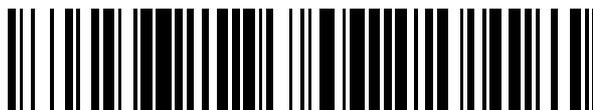


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 370 805**

51 Int. Cl.:
A61B 18/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **07075088 .0**
96 Fecha de presentación: **02.07.2001**
97 Número de publicación de la solicitud: **1774921**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **18.04.2007**

54 Título: **FORCEPS ELECTROQUIRÚRGICO REFRIGERADO.**

30 Prioridad:
06.07.2000 US 216245 P
21.06.2001 US 886658

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
22.12.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
22.12.2011

73 Titular/es:
ETHICON ENDO-SURGERY, INC.
4545 CREEK ROAD
CINCINNATI, OHIO 45242, US

72 Inventor/es:
Levine, Andy y
Meade, John

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 370 805 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

Fórceps electroquirúrgico refrigerado

Antecedentes de la invención

5 Se usa la electrocirugía comúnmente para cauterizar, cortar y/o coagular tejido. En los dispositivos electroquirúrgicos típicos, se aplica energía eléctrica de RF al tejido que se está tratando. Ocurre calentamiento local del tejido y, dependiendo de la forma de onda de la energía aplicada y de la geometría del electrodo, se logra el efecto deseado. Variando la salida de potencia y el tipo de la forma de onda eléctrica, es posible controlar el grado de calentamiento y, así, el efecto quirúrgico resultante. Por ejemplo, una forma de onda sinusoidal continua es la más apta para cortar, mientras que una forma de onda que tenga ráfagas separadas de forma periódica de una señal parcialmente
10 rectificadas produce coagulación.

En la electrocirugía bipolar, el dispositivo electroquirúrgico incluye dos electrodos. El tejido que se está tratando se coloca entre los electrodos y se aplica energía eléctrica entre los extremos de los electrodos. En la electrocirugía monopolar, se aplica la energía eléctrica de excitación a un solo electrodo en el emplazamiento quirúrgico, y se pone en contacto con el paciente una almohadilla de puesta a tierra. La energía pasa desde el electrodo monopolar simple
15 a través del tejido hasta la almohadilla de puesta a tierra.

Es sabido que los dispositivos electroquirúrgicos bipolares son generalmente más seguros que los dispositivos electroquirúrgicos monopolares debido a que el área de tejido a través de la cual pasa la corriente eléctrica está confinada al área cercana a los dos electrodos del dispositivo bipolar. Sin embargo, los dispositivos bipolares tienen varios inconvenientes. Por ejemplo, los dispositivos bipolares tienden a carbonizar el tejido durante el uso y desarrollan un circuito abierto con relativa rapidez, porque la energía eléctrica suministrada por los dispositivos se concentra en el tejido situado entre los dos electrodos. Los dispositivos bipolares también tienden a adherirse o pegarse al tejido durante el uso. Cualquier adhesión de tejido a uno o ambos electrodos cortocircuita la energía eléctrica y reduce la efectividad del dispositivo en los tejidos diana deseados. Para minimizar la adhesión del tejido, las configuraciones de potencia de un generador bipolar típicamente se disminuyen en comparación con las configuraciones en las salidas de los generadores monopolares. Aunque esto reduce la carbonización y la adhesión, también hace más lento el efecto buscado de cauterización y hace que el corte de tejido con energía bipolar resulte impracticablemente lento, enlenteciendo con ello el progreso de una cirugía. Por esta razón, los instrumentos bipolares no han sido muy aceptados por los cirujanos generales a pesar de sus ventajas de seguridad.
20

La mejora de la efectividad de los dispositivos electroquirúrgicos bipolares incluye la eliminación de la adhesión de los tejidos diana a los electrodos y la reducción de la formación de material carbonizado. Tales mejoras reducen la provocación de cortocircuitos de los electrodos durante la operación y permiten que los electrodos pasen de una diana a otra sin la necesidad de limpieza. El uso de dispositivos que tienen tubos de calor que conducen calor desde el electrodo y un emplazamiento quirúrgico a un intercambiador de calor, como los dados a conocer en la patente estadounidense nº 6.074.389, puede ser utilizado para superar estas deficiencias. Tales dispositivos electroquirúrgicos permiten que el usuario aumente los niveles de potencia de un generador electroquirúrgico conectado durante un procedimiento quirúrgico. Esto acelera la acción de los instrumentos en comparación con otros instrumentos bipolares actualmente disponibles.
30

El documento EP 0246350 describe electrodos de coagulación que están pensados para la coagulación térmica de tejido biológico por medio de una corriente eléctrica alterna de alta frecuencia. El área contigua a la superficie de contacto del electrodo de coagulación está concebida como un disipador de calor con un valor de capacidad térmica muy grande y es enfriada hasta una temperatura tan baja que, durante el lapso necesario para al menos un procedimiento de coagulación, la superficie de contacto tiene una temperatura dentro de un intervalo de temperaturas entre la temperatura del quirófano y el punto de congelación del agua. El disipador de calor puede comprender una instalación de enfriamiento con una entrada y un conducto de descarga para refrigerante líquido o gaseoso. En una realización relativa a fórceps bipolares de coagulación, conductos tubulares metálicos discurren por el área de las dos superficies de contacto para el suministro y la descarga de refrigerante, estando conectados en serie estos conductos por medio de un conducto de conexión, que está formado por un tubo fabricado de material sintético eléctricamente no conductor.
40
45

Resumen de la invención

50 Los fórceps de electrocirugía incluyen un conector eléctrico y un par de dientes flexibles unidos al conector. Los fórceps también incluyen electrodos en el extremo de cada diente y un tubo de calor dentro de cada diente para disipar calor de los electrodos.

Los electrodos pueden estar formados de un material que tenga una conductividad térmica entre 375 W/m-C y 420 W/m-C, como el cobre o la plata. Los electrodos pueden estar fijados a los tubos de calor, por ejemplo mediante soldadura, o pueden estar formados integralmente con los tubos de calor. Los tubos de calor pueden incluir una curvatura con respecto al eje largo de los tubos de calor para contribuir al alineamiento de los electrodos durante el uso. Un material aislante puede rodear una porción exterior de los fórceps.
55

5 Los tubos de calor están fijados de forma extraíble a los dientes. Los dientes incluyen monturas de los tubos de calor, de modo que los tubos de calor estén fijados de forma deslizante a las monturas de los tubos de calor. Las monturas de los tubos de calor también pueden incluir una geometría curvada con respecto a un eje largo de los dientes para ajustar la curvatura de los tubos de calor. Los fórceps también pueden incluir un mecanismo de sujeción que fije los tubos de calor a los dientes.

Los dientes pueden incluir una porción de agarre. La porción de agarre puede incluir una derivación que permite que los fórceps sean usados en un emplazamiento quirúrgico mientras se proporciona a un usuario una visión despejada del emplazamiento quirúrgico. Los tubos de calor también pueden incluir porciones proximales que se extienden hasta la derivación de la porción de agarre.

10 **Breve descripción de los dibujos**

Los objetos precedentes y otros, las características y las ventajas de la invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción más particular de las realizaciones preferentes de la invención, según es ilustrada en los dibujos adjuntos, en los que los caracteres de referencia semejantes se refieren a las mismas partes en todas las diferentes vistas. Los dibujos no están necesariamente a escala, poniéndose el énfasis más bien en ilustrar los principios de la invención.

La FIG. 1 ilustra una representación esquemática de un dispositivo electroquirúrgico bipolar.

Las FIGURAS 2 a 5 ilustran fórceps electroquirúrgicos bipolares.

Las FIGURAS 6 y 7 ilustran fórceps electroquirúrgicos bipolares según la invención que tienen tuberías térmicas desmontables, mostradas, respectivamente, en un estado conectado y desconectado.

20 La FIG. 8 ilustra el alineamiento de un tubo de calor con una montura de tubo de calor de los fórceps quirúrgicos bipolares.

Las FIGURAS 9 y 10 ilustran un mecanismo de fijación de un tubo de calor.

Descripción detallada de la invención

25 Sigue una descripción de realizaciones preferentes de la invención con referencia a las FIGURAS 6-10; las figuras restantes tienen fines comparativos e informativos.

30 Para minimizar o eliminar la adhesión de un dispositivo electroquirúrgico bipolar a un tejido, la temperatura de los electrodos se mantiene por debajo de la temperatura a la que se desnaturalizan las proteínas y hace que el tejido se pegue a los metales. Esta temperatura es de aproximadamente 80°C y es descrita en detalle en la patente estadounidense nº 5.647.871. La mayor parte de los instrumentos electroquirúrgicos está fabricada de acero inoxidable o de níquel, porque el acero inoxidable y el níquel son materiales biocompatibles bien conocidos que tienden a tener propiedades mecánicas de mayor resistencia que los materiales más térmicamente conductores. Sin embargo, la conductividad térmica del acero inoxidable y del níquel es relativamente baja (20-70 W/m-C). Para mantener las puntas de los instrumentos bipolares por debajo de los 80°C, los electrodos pueden ser fabricados, por ejemplo, de materiales de conductividad térmica elevada, como el cobre o la plata (375-420 W/m-C).

35 Conectar las puntas o los electrodos de los instrumentos electroquirúrgicos a un dispositivo de conductividad térmica elevada, como un tubo de calor (10-20 veces la conductividad térmicas del cobre) también puede mantener las puntas del dispositivo de electrocirugía por debajo de los 80°C. El uso de un tubo de calor se describe en la patente estadounidense nº 6.074.389.

40 El tubo de calor incluye una cavidad interna sellada que es evacuada parcialmente y contiene un fluido de transferencia térmica, como el agua. Puede fabricarse una envoltura exterior de un material metálico conductor, como el cobre. Durante la operación, se conduce energía eléctrica por la envoltura conductora exterior del tubo de calor hasta el extremo distal. El tubo de calor es capaz de transferir el calor conducido desde el tejido a los electrodos del instrumento de vuelta al mango del instrumento con una subida muy pequeña de la temperatura. El calor puede ser entonces liberado a las paredes del tubo de calor o a aletas de transferencia térmica y a un disipador de calor situado en el mango. Se usan la convección y la radiación naturales para disipar el calor a la atmósfera.

Dado que el cobre puede oxidarse, las puntas o los electrodos de los instrumentos electroquirúrgicos bipolares son preferentemente recubiertas con revestimientos biocompatibles térmicamente muy conductores, como el níquel y el oro.

50 La cantidad de calor del tejido que los instrumentos deben transferir es variable, dependiendo de la geometría de la punta de electrocirugía y de la potencia aplicada desde el generador. Por ejemplo, los cálculos y la prueba con dispositivos de electrocirugía demostraron que aunque se aplicaron hasta 80 vatios de energía al tejido con un factor de trabajo del 50% en la punta de un tubo de calor de 3 mm, solo fue preciso transferir 1-2 vatios de energía desde

la punta del dispositivo para mantener una temperatura baja. La mayor parte de la energía transferida al tejido se usa para hervir el agua localizada en el tejido. Gran parte de la energía es transportada también al interior del tejido por la conducción y el flujo sanguíneo.

5 La FIG. 1 ilustra, en general, un dispositivo electroquirúrgico bipolar, dado como 10. El dispositivo 10 incluye un primer electrodo 12 y un segundo electrodo 14 fijados a un primer tubo 18 de calor y a un segundo tubo 20 de calor, respectivamente. Los tubos 18, 20 de calor y los electrodos 12, 14 están separados por un material 16 eléctricamente aislante que contribuye a mantener vías eléctricas separadas entre el primer electrodo 12 y el primer tubo 18 de calor y entre el segundo electrodo 14 y el segundo tubo 20 de calor. El material aislante 16 puede ser un material cerámico, como, por ejemplo, cerámica de alúmina, y puede tener un espesor entre 0,254 milímetros y 10 0,762 milímetros.

Los extremos proximales 24 de los tubos 18, 20 de calor incluyen hilos eléctricos 26 de conexión que están enganchados a la salida bipolar de un generador electroquirúrgico de RF. Los tubos 18, 20 de calor conducen energía eléctrica desde el generador hasta los electrodos 12, 14. El primer electrodo 12 tiene una primera polaridad y el segundo electrodo 14 tiene una segunda polaridad. Cuando el dispositivo 10 es puesto en contacto con un tejido 15 27, la energía 22 del primer electrodo 12 viaja a través del tejido 27 hacia el segundo electrodo 14, coagulando con ello el tejido 27. La energía 22 puede ser transferida por un flujo de corriente entre los electrodos 12, 14. Por ejemplo, cuando el primer electrodo 12 incluye una polaridad positiva y el segundo electrodo 14 incluye una polaridad negativa, la energía 22 viaja desde el primer electrodo 12 hacia el segundo electrodo 14. La energía también puede ser energía de microondas desde una fuente de microondas.

20 La cantidad de calor que transfieren los tubos 18, 20 de calor es pequeña en comparación con la cantidad de energía eléctrica suministrada al tejido. Esto se debe a que la mayor parte de la energía suministrada al tejido es disipada por el flujo sanguíneo en el tejido y por la creación de vapor desde el tejido. Para una configuración de potencia de 50 vatios, aproximadamente 1-2 vatios son transferidos por los tubos 18, 20 de calor para mantener la punta a 80°C. Con una cantidad relativamente pequeña de potencia transferida, puede minimizarse el tamaño de los 25 tubos 18, 20 de calor. En la actualidad, hay disponibles tubos de calor con un diámetro de 2 o 3 mm, tales como los fabricados por Thermacore (780 Eden Road, Lancaster, Pensilvania) y Noren Products (1010 O'Brien Drive, Menlo Park, California). Usando tubos de calor de 2 mm de diámetro, puede ser fabricado el dispositivo 10, que tiene un diámetro exterior total de 5 mm, permitiendo con ello que el dispositivo 10 se use en aplicaciones laparoscópicas.

Los electrodos 12, 14 pueden formarse integralmente con los tubos 18, 20 de calor, por ejemplo, aplanando los 30 extremos distales 29 de los tubos 18, 20. De manera alternativa, los electrodos 12, 14 pueden ser formados por separado de los tubos 18, 20 de calor y luego ser fijados a los tubos 18, 20 de calor, por ejemplo, mediante soldadura.

Los principios del dispositivo bipolar de electrocirugía mostrado en la FIG. 1 pueden ser aplicados a fórceps 35 quirúrgicos. Las FIGURAS 2-5 ilustran un dispositivo bipolar 115 de electrocirugía formado como los fórceps 130 de electrocirugía. Las FIGURAS 2 y 3 ilustran un dispositivo 130 que tiene unos tubos primero 18 y segundo 20 de calor que están fijados con un conector o alojamiento 132 e incluyen miembros 134, 136 de cubierta. En una realización, los electrodos 12, 14 están formados integralmente con los tubos 18, 20 de calor. De modo alternativo, los electrodos 12, 14 del dispositivo 130 están formados y fijados a los extremos distales de los tubos 18, 20 de calor. Los electrodos 12, 14 pueden ser fijados de forma extraíble, de modo que los electrodos 12, 14 sean desechables 40 después de su uso. Los electrodos 12, 14 también pueden estar permanentemente fijados al dispositivo 130, por ejemplo mediante soldadura, de tal modo que todo el dispositivo 130 pueda ser esterilizado o desechado después de su uso. Los miembros 134, 136 de cubierta rodean cada tubo 18, 20 de calor y proporcionan superficies de agarre para un usuario. Los miembros 134, 136 de cubierta incluyen entrantes o surcos 138 que reciben la geometría de los tubos 18, 20 de calor y sujetan los tubos 18, 20 de calor dentro del dispositivo 130. El conector 132 y los miembros 134, 136 de cubierta actúan aislando eléctricamente los tubos 18, 20 de calor y los electrodos 12, 14 45 entre sí y de un usuario. El conector 132 también incluye entrantes o surcos 138 para sujetar los tubos 18, 20 de calor. Los miembros 134, 136 de cubierta se fijan al conector 132 para sujetar los tubos 18, 20 de calor dentro del conector 132.

50 Cuando un usuario aprieta el primer miembro 134 de cubierta y el segundo miembro 136 de cubierta hacia un eje central del dispositivo 130, los tubos primero 18 y segundo 20 de calor se deforman en torno al conector 132. Entonces un tejido puede ser agarrado entre los electrodos 12, 14 del fórceps 130, permitiendo con ello la coagulación del tejido. Después de que se completa la coagulación, un usuario suelta los miembros primero 134 y segundo 136 de cubierta para liberar la muestra de tejido y permitir que los tubos 18, 20 de calor se expandan en torno al conector 132 hasta sus posiciones originales no deformadas.

55 Las FIGURAS 4 y 5 ilustran un ejemplo alternativo del fórceps 130 de electrocirugía. Los fórceps 130 incluyen unos electrodos primero 12 y segundo 14 acoplados a un primer tubo 18 de calor y a un segundo tubo 20 de calor, respectivamente. Los electrodos 12, 14 pueden ser fijados a los tubos 18, 20 de calor, por ejemplo, mediante soldadura, o los electrodos 12, 14 pueden ser formados integralmente con los tubos 18, 20 de calor. Los tubos 18, 20 de calor están cubiertos con un material 140 de aislamiento que actúa como aislamiento eléctrico del fórceps 130.

Los tubos 18, 20 de calor están unidos a un par de dientes 142. Una porción 145 de agarre está situada entre los tubos 18, 20 de calor y los dientes 142. La porción 145 de agarre puede ser sujeta entre el pulgar y el dedo índice de un usuario y permitir que el usuario abra y cierre los dientes 142 del fórceps 130. En una realización, la porción 145 de agarre puede incluir una derivación 143. La derivación 143 permite que el fórceps 130 sea usado en un emplazamiento quirúrgico mientras proporciona una visión despejada del emplazamiento quirúrgico por parte de un usuario. Los tubos 18, 20 de calor pueden fijarse a la derivación 143, de modo que un eje largo 148 del tubo de calor sea paralelo al eje largo 149 de los dientes 142. El eje largo 148 también puede formar un ángulo agudo con el eje largo 149.

La longitud de los tubos 18, 20 de calor no tiene que extenderse toda la longitud del dispositivo 130. Preferentemente, los tubos 18, 20 de calor tienen una longitud tal que una porción proximal 147 de los tubos 18, 20 de calor esté situada aproximadamente en la derivación 143 de la porción 145 de agarre. Los tubos 18, 20 de calor pueden también incluir una curvatura 141 con respecto a un eje largo de los tubos de calor. La curvatura 141 contribuye a alinear los electrodos 12, 14 durante la operación y garantiza que los electrodos 12, 14 hagan contacto entre sí, durante el uso, antes del contacto de los dientes 142.

Preferentemente, los dientes 142 están formados de un material de titanio o acero inoxidable. Los dientes 142 también pueden estar cubiertos de un material aislante 140 e incluir un alojamiento 144 y una porción 146 de conector para permitir que el fórceps 130 de electrocirugía se conecte a una fuente de electricidad. Al usar los dientes 142 en vez de los tubos 18, 20 de calor para comprimir los electrodos 12, 14 sobre un tejido, no se desarrollan esfuerzos por fatiga en los tubos 18, 20 de calor, minimizándose por ello el riesgo de fallo por fatiga de los tubos 18, 20 de calor.

Aunque los fórceps bipolares descritos en lo que antecede incluyen tubos de calor y electrodos que están fijados de forma no extraíble o están formados integralmente con el instrumento, los tubos de calor y los electrodos, según la invención, pueden ser fijados de forma extraíble al fórceps. El uso de tubos de calor sustituibles o de electrodos sustituibles con los fórceps permite que se usen diferentes geometrías de electrodos con un solo instrumento. Por ejemplo, los electrodos pueden tener una geometría estrecha, una geometría angulosa o una geometría ancha. Para evitar que un usuario requiera múltiples dispositivos bipolares en un emplazamiento quirúrgico, cada uno con una geometría de electrodos particular, el uso de tubos de calor y electrodos sustituibles permite que se usen muchas puntas de electrodo diferentes durante el curso de un procedimiento quirúrgico sin la necesidad de dispositivos múltiples. Las FIGURAS 6 a 10 ilustran una realización de fórceps bipolares que tienen tubos de calor extraíbles.

Las FIGURAS 6 y 7 ilustran una realización de fórceps bipolares, dada generalmente como 200. El fórceps 200 incluye un primer tubo 202 de calor y un segundo tubo 204 de calor. El primer tubo 202 de calor incluye un primer electrodo 212 y el segundo tubo 204 de calor incluye un segundo electrodo 214. El dispositivo 200 incluye un mango o dientes 208 que tienen un primer brazo 226 y un segundo brazo 228 y que tiene monturas 206 de los tubos de calor, estando situada una montura 206 de tubo de calor en cada brazo 226, 28 del mango 208. Los mangos 208 y la montura 206 de los tubos de calor pueden ser formados de un material de acero inoxidable o de un material de titanio. Los mangos 208 y la montura 206 de los tubos de calor también pueden estar recubiertos con un material aislante eléctrico. Los tubos 202, 204 de calor pueden fijarse de forma deslizante a las monturas 206 de los tubos de calor. El mango 208 también incluye un conector 210 para conectar los electrodos 212, 214 a una fuente de tensión. El mango 208 también incluye un mecanismo 216 de fijación que sujeta los tubos 202, 204 de calor a la montura 206 de los tubos de calor y evita la extracción de los tubos 202, 204 de calor del dispositivo. De manera alternativa, el dispositivo puede incluir un mecanismo de fijación que sujeta los electrodos 212, 214 a los tubos 202, 204 de calor.

Las monturas 206 de los tubos de calor también pueden incluir una curvatura con respecto a un eje largo de los dientes 208. Preferentemente, los tubos 202, 204 de calor están formados de un material que es más elástico que el material que forma las monturas 206 de los tubos de calor. Por ejemplo, las monturas 206 pueden estar fabricadas de un material de acero inoxidable, mientras que los tubos 202, 204 de calor están formados de un material de cobre. Durante la inserción, los tubos 202, 204 de calor pueden deformarse a la forma curvada de las monturas 206. De forma alternativa, los tubos 202, 204 de calor pueden incluir una curvatura similar a la geometría curvada de las monturas 206, permitiendo por ello que los tubos 202, 204 de calor se inserten dentro de las monturas 206 sin deformación.

Las FIGURAS 8 y 9 ilustran un ejemplo de un mecanismo 216 de fijación de tubos de calor. La FIG. 8 ilustra un tubo 204 de calor alineado con la montura 206 del tubo de calor. La montura 206 del tubo de calor incluye un diámetro interior 218 tal que el diámetro externo del tubo 204 de calor quepa dentro y esté rodeado por la montura 206 del tubo de calor cuando es situado dentro de la montura 206. El tubo 204 de calor puede incluir un extremo proximal 230 que tiene un receptáculo 220 que encaja con el mecanismo 216 de fijación del tubo de calor y sujeta el tubo 204 de calor dentro del dispositivo 200. El receptáculo 220 puede ser una indentación en la superficie del tubo 204 de calor.

La FIG. 9 ilustra el mecanismo 216 de fijación del tubo de calor montado en el mango 208 del dispositivo 200. El mecanismo 216 de fijación del tubo de calor incluye un pasador 222, acoplable con el receptáculo 220 del tubo 204 de calor, y un accionador 224. Después de colocar el tubo 204 de calor dentro de la montura 206 del tubo de calor,

5 un usuario aprieta el accionador 224 del mecanismo 216 de fijación del tubo de calor, permitiendo con ello la colocación del extremo proximal del tubo 204 de calor adyacente al mecanismo 216 de fijación. Para fijar el tubo 204 de calor al dispositivo 200, el usuario alinea el receptáculo 220 del tubo de calor con el pasador 222 del mecanismo 216 de fijación y suelta el accionador 224 para permitir que el pasador 22 se acople en el receptáculo 220 del tubo 204 de calor. Tal acoplamiento fija el tubo 204 de calor y el electrodo dentro del dispositivo 200.

La FIG. 10 ilustra el mecanismo 216 de fijación en un estado acoplado. Los tubo 202, 204 de calor situados dentro de las monturas 206 de los tubos de calor están enganchados con los pasadores 222 de los mecanismos 216 de fijación de los tubos de calor.

10 Aunque se muestra la realización del mecanismo 216 de fijación que tiene un pasador 222 y un accionador 224, pueden usarse otros tipos de mecanismos de fijación. Por ejemplo, un ajuste por fricción entre los tubos 202, 204 de calor y la montura 206 de los tubos de calor puede evitar que los tubos de calor sean extraídos del dispositivo 200. También pueden usarse otros tipos de mecanismos de sujeción, como, por ejemplo, tornillos de pulgar o imanes. Además, aunque las realizaciones anteriores ilustran tubos 202, 204 de calor extraíbles del dispositivo electroquirúrgico, los electrodos 212, 214, de forma alternativa, pueden ser extraíbles de los tubos 202, 204 de calor.

15 Aunque la presente invención ha sido mostrada y descrita en particular con referencia a realizaciones preferentes de la misma, los expertos en la técnica entenderán que pueden realizarse en la misma diversos cambios en la forma y en detalles sin apartarse del alcance de la invención abarcado por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Fórceps (200) de electrocirugía que comprende:
 - un conector eléctrico (210);
 - un par de dientes flexibles (226, 228) que se extienden desde el conector (210);
 - 5 un electrodo (212, 214) en el extremo de cada diente (226, 228); y
 - un tubo (202, 204) de calor en cada diente (226, 228) para disipar calor del electrodo (212, 214);
- caracterizado por:**
 - monturas (206) de los tubos de calor unidos a los dientes (226, 228);
 - 10 en las que los tubos (202, 204) de calor están fijados de forma deslizante y extraíble a las monturas (206) de los tubos de calor.
2. El fórceps (200) de la Reivindicación 1 en el que los electrodos (212, 214) comprenden un material que tiene una conductividad térmica entre 375 W/m-C y 420 W/m-C.
3. El fórceps (200) de la Reivindicación 2 en el que el material comprende cobre.
4. El fórceps (200) de la Reivindicación 2 en el que el material comprende plata.
- 15 5. El fórceps (200) de la Reivindicación 1 que, además, comprende un material aislante que rodea la porción exterior del fórceps (200).
6. El fórceps (200) de la Reivindicación 1 en el que las monturas (206) de los tubos de calor comprenden una geometría curvada con respecto a un eje largo de los dientes (226, 228).
- 20 7. El fórceps (200) de la Reivindicación 1 que, además, comprenden un mecanismo (216) de fijación que fija los tubos (202, 204) de calor a los dientes (226, 228).
8. El fórceps (200) de la Reivindicación 1 en el que los dientes comprenden una porción de agarre.
9. El fórceps (200) de la Reivindicación 8 en el que la porción de agarre comprende una derivación que permite que el fórceps (200) sea usado en un emplazamiento quirúrgico mientras se proporciona a un usuario una visión despejada del emplazamiento quirúrgico.
- 25 10. El fórceps (200) de la Reivindicación 9 en el que los tubos (202, 204) de calor comprenden una porción proximal (230), extendiéndose la porción proximal (230) hasta la derivación de la porción de agarre.
11. El fórceps (200) de la Reivindicación 1 en el que los tubos (202, 204) de calor comprenden una curvatura con respecto a un eje largo de los tubos (202, 204) de calor.

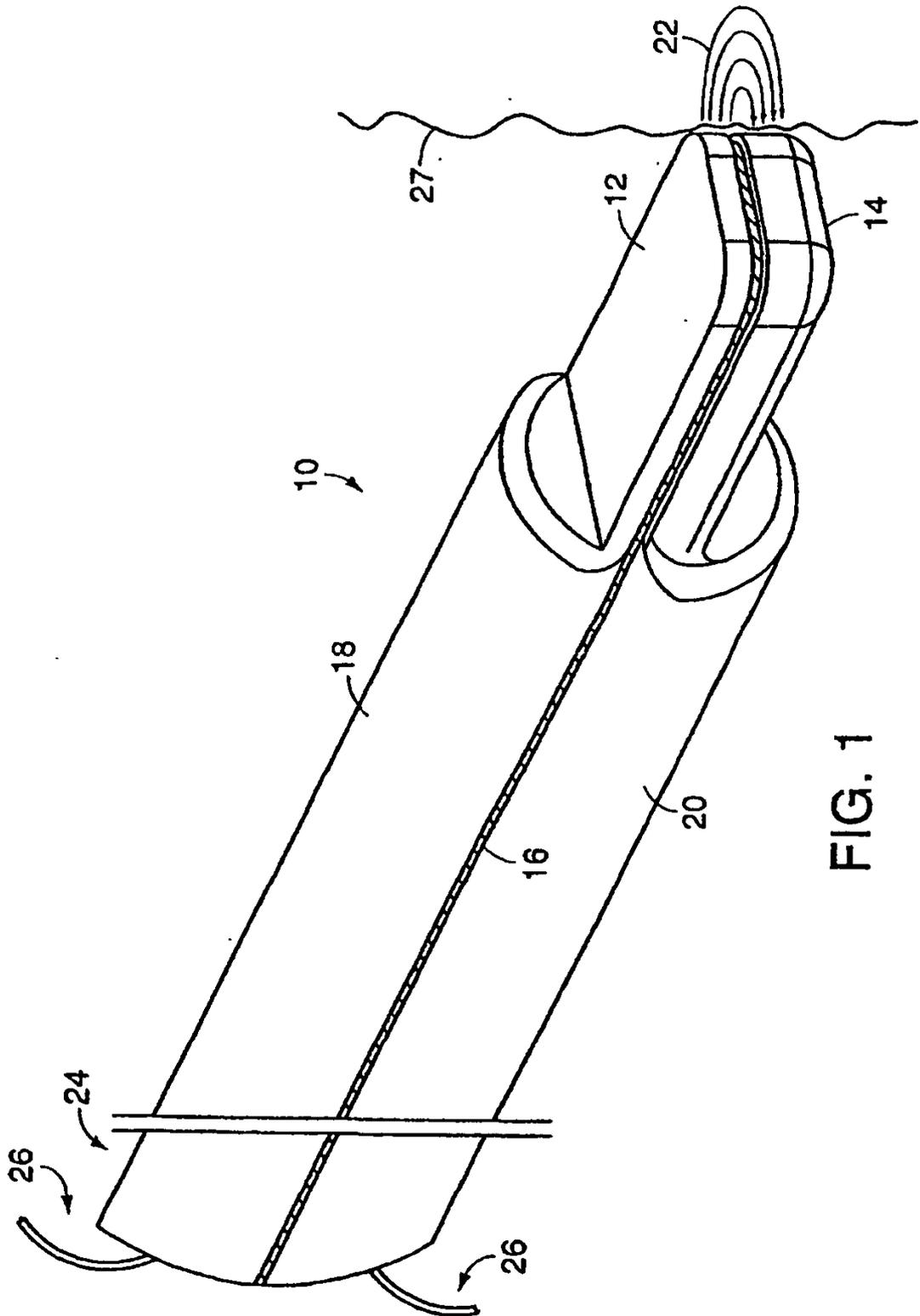
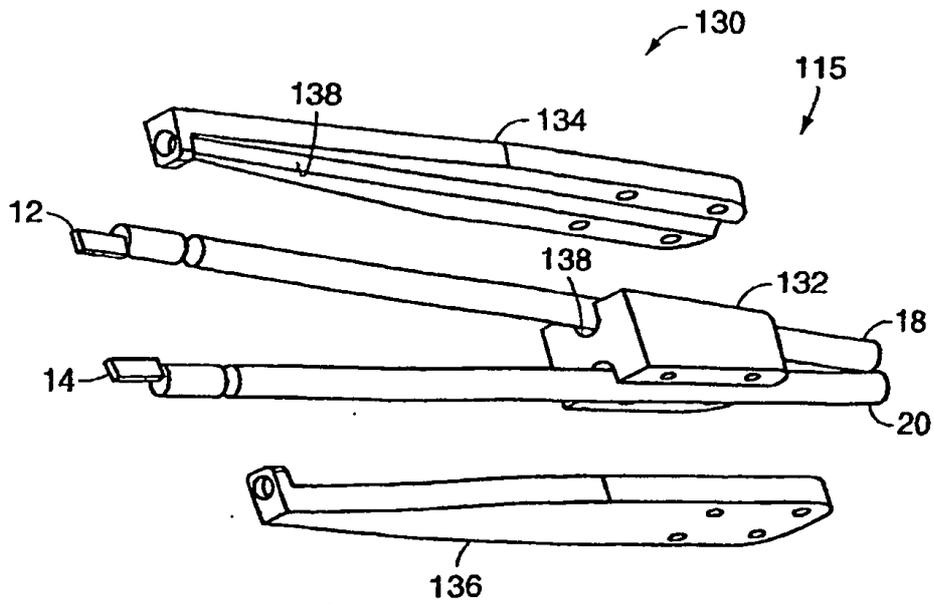
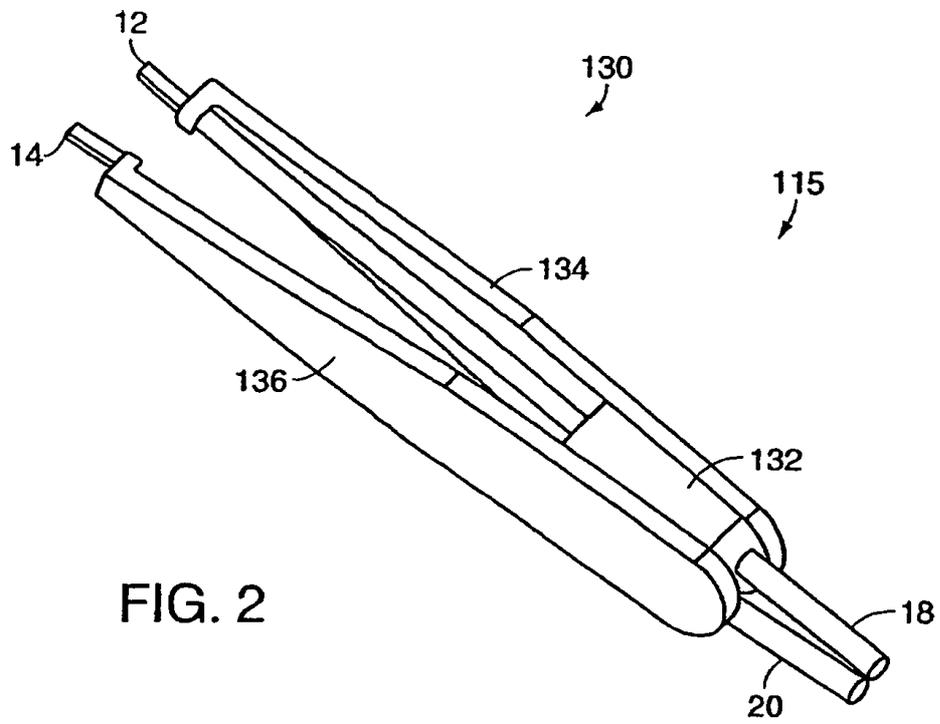
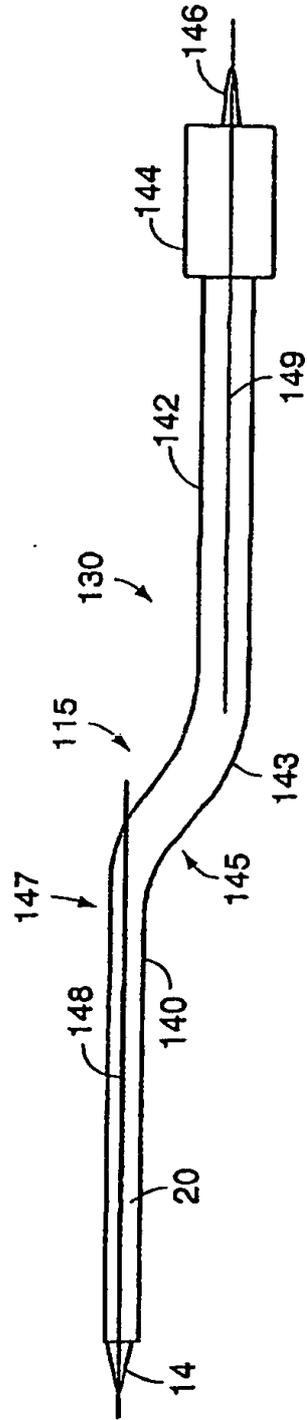
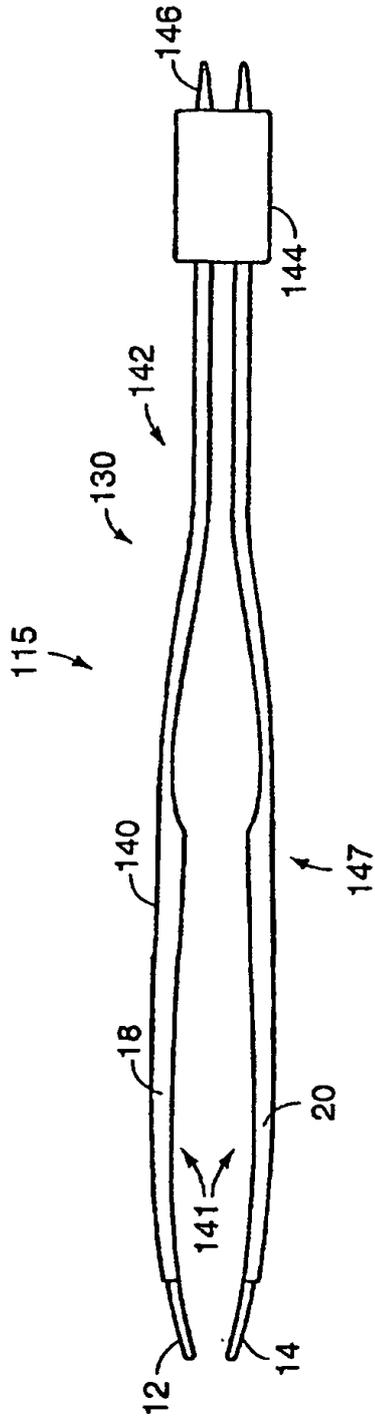


FIG. 1





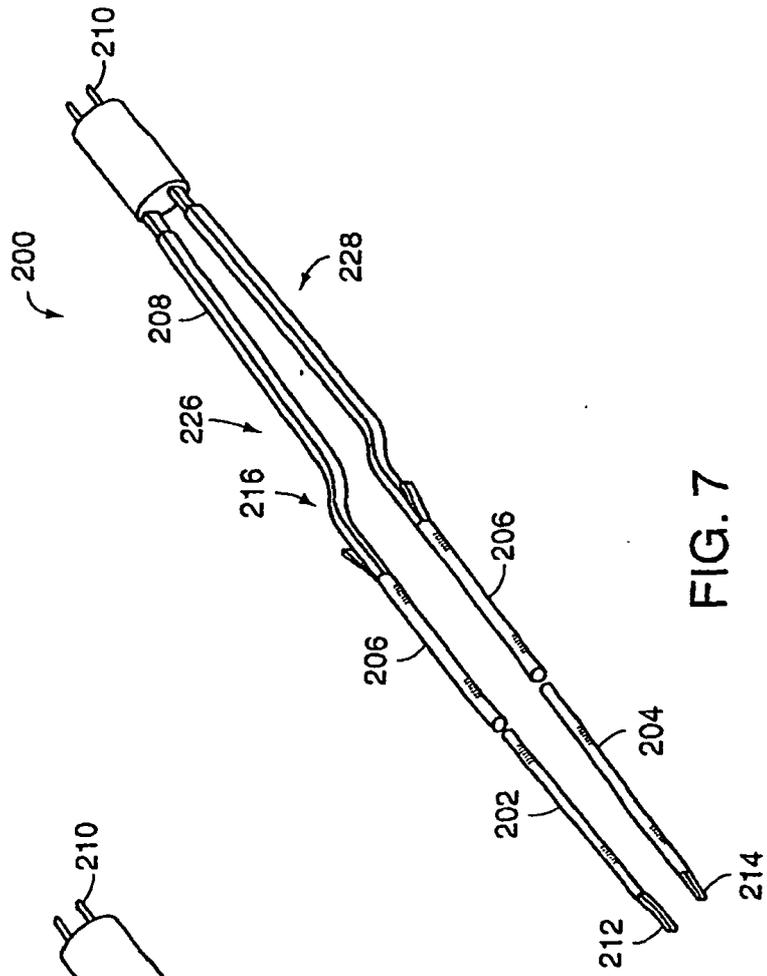


FIG. 7

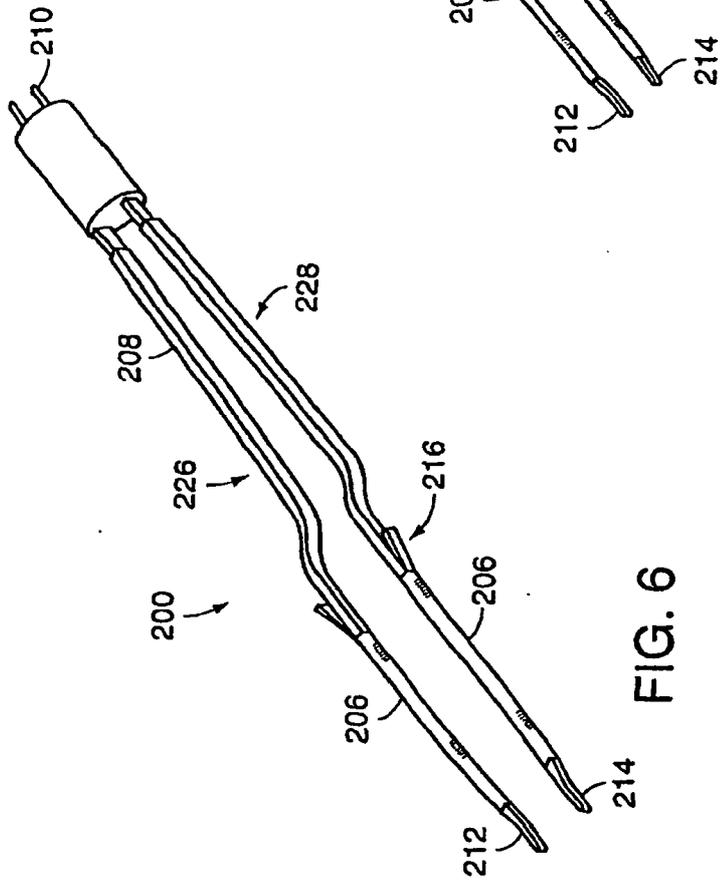
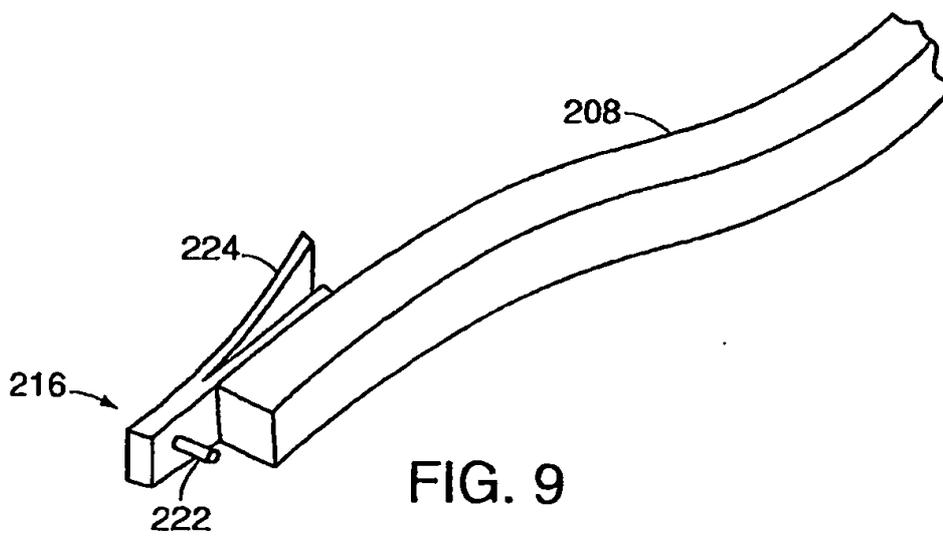
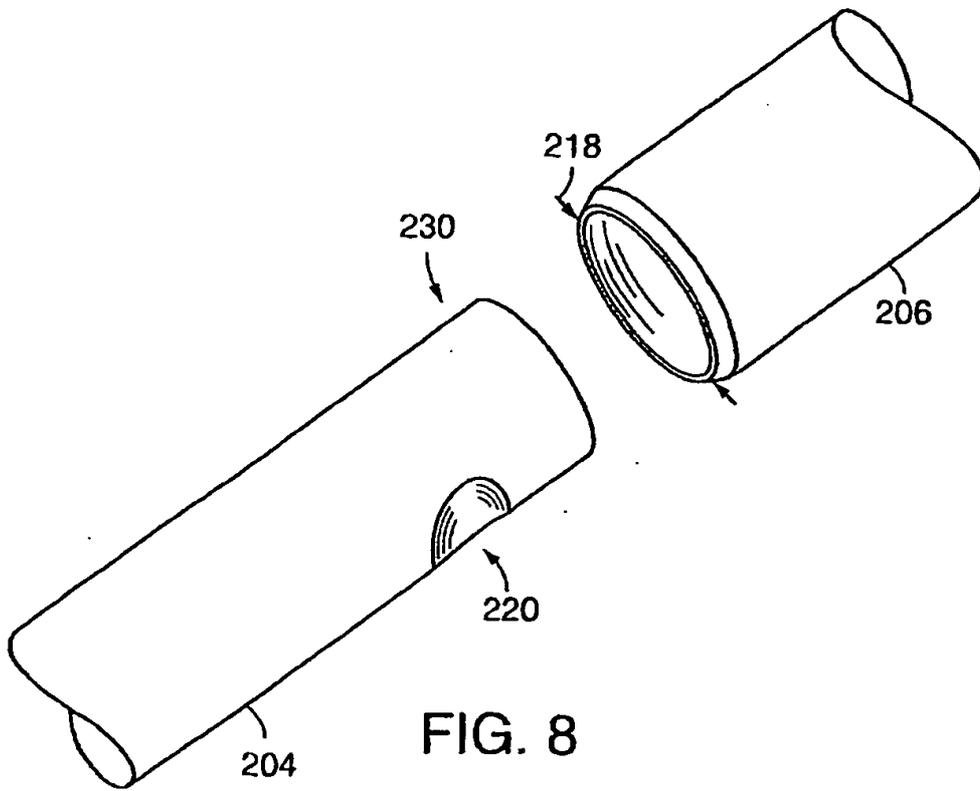


FIG. 6



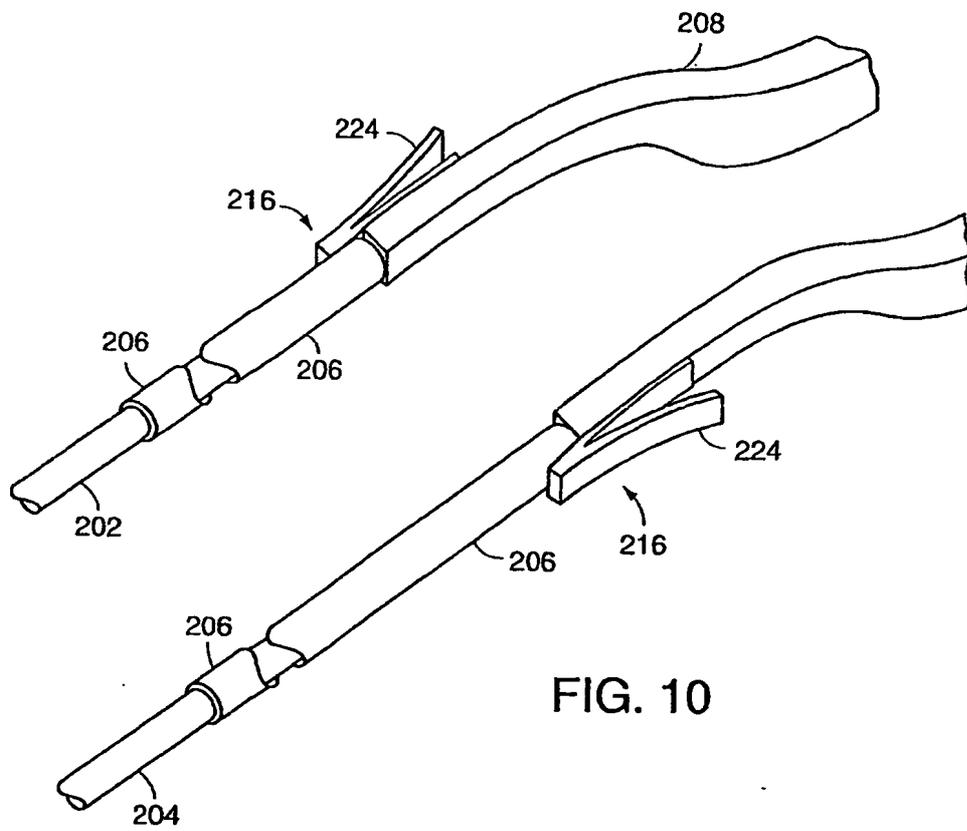


FIG. 10