circunferencia de la endoprótesis vascular 420.

Se pueden usar otros ejemplos con anillos eléctricamente opuestos. Por ejemplo, se puede usar una endoprótesis vascular como la mostrada en la figura 9A en formación de imágenes por resonancia magnética. Dado que cada una de las corrientes generadas en los anillos se compensa por una corriente opuesta correspondiente, el interior de la endoprótesis vascular es visible durante la formación de imágenes por resonancia magnética desde diversos ángulos. La endoprótesis vascular 450 incluye una pluralidad de anillos 452 similares al anillo 411 ilustrado en la figura 7. Cada uno de los anillos 452 tiene un hueco 454 correspondiente a lo largo de un contorno de la endoprótesis vascular 450 en una dirección axial con respecto al eje central 455. En consecuencia, se excitan los espines del interior de la endoprótesis vascular 450 y se potencia la visibilidad de IRM dentro de la endoprótesis vascular 450. La pluralidad de anillos 452 están unidos entre sí mediante conectores 456. De forma ilustrativa, los conectores 456 están fabricados de un material aislante.

La figura 7B ilustra una porción denominada 8B de la endoprótesis vascular de la figura 7A. El anillo 460 incluye una primera porción de anillo 462 y una segunda porción de anillo 464. La porción de anillo 462 tiene extremos 466 y 468 separados y la porción de anillo 464 tiene extremos 470 y 472 separados. El conector 474 conecta el extremo 466 al extremo 470, mientras que el conector 476 conecta el extremo 468 al extremo 472. Las porciones de anillo 462 y 464 también definen un hueco 478 a lo largo del contorno exterior del anillo 460. Cada uno de los demás anillos 452 está construido de forma similar al anillo 460.

Los materiales aislantes del interior de las endoprótesis vasculares de los ejemplos anteriores pueden ser diversos materiales poliméricos o cerámicos. Un material de este tipo es el ePTFE (politetrafluoroetileno expandido). Se pueden comprar diversas fibras, películas y tubos de ePTFE de Zeus Industrial Products de Orangeburg, Carolina del Sur; International Polymer Engineering de Tempe, Arizona; y W.L. Gore & Associates, Inc. de Elkton, Maryland. Los materiales de ePTFE son blandos, microporosos (en el presente documento diversos tamaños de poro de 0,2-3 micrómetros), flexibles y presentan propiedades dieléctricas, resistencia y biocompatibilidad. Con las fibras o películas flexibles se pueden fabricar conexiones de conectores de endoprótesis vascular y calentarlas después hasta 372 °C durante aproximadamente 10 minutos. En consecuencia, las conexiones de ePTFE se adhieren juntas para formar conectores de endoprótesis vascular. Los tratamientos térmicos pueden ser variados y, en general, se llevan a cabo 10 °C por debajo de la temperatura de fusión o degradación del PTFE. Los tratamientos aumentan la resistencia a la tracción de las películas, tubos o fibras de ePTFE. Existen diversas maneras distintas de fabricar el ePTFE. Por ejemplo, se pueden conectar conectores de endoprótesis vascular mediante tubos de varias capas, sometidos después a tratamientos térmicos. También se puede envolver la película de ePTFE alrededor de

conectores de endoprótesis vascular para fabricar las conexiones.

Aunque se ha descrito la presente invención con referencia a realizaciones ilustrativas, los trabajadores expertos en la técnica reconocerán que se pueden realizar cambios en la forma y los detalles sin alejarse del alcance de la invención.

5

REIVINDICACIONES

1. Una endoprótesis vascular que comprende:

5 una estructura generalmente tubular con una pluralidad de elementos estructurales eléctricamente conductores formados tal que los cambios en el campo magnético en una región inmediatamente próxima a la estructura tubular, inducidos por un procedimiento de formación de imágenes por resonancia magnética, están sustancialmente no obstruidos por la estructura generalmente tubular; caracterizada porque la estructura generalmente tubular comprende:

10 una capa radiopaca (378) que cubre la estructura tubular, teniendo la capa radiopaca huecos (380) formados en ella con el fin de evitar la formación de bucles eléctricos en la capa radiopaca (378); y

15 un material aislante dispuesto en los huecos (380) de la capa radiopaca (378).

2. La endoprótesis vascular de una de las reivindicaciones anteriores, en la que el material aislante cubre la capa radiopaca (378).

20 3. La endoprótesis vascular de una de las reivindicaciones anteriores, en la que la estructura generalmente tubular está formada por una pluralidad de elementos con forma de bobina (372), en la que cada elemento con forma de bobina (372) incluye un hueco formado en la capa radiopaca (378) y material aislante dispuesto en el hueco.

25 4. La endoprótesis vascular de una de las reivindicaciones anteriores, en la que la estructura generalmente tubular comprende un material polimérico o cerámico.

5. La endoprótesis vascular de una de las reivindicaciones 1 a 4, que comprende una capa de base (376) que comprende material polimérico o cerámico a la que se aplica la capa radiopaca (378).

30 6. La endoprótesis vascular de una de las reivindicaciones 1 a 5, en la que se hacen huecos (380) en la capa radiopaca (378) de forma que dicha capa superior polimérica o cerámica (382) puede recubrir la capa radiopaca (378) y evitar cualquier conexión entre porciones de la capa radiopaca (378) rellenando los huecos (380) con material aislante.

35 7. La endoprótesis vascular de una de las reivindicaciones 1 a 6, en la que se hacen huecos (380) en la capa radiopaca (378) mediante un procedimiento de enmascaramiento durante el procedimiento de recubrimiento o mediante ablación con láser una vez se ha depositado la capa radiopaca (378).

8. La endoprótesis vascular de una de las reivindicaciones 1 a 7, en la que la capa radiopaca (378) es metálica.

40 9. La endoprótesis vascular de la reivindicación 1, en la que la estructura generalmente tubular comprende una pluralidad de anillos generalmente dispuestos coaxialmente conectados entre sí de forma que una corriente inducida en anillos adyacentes fluye en direcciones opuestas en el anillo adyacente.

45 10. La endoprótesis vascular de la reivindicación 1, en la que la pluralidad de elementos estructurales eléctricamente conductores tienen cada uno una conformación global que hace a los elementos estructurales eléctricamente conductores eléctricamente discontinuos.

11. La endoprótesis vascular de la reivindicación 10, en la que los elementos estructurales comprenden:

50 una pluralidad de anillos que tienen un material aislante dispuesto sobre ellos y separados alrededor de un eje central de la estructura generalmente tubular, estando separada la pluralidad de anillos entre sí por el material aislante.

55 12. La endoprótesis vascular de la reivindicación 10 o 11, en la que el material aislante es un material polimérico o un material cerámico.

60 13. La endoprótesis vascular de la reivindicación 11 o 12, en la que cada uno de la pluralidad de anillos se extiende axialmente desde un primer extremo de la endoprótesis vascular hasta un segundo extremo de la endoprótesis vascular en una conformación en espiral, preferentemente en la que al menos dos de los anillos se cruzan en un ángulo en un punto de intersección, y en la que en el punto de intersección, el material aislante de uno de los al menos dos anillos se acopla con el material aislante del otro de los al menos dos anillos.

65 14. La endoprótesis vascular de una de las reivindicaciones anteriores, en la que los elementos estructurales eléctricamente conductores comprenden un material sustancialmente no ferromagnético, preferentemente en la que el material sustancialmente no ferromagnético es al menos uno de platino, iridio, tantalio, titanio, niobio, hafnio y oro.

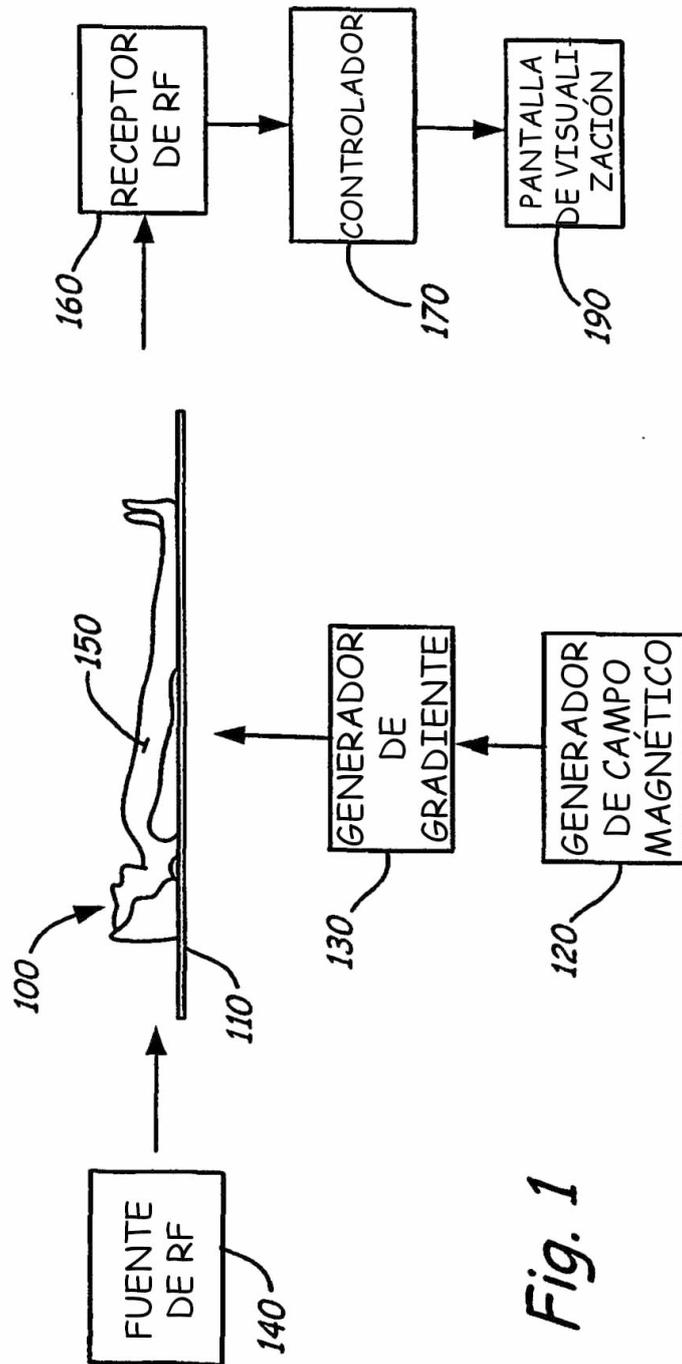
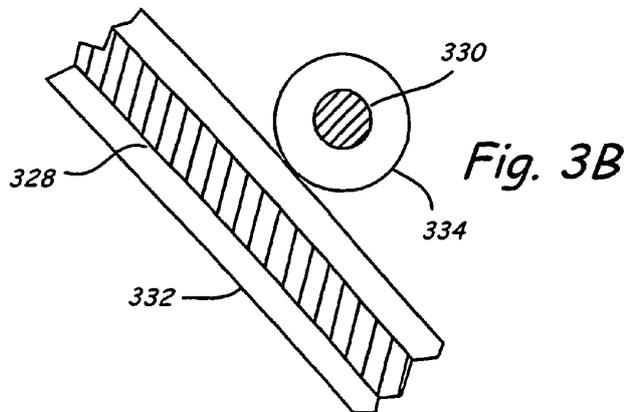
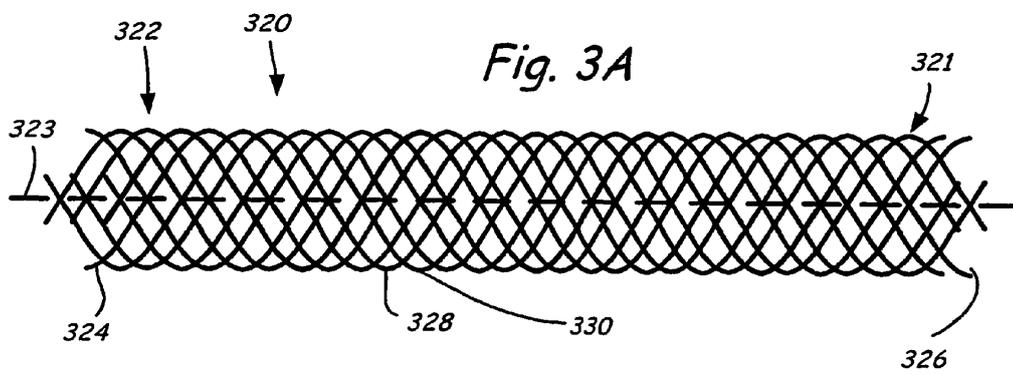
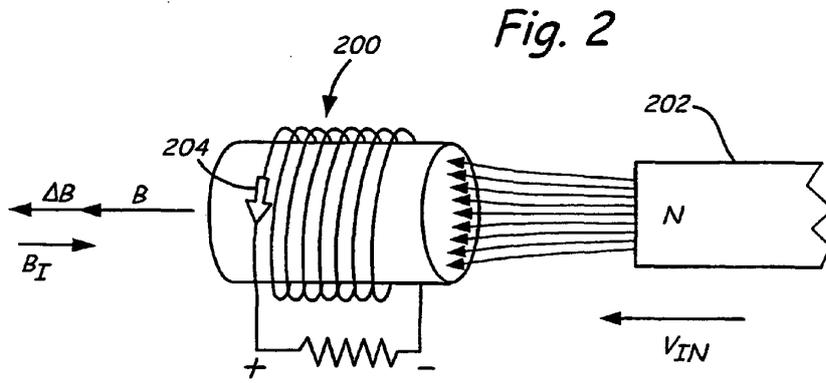


Fig. 1



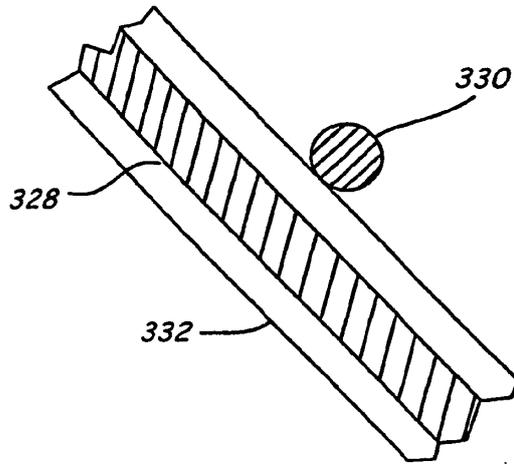


Fig. 3C

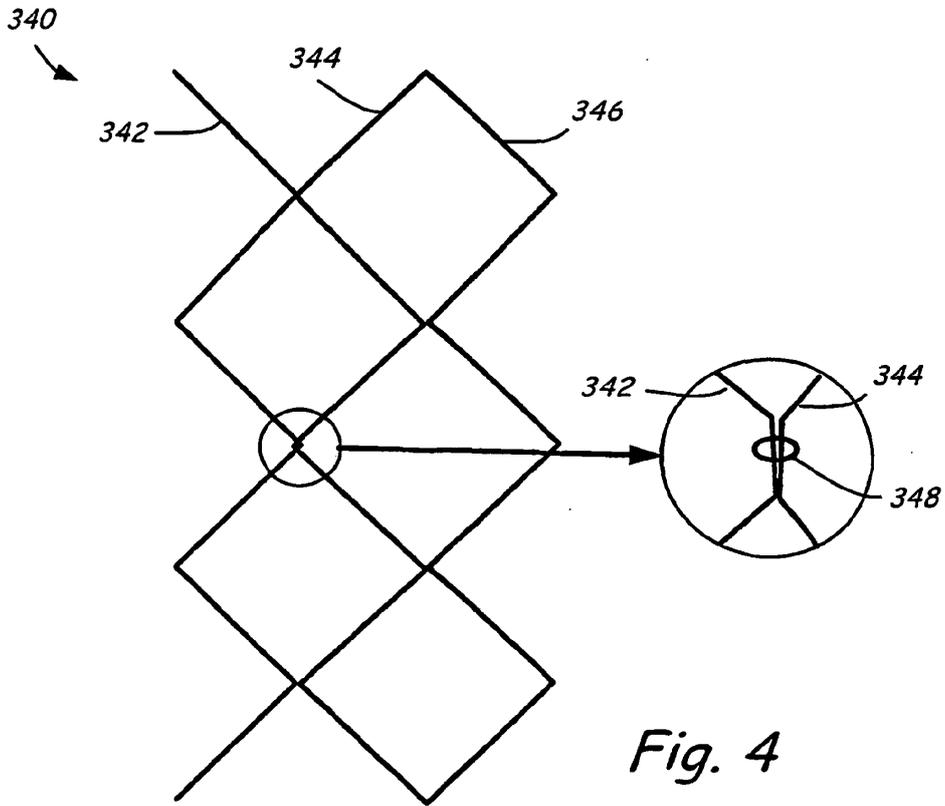


Fig. 4

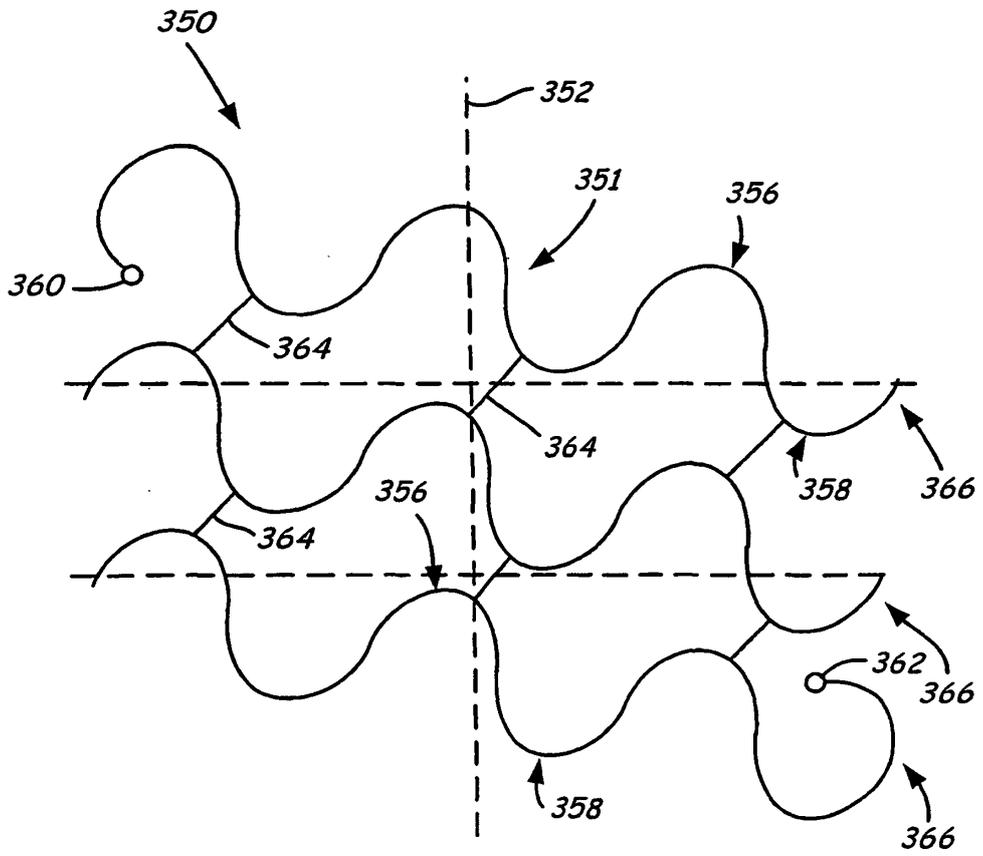


Fig. 5

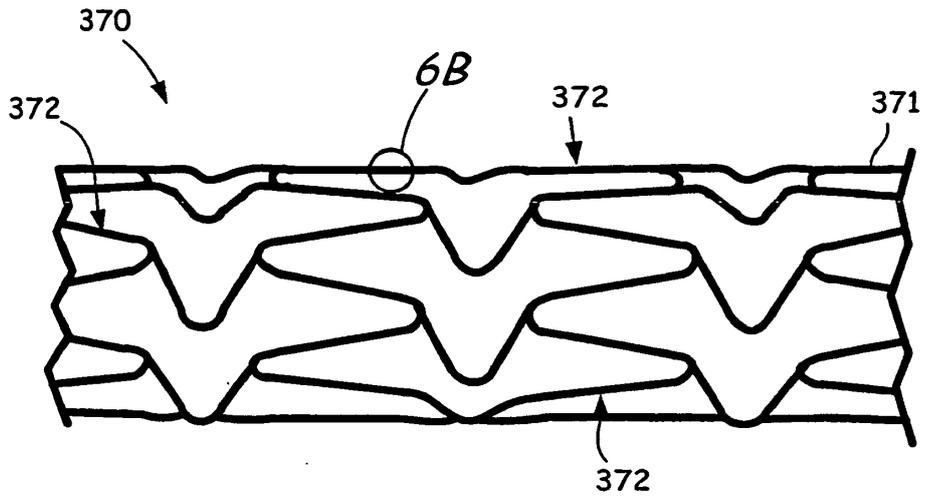


Fig. 6A

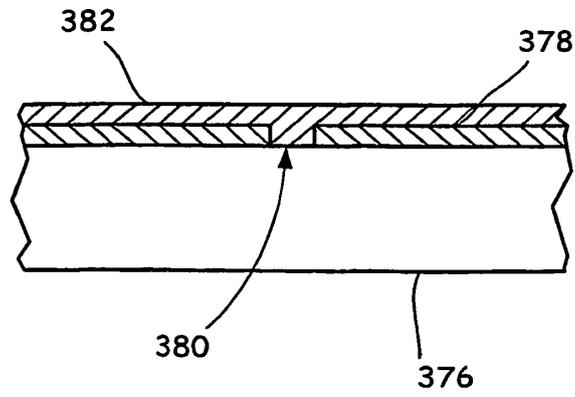
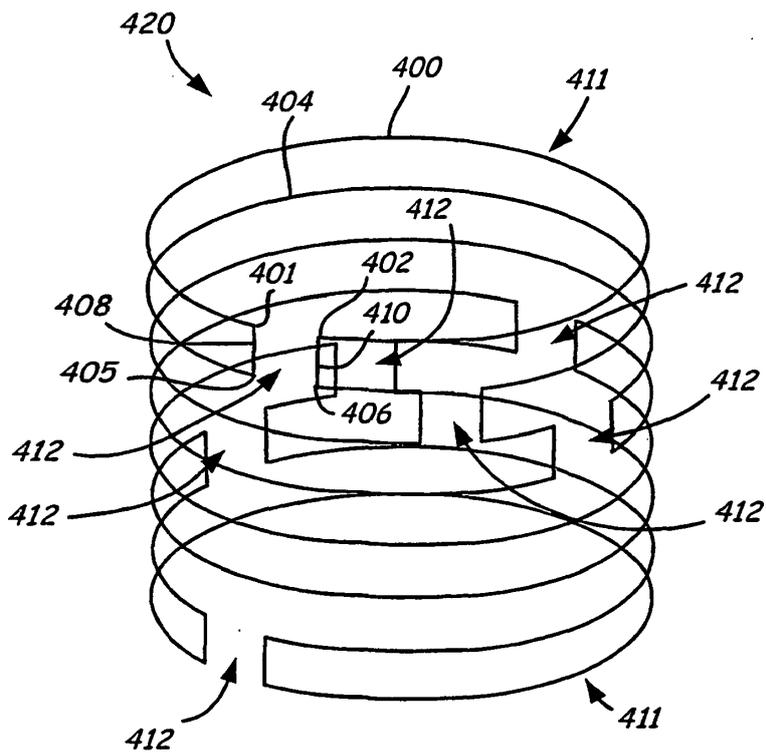
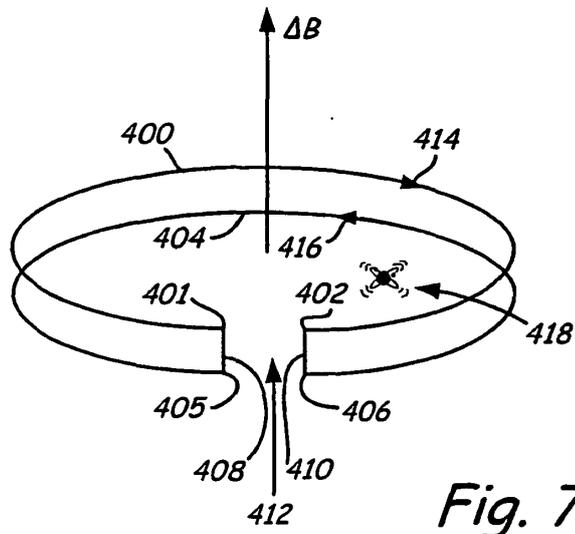


Fig. 6B



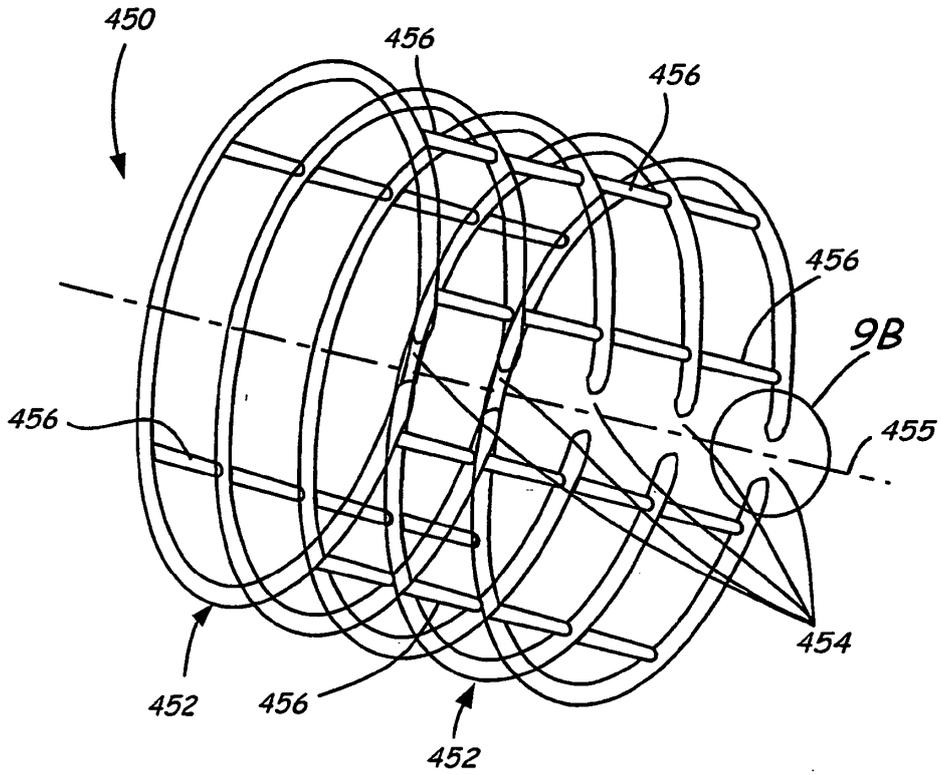


Fig. 9A

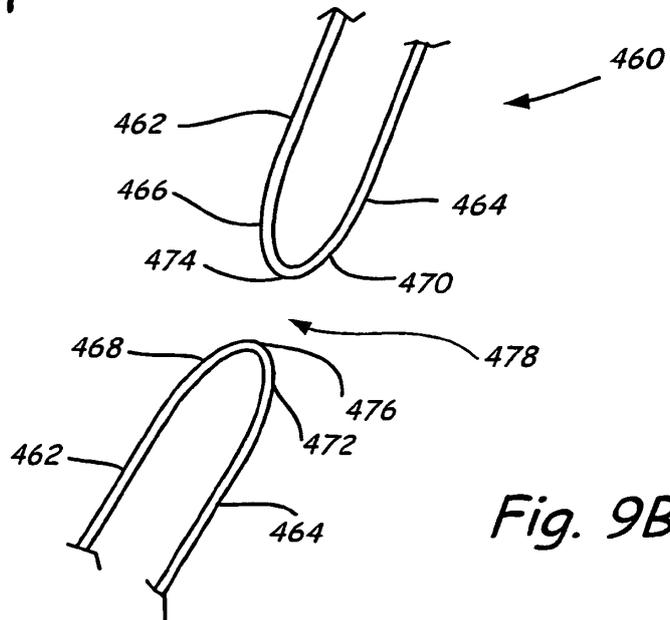


Fig. 9B