

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 394 719**

51 Int. Cl.:

**A61B 17/12** (2006.01)

**A61B 18/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.03.2008 E 08744175 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la solicitud europea: **09.12.2009 EP 2129313**

54 Título: **Dispositivo electroquirúrgico con disco distal con dos electrodos y salida de fluido**

30 Prioridad:

**23.03.2007 US 896768 P**

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

**05.02.2013**

73 Titular/es:

**MEDTRONIC ADVANCED ENERGY LLC (100.0%)  
Corporation Trust Center 1209 Orange Street  
Wilmington, DE 19801, US**

72 Inventor/es:

**MCCLURKEN, MICHAEL E.;  
GREELEY, ROGER D. y  
CONLEY, BRIAN M.**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 394 719 T3**

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

## DESCRIPCIÓN

Dispositivo electroquirúrgico con disco distal con dos electrodos y salida de fluido

### Campo

5 La invención versa acerca de un dispositivo electroquirúrgico bipolar para tratar tejido en presencia de energía de radiofrecuencia y un fluido proporcionado simultáneamente desde una porción distal del dispositivo, comprendiendo el dispositivo un mango, un árbol que se extiende de forma distal desde el mango, soportando el árbol la porción distal del dispositivo en relación rígida con el mango; terminando la porción distal del dispositivo en un extremo distal c del dispositivo, comprendiendo el extremo de dispositivo del dispositivo un extremo distal con forma de disco; comprendiendo el extremo distal con forma de disco un primer electrodo con forma semicircular y un segundo electrodo con forma semicircular; siendo conectable una vía de suministro de fluido a una fuente de fluido del fluido; 10 y al menos una salida de fluido en comunicación de fluido con la vía de suministro de fluido, comprendiendo el primer electrodo una primera esquina del primer electrodo en una segunda esquina del primer electrodo.

15 En el documento US 2007/0027449 A1 se da a conocer tal dispositivo, indicándose que, debido a efectos de borde, la distribución de energía puede no ser igual en torno a todas las porciones de las porciones conductoras del dispositivo.

Como solución para este problema particular, esta referencia enseña a colocar la porción conductora de forma que se encuentre sustancialmente paralela a la superficie del tejido que será lesionado para proporcionar una máxima eficacia.

20 Se da a conocer otro dispositivo electroquirúrgico, por ejemplo, en el documento US 2002/0077626 A1. El instrumento está construido con un extremo rígido como un electrodo bipolar que comprende electrodos redondeados separados. El electrodo comprende miembros eléctricamente conductores separados con forma hemisférica que se proyectan desde el extremo del alojamiento.

En el documento US 2002/0198520 A1 se da a conocer otro dispositivo electroquirúrgico. El instrumento está dotado de un electrodo distal y de salidas de fluido distribuidas uniformemente en torno al electrodo.

25 Por lo tanto, un objeto de la presente invención es proporcionar un dispositivo un dispositivo electroquirúrgico mejorado del tipo mencionado anteriormente. Se consigue este objeto por medio del contenido de la reivindicación 1. Se pueden adoptar realizaciones ventajosas de las reivindicaciones dependientes.

### Antecedentes

30 Un dispositivo electroquirúrgico de punta seca, tal como un lápiz Obvie, puede provocar que la temperatura del tejido que está siendo tratado aumente significativamente hasta más de 1000° Celsius, lo que tiene como resultado una desecación del tejido, una adherencia del tejido a los electrodos, una perforación del tejido, formación de carbonización y generación de humo.

Además, ciertos dispositivos quirúrgicos son demasiado grandes para ser utilizados en espacios quirúrgicos reducidos y/o son simplemente ineficaces para tratar tejido, tal como para inhibir una pérdida de sangre.

35 Más recientemente, se han desarrollado dispositivos electroquirúrgicos asistidos por fluido que utilizan suero salino para inhibir efectos no deseables tales como la desecación del tejido, la adherencia a los electrodos, producción de humo y formación de carbonización durante el tratamiento del tejido. Sin embargo, demasiado suero salino puede proporcionar demasiada dispersión eléctrica y un enfriamiento en la superficie de contacto del electrodo-tejido. Esto reduce la temperatura del tejido que está siendo tratado y, a su vez, puede tener como resultado un tiempo más prolongado de tratamiento para conseguir la temperatura deseada del tejido para el tratamiento del tejido. Los 40 tiempos más prolongados de tratamiento no son deseables para cirujanos dado que es en el mejor interés del paciente, del médico y del hospital llevar a cabo los procedimientos quirúrgicos tan rápidamente como sea posible.

En vista de lo anterior, existe una necesidad de dispositivos que aborden las anteriores inquietudes.

### Resumen de la invención

45 La invención proporciona un dispositivo electroquirúrgico bipolar para tratar tejido. El dispositivo comprende un mango y un árbol que se extiende de forma distal desde el mango con el árbol soportando la porción distal del dispositivo en una relación rígida con respecto al mango. La porción distal del dispositivo termina en un extremo distal que comprende un extremo distal con forma de disco. El extremo distal con forma de disco comprende una primera mitad que forma un primer electrodo y una segunda mitad que forma un segundo electrodo. El dispositivo 50 comprende, además, una vía de suministro de fluido que es conectable a una fuente de fluido y al menos una salida de fluido en comunicación de fluido con la vía de suministro de fluido y colocada para ser adyacente al primer electrodo, y estar más cerca del mismo, en uno de los dos puntos extremos de la parte semicircular del perímetro del electrodo.

**Breve descripción de los dibujos**

- La FIG. 1 es una vista frontal de un sistema que tiene una unidad electroquirúrgica en combinación con una fuente de fluido y que es adecuado para ser utilizado con un dispositivo electroquirúrgico de mano según la invención.
- 5 La FIG. 2 es una vista frontal en perspectiva de la unidad electroquirúrgica de la FIG. 1;
- la FIG. 3 es una vista trasera de la unidad electroquirúrgica de la FIG. 1;
- la FIG. 4 es un gráfico de la salida de potencia  $P_O$  de RF con respecto a la impedancia  $Z$  de la unidad electroquirúrgica de la FIG. 1;
- 10 la FIG. 5 es un gráfico que muestra tres relaciones de caudal  $Q$  de fluido (con  $Q_H$  elevado, medio  $Q_M$  y reducido  $Q_L$ ) en unidades de centímetros cúbicos por minuto ( $\text{cm}^3/\text{min}$ ) en el eje  $Y$ , y la configuración  $P_S$  de potencia de RF en unidades de vatios en el eje  $X$ ;
- la FIG. 6 es un diagrama de bloques que muestra cómo procesa la unidad electroquirúrgica las entradas de configuración  $P_S$  de potencia de RF y la configuración de caudal de fluido, ya sea  $Q_L$ ,  $Q_M$  o  $Q_H$ , para controlar la velocidad de la bomba;
- 15 la FIG. 7 es una vista isométrica de un conjunto de un dispositivo electroquirúrgico ejemplar según la presente invención;
- la FIG. 8 es una vista isométrica de los componentes internos del mango con el mango retirado;
- la FIG. 9 es una vista lateral de una porción del mango del dispositivo de la FIG. 7 montada con diversos componentes;
- 20 la FIG. 10 es una vista lateral en primer plano de una porción de botón y de mango del dispositivo de la FIG. 7 montada con diversos componentes;
- la FIG. 11 es una vista despiezada de una porción distal del dispositivo de la FIG. 7;
- la FIG. 12 es una vista en corte longitudinal en primer plano de una porción distal del dispositivo de la FIG. 7;
- 25 la FIG. 13 es una vista en corte longitudinal en primer plano de una porción distal de un dispositivo electroquirúrgico ejemplar alternativo según la presente invención;
- la FIG. 14 es una vista en corte longitudinal en primer plano de una porción distal de un dispositivo electroquirúrgico ejemplar alternativo según la presente invención;
- la FIG. 15 es una vista isométrica de una porción distal de un dispositivo electroquirúrgico ejemplar alternativo según la presente invención;
- 30 la FIG. 16 es una vista en corte longitudinal en primer plano de la porción distal del dispositivo de la FIG. 15 tomada a lo largo de la línea 16-16; y
- la FIG. 17 es una vista en primer plano de una porción distal del dispositivo de la FIG. 7 y de tejido;
- la FIG. 18 es una vista en primer plano de una porción distal del dispositivo de la FIG. 7 que presiona contra el tejido;
- 35 la FIG. 19 es una vista en primer plano de una porción distal del dispositivo de la FIG. 7 que está siendo utilizado para tratar tejido; y
- la FIG. 20 es una vista en primer plano de una porción distal del dispositivo de la FIG. 7 retirado del tejido tratado.

**Descripción detallada**

- 40 En toda la descripción, los números y letras similares de referencia indican una estructura correspondiente en todas las diversas vistas. A partir de la memoria, debería ser evidente que cualquier uso de los términos "distal" y "proximal" se hace con referencia al usuario del dispositivo, y no al paciente.
- La invención dada a conocer en el presente documento proporciona un dispositivo para tratar tejido durante un procedimiento quirúrgico. La invención es particularmente útil para procedimientos en los que es deseable contraer,
- 45 coagular y sellar tejido contra la pérdida de sangre, por ejemplo, al contraer luces de vasos sanguíneos (por ejemplo, venas, arterias).

La FIG. 1 muestra una vista frontal de un sistema proporcionado como marco de referencia que tiene una unidad electroquirúrgica en combinación con una fuente 22 de fluido y un dispositivo electroquirúrgico 30 de mano. La FIG. 1 muestra un carro amovible 2 que tiene un chasis 4 que está dotado de cuatro ruedas 6 para un transporte sencillo. El chasis 4 tiene un miembro vertical 8 de soporte que comprende una columna cilíndrica hueca a la que se puede fijar un cesto 10 de almacenamiento y ser utilizado para almacenar el manual de usuario de la unidad electroquirúrgica, al igual que dispositivos adicionales no utilizados. Además, el miembro 8 de soporte tiene una plataforma 12 que comprende una mesa de pedestal para proporcionar una superficie estable plana para la ubicación del unidad electroquirúrgica 14.

Como se muestra, el carro 2 comprende, además, un poste portante 16 de la fuente de fluido que tiene una altura que puede ser ajustada al deslizar el poste portante hacia arriba y hacia abajo dentro del miembro 8 de soporte y fijada, a partir de entonces, en su posición con un tornillo de ajuste. En la parte superior del poste portante 16 de la fuente de fluido hay un soporte 18 en cruz proporcionado con bucles 20 en los extremos del mismo para proporcionar un gancho para soportar la fuente 22 de fluido.

Con referencia de nuevo a la FIG. 1, la fuente 22 de fluido comprende una bolsa de fluido de la que fluye fluido 24 a través de una cámara 26 de goteo después de que se penetra la bolsa con una punta ubicada en el extremo de la cámara 26 de goteo. A partir de entonces, el fluido 24 fluye a través del tubo flexible 28 de suministro hasta dispositivo electroquirúrgico 30 de mano. Preferentemente, el tubo 28 de suministro de fluido está fabricado de un material polimérico.

Como se muestra en la FIG. 1, el tubo 28 de suministro de fluido pasa a través de la bomba 32. Como se muestra, la bomba 32 comprende una bomba peristáltica y, más específicamente, una bomba peristáltica giratoria. Con una bomba peristáltica giratoria, se carga una porción del tubo 28 de suministro en la cabeza de la bomba al levantar y hacer descender la cabeza de la bomba de forma conocida. Como mejor se ilustra en la FIG. 6, se transporta fluido 24 por el tubo 28 de suministro por medio de ondas de contracción colocadas externamente en el tubo 28 que son producidas mecánicamente, normalmente por medio de rodillos giratorios 57 de presión que giran sobre un árbol motor 55 y comprimen de forma intermitente el tubo 28 contra un soporte 58 de yunque. De forma alternativa, la bomba 32 puede comprender una bomba peristáltica lineal. Con una bomba peristáltica lineal, se transporta el fluido 24 por el tubo 28 de suministro por medio de ondas de contracción colocadas externamente en el tubo 28 que son producidas mecánicamente, normalmente por medio de una serie de dedos o almohadillas de compresión que comprimen secuencialmente el tubo 28 contra un soporte. En general, se prefieren las bombas peristálticas, dado que el mecanismo de fuerza electromecánica, aquí rodillos accionados por un motor eléctrico, no hace contacto con el fluido 24, reduciendo de esta manera la probabilidad de una contaminación involuntaria.

El fluido 24 comprende suero salino, preferentemente suero salino normal (fisiológico). Aunque la descripción del presente documento puede hacer referencia al suero salino como el fluido 24, se pueden utilizar otros fluidos eléctricamente conductores.

Aunque se prefiere un fluido conductor, como será evidente con una lectura adicional de la presente memoria, el fluido 24 también puede comprender un fluido eléctricamente no conductor. El uso de un fluido no conductor es menos preferente que un fluido conductor, sin embargo, el uso de un fluido no conductor proporciona aún ciertas ventajas con respecto a una eliminación completa del fluido y el uso de un electrodo seco incluyendo, por ejemplo, una menor incidencia de adherencia del tejido al electrodo del dispositivo 30 y un enfriamiento del electrodo y/o del tejido. Por lo tanto, también es posible incluir el uso de un fluido no conductor, tal como, por ejemplo, agua desionizada.

Como se muestra en la FIG. 1, el dispositivo electroquirúrgico 30 está conectado a la unidad electroquirúrgica 14 por medio de un cable 34 que comprende una pluralidad de hilos conductores aislados eléctricamente y al menos un enchufe 36 en el extremo de los mismos. La unidad electroquirúrgica 14 proporciona energía/potencia de radiofrecuencia (RF) por medio del cable 34 al dispositivo electroquirúrgico 30. Como se muestra en la FIG. el receptáculo 38 del enchufe de la unidad electroquirúrgica 14 recibe el enchufe 36 del dispositivo 30 en el mismo para conectar eléctricamente el dispositivo 30 a la unidad electroquirúrgica 14. Preferentemente, se proporciona el tubo 28 de suministro de fluido como parte del cable 34 y se produce con los hilos aislados eléctricamente por medio de una coextrusión plástica.

La FIG. 2 muestra el panel frontal de la unidad electroquirúrgica 14. Se utiliza un interruptor 42 de alimentación para conectar y desconectar la unidad electroquirúrgica 14. Después de conectar la unidad electroquirúrgica 14, se utiliza el medio 44 de visualización de la configuración de potencia de RF para representar visualmente la configuración de potencia de RF numéricamente en vatios. Preferentemente, la configuración de potencia de RF comprende una pantalla de cristal líquido (LCD). Además, se utiliza este medio 44 de visualización para mostrar errores, en cuyo caso el medio 44 de visualización representará visualmente "Err" y parpadeará de forma alterna con uno o más números especiales de código de error.

El selector de energía de RF comprende un interruptor 46a, 46b de configuración de energía de RF que son utilizados para seleccionar la configuración de potencia de RF. Pulsar el interruptor 46a aumenta la configuración de la potencia de RF, mientras que pulsar el interruptor 46b disminuye la configuración de la potencia de RF. Se puede

establecer la salida de potencia de RF en incrementos de 5 vatios en el intervalo de 20 a 100 vatios, y en incrementos de 10 vatios en el intervalo de 100 a 200 vatios. Además, la unidad electroquirúrgica 14 incluye un medio 74 de visualización de activación de potencia de RF que comprende una luz indicadora que se ilumina cuando la potencia de RF está activada. Los interruptores 46a, 46b pueden comprender interruptores de membrana.

5 Además de tener un medio de visualización de la configuración de potencia de RF, una unidad electroquirúrgica 14 incluye, además, un medio de visualización de la configuración del caudal de fluido. El medio de visualización de la configuración del caudal comprende tres luces indicadoras 50a, 50b y 50c con una primera luz 50a correspondiéndose a una configuración de caudal de fluido reducido, correspondiéndose una segunda luz 50b con una configuración de caudal de fluido medio (intermedio) y correspondiéndose una tercera luz 50c con una configuración de caudal elevado. Se iluminará una de estas tres luces indicadoras cuando se seleccione una configuración de caudal de fluido.

15 Se utiliza un selector de flujo de fluido que comprende interruptores 52a, 52b y 52c de configuración del caudal para seleccionar o conmutar la configuración del caudal. Se proporcionan tres interruptores de pulsación, correspondiéndose el primer interruptor 52a con una configuración de caudal de flujo reducido, correspondiéndose el segundo interruptor 52b a una configuración de caudal de fluido medio (intermedio) y correspondiéndose el tercer interruptor 52c con una configuración de caudal elevado. La pulsación de uno de estos tres interruptores selecciona la configuración correspondiente de caudal, ya sea reducido, medio (intermedio) o elevado. Automáticamente se selecciona la configuración media, o intermedia, del caudal como la configuración por defecto si no se selecciona manualmente ninguna configuración. Los interruptores 52a, 52b y 52c pueden comprender interruptores de membrana.

20 Antes de iniciar un procedimiento quirúrgico, es deseable cebar el dispositivo 30 con fluido 24. El cebado es deseable para inhibir la activación de potencia de RF sin la presencia de fluido 24. Se utiliza un interruptor 54 de cebado para iniciar el cebado del dispositivo 30 con fluido 24. Pulsar el interruptor 54 una vez inicia la operación de la bomba 32 durante un periodo predeterminado de tiempo para cebar el dispositivo 30. Después de que se completa el periodo de tiempo, la bomba se desconecta automáticamente. Cuando se inicia el cebado del dispositivo 30, se ilumina un medio 56 de visualización del cebado que comprende una luz indicadora durante el ciclo de cebado.

25 En el panel frontal el medio 74 de visualización de activación bipolar se ilumina cuando se activa la potencia de RF desde la unidad electroquirúrgica 14, bien por medio de un interruptor 162 de mano en el dispositivo 30 (como se muestra en la FIG. 1) o bien un interruptor de pedal (no mostrado). Hay ubicado un cajón plegable 76 debajo de la unidad electroquirúrgica 14 en el que el usuario de la unidad electroquirúrgica 14 puede encontrar una forma corta del manual del usuario.

30 La FIG. 3 muestra el panel trasero de la unidad electroquirúrgica 14. El panel trasero de la unidad electroquirúrgica 14 incluye un altavoz 60 y un mando 62 de control del volumen para ajustar el volumen del tono que sonará cuando está activada la potencia de RF (tono de activación de la potencia de RF). Se aumenta el tono de activación de la potencia de RF al girar el mando en el sentido de las agujas del reloj, y se reduce al girar el mando en el sentido contrario a las agujas del reloj. Sin embargo, la unidad electroquirúrgica 14 evita que este tono sea silenciado por completo.

35 El panel trasero de la unidad electroquirúrgica 14 también incluye un receptáculo 64 del cable de alimentación utilizado para conectar el cable de alimentación principal a la unidad electroquirúrgica 14 y un conector 66 de terminal de tierra equipotencial utilizado para conectar la unidad electroquirúrgica 14 a tierra física utilizando un cable adecuado. El panel trasero también incluye un tapón extraíble 68 para la instalación de una toma bipolar de interruptor de pedal conectable a un circuito interno del interruptor de pedal de la unidad electroquirúrgica 14, de forma que se pueda activar la potencia de RF por medio de un interruptor de pedal además de un interruptor de mano del dispositivo 30. Además, el panel trasero también incluye un cajón 70 de fusibles que contiene dos fusibles adicionales, acordes con la tensión de línea. Finalmente, el panel trasero incluye una placa 72 de especificaciones que puede proporcionar información tal como el número de modelo, el número de serie, información de tensiones de línea nominales, de frecuencia, de corriente y de potencia nominal de los fusibles de la unidad electroquirúrgica 14.

40 En la FIG. 4 se muestra la curva de salida de potencia de RF de la unidad electroquirúrgica 14. Se muestra la impedancia  $Z$  en unidades de ohmios en el eje X y se muestra la potencia  $P_O$  de salida en unidades de vatios en el eje Y. En el ejemplo ilustrado, la potencia (RF) electroquirúrgica bipolar está configurada a 200 vatios. Como se muestra e la figura, para una configuración de  $P_S$  de potencia de RF de 200 vatios, la potencia  $P_O$  de salida permanecerá constante con la potencia  $P_S$  configurada de RF siempre que la impedancia  $Z$  se mantenga entre el corte de baja impedancia de 30 ohmios y el corte de alta impedancia de 125 ohmios. Por debajo de una impedancia  $Z$  de 30 ohmios, se reducirá la potencia  $P_O$  de salida como se muestra por medio de la rampa de impedancia baja. Por encima de la impedancia  $Z$  de 125 ohmios, la potencia  $P_O$  de salida también se reducirá como se muestra por medio de la rampa de impedancia alta.

La unidad electroquirúrgica 14 también ha sido configurada de forma que la velocidad de la bomba y, por lo tanto, el caudal de fluido expulsado por la bomba, está determinada con base en dos variables de entrada, la configuración

de potencia de RF y la configuración de caudal de fluido. En la FIG. 5 se muestra una relación de caudal Q de flujo en unidades de centímetros cúbicos por minuto (cm<sup>3</sup>/min) en el eje Y, y de configuración P<sub>S</sub> de potencia de RF en unidades de vatios en el eje X. Se ha diseñado la relación para inhibir efectos no deseados tales como la desecación de tejido, la adhesión de los electrodos, producción de humo y formación de carbonización, mientras que se proporciona al mismo tiempo un caudal Q de flujo con una configuración P<sub>S</sub> de configuración de la potencia de RF correspondiente que no es tan grande como para proporcionar demasiado fluido y una dispersión eléctrica asociada y un enfriamiento de la superficie de contacto del electrodo-tejido. En la publicación U.S. n° 2001/0032002, publicada el 18 de octubre de 2001 se puede encontrar una exposición más detallada de cómo interactúa el caudal de flujo con la potencia de radiofrecuencia, los modos de transferencia de calor del tejido, ebullición fraccionada del fluido y diversas estrategias de control.

Como se muestra, la unidad electroquirúrgica 14 ha sido configurada para aumentar el caudal Q de fluido de forma lineal con una configuración P<sub>S</sub> de potencia de RF creciente para cada una de las tres configuraciones de caudal de fluido, reducido, medio y elevado, correspondientes a Q<sub>L</sub>, Q<sub>M</sub> y Q<sub>H</sub>, respectivamente. En cambio, la unidad electroquirúrgica 14 ha sido configurada para reducir el caudal Q de fluido de forma lineal con una configuración P<sub>S</sub> de potencia de RF decreciente para cada uno de los tres configuraciones de caudal de fluido de reducido, medio y elevado correspondientes a Q<sub>L</sub>, Q<sub>M</sub> y Q<sub>H</sub>, respectivamente. Como se muestra, se pueden expresar Q<sub>L</sub>, Q<sub>M</sub> y Q<sub>H</sub> como una función de la configuración P<sub>S</sub> de potencia de RF al cambiar las constantes ejemplares de proporcionalidad como sigue:

$$Q_L = 0,1 \times P_S$$

$$Q_M = 0,1286 \times P_S$$

$$Q_H = 0,1571 \times P_S$$

La FIG. 6 muestra un diagrama ejemplar de bloques de cómo procesa la unidad electroquirúrgica 14 las entradas de configuración P<sub>S</sub> de potencia de RF y de configuración de caudal de fluido, ya sea Q<sub>L</sub>, Q<sub>M</sub> o Q<sub>H</sub>, para controlar la velocidad de la bomba y, por lo tanto, el caudal de fluido expulsado por la bomba 32. Como se muestra, los valores de entrada seleccionados por el usuario para la configuración R<sub>S</sub> de potencia de RF y la configuración de caudal de fluido ya sea reducido, medio o elevado (correspondientes a Q<sub>L</sub>, Q<sub>M</sub> y Q<sub>H</sub>), al igual que la activación de la función de cebado, son introducidos en la unidad electroquirúrgica 14 al pulsar los interruptores correspondientes para estos parámetros colocados en el panel frontal de la unidad electroquirúrgica 14.

Como se muestra en la FIG. 6, los interruptores 46a, 46b de configuración de la potencia de RF, los interruptores 52a, 52b, 52c de configuración del caudal y el interruptor 54 de cebado pueden ser todos parte de un módulo 40 del panel de visualización, que puede comprender una placa de circuito impreso, que recibe las entradas en la unidad electroquirúrgica 14.

Entonces, los valores de entrada seleccionados por el usuario para potencia de RF, caudal de fluido y cebado son transmitidos por medio de señales correspondientes 41 de entrada a un módulo principal 43 que comprende, preferentemente, una placa de circuito impreso que incluye un *chip* 45 de ordenador, un generador 47 de radiofrecuencias y un controlador 48 de bomba. Como se muestra, el módulo 40 del panel de visualización y el módulo principal 43, al igual que otros componentes reciben energía de un módulo 49 de fuente de alimentación, que también comprende una placa de circuito impreso.

El *chip* 45 de ordenador puede comprender una unidad de microprocesador, una memoria, y una unidad de control de entrada/salida. De esta forma, se pueden almacenar las relaciones funcionales entre el nivel de potencia de radiofrecuencia y el flujo del fluido en la memoria del *chip* 45 de ordenador. Aunque se pueden almacenar las relaciones funcionales en forma de las anteriores ecuaciones, también pueden ser almacenadas como puntos de datos numéricos como parte de una tabla de consulta de base de datos.

Como se muestra, las señales 41 de entrada son recibidas y procesadas por medio del *chip* 45 de ordenador. Más específicamente, por ejemplo, de la señal de entrada recibida correspondiente a la configuración de caudal de fluido de ya sea Q<sub>L</sub>, Q<sub>M</sub> o Q<sub>H</sub>, el *chip* 45 de ordenador puede determinar en primer lugar cuál de las anteriores ecuaciones aplicar. Después de determinar cuál de las ecuaciones aplicar, el *chip* 45 de ordenador puede aplicar entonces la relación para determinar la salida del flujo del fluido desde la bomba 32 con base en el nivel seleccionado de potencia de radiofrecuencia. Habiendo determinado esta salida, el *chip* 45 de ordenador envía entonces señales 51 y 53 de salida correspondientes al nivel seleccionado de potencia de radiofrecuencia y a la salida calculada de flujo del fluido desde la bomba 32 hasta el generador 47 de radiofrecuencia y el controlador 48 de la bomba, respectivamente. A partir de entonces, el controlador 48 de la bomba controla la velocidad del árbol motor 55 de la bomba al controlar la tensión 59 de entrada al motor 61 de la bomba que gira el árbol motor 55. En la publicación U.S. n° 2006/0149225, publicada el 6 de julio de 2006 se pueden encontrar dibujos más detallados de la unidad electroquirúrgica ejemplar 14.

La unidad electroquirúrgica 14 puede incluir un mecanismo de retraso, tal como un temporizador, para mantener automáticamente el flujo de fluido activado durante varios segundos después de que se desactiva la potencia de RF para proporcionar un enfriamiento posterior al tratamiento. La unidad electroquirúrgica 14 también puede incluir un mecanismo de retraso, tal como un temporizador, para activar automáticamente el flujo de fluido hasta varios segundos antes de que se active la potencia de RF para inhibir la posibilidad de efectos no deseables como la desecación de tejido, la adhesión de los electrodos, formación de carbonización, y producción de humo.

La unidad electroquirúrgica 14 está configurada en particular para ser utilizada con dispositivos bipolares. Con un dispositivo bipolar, se crea una corriente alterna entre los polos eléctricos primero y segundo del dispositivo. En la FIG. 7 se muestra con el carácter 30a de referencia un dispositivo electroquirúrgico ejemplar de la presente invención que puede ser utilizado junto con la unidad electroquirúrgica 14 proporcionada como marco de referencia.

Como se muestra en la FIG. 7, el dispositivo electroquirúrgico bipolar ejemplar 30a comprende un único brazo estacionario 100 que comprende un árbol hueco rígido autoportante 102. Como se muestra, el árbol 102 está inclinado, preferentemente, para proporcionar una mejor vista de la porción 106 de punta distal del dispositivo 30a durante el uso del mismo. Preferentemente, el árbol 102 comprende un tubo metálico, y más preferentemente tubo hipodérmico de acero inoxidable de pared gruesa. De esta forma, el árbol 102 tiene una rigidez suficiente para mantener su forma durante el uso del dispositivo 30a sin un retorcimiento ni una flexión significativos, y soporta la porción distal 106 en relación rígida con respecto al mango proximal 104. En otras realizaciones, el árbol 102 puede estar fabricado de un material eléctricamente no conductor, tal como un polímero o un material compuesto.

El mango proximal 104 comprende porciones coincidentes 104a, 104b de mango. Preferentemente, el mango 104 está fabricado de un material rígido esterilizable no conductor, tal como un polímero. Además, el mango 104 está configurado, preferentemente, delgado, junto con el resto del dispositivo 30a, para facilitar que un usuario del dispositivo 30a sujete y manipule el dispositivo 30a como un dispositivo de tipo lápiz.

El dispositivo 30a también comprende un tubo flexible 28 de suministro de fluido que es conectable a la fuente 22 de fluido, preferentemente por medio de una punta ubicada en el extremo de la cámara 26 de goteo (como se muestra en la FIG. 1), y un cable 34 que es conectable a la unidad electroquirúrgica 14, que proporcionan, respectivamente, fluido y potencia de RF a la porción distal 106.

En esta realización, el cable 34 del dispositivo 30a comprende tres hilos aislados 34a, 34b, 34c (como se muestra en la FIG. 8) conectable a la unidad electroquirúrgica 14 por medio de tres conectores (machos) 37a, 37b, 37c de enchufe. Cada uno de los conectores 37a, 37b, 37c de enchufe está montado con hilos 34a, 34b, 34c e hilos conductores 35a, 35b, 35c dentro de un alojamiento común 36 de enchufe. Como se muestra mejor en la FIG. 8, que muestra los componentes internos del mango 104 con el mango 104 retirado, el hilo conductor 35a está conectado directamente, preferentemente mediante soldadura, al hilo conductor 158a del hilo aislado 160a, que está conectado directamente al electrodo 114a como se expone con mayor detalle a continuación. Como también se muestra en la FIG. 8, el hilo conductor 35b del hilo 34b se conecta en primer lugar a través del conjunto 162 de interruptor de mano antes de conectarse, preferentemente mediante soldadura, al hilo conductor 158b del hilo aislado 160b, que está conectado distalmente al electrodo 114b, como se expone con más detalle a continuación. Finalmente, el hilo conductor 35c del hilo 34c está conectado al conjunto 162 de interruptor de mano para alertar a la unidad electroquirúrgica 14 para que proporcione energía cuando se ha cerrado el circuito para el conjunto de interruptor mediante la pulsación del botón pulsador 164 del interruptor de mano, preferentemente fabricado de un polímero rígido tal como poliacetal.

Además de la FIG. 8, se muestra un conjunto 162 de interruptor proporcionado como marco de referencia en las FIGURAS 9 y 10. Como se muestra mejor en la FIG. 10, el conjunto 162 de interruptor comprende un botón pulsador 164 y un interruptor 172 de cúpula que tiene dos contactos eléctricos. Los contactos pueden comprender contactos superior e inferior dispuestos sobre una plataforma 174 en una relación suprayacente. El contacto superior puede comprender una configuración con forma de cúpula suprayacente y separada del contacto inferior, que es plano. Los contactos pueden estar separados entre sí en virtud de la configuración de cúpula del contacto superior cuando el botón 164 se encuentra en una posición no pulsada, creando de esta manera un circuito abierto de control con respecto al interruptor 172. Sin embargo, cuando se presiona la parte superior del botón 164, y se presiona de forma correspondiente el contacto superior hasta una posición pulsada, el contacto superior hace contacto con el contacto inferior cerrando, de esta manera, el circuito de control del interruptor de mano. Entonces, la presencia del circuito cerrado de control es detectada por la unidad electroquirúrgica 14 que proporciona entonces energía a los electrodos 114a, 114b.

Cuando se elimina una fuerza de pulsación del contacto superior, el contacto vuelve a su posición no pulsada de la cúpula como resultado de su resiliencia o memoria elástica, volviendo de esta manera el botón 164 a su posición no pulsada y volviendo a abrir el circuito de control de la mano. Entonces, la presencia del circuito abierto de control es detectada por la unidad electroquirúrgica 14 que deja entonces de proporcionar energía a los electrodos 114a, 114b. Se pueden encontrar dibujos más detallados y una explicación de la operación del conjunto 162 de interruptor en la publicación U.S. nº 2005/0090816, publicada el 28 de abril de 2005.

5 Durante el uso del dispositivo 30a, se puede depositar sangre y coágulos en un intersticio estrecho 170 entre el botón 164 y el mango 104. Como mejor se muestra en la FIG. 10, el botón 164 está ubicado en la abertura 166 del mango 104 que está definida por la pared perimétrica 168. Como se muestra, el botón 164 incluye una pluralidad de aberturas 163 en los lados del mismo. Las aberturas 163 reducen el área superficial de las paredes laterales 165 del mango 164 adyacente a la pared perimétrica 168 de las porciones 104a, 104b de mango. Por consiguiente, debido al área superficial reducida de las paredes laterales 165 del botón 164, el botón es menos propenso a adherirse y pegarse a las porciones 104a, 104b del mango, por culpa de la sangre y los coágulos, cuando se retira la fuerza de pulsación del botón 164.

10 Como mejor se muestra en la FIG. 11, el dispositivo 30a tiene un extremo distal con forma de disco que comprende dos electrodos bipolares 114a, 114b. Un conjunto de alojamiento aislante que comprende una porción externa 112 del alojamiento y una porción interna 116 del alojamiento fija los electrodos 114a, 114b al dispositivo 30a. La porción externa 112 del alojamiento y la porción interna 116 del alojamiento comprenden un material eléctricamente aislante, preferentemente un polímero y más preferentemente un polímero fluorado tal como politetrafluoroetileno (PTFE). Además de funcionar como un aislante eléctrico, el politetrafluoroetileno es preferido porque es hidrófobo y, por lo tanto, inhibe que fluidos presentes durante la cirugía se asienten sobre el mismo, proporciona una buena resistencia a arcos, y proporciona un coeficiente reducido de rozamiento para una menor adhesión al tejido.

15 Como se muestra en la FIG. 12, la porción externa 112 del alojamiento aísla eléctricamente los electrodos 114a, 114b del árbol metálico 102. Como se muestra en las FIGURAS 11 y 12, la porción externa 112 del alojamiento comprende una porción cilíndrica proximal 118 y una porción cilíndrica distal 120. La porción cilíndrica proximal 118 tiene un diámetro externo ligeramente menor que la porción cilíndrica distal 120, lo que crea un reborde 122 entre las mismas. Para el montaje, la porción cilíndrica proximal 118 proporciona una porción de conexión para conectar la porción externa 112 del alojamiento al árbol 102. Como se muestra en la FIG. 12, el diámetro exterior de la porción cilíndrica proximal 118 está configurado para extenderse al interior de la luz 124 del árbol 102 y encajar con el diámetro interior del árbol 102, con el reborde 122 en contacto con el extremo distal 110 del árbol 102. El diámetro exterior de la porción cilíndrica proximal 118 puede estar configurado para encajar con el diámetro interior del árbol 102 para formar un encaje por deslizamiento, en cuyo caso se empleará un adhesivo u otro agente adherente entre la porción cilíndrica 118 y el árbol 102 para proporcionar una conexión fija, o un encaje a presión (con apriete) que no requeriría el uso de un agente adherente aparte.

20 Como se muestra en las FIGURAS 11 y 12, la porción interna 116 del alojamiento aísla eléctricamente los electrodos 114a, 114b entre sí al proporcionar una pieza de separación entre los mismos. En particular, la porción interna 116 del alojamiento comprende una porción distal 126 de separación dispuesta entre los electrodos 114a y 114b. Para el montaje, la porción interna 116 del alojamiento comprende, además, una porción cilíndrica proximal 128 para conectar la porción interna 116 del alojamiento a la porción externa 112 del alojamiento. Como se muestra en la FIG. 12, el diámetro exterior de la porción cilíndrica proximal 128 está configurado para extenderse dentro del orificio interno 130 de la porción externa 112 del alojamiento y encajar con el diámetro del orificio 130, proporcionando la porción cilíndrica distal 120 de la porción externa 112 del alojamiento un collar en torno a la porción interna 116 del alojamiento y a los electrodos 114a, 114b. El diámetro exterior de la porción cilíndrica proximal 128 puede estar configurado para encajar con el diámetro del orificio 130 para formar un encaje por deslizamiento, en cuyo caso se empleará un adhesivo u otro agente adherente entre la porción cilíndrica 128 y la porción externa 112 del alojamiento para proporcionar una conexión fija, o un encaje a presión (con apriete) que no requeriría el uso de un agente adherente aparte.

25 Además de lo anterior, como mejor se muestra en la FIG. 11, la porción cilíndrica proximal 128 de la porción interna 116 del alojamiento está dotada de dos superficies planas opuestas 132a, 132b formadas sobre la misma para crear dos intersticios localizados 134a, 134b, como se muestra en la FIG. 12, entre la porción externa 112 del alojamiento y la porción interna 116 del alojamiento a través de los cuales se pueden extender patillas 136a, 136b para ser conectadas a los hilos conductores 158a, 158b de los hilos aislados 160a, 160b.

30 Con referencia de nuevo a la FIG. 11, las patillas 136a, 136b de los electrodos 114a, 114b se extienden de forma proximal desde las dos porciones 138a, 138b de electrodo ubicadas en el extremo distal del dispositivo 30a y que tienen el mismo tamaño y la misma forma. De esta manera, la densidad de corriente exhibida por los electrodos entre sí será sustancialmente uniforme. También como se muestra, las porciones de electrodo son imágenes especulares mutuas y cada una tiene un perímetro que comprende la mitad de un círculo. Preferentemente, los electrodos 114a, 114b comprenden un metal eléctricamente conductor, que también es preferentemente no corrosivo. Un material preferente es el acero inoxidable. Otros metales adecuados incluyen titanio, oro, plata y platino.

35 Como se muestra en la FIG. 12, el extremo distal del dispositivo 30a es plano (liso), y perpendicular al eje longitudinal del árbol 102. Como se muestra, en otras realizaciones, por ejemplo, en la FIG. 13, el extremo distal del dispositivo 30b puede ser convexo. En otras realizaciones más, como se muestra, por ejemplo, en la FIG. 14, el extremo distal del dispositivo 30c puede ser cóncavo.

- Con referencia de nuevo a la FIG. 12, la porción interna 116 del alojamiento también incluye un orificio ciego lineal 140 orientado de forma longitudinal y un agujero escariado 142 ubicado de forma central en la porción cilíndrica 128. Como se muestra, el diámetro exterior del tubo 150 de suministro de fluido está configurado para extenderse dentro del agujero escariado 142 y encajar con el diámetro del agujero escariado 142, con el extremo distal del tubo en contacto con la parte inferior del agujero escariado. El diámetro exterior del tubo 150 de suministro de fluido puede estar configurado para encajar con el diámetro del agujero escariado 142 para formar un encaje a presión (con apriete) para proporcionar una conexión fija junto con el uso de un adhesivo u otro agente adherente para proporcionar una junta estanca entre el tubo 150 de suministro de fluido y la porción interna 116 del alojamiento.
- Además del orificio ciego 140 y del agujero escariado 142, la porción interna 116 del alojamiento también incluye un orificio pasante lineal 144 que intersecta perpendicularmente el orificio 140 en el extremo distal del orificio 140 y se extiende a través de la porción cilíndrica 128. Como se muestra, el orificio 140 y el orificio 144 se encuentran en comunicación de fluido con la luz 152 del tubo 150 de suministro de fluido que se encuentra en último término en comunicación de fluido con la luz 29 del tubo 28 de suministro de fluido. De esta forma, el orificio 140 y el orificio 144 proporcionan una vía de flujo de fluido con forma de T para fluido 24 proporcionado desde el tubo 28 y 150 de suministro de fluido.
- Como se muestra en la FIG. 11, para hacer que el fluido de la vía de fluido proporcionada por el orificio 144 salga del dispositivo 30a, la porción cilíndrica 120 de la porción externa 112 del alojamiento está dotada de dos agujeros pasantes 146a, 146b que se alinean con el orificio 144 y proporcionan salidas de fluido para el fluido. Como se muestra, el orificio 144 se extiende a través de la porción interna 116 del alojamiento en paralelo a la porción distal 126 de separación.
- Como mejor se muestra en la FIG. 11, los agujeros 146a, 146b están proporcionados en el material eléctricamente aislante utilizado para la porción externa 112 del alojamiento y están ubicados en la porción distal del dispositivo 30a proximal al extremo distal del dispositivo. De esta forma, los agujeros 146a, 146b están configurados para inhibir la obstrucción durante el uso del dispositivo 30a. En otras palabras, dado que la porción externa 112 del alojamiento no es eléctricamente conductora, y no funciona como un electrodo, el tejido y los coágulos sanguíneos son menos propensos a adherirse a la porción externa 112 del alojamiento. Además, dado que los agujeros 146a, 146b están ubicados en la porción distal del dispositivo 30a próxima al extremo distal del dispositivo, los agujeros 146a, 146b son menos propensos a estar expuestos directamente al campo sanguíneo ubicado generalmente en el extremo distal del dispositivo 30a.
- En el caso en el que los agujeros 146a, 146b y el orificio 144 queden obstruidos, los agujeros 146a, 146b y el orificio 144 pueden ser desobstruido y limpiados insertando una estructura de tipo pasador en uno de los agujeros y del orificio 144, y extendiendo el pasador completamente a través del dispositivo 30a y sacando el pasador por el otro agujero. De esta forma, se puede empujar la materia que obstruye los agujeros 146a, 146b y el orificio 144 y puede ser eliminado de los mismos por medio del pasador.
- También como se muestra en la FIG. 11, los agujeros 146a, 146b están ubicados en lados opuestos del dispositivo 30a. Se proporciona el agujero 146a adyacente y más cercano al electrodo 114a en la esquina 148a del mismo, y adyacente y más cercano al electrodo 114b en la esquina 148b del mismo. Se proporciona el agujero 146b adyacente más cercano al electrodo 114a en la esquina 149a del mismo y adyacente y más cercano al electrodo 114b en la esquina 149b del mismo. De esta forma, se puede proporcionar fluido a las ubicaciones de los electrodos 114a, 114b y al tejido que se espera que tenga la mayor necesidad del fluido para que el dispositivo 30a funcione de forma sumamente apropiada (es decir, las esquinas de los electrodos y el tejido adyacente a las mismas). También de esta forma, se puede proporcionar fluido desde los agujeros 146a, 146b al perímetro lateral 151a, 151b con forma semicircular de los electrodos 114a, 114b. Como se muestra en la FIG. 12, el perímetro 151a, 151b con forma semicircular de los electrodos 114a, 114b está expuesto al tejido y se extiende de forma circunferencial en torno a una porción sustancial del extremo distal del dispositivo 30a. Como se muestra, el perímetro 151a con forma semicircular del electrodo 114a se extiende desde la esquina 148a hasta la esquina 149a del electrodo 114a, y el perímetro 151b con forma semicircular del electrodo 114b se extiende desde la esquina 148b hasta la esquina 149b del electrodo 114b.
- En otras realizaciones, como se muestra en las FIGURAS 15 y 16, el perímetro lateral 151a, 151b con forma semicircular de los electrodos 114a, 114b para el dispositivo 30d está cubierto por un aislamiento eléctrico, proporcionado preferentemente por la porción externa 112 del alojamiento, para impedir que el perímetro 151a, 151b con forma semicircular de los electrodos 114a, 114b sea utilizado para tratar tejido. Como se muestra, el perímetro 151a, 151b con forma semicircular de los electrodos 114a, 114b está cubierto por una porción con forma de anillo de la porción externa 112 del alojamiento.
- Durante el uso del dispositivo 30a, el fluido de la fuente 22 de fluido 24 se comunica a través de una vía de fluido que está proporcionado por diversas estructuras. El fluido 24 de la fuente 22 de fluido se comunica en primer lugar a través de la luz 29 del tubo 28 de suministro. Como se muestra en la FIG. 8, entonces el fluido 24 se introduce en la luz 156 de un reductor roscado 154 de reducción de tamaño ubicado en el interior del mango 104, y luego en la luz 152 del tubo 150, que está contenido en la luz 124 del árbol 102, como se muestra en la FIG. 12. De la luz 152 del

tubo 150, el fluido 24 fluye entonces a través del orificio 140, luego al interior del orificio 144 y es expulsado a través de los agujeros 146a, 146b. En la presente realización, que hace uso de una bomba peristáltica 32, se puede empalmar un segmento especial 182 de tubo de bomba, como se muestra en la FIG. 7, diseñado para operar específicamente con la bomba peristáltica 32 entre porciones del tubo 28 de suministro y está conectado a la misma utilizando conectores 180 de línea de fluido con púas en cada extremo del mismo.

La relación entre el material para los electrodos 114a, 114b y sus superficies, y el fluido en todas las diversas realizaciones debería ser tal que el fluido 24 humecta la superficie de los electrodos 114a, 114b. El ángulo de contacto,  $\theta$ , es una medida cuantitativa de la humectación de un sólido por un líquido. Está definido geométricamente como el ángulo formado por un líquido en el límite de las tres fases en el que se intersectan un líquido, un gas y un sólido. En términos termodinámicos de los materiales implicados, el ángulo de contacto  $\theta$  implica las energías libres de las superficies de contacto entre las tres fases dadas por la ecuación

$$\gamma_{LV} \cos \theta = \gamma_{SV} - \gamma_{SL}$$

en la que  $\gamma_{LV}$ ,  $\gamma_{SV}$  y  $\gamma_{SL}$  hacen referencia a las energías interfaciales de las superficies de contacto de líquido/vapor, sólido/vapor y sólido/líquido, respectivamente. Si el ángulo de contacto  $\theta$  es menor de 90 grados se dice que el líquido humecta el sólido. Si el ángulo de contacto es mayor de 90 grados el líquido no es humectante. Un ángulo cero de contacto  $\theta$  representa una humectación completa. Por lo tanto, el ángulo de contacto es, preferentemente, menor de 90 grados.

Los dispositivos bipolares dados a conocer en el presente documento son particularmente útiles como selladores no coaptivos de tejido para proporcionar una hemostasia durante la cirugía. En otras palabras, no es necesario agarrar el tejido para contraer, coagular y sellar el tejido contra una pérdida de sangre, por ejemplo, al contraer el colágeno y luces asociadas de vasos sanguíneos (por ejemplo, arterias, venas), inhibiendo de ese modo el flujo sanguíneo a través de las mismas y desde las mismas, para proporcionar la hemostasia deseada del tejido. Más en particular, los dispositivos pueden ser útiles para contraer vasos sanguíneos, bien cortados o bien no cortados, durante una cirugía de la columna vertebral, tal como vasos sanguíneos de los sistemas venoso y/o arterial vertebrales durante, por ejemplo, una discectomía.

Los discos intervertebrales son almohadillas flexibles de tejido fibrocartilaginoso fijados firmemente entre las vértebras de la columna vertebral. Los discos comprenden una cápsula circular plana con un diámetro aproximado de 25,4 mm y un grosor aproximado de 6,35 mm, compuesta de una membrana externa fibrosa dura denominada el anillo fibroso, que rodea un núcleo elástico denominado el núcleo pulposo.

Bajo esfuerzo, es posible que el núcleo pulposo se hinche y hernie, empujando a través de un punto débil en la membrana del anillo fibroso del disco y al interior del canal espinal. Por consiguiente, todo el material del núcleo pulposo, o parte del mismo, puede sobresalir a través del punto débil, provocando presión contra los nervios circundantes, lo que tiene como resultado dolor e inmovilidad.

Cuando se debe extirpar un disco intervertebral dañado del paciente como parte de un discectomía y una fusión subsiguiente de cuerpos vertebrales de las vértebras superior e inferior, los dispositivos de la presente invención pueden ser particularmente útiles para encoger y sellar los vasos sanguíneos de los sistemas venoso y/o arterial vertebrales.

El sistema venoso vertebral incluye cualquiera de cuatro redes venosas interconectadas que rodean la columna vertebral. Estas son conocidas como el plexo venoso vertebral externo (el sistema en torno a los cuerpos vertebrales), el plexo venoso vertebral externo posterior (el sistema en torno a los procesos vertebrales), el plexo venoso vertebral (epidural) interno anterior (el sistema que discurre la longitud del canal vertebral anterior a la dura), constituyendo los últimos dos el plexo venoso epidural. Las venas del plexo venoso vertebral exterior se comunican con las venas del plexo venoso vertebral interior a través de venas intervertebrales y venas medulares/radiculares segmentarias anteriores y posteriores de cada nivel vertebral.

El sistema arterial vertebral incluye las arterias segmentarias de la columna vertebral que suministran a las arterias radicales anteriores y posteriores de los diversos niveles vertebrales. En las regiones torácicas y lumbares, las arterias segmentarias incluyen las arterias intercostales, subcostales y lumbares posteriores, que surgen del aspecto posterior de la aorta. El suministro sanguíneo a la espina dorsal es derivado de las arterias segmentarias, que suministran dos redes: una alimenta los elementos óseos de las vértebras, los músculos paraespinales, y el espacio extradural; y la otra, una red interna alimenta a la propia médula espinal.

Extendiéndose desde la aorta, las arterias segmentarias abrazan el perímetro de los cuerpos vertebrales de las vértebras, bifurcándose en anastomosis paravertebrales, anastomosis prevertebrales y una rama dorsal principal según se aproximan a los agujeros neurales. Esta rama dorsal principal continúa posteriormente por debajo del proceso transversal de las vértebras, suministrando al hueso de los elementos posteriores de las vértebras, y a los músculos paraespinales. Cerca de su origen, la rama dorsal se bifurca en una rama espinal, que suministra la arteria radicular anterior y la arteria medular segmentaria anterior, que suministra en última instancia la arteria espinal

anterior. La rama espinal también suministra una rama al cuerpo vertebral y la duramadre, y la arteria radicular posterior que suministra en última instancia las arterias espinales posteriores.

5 Durante una discectomía posterior, los dispositivos de la presente invención pueden ser utilizados más particularmente por un cirujano para sellar las venas del plexo venoso vertebral externo posterior, del plexo venoso vertebral (epidural) interno posterior y del plexo venoso vertebral (epidural) interno anterior antes de entrar en el espacio del disco intervertebral. De forma alternativa, durante una discectomía anterior, los dispositivos de la presente invención pueden ser utilizados más en particular por un cirujano para sellar las venas del plexo venoso vertebral externo anterior y las arterias segmentarias, en particular las porciones anterior y lateral-anterior adyacentes a los cuerpos vertebrales.

10 Durante una discectomía los vasos sanguíneos son cortados, se rompen o se escinden de otra manera a menudo. Estos vasos sanguíneos sangran, y la sangre resultante puede fluir al sitio de tratamiento del tejido haciendo más difícil la visibilidad y prolongando el procedimiento. El dispositivo de la presente invención puede ser utilizado para sellar tales vasos sanguíneos vertebrales contra la pérdida de sangre antes de que los vasos sean cortados, se rompan o se escindan de otra manera. Un procedimiento proporcionado como marco de referencia implica presionar una porción del vaso sanguíneo contra una estructura espinal de soporte con un dispositivo electroquirúrgico, según la presente invención, para proporcionar una porción comprimida del vaso sanguíneo, y calentar la porción comprimida del vaso sanguíneo con el dispositivo quirúrgico lo suficientemente como para ocluir el vaso sanguíneo (por ejemplo, al contraer el vaso y la luz mediante la contracción del colágeno en el vaso y/o soldando las superficies internas opuestas de la luz entre sí mediante soldadura de colágeno) para inhibir el flujo sanguíneo a través del vaso después de que se retira el dispositivo quirúrgico del vaso sanguíneo.

15 La estructura espinal de soporte contra la que se comprime el vaso sanguíneo comprende una o más vértebras de la columna vertebral, y puede comprender, además, el cuerpo vertebral de la vértebra. La vértebra puede comprender una de las vértebras cervicales, vértebras torácicas, o vértebras lumbares. Además de las vértebras, la estructura de soporte también puede comprender un ligamento espinal, tal como el ligamento longitudinal anterior o el ligamento longitudinal posterior, o un disco intervertebral.

20 Dependiendo del tipo de procedimiento, la estructura espinal de soporte puede comprender, además, un lado anterior del cuerpo vertebral de la vértebra o un lado lateral-anterior del cuerpo vertebral de la vértebra, que se encontraría durante una aproximación anterior. Para una aproximación posterior, la estructura espinal de soporte puede comprender, además, un lado posterior del cuerpo vertebral de la vertebral o un lado lateral-posterior del cuerpo vertebral de las vértebras. La aproximación anterior o posterior puede ser parte de una cirugía espinal endoscópica, una cirugía espinal laparoscópica o una cirugía espinal abierta.

25 Debido a la rigidez de la vértebra y a la estabilidad de las vértebras, el vaso sanguíneo puede ser presionado contra la vértebra sin que se deforme la vértebra. De esta forma, se puede comprimir el vaso sanguíneo, momento en el que se puede calentar la porción comprimida del vaso lo suficientemente como para ocluir el vaso sanguíneo después de que se retira el dispositivo quirúrgico del vaso sanguíneo.

30 La FIG. 17 muestra cómo la porción distal 106 del dispositivo 30a (y similarmente para los dispositivos 30b-30d) puede estar orientada para ser utilizada, con el eje longitudinal del árbol 102 orientado verticalmente y el extremo distal del dispositivo 30a orientado hacia el sitio de tratamiento del tejido. De forma alternativa, el dispositivo 30a puede ser utilizado con el eje longitudinal del árbol 102 orientado de forma horizontal, o con cualquier orientación entre vertical y horizontal.

35 La FIG. 17 muestra el dispositivo 30a y el tejido 200 antes del tratamiento del mismo. Como se muestra, el tejido 200 comprende un vaso sanguíneo 220 y más específicamente, una vena epidural. Subyacente al vaso sanguíneo 220 hay un ligamento 230 y, más específicamente, un ligamento longitudinal de la columna vertebral. Subyacente al ligamento 230 hay una vértebra 232 y más específicamente, un cuerpo vertebral de la vértebra 232.

40 La FIG. 18 muestra el dispositivo 30a aplicado al tejido 200 con suficiente fuerza y presión aplicadas al dispositivo 30a por parte del usuario del mismo para presionar una porción del vaso sanguíneo 220 contra la estructura espinal de soporte, aquí el ligamento 230 y la vértebra 232, para proporcionar una porción comprimida del vaso sanguíneo 220. El dispositivo 30a puede incluir un mecanismo de retroacción, tal como un medido de presión o manómetro, que alerta al usuario del dispositivo cuando se ha aplicado suficiente fuerza/presión sobre el vaso 220. El mecanismo de retroacción puede comprender una luz que se activa. Como se muestra, los electrodos 114a, 114b del dispositivo 30a están separados adyacentes a la superficie tisular 202 del tejido 200 por la anchura de la porción distal 126 de separación de la porción interna 116 del alojamiento.

45 La FIG. 19 muestra un dispositivo 30a durante su uso con fluido 24 expulsado de los agujeros 146a, 146b que fluye distalmente con respecto a los electrodos 114a, 114b para proporcionar un acoplamiento 204 de fluido entre la superficie 202 del tejido 200 y los electrodos 114a, 114b. Preferentemente, el fluido 24 se acopla entre los electrodos 114a, 114b y el tejido 200 tanto en el perímetro 151a, 151b de los electrodos 114a, 114b como en las porciones planas 138a, 138b de los electrodos con forma semicircular ubicadas en el extremo distal del dispositivo 30a. Al mismo tiempo, se proporciona energía/potencia eléctrica de RF, mostrado por líneas 206 de campo eléctrico, al

tejido 200 en la superficie 202 del tejido y por debajo de la superficie tisular 202 al interior del tejido 200 a través del fluido 24.

Los electrodos 114a, 114b están conectados a la unidad electroquirúrgica 14 para proporcionar energía/ potencia de RF y formar un campo eléctrico de corriente alterna en el tejido 200. En la presencia de corriente alterna, los electrodos 114a, 114b alternan la polaridad entre cargas positivas y negativas con el flujo de corriente de carga positiva a negativa. El calentamiento del tejido se lleva a cabo por medio de un calentamiento por resistencia eléctrica, es decir, la temperatura del tejido aumenta como resultado del flujo de corriente eléctrica a través del tejido, siendo absorbida la energía eléctrica de la tensión y transformada en energía térmica (es decir, calor) por medio del movimiento acelerado de iones como una función de la resistencia eléctrica del tejido.

El calentamiento de la porción comprimida del vaso sanguíneo 220 con el dispositivo 30a es suficiente para ocluir al menos parcialmente el vaso 220 para inhibir el flujo sanguíneo a través del vaso 220 después de que se retira el dispositivo 30a del vaso 220. Aquí, esto se lleva a cabo al calentar el vaso 220 lo suficiente como para contraer el colágeno en el vaso 220, contrayendo de ese modo el vaso 220 y la luz 222 del vaso 220. Esto también se lleva a cabo para aplicar suficiente calor y presión a la porción comprimida del vaso 220 para soldar las superficies internas opuestas 224 y 226 de la luz 222 entre sí, aquí mediante soldadura de colágeno.

El tiempo para contraer tejido que contiene colágeno de tipo I, tal como vasos sanguíneos, depende generalmente de la temperatura. Por ejemplo, el colágeno de tipo I se contrae con un tiempo de exposición de aproximadamente 0,01 segundos cuando es expuesto a una temperatura de aproximadamente 85 °C, con un tiempo de exposición de aproximadamente 1 segundo cuando es expuesto a una temperatura de aproximadamente 75 °C, con un tiempo de exposición de aproximadamente 10 segundos cuando es expuesto a una temperatura de aproximadamente 70 °C y con un tiempo de exposición de aproximadamente 15 minutos cuando es expuesto a una temperatura de aproximadamente 65 °C. Un tiempo/temperatura objetivo ejemplar para un calentamiento del tejido es de aproximadamente 75 °C por segundo. Dicho de otra forma, en aras de la brevedad, se podría calentar el tejido suficientemente para contraer el colágeno en el intervalo entre aproximadamente 1 segundo y 10 segundos, ambos inclusive, después de la activación de RF.

El fluido 24, además de proporcionar un acoplamiento eléctrico entre el dispositivo 30a y el tejido 200, enfría y lubrica la superficie 202 del tejido 200 para inhibir que los electrodos 114a, 114b se adhieran al tejido 200. Dependiendo de la cantidad de fluido en el extremo distal del dispositivo 30a y en el sitio de tratamiento del tejido, el acoplamiento 204 de fluido puede comprender un único acoplamiento que abarca el extremo distal del dispositivo 30a o una pluralidad de acoplamientos discretos que están ubicados en cada lado del dispositivo más cercanos a los agujeros 146a, 146b.

El acoplamiento de fluido para el dispositivo 30a también puede comprender un puente conductor de fluido entre los electrodos 114a, 114b que descansa sobre la superficie 202 del tejido 200 y forma una derivación entre los electrodos 114a, 114b. Dado este escenario, se puede desviar una cierta cantidad de energía de RF para que no vaya al interior del tejido 200 y que pase realmente entre los electrodos 114a, 114b por medio del puente conductor de fluido. Esta pérdida de energía de RF puede ralentizar el proceso de calentar el tejido. Sin embargo, para el dispositivo 30a, tener este acoplamiento ubicado entre las esquinas opuestas 148a y 148b y/o las esquinas opuestas 149a y 149b de los electrodos 114a, 114b, respectivamente, puede ser deseable dado que el tejido adyacente a estas esquinas puede calentarse más rápidamente o calentarse más que otro tejido que esté siendo tratado debido a la configuración del electrodo. En tal caso, tener el acoplamiento 204 de fluido en estas ubicaciones puede permitir un calentamiento y un tratamiento más uniforme del tejido 200. Por consiguiente, puede ser deseable proporcionar fluido 24 desde el dispositivo 30a con tal cantidad que una pequeña porción del fluido bulle para disipar calor del tejido mientras al mismo tiempo el fluido desvía una cierta cantidad de energía de RF para que no vaya al interior del tejido 200 en ubicaciones que pueden calentarse más rápidamente o calentarse más que otro tejido que esté siendo tratado.

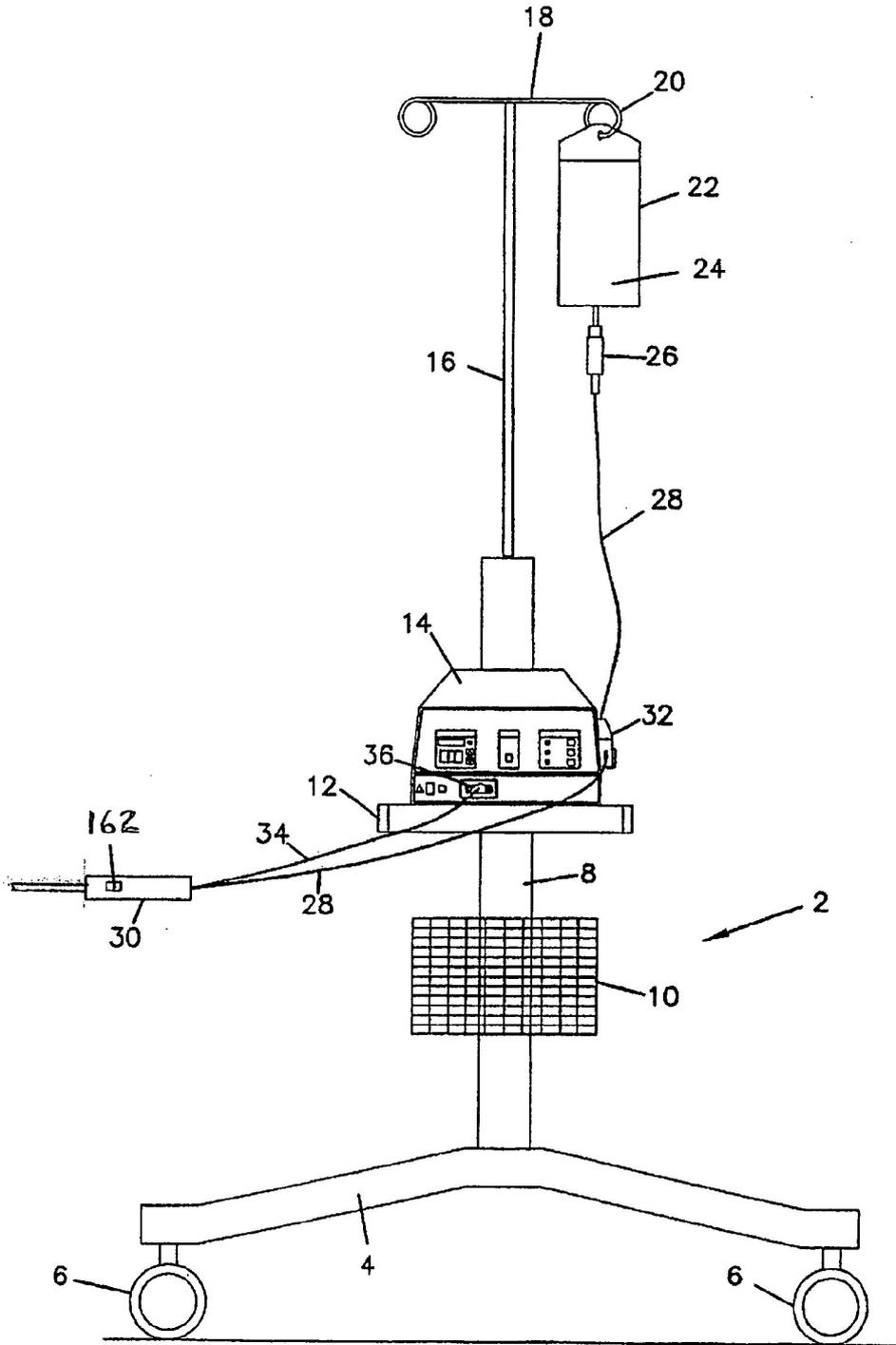
La FIG. 20 muestra el dispositivo 30a retirado del tejido 200 con el vaso sanguíneo 220 sellado contra la pérdida de sangre y el flujo sanguíneo a través del mismo.

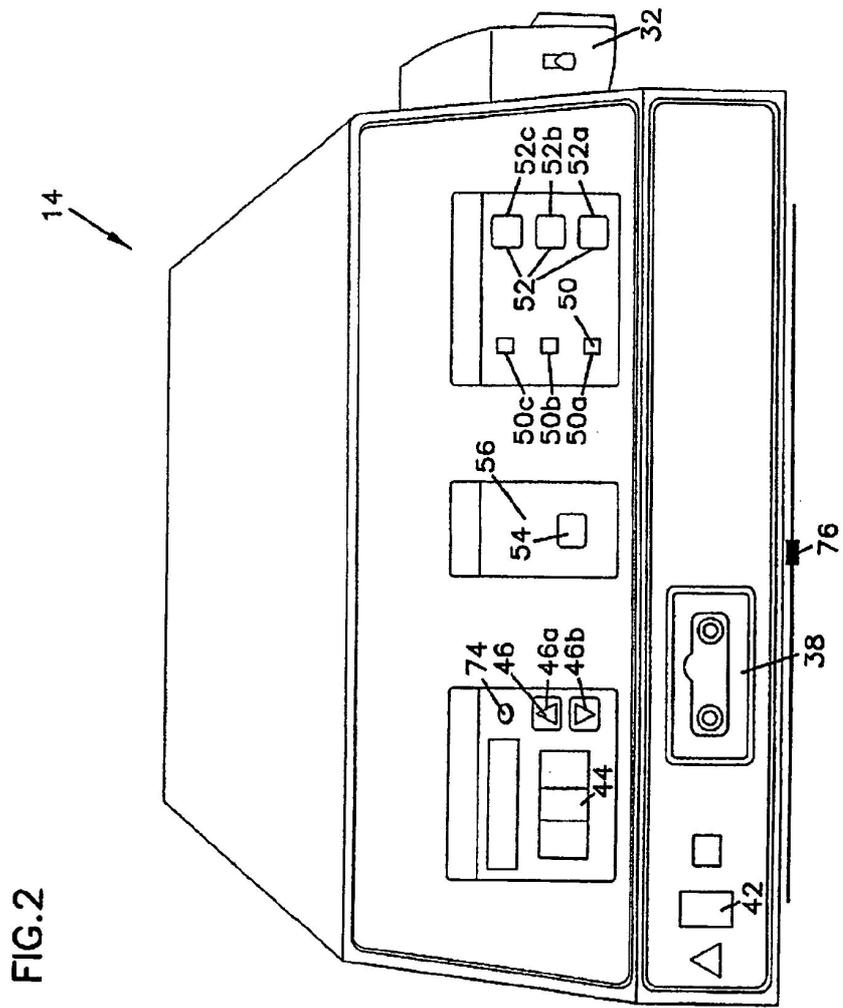
Como se ha establecido anteriormente, los dispositivos bipolares de la presente invención inhiben tales efectos no deseables de desecación del tejido, adhesión de los electrodos, formación de carbonización y generación de humo y, por lo tanto, no adolecen de los mismos inconvenientes que los dispositivos electroquirúrgicos de punta seca de la técnica anterior. El uso de los dispositivos dados a conocer puede tener como resultado una pérdida de sangre significativamente menor durante procedimientos quirúrgicos. Tal reducción de la pérdida de sangre puede reducir o eliminar la necesidad de transfusiones de sangre y, por lo tanto, el coste y las consecuencias clínicas negativas asociadas con las transfusiones de sangre, tal como una hospitalización prolongada.

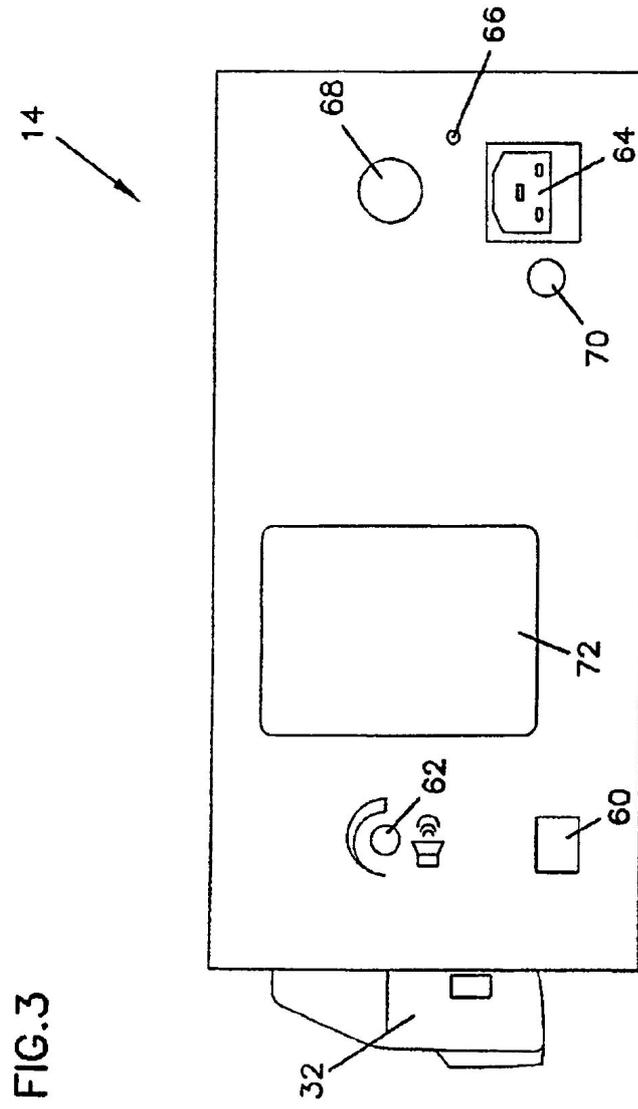
REIVINDICACIONES

- 5 1. Un dispositivo electroquirúrgico bipolar (30, 30a) para tratar tejido en presencia de energía de radiofrecuencia y un fluido (24) proporcionado simultáneamente desde una porción distal (106) del dispositivo, comprendiendo el dispositivo: un mango (104); un árbol (102) que se extiende de forma distal desde el mango (104), soportando el árbol (102) la porción distal (106) del dispositivo en relación rígida con respecto al mango (104); terminando la porción distal (106) del dispositivo en un extremo distal del dispositivo, comprendiendo el extremo distal del dispositivo un extremo distal con forma de disco; comprendiendo el extremo distal con forma de disco una primera mitad de disco que forma un primer electrodo (114a) y una segunda mitad de disco que forma un segundo electrodo (114b); siendo conectable una vía de suministro de fluido a una fuente de fluido del fluido (24); y al menos una salida (146a, 146b) de fluido en comunicación de fluido con la vía de suministro de fluido, por lo que el primer electrodo (114a) comprende una primera esquina (148a, 148b, 149a, 149b) del primer electrodo, formada por un punto extremo de la parte semicircular del perímetro del electrodo y una segunda esquina (148a, 148b, 149a, 149b) del primer electrodo, formada por otro punto extremo de la parte semicircular del perímetro del electrodo, **caracterizado porque** la al menos una salida (146a, 146b) de fluido es adyacente al primer electrodo (114a, 114b), y más cercana al mismo, en una de la primera esquina (148a, 148b, 149a, 149b) del primer electrodo y de la segunda esquina (148a, 148b, 149a, 149b) del primer electrodo.
- 20 2. El dispositivo según la reivindicación 1, en el que: el primer electrodo (114a) tiene un perímetro que comprende una primera mitad de un círculo; y el segundo electrodo (114b) tiene un perímetro que comprende una segunda mitad del círculo.
- 25 3. El dispositivo según la reivindicación 1, en el que: el primer electrodo (114a) y el segundo electrodo (114b) son imágenes especulares mutuas.
4. El dispositivo según la reivindicación 1, en el que: el perímetro con forma semicircular del primer electrodo está expuesto; y el perímetro con forma semicircular del segundo electrodo está expuesto.
5. El dispositivo según la reivindicación 1, en el que: el perímetro con forma semicircular del primer electrodo está cubierto por un aislamiento eléctrico; y el perímetro con forma semicircular del segundo electrodo está cubierto por un aislamiento eléctrico.
- 30 6. El dispositivo según la reivindicación 1, en el que: la porción distal (106) del dispositivo comprende el primer electrodo (114a), el segundo electrodo (114b) y un alojamiento que fija el primer electrodo (114a) y el segundo electrodo (114b) al dispositivo.
7. El dispositivo según la reivindicación 6, en el que: el alojamiento está conectado al árbol (102).
8. El dispositivo según la reivindicación 1, en el que: el primer electrodo (114a) y el segundo electrodo (114b) están separados por un aislante eléctrico.
- 35 9. El dispositivo según la reivindicación 1, en el que: el extremo distal con forma de disco del dispositivo comprende, además, un aislante eléctrico ubicado entre el primer electrodo (114a) y el segundo electrodo (114b).
10. El dispositivo según la reivindicación 1, en el que: la al menos una salida (146a, 146b) de fluido está ubicada en la porción distal (106) del dispositivo próxima al extremo distal del dispositivo.
11. El dispositivo según la reivindicación 11, en el que: la al menos una salida (146a, 146b) de fluido comprende al menos dos salidas de fluido.
- 40 12. El dispositivo según la reivindicación 11, en el que: las al menos dos salidas (146a, 146b) de fluido están ubicadas en lados opuestos del dispositivo.

FIG.1







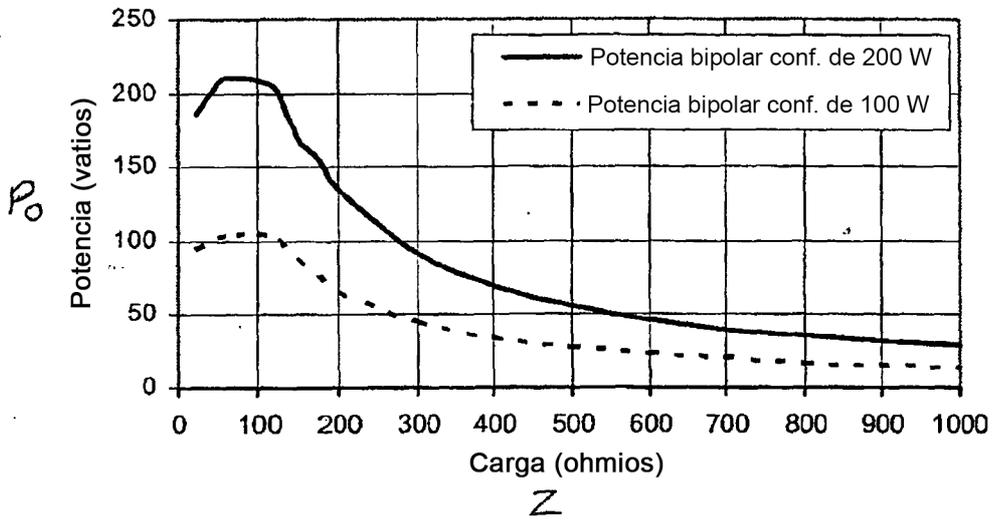


FIG. 4

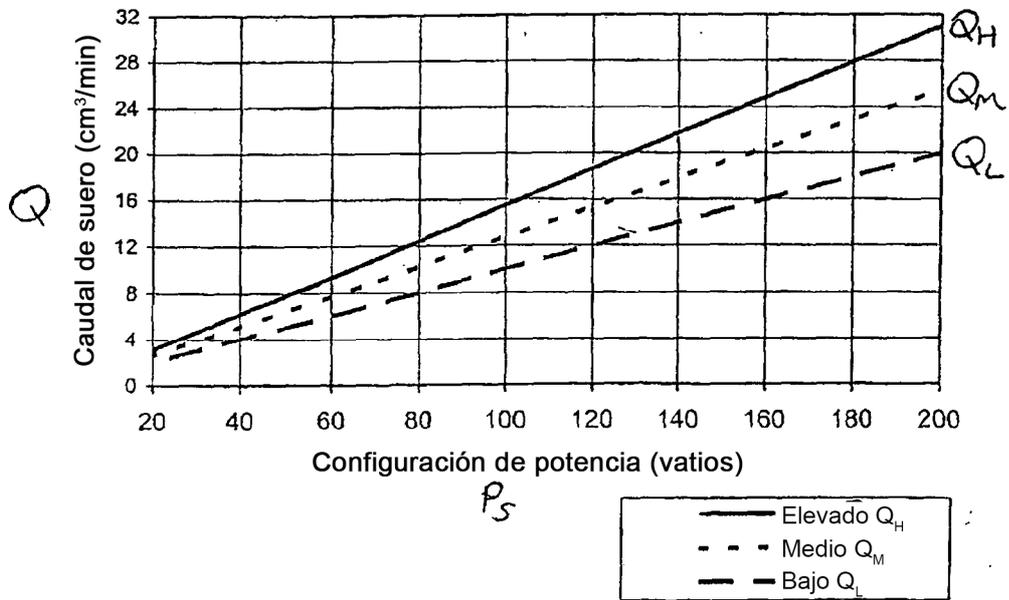
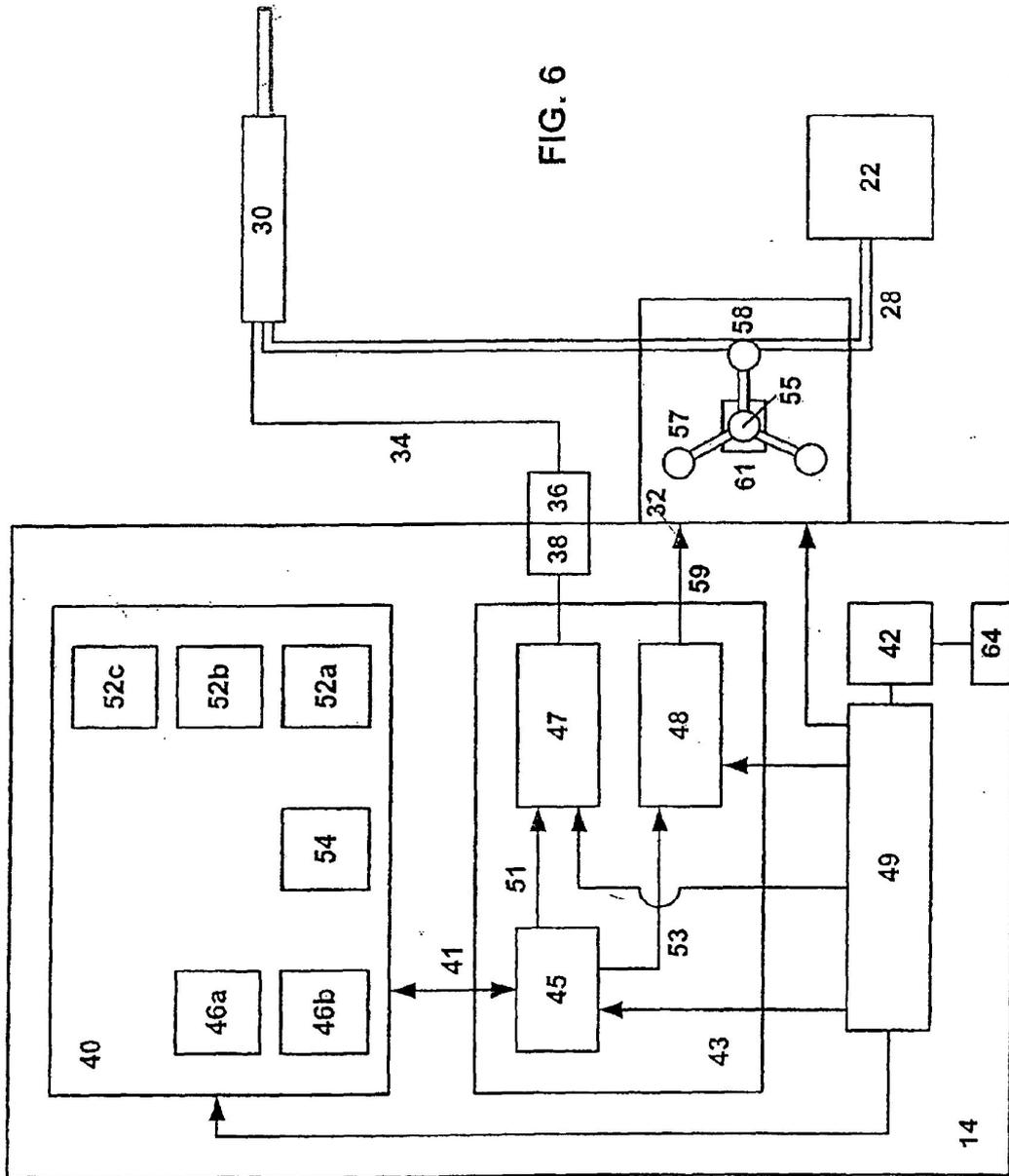


FIG. 5



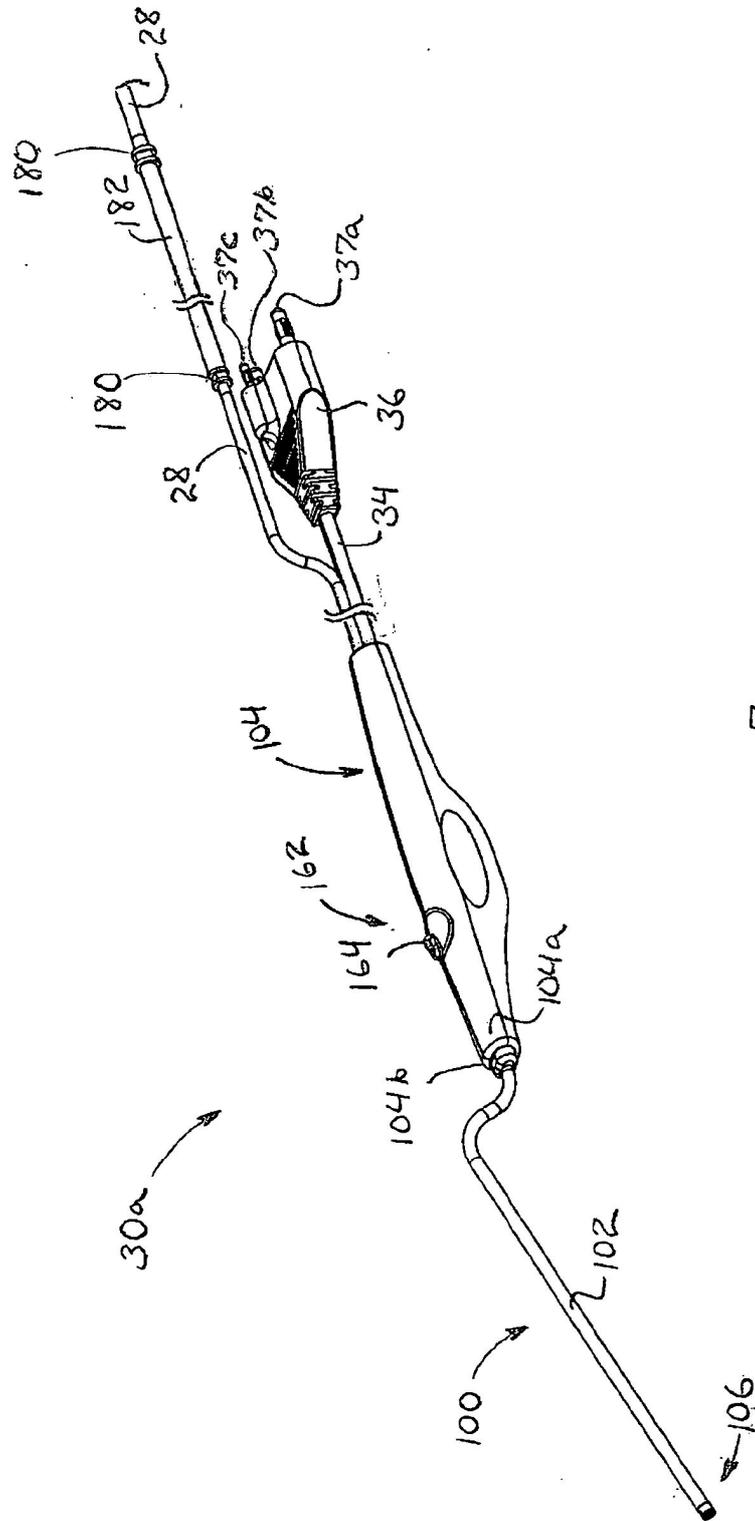


FIG. 7



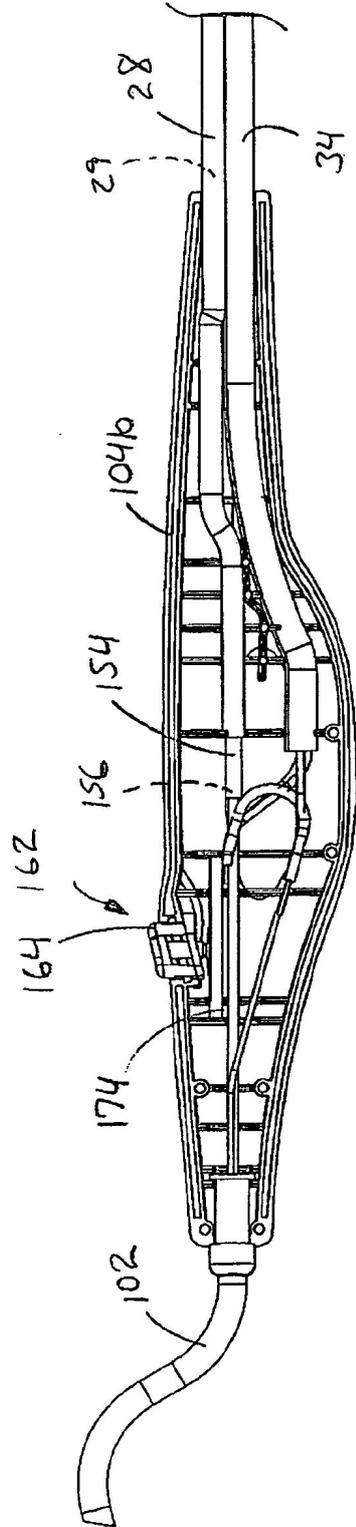


FIG. 9.

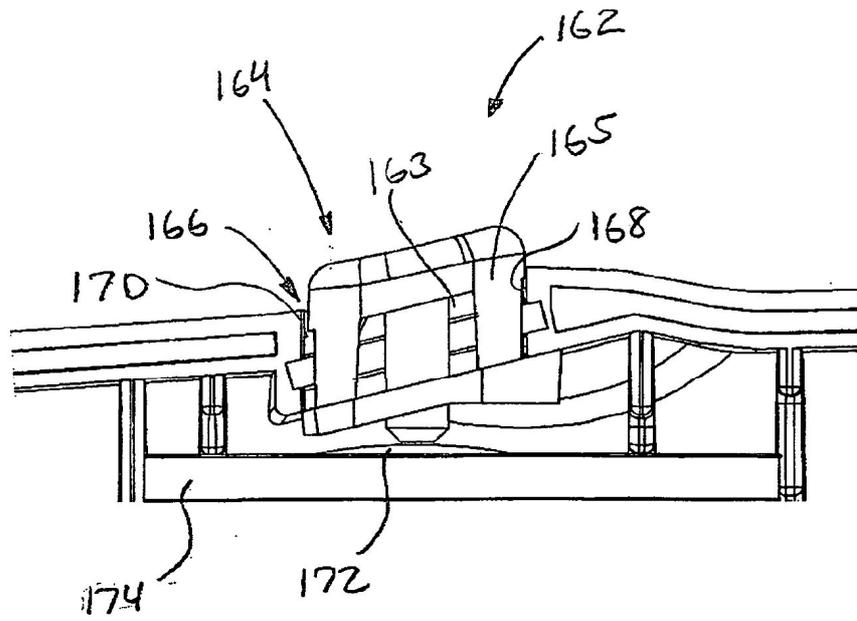
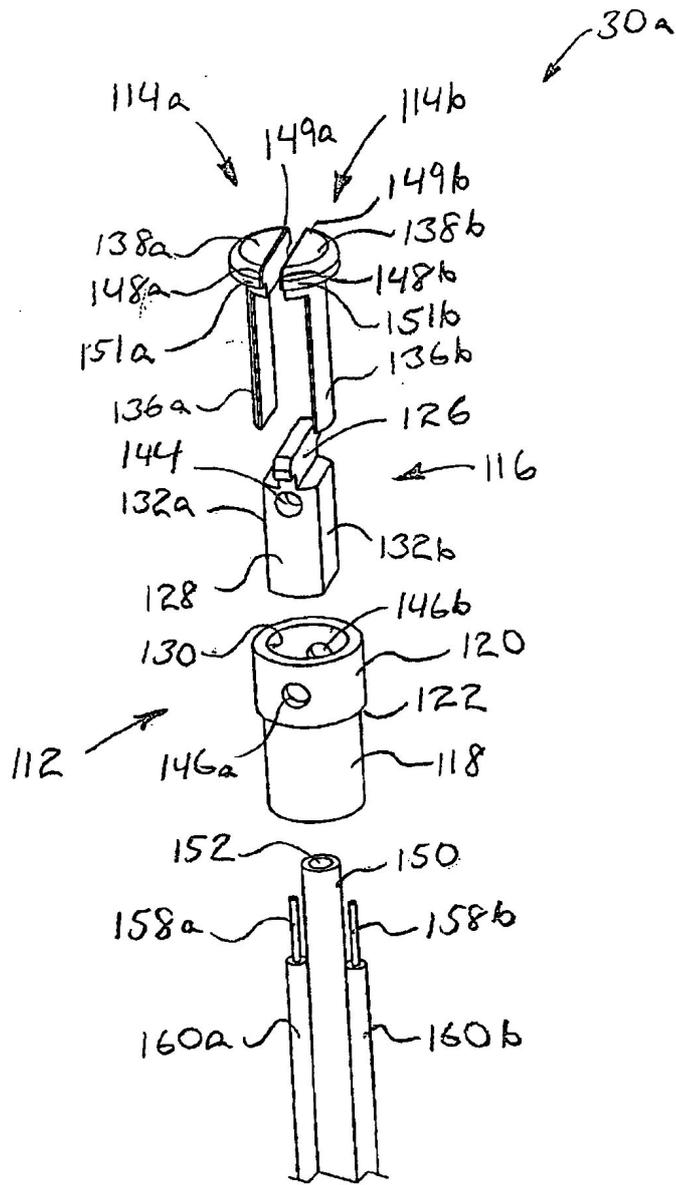


FIG. 10

FIG. 11



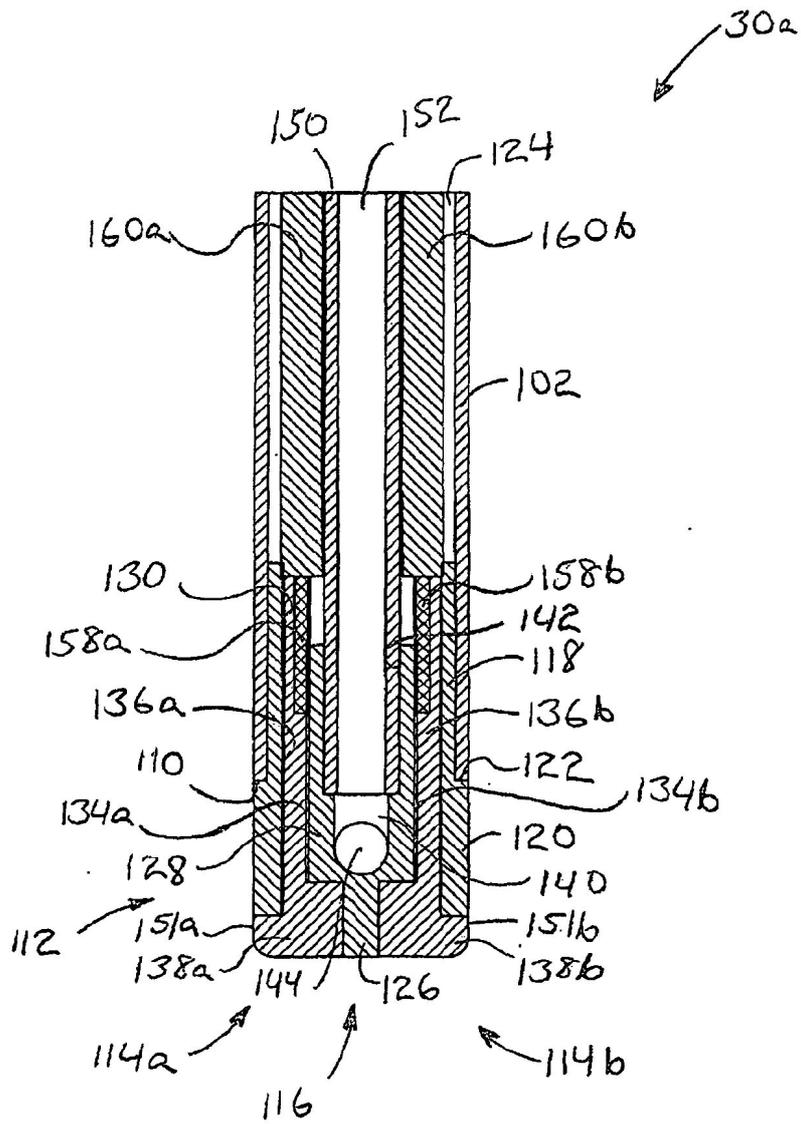
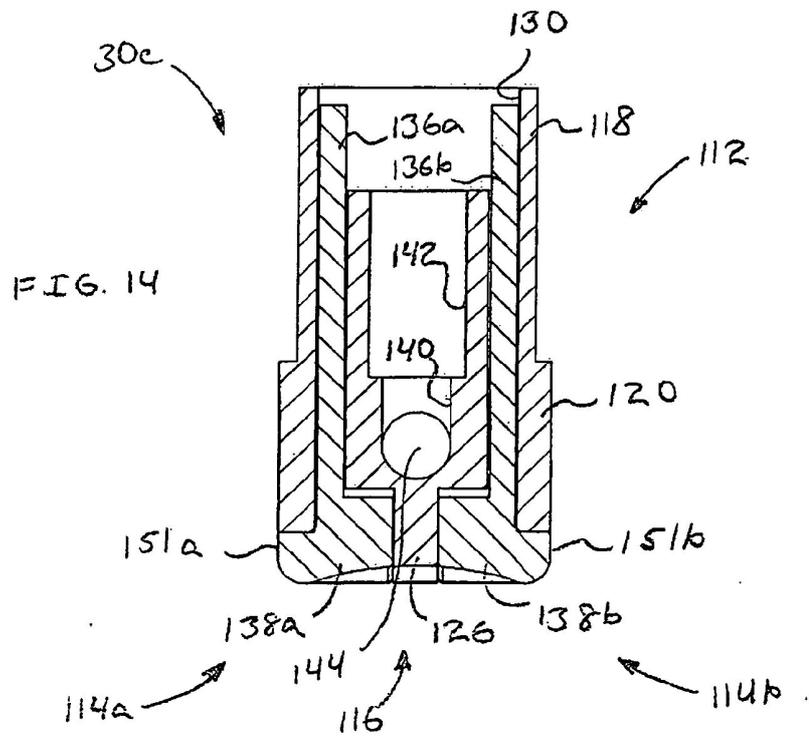
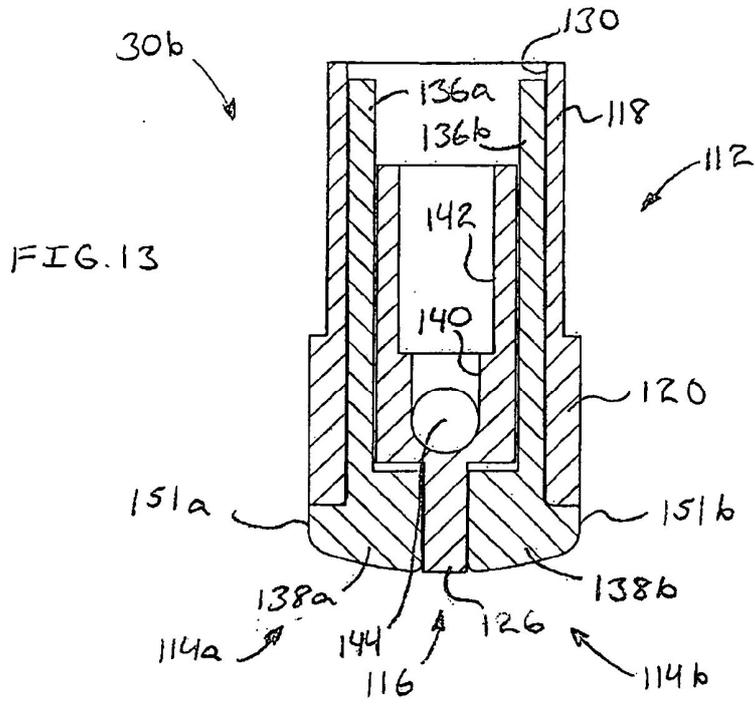


FIG. 12



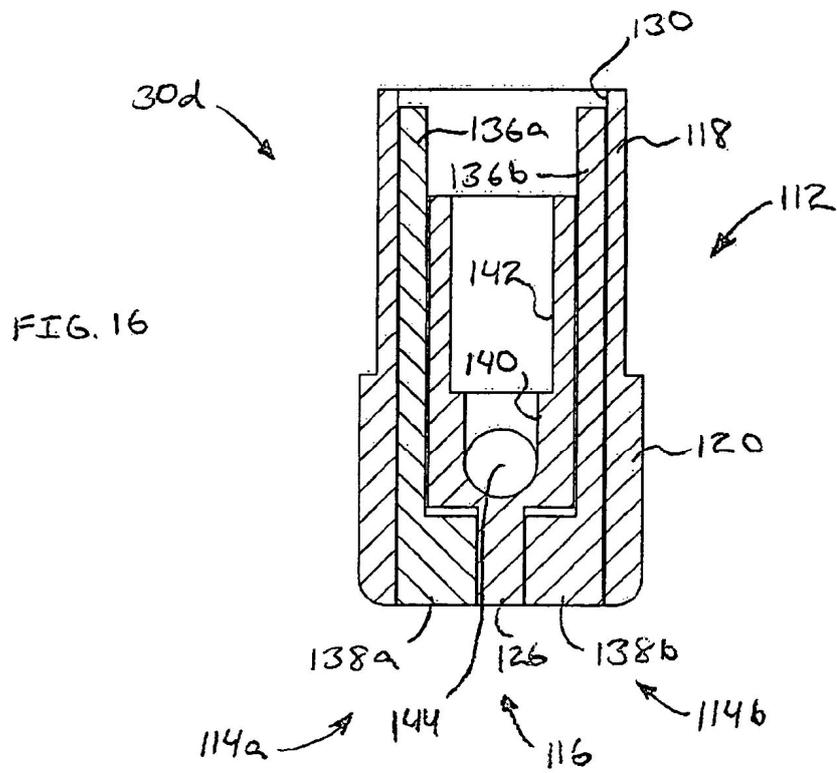
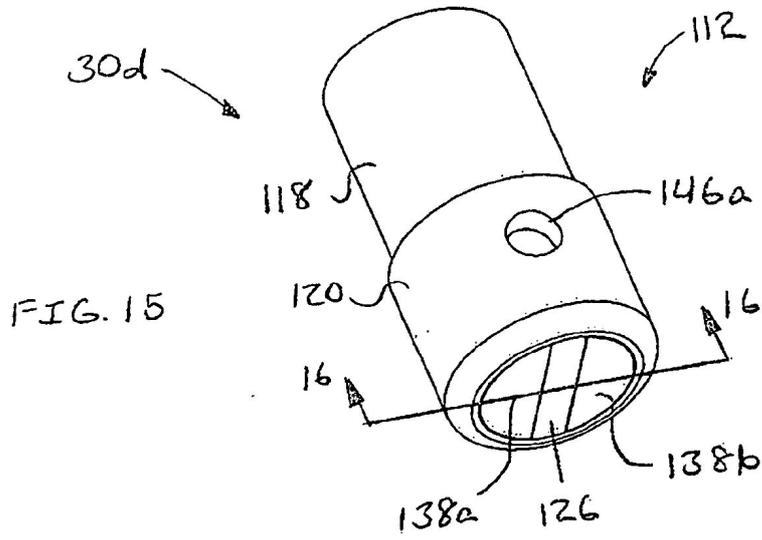


FIG. 17

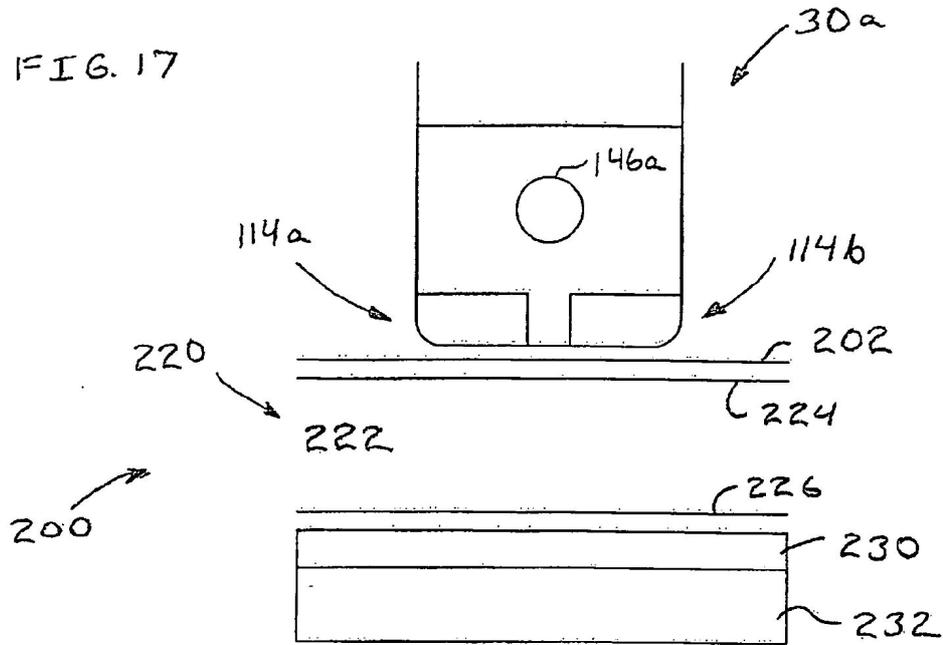


FIG. 18

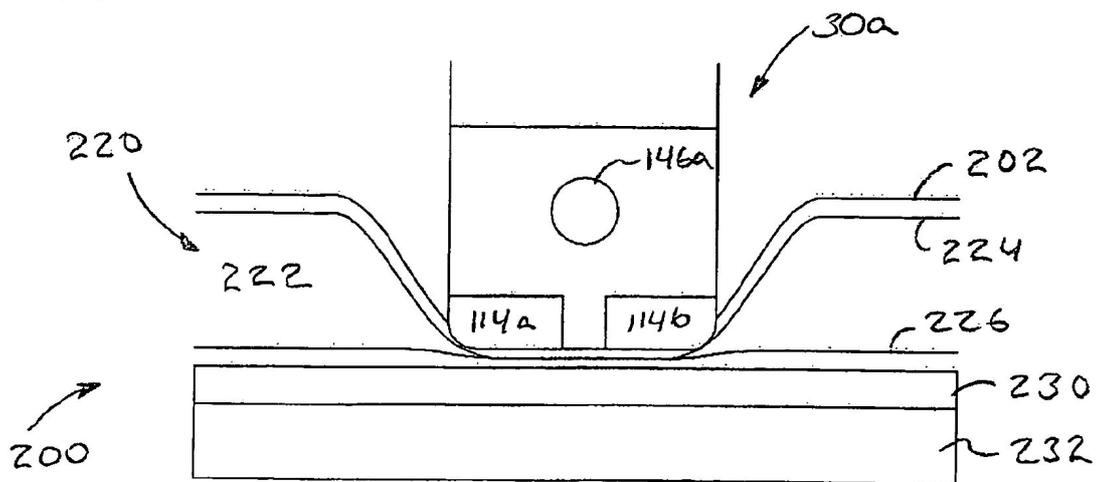


FIG. 19

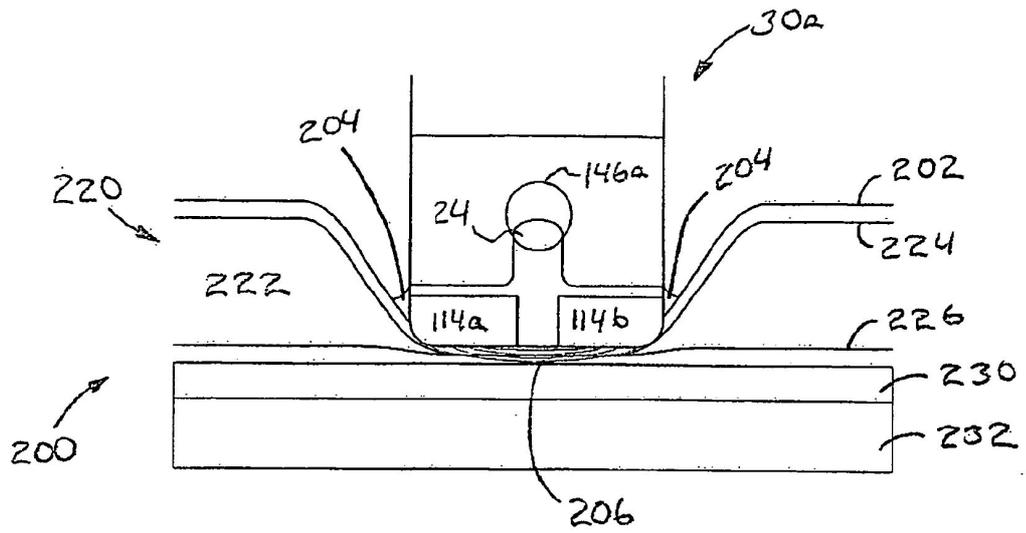


FIG. 20

