



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 271 223**

⑤1 Int. Cl.:  
**A61B 8/12** (2006.01)

①2

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑧6 Número de solicitud europea: **02707752 .8**

⑧6 Fecha de presentación : **07.02.2002**

⑧7 Número de publicación de la solicitud: **1363540**

⑧7 Fecha de publicación de la solicitud: **26.11.2003**

⑤4 Título: **Catéter de imágenes para utilizar dentro de un catéter guía.**

③0 Prioridad: **02.03.2001 US 798563**

④5 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**16.04.2007**

④5 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**16.04.2007**

⑦3 Titular/es: **Boston Scientific Scimed, Inc.**  
**One Scimed Place**  
**Maple Grove, Minnesota 55311, US**

⑦2 Inventor/es: **Wasicek, Lawrence**

⑦4 Agente: **Isern Jara, Jorge**

ES 2 271 223 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

Catéter de imágenes para utilizar dentro de un catéter guía.

### Campo de aplicación

El presente invento hace referencia principalmente al campo de los catéteres de imágenes y, concretamente, a un catéter de imágenes para utilizarse dentro de un catéter guía con un diámetro externo pequeño, como un catéter guía francés del número 5.

### Descripción

Los catéteres de imágenes se utilizan junto con los catéteres guía para acceder al sistema vascular de un paciente y realizar comprobaciones en el mismo. La finalidad del catéter guía es introducir más fácilmente el catéter de imágenes en el sistema vascular. El catéter guía se introduce normalmente por vía percutánea en el sistema arterial del paciente a través de la arteria femoral situada en la ingle. Con la ayuda de un hilo guía, el catéter guía puede avanzar por el interior del sistema vascular del paciente.

Una vez colocado el catéter guía, el catéter de imágenes se introduce en el catéter guía en paralelo al hilo guía. Esta clase de catéteres de imágenes, conocidos también como catéteres de ultrasonido intravasculares (IVUS, por sus siglas en inglés), cuentan con un componente de imágenes por ultrasonido situado en el extremo distal del catéter para generar imágenes del vaso en secciones transversales. Dado que el hilo guía y el catéter de imágenes deben utilizarse a la vez dentro del catéter guía, el diámetro interno del catéter guía debe ser por lo menos igual a la suma de los diámetros externos del hilo guía y el catéter de imágenes.

La patente US 5.879.305 presenta un aparato y un método para introducir un catéter de imágenes en la vasculatura coronaria. Un catéter guía con extremos proximal y distal y un lumen entre los mismos se introduce mediante un hilo guía de modo que el extremo distal accione un *ostium* coronario. Un catéter de imágenes con un elemento tubular alargado se introduce a continuación a través del catéter guía. Además, el catéter guía incorpora una marca en su extremo distal, en una orientación predefinida. A través del catéter de imágenes, puede generarse una imagen de la marca, con lo que es posible obtener información acerca de la orientación relativa de la marca y la vasculatura coronaria y, por tanto, sobre la posición del extremo distal del catéter guía.

Puesto que los catéteres de imágenes utilizados hasta la fecha tienen diámetros externos relativamente grandes, no son compatibles con los catéteres guía más pequeños, como los catéteres guía franceses del número 5. Esta incompatibilidad resulta un problema, ya que para acceder a vasos coronarios más pequeños puede ser necesario utilizar un catéter guía francés del número 5, por lo que en este caso no sería posible obtener imágenes de ultrasonido.

Por tanto, resulta conveniente ofrecer un catéter de imágenes mejorado con un diámetro externo menor que permita que el catéter de imágenes sea compatible con un catéter guía inferior, como un catéter francés del número 5.

Esto es posible gracias a un sistema de catéter con las prestaciones descritas en la reivindicación 1. Las aplicaciones preferentes se describen en las reivindicaciones subordinadas.

El invento presenta otras ventajas que un usuario

experimentado podrá apreciar a través de las figuras y las descripciones detalladas que siguen.

### Descripción breve de los dibujos

Las ilustraciones muestran el diseño y la utilidad de las aplicaciones preferentes del invento. Los componentes de las ilustraciones no se muestran necesariamente a escala, ya que se ha preferido hacer hincapié en ejemplificar los principios subyacentes de cada forma de realización. Además, en los dibujos, los números de referencia similares designan las partes correspondientes en las diferentes vistas.

La figura 1 muestra un ejemplo de forma de realización de un catéter guía;

La figura 2 muestra un corte con una vista lateral parcial de un ejemplo de una forma de realización de un catéter de imágenes;

La figura 2A muestra una vista de una sección transversal del catéter de imágenes de la figura 2 realizado a lo largo de la línea 2A-2A;

La figura 3 muestra un ejemplo de una forma de realización del catéter guía, el catéter de imágenes y el hilo guía;

La figura 3A muestra una vista de una sección transversal del catéter guía, el catéter de imágenes y el hilo guía de la figura 3 realizado a lo largo de la línea 3A-3A;

La figura 4-9 muestra aplicaciones adicionales del catéter de imágenes.

### Descripción de la forma de realización preferente

En referencia a la figura 1, a continuación se describe un ejemplo de una forma de realización del catéter guía 10. El catéter guía 10 incluye un cuerpo de catéter tubular flexible 12 con un extremo proximal 14 y un extremo distal 16. Normalmente se fija un alojamiento proximal 18 con una válvula hemostática al extremo proximal 14 del cuerpo del catéter 12 y se incluye una toma lateral 20 para inyectar fluidos, como salinos y medios de contraste, en el catéter guía 10. El catéter guía 10 debe ser preferentemente un catéter guía francés del número 5 con un diámetro de lumen de aproximadamente 0,147 cm (0,058 pulgadas).

El tubo del catéter guía puede ser de una amplia variedad de materiales compatibles biológicamente, aunque normalmente se compone de polímeros naturales o sintéticos como silicona, goma, caucho natural, polietileno, polivinilclorido, poliuretanos, poliésteres, politetrafluoretlenos (PTFE) y similares. Las técnicas concretas para elaborar catéteres guía a partir de estos materiales son ampliamente conocidas en el sector.

Los catéteres de imágenes de ultrasonido también son ampliamente conocidos en el sector y normalmente utilizan un transductor de ultrasonido montado en un extremo distal del cuerpo del catéter. Estos catéteres de imágenes están ajustados para admitir y recibir energía de ultrasonido dentro de un plano de imagen situado en posición normal en relación con la dirección axial del catéter. Durante su uso, un motor externo acciona un árbol motor que genera una rotación mecánica del transductor de imágenes de ultrasonido en relación con el plano de la imagen para elaborar una imagen en sección transversal del punto en cuestión. Las imágenes deben visualizarse a ser posible en un monitor, para que el médico pueda observar el sistema vascular mientras realiza la intervención.

La figura 2 y la figura 2A muestran un ejemplo de una forma de realización de un catéter de imágenes de ultrasonido flexible 100. El catéter de imágenes

100 está adaptado para colocarse dentro del sistema vascular a través de procedimientos convencionales y ampliamente conocidos para guiar el catéter de imágenes flexible 100 a través de diferentes vasos sanguíneos a lo largo de un circuito que puede empezar, por ejemplo, con una introducción percutánea mediante perforación de la arteria femoral.

El catéter incorpora un cuerpo tubular alargado 102 que forma un lumen 104 cuyas dimensiones internas permiten deslizar en su interior un procesador de imágenes 118. El procesador de imágenes incluye un árbol motor flexible 120 conectado a un alojamiento del transductor 122 con un transductor incorporado 124. El transductor 124 generalmente tiene forma de disco. El procesador de imágenes 118 es capaz de realizar un movimiento de translación sobre su eje central y, además, puede rotar sobre su eje central a velocidades superiores a las 1.800 rpm. Puede encontrarse más información sobre procesadores de imágenes rotatorios y motorizados en la patente estadounidense número 6,004,269.

El elemento tubular alargado 102 incluye un extremo proximal dotado de unas paredes extremadamente finas que sin embargo no perjudican la rigidez. Tal y como se expone más adelante, los catéteres de imágenes con paredes finas son necesarios para hacerlos compatibles con catéteres de diámetros externos pequeños, como un catéter guía francés del número 5. Además, el elemento tubular 102 debe ser resistente a la temperatura, la fatiga y los productos químicos y debe mostrar un excelente comportamiento de flexión, impacto y torsión. Entre los materiales adecuados para el elemento tubular 102 se incluyen, sólo a modo ilustrativo, resinas de ingeniería como politeretercetona (PEEK), poliimidas, compuestos trenzados y bobinados e hipotubos. Un tubo de cobertura 110) compuesto de un material adecuado, como el polietileno, uretano, PEBAX<sup>TM</sup> u otros plásticos, está laminado por encima del elemento tubular 102. Dicho tubo de cobertura 110 aporta tanta integridad estructural al catéter 100 como una superficie externa suave para facilitar el movimiento axial al pasar por el cuerpo de un paciente con una fricción mínima.

Una ventana de imágenes acústicas 112, de forma preferiblemente redonda, está conectada a un extremo distal del elemento tubular alargado 102 y forma así una punta adjunta del catéter 100. La ventana de imágenes acústicas 112 está compuesta preferiblemente de materiales como el polietileno, que muestra una excelente combinación de transparencia, calidad de imagen y resistencia al calor y los productos químicos. También es posible que la ventana de imágenes acústicas 112 esté formada por otros termoplásticos adecuados como polietileno, uretano, TPX<sup>TM</sup> (copolímero de metilpenteno) o PEBAX<sup>TM</sup>.

La ventana de imágenes acústicas 112 tiene el extremo abierto proximal y el extremo distal con forma redonda y está vinculado a una sección externa distal en circunferencia del elemento tubular 102 para formar una punta adjunta del catéter 114, en la que los extremos respectivos del tubo de cobertura 110 y de la ventana de imágenes acústicas 112 están conectados por una junta común 116. Para reducir el grosor de la junta común 116 se utiliza termosoldado de perfil bajo para unir la ventana de imágenes acústicas 112 al tubo de cobertura 110. El uso del termosoldado de perfil bajo reduce notablemente el grosor de la junta común 116 en comparación con las juntas superpuestas

anteriores, como las juntas superpuestas adhesivas o las juntas solapadas.

El diámetro externo del extremo proximal de la ventana 112 es prácticamente igual al del tubo de cobertura incorporado 110, para dotar a la junta 116 de una superficie suave. Tal y como se expone en la figura 2A, la porción superior opcional 106 del elemento tubular alargado 102 forma un lumen inferior 108 que puede utilizarse para otras funciones del catéter, como por ejemplo para alojar un hilo retráctil, para suministro de fármacos, angioplastia con balón, ablación con láser o bien para alojar un elemento reforzado pensado para impedir el colapso del catéter 100. Por supuesto, el catéter puede contar con diferentes lúmenes de cualquier tamaño, forma y configuración y, si se desea, puede disponer también de uno o varios balones. El catéter también puede estar dotado de más de una ventana, de hilos incrustados en sus paredes, de múltiples transductores o bien de otras prestaciones. Por ejemplo, el catéter podría utilizar un transductor de frecuencia resonante múltiple. De forma opcional, el catéter también podría funcionar con diferentes transductores de frecuencia resonante múltiple o bien con otro transductor además del transductor de frecuencia resonante múltiple.

En referencia también al ejemplo concreto presentado en la figura 2, el alojamiento del transductor 122 dispone de una sección cortada longitudinalmente 113, que se inclina ligeramente formando ángulo (alfa) en relación con el eje central 126 del árbol motor 120. El transductor 124 está montado en la sección cortada 113 del alojamiento del transductor 122, de modo que su superficie activa 119 se inclina también en ángulo alfa en relación con el eje central 126 del árbol motor 120. Esta inclinación del transductor 124 contribuye a minimizar las reflexiones internas dentro de la punta del catéter 114.

Aunque el transductor prioritario 124 tiene forma de disco, también puede adoptar otras formas. Durante su uso, convierte los pulsos de energía eléctrica en energía mecánica, que se propaga desde el frontal del transductor 124 en forma de ondas ultrasónicas. Las frecuencias de dichas ondas ultrasónicas dependen de las frecuencias de excitación y de las frecuencias resonantes naturales del transductor 124, que son producto de la forma y el grosor del transductor 124 y el material del transductor. El transductor 124 está compuesto de materiales capaces de transformar las distorsiones de la presión de su superficie en tensión eléctrica y viceversa. Entre estos materiales se incluyen, sólo a modo de ejemplo, materiales cerámicos piezoeléctricos, materiales piezocompuestos, plásticos piezoeléctricos, titanatos de bario, titanatos de zirconato de plomo, metaniobatos de plomo y polivinilidenofluoruros.

En relación con la figura 3 y la figura 3A, el catéter guía 10 debe introducirse y penetrar en el sistema vascular según los métodos conocidos. Una vez que el catéter guía 10 se halle en la posición deseada, debe insertarse un hilo guía coronario convencional 32 con un diámetro aproximado de 0,035 cm (0,014 pulgadas) en el sistema vascular a través del catéter guía 10. Posteriormente se introduce el catéter de imágenes 100 a través del catéter guía 10, normalmente en paralelo al hilo guía 32. Tal y como se ha mencionado anteriormente, un catéter guía francés del número 5 de última generación tiene un diámetro de lumen de unos 0,147 cm (0,058 pulgadas). Por tanto, el diáme-

tro de este catéter de imágenes de ejemplo 100 debe ser inferior o igual a unos 0,112 cm (0,044 pulgadas), 0,147-0,035 cm (0,058-0,014 pulgadas) para que pueda introducirse junto con el hilo guía 32 dentro del catéter guía 10. Por consiguiente, el catéter de imágenes 100 mejorado se ha reducido de modo que su diámetro inferior sea de aproximadamente 0,103 cm (0,043 pulgadas). Tal y como se ha expuesto, la reducción del catéter de imágenes 100 fue posible gracias al uso de materiales específicos diseñados para permitir la presencia de paredes finas sin poner en peligro la funcionalidad del catéter.

En relación con la figura 4, en una forma de realización alternativa preferente, el catéter de imágenes 200 está situado en una sección tubular distal 210 en lugar de en la punta distal 220. La ventana de imágenes 230 permite el paso de ondas de sonido ultrasónicas que nacen del transductor de imágenes de ultrasonido 240. Al colocar el transductor 240 en la sección tubular distal 210 la punta distal 220 puede servir para otras funciones, como por ejemplo de vía de paso para el hilo guía 32. Así, la punta distal 220 puede incluir una toma para el hilo guía 250 y un lumen para el hilo guía 260, con unas medidas adaptadas para permitir el paso del hilo guía 32.

Para aumentar la flexibilidad en la sección tubular proximal 270, puede realizarse una incisión 280 completa a través de la pared 290 de la sección tubular proximal 270 para formar una sección flexible 275.

De forma alternativa, para modificar la rigidez de la sección flexible 275, puede sustituirse una porción de la ranura 280 por una sección con una muesca (no se muestra), parcialmente cortada a través de la pared de la sección tubular proximal 270. En cualquiera de las aplicaciones, la ranura 280 se extiende preferiblemente de forma continua durante por lo menos una rotación, o a ser posible durante varias rotaciones, como por ejemplo entre 3 y 15 rotaciones.

En relación con la figura 5, para modificar la rigidez de la sección flexible 275 el ángulo oblicuo theta puede modificarse de forma que sea mayor en las secciones proximales de la ranura 280 que en las secciones distales de la misma. Por ejemplo, el ángulo oblicuo  $\theta_1$  es mayor que el ángulo oblicuo  $\theta_2$ . Además, la rigidez de la sección flexible 275 puede modificarse aumentando la anchura de la ranura 280 de proximal a distal.

En relación con la figura 6, la sección tubular proximal 270 puede incluir también la sección de transición 400, situada en posición proximal en relación con la sección flexible 275. Las secciones de la pared 330 en la sección de transición 400 se han eliminado para proporcionar un nivel intermedio de flexibilidad a la sección de transición 400. La pared 330 sólo puede eliminarse parcialmente si, por ejemplo, se ha realizado en ella una muesca o una hendidura de forma parcial o también total, como en el caso de un corte completo a través de la pared 330, o bien si se da una combinación de ambas opciones.

La sección de transición 400 incluye por lo menos una ranura discontinua 420 y, preferiblemente, varias ranuras discontinuas 420, separadas por secciones sin ranuras 430 de la pared 330. La ranura discontinua 420 preferiblemente está alineada en espiral con la pared 330 de la sección tubular proximal 270 y se mantiene más allá de una rotación en la sección tubular proximal 270. Concretamente, si se traza una línea de referencia "X" en la pared 330 en paralelo al

eje longitudinal de la sección tubular proximal 270, la ranura discontinua 420, uno de cuyos extremos 440 empieza cerca de la línea de referencia "X", continúa generalmente en espiral junto a la sección tubular proximal 270, de modo que el segundo extremo 460 queda situado más allá de la línea de referencia "X". Así pues, la ranura discontinua 420 continúa durante más de una rotación junto a la sección tubular proximal 270. La anchura 480 de la ranura 420 puede ser constante o bien variar tal y como se describe anteriormente.

En relación con la figura 7, la sección de transición 400 puede incluir también un patrón de perforaciones 500 a través de la pared 330 de la sección tubular proximal 270. El tamaño del patrón y la forma de las perforaciones 500 se seleccionan de modo que el patrón de perforaciones 500 sea menos flexible que las ranuras discontinuas 420. El patrón de perforaciones 500 consta de diferentes ranuras en ángulo 520 cortadas en la pared 330. De forma alternativa, las ranuras en ángulo 520 puede que estén sólo cortadas parcialmente a través de la pared 330 y pueden tener varias profundidades para modificar la rigidez de la sección tubular proximal 270 en el patrón de perforaciones 500. Las ranuras en ángulo 520 están orientadas en una inclinación concreta, preferiblemente 45 grados, y están dispuestas en intervalos de 90 o 120 grados a lo largo de la pared 330 de la sección tubular proximal 270. El grado de flexibilidad deseado en el patrón de las perforaciones 500 puede modificarse variando la anchura de la ranura 540, la longitud de la ranura 560 y la distancia entre ranuras. Además, la forma de las ranuras en ángulo 520 puede modificarse para variar la flexibilidad.

La sección tubular proximal 270 se elabora preferiblemente a partir de un tubo de nitinol. Para proporcionar la flexibilidad deseada a la sección flexible 300 y la sección de transición 400, las ranuras 320, 420 y 520 se elaboran en la sección tubular proximal 270 a través de mecanizado por descarga eléctrica, enmascaramiento químico, mordentado electroquímico o mordentado láser.

En relación con la figura 8, en una forma de realización una sección de la punta distal 700 está vinculada a un elemento de sellado 600 en la sección tubular distal mediante, por ejemplo, un adhesivo flexible, como el uretano. Para permitir una inserción no traumática del catéter de imágenes 100 en el cuerpo, la sección de la punta distal 700 es flexible y dispone de una sección distal más estrecha 720. La sección de la punta distal 700 puede incluir una funda 740, que coincide con el extremo distal 360 de la sección de la punta distal 210. Además, la funda 740 envuelve el procesador 760, en cuyo interior se halla el procesador estrecho 780. La funda 740 y el procesador 760 están hechos de un material polimérico, preferiblemente nylon.

En relación con la figura 9, en una forma de realización alternativa, la sección de la punta distal 900 consta de un extremo en forma de pico 960 conectado a un elemento de escalado 600 mediante, por ejemplo, un adhesivo flexible como el uretano. El extremo en forma de pico 960 está compuesto de un material polimérico (como PET, poliimida o polietileno) e incluye una hendidura longitudinal 980 en las paredes opuestas de la sección de la punta distal 900. La hendidura longitudinal 980 presenta un cierre sesgado, aunque mediante la aplicación de una fuerza interna, como

por ejemplo presión de fluidos o una fuerza de empuje longitudinal, la hendidura longitudinal (980) se abre para proporcionar una vía de paso a través de la sección de la punta distal 900.

Aunque se han descrito varias aplicaciones del

5

instrumento, las personas más experimentadas podrán apreciar fácilmente que existen muchas más aplicaciones e implementaciones en el marco del presente invento. El invento se define mediante las reivindicaciones siguientes.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

## REIVINDICACIONES

1. Un sistema de catéter, que comprende: un catéter guía (10) con un extremo proximal (14), un extremo distal (16) y un lumen que se extiende entre los mismos, así como un diámetro externo como máximo equivalente al de un catéter francés del número 5; un catéter de imágenes (100) con un elemento tubular alargado (102), con extremos proximal y distal y un lumen (104) que se extiende entre los mismos, elaborado a partir de una resina; un tubo de cobertura (110) laminado por encima del elemento tubular alargado; y un hilo guía (32); en el que el catéter de imágenes (100) y el hilo guía (32) pueden realizar movimientos de translación de forma separada e independiente a través del lumen del catéter guía (10), y en el que además el catéter de imágenes (100) y el hilo guía (32) están situados uno junto al otro cuando están posicionados dentro del lumen del catéter guía (10).

2. El sistema de catéter de la reivindicación 1, en el que se ha seleccionado la resina a partir de un grupo formado por polieteretercetonas, poliimidas, compuestos trenzados y bobinados e hipotubos.

3. El sistema de catéter de la reivindicación 1, en el que el tubo de cobertura (110) está compuesto de un material seleccionado a partir del grupo formado por el polietileno y el uretano.

4. El sistema de catéter de la reivindicación 1, en el que el diámetro externo del catéter de imágenes (100) es inferior a aproximadamente 0,112 cm (0,044 pulgadas).

5. El sistema de catéter de la reivindicación 4, en el que el diámetro externo del hilo guía (32) es de aproximadamente 0,035 cm (0,014 pulgadas).

6. El sistema de catéter de la reivindicación 1, que también incluye una ventana de imágenes acústicas (112).

7. El sistema de catéter de la reivindicación 6, en el que la ventana de imágenes acústicas (112) es una ventana redondeada conectada al extremo distal del elemento tubular alargado (102).

8. El sistema de catéter de la reivindicación 6, en el que la ventana de imágenes acústicas (112) está conectada al tubo de cobertura (110) por una junta común.

9. El sistema de catéter de la reivindicación 8, en el que la ventana de imágenes acústicas (112) está conectada al tubo de cobertura (110) mediante termosoldado de perfil bajo.

10. El sistema de catéter de la reivindicación 6, en el que la ventana de imágenes acústicas (112) está compuesta de un material seleccionado a partir del grupo formado por copolímero de metilpenteno, polietileno y uretano.

11. El sistema de catéter de la reivindicación 1, que también comprende un procesador de imágenes rotatorio (118) adaptado para pasar a través del lumen del catéter de imágenes (100), y en el que el procesador de imágenes incluye un árbol motor flexible (120) y un elemento transductor (124).

12. El sistema de catéter de la reivindicación 11, en el que el transductor (124) tiene por lo general una superficie circular.

13. El sistema de catéter de la reivindicación 11, en el que el transductor (124) tiene un cilindro en forma de disco.

14. El sistema de catéter de la reivindicación 11,

en el que el procesador de imágenes (118) también incluye un alojamiento del transductor (122) que conecta el transductor (124) al árbol motor (120).

15. El sistema de catéter de la reivindicación 14, en el que el alojamiento del transductor (122) incluye una sección cortada que se inclina formando ángulo en relación con el eje central del árbol motor (120).

16. El sistema de catéter de la reivindicación 15, en el que el transductor (124) está montado en la sección cortada del alojamiento del transductor (122) de modo que el transductor se incline formando ángulo en relación con el eje central del árbol motor (120).

17. El sistema de catéter de la reivindicación 6, en el que la ventana de imágenes acústicas (112) está situada en la sección tubular distal del catéter de imágenes (100), en posición proximal en relación con la punta distal del catéter de imágenes.

18. El sistema de catéter de la reivindicación 1, en el que el catéter de imágenes (100) cuenta con una sección proximal formada por una sección flexible (275) y una ranura en ángulo (280).

19. El sistema de catéter de la reivindicación 18, en el que la ranura (280) se extiende de forma continua a lo largo de dos rotaciones como mínimo.

20. El sistema de catéter de la reivindicación 19, en el que la anchura de la ranura varía a lo largo de la longitud de la misma, con lo que la anchura de las ranuras proximales es inferior a la anchura de las ranuras distales.

21. El sistema de catéter de la reivindicación 18, en el que la sección proximal está formada por una sección flexible con un surco que se introduce parcialmente dentro de la sección flexible.

22. El sistema de catéter de la reivindicación 18, en el que la ventana de imágenes acústicas (112) está situada en la sección tubular distal del catéter de imágenes (100), en posición proximal en relación con la punta distal del catéter de imágenes, y en el que la sección proximal (270) incluye una sección de transición (400) situada en posición proximal con respecto a la sección flexible (275). Además, en la sección de transición se han eliminado porciones de la pared para proporcionar un nivel intermedio de flexibilidad, de modo que la sección de transición es menos flexible que la sección flexible.

23. El sistema de catéter de la reivindicación 22, en el que la sección de transición (400) incluye por lo menos una ranura (420) más corta que la ranura (280) de la sección flexible (275).

24. El sistema de catéter de la reivindicación 18, en el que la punta distal cuenta con una extremidad distal estrecha para una inserción no traumática en el cuerpo.

25. El sistema de catéter de la reivindicación 18, en el que la punta distal tiene una extremidad en forma de pico para una inserción no traumática en el cuerpo.

26. El sistema de catéter de la reivindicación 18, en el que la ventana de imágenes acústicas (112) está situada en la sección tubular distal del catéter de imágenes (100), en posición proximal desde la punta distal del catéter de imágenes, y en el que la sección proximal está compuesta de nitinol.

27. El sistema de catéter de la reivindicación 1, en el que el catéter de imágenes (100) incluye una punta distal con una toma para el hilo guía y un lumen del hilo guía con un tamaño adaptado para permitir el paso del hilo guía (32).

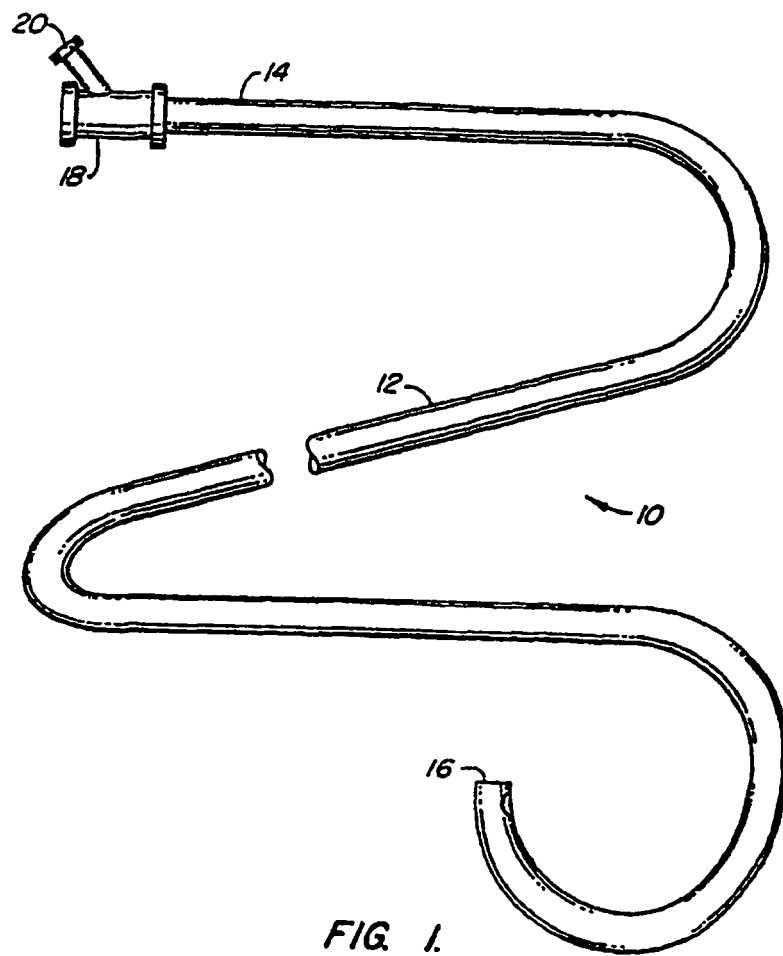


FIG. 1.

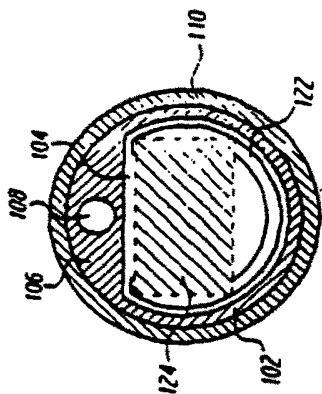
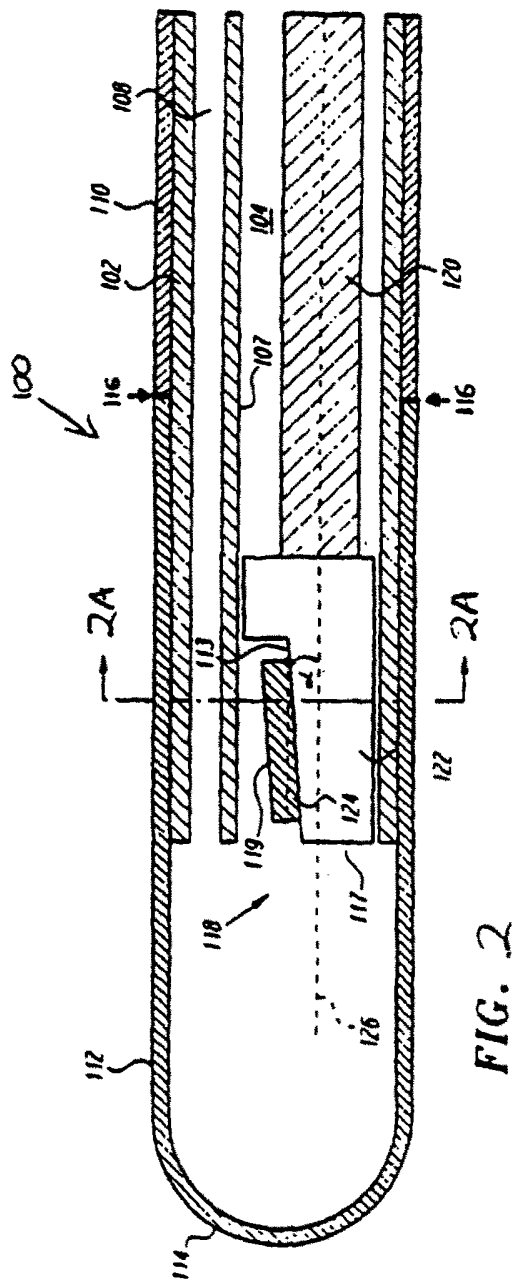


FIG. 2A



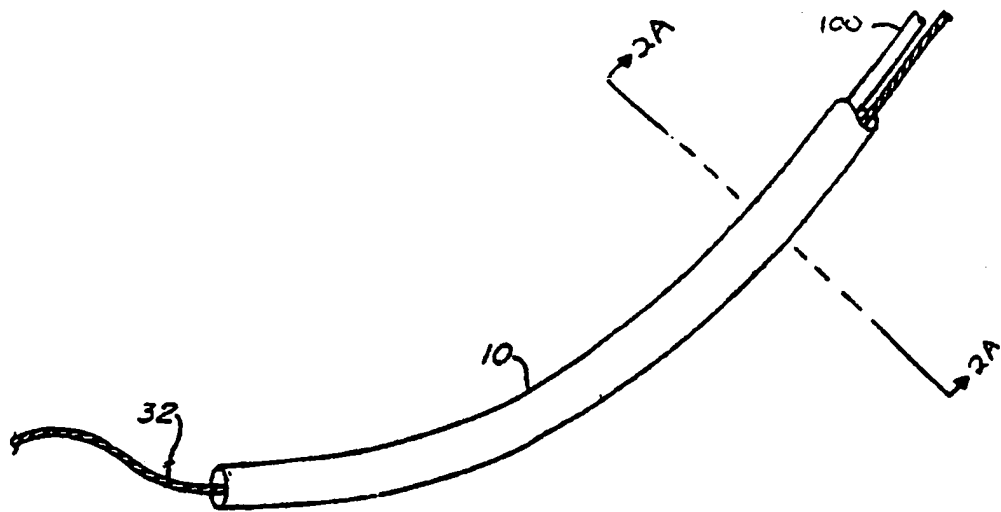


FIG 3

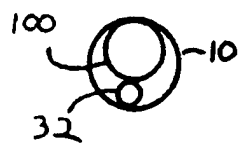
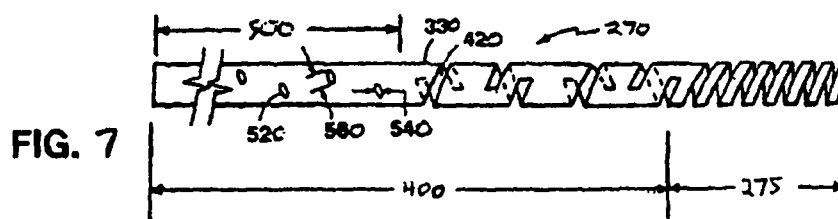
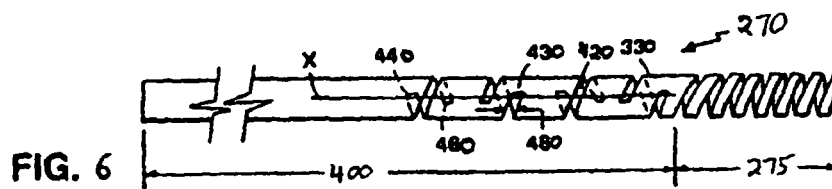
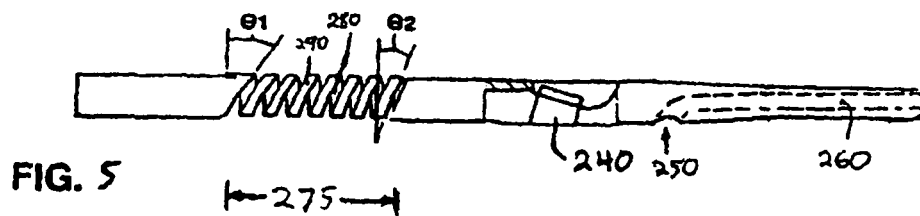
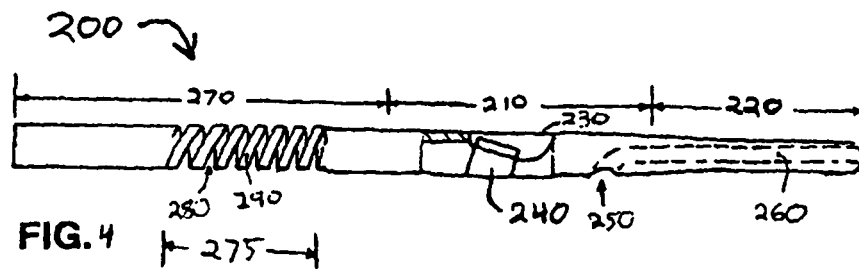


FIG 3A



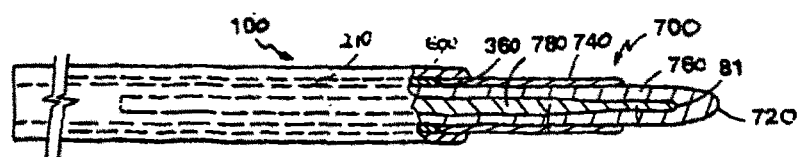


FIG. 8

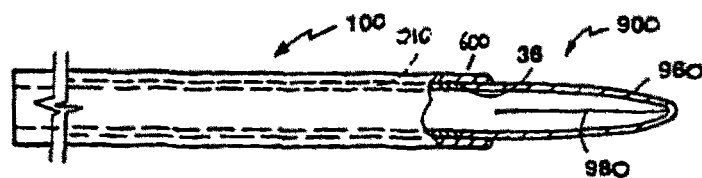


FIG. 9