(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 350 918**

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

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Número de solicitud europea: **02703240 .8**
(96) Fecha de presentación : **24.01.2002**
(97) Número de publicación de la solicitud: **1365698**
(97) Fecha de publicación de la solicitud: **03.12.2003**

(54) Título: **Instrumento electroquirúrgico de coagulación con dique del tejido.**

(30) Prioridad: **26.01.2001 US 264644 P**
02.02.2001 US 266055 P
23.01.2002 US 55534

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
28.01.2011

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
28.01.2011

(73) Titular/es: **ETHICON ENDO-SURGERY, Inc.**
4545 Creek Road
Cincinnati, Ohio 45242-2839, US

(72) Inventor/es: **Faller, Craig, N.;**
Baxter, III, Chester, O.;
Cummings, John, F.;
Kreger, Jr., Verne, E. y
Witt, David, A.

(74) Agente: **Carpintero López, Mario**

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).

Venta de fascículos: Oficina Española de Patentes y Marcas. Pº de la Castellana, 75 – 28071 Madrid

Descripción

Referencia Cruzada a Solicitudes Relacionadas

La presente solicitud está relacionada con, y reivindica el beneficio de, la solicitud de Patente provisional con el número de serie 60/266,055 depositada el 2 de Febrero de 2001, y de la solicitud de Patente provisional con el número de serie 60/264,644 depositada el 26 de Enero de 2001.

Campo de la Invención

La presente invención se refiere, en general, al campo de los instrumentos electroquirúrgicos y, más concretamente, unas pinzas de prensión o agarre (“*graspers”)* combinadas con un dique de tejido para aplicaciones quirúrgicas.

Antecedentes de la Invención

La aplicación de calor para tratar heridas sangrantes se remonta a la antigüedad, aplicándose, en la época medieval, de forma generalizada, un hierro candente para cauterizar las heridas de las batallas para detener el sangrado. En la cauterización, el mecanismo esencial que subyace al tratamiento es la utilización de la transferencia de calor conductor a partir de un objeto caliente para elevar la temperatura del tejido que sangra hasta un punto suficiente que desnaturalice las proteínas tisulares o que caliente la sangre hasta un punto suficientemente alto para provocar la formación de un tronco.

La coagulación por medio de electrocirugía se lleva también a cabo mediante el calentamiento del tejido, pero el mecanismo principal es la disipación de energía eléctrica en el tejido afectado, más que la transferencia de calor desde un objeto externo. La corriente fluye a través del tejido y es el tejido el que ofrece resistencia. Esto crea una pequeña envuelta de vapor alrededor de los electrodos del instrumento electroquirúrgico, y el vapor vaporiza el tejido para provocar la deshidratación celular, la desnaturalización de las proteínas y la contracción del tejido provocando la trombosis de los vasos sanguíneos. Esta forma de hemostasia se utiliza ahora de forma rutinaria tanto en intervenciones quirúrgicas abiertas como endoscópicas para vasos sanguíneos pequeños (típicamente menores de 1 mm), y ha sustituido ampliamente la ligadura individual de los vasos.

Los instrumentos de prensión bipolares actualmente disponibles para la electrocoagulación de tejido, o “soldadura tisular”, generalmente utilizan solo dos electrodos de polaridad opuesta, uno de los cuales es situado sobre cada una de las mordazas opuestas de la grapadora. Tal y como se ilustra en la FIGURA 1, incluso, el tejido queda sujeto entre un par de mordazas de la grapadora (mostradas en sección transversal que incorporan un primero y un segundo electrodos (Electrodo 1 y Electrodo 2) de polaridad opuesta. La corriente bipolar fluye entre los dos electrodos a lo largo de las líneas de flujo de la corriente ilustradas, coagulándose el tejido en primer término en los bordes de las mordazas. A continuación, cuando el tejido se seca y la impedancia aumenta, la corriente fluye a través del tejido húmedo y la coagulación se expande tanto hacia dentro como hacia fuera del centro de las mordazas y hacia fuera respecto de los bordes de las mordazas. La coagulación de tejido y el calentamiento por fuera de la mordaza continúa hasta que la corriente se corta.

Puede producirse un daño térmico a las estructuras adyacentes debido a esta difusión de la energía térmica por fuera de las mordazas del instrumento. Debido a la difusión de la energía térmica por fuera de las mordazas del instrumento, es difícil coagular secciones largas de tejido, por ejemplo el intestino, el pulmón, o los vasos sanguíneos mayores, sin una difusión térmica lateral significativa. A menudo se produce la sobrecoagulación, lo que provoca que el tejido se pegue a las mordazas del instrumento. Cuando las mordazas del instrumento se abren, si la adherencia al tejido es considerable, el tejido puede ser fraccionado afectando de esta manera negativamente a la hemostasia. Puede producirse una infracoagulación si se ha aplicado una cantidad de energía insuficiente sobre el tejido, y la hemostasia resultante será incompleta.

Por tanto, sería ventajoso contar con una soldadura de tejido electroquirúrgico en el que la trayectoria de la corriente quedara limitada al tejido situado dentro de las mordazas, para reducir al mínimo el daño al tejido ocasionado por los efectos térmicos producidos por fuera de las mordazas del dispositivo.

Sería ventajoso contar con un instrumento de soldadura del tejido electroquirúrgico que posiblitara la coagulación de una sección relativamente larga del tejido, reduciendo al tiempo el mínimo la difusión lateral de la energía térmica.

Sería, así mismo, ventajoso contar con un instrumento de soldadura electroquirúrgico en el que la máxima densidad de la corriente en el tejido coagulado tuviera

lugar lejos de los electrodos, y entre dos superficies resistentes a la adherencia, para reducir al mínimo la adherencia del tejido a los electrodos.

Así mismo, sería ventajoso contar con un instrumento de soldadura de tejido electroquirúrgico en el que el flujo de la corriente estuviera autolimitado para impedir la sobrecoagulación del tejido.

Item más, sería ventajoso contar con un instrumento de soldadura de tejido electroquirúrgico que proporcionara una visión clara del tejido coagulado para impedir la infracoagulación del tejido.

Así mismo, sería ventajoso contar con un instrumento de soldadura de tejido electroquirúrgico que proporcionara una cantidad de orte combinada con las demás características y ventajas descritas con anterioridad.

La presente invención proporciona las ventajas descritas en la presente memoria y resuelve también las deficiencias de la técnica anterior.

La Patente estadounidense 6,086,586 emitida el 11 de Julio de 2000, depositada el 14 de Septiembre de 1988 por Enable Medical Corporation divulga un instrumento electroquirúrgico bipolar que incorpora un par de mordazas amovibles entre sí. Los primero y segundo electrodos de una mordaza están en relación opuesta, respectivamente, con los primero y segundo electrodos de la otra mordaza.

La Publicación de Patente Mundial número WO 00/47124 con el número de solicitud PCT/US00/02559, depositada el 31 de Enero de 2000 divulga un dispositivo electroquirúrgico para cortar y cerrar de forma estanca estructuras relativamente grandes. Las mordazas incluyen un elemento de corte electroquirúrgico el cual puede ser una cuchilla o un alambre, y un montaje de sujeción que sujeta una zona adyacente a una línea de corte. El montaje de estanqueidad incluye unos electrodos de estanqueidad.

La Publicación de Patente Mundial número WO 99/23959 con el número de solicitud PCT/US98/23950, depositada el 11 de Noviembre de 1988 divulga un instrumento electroquirúrgico bipolar que presenta unas superficies de estanqueidad oponibles sobre sus

mordazas para prender, cerrar, sellar vasos, y el tejido vascular. En una forma de realización, las superficies de sellado están parcialmente aisladas para impedir un cortocircuito.

La Solicitud de Patente Mundial número WO 99/12488 con el número de solicitud PCT/US98/18640, depositada el 8 de Noviembre de 1988 divulga un instrumento bipolar para sellar tejido con electrocirugía bipolar.

La Solicitud de Patente Mundial número WO 00/24330 con el número de solicitud PCT/US99/24869, depositada el 22 de Octubre de 1999 divulga un montaje de electrodos que puede ser desmontado para su uso en combinación con unas pinzas que presentan unos efectores terminales opuestos y una empuñadura. Los electrodos pueden estar conectados de manera desmontable con los efectores terminales de las pinzas de tal manera que los electrodos se alojen en relación opuesta uno respecto de otro.

El documento US-A-5 833 690 divulga un dispositivo electroquirúrgico con unas mordazas de prensión para constituir una zona de comprensión de tejido, y con unos electrodos situados sobre las mordazas para aplicar una corriente eléctrica a lo largo de la zona de compresión.

La Patente estadounidense No. 5,800,449, concedida el 1 de Septiembre de 1988, depositada el 11 de marzo de 1997 por Ethicon Endosurgery divulga un instrumento quirúrgico que incorpora un tope de tejido que incluye una protección de cuchilla.

La Patente estadounidense No. 5,403,312, concedida el 4 de Abril de 1996, depositada el 2 de Julio de 1993 por Ethicon, Inc. divulga un instrumento electroquirúrgico para la cauterización y / o la soldadura de tejido de diversas impedancias, grosores y vascularidad especialmente en la realización de intervenciones endoscópicas. El instrumento comprime el tejido entre un polo de una fuente de energía bipolar situado en una superficie de interconexión, y una segunda superficie de interconexión.

La Patente estadounidense No. 5,797,938, concedida el 25 de Agosto de 1988, depositada el 18 de Diciembre de 1996 por Ethicon Endo - Surgery, Inc. divulga un instrumento hemostático electroquirúrgico que incluye un efector terminal curvado. Una forma de realización preferente de la invención proporciona un dispositivo bipolar endoscópico de presión, coagulación y corte. Una cuchilla sustancialmente recta, flexible en dirección axial es utilizada para tratar el tejido prendido por las mordazas del efector terminal.

El documento US-A-6 113 598 divulga un instrumento de RF para la soldadura de tejido que incorpora las características de la primera parte de la reivindicación 1.

Sumario de la Invención

La presente invención está dirigida a un aparato de coagulación electroquirúrgico, de acuerdo con lo reivindicado.

Breve Descripción de los Dibujos

Las características novedosas de la invención se definen especialmente en las reivindicaciones adjuntas y en las Figuras 44 y 45. La invención en sí, sin embargo, tanto respecto de la organización como de los procedimientos de actuación junto con otros objetos y ventajas de la misma, puede ser mejor comprendida con referencia a la descripción subsecuente, tomada en combinación con el resto de los dibujos, en los cuales:

La FIGURA 1 es una vista en sección transversal de las mordazas de las pinzas de prensión bipolares de la técnica anterior, con un tejido no coagulado dispuesto entre ellas, que muestra la trayectoria del flujo de la corriente entre los dos miembros de mordaza;

la FIGURA 2 es una vista en perspectiva de una pinza de prensión de tejido bipolar endoscópico de acuerdo con la presente divulgación mostrado con una unidad electroquirúrgica de corriente y un tablero de conexión;

la FIGURA 3 es una vista en perspectiva de tamaño ampliado del extremo distal de las pinzas de prensión de tejido bipolar endoscópico de la FIGURA 2 que muestra los miembros de mordaza con mayor detalle;

la FIGURAS 4a - c son vistas desde arriba (FIGURA 4a), y laterales (FIGURAS 4b y c) del extremo distal de las pinzas de prensión mostradas en la FIGURA 3, en sección transversal distal para mostrar el mecanismo de accionamiento para desplazar las mordazas de las pinzas de prensión entre las posiciones cerrada (FIGURA 4b) y abierta (FIGURA 4c);

la FIGURA 5 es una vista en sección transversal de las mordazas de las pinzas de prensión tomada a lo largo de la línea 5 - 5 de la FIGURA 4b;

la FIGURA 6 es una vista en sección transversal de las mordazas de las pinzas de prensión de tejido bipolares inventivas, con un tejido no coagulado dispuesto entre

ellas, que muestra la trayectoria del flujo de la corriente entre los dos miembros de mordaza;

la FIGURA 7 es una vista en perspectiva de una forma de realización alternativa de la presente divulgación, de unas pinzas bipolares en un modo de coagulación;

la FIGURA 8 es una vista magnificada en perspectiva de las mordazas ilustradas en la FIGURA 7;

la FIGURA 9 ilustra el instrumento de la FIGURA 7 en la posición cerrada;

la FIGURA 10 ilustra el instrumento de la FIGURA 7 en el modo de tijeras, con las mordazas abiertas;

la FIGURA 11 es una vista magnificada en perspectiva de las mordazas ilustradas en la FIGURA 10;

la FIGURA 12, es una vista en sección transversal de las mordazas de un instrumento bipolar que presenta unos electrodos opuestos descentrados de acuerdo con la presente invención;

la FIGURA 13 es una vista en planta lateral de una forma de realización alternativa de un instrumento de combinación de prensión / corte de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 14 es una vista en sección transversal de las mordazas del instrumento ilustrado en la FIGURA 13;

la FIGURA 15 es una vista en planta lateral de un instrumento de acuerdo con la presente divulgación que incorpora una empuñadura de trinquete;

la FIGURA 16 es una vista en planta en lateral de una mitad de un instrumento de acuerdo con la presente divulgación con unos retenes y unas mejoras de accionamiento de las cuchillas;

la FIGURA 17 es una vista en sección desde arriba tomada desde la parte de la FIGURA 16;

la FIGURA 18 es una vista alternativa en sección desde arriba tomada desde la parte de la FIGURA 16;

la FIGURA 19 es una vista en sección lateral de la cuchilla del instrumento ilustrada en la FIGURA 16;

la FIGURA 20 es una vista en sección desde arriba de la mordaza desde el instrumento ilustrado en la FIGURA 16, que muestra que la mordaza está curvada;

la FIGURA 21 ilustra un instrumento de acuerdo con la presente divulgación, que muestra el trazado del conector y del alambre de un instrumento bipolar;

la FIGURA 22 es una vista en perspectiva de un instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación de acuerdo con la presente divulgación mostrada con una unidad electroquirúrgica asociada de generación de corriente, y un tablero de conexión;

la FIGURA 23 es una vista en perspectiva de tamaño ampliado del extremo distal del instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación de la FIGURA 22, que muestra los miembros de mordaza con mayor detalle;

las FIGURAS 24 a 26 son vistas desde arriba (FIGURA 24) y laterales (FIGURAS 25 y 26) del extremo distal de las mordazas mostradas en la FIGURA 23.En sección transversal parcial para mostrar el mecanismo de accionamiento para desplazar las mordazas entre las posiciones cerrada (FIGURA 25) y abierta (FIGURA 26) y la luz de retroalimentación que se acompañan;

la FIGURA 27 ilustra un esquema eléctrico de un instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 28 ilustra una forma esquemática eléctrica de un instrumento electroquirúrgico alternativo que incorpora una luz de retroalimentación de acuerdo con al presente divulgación;

la FIGURA 29 es una vista en sección transversal de las mordazas (FIGURA 23) de un instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de electroalimentación de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 30 es una vista en sección transversal de las mordazas del instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación, con un tejido no coagulado dispuesto entre ellas, que muestra la trayectoria del flujo de la corriente entre los dos miembros de mordaza;

la FIGURA 31 es una vista en perspectiva de un instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación de acuerdo con la presente divulgación mostrada con una unidad electroquirúrgica asociada de generación de la corriente y con un cable de conector y una fuente de energía polarizada asociada y con un cable de conector;

la FIGURA 32 es una vista en perspectiva de tamaño ampliado del extremo distal del instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación de la FIGURA 22, que muestra el miembro de mordaza con mayor detalle;

las FIGURAS 33a - c son vistas desde arriba (FIGURA 33a) y laterales (FIGURAS 33b y c) del extremo distal de las mordazas mostradas en la FIGURA 32, en sección transversal parcial para mostrar el mecanismo de accionamiento para

desplazar las mordazas entre las posiciones cerrada (FIGURA 33b) y abierta (FIGURA 33c) y la luz de retroalimentación que se acompaña;

la FIGURA 34 ilustra un esquema eléctrico eléctrica de un instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 35 ilustra un esquema eléctrico de una forma de realización alternativa de un instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación de acuerdo con la divulgación;

la FIGURA 36 ilustra un esquema eléctrico de una forma de realización alternativa de un instrumento electroquirúrgico que presenta una luz de retroalimentación de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 37 es una vista en sección transversal de las mordazas (FIGURA 32) y un instrumento electroquirúrgico que presenta una luz de retroalimentación de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 38 es una vista en sección transversal de las mordazas del instrumento electroquirúrgico que incorpora una luz de retroalimentación, con un tejido no coagulado dispuesto entre ellas, que muestra la trayectoria del flujo de la corriente entre los dos miembros de mordaza;

la FIGURA 39 es una vista en perspectiva de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la presente divulgación mostrado con una unidad electroquirúrgica asociada de generación de corriente y un cable de conector;

la FIGURA 40 es una vista en sección transversal de las mordazas del instrumento electroquirúrgico que incorpora una pluralidad de electrodos de protección de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 41 es una vista en sección transversal de las mordazas de un instrumento electroquirúrgico que incorpora una pluralidad de electrodos y un dispositivo de retroalimentación de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 42 es una vista parcial de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la divulgación que incorpora un sistema de bloqueo de cuchilla;

la FIGURA 43 es una vista parcial de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la presente divulgación que incorpora un sistema de bloqueo de cuchilla;

la FIGURA 44 es una vista en sección de una forma de realización alternativa de un primero y un segundo

la FIGURA 45 es una vista en sección de una forma de realización alternativa de unas primera y un segunda mordazas amovibles que comprende una superficie de contacto con el tejido de acuerdo con la presente invención;

la FIGURA 45a es una vista en perspectiva de una forma de realización alternativa de unas primera y un segunda mordazas amovibles que comprende una superficie de contacto con el tejido de acuerdo con la presente invención;

la FIGURA 46 es una vista en perspectiva de una forma de realización alternativa de unas primera y un segunda mordazas amovibles que comprende una superficie de contacto con el tejido de acuerdo con la presente divulgación;

la FIGURA 47 es una vista en perspectiva de una mordaza de acuerdo con la presente divulgación, en la que el dique de tejido está situado en el extremo distal de la mordaza;

la FIGURA 48 es una vista desde arriba de la mordaza mostrada en la FIGURA 47; y

la FIGURA 49 es una vista lateral de la mordaza ilustrada en la FIGURA 47.

Descripción Detallada de la Invención

Dirigiendo nuestra atención a la FIGURA 2, en ella se aprecia una vista en perspectiva de un sistema de instrumento electroquirúrgico, genéricamente designado con la referencia numeral 10. El sistema ilustrado incluye un generador de energía de RF 12, unas pinzas de prensión electroquirúrgicas endoscópicas 14, de sujeción manual, y un cable 16 que conecta las pinzas de prensión 14 con unos receptáculos 18, 20 de sujeción al enchufe para las salidas bipolares positiva y negativa del generador 12. Aunque las pinzas de prensión ilustrados 14 son prendedores endoscópicas para su uso en intervenciones quirúrgicas minincisivas, la divulgación de la presente invención es igualmente aplicable a las pinzas de prensión diseñados para su uso en intervenciones quirúrgicas abiertas.

El generador de RF ilustrado 12 puede ser, por ejemplo, un generador de RF unitario moopolar - bipolar como por ejemplo el generador PEGASYS (Marca de Ethicon - Endo-Surgery Inc., Cincinnati, Ohio) y, por tanto, incluye también los receptáculos de sujeción al enchufe para los terminales activos y de retorno monopolares. Sin embargo, a los fines de la presente divulgación, solo se utiliza la característica distintiva de generación de corriente bipolar.

Las pinzas de prensión 14 presentan dos mordazas opuestas amovibles entre sí 22, 24, apreciadas de forma óptima en las FIGURAS 3 y 4a - c. La estructura general y el mecanismo de accionamiento de las pinzas de prensión 14 son conocidos en la técnica y se tipifican en los las pinzas de prensión divulgadas en las Patentes estadounidense Nos. 5,342,359 y 5,403,312. En general, un tubo de cierre 26 avanza coaxialmente a través de una vaina 28 mediante un mecanismo de disparo para trabar una superficie de leva 32 situada sobre las mordazas 22, 24 para cerrar las mordazas. La retracción del tubo de cierre desplaza las mordazas hasta la posición abierta (FIGURA 4c) porque la forma y el material de las mordazas 22, 24 salta y se abre cuando el tubo de cierre 26 se retrae.

Las pinzas de prensión ilustradas incluyen, así mismo, un elemento de corte lineal o cuchilla 34 (apreciado de forma óptima en las FIGURAS 4c y 5). La cuchilla 34 avanza hacia el interior de una ranura 36 situada en las mordazas 22, 24 para cortar el tejido sujeto entre las mordazas 22, 24 después de que el tejido ha sido coagulado. El mecanismo para avanzar la cuchilla es también sobradamente conocido, y puede incluir un vástago de arrastre 38 que es avanzado tras el accionamiento de un gatillo 40. Aunque las pinzas de prensión ilustradas incluyan una cuchilla, la invención puede igualmente ser aplicada a las pinzas de prensión simples que no incluyen un elemento de corte. De acuerdo con la presente divulgación, cada mordaza incluye una superficie de contacto con el tejido compuesta por material aislante con unas superficies de dos electrodos dispuestas en posición adyacente a la posición de cada mordaza en contacto con el tejido. Las superficies en contacto con el tejido de las mordazas están en una relación genérica de cara con cara, estando los dos electrodos asociados con cada mordaza separados y en relación cara con cara con los correspondientes electrodos situados sobre la mordaza opuesta, de manera que los electrodos de cada par de electrodos descentrados cara o cara son de una misma polaridad. Esta configuración de los electrodos, siendo los electrodos opuestos de cada par de electrodos descentrados cara con cara de la misma polaridad, opuesta a la polaridad del otro par de electrodos descentrados cara con cara, es similar a la mostrada en la patente estadounidense no. 2,031,682 de Wappler et al.

Dirigiendo la atención a las FIGURAS 3 a 5, las mordazas 22, 24 incluyen unos pares de electrodos 42, 44 y 46, 48, respectivamente. Los electrodos 42, 44 y 46, 48 están son transportados por las mordazas 22, 24 adyacentes a los miembros de aislamiento 50, 52, respectivamente. Los miembros de aislamiento 50, 52 constituyen una superficie de contacto con el tejido sobre cada mordaza 22, 24 que está definida sustancialmente por la superficie

existente sobre los miembros de aislamiento 50, 52, que se sitúa entre sus pares asociados de electrodos. Sin embargo, los electrodos 42, 44 y 46, 48 también contactan parcialmente con el tejido prendido entre las mordazas.

Como se muestra de forma óptima en la FIGURA 5, la superficies de contacto con el tejido de cada mordaza están en relación cara con cara, y los electrodos están conectados a los terminales de un generador de RF bipolar de manera que los electrodos de cada par separado cara con cara son de la misma polaridad, y un par de electrodos descentrados cara con cara tiene la polaridad opuesta al otro par de electrodos descentrados cara con cara. Por tanto, tal y como se muestra en las FIGURAS 5 y 6, los electrodos descentrados cara con cara 42 y 46 son de polaridad positiva, mientras que los electrodos descentrados cara con cara 44 y 48 so de polaridad negativa. El término descentrados significa que ninguna porción de las áreas superficiales de los electrodos 42, 44, 46 y 48 está en relación superpuesta.

Tal y como se muestra en la FIGURA 6, esta configuración de los miembros de aislamiento y de los electrodos proporciona un flujo de corriente (tal y como se muestra mediante las flechas de doble punta) a través del tejido 54 entre los electrodos de polaridad opuesta. No hay flujo de la corriente a través del tejido que no quede retenida entre las mordazas de las pinzas de prensión, y el flujo de la corriente se encuentra en su máxima densidad entre las superficies de contacto con el tejido de las mordazas. De acuerdo con ello, el tejido es en primer término coagulado a lo largo dell centro de las mordazas y, a medida que aumenta la impedancia del tejido debido a su coagulación el flujo de la corriente entre los electrodos se corta. Por tanto, el flujo de la corriente entre los electrodos naturalmente se detiene cuando la coagulación se ha completado. Esto se produce en acusado contraste con las pinzas de prensión bipolares de la técnica anterior ilustradas en la FIGURA 1, en las cuales el tejido de la corriente continúa a través del flujo retenido por fuera de las mordazas hasta el momento en que el operador desactiva los electrodos.

Los miembros de aislamiento 50, 52 que comprenden las superficies de contacto con el tejido están hechas de un material no conductor, no adherente, como por ejemplo politetrafluoroetileno, polipropileno - polistireno, policarbonato, Acrilonitrilo Butarieno Estireno (ABS), ULTEM (Marca de General Electricic Plastics), RADEL (Marca de B.P. Amoco) u otro material apropiado. Un material de aislamiento resistente a la adherencia sustancialmente claro o transparente permite que el tejido sujeto entre las mordazas sea observado a través de las

superficies superior o inferior de las mordazas, permitiendo con ello que el cirujano visualice la extensión de la coagulación del tejido.

Los electrodos 42, 44, 46, 48 están hechos, de modo preferente, de un material conductor, como por ejemplo aluminio, acero inoxidable, platino, plata y oro. Para un mejor soporte estructural, los propios electrodos podrían ser elementos estructurales (tal como se muestra en las FIGURAS 3 y 5).

Las pinzas de prensión o agarre están fabricados para que la separación S de las mordazas apretadas sea lo suficientemente pequeña con respecto a la anchura de los electrodos para conseguir una densidad considerablemente más alta de la corriente dentro del tejido existente entre las superficies aisladas que la densidad de la corriente que atraviesa el tejido que contacta con la superficie de los electrodos. Esto asegura que la densidad de la corriente al nivel de los electrodos sea considerablemente menor que la densidad de la corriente que existe en el tejido sujeto entre las superficies de contacto con el tejido. En consecuencia, el tejido situado en contacto con los electrodos se coagulará menos que el tejido sujeto entre las superficies de contacto con el tejido, y será menos probable que el tejido se adhiera a los electrodos.

Otras formas de realización de la presente divulgación se ilustran en las FIGURAS 7 a 23. Las FIGURAS 7 a 11 ilustradas se refiere a unas pinzas, concretamente a una pinza hemostática 200, que puede estar fabricada, por ejemplo, con un plástico eléctricamente aislante con relleno para dotarlo de resistencia. Los electrodos estarían opuestos, descentrados, con la misma polaridad que redujera al mínimo el daño térmico lateral sobre el tejido, como por ejemplo los ilustrados en la FIGURA 12. Esta configuración de los electrodos elimina el acortamiento de los electrodos cuando se encuentran en íntima proximidad y reduce al mínimo la adherencia del tejido. La pinza hemostática 200 puede, así mismo, incorporar una cuchilla, indicada como cuchilla deslizante 220 (véase, por ejemplo, la FIGURA 11), para cortar tejido después de la coagulación. Así mismo, cuando se utilice el instrumento en el modo de tijeras tal como se ilustra en las FIGURAS 10 y 11, la cuchilla deslizante 220 se extendería hacia fuera (no energizada) y el tejido sería mecánicamente cortado entre las superficie superior de la cuchilla y la mordaza opuesta del instrumento.

La configuración de los electrodos opuestos descentrados ofrece una característica distintiva de limitación de la corriente. Cuando el tejido resulta desecado, la

impedancia respecto del flujo de la corriente aumenta, lo que cerrará el sistema cuando la coagulación se haya completado. Cada mordaza 240 del instrumento incorpora unos electrodos positivos y negativos. Las mordazas opuestas 240A y 240B cuentan con un par de electrodos opuestos descentrados con la misma polaridad para conseguir los efectos adecuados sobre el tejido e impedir que el tejido se adhiera debido a que los electrodos no pueden tocarse físicamente entre sí cuando estén completamente cerrados. El tejido es coagulado como consecuencia de la corriente que fluye entre los electrodos de polaridad opuesta situados sobre cada mordaza 240. En el modo de corte con tijeras, el borde superior de la cuchilla deslizante 220 puede estar afilada para mejorar la capacidad de corte. La cuchilla deslizante 220 puede estar bloqueada en la posición extendida hasta que se efectúe el cambio a la modalidad de corte / coagulación.

Una ventaja de la presente divulgación consiste en unas pinzas de coagulación y corte, las cuales incorporan unos electrodos de limitación de la corriente que suministran la cantidad adecuada de corriente para coagular el tejido (con una difusión térmica lateral mínima) en combinación modo tijeras mecánicas sin intercambios de instrumentos.

Los electrodos pueden ser moldeados como insertos dentro de las mordazas 240. La pinza hemostática 200 presenta dos mordazas opuestas 240A y 240B unidas de forma cruzada por un elemento de pivote, como por ejemplo un pasador 205. Cada mordaza 240 presenta una zona de compresión de tejido opuesta con dos electrodos a lo largo de la extensión de cada zona de compresión como se describirá de forma más acabada en las FIGURAS 44 a 49.

La porción de superficie de contacto con el usuario de la pinza hemostática 200 contendría unos asideros opuestos 260A y 260B de accionamiento. La porción de superficie de contacto con el usuario puede, así mismo, incluir un medio de conexión con un generador electroquirúrgico, como por ejemplo un conector 290 (FIGURA 21). La configuración de electrodos deseada debería ser un electrodo de polaridad en cada miembro de compresión. Los electrodos opuestos de los miembros de compresión opuestos tendrían la misma polaridad, tal como se ilustra e la FIGURA 12. La configuración de electrodos descentrados es conveniente porque elimina el acortamiento sobre el tejido delgado así como delimita la difusión térmica. La difusión térmica queda limitada por el flujo de la corriente. El flujo de la corriente se mantiene dentro de la abertura del dispositivo. Así mismo, esta configuración de electrodos ofrece una característica de limitación. Cuando el tejido resulta desecado, la

impedancia sobre el flujo de la corriente aumenta. Debido a que el flujo de la corriente se mantiene dentro de las mordazas, cuando la impedancia del tejido se eleva lo suficiente, el sistema se cerrará por sí mismo.

Con referencia de nuevo a la FIGURA 11, unas pinzas de acuerdo con la presente divulgación pueden así mismo incorporar una cuchilla deslizante 220 añadida para cortar tejido después de la cauterización. El dispositivo puede incluir un mecanismo de trinquete 288 (FIGURA 13) cerca de los asideros anulares 260A y 260B (como por ejemplo los mostrados en la FIGURA 7) con el fin de proporcionar al cirujano un procedimiento de establecer una presión de sujeción. Ambos miembros de las pinzas pueden incluir una ranura 222, indicada con la referencia numeral 222A o 222B sobre los miembros individuales de las pinzas situada en paralelo con los electrodos y centrada entre los electrodos. Uno de los miembros de la pinza puede incorporar una ranura extendida (hacia el asidero anular) con el fin de alojar la cuchilla deslizante 220 y su desplazamiento. La cuchilla deslizante 220 puede incluir una muesca o hendidura 221 para posibilitar el desplazamiento con respecto al pasador de pivote 205 de las pinzas a lo largo de la mordaza 240 de las pinzas. Así mismo, la cuchilla deslizante 220 puede incluir un elemento distintivo característico para dotar de una fuerza de accionamiento a la cuchilla deslizante 220 (por ejemplo, un botón corredero 223). Tal y como se muestra en las FIGURAS 19 y 20, la cuchilla 220 puede incluir unos surcos 266 para alojar una mordaza curvada 240.

La pinza hemostática 200 puede incluir un miembro de corte 288 de las tijeras que se abre por resorte y se articule sobre el mismo pivote que las pinzas, tal y como se ilustra en la FIGURA 13. Ambos miembros de las pinzas pueden incluir unas hendiduras que atraviesen las áreas de contacto con el tejido en paralelo y centradas entre los electrodos. El miembro de corte de las tijeras puede estar afilado en el borde de la superficie de contacto con el tejido y ubicarse dentro de uno de los miembros de las pinzas. El miembro de las pinzas puede incluir un mecanismo de trinquete 228 cerca de los asideros anulares, con el fin de proporcionar al cirujano un procedimiento para mantener la presión de sujeción.

Las FIGURAS 22 a 30 ilustran un sistema de instrumento electroquirúrgico, indicado genéricamente con la referencia numeral 310, que constituye una forma de realización alternativa de la presente invención. Las características distintivas del sistema ilustrado se corresponden con las mismas características de la forma de realización ilustrada en las FIGURAS 2 a 6, pero referenciadas con los números de los elementos de serie “300” para las

carácterísticas distintivas similares. Las características que se representan como nuevas se representan con números nuevos. La FIGURA 22 ilustra así mismo una luz de retroalimentación 327 que, en una forma de realización de la presente divulgación está alojada dentro de una o de ambas de las primera y segunda mordazas amovibles 322, 324. La luz de retroalimentación 327 se describirá con mayor detalle a continuación.

La presente divulgación ilustra una luz de retroalimentación 327 utilizada en cooperación con la primera mordaza amovible 322, donde la luz de retroalimentación 327 indica al cirujano que acciona el sistema de instrumento electroquirúrgico 310 cuándo deja de pasar una corriente eléctrica significativa a través del tejido 354 sujeto entre la primera mordaza amovible 322 y la segunda mordaza amovible 324. En una forma de realización adicional de la presente divulgación, la luz de retroalimentación 327 está alojada dentro de la primera mordaza amovible 322, cuando la primera mordaza amovible 322 está fabricada a partir de un material sustancialmente transparente para permitir que el cirujano visualice la luz alojada dentro de la primera mordaza amovible 322. La luz de retroalimentación 327 puede situarse en cualquier porción de las primera y / o segunda mordazas amovibles 322, 324, puede disponerse una pluralidad de luces de retroalimentación 327 en el sistema de instrumento electroquirúrgico 310, y / o la luz de retroalimentación 327 puede estar situada por fuera de las primera y / o segunda mordazas amovibles 322, 324, de forma que la luz de retroalimentación 327 quede fijada de manera permanente o amovible con respecto a las primera y segunda mordazas amovibles 322, 324. La luz de retroalimentación 327 puede fabricarse en una diversidad de formas, como por ejemplo ovalada, cuadrada, en lazo o rectangular y puede tener cualquier color que se desee.

Las FIGURAS 24 a 26 ilustran un medio de accionar el sistema de instrumento electroquirúrgico 310 de acuerdo con la presente divulgación. En general, un tubo de cierre 326 es avanzado coaxialmente a través de una vaina 328 mediante un mecanismo de disparo 330 para trabar una superficie de leva 332 situada sobre las primera y segunda mordazas amovibles 322, 324 para cerrar las primera y segunda mordazas amovibles 322, 324. La retracción del tubo de cierre 326 desplaza las primera y segunda mordazas amovibles 322, 324 hasta la posición abierta porque la forma y el material de las primera y segunda mordazas 322, 324 se abre por resorte cuando el tubo de resorte 326 se retrae. Las FIGURAS 24 a 26 ilustran una forma de realización de la presente divulgación que comprende una primera luz de retroalimentación 327, un primer conductor 329 y un segundo conductor 331 en el punto en el que la primera luz de retroalimentación 327, el primer conductor 329 y el segundo conductor

331 constituyen un circuito sin torsión 335. Los primero y segundo conductores 329, 331 discurren en paralelo con el cable 316 (FIGURA 27). La primera luz de retroalimentación 327 puede ser cualquier dispositivo electroluminiscente, como por ejemplo un LED (diodo electroluminiscente). Los primero y segundo cables 329,331 pueden estar fabricados a partir de cualquier material conductor para su uso en aplicaciones quirúrgicas, como por ejemplo, pero no limitados a, la plata o el acero inoxidable.

Con referencia a las FIGURAS 27 a 30, la presente divulgación puede, así mismo, incluir variantes del diseño de circuito, como por ejemplo, de los conductores 329,331 que se extiendan a lo largo de la entera longitud del tubo de cierre 326, una pluralidad de conductores 329, 331 y / o una pluralidad de luces de retroalimentación 327. En una forma de realización de la presente divulgación, el circuito sin torsión 335 es paralelo a, pero no está acoplado en conexión con el cable 366. La primera luz de retroalimentación 327 está adaptada para que se ilumine cuando la corriente pase por el circuito 335. La corriente bipolar suministrada entre los electrodos 342, 344, 346, 348 discurre a través del tejido 354 hasta que el tejido 354 es desecado. Una vez desecado, la impedancia del tejido 354 aumenta reduciendo el voltaje que pasa a través del circuito sin torsión 335. Haciendo pasar los conductores 351, 353, 355, 357 del cable 316 y los primero y segundo conductores 329, 331a lo largo de una extensión del tubo de cierre 326 si retorcer los primero y segundo conductores 329, 331, se creará un acoplamiento capacitivo entre los dos circuitos. Cuando se aplique la corriente a los conductores 351, 353, 355, 357 del cable 316, crearán una corriente dentro del circuito sin torsión 335 que provocará que la luz de retroalimentación 327 se encienda. La corriente del circuito sin torsión 335 será proporcional a la corriente de los conductores del cable 316, proporcionando al cirujano un indicador cualitativo de la energía que pasa a través del instrumento.

Las primera y segunda mordazas amovibles ilustradas 322, 324 pueden, así mismo, incluir un elemento o cuchilla de corte lineal 334 (observado de forma óptima en las FIGURAS 26 y 29). La cuchilla 334 es avanzada hasta el interior de una hendidura 336 existente en las primera y segunda mordazas amovibles 322, 324 para cortar el tejido 354 sujeto entre las primera y segunda mordazas amovibles 322, 324 después de que el tejido 354 haya sido coagulado. También aquí, el mecanismo para avanzar la cuchilla es sobradamente conocido, y puede incluir el vástago de arrastre 338 que es avanzado tras el accionamiento del gatillo 340. Aunque las primera y segunda mordazas amovibles ilustradas 322, 324 incluyen

una cuchilla, la divulgación es igualmente aplicable a las solas mordazas que no incluyen un elemento de corte.

El emplazamiento distal de la luz de retroalimentación 327 en íntima proximidad al área de aplicación quirúrgica, proporciona al cirujano una clara indicación de cuándo el tejido 354 ha sido suficientemente disecado para asegurar la adecuada hemostasia reduciendo al tiempo el daño lateral debido a la sobreexposición de la corriente eléctrica. Así mismo, la presente divulgación puede también incluir el uso de la luz de retroalimentación 327 en cooperación con todos los demás dispositivos electroquirúrgicos bipolares, como por ejemplo, los instrumentos que incorporen un solo par de electrodos.

La FIGURA 27 ilustra una representación esquemática eléctrica de una forma de realización de la presente divulgación que ilustra el generador de RF 312, en la que el generador de RF 312 está conectado a los electrodos 342, 344, 346, 348 a través de los conductores 351, 355, 353, 357, respectivamente. En una forma de realización de la presente divulgación, los electrodos 342, 344, 346, 348 están adaptados, tal y como se ilustra, para que los electrodos 342, 346 sean electrodos positivos en una disposición descentrada pero sustancialmente cara con cara. Los electrodos 344, 348 están adaptados, tal y como se ilustra, para ser electrodos negativos en una disposición descentrada pero sustancialmente cara con cara. Formas de realización adicionales de la presente divulgación puede incluir el uso de un solo par descentrado de electrodos, un solo par de electrodos alineados, una pluralidad de electrodos y su correspondiente de pluralidad de conductores, una pluralidad de electrodos alineados, un par o una pluralidad de electrodos de la misma polaridad colocados opuestos frente a una disposición cara con cara, o cualquier otra configuración bipolar apropiada para su uso en una aplicación quirúrgica. La FIGURA 27 ilustra así mismo el circuito sin torsión 335 que comprende los primero y segundo conductores 329, 331, y la luz de retroalimentación 327. La presente divulgación puede, así mismo, incluir un medio de iluminación de la luz de retroalimentación 327 cuando se efectúe un circuito completo entre los conductores 351, 353, 355, 357 de los electrodos 342, 344, 346, 348, el tejido 354 y el generador 312, mediante el acoplamiento capacitivo del segundo conductor 331 y / o el primero conductor 329 con al menos un conductor 351, 353, 355, 357 lo que produce la introducción de una corriente dentro del circuito sin torsión 335. Cuando el tejido 354 se deseca, ello aumentará la impedancia del circuito de transmisión produciendo una pérdida de la corriente transmitida por el acoplamiento capacitivo, provocando que la luz de retroalimentación 327 se debilite o se apague. El debilitamiento, o la inactividad de la luz de retroalimentación 327 señala al cirujano que deje de

aplicar la corriente electroquirúrgica sobre el tejido 354 con el fin de impedir quemaduras o daños laterales al tejido. La presente divulgación puede, así mismo, incluir otras peculiaridades necesarias para facilitar el acoplamiento capacitivo del circuito 335, como por ejemplo condensadores, resistores, relés, transformadores, conmutadores u otros elementos eléctricos apropiados.

La FIGURA 28 ilustra un esquema eléctrico de una forma de realización adicional de la presente divulgación que comprende el generador de RF 312, en la cual el generador de RF 312 está conectado a los electrodos 342, 344, 346, 348 por medio de los conductores 351,355, 353, 357, respectivamente. En una forma de realización de la presente divulgación, los electrodos 342, 344, 346, 348 están adaptados, tal y como se ilustra, para que los electrodos 342, 346 sean electrodos positivos dentro de una disposición descentrada, pero sustancialmente cara con cara. Los electrodos 344, 348 pueden estar adaptados para ser electrodos negativos dentro de una disposición descentrada pero sustancialmente cara con cara. Otras formas de realización de la presente divulgación pueden incluir el uso de un solo par de electrodos descentrados, un solo par de electrodos alineados, una pluralidad de electrodos y su correspondiente pluralidad de conductores, una pluralidad de electrodos alineados y / o unos electrodos de la misma polaridad colocados opuestos entre sí, frente a la disposición cara con cara, u otras configuraciones bipolares apropiadas para su uso en una aplicación quirúrgica. La FIGURA 28 ilustra también un circuito sin torsión 371 que comprende unos primero y segundo conductores 329, 331, una bobina toroidal 370, y una luz de retroalimentación 327. El segundo conductor 331 puede estar enrollado alrededor de la bobina toroidal 370 con el fin de facilitar el acoplamiento inductivo entre al menos un conductor 351, 353, 355, 357 y la bobina toroidal 370. La corriente eléctrica que pasa a través de al menos un conductor 351, 353, 355, 357 creará un campo magnético que puede a continuación ser convertido en una corriente eléctrica dentro del circuito torsionado 371 mediante la bobina toroidal 370. El circuito torsionado 371 y / o el circuito de transmisión torsionado 372 pueden estar torsionados con el fin de reducir el acoplamiento capacitivo entre el circuito torsionado 371 y el circuito de transmisión torsionado 372. La presente divulgación puede, así mismo, incluir un medio de iluminación de la luz de retroalimentación 327 cuando se efectúe un circuito completo entre los conductores 351,353,355, 357 de los electrodos 342,344,346, 348, el tejido 354 y el generador 312 mediante el acoplamiento inductivo del segundo conductor 331 y / o el primer conductor 339 en cooperación con la bobina toroidal 370 con al menos un conductor 351,353,355, 357, determinando la introducción de una corriente dentro del circuito torsionado 371. Cuando el tejido 354 se deseque, ello aumentará la impedancia del circuito de transmisión

produciendo una pérdida de la corriente transmitida por el acoplamiento inductivo, provocando que la luz de retroalimentación 327 se debilite o se apague. El debilitamiento o la inactividad de la luz de retroalimentación 327 señala al cirujano que deje de aplicar la corriente electroquirúrgica sobre un tejido con el fin de impedir quemaduras o daños laterales al tejido. Así mismo, la presente invención puede incluir otros elementos característicos necesarios para facilitar el acoplamiento inductivo del circuito 371, como por ejemplo condensadores, resistores, relés, transmisores, conmutadores u otros elementos eléctricos apropiados.

Las FIGURAS 31 a 38 ilustran un sistema de instrumento quirúrgico, indicado genéricamente con la referencia numeral 410, que constituye una forma de realización alternativa de la presente divulgación. Los elementos característicos del elemento ilustrado se corresponden con los mismos elementos característicos de las formas de realización mostradas en las FIGURAS 2 a 6, pero referenciados con los números de los elementos de serie “400” para los elementos característicos similares. Del mismo modo, se añaden números nuevos cuando se presenten nuevas características. La FIGURA 31 ilustra una vista en perspectiva de una forma de realización de la presente divulgación que presenta un sistema de instrumento electroquirúrgico, genéricamente indicado con la referencia numeral 410, que incluye un generador de energía de RF 412, una carcasa 414, y un cable 416 que conecta la carcasa 414 al receptáculo de sujeción 418 del enchufe de salida bipolar positivo y un receptáculo de sujeción 420 del enchufe de salida bipolar negativo del generador 412, en la que el cable 416 está adaptado para transmitir una corriente eléctrica a los electrodos 442, 444 alojados dentro de la primera mordaza amovible 422 y a los electrodos 446,448 alojados dentro de la segunda mordaza amovible 424, y una batería 413 que incluye un cable 415. La batería 413 puede ser cualquier fuente de energía apropiada para su uso en una aplicación quirúrgica concreta, como por ejemplo una batería de 5 voltios. La batería 413 puede estar incorporada dentro de la carcasa 414 y puede estar situada fuera de la carcasa 414. Así mismo la FIGURA 31 ilustra una luz de retroalimentación 427 que, en una forma de realización de la presente divulgación, está alojada dentro de una o ambas de las primera y segunda mordazas amovibles 422, 424. La luz de retroalimentación 427, la batería 413 y el cable 415 se describirán con mayor detalle a continuación.

Las FIGURAS 33a - c y 34 ilustran una forma de realización de la presente divulgación que comprende una primera luz de retroalimentación 427, un primer conductor 429, un segundo conductor 431, y una batería 413, constituyendo la primera luz de retroalimentación 427, el primer conductor 429, el segundo conductor 431 y la batería 413 un

circuito sin torsión 435. Los primero y segundo conductores 429, 431 pueden discurrir en paralelo con el cable 416. La primera luz de retroalimentación 427 está conectada a la batería 413 por medio del cable 415 que aloja los primero y segundo conductores 429, 431. La batería 413 puede estar situada por fuera de la carcasa 414 o puede estar alojada en su interior. La primera luz de retroalimentación 427 puede ser cualquier dispositivo electroluminiscente, como por ejemplo un LED (diodo electroluminiscente). Los primero y segundo conductores 429,431 pueden estar fabricados a partir de cualquier material conductor apropiado para su uso en aplicaciones quirúrgicas como puede ser, pero no se limitan a, la plata o el acero inoxidable. La presente divulgación puede, así mismo, incluir determinadas variantes en el diseño del circuito, como por ejemplo una pluralidad de primeros y segundos conductores 429, 431 y / o una pluralidad de luces de retroalimentación 427. En la forma de realización ilustrada, los primero y segundo conductores 429, 431 son paralelos a, pero no están acoplados en conexión con los conductores 451, 453, 455, 457 alojados dentro del cable 416. La batería 413 es una fuente de energía polarizada que suministra una corriente continua a un voltaje inferior al necesario para iluminar la luz de retroalimentación 427. El uso de la batería 413 en cooperación con la luz de retroalimentación 427 proporciona una capacidad de sintonización que posibilita que el cirujano controle la cantidad de energía que se requiera para que la luz de retroalimentación 427 se encienda. Por ejemplo, mediante el ajuste del suministro de voltaje la batería 413 justo por debajo del umbral requerido para encender la luz de retroalimentación 427, el cirujano traspasará sin problemas el umbral incluso cuando la impedancia continúe aumentando. Si se elige un suministro de voltaje inferior desde la batería 413, en cooperación con la misma primera luz de retroalimentación 427, el voltaje del circuito sin torsión 435 puede caer por debajo del umbral requerido para mantener la luz de retroalimentación 427 encendida con solo una cantidad mínima de impedancia. La utilización de una pluralidad de suministros de voltaje a partir de una batería 413 en cooperación con la elección de una pluralidad de luces de retroalimentación diferentes con umbrales de iluminación diferentes, permite que el cirujano escoja la regulación óptima de una concreta aplicación quirúrgica. La primera luz de retroalimentación 427 está adaptada para que se ilumine cuando pasa una corriente del circuito sin torsión 435. La corriente bipolar alimentada entre los circuitos 442, 444, 446, 448 discurre por el tejido 454 hasta que el tejido 454 se deseque. Una vez desecado, el tejido 454 ya no conduce corriente alguna, lo cual aumentará la impedancia en el circuito de transmisión sin torsión 459 entre los electrodos 442,444, 446, 448. Haciendo pasar los conductores 451, 453, 455, 457 del cable 416, y los primero y segundo conductores 429, 441 un tramo abajo del tubo de cierre 426 sin torsión de los primero y segundo conductores 429, 441, se creará un acoplamiento capacitivo entre los dos circuitos. Cuando se energicen los conductores 451, 453,

455, 457 del cable 416, ello aumentará el voltaje del circuito sin torsión 435 provocando que la luz de retroalimentación 427 se encienda. La corriente que discurre por el circuito sin torsión 435 será proporcional a la corriente que discurre por los conductores del cable proporcionando al cirujano un indicador cualitativo de la energía que pasa a través del instrumento.

La FIGURA 37 ilustra también la luz de retroalimentación 427 alojada dentro de la primera mordaza amovible 422, sin embargo otra forma de realización de la presente divulgación puede incluir un cable de retroalimentación 427 alojada dentro de la segunda mordaza amovible 424, la luz de retroalimentación 427 alojada dentro de las primera y segunda mordazas amovibles 422, 424 y la luz de retroalimentación 427 fijada por fuera de una o ambas entre las primera y segunda mordazas amovibles 422, 424. El emplazamiento distal de la luz de retroalimentación 427 en íntima proximidad con el área de aplicación quirúrgica, proporciona al cirujano un claro indicador de cuándo el tejido 454 ha sido suficientemente desecado para asegurar la adecuada hemostasia reduciendo al tiempo los daños laterales debido a la sobreexposición de la corriente eléctrica.

La FIGURA 35 ilustra una forma de realización adicional de la presente divulgación. El primer conductor 429 incluye un diodo Zener 461 que funciona para transferir la corriente a través del circuito sin torsión 453 solo después de que se ha excedido un determinado umbral de voltaje. Esta característica permite, por ejemplo, que el cirujano regule el umbral de voltaje del diodo Zener 461 justo por encima del voltaje de la batería 413 haciendo posible que la luz de retroalimentación 427 se encienda solo cuando haya un voltaje de acoplamiento capacitivo procedente del circuito de transmisión sin torsión 459. El cirujano podrá sintonizar cuidadosamente el sistema de instrumento electroquirúrgico 410 ajustándolo a sus necesidades precisas para seleccionar el voltaje apropiado de la batería 413, el voltaje de la luz de retroalimentación 427 y el voltaje de umbral del diodo Zener 461, proporcionando un indicador cualitativo controlado con gran precisión de la energía que pasa a través del instrumento. Cuando el tejido 454 se deseque, ello aumentará la impedancia el circuito de transmisión sin torsión 459 produciéndose una pérdida de la corriente del instrumento capacitativo, provocando que la luz de retroalimentación 427 se debilite o apague. La debilitación, o la inactividad de la luz de retroalimentación 427 señal al cirujano que deje de aplicar la corriente electroquirúrgica sobre el tejido 454 con el fin de impedir quemaduras o daños laterales al tejido.

La FIGURA 36 ilustra un esquema eléctrico de una forma de realización adicional de la presente divulgación. La FIGURA 36 divulga, así mismo, una segunda luz de retroalimentación 477, un relé 478, unos conductores 485, 479, 480, 481, 483, 484, un transformador 482 y un conmutador 486, conocidos colectivamente en la presente memoria como el medio de retroalimentación 490. El medio de retroalimentación 490 funciona para detectar cuándo se ha excedido un primer nivel de impedancia del tejido 454. La opresión del conmutador 486 acopla también el conductor 485 al conductor 479. El conductor 479 es acoplado al relé 478. El relé 478 está normalmente cerrado cuando la corriente eléctrica no está discurriendo por los conductores 483, 484. Cuando el conmutador 476 es oprimido y la corriente eléctrica pasa a través del circuito de transmisión acoplado 484, la energía es transmitida a través de los conductores 483, 484 debido al acoplamiento inductivo por medio del transformador 482. La corriente que pasa a través de los conductores 483, 484 provoca que el relé 478 se abra rompiendo el circuito que conecta el conductor 479 al conductor 480, a la segunda luz de retroalimentación 477 y al conductor 481. Cuando se reduzca, la corriente eléctrica no pasa por el circuito de transmisión acoplado 476, como sucede cuando el conmutador 486 no ha sido oprimido o cuando la impedancia ha reducido de manera considerable el voltaje del circuito de transmisión acoplado 476, el relé 478 se cerrará debido a la falta del acoplamiento inductivo apreciable en el transformador 482. Cuando el relé 478 se cierre, la corriente continua originada por la batería 413 pasa a través de los conductores 485, 479, del relé 478 del conductor 480, de la segunda luz de retroalimentación 477, y de los conductores 481, 431 donde esta corriente funciona para encender la segunda luz de retroalimentación 477.

La iluminación de la segunda luz de retroalimentación 477 alerta al cirujano de que no está pasando una corriente eléctrica apreciable a través del circuito de transmisión acoplado 476 y que, o bien el instrumento no está activo o bien que el tejido 454 ha sido adecuadamente desecado. La corriente apreciable que pasa a través del circuito de transmisión 476 está inductivamente acoplada por medio del transformador 482 al relé 478, donde la presión de la corriente enciende entonces la primera luz de retroalimentación 427. La apertura del relé 478 extingue la segunda luz de retroalimentación 477, alertando al cirujano de que una corriente eléctrica apreciable está pasando a través del circuito de transmisión acoplado 476. Esta forma de realización de la presente divulgación funciona para encender la luz de retroalimentación 427 cuando el circuito de transmisión acoplado 476 conduce un voltaje considerable y extingue la luz de retroalimentación 427 cuando el circuito de transmisión acoplado 427 deja de conducir una corriente eléctrica apreciable. Al mismo tiempo, una falta de

corriente apreciable en el circuito de transmisión acoplado 476 provocará que la segunda luz de retroalimentación 477 se encienda.

El uso de una segunda luz proporciona al cirujano una medida de seguridad suplementaria para determinar cuándo deja de pasar un nivel apreciable de voltaje a través del circuito de transmisión acoplado 476 debido a la impedancia ocasionada por la desecación del tejido 454. Un nivel apreciable de corriente eléctrica se refiere a los condicionamientos de voltaje o a las salidas de las luces de retroalimentación, de los diodos Zener, de las baterías o de otros componentes eléctricos destinados a proporcionar al cirujano el nivel de retroalimentación cualitativa de una aplicación determinada. El debilitamiento o la inactividad de la luz de retroalimentación 427 y la iluminación de la segunda luz de retroalimentación 477 señala al cirujano que deje de aplicar la corriente electroquirúrgica sobre el tejido 454 con el fin de impedir quemaduras o daños al tejido. Así mismo, la presente divulgación incluye también el uso de una pluralidad de luces de retroalimentación, una pluralidad de relés, una pluralidad de transformadores, unos conductores torsionados o sin torsión, una pluralidad de conmutadores, y / o el uso de un acoplamiento capacitivo y / o inductivo. Debe resultar evidente para el experto en la materia que es posible una pluralidad de configuraciones eléctricas para conseguir el resultado de retroalimentación cualitativa deseado.

La FIGURA 39 ilustra una vista en perspectiva de un sistema de instrumento electroquirúrgico, genéricamente indicado con la referencia numeral 510, que incorpora la presente divulgación. El sistema ilustrado incluye un generador de energía de RF 512, una carcasa 514 y un cable 516 que conecta la carcasa 514 con el receptáculo de sujeción bipolar positivo 518 del enchufe de salida, y el receptáculo de sujeción bipolar negativo 520 del enchufe de salida del generador 512, en el que la carcasa está adaptada para transmitir una corriente eléctrica al electrodo 542 alojado dentro de la primera mordaza amovible 522 y al electrodo 546 alojado dentro de la segunda mordaza amovible 524. La primera mordaza amovible 522 aloja, así mismo, unos electrodos de protección 550, 560, y la segunda mordaza amovible 524 aloja, así mismo, unos electrodos de protección 570, 580 pudiendo los electrodos de protección 550, 560, 570, 580 estar conectados a un adaptador de puesta a tierra (no mostrado). Aunque las primera y segunda mordazas amovibles ilustradas 522, 524 son mordazas endoscópicas para su uso en procedimientos quirúrgicos mínincisivos, la divulgación de la presente aplicación es extensible igualmente a las mordazas diseñadas para su uso en intervenciones quirúrgicas abiertas.

El generador de RF ilustrado 512 puede ser, por ejemplo, un generador de RF unitario monopolar - bipolar, como por ejemplo el generador de RF PEGASYS y, por tanto, incluye también los receptáculos de sujeción del enchufe para los terminales activo y de retorno monopolares, sin embargo, a los fines de la presente divulgación solo se utiliza la versión de generación de corriente bipolar.

La FIGURA 40 ilustra una sección transversal de una forma de realización de la presente divulgación que comprende una primera mordaza amovible 522 que incorpora el electrodo 542 y unos electrodos de protección 550, 560 y una segunda mordaza amovible 524 que incorpora un electrodos 546 y los electrodos de protección 570, 580. Cuando las primera y segunda mordazas amovibles están sujetando el tejido 554 y los electrodos 542, 546 son eléctricamente activados por medio del generador 512, la corriente eléctrica pasa a través del tejido 554 de forma que la corriente eléctrica deseca el tejido 554. Cuando el tejido 554 se deseca, la impedancia del tejido 554 se eleva. Cuando la impedancia del tejido 554 se eleva entre el electrodo 542 y el electrodo 546 la corriente eléctrica puede escoger una trayectoria de menor resistencia desde el electrodo 542 hacia los electrodos de protección 550, 560, 570, 580 o desde el electrodo 546 hacia los electrodos de protección 550, 560, 570, 580. La atracción de la corriente eléctrica hacia los electrodos de protección 550, 560, 570, 580 cuando la impedancia del tejido es alta entre el electrodo 542 y el electrodo 546 impedirá la corriente eléctrica lateral lo que provocaría serios daños laterales al tejido. Con el fin de que los electrodos de protección 550, 560, 570, 580 sean una superficie de transmisión favorable, pueden ser mantenidos a una potencia de carga deseable activa, como por ejemplo mediante la incorporación de unos resistores que conecten los electrodos de protección 550, 560, 570, 580 con el generador 512; un adaptador de puesta a tierra conectado a los electrodos de tierra 550, 560, 570, 580; o mediante la utilización de unos electrodos de detección en cooperación con unos electrodos de protección que transmitan la presencia del flujo de corriente lateral hacia el generador, de forma que este funcione para reducir la salida del generador 512 y / o advierta al cirujano de la presencia del flujo de la corriente eléctrica lateral. Los electrodos de protección pueden, así mismo, actuar en un sistema pasivo, por ejemplo un sistema en el que los electrodos de protección 550, 560, 570, 580 constituyan una unidad autónoma. La presente divulgación puede, así mismo, incluir el uso de otras configuraciones de electrodos de protección 550, 560, 570, 580 y / o de electrodos de detección (no mostrados) que sustancialmente lleven a cabo la función de reducir los daños térmicos al tejido por fuera de la zona de corte / coagulación deseada. La presente invención, puede, así mismo, incluir una pluralidad de electrodos de protección 550, 560, 570, 580 y / o unos electrodos de detección,

una combinación de elementos característicos de las formas de realización divulgadas, como por ejemplo unos resistores utilizados en cooperación con los electrodos de detección, y el uso de otros elementos característicos eléctricos no divulgados que deberían resultar evidentes a los expertos a la materia para obtener la función deseada.

La FIGURA 41 ilustra una forma de realización adicional de la presente divulgación, que comprende los electrodos de protección 550, 560, 570, 580, conectados a las luces de retroalimentación 551, 552, por medio de los conductores 553,554, 555,556 en la que las luces de retroalimentación 551, 552 se encenderán si la corriente lateral es recogida por los electrodos de protección 550, 560, 570, 580. La presencia de la luz de retroalimentación 551, 552 indicará a un cirujano cuándo la impedancia del tejido 554 se ha incrementado sustancialmente para favorecer la transmisión de corriente eléctrica de los electrodos de protección 550, 560, 570, 580, momento en el que la luz de retroalimentación indicará al cirujano que se está produciendo un flujo de corriente lateral no deseable. La presente divulgación puede, así mismo, incluir el uso de una sola luz de retroalimentación 551, o una pluralidad de luces de retroalimentación. La luz de retroalimentación se sitúa, de modo preferente, en la porción distal del efector terminal con el fin de proporcionar una retroalimentación directa al cirujano en el área de actuación, sin embargo la luz de retroalimentación 551 puede estar situada en cualquier parte sobre el instrumento o fuera del instrumento que pueda ser conveniente en una intervención quirúrgica. La luz de retroalimentación 551 puede ser cualquier dispositivo de retroalimentación, como por ejemplo un diodo electroluminiscente (LED), una alarma sonora, o un sistema de cierre del generador, u otro dispositivo de retroalimentación apropiado. El dispositivo de retroalimentación puede estar acoplado directamente, acoplado de manera inductiva o acoplado de manera capacitiva a uno o a una pluralidad de electrodos de retroalimentación, de electrodos de puesta a tierra y / o de electrodos de detección.

La FIGURA 42 ilustra una forma de realización adicional de la presente divulgación que comprende un sistema de cierre de cuchilla 650 de la pinza hemostática 200, en el que el sistema de cierre 650 puede también incluir un accionador de cuchilla 651, como por ejemplo un conmutador corredero. El accionador de cuchilla 651 está conectado a un vástago de cuchilla y a un trinquete 653. El extremo distal del vástago de cuchilla 652 está fijado a la cuchilla deslizante 220 y el extremo proximal del vástago de cuchilla 652 está fijado al accionador de cuchilla. Cuando la pinza hemostática 200 está en una posición cerrada, el accionador de cuchilla 651 puede ser accionado extendiendo la cuchilla deslizante 220.

Cuando la cuchilla deslizante 220 se extiende en dirección distal, el accionador de cuchilla 651 encaja con el trinquete cerrado 653 bloqueando eficazmente la pinza hemostática 200 en la posición cerrada. La pinza hemostática 200 puede solo abrirse después de que el accionador de cuchilla 651 se retraiga liberándose de su encaje con el trinquete 653. El accionador digital de cuchilla 651 puede retener el trinquete 653 cuando quede encajado con el trinquete 653 mediante el encaje de los salientes macho del trinquete 653 con unos correspondientes surcos hembra del accionador de cuchilla 651, sin embargo otros medios de encaje entre el trinquete 653 y el accionador de cuchilla 651 están en consonancia con la presente invención. El encaje del accionador de cuchilla 651 con el trinquete 653 mientras la cuchilla deslizante 220 está extendida, impide que el cirujano abra la cuchilla y continúe la aplicación con la cuchilla al descubierto. Esta prevención impide que el cirujano abra la pinza hemostática hasta que la cuchilla deslizante 220 se retraiga.

La FIGURA 43 ilustra una forma de realización adicional de la presente divulgación que comprende un sistema alternativo de bloqueo 654 de la cuchilla que incorpora un pestillo de bloqueo 657 de la cuchilla. Unos salientes macho del pestillo de bloqueo 657 de la cuchilla se corresponden con unos surcos hembra del accionador 655 de la cuchilla, sin embargo otros medios apropiados de encaje entre el pestillo de bloqueo 657 de la cuchilla y el accionador 655 con los dedos de la cuchilla están en consonancia con la presente invención.

La FIGURA 44, de acuerdo con la presente invención, ilustra las primera y segunda mordazas amovibles 622, 624 que comprenden una primera superficie 625 de contacto con el tejido y una segunda superficie 626 de contacto con el tejido que incluyen un primer miembro de aislamiento 650 y un segundo miembro de aislamiento 652, respectivamente, estando los primero y segundo miembros de aislamiento 650, 652 fabricados a partir de un material aislante, como por ejemplo plástico, caucho, nailon, politetrafluoroetileno (PTFE), u otro material aislante apropiado. La primera mordaza amovible 622 incluye un primer electrodo 642. La segunda mordaza amovible 624 incluye un segundo electrodo 646. Las primera y segunda superficies 625, 626 de contacto con el tejido de las primera y segunda mordazas amovibles 622, 624 están en una relación genérica de cara con cara estando el primer electrodo 642 asociado con la primera mordaza amovible 622 en relación cara con cara con el correspondiente primer electrodo 646 de la segunda mordaza amovible 624. La primera mordaza amovible 622 puede, así mismo, incluir también un primer miembro de dique 656 y un segundo miembro de dique 657. La segunda mordaza amovible 624 puede, así mismo, incluir un primer miembro de dique 658 y un segundo miembro de dique 659, pudiendo el primer

miembro de dique 656 y el primer miembro de dique 658 estar opuestos, y estar opuestos también el segundo miembro de dique 657 y el segundo miembro de dique 659. Cuando el primer electrodo 642 y el primer electrodo 646 son eléctricamente activados, el tejido 654 sujeto entre los primeros miembros de dique 656, 658 y el tejido 654 sujeto entre los segundos miembros de dique 657, 659 presentarán una alta impedancia debido a la presión aplicada por los primeros miembros de dique 656, 658 y por los segundos miembros de dique 657, 659. Un incremento en la impedancia del tejido en las zonas adyacentes a los primeros miembros de dique 656, 658 y en los segundos miembros de dique 657, 659 constituirá un freno a la transmisión de la corriente eléctrica a través de la zona de alta impedancia del tejido, impidiendo la transmisión de la corriente por fuera de la primera mordaza amovible 622 y de la segunda mordaza amovible 624, reduciendo de esta manera el riesgo de daños laterales no deseados al tejido. Los primeros miembros de dique 656, 658 y los segundos miembros de dique 657, 659 pueden extenderse desde la primera mordaza amovible 622 y desde la segunda mordaza amovible 624 desde 0,12 mm - 0,38 mm respectivamente, sin embargo, otras mediciones apropiadas que pueden ser convenientes para una determinada aplicación están en consonancia con la presente invención.

La presente invención puede, así mismo, incluir el uso de un primer miembro de dique 656 y de un segundo miembro de dique 657 de la primera mordaza amovible 622 para que sean utilizados en ausencia del primer miembro de dique 658 y del segundo miembro de dique 659 de la segunda mordaza amovible 624. La presente invención puede, así mismo, incluir el uso del primer miembro de dique 658 y del segundo miembro de dique 659 en ausencia del primer miembro de dique 656 y del segundo miembro de dique 657 de la primera mordaza amovible 622. Los primeros miembros de dique 656, 658 y los segundos miembros de dique 657, 659 pueden tener cualquier forma apropiada para su uso en una aplicación quirúrgica, por ejemplo en una forma de interbloqueo en la que, por ejemplo, una porción macho del primer miembro de dique 656 y del segundo miembro de dique 657 se acoplen dentro de las correspondientes porciones hembra del primer miembro de dique 658 y del segundo miembro de dique 659, respectivamente, una forma de realización de superficies planas en la que las caras de los primeros miembros de dique 656, 658 y de los segundos miembros de dique 657,659 estén sustancialmente al mismo nivel entre sí u otras formas apropiadas para su uso en una intervención quirúrgica. Los primero y segundo electrodos 642, 646 pueden ser eléctricamente activados mediante una conexión con un generador 312 por medio de un cable 316 o mediante otro medio de activación eléctrica apropiado. Los primeros miembros de dique 656, 658 y los segundos miembros de dique 657, 659 pueden fijarse de

manera permanente, o pueden separarse y desmontarse de la primera mordaza amovible 622 y de la segunda mordaza amovible 624, respectivamente. A los fines de la presente memoria, los primeros miembros de dique 656, 658 y los segundos miembros de dique 657, 659 pueden colectivamente denominarse dique del tejido.

Las FIGURAS 45 y 45a ilustran unas primera y segunda mordazas amovibles 722, 724, correspondiéndose las características distintivas de la forma de realización ilustrada a las mismas características distintivas y atributos de la forma de realización mostrada en la FIGURA 44, pero referenciadas con los números de referencia de la serie “700” para las características distintivas similares. Las mordazas 722 y 724 comprenden una primera superficie 725 de contacto con el tejido y una segunda superficie 726 de contacto con el tejido que incluyen un primer miembro de aislamiento 750 y un segundo miembro de aislamiento 752, respectivamente, siendo los primero y segundo miembros de aislamiento 750, 752 fabricados a partir de un material aislante, como por ejemplo plástico, caucho, nailon, politetrafluoroetileno (PTFE), u otro material aislante apropiado. La primera mordaza amovible 722 incluye un primer electrodo 742 y un segundo electrodo 743. La segunda mordaza amovible 724 incluye un primer electrodo 746 y un segundo electrodo 747. Las primera y segunda superficies 725, 726 de contacto con el tejido de las primera y segunda mordazas amovibles 722, 724 están en una relación genérica de cara con cara, estando el primer electrodo 742 y el segundo electrodo 743 asociados con la primera mordaza amovible 622 en una relación de cara con cara con el correspondiente primer electrodo 746 y en el segundo electrodo 747 de la segunda mordaza amovible 724. La primera mordaza amovible 722 puede, así mismo, incluir también un primer miembro de dique 756 y un segundo miembro de dique 757. La segunda mordaza amovible 724 puede, así mismo, incluir un primer miembro de dique 758 y un segundo miembro de dique 759, pudiendo el primer miembro de dique 756 y el primer miembro de dique 758 estar opuestos, lo mismo que el segundo miembro de dique 757 y el segundo miembro de dique 759. Cuando el primer electrodo 742 y el segundo electrodo 743 de la primera mordaza amovible 722 y el primer electrodo 746 y el segundo electrodo 747 de la segunda mordaza amovible 724 son eléctricamente activados, el tejido 754 sujeto entre los primeros miembros de dique 756, 758 y el tejido 754 sujeto entre los segundos miembros de dique 757, 759 tendrá una alta impedancia debido a la presión aplicada por los primeros miembros de dique 756, 758 y por los segundos miembros de dique 757, 759. Un aumento de la impedancia del tejido en las zonas adecentes a los primeros miembros de dique 756, 758 y a los segundos miembros de dique 757, 759 pondrá freno a la transmisión de corriente eléctrica a través de la zona de alta impedancia de tejido, impidiendo la transmisión de corriente eléctrica por fuera de la primera

mordaza amovible 722 y de la segunda mordaza amovible 724, reduciendo con ello el riesgo de los daños laterales no deseados al tejido.

La FIGURA 46 ilustra una forma de realización adicional de la presente divulgación que comprende unas primera y segunda mordazas amovibles 822, 824 que comprenden una primera superficie 825 de contacto con el tejido y una segunda superficie 826 de contacto con el tejido que incluyen un primer miembro de aislamiento 850 y un segundo miembro de aislamiento 852, respectivamente, estando los primero y segundo miembros de aislamiento 850, 852 fabricados a partir de un material aislante, como por ejemplo plástico, caucho, politetrafluoroetileno (PTFE), u otro material aislante apropiado. La primera mordaza amovible 822 incluye un primer electrodo 842 y un segundo electrodo 843. La segunda mordaza amovible 824 incluye un primer electrodo 846 y un segundo electrodo 847. Las primera y segunda superficies 825, 826 de contacto con el tejido de las primera y segunda mordazas amovibles 822, 824 están en una relación genérica de cara con cara, estando el primer electrodo 842 y el segundo electrodo 843 asociados con la primera mordaza amovible 822 en relación cara con cara con el correspondiente primer electrodo 846 y con el segundo electrodo 847 de la segunda mordaza amovible 824. Una forma de realización de la presente invención puede, así mismo, incluir también un primer miembro de dique 856 y un segundo miembro de dique 857, un primer miembro de dique 858 y un segundo miembro de dique 859, pudiendo el primer miembro de dique 856 y el primer miembro de dique 858 estar opuestos, lo mismo que el segundo miembro de dique 857 y el segundo miembro de dique 859. A los fines de la presente memoria, los primero miembros de dique 856, 858 y los segundos miembros de dique 857, 858 pueden colectivamente llamarse dique independiente 865 del tejido. Cuando el primer electrodo 842 y el segundo electrodo 843 de la primera mordaza amovible 822 y el primer electrodo 846 y el segundo electrodo 847 de la segunda mordaza amovible 824 son eléctricamente activados, el tejido 854 sujeto entre los primeros miembros de dique 856, 858 y el tejido 854 sujeto entre los segundos miembros de dique 857, 859 tendrán una alta impedancia debido a la presión aplicada por los primeros miembros de dique 856, 858 y por los segundos miembros de dique 857, 859.

La forma de realización ilustrada permite que el cirujano aplique presión sobre los primeros miembros de dique 856,858 y sobre los segundos miembros de dique 857, 859 con independencia de la presión aplicada por la primera mordaza amovible 822 y por la segunda mordaza amovible 824. La capacidad de aplicar una presión controlada tanto con el dique independiente 865 de tejido como con las primera y segunda mordazas amovibles 822,

824 permite una mayor manipulación y control de un área que vaya a ser cortada y / o coagulada durante una intervención. Un aumento de la impedancia del tejido en las zonas adyacentes a los primeros miembros de dique 856, 858 y en los segundos miembros de dique 857, 859 pondrá freno a la transmisión de corriente eléctrica a través de la zona de alta impedancia de tejido, impidiendo la transmisión de la corriente eléctrica por fuera de la primera mordaza amovible 822 y de la segunda mordaza amovible 824, reduciendo con ello el riesgo de daños laterales al tejido no deseados.

La presente divulgación puede, así mismo, incluir el uso del primer miembro de dique 856 y del segundo miembro de dique 857 en ausencia del primer miembro de dique 858 y del segundo miembro de dique 859. El dique de tejido independiente 865 puede ser accionado mediante un mecanismo de disparo, un mecanismo de tijeras, o por otro medio de accionamiento conocido en la técnica. La primera mordaza amovible 822 y la segunda mordaza amovible 824 pueden ser accionadas con independencia del dique de tejido independiente 865 mediante un sistema de leva, un sistema de tijeras o mediante otro medio de accionamiento generalmente conocido en la técnica. Los primeros miembros de dique 856, 858 y los segundos miembros de dique 857, 859 pueden tener cualquier forma apropiada para su uso en una aplicación quirúrgica, como por ejemplo una forma de interbloqueo en la que, por ejemplo, una porción macho del primer miembro de dique 856 y del segundo miembro de dique 857 se acoplen dentro de los correspondientes miembros hembra del primer miembro de dique 858 y del segundo miembro de dique 859, respectivamente, una forma de realización de superficie plana en las que las caras de los primeros miembros de dique 856, 858 y de los segundos miembros de dique 857 y 859 estén sustancialmente al mismo nivel entre sí, u otras formas apropiadas para su uso en una intervención quirúrgica. Los primeros electrodos 842, 846 y los segundos electrodos 843, 847 pueden ser eléctricamente activados mediante una conexión con un generador 312 por medio de un cable 316 o mediante otro medio de activación eléctricamente apropiado. Una forma de realización de la presente invención puede, así mismo, incluir la inutilización, después de un solo uso, del dique del tejido y / o del entero instrumento (no mostrado). Una forma de realización adicional de la presente invención puede, así mismo, incluir el uso de una cuchilla deslizante 220 que puede ser accionada a través de unas ranuras (no mostradas) de la cuchilla. La presente invención puede, así mismo, incluir un sistema de retroalimentación, como por ejemplo un diodo electroluminiscente, de acuerdo con lo anteriormente descrito en la presente memoria, para indicar, por ejemplo, la difusión térmica lateral, los niveles de impedancia, u otras variables, un solo par de electrodos, una pluralidad de electrodos, unas primera y segunda mordazas amovibles 822, 824 procedentes de un dique

independiente 865 del tejido, en las que el dique independiente 865 del tejido funcionaria como una pinza hemostática, una pluralidad de primeros miembros de dique 856, 858 y / o unos segundos miembros de dique 857, 859, unos elementos de corte de tejido que no incorporaran unas mordazas opuestas, unos elementos de corte de tejido que utilizaran unas fuentes de energía distintas de la energía electroquirúrgica de RF, como por ejemplo ultrasonido o láser.

Las FIGURAS 47 a 49 ilustran una forma de realización de la presente divulgación, en la que la primera mordaza amovible 822 puede, así mismo, incluir una primera superficie 825 de contacto con el tejido que incluye un primer miembro de aislamiento 850, estando el miembro de aislamiento 850 fabricado a partir de un material aislante, como por ejemplo plástico, caucho, nailon, politetrafluoroetileno (PTFE), u otro material aislante apropiado. La primera mordaza amovible 822 incluye un primer electrodo 842 y un segundo electrodo 843. En esta forma de realización, el primer miembro de aislamiento 850 actúa como dique del tejido en el extremo distal de la primera mordaza amovible 822. El primer miembro de aislamiento 850 está elevado por encima del primer electrodo 842 solo en el extremo distal de la primera mordaza amovible 822. Los miembros de aislamiento, como por ejemplo el primer miembro de aislamiento 822 puede, como alternativa, consistir en unos revestimientos que pueden ser pulverizados sobre la primera mordaza amovible 822, o mediante la utilización de procedimientos alternativos de revestimiento, como por ejemplo inmersión, revestimiento de plasma, recubrimiento o similares.

Aunque se han mostrado y descrito en la presente memoria formas de realización preferentes de la presente invención, resultará obvio para los expertos en la materia que dichas formas de realización se ofrecen solo a modo de ejemplo. Los expertos en la materia advertirán la existencia de numerosas variantes, cambios y sustituciones sin apartarse de la invención. Por ejemplo, como sería evidente para los expertos en la materia, las divulgaciones de la presente memoria de la configuración de electrodos que incluye la cuchilla de corte utilizada, ya sea como medio de coagulación o también como medio de prensión y corte, así como el dique de tejido y la luz de indicación tienen la misma aplicación en la cirugía asistida por robot. Así mismo, debe entenderse que todas las estructuras descritas con anterioridad tienen una función y dichas estructuras pueden designarse como medios para llevar a cabo esa función. En consecuencia, se pretende que la invención solo quede limitada por el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato electroquirúrgico de coagulación (14) que comprende:

unas primera y un segunda mordazas amovibles alargadas (622, 624) que comprenden una primera superficie (625) de contacto con el tejido que incluye un primer miembro de aislamiento (650) situado sobre una primera mordaza y una segunda superficie (626) de contacto con el tejido que incluye un segundo miembro de aislamiento (652) situado sobre una segunda mordaza, en el que las primera y segunda superficies de contacto con el tejido están en relación cara con cara y dichas primera y segunda mordazas (622, 624) presentan cada una unos bordes alargados opuestos;

en el que la primera mordaza amovible incluye un primer electrodo (642) y dicha segunda mordaza amovible incluye un segundo electrodo (646) dispuesto para trabar dicho tejido cuando sea prendido, estando los primero y segundo electrodos en relación cara con cara

caracterizado por:

unos primero y segundo miembros de dique (656, 657) proyectados desde al menos una de dichas primera y segunda mordazas y situados en los bordes alargados de dichas mordazas, en el que dichas superficies (625, 626) de contacto con el tejido están dispuestas sobre los primero y segundo medios de dique del tejido, respectivamente, y los medios de dique del tejido está adaptados para contener el tejido (654) dentro de un área de coagulación deseada mediante la aplicación de una compresión seleccionada sobre el tejido situado dentro de las superficies de contacto con el tejido, estando dicha compresión seleccionada adaptada para constituir unas zonas de compresión más elevada del tejido y de impedancia más elevada del tejido que cualquier área en la que las superficies de los electrodos traben el tejido cuando es prendido, impidiendo con ello la transmisión de corriente eléctrica por fuera de dicha área de coagulación.

2. El aparato de la reivindicación 1, en el que cada mordaza (722, 724) incluye un primero y un segundo electrodos (742 743, 746 747) adyacentes a las superficies (725, 726) de contacto con el tejido y en el que los dos electrodos separados de cada mordaza tienen una polaridad opuesta.

3. El aparato de la reivindicación 2 que comprende así mismo una cuchilla de corte (220) dispuesta de manera amovible entre las dos superficies separadas de los electrodos.

4. El aparato de la reivindicación 1 en el que el medio de dique del tejido comprende un primer miembro de dique (656), proyectándose dicho primer miembro de dique desde la primera mordaza (622); en el que el aparato comprende un primer material de aislamiento y un segundo material de aislamiento, en el que dicho primer material de aislamiento comprende dicha superficie (625) de contacto con el tejido de dicha primera mordaza (622) y dicho segundo material de aislamiento comprende dicha superficie (626) de contacto con el tejido de dicha segunda mordaza;

en el que al menos un electrodo (642) adyacente a la superficie (625) de contacto con el tejido de la primera mordaza (622) está alojado dentro de dicha primera mordaza y al menos un electrodo (646) adyacente a la superficie (626) de contacto con el tejido de la segunda mordaza (624) está alojado dentro de dicha segunda mordaza; y

en el que el aparato comprende así mismo un medio (316) de conexión de dicho primer electrodo y de dicho segundo electrodo con una fuente de energía (312) para proporcionar una corriente eléctrica entre dicho primer electrodo y dicho segundo electrodo.

5. El aparato de la reivindicación 5, que comprende así mismo un segundo miembro de dique (657), en el que dicho segundo miembro de dique sobresale de dicha primera mordaza (622), en el que dicho segundo miembro de dique se sitúa en posición adyacente a dicho primer miembro de dique (656).

6. El aparato de la reivindicación 6, que comprende así mismo un tercer miembro de dique (658), en el que dicho tercer miembro de dique sobresale de dicha segunda mordaza (624).

7. El aparato de la reivindicación 7, que comprende así mismo un cuarto miembro de dique (659), en el que dicho cuarto miembro de dique sobresale de dicha segunda mordaza (624), en el que dicho cuarto miembro de dique se sitúa en posición adyacente a dicho tercer miembro de dique (658).

FIG. 1 TECNICA ANTERIOR

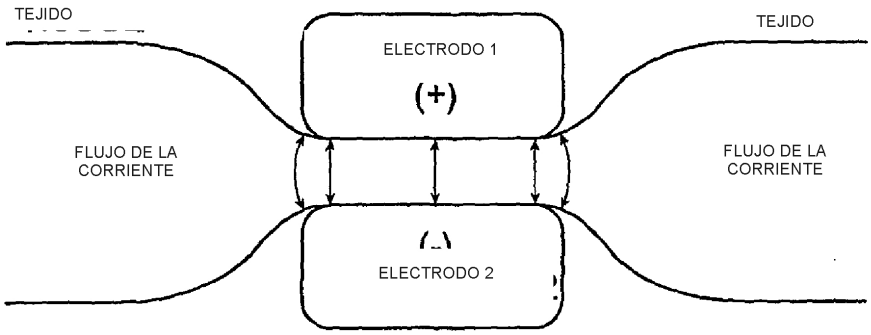


FIG. 2

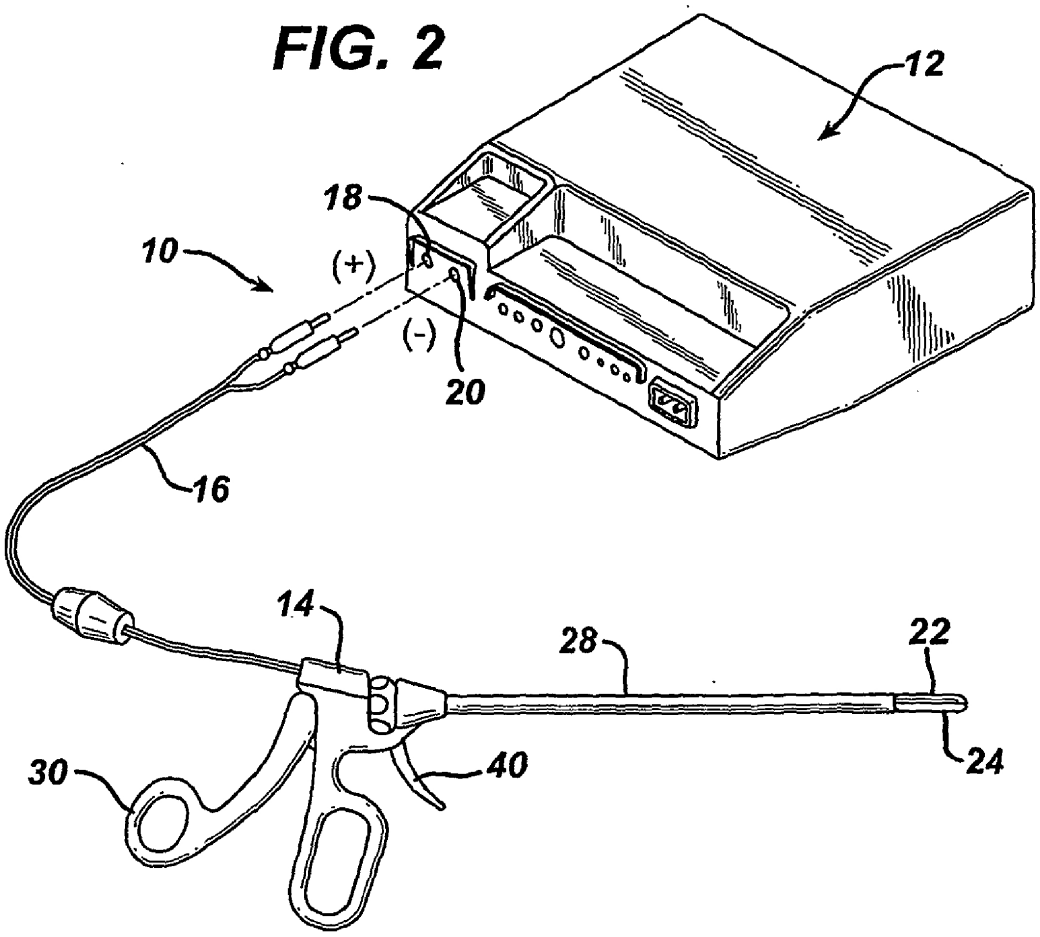


FIG. 3

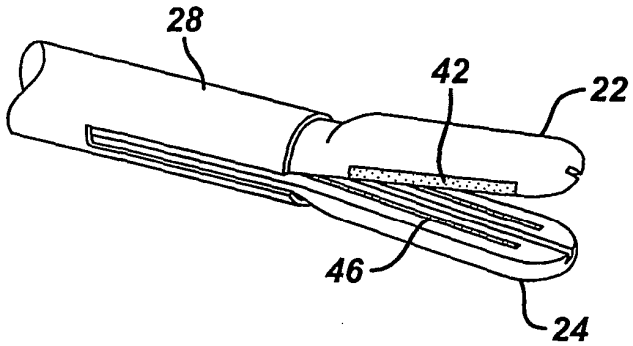


FIG. 4a

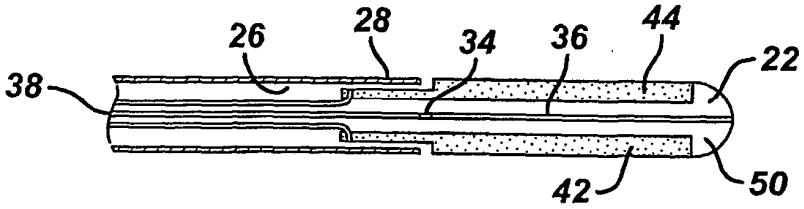


FIG. 4b

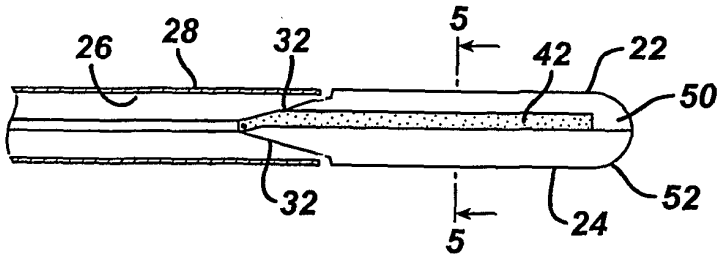


FIG. 4c

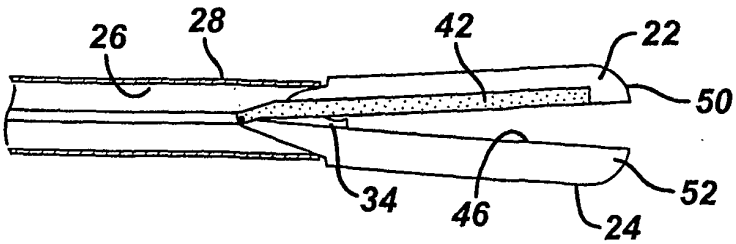


FIG. 5

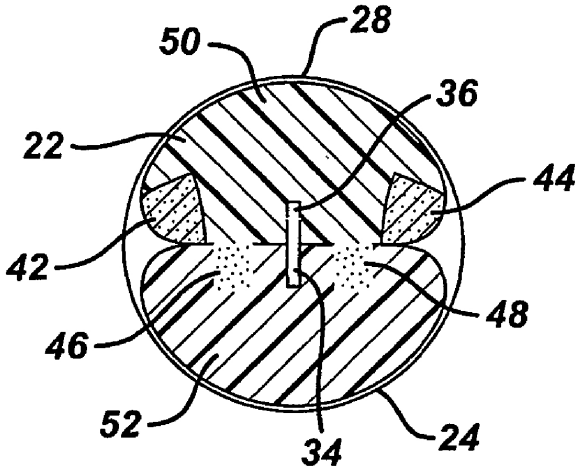

50
28
36
22
44
42
48
46
52
34
24

FIG. 6

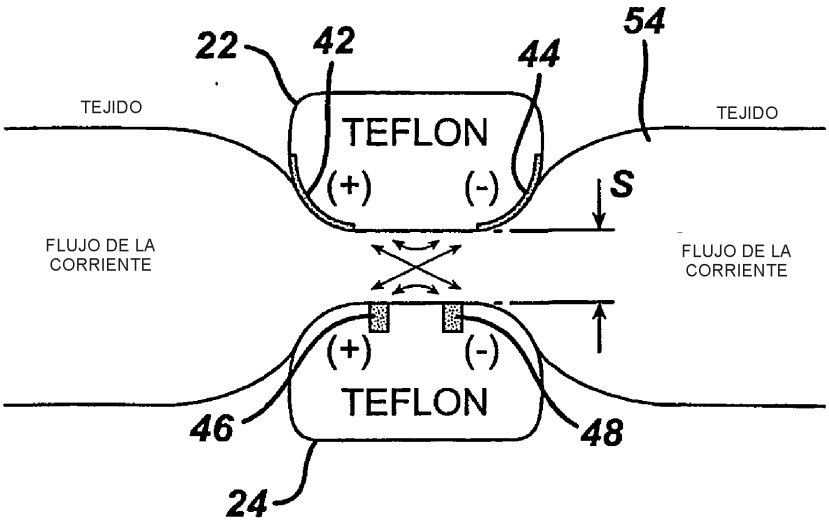

22
42
44
54
TEJIDO
TEFLON
TEJIDO
(+)
(-)
S
FLUJO DE LA CORRIENTE
FLUJO DE LA CORRIENTE
(+)
(-)
TEFLON
46
48
24

FIG. 7

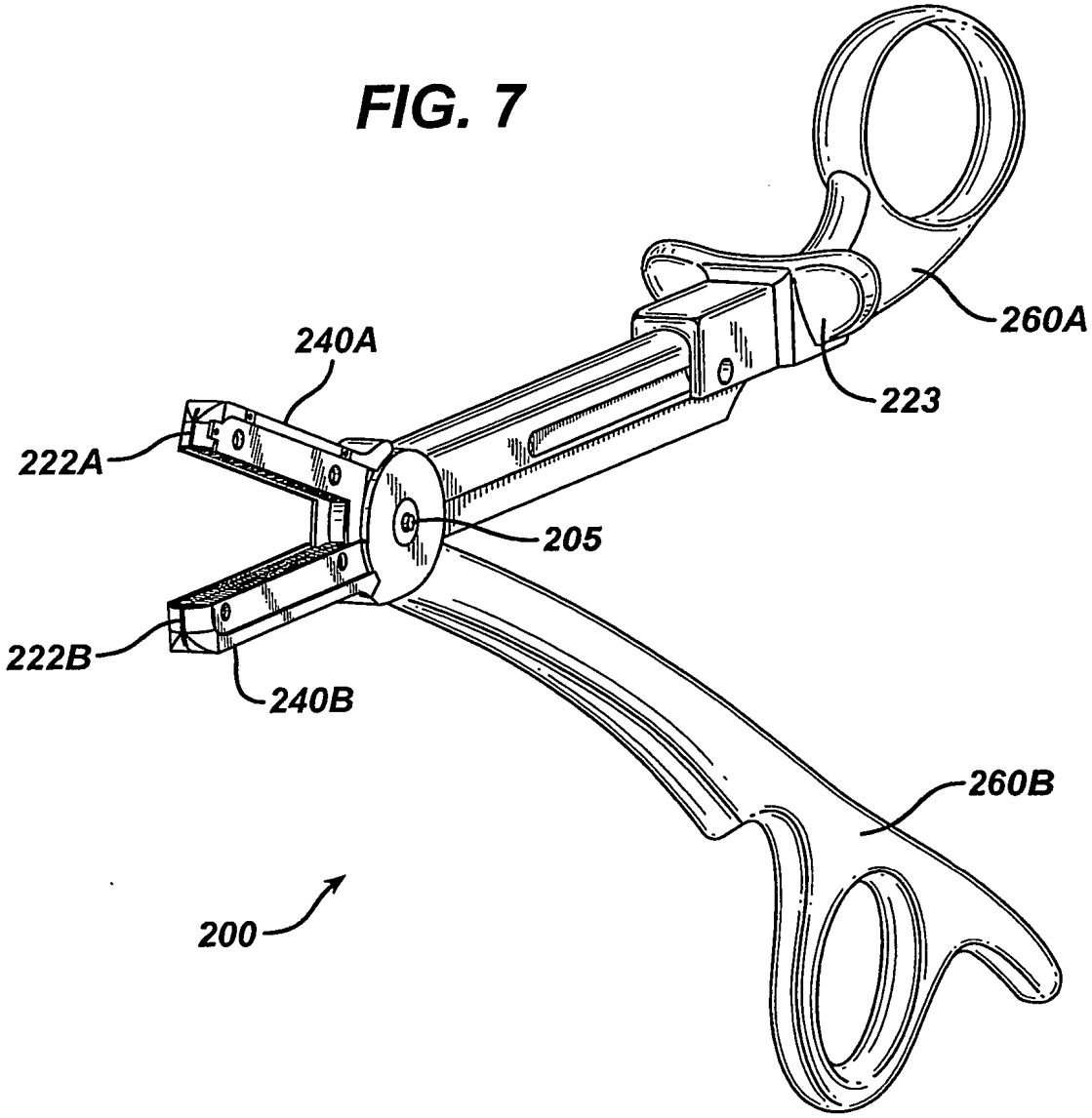


FIG. 8

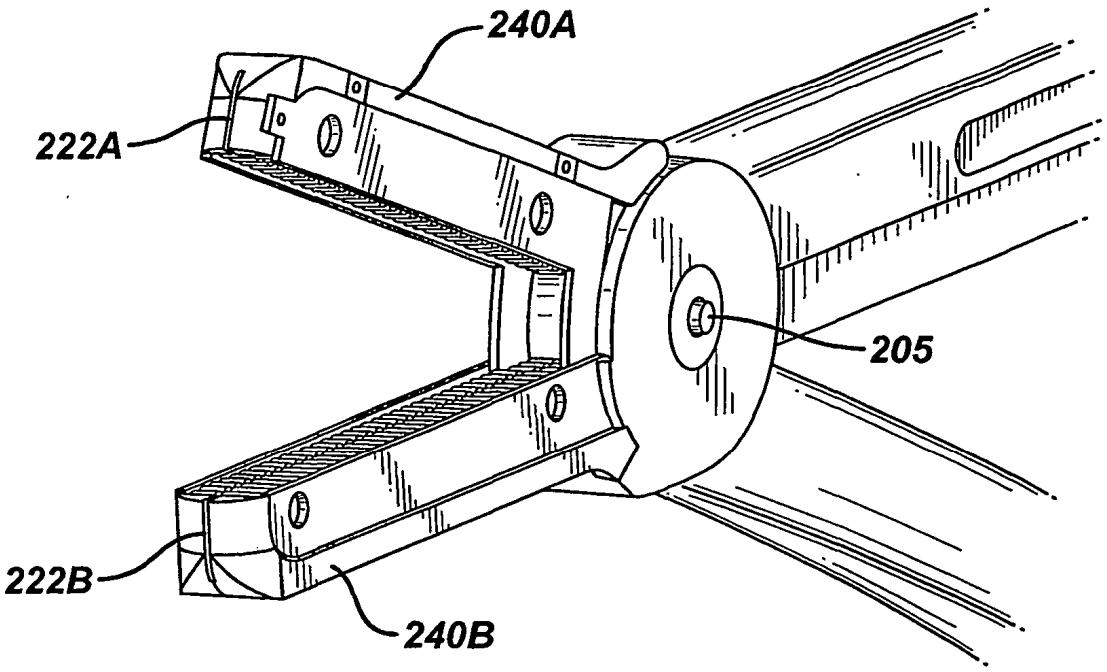


FIG. 9

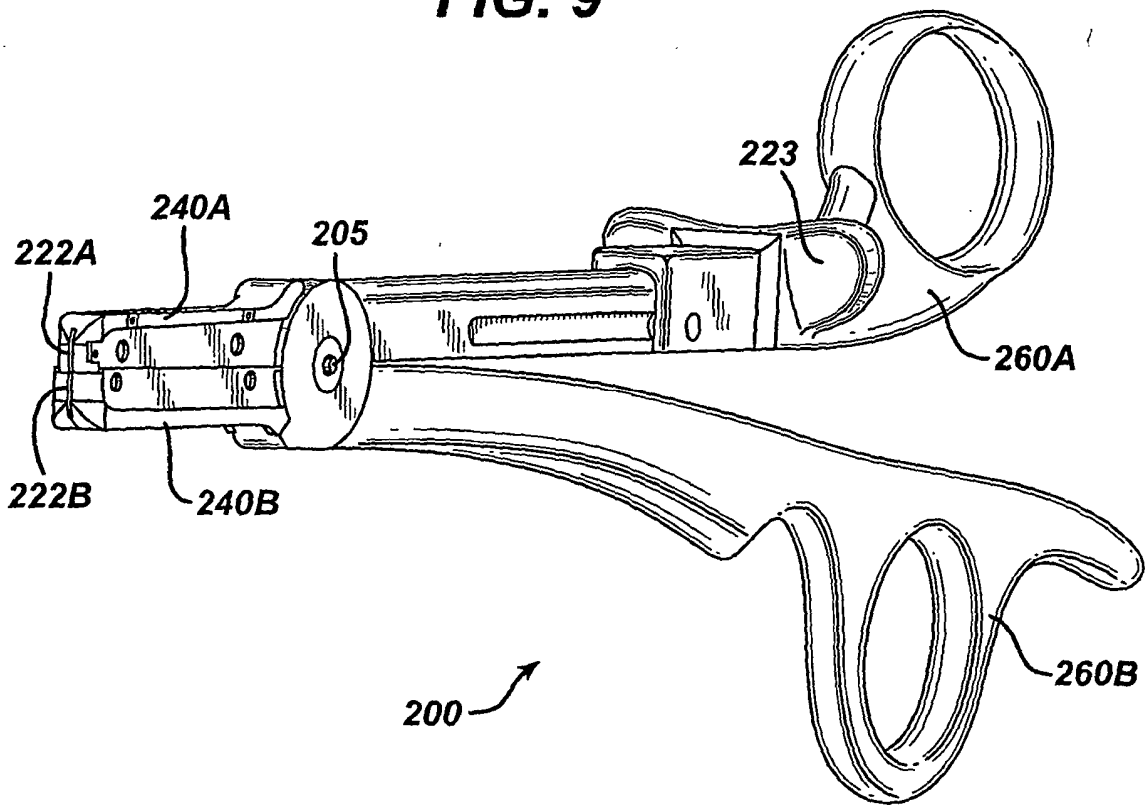


FIG. 10

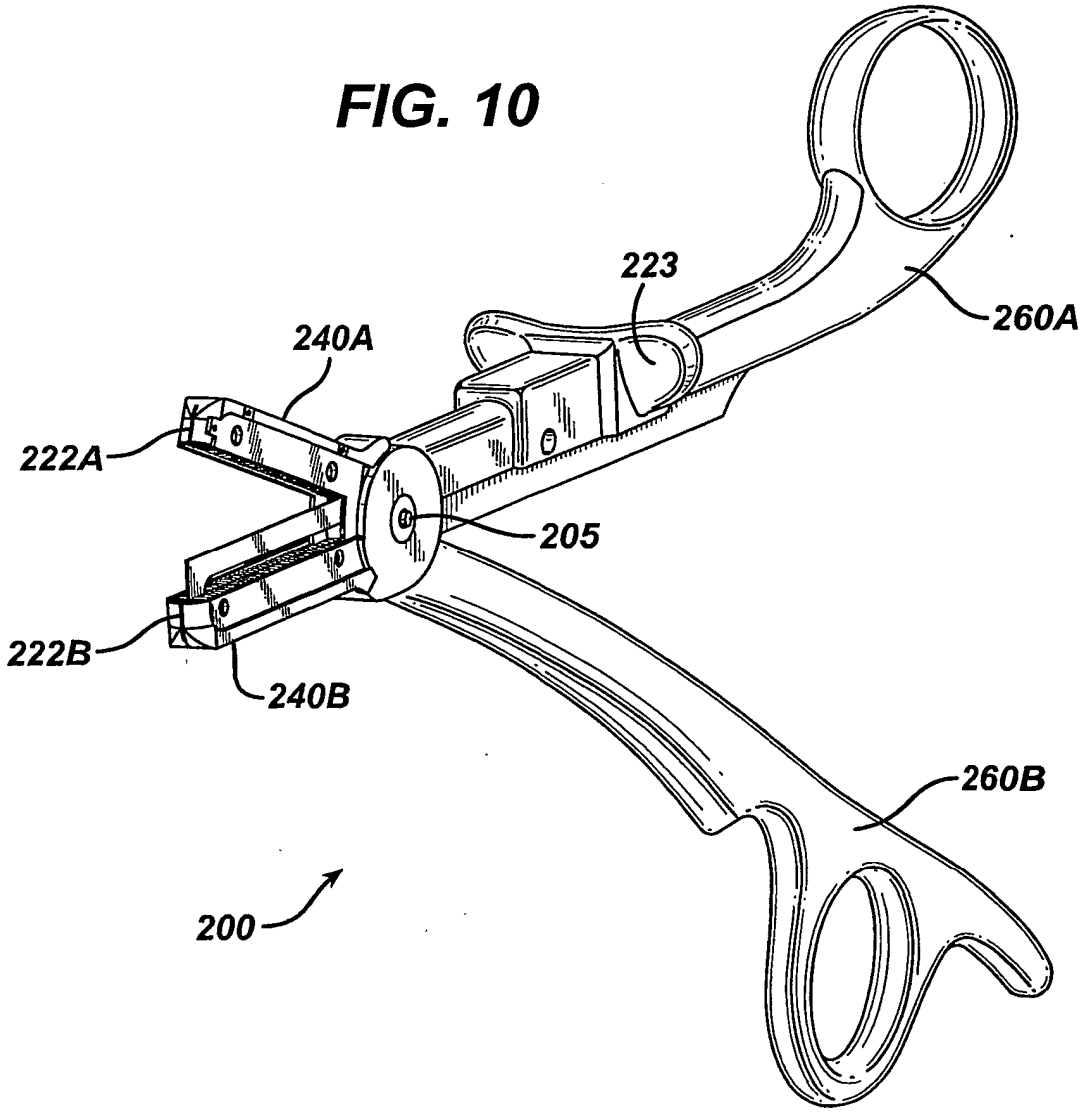


FIG. 11

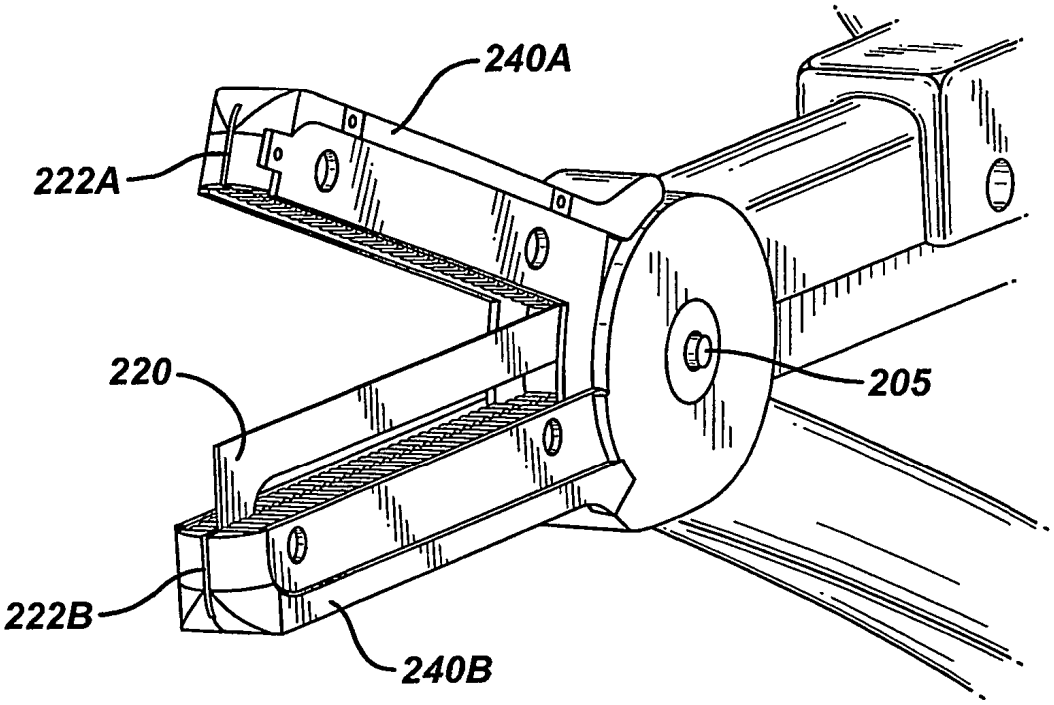


FIG. 12

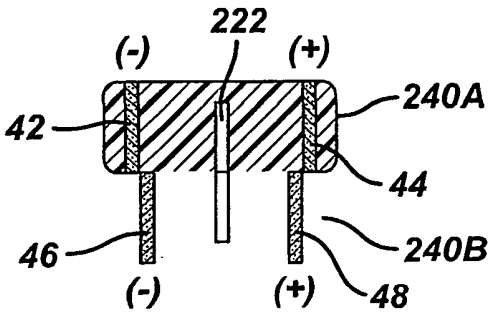


FIG. 13

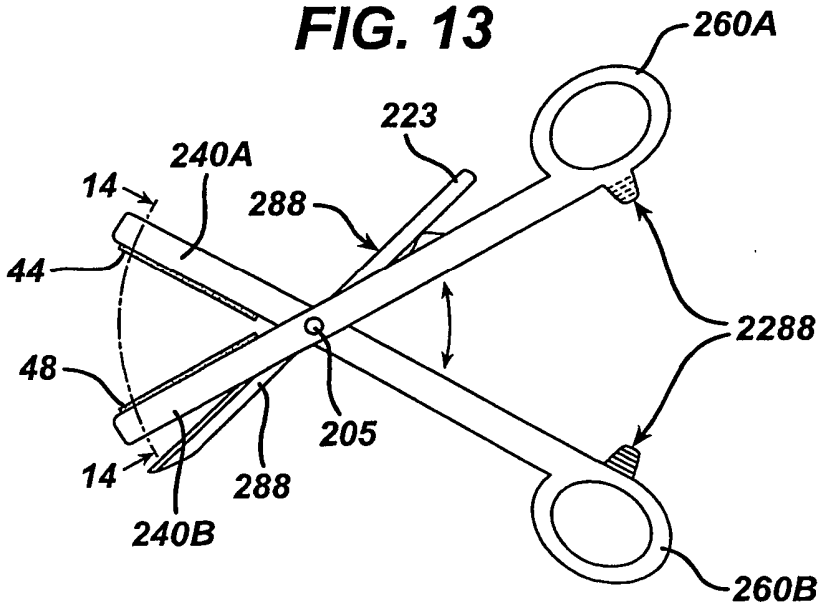


FIG. 14

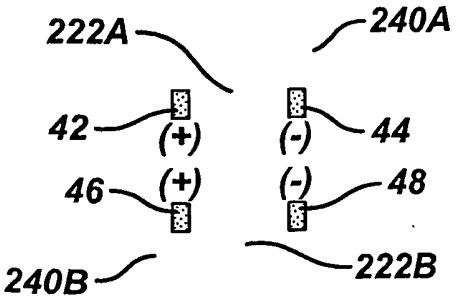


FIG. 15

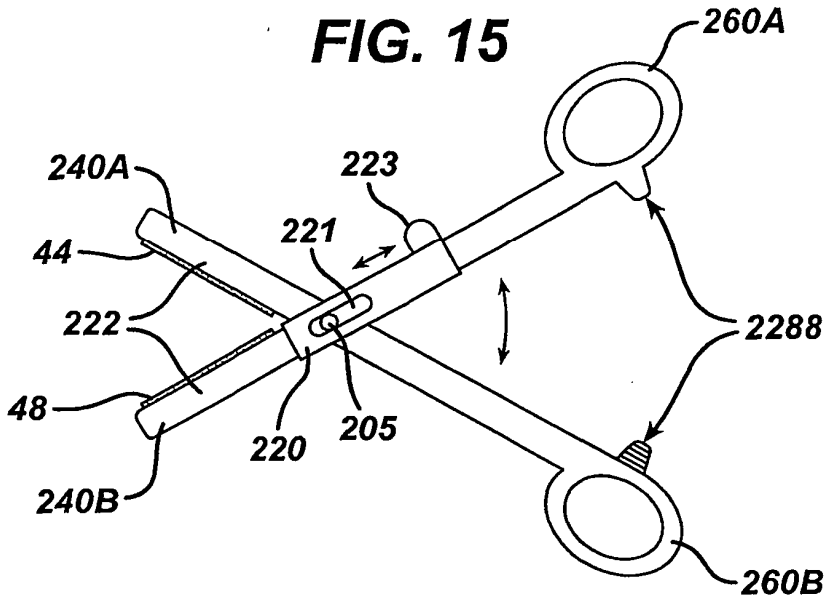


FIG. 16

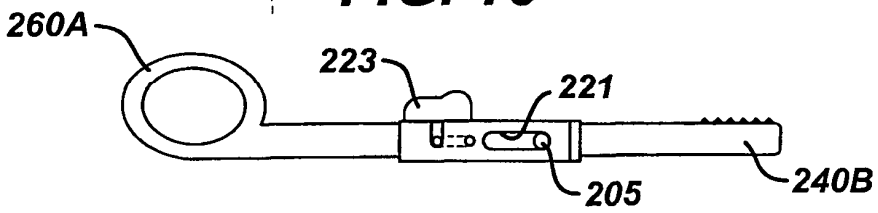


FIG. 19

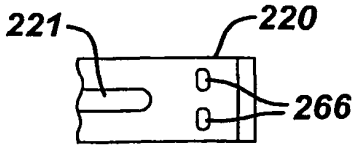


FIG. 17

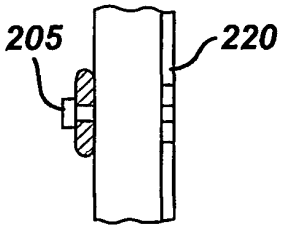


FIG. 18

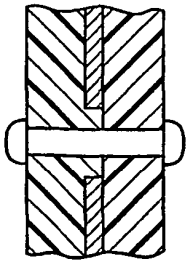


FIG. 20

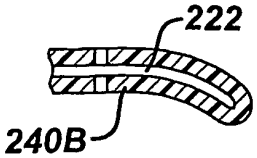


FIG. 21

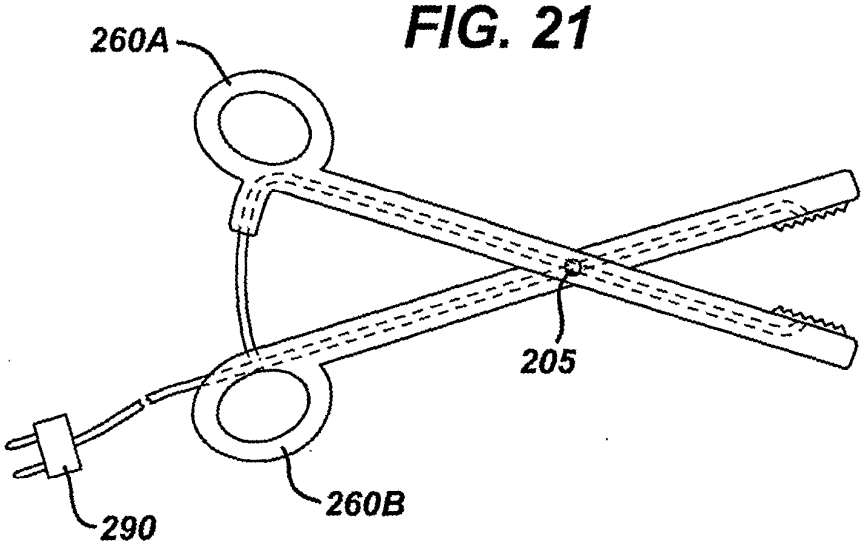

260A
205
260B
290

FIG. 22

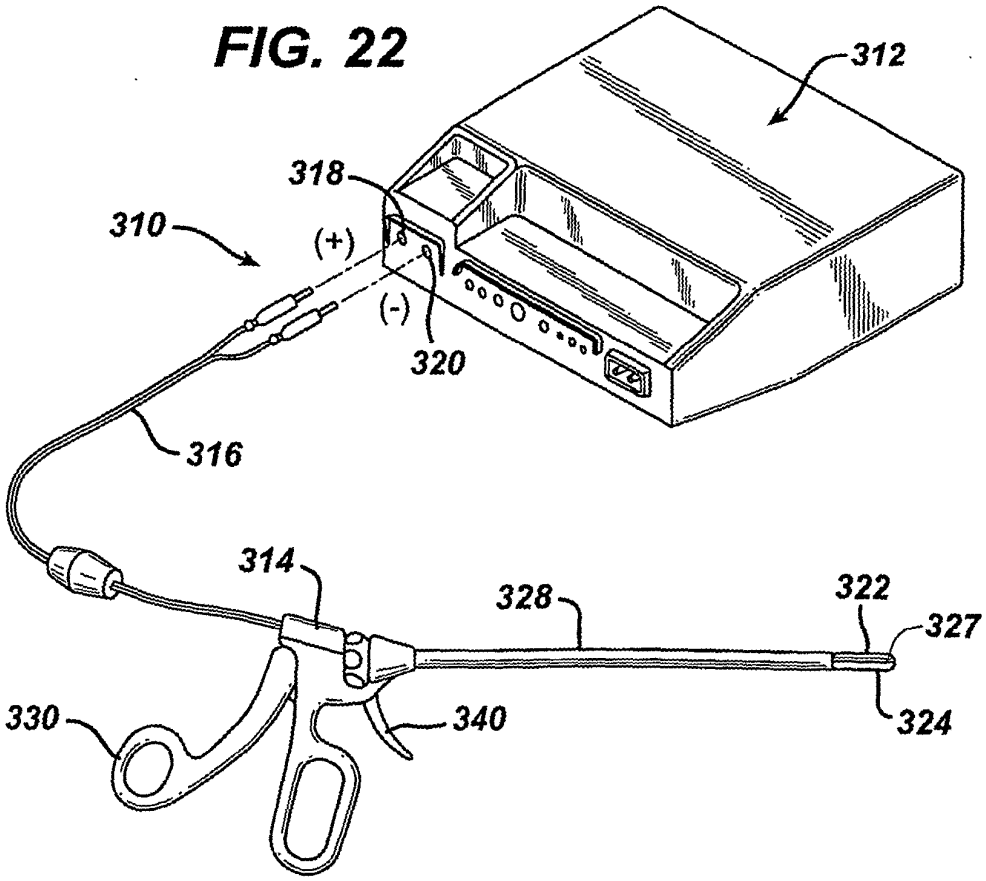

312
318
310
(+)
(-)
320
316
314
328
322
327
330
340
324

FIG. 23

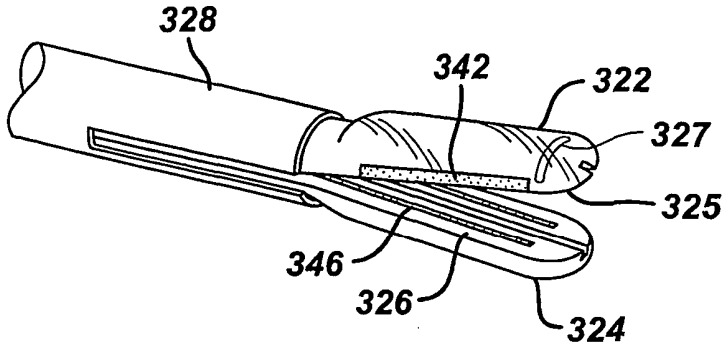


FIG. 24

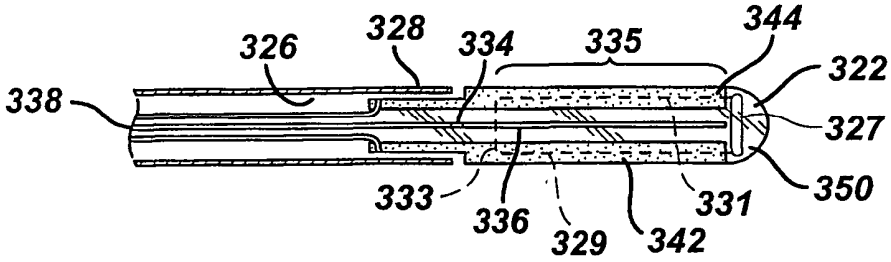


FIG. 25

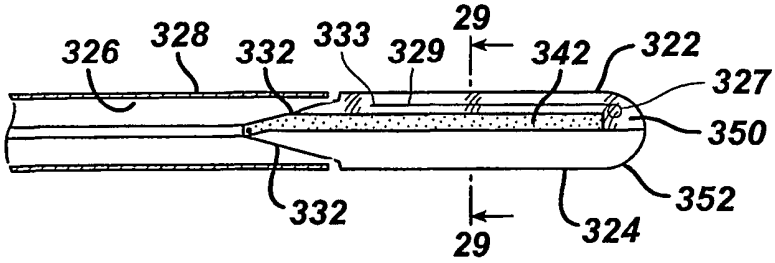
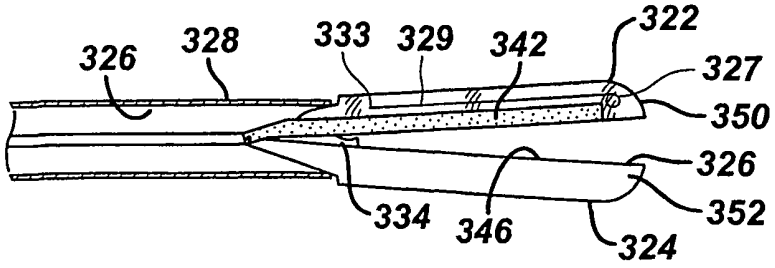


FIG. 26



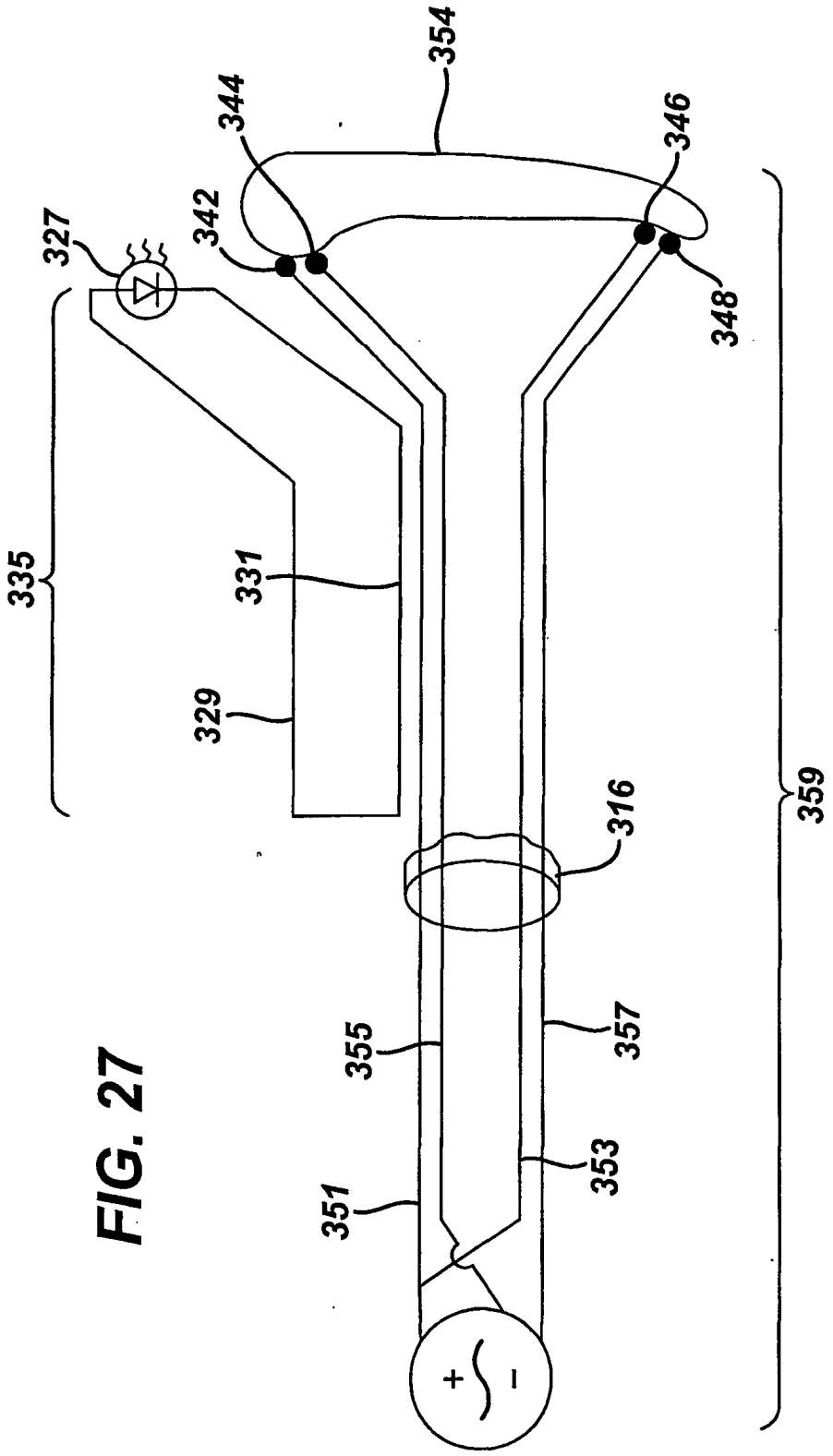


FIG. 27

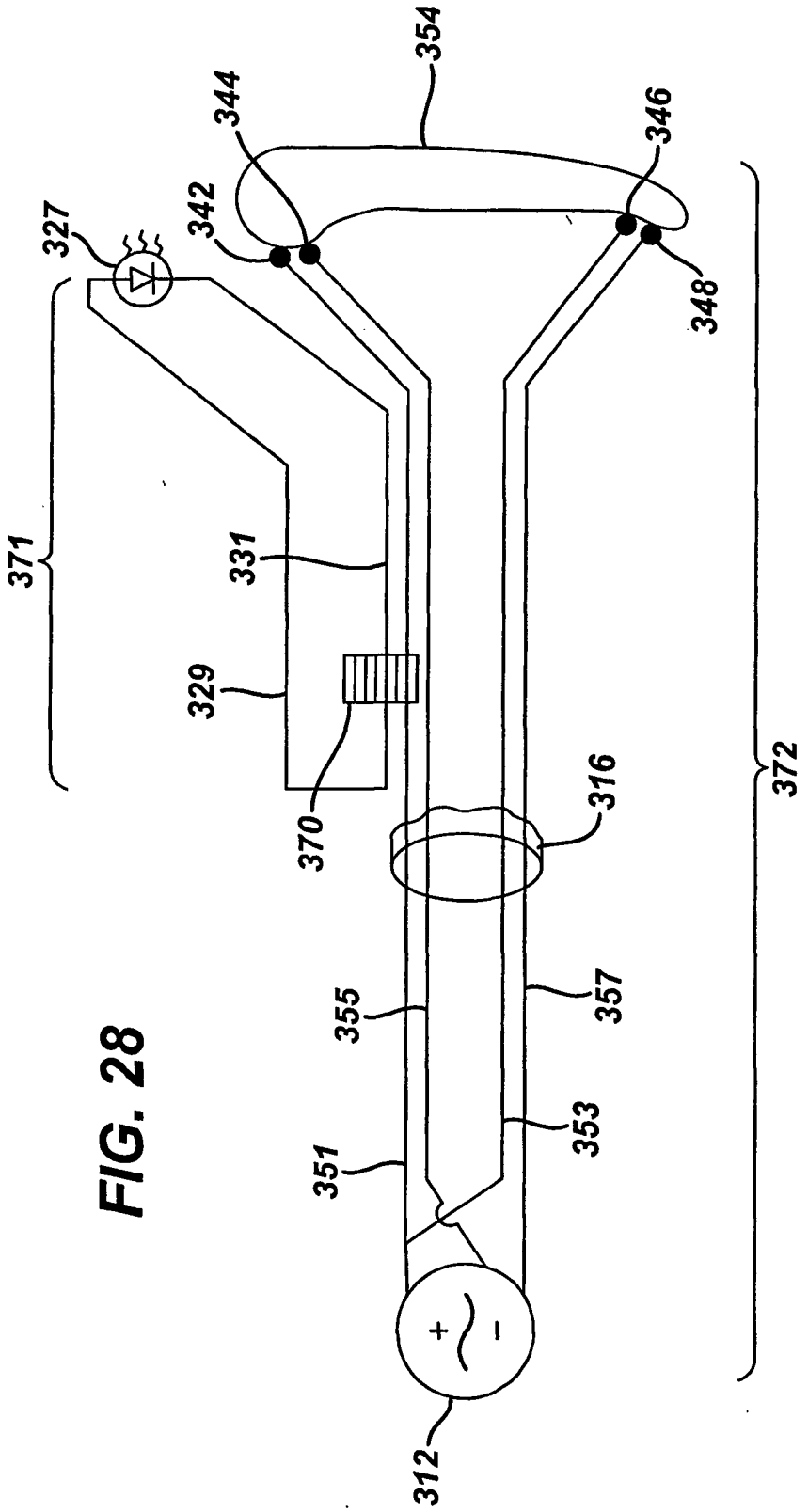

354
344
346
342
327
348
371
331
329
370
316
372
355
357
353
351
312

FIG. 28

FIG. 29

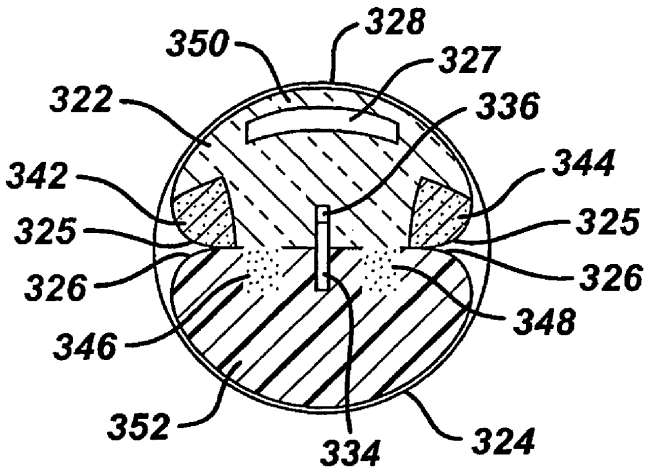

350
328
327
322
336
342
344
325
325
326
326
348
346
352
334
324

FIG. 30

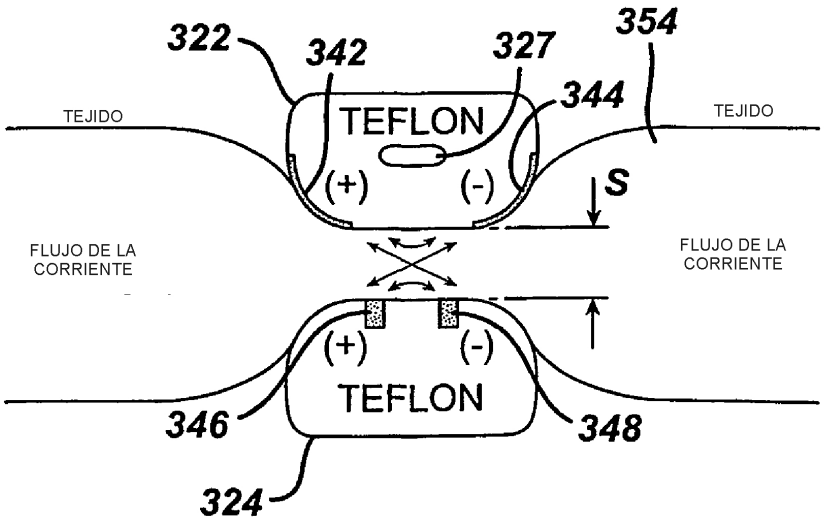

322
342
327
354
344
TEJIDO
TEFLON
TEJIDO
(+)
(-)
S
FLUJO DE LA CORRIENTE
FLUJO DE LA CORRIENTE
(+)
(-)
TEFLON
346
348
324

FIG. 31

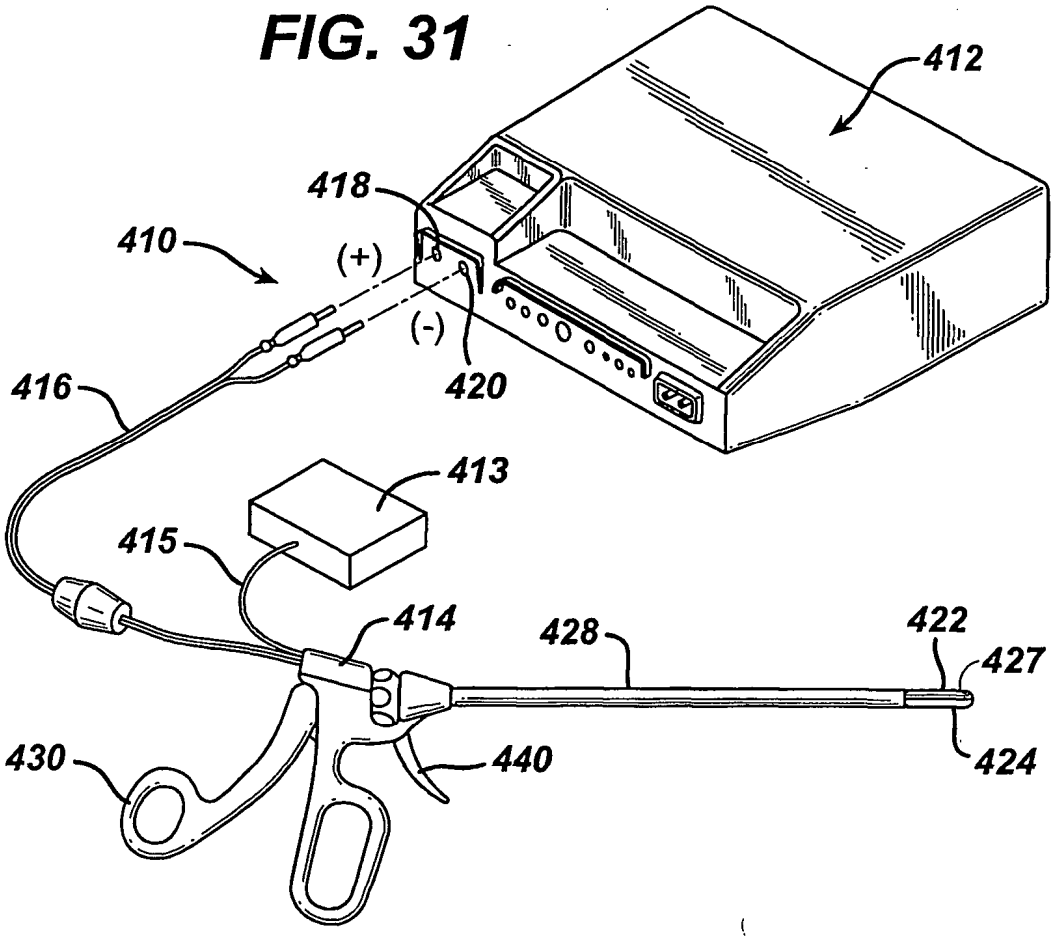


FIG. 32

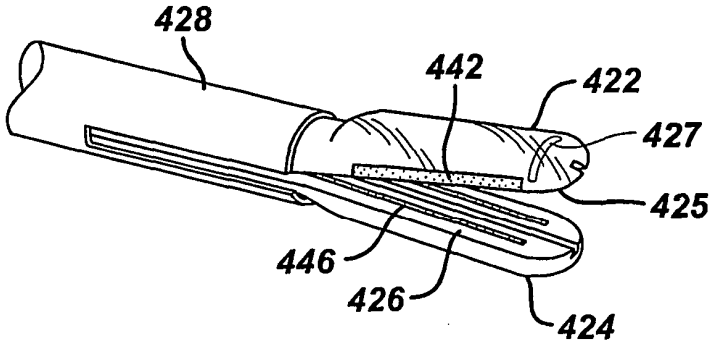


FIG. 33a

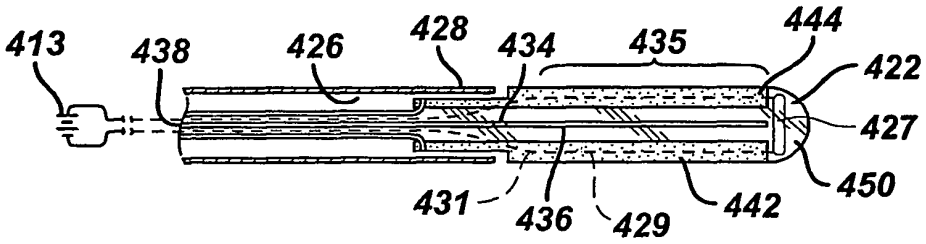


FIG. 33b

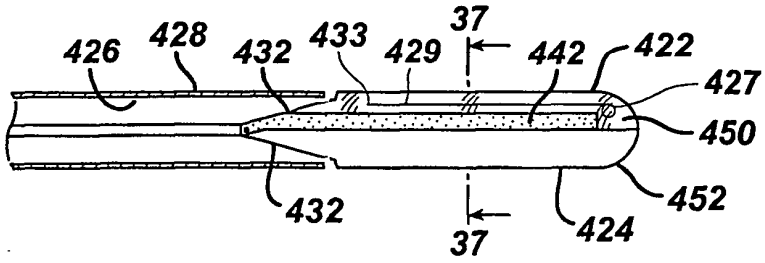


FIG. 33c

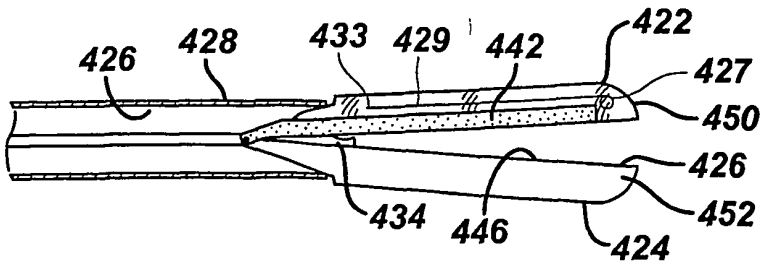


FIG. 34

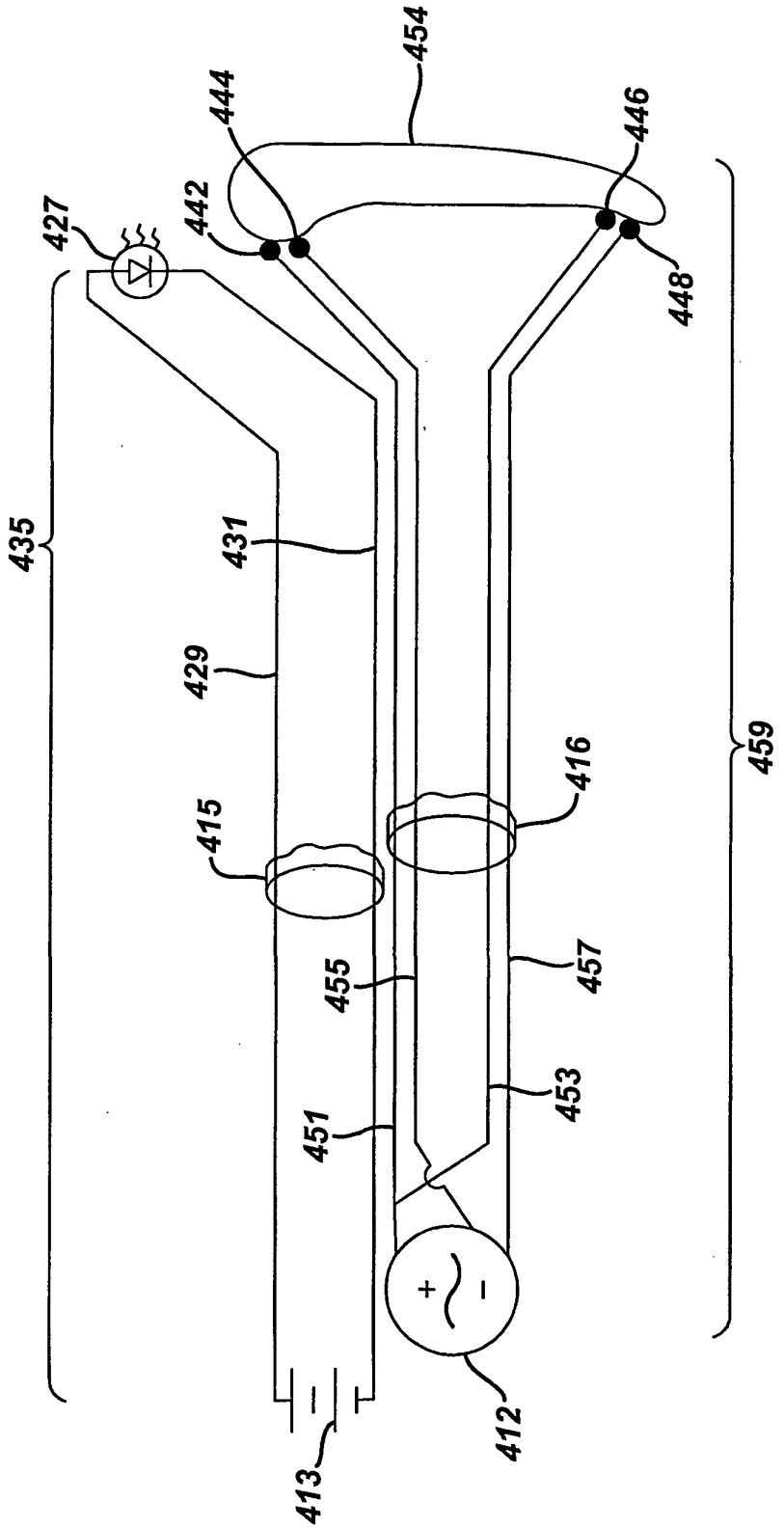

454
444
446
442
427
448
435
431
429
459
416
415
457
455
453
451
412
413

FIG. 35

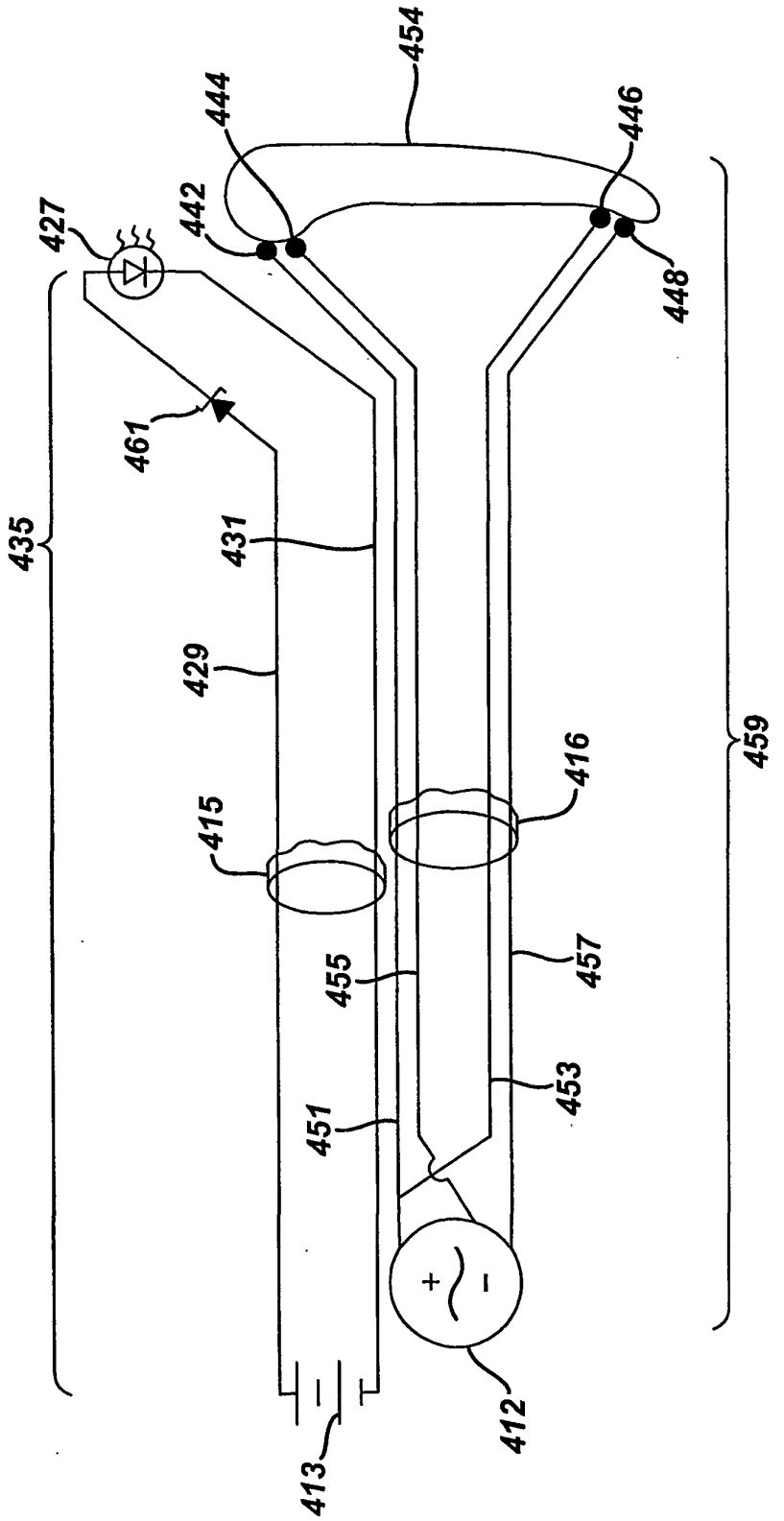

454
444
446
442
427
448
461
435
431
429
459
416
415
457
455
453
451
412
413

FIG. 36

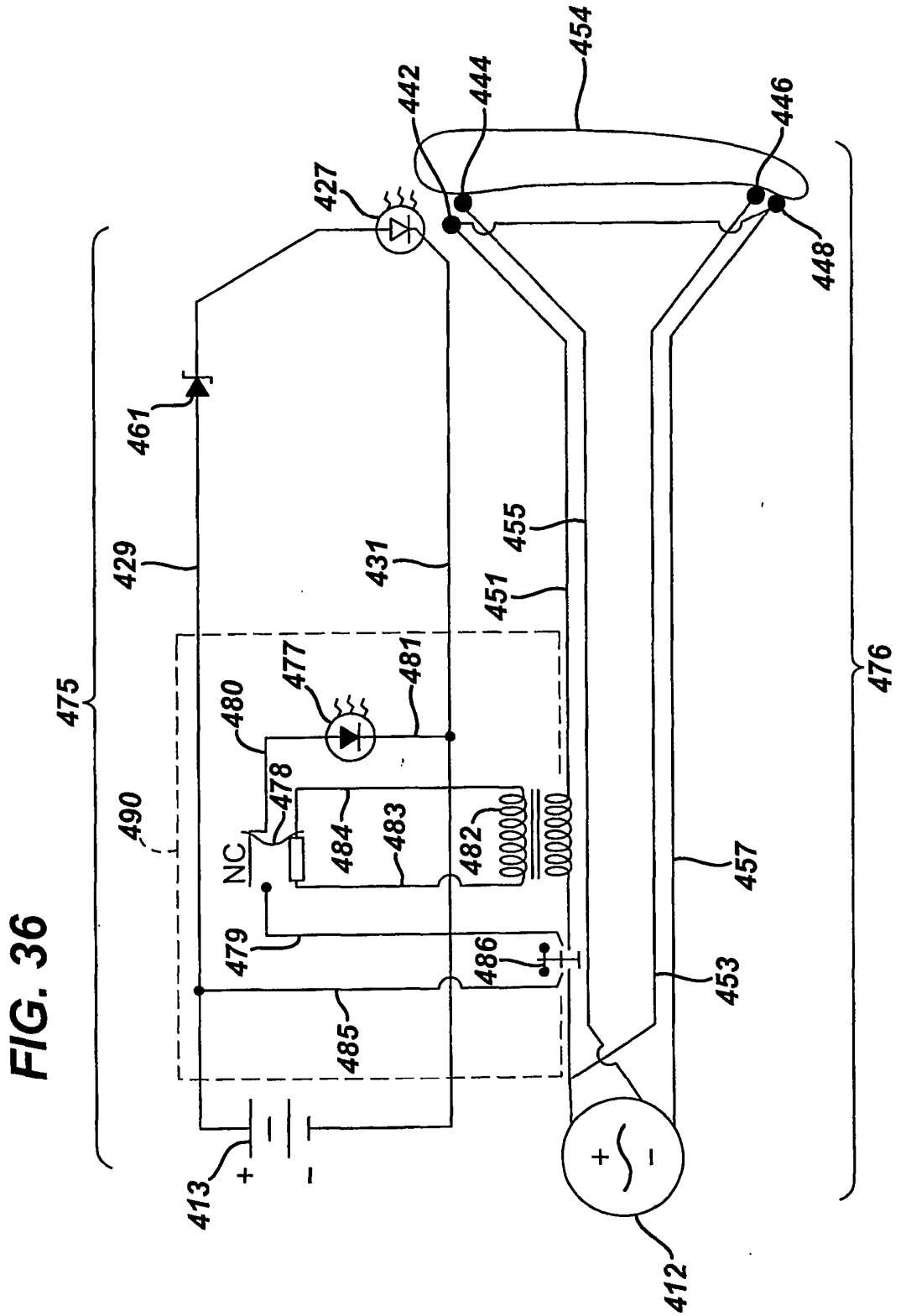

475
476
490
461
429
431
455
451
454
442
444
446
448
427
477
481
480
478
484
483
482
NC
479
486
485
457
453
413
412
+
-

FIG. 37

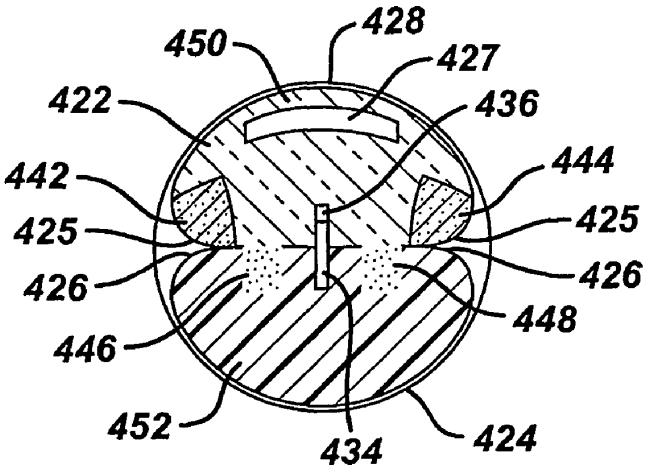

450
428
427
422
436
442
444
425
425
426
426
448
446
452
434
424

FIG. 38

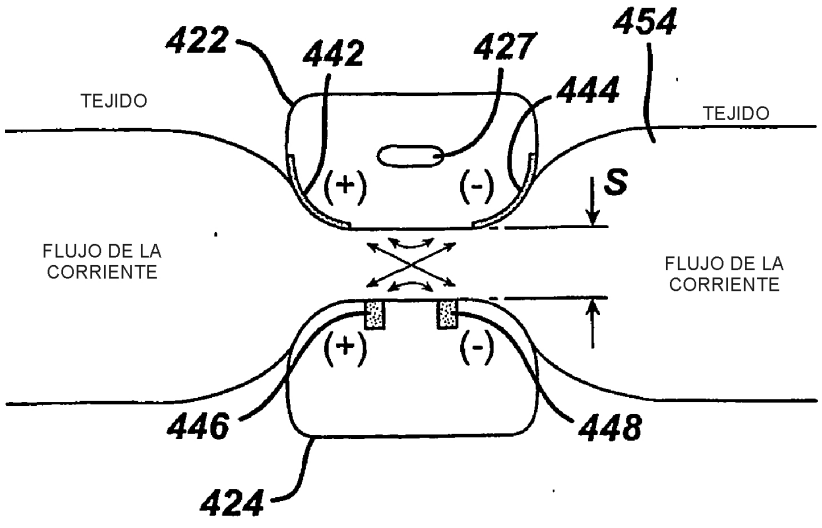

422
442
427
454
444
TEJIDO
TEJIDO
(+)
(-)
S
FLUJO DE LA CORRIENTE
FLUJO DE LA CORRIENTE
(+)
(-)
446
448
424

FIG. 39

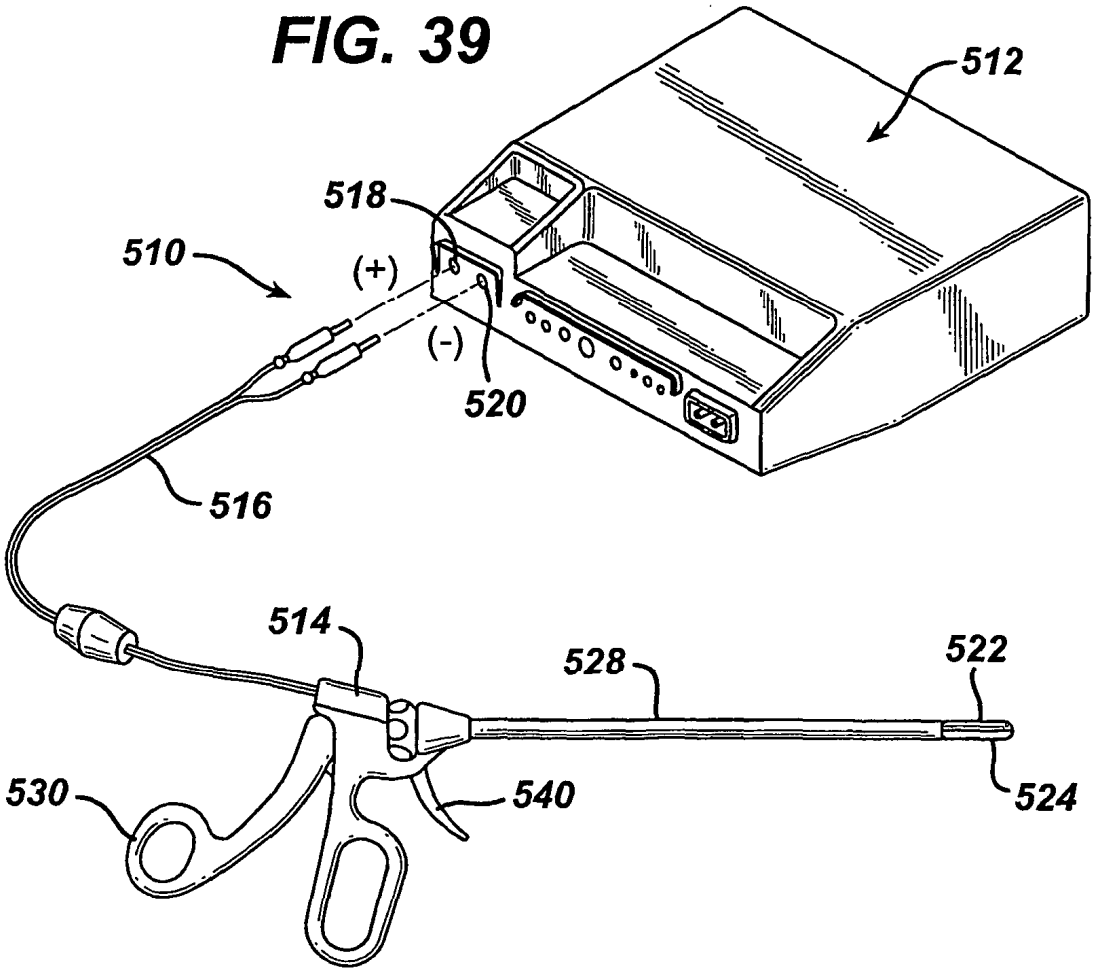


FIG. 40

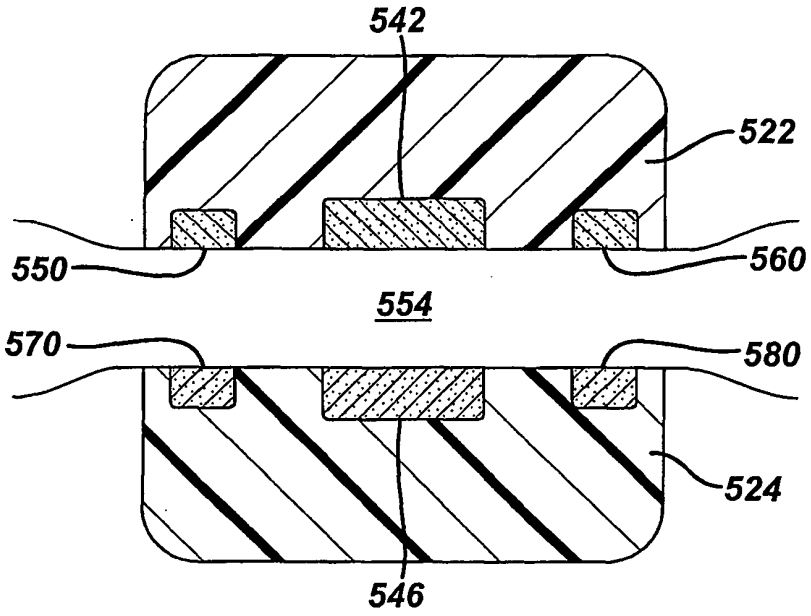

542
522
550
560
554
570
580
524
546

FIG. 41

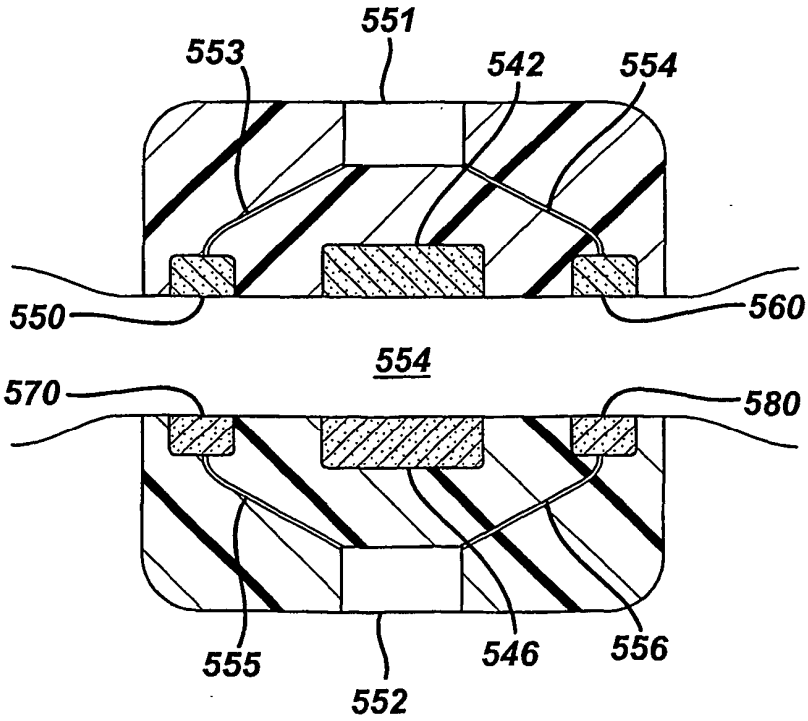

551
553
542
554
550
560
554
570
580
555
552
546
556

FIG. 42

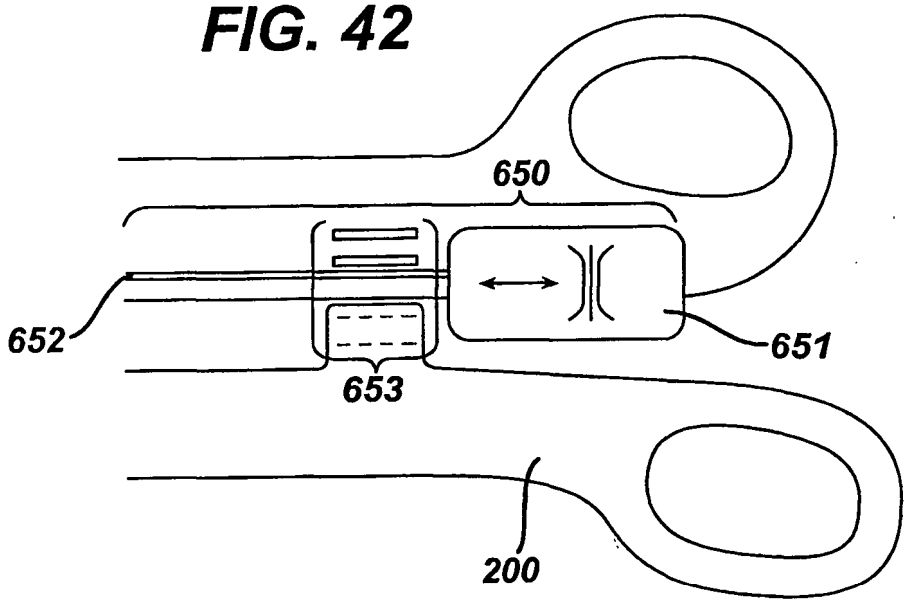


FIG. 43

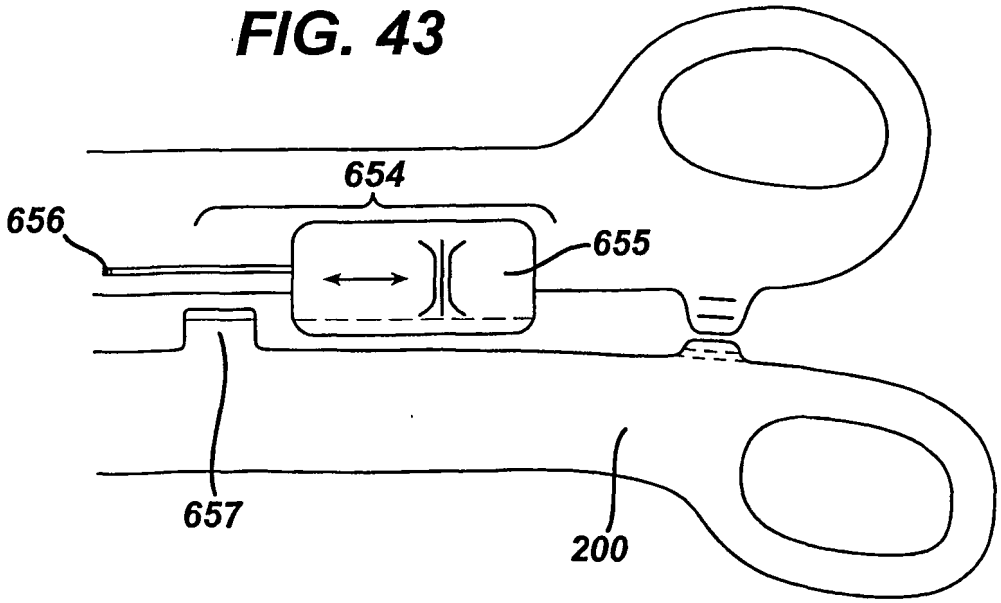


FIG. 44

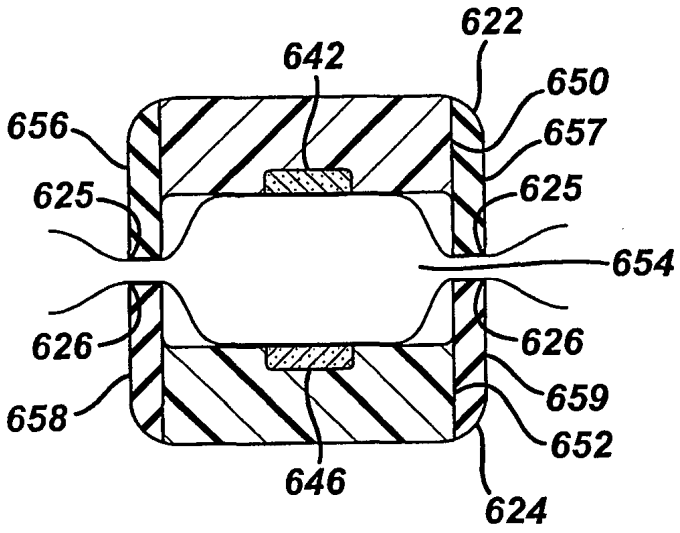
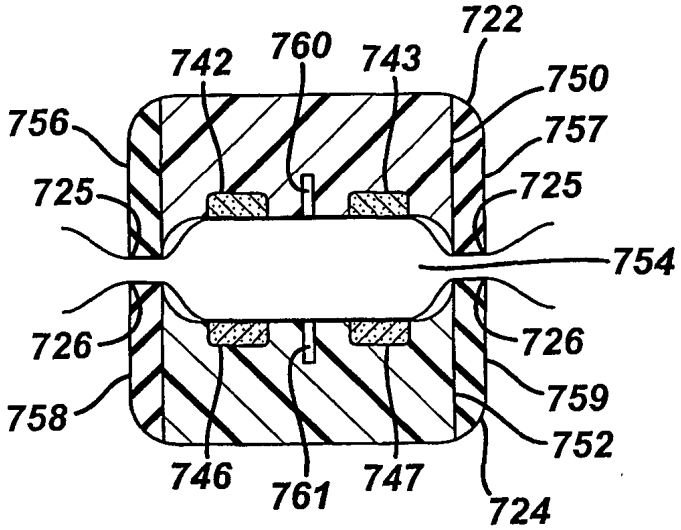

622
642
650
656
657
625
625
654
626
626
659
658
652
646
624

FIG. 45


722
742
760
743
750
756
757
725
725
754
726
726
759
758
752
746
761
747
724

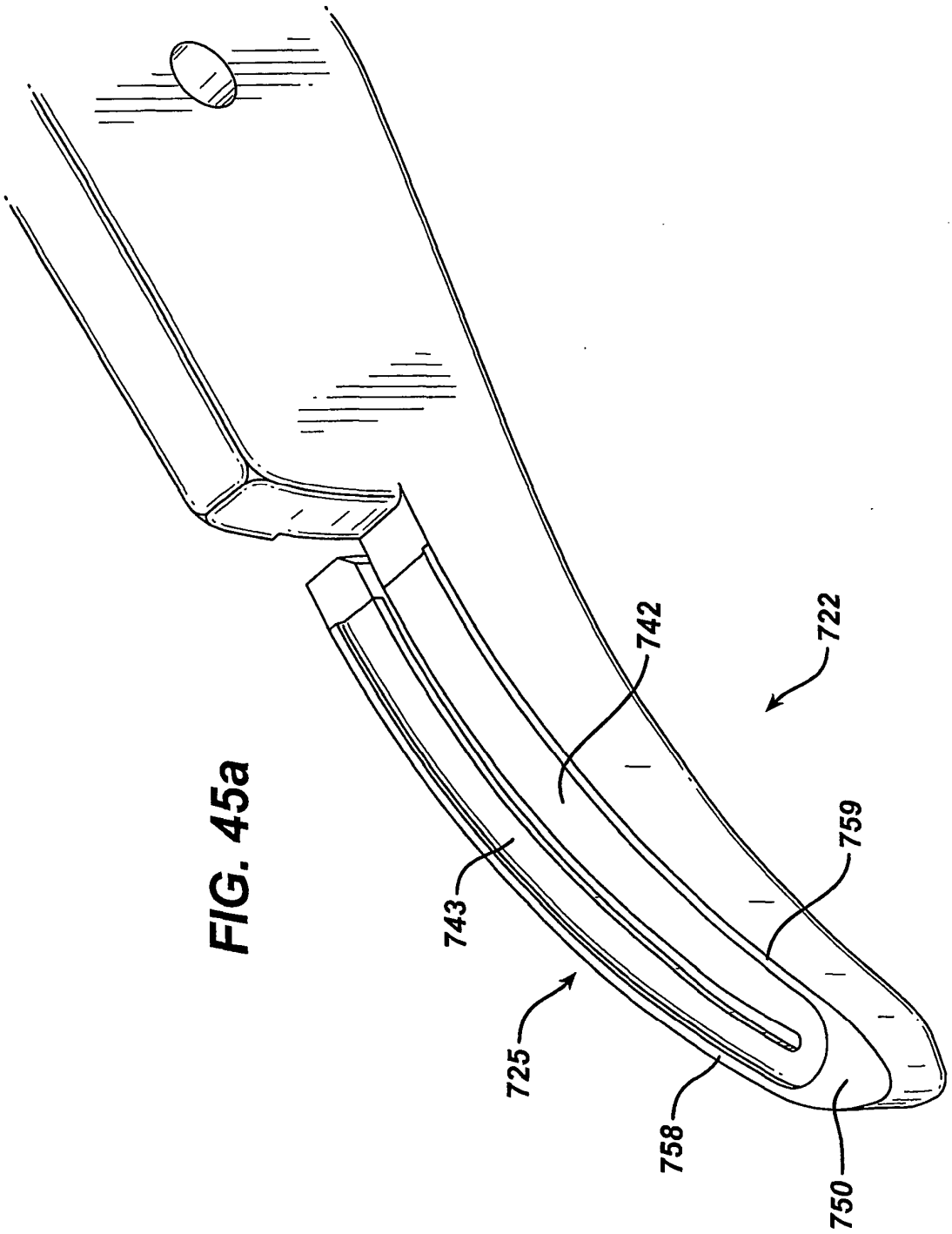
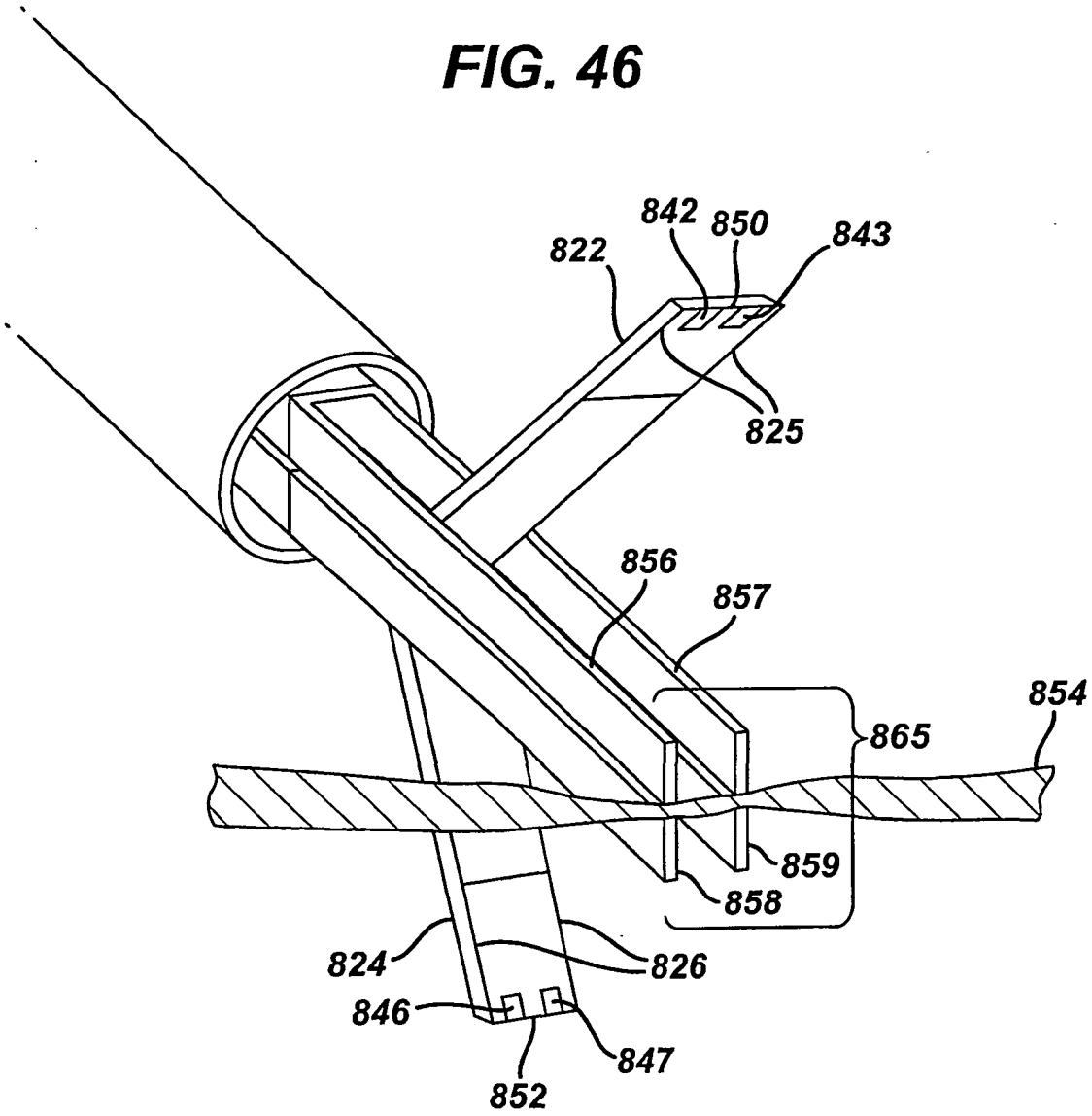


FIG. 45a

FIG. 46



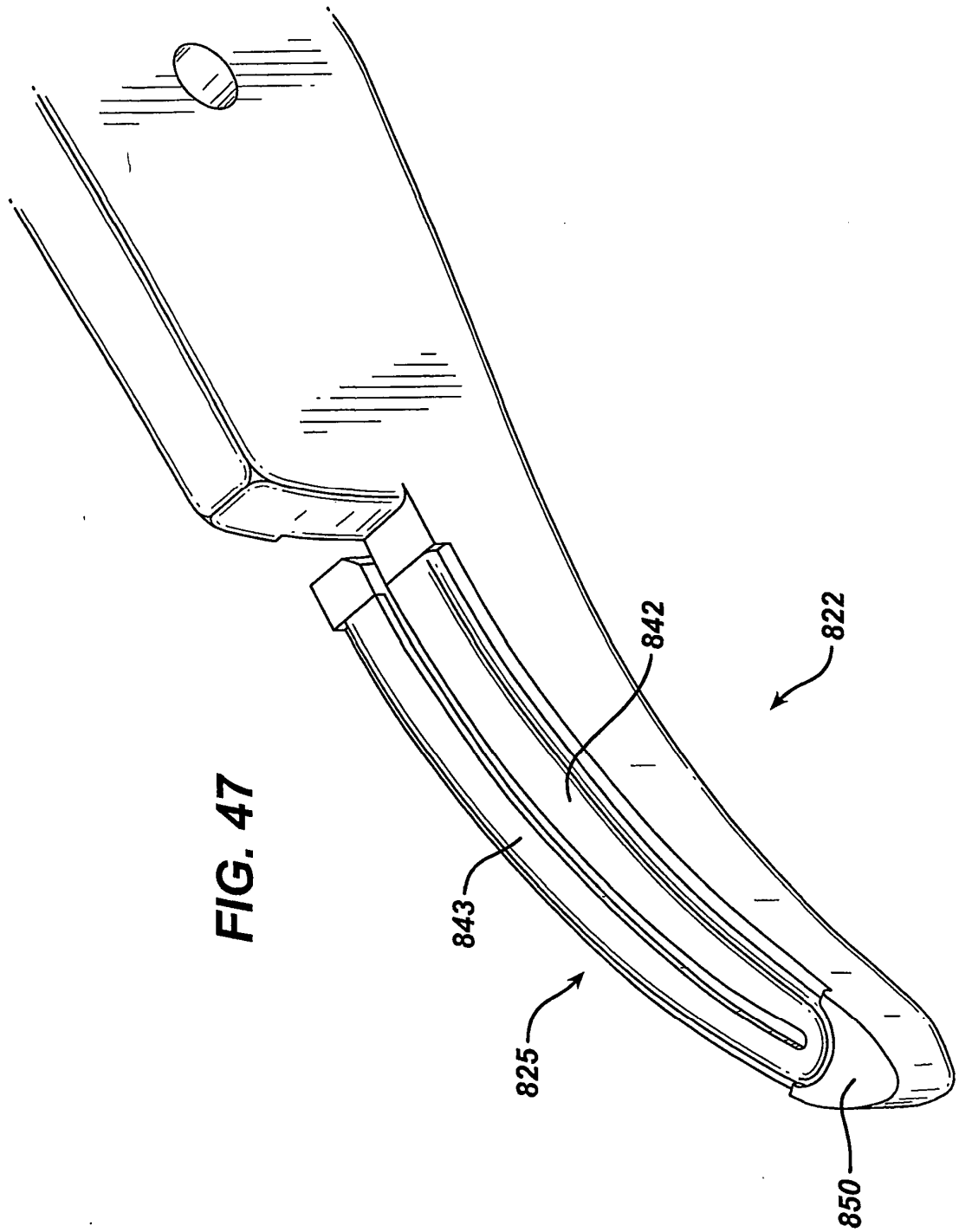


FIG. 47

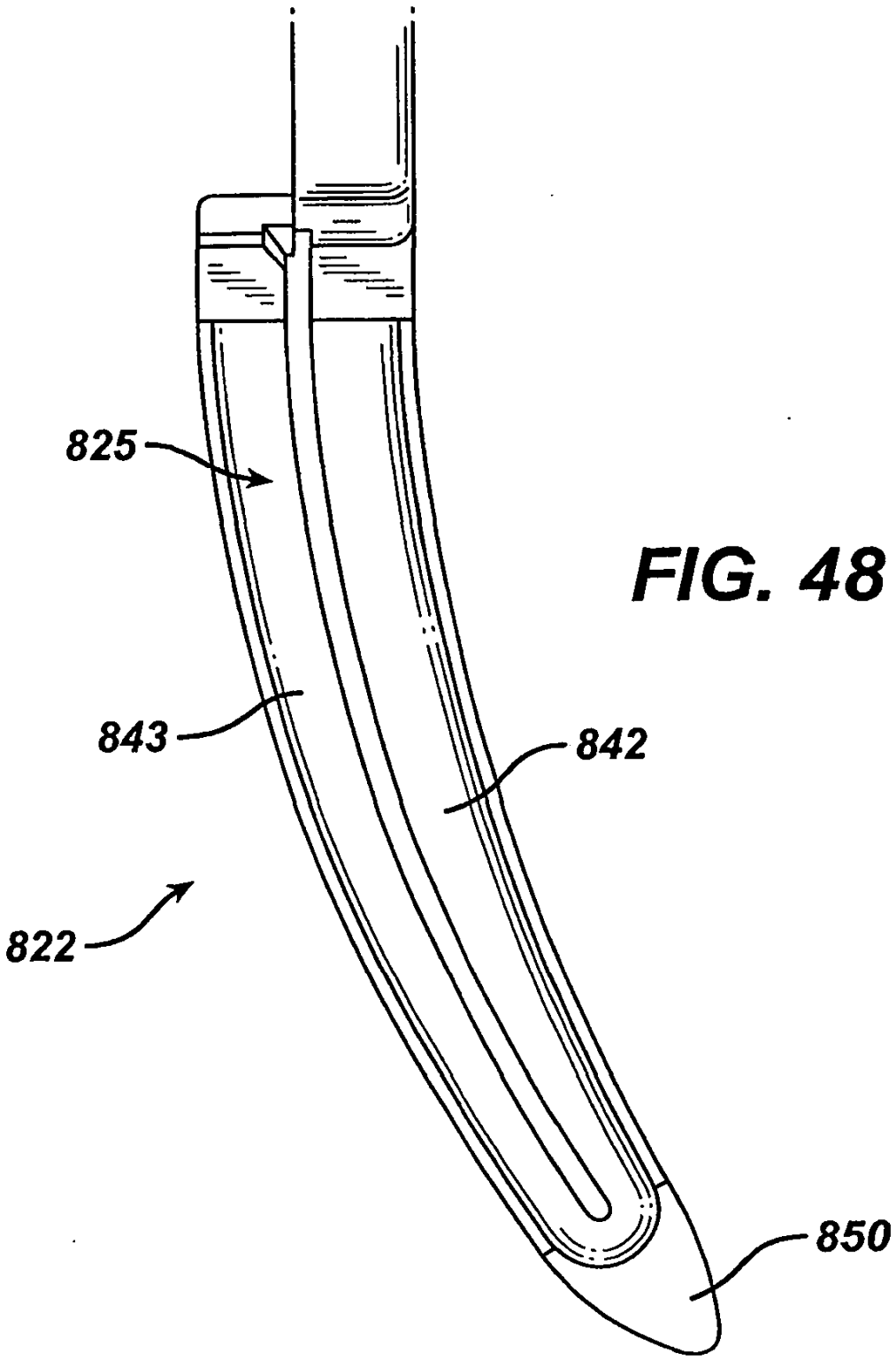


FIG. 48

FIG. 49

