

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 727 963**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 17/32 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.07.2015 PCT/US2015/041407**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.01.2016 WO16014589**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.07.2015 E 15825271 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.02.2019 EP 3171797**

54 Título: **Sistema de reducción y extracción de tejido de gran volumen**

30 Prioridad:

22.07.2014 US 201462027645 P
19.01.2015 US 201562104969 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
21.10.2019

73 Titular/es:

EXIMIS SURGICAL, LLC (100.0%)
315 W South Boulder Road Suite 110
Louisville, Colorado 80027, US

72 Inventor/es:

JOHNSON, KRISTIN D.;
GREGG, WILLIAM N. y
JOHNSON, DIRK

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 727 963 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

Sistema de reducción y extracción de tejido de gran volumen

Campo de la invención

5 Esta invención se refiere a dispositivos quirúrgicos. En particular, pero no a modo de limitación, la invención se refiere a la extracción de tejido de gran volumen.

Antecedentes

10 Los métodos actuales para retirar muestras de tejido grande con procesos mínimamente invasivos tales como, pero no limitados a, histerectomía, nefrectomía y esplenectomía son para utilizar morceladores o para reducir manualmente el tamaño del tejido con energía RF, para corte metálico o métodos de fractura. Estos métodos requieren una cantidad considerable de tiempo y muchas etapas para su finalización. Una alternativa a la técnica de morceladores es crear una incisión más grande para el acceso, de manera que la muestra de tejido puede ser extraída en su totalidad. Desafortunadamente este enfoque conduce a un mayor dolor en el paciente y a tiempos de recuperación más largos.

15 El documento US 2004/162554 A1 se refiere a dispositivos y métodos para cortar un tejido blando utilizando radiofrecuencia y es adecuado para utilizar en procesos mínimamente invasivos. El dispositivo generalmente incluye un electrodo alojado en un alojamiento, siendo el electrodo flexible y/o extensible fuera de y/o retraíble dentro del alojamiento, y una capa aislante que rodea parcialmente el electrodo para exponer al menos una parte del electrodo para definir al menos un área de corte, de manera que se concentra la energía procedente de la fuente de energía hasta el área de corte para facilitar la iniciación de un corte con el área de corte en contacto con el tejido. El área(s) de corte se puede extender y/o puede estar alineada en una dirección a lo largo de una longitud del electrodo y puede incluir un borde afilado y/o serrado. El dispositivo de corte de tejido puede incluir un oscilador que electrodo automático conectado al electrodo y configurado para oscilar el electrodo a lo largo de un eje o plano generalmente definido por el electrodo.

Compendio

25 La invención proporciona un sistema de extracción de tejidos de acuerdo con la reivindicación 1. Las realizaciones adicionales de la invención se proporcionan en las reivindicaciones dependientes.

30 En algunos aspectos, se describe un sistema de extracción de tejido para extraer una muestra de tejido de un paciente. El sistema tiene una bolsa de recuperación, un primer electrodo, y un electrodo de retorno. La bolsa de recuperación tiene un recipiente flexible con una abertura. El primer electrodo está conectado al interior del recipiente flexible, y tiene un cable conductor con un área de exposición, una primera área que soporte de carga, un revestimiento que tiene una primera área de superficie de electrodo activa, y una impedancia que es mayor que la impedancia del cable conductor. La primera área de superficie de electrodo activa es menor que el área de exposición. El revestimiento está configurado para degradarse durante la aplicación de la energía electroquirúrgica y en donde la degradación se expande sobre la primera área superficial de electrodo activa durante la aplicación de la potencia electroquirúrgica.

40 En algunos aspectos, el sistema tiene una bolsa de recuperación de tejido, un primer conjunto de electrodos, un segundo conjunto de electrodos, un actuador, y un electrodo de retorno. La bolsa de recuperación de tejido tiene un recipiente flexible con una abertura. El primer conjunto de electrodos puede tener una pluralidad de electrodos conectados de manera retirable en el interior del recipiente flexible, teniendo cada uno de la pluralidad electrodos un cable conductor con un área de soporte de carga. Al menos uno de la pluralidad de electrodos puede tener un revestimiento de elevada impedancia, un área de exposición, y una primera área de superficie de electrodo activa, siendo la primera área de superficie de electrodo activa menor que el área de soporte de carga. El segundo conjunto de electrodos puede tener una pluralidad de electrodos conectados de manera retirable en el interior del recipiente flexible. El actuador puede tener un primer conjunto de tiro conectado a una parte proximal del primer conjunto de electrodos, y puede estar configurado para aplicar una primera fuerza de tiro sobre el primer conjunto de electrodos. Un segundo conjunto de tiro puede estar conectado a una parte proximal del segundo conjunto de electrodos y estar configurado para aplicar una segunda fuerza de tiro sobre el segundo conjunto de electrodos. El actuador puede estar configurado para empezar aplicando la primera fuerza de tiro antes de comenzar la aplicación de la segunda fuerza de tiro.

50 El sistema tiene una bolsa de recuperación que tiene un recipiente flexible con una abertura, un primer electrodo, y un electrodo de retorno. El primer electrodo está conectado al interior del recipiente flexible. El primer electrodo tiene un cable conductor con un revestimiento que tiene una primera área de superficie de electrodo activa, un área de exposición, y una impedancia que es mayor que la impedancia del cable conductor, en donde la primera área de superficie de electrodo activa es menor que el área de exposición. El área de exposición puede comprender una región de revestimiento que tiene una pluralidad de microhuecos, tiene una impedancia reducida, tiene un espesor reducido, expone el cable conductor, o cualquier combinación de lo anterior.

En algunos aspectos, se describe un método, a modo de ejemplo, de extracción de una muestra de tejido de un paciente, en donde la muestra tiene una sección transversal que es mayor que una sección transversal de un pasaje a través del cual va ser extraída la muestra. El método puede incluir introducir un sistema de extracción de tejido, desplegar el sistema, cargar una muestra, exteriorizar una abertura de bolsa, aplicar una potencia, segmentar la muestra, y extraer la muestra. La introducción de un sistema de extracción de tejido en una cavidad del paciente incluye introducir un sistema de extracción de tejido que tiene una bolsa de recuperación y una pluralidad de electrodos, teniendo al menos uno de la pluralidad de electrodos un revestimiento de alta impedancia configurado para permitir que una corriente electroquirúrgica fluya cuando se cumplen un conjunto de condiciones. La aplicación de la potencia incluye aplicar una potencia electroquirúrgica que cumple el conjunto de condiciones a al menos uno de la pluralidad de electrodos para hacer que la corriente fluya a través de un área de superficie de electrodo activa del al menos uno que la pluralidad de electrodos. La segmentación incluye segmentar la muestra aplicando la potencia electroquirúrgica a un área de superficie de la muestra en contacto con el área de superficie de electrodo activa del al menos uno de la pluralidad de electrodos y aplicar una fuerza mecánica a un área de superficie de la muestra en contacto con el al menos uno de la pluralidad de electrodos. La extracción incluye extraer la muestra segmentada a través de la abertura exteriorizada de la bolsa de recuperación.

Breve descripción de los dibujos

- La Fig. 1 ilustra una vista lateral de un dispositivo de extracción de tejido, a modo de ejemplo, desplegado alrededor de una muestra;
- La Fig. 2 ilustra una vista lateral de otro dispositivo de extracción de tejido, a modo de ejemplo, desplegado cerca de una muestra;
- La Fig. 3 ilustra una bolsa de recuperación, a modo de ejemplo, desplegada en un paciente;
- La Fig. 4 ilustra la bolsa de recuperación de la Fig. 3 en un estado exteriorizado;
- La Fig. 5 ilustra la bolsa de recuperación exteriorizada de la Fig. 4 con el actuador y el generador unidos;
- La Fig. 6 ilustra otro dispositivo de extracción de tejido, a modo de ejemplo, desplegado alrededor de una muestra;
- La Fig. 7 ilustra el dispositivo de la Fig. 6 en un estado exteriorizado;
- La Fig. 8 ilustra el dispositivo de la Fig. 7 con un generador unido;
- La Fig. 9 ilustra una vista lateral de los componentes de un actuador a modo de ejemplo antes de una actuación;
- La Fig. 10 ilustra una vista lateral del actuador de la Fig. 9 en un estado posterior a la actuación;
- La Fig. 11 ilustra una vista en perspectiva de algunos detalles del actuador de la Fig. 9;
- La Fig. 12 ilustra una vista en perspectiva de un conjunto de bloque de barra conectora de muelle a modo de ejemplo antes de la unión del cable;
- La Fig. 13 ilustra una vista en perspectiva del conjunto de bloque de barra conectora de muelle de la Fig. 12 después de la unión del cable;
- La Fig. 14 ilustra una vista en perspectiva de una bolsa de recuperación a modo de ejemplo antes de la retracción del cable;
- La Fig. 15 ilustra una vista en sección superior de la bolsa de la Fig. 14;
- La Fig. 16 ilustra una vista en perspectiva de la bolsa de la Fig. 14 en un estado parcialmente retraído;
- La Fig. 17 ilustra una vista en perspectiva de otra bolsa de recuperación a modo de ejemplo;
- La Fig. 18 ilustra una vista en sección superior de la bolsa de la Fig. 17;
- La Fig. 19 ilustra una sección transversal superior de la bolsa de la Fig. 17;
- La Fig. 20 ilustra una vista en perspectiva de otra bolsa de recuperación a modo de ejemplo;
- La Fig. 21 ilustra una vista en sección superior de la bolsa de recuperación de la Fig. 20;
- La Fig. 22 ilustra una vista en sección superior de una configuración de cable a modo de ejemplo;
- La Fig. 23 ilustra una vista en sección superior de otra configuración de cable a modo de ejemplo;

- La Fig. 24 ilustra una vista en sección superior de otra configuración de cable a modo de ejemplo;
- La Fig. 25 ilustra una vista en sección superior de otra configuración de cable a modo de ejemplo;
- La Fig. 26 ilustra una vista en sección lateral de otra bolsa de recuperación a modo de ejemplo;
- La Fig. 27 ilustra una disposición de un electrodo y un generador antes del contacto con el tejido;
- 5 La Fig. 27A ilustra un electrodo al modo de ejemplo en contacto con el tejido;
- La Fig. 27B ilustra varios electrodos a modo de ejemplo;
- La Fig. 28 ilustra un electrodo a modo de ejemplo en contacto con el tejido;
- La Fig. 28A ilustra características de carga mecánica calculadas del electrodo de la Fig. 28;
- La Fig. 28B ilustra características de carga eléctrica calculadas del electrodo de la Fig. 28;
- 10 La Fig. 28C ilustra características de carga mecánica calculadas del electrodo de la Fig. 28;
- La Fig. 29 ilustra una vista lateral de otra configuración de cable;
- La Fig. 30 ilustra una vista lateral de otra configuración de cable;
- La Fig. 31A ilustra un disector y un efector que utilizan una configuración de cable a modo de ejemplo;
- La Fig. 31B ilustra una punta de disección a modo de ejemplo que utiliza una configuración de cable a modo de ejemplo;
- 15 La Fig. 31C ilustra otra configuración de cable a modo de ejemplo con una mandíbula opuesta;
- La Fig. 31D ilustra otra configuración de cable a modo de ejemplo con una mandíbula opuesta;
- La Fig. 31E ilustra otra configuración de cable a modo de ejemplo con una mandíbula opuesta;
- La Fig. 31F ilustra otra configuración de cable a modo de ejemplo con una mandíbula opuesta; y
- 20 La Fig. 32 ilustra un método a modo de ejemplo de extracción de tejido de un paciente;

Descripción detallada

Para reducir el tiempo y el coste asociado con la extracción de una muestra de tejido grande, fueron creados un nuevo sistema y un método de extracción de tejido del volumen grande. Con el nuevo sistema y el nuevo método se obtiene el beneficio adicional de contener la muestra en una bolsa, reducir la posibilidad de sembrar células cancerosas en el tejido no afectado debido a la fragmentación incontrolada que se produce en la morcelación u otras prácticas de reducción de tejido. Además, la probabilidad de que se realice una solución quirúrgica mínimamente invasiva, con pequeñas incisiones en procesos en los que se sospecha que hay cáncer aumenta. Dado que el sistema y el método descritos en la presente memoria comprenden procesos mínimamente invasivos, el tiempo de recuperación mediante el uso de tal sistema y el método disminuye.

El nuevo sistema también tener la ventaja de permitir el posterior "reensamblaje" de los elementos de tejido por un patólogo. Esto es debido al corte más controlado del tejido en comparación con los métodos utilizados hoy en día. Se puede obtener ayuda adicional a través del uso de un colorante o tinte en los cables o la bolsa que marque los segmentos de tejido y su orientación respecto a otros segmentos.

Una realización de la invención comprende un sistema de extracción de muestra de tejido. En tal sistema, una muestra de tejido de gran volumen es reducida en tamaño y posteriormente extraída a través de una abertura de acceso en el paciente durante cirugía mínimamente invasiva. Un sistema tal puede estar compuesto por un dispositivo y uno o más generadores electroquirúrgicos de RF. El dispositivo puede comprender un dispositivo de un único uso y puede ser utilizado para introducir y desplegar una bolsa de muestra para capturar y contener la muestra de tejido durante el proceso. El dispositivo puede además estar adaptado para realizar el corte o la reducción de tejido a través de cables cargados con energía de FR, con la energía de RF siendo recibida desde un generador electroquirúrgico de RF. Un dispositivo puede comprender también una parte de mango que puede comprender otros controles, estando los controles del usuario adaptados para desplegar y retraer los cables y la bolsa de muestra y activar/desactivar la energía de RF. El generador electroquirúrgico de RF es utilizado para suministrar energía de RF al dispositivo para realizar el corte y reducir el tejido en segmentos más pequeños. Después de que la reducción del tejido haya sido finalizada, el dispositivo es retirado, dejando los segmentos de tejido contenidos en la bolsa. Se tira de la bolsa a través de la abertura de acceso y se usa un agarrador de tejido para retirar las piezas.

Un método a modo de ejemplo puede comprender un método de utilización de un sistema de extracción de muestras el tejido. Un método tal puede introducir y desplegar el dispositivo en el paciente. El método puede comprender después capturar y contener la muestra de tejido con la bolsa de muestra. Después de esta etapa del método, el método puede entonces permitir que el usuario exteriorice la abertura de la bolsa utilizando un muelle o cable de guiado como medio para dirigir la abertura de la bolsa alrededor del lumen. Después de esta etapa del método, el método puede comprender cortar y con ello reducir la muestra. En este punto, el método puede comprender la extracción del dispositivo después de la retirada de los segmentos de tejido. Otro método para utilizar un sistema de extracción de muestras de tejido incluye la introducción y despliegue del dispositivo en el paciente. El método puede después comprender capturar la muestra de tejido dentro de la bolsa de muestras que tiene cables unidos, llevando la abertura de la bolsa fuera del paciente, uniendo un segundo instrumento que aplica la carga apropiada y de energía de RF a los cables en la bolsa. En este punto se produce el corte y la reducción de la muestra, el segundo dispositivo ha retirado y un agarrador u otros medios son utilizados para retirar los segmentos de tejido de la bolsa.

Volviendo ahora la Fig. 1, se ve al menos una parte de una realización del dispositivo 100 comprendiendo el dispositivo un lumen exterior 110 que será utilizado para introducir el dispositivo 100 en la abertura de acceso, o bien un trocar, una pequeña incisión o una abertura natural dentro del paciente, y un mango (no mostrado en la Fig. 1) que permitirá al cirujano aplicar una fuerza necesaria para insertar el dispositivo en el trocar/abertura y controlar un extremo distal 120 a la profundidad y ubicación deseadas. El diámetro 115 del lumen 110 puede estar limitado por el diámetro del trocar/abertura y el tamaño de los contenidos dentro del dispositivo 100. El extremo distal 120 puede comprender una forma adaptada para evitar daños cuando se inserta en el cuerpo. Además, el extremo distal 120 puede estar adaptado para la manipulación dentro de una cavidad corporal durante su utilización.

En una realización, el lumen exterior 110 puede comprender una bolsa de muestra de tejido 130 y una pluralidad de cables 140, antes de desplegar la bolsa 130 y cables 140 alrededor de una muestra de tejido 150, como se observa en la Fig. 1. Una muestra de tejido 150 puede comprender un útero. Los cables 140 pueden ser utilizados como electrodos activos para enviar energía de RF a la muestra de tejido 150 y pueden comprender un electrodo de retorno. Uno o más electrodos de retorno están situados en la superficie de la bolsa 130, integrados en las capas de la bolsa 130, como un electrodo separado situado dentro o en contacto con la muestra de tejido 150 por el usuario a través del lumen 110, dentro de la bolsa 130 o en el dispositivo 100. Cuando el dispositivo 100 ha sido introducido en el paciente y el extremo distal 120 está en una ubicación apropiada para desplegar el dispositivo 100, la bolsa 130 y los cables 140 son desplegados alrededor de la muestra 150. La bolsa 130, los cables 140, y cualesquiera características de despliegue asociadas pueden estar referidas en la presente memoria como un mecanismo de contenimiento. En una realización, en la bolsa 130 y los cables 140 pueden ser extendidos a través del extremo distal 120 del dispositivo 100 activando una característica en el mango. Esta característica se puede conseguir aplicando una fuerza en el mango transferida mecánicamente al mecanismo de contenimiento o puede ser hecha avanzar haciendo avanzar giratoriamente un mecanismo de accionamiento roscado conectado al mecanismo de contenimiento o con un componente de accionamiento rotacional electromecánico.

En la Fig. 2 se observa una posición de despliegue inicial. Por ejemplo, la bolsa 230 y los cables 240 pueden ser extendidos hacia un lado de la muestra 250. Aunque la bolsa 230 y los cables 240 se observan en la Fig. 2 estando desplegados en el mismo lado de la muestra 250, se contempla que la bolsa 230 y los cables 240 se pueden desplegar en diferentes lados de la muestra 250. Después del despliegue hasta la posición de despliegue inicial, la bolsa 230 puede ser abierta a la posición final vista en la Fig. 1. Por ejemplo, la bolsa 230 puede ser abierta mediante el uso de una fuerza del muelle después de avanzar la bolsa 130 desde el extremo distal del mango o a través de un mecanismo introductor. La bolsa 230 también puede ser abierta habilitando una fuerza del muelle asociada con los cables de electrodo (por ejemplo, los cables pueden ser un cable de Nitinol de muelle). La bolsa 230 puede ser abierta más por el cirujano con un mecanismo separado del dispositivo 100 tal como, pero no limitado a, un agarrador. Un extremo distal de bolsa 135 puede ser movido desde el lumen 110 hasta la posición de despliegue inicial activando una característica en el mango, tal característica puede comprender un "movimiento de recogida" adaptado para extender la bolsa 230 en una primera dirección 255 y una segunda dirección 245, que puede ayudar en la captura de la muestra 250. En otra realización, la bolsa 130 tiene una abertura lateral en la que la bolsa puede ser abierta separando los lados de la abertura a lo largo de una dimensión de la bolsa paralela a los cables después del despliegue. Esto permite que los cables sean movidos fuera del camino del tejido cuando es insertado en la bolsa por el usuario utilizando un agarrador u otro dispositivo. Después de que la muestra de tejido está insertada, la abertura lateral se cierra.

En una realización, los cables 240 pueden estar conectados temporalmente o de forma semipermanente a una superficie de bolsa interior para ayudar a la captura de la muestra 250. Este acoplamiento puede ser creado con un adhesivo, apilamiento con calor o un proceso de soldadura, formado o fundido en la bolsa por la superficie de la bolsa, una característica de diseño en la bolsa, tal como un manguito o una zona dentada que puede ser formados o aplicados como una capa laminada adicional. Con esta realización, los cables estarían geoméricamente dispuestos alrededor de la superficie interior de la bolsa, de manera que la separación destinada para el corte se mantiene aunque la muestra de tejido esté situada en la bolsa. Una realización adicional sería disponer múltiples cables en un patrón, tal como un patrón cruzado. Este patrón podría incluir dos cables separados en direcciones diferentes, dos cables separados en paralelo en la misma dirección, o más de dos cables o bien separados o bien en la misma dirección. Estos cables también podrían estar conectados juntos con un acoplamiento mecánico o con un

acoplamiento eléctricamente conductor, de manera que mantienen su geometría durante el proceso de corte de RF. Los cables 240 también pueden estar separados de la bolsa 230 y pueden estar dispuestos en un patrón que permite que la muestra 250 sea colocada dentro de los lazos de los cables. Este patrón incluiría conducir los cables dentro del lumen 110 y conectarlos eléctricamente a un conector que suministra la energía de RF a la muestra de tejido, o conducir los cables a posiciones fijas cerca de la abertura de la bolsa, de manera que el lumen 110 podría estar situado en las proximidades de los cables y unido para formar un acoplamiento eléctrico que suministra la energía de RF a la muestra de tejido. Estos cables estarían separados del contacto de la bolsa mecánicamente o bien con una tensión previa aplicada antes del corte, con la carga mecánica ayudada por el aumento de temperatura durante el corte de RF, u otros medios similares. Se puede ayudar a esto con el inflado de la bolsa o bien a través del trocar o bien dentro del dispositivo. En una realización, cómo se puede ver en la Fig. 1, los cables 140 pueden comprender una forma similar a una montadora de huevo después del encapsulamiento de la muestra 150.

También se contempla que el dispositivo 100 pueda comprender una segunda realización. En una segunda realización, el lumen exterior 110 puede comprender sólo los cables 140 y la bolsa de muestra de tejido 130 puede ser introducida en el paciente con un mecanismo separado tal como, pero no limitado a, un agarrador y ser manipulada manualmente en su sitio.

Un manipulador de tejido puede ser utilizado en combinación con el dispositivo 100 para colocar la muestra de tejido 150 a través de una abertura de la bolsa 130. Una vez que la muestra 150 está situada en la bolsa 130, se puede tirar de un cable de guiado o los cables 140 pueden ser retraídos para cerrar la abertura de la bolsa 130 y/o para también apretar los cables 140 alrededor de la muestra 150, capturando y asegurando la muestra contra los cables 140. La abertura de la bolsa 130 puede ser entonces retraída a lo largo de la superficie exterior del lumen 110 hacia o fuera de la abertura de acceso en el paciente. Realizaciones adicionales pueden comprender un mecanismo de seguridad, tal como, pero no limitado a, mallas o cables no conductores alrededor de la muestra 150, una característica hinchable, o una banda alrededor de la circunferencia exterior de la muestra 150, y/o pueden comprender insertar una extensión no conductora desde el extremo distal 120 del dispositivo 100 en la muestra de tejido 150 y sujetarla y asegurarla en combinación con el dispositivo 100. El dispositivo 100 puede comprender además un dispositivo "capturador de paraguas" para extenderse más allá de la muestra 150 y cuando se activa tirar hacia atrás para capturarla. Tal capturador puede ser operado por medio de la introducción de un componente separado tal como, pero no limitado a, una "bolsa de globo" inflable que puede comprimir la muestra 150 contra el dispositivo 100, llenando la cavidad con un fluido para comprimir contra la bolsa 130 y la muestra 150, o con la adición de características que pueden sujetar la muestra 150 contra el dispositivo 100 tal como, pero no limitado a, a través de ganchos que son desplegados en la muestra de tejido 150 cerca del extremo distal 120 del dispositivo 100. Un método particular para inflar la bolsa sería tener una bolsa de múltiples capas con un volumen sellado entre las capas interior y exterior. A este volumen se accedería directamente mediante un accesorio que estaría o bien unido al cuerpo de la bolsa o bien con una extensión de la bolsa para extenderse fuera del paciente durante su uso. Este accesorio podría recibir una jeringuilla, un cilindro de aire externo o una conexión de aire de hospital para inflar la bolsa, comprimiendo con ello el tejido como se ha descrito anteriormente. El accesorio también puede ser utilizado en combinación con una válvula. La presión podría ser ajustada con la válvula o con una válvula/colector separada que es incorporada al sistema fuera del paciente. El inflado de la bolsa también puede ser una protección adicional para el caso de temperaturas de tejido elevadas que son térmicamente conducidas a la estructuras o tejido circundantes debido al efecto de corte de RF como una capa aislante de aire sería capturada entre la muestra de tejido cuando el corte de RF se está produciendo y el tejido fuera de la bolsa.

En una realización, la bolsa 130 puede comprender una lengüeta, gancho u otra característica que haga posible que otro instrumento o herramienta se acople a un lado de la bolsa 130 y coloque la bolsa 130 en una posición deseada dentro del cuerpo del paciente. Tal característica puede estar adaptada para utilizar con muestras grandes 150, por ejemplo. Las lengüetas u otras características pueden estar situadas en la parte superior, la parte inferior o los lados de la bolsa, de manera que puede ser entonces ser agarrada por el usuario para un control más fácil de la bolsa mientras se coloca la muestra dentro de la bolsa. Las lengüetas también pueden ser utilizadas cuando se tira de la bolsa en el extremo de instrumento o a través de la incisión del paciente, orificio natural, o trocar. Estas lengüetas pueden tener códigos de colores para ayudar en la identificación de la orientación de la bolsa. Una característica(s) autoexpansible situada dentro de la bolsa o dentro de la abertura de bolsa puede estar integrada para ayudar a abrir o acceder a la bolsa durante la carga de la muestra. La característica autoexpansible puede ser una forma de anillo o de múltiples dientes y puede estar compuesta por un elastómero, termoplástico o metal, tal como cable de muelle o Nitinol. También puede ser una característica inflable con la adición de aire a presión o un líquido estéril. La característica puede tener un extremo al que se puede acceder o del que se puede tirar para retirar la característica autoexpansible antes de la segmentación o retirada de la bolsa del paciente.

En al menos una realización, los cables 140 pueden ser utilizados como electrodo activo para la energía de RF. El número de cables 140 en el dispositivo 100 puede comprender desde un cable a cientos de cables, dependiendo del volumen interior del lumen 110. Los cables 140 pueden estar o bien eléctricamente conectados para formar un electrodo activo que todos serán utilizados simultáneamente o pueden estar eléctricamente aislados entre sí y ser utilizados secuencialmente. Estos cables 140 también pueden estar dispuestos en grupos que estén aislados de otros grupos de cables. En una realización tal, los cables 140 pueden estar adaptados para cortar en serie en lugar de en paralelo, con cada grupo de cables que cortan en diferente momento que los otros grupos de cables, aunque

la superposición de tiempos de corte puede ocurrir. También puede resultar ventajoso sujetar la muestra 150 junta hasta que el corte de la muestra 150 se complete. El corte de esa manera puede crear un efecto de "rebanada de naranja" de la muestra 150 y puede crear "rectángulos" u otros patrones geométricos determinados por la trayectoria de separación de los cables. La geometría resultante es importante en lo que se refiere al tamaño de abertura utilizada para la extracción. Los métodos para asegurar la muestra de tejido durante el corte pueden incluir, pero no estar limitados a, apretar la bolsa de muestra 130 alrededor de la muestra de tejido utilizando una fuerza mecánica o bien aplicada por un mecanismo incorporado en el dispositivo 100 (es decir, aspiración del aire interno a la bolsa utilizando un mecanismo de succión incorporado en el dispositivo 100 (es decir, succión de hospital, una jeringuilla, un cilindro de aire, u otros métodos), o utilizando otras características de sujeción tales como, pero no limitadas a, un cable o banda conectado a la muestra 150 alrededor de, por ejemplo, un área de sección transversal media de la muestra 150, o aplicando una fuerza con la mano.

El corte de la muestra 150 con los cables 140 puede requerir corte de cable rápido, de RF de baja temperatura basado en la combinación de la energía mecánica y eléctrica. Por ejemplo, cuando la fuerza mecánica tira de los cables 140 a través de la muestra de tejido 150, la energía eléctrica facilita la separación del tejido. La interacción y optimización de estas fuerzas de corte separadas son adaptadas para minimizar los tiempos de corte y las temperaturas del tejido. El corte requiere dos fases de suministro de energía eléctrica. Primero es la iniciación del corte de RF. En segundo lugar es mantener el corte mientras el cable 140 corta a través del tejido. La energía eléctrica es enviada a través del cable expuesto 140 en contacto con el tejido. Sin niveles de densidad de energía de más de 178,24 W/cm² (1150 W/pulgada²), preferiblemente por encima de 192,2 W/cm² (1240 W/pulgada²), la iniciación de el corte de RF puede ser difícil debido al área de superficie de la superficie de cable expuesta. Además, tales niveles de energía pueden ser difíciles de suministrar de forma segura. Como se ha descrito anteriormente en la presente memoria, se pueden utilizar varias soluciones para superar este reto.

Los cables 140 pueden comprender una o más secciones de exposición. Por ejemplo, una o más secciones de cables 140 pueden comprender una trayectoria eléctricamente conductora hasta el tejido en el área en el que la energía de RF es aplicada a la muestra de tejido 150 para realizar el corte. Esta exposición puede abarcar desde toda la longitud del cable 140 hasta una pequeña longitud fija del cable 140. Tales secciones pueden ser creadas añadiendo aislamiento al cable 140 en las ubicaciones en el cable fuera de la una o más secciones de exposición destinadas. La sección de exposición puede comprender también varias secciones de exposición. Por ejemplo, el dispositivo 100 puede comprender un mecanismo separado para retraer y/o colocar adecuadamente el aislamiento a lo largo del cable antes de que se produzca y/o durante el corte de la muestra 150 con los cables 140, permitiendo que la sección de los cables 140 expuesta a y adaptada para cortar la muestra 150 cambie o bien antes o bien durante su uso. Esta exposición puede ser completamente no aislada. Alternativamente, la sección de exposición puede comprender un revestimiento que permite que una corriente fluya a la superficie de revestimiento cuando se cumplen un conjunto de condiciones (es decir, se cumple una temperatura de revestimiento, un voltaje de electrodo activo y/o condiciones de capacidad de suministro de energía, etc.). El revestimiento también puede comprender un aislador poroso que puede permitir que se emita energía de densidad de corriente elevada desde el cable 140. O, puede ocurrir una retirada selectiva del aislamiento en un patrón que permita que un área de superficie controlada del cable 140 esté en contacto con la muestra de tejido 150. En una realización, el aislamiento puede ser aplicado con una camisa aislante separada, un componente aislante separado unido al cable o puede ser un revestimiento aplicado directamente al cable. Las propiedades del revestimiento pueden ser utilizadas o bien para crear el tamaño de exposición o bien para alterar el efecto de corte. En una realización, el revestimiento es ajustado de manera que es más grueso para ser más de un aislador eléctrico en las áreas en las que no está previsto el corte. Este cambio de espesor puede ser creado ajustando el proceso utilizado para aplicar el revestimiento, o con operaciones secundarias que incluyen repetir el proceso sobre áreas seleccionadas del cable. Además, el tipo de material puede ser ajustado para alterar el efecto de corte y la capacidad para reiniciar la energía de RF después de que el corte haya terminado. El revestimiento, donde estar destinado, ser retirado del cable durante el corte debido al rápido aumento de temperatura localizado resultante de la conducción de corriente desde el cable hasta el tejido. La capacidad del material para resistir este aumento de temperatura localizado, la resistencia de la unión entre material y el cable y el espesor de revestimiento todo ello puede afectar a la velocidad a la que se retira el revestimiento. Dado que la retirada del revestimiento aumenta el área de contacto entre cable y el tejido, la impedancia reducida y el área de superficie del electrodo activa aumenta dando lugar a un cambio en los parámetros eléctricos. Estos parámetros pueden ser utilizados para ajustar o controlar el efecto del corte. Como un ejemplo ilustrativo, a medida que la capacidad de temperatura del material aumenta, la velocidad de retirada se reducirá dando lugar a un corte ligeramente más lento y más controlado. Además, cuando el corte ha finalizado, quedará más material de revestimiento residual en el cable lo que hace posible una impedancia inicial mayor lo que mejora la probabilidad de iniciación de una segunda aplicación de corte de RF. Otro método para controlar las propiedades eléctricas del cable es utilizar técnicas de formación de capas en o bien el revestimiento o bien en el cable para alterar la conductividad. Esto se podría conseguir mediante diferentes tipos de revestimientos aplicados a un cable o con diferentes tipos de materiales conductores utilizados para crear el cable tal como un material conductor que interior encerrado dentro de un segundo material conductor o una combinación de materiales conductores sólidos o entrelazados encerrados unos dentro de otros. El material entrelazado puede proporcionar una conducción eléctricamente mejorada y también puede proporcionar un cable de mayor resistencia a tracción con un diámetro total menor así como proporcionar un cable más flexible para reducir la posibilidad de enroscamiento.

El electrodo de retorno es un componente eléctricamente conductor que está situado en contacto con la muestra de tejido 150. Puede ser o bien un componente que está situado próximo a la bolsa 130 y a los cables 140, de manera que cuando la bolsa 130 y los cables 140 son desplegados el electrodo de retorno estará situado cerca, o bien integrado, el extremo distal 120 del dispositivo y estará también en contacto con la muestra de tejido 150. En otra realización, el electrodo de retorno puede estar conectado al extremo distal del lumen 110 en una posición fija. El electrodo de retorno está eléctricamente aislado de los cables activos 140 y es de un tamaño suficiente para minimizar o eliminar el corte y/o reducir el calor en la zona del electrodo de retorno de tejido. El electrodo de retorno puede comprender un disco circular, plano, o redondeado situado cerca de un centro del lumen distal del dispositivo 100 o puede comprender un anillo que rodea el lumen distal del dispositivo 100. El electrodo de retorno puede ser aplicado al tejido con áreas de contacto desplegables situadas en el extremo distal del dispositivo 100. Estas áreas de contacto normalmente pueden estar en una posición cerrada antes del despliegue de la bolsa y cuando el despliegue se extiende hacia fuera más allá del extremo distal del dispositivo y más allá del diámetro del lumen 110 en un movimiento pivotante. La geometría resultante tiene extensiones que rodean la abertura de extremo distal que forma los puntos de contacto a lo largo de una circunferencia en un plano por encima del extremo distal del lumen del dispositivo. El material de las extensiones puede estar compuesto principalmente por un aislador que puede resistir una elevada temperatura con una capa conductora situada en la superficie interior y/o en la superficie más distal de la extensión. Alternativamente pueden estar compuestos por un metal que está parcialmente revestido con un material eléctricamente y térmicamente aislante de manera que sólo el tejido está en contacto con el metal conductor. El dispositivo 100 puede estar configurado de manera que los electrodos activos no entran en contacto con el electrodo de retorno cuando los cables 140 han sido retraídos. Por ejemplo, los cables 140 pueden ser canalizados alejándose del electrodo de retorno mediante el uso de características aislantes unidas a o encima del electrodo de retorno o rodeando los cables tal como con un pequeño tubo o tubos que proporcionan aislamiento eléctrico y que guían los cables y les permiten deslizar dentro del tubo mientras se realiza el corte, aislando con ello que el electrodo de retorno de los cables 140. También se contempla que el electrodo de retorno puede estar eléctricamente relacionado desde el extremo distal 120 del dispositivo 110 hasta otra ubicación en la muestra de tejido 150 cuando el corte de la muestra 150 se completa (es decir, cables no activados, característica añadida al extremo distal de la superficie interna de bolsa, banda que rodea el tejido, un electrodo integrado con la extensión no conductora asegurando el tejido). La ubicación del electrodo de retorno se puede cambiar durante la función de corte de sostenimiento a una de las ubicaciones descritas anteriormente y/o a las ubicaciones en la bolsa para tener la ventaja de la proximidad de los cables cuando se produce el corte para reducir la posibilidad de que los electrodos activos entren en contacto con un electrodo de retorno. Una realización sería aplicar una capa eléctricamente conductora a la superficie interior de la bolsa 130, de manera que cuando se aplica tensión a la bolsa contra el dispositivo 100, se hace contacto eléctrico con la muestra de tejido 150. La capa conductora actuaría como electrodo de retorno y puede estar construida en un patrón geométrico para separar el retorno de los cables 140. Además, la bolsa podría estar construida para tener una capa adicional de aislamiento aplicada sobre la capa eléctricamente conductora para crear una geometría deseable de áreas eléctricamente conductoras dentro de una capa de aislamiento más grande. Estas capas pueden ser creadas con múltiples operaciones de proceso o moldeando la capa eléctrica dentro de la bolsa durante la fabricación. En otra realización, los elementos conductores en la bolsa pueden sobresalir de la superficie de la bolsa para hacer contacto con el tejido. En una realización relacionada, los elementos de retorno pueden ser parte de las características inflables integradas sobre la bolsa, lo que podría ayudar a asegurar el contacto de los elementos de retorno. Los elementos conductores pueden estar compuestos de metal o de otro polímero conductor.

Los términos electrodo activo o electrodos activos, como se utilizan de la presente memoria, se pueden referir a los cables 140. Además se contempla que el generador también pueda detectar un cambio en la impedancia una vez que los cables 140 cerca del electrodo de retorno cuando se produce la retracción de los cables 140. Cuando se detecta el cambio en la impedancia, la energía puede ser ajustada o interrumpida en el cable en el que se ha detectado un cambio de impedancia. En una realización separada, el retorno puede ser una banda alrededor de la muestra que juega un doble papel de retorno y de soporte durante el corte.

Las fuerzas de corte mecánicas pueden ser aplicadas al cable para iniciar, o hacer posible de otro modo el corte. Por ejemplo, la tensión, la carga dinámica, el corte en rebanadas (movimiento lateral repetido del cable contra la muestra 150), o las fuerzas vibratorias pueden ser utilizadas y pueden comprender además un beneficio consistente en la disminución de la cantidad energía total necesaria para cortar a través de la muestra 150. Las fuerzas de corte mecánicas también pueden reducir la temperatura próxima al dispositivo 100, dado que el uso de fuerzas mecánicas puede inicialmente empujar el cable en la muestra de tejido 150 antes de que el uso de energía de RF continúe el corte de la muestra 150. La carga mecánica también reduce el tiempo y la energía requerida para el corte. Las cargas mecánicas utilizadas con corte de cable de RF deberían ser mayores que 275 kPa en la parte de soporte de carga de cable 140 (típicamente en la mitad del área de superficie del cable). Cargas menores que 275 kPa pueden ser insuficientes para proporcionar corte de cables de RF de baja temperatura. Antes del corte, los cables pueden requerir que sea a aplicada tensión para desacoplar los cables de la bolsa y llevar la muestra de tejido 150 a contacto directo con el extremo distal del dispositivo 110. La tensión ayuda a asegurar la muestra de tejido 150 y ayuda a alinear la geometría del cable con el tejido antes de empezar el corte. Esta tensión debería estar comprendida entre 275 - 690 kPa sobre la superficie del cable. Este rango de tensión puede ser menor que 275 kPa si son utilizados otros medios para asegurar la muestra. Cuando se aplica RF, esta tensión se debería mantener durante todo el corte para proporcionar el efecto de corte más eficiente que conducirá a una temperatura de tejido

menor, permitirá menores ajustes de energía desde el generador y mantendrá la geometría de corte a través de la muestra de tejido.

5 Cuando la tensión de los cables hacia el dispositivo 100 aumenta, la presión aplicada a los cables en el extremo distal del lumen 110 aumenta dando lugar a una fuerza de fricción potencial más elevada que debe ser superada entre los cables y el extremo distal del instrumento para realizar el corte. Los métodos para reducir esto incluyen tener un material en el extremo distal del lumen, particularmente en la superficie de diámetro interior que pueda resistir elevadas temperaturas y proporcione un acabado superficial lubricado, tal como PTFE o materiales similares. Otra realización que puede reducir la fuerza de fricción entre los cables del extremo del instrumento sería tener una característica en el extremo distal que permita que los cables se desplacen debajo del punto de contacto del tejido en el lumen 110. Esta característica podría ser uno o más recortes que proporcionen un área en la que los cables se puedan desplazar y sea alineada manualmente con los cables debido a la ubicación o puedan ser "guiados" con otros componentes del dispositivo tales como el tubo de aislamiento anteriormente mencionado. Esta característica también puede ser creada con las extensiones desplegadas descritas anteriormente, lo que permite que los cables se desplacen entre las áreas de contacto de las extensiones.

15 La integración de este dispositivo con un sistema electromecánico, tal como un robot quirúrgico o un brazo electromecánico, puede hacer posible adicionalmente el uso del corte ayudado mecánicamente. Los brazos electromecánicos pueden ser utilizados para aplicar la acción mecánica sin riesgo de que el operador se fatigue o sin la necesidad de un actuador mecánico separado. Otro brazo electromecánico también puede ser utilizado para ayudar a sujetar la bolsa 130 en una posición deseada, ver o visualizar de otro modo el exterior de la bolsa 130, o 20 ayudar a seguir la trayectoria o extraer la muestra 130. Una vez que la muestra ha sido segmentada, puede ser aplicada una carga comprensiva adicional a la bolsa que oriente o coloque los segmentos resultantes para una más fácil extracción tanto de los segmentos como de toda la bolsa.

25 Junto con la tensión de cable, el corte de la muestra 150 a menudo depende de dos funciones adicionales: la iniciación de la energía y el mantenimiento de la energía durante el corte. La iniciación de la energía se consigue cuando un arco de energía de RF empieza a vaporizar el tejido próximo a los cables 140 mientras que el mantenimiento de la energía comprende continuar suministrando energía a los cables 140 con el fin de mantener el arco durante el desplazamiento del electrodo activo durante el corte del tejido 150. Iniciar el corte típicamente requiere más energía que mantener el corte. Esto es debido a que antes de que la energía de RF sea aplicada los cables, la muestra 150 comprende características de impedancia eléctrica que son mucho menores en comparación con el tejido que ya ha recibido la energía de RF. El rango de impedancia para una muestra de tejido típica 150 sin 30 energía de RF aplicada a la muestra 150 comprende desde aproximadamente treinta hasta aproximadamente cien ohmios para un cable sin aislar, dependiendo de la geometría/área de superficie del electrodo activo expuesto a la muestra 150 así como del material del cable 140. Por el contrario, el rango de impedancia de la muestra 150 en donde la energía de RF ya ha sido aplicada al tejido (durante el ciclo de mantenimiento) puede estar comprendido entre aproximadamente sesenta y aproximadamente cien ohmios. Este cambio en la impedancia del tejido se produce debido al cambio en la hidratación de tejido (desección) como resultado del calentamiento localizado, la separación de las estructuras de tejido, y la creación de vapor debido a la vaporización de las células del tejido. Esto es deseable para operar el electrodo en un rango de energía constante del generador electro quirúrgico. Por ejemplo, en el caso de generadores Valleylab Force FX y Force Triad el rango de energía constante está 35 comprendido que entre aproximadamente 64 ohmios y aproximadamente 4096 ohmios.

40 Generadores electroquirúrgicos típicos están diseñados para tener una máxima transferencia de potencia a una carga de normalmente 300 a 500 ohmios para modos de corte monopares. La transferencia de potencia para las impedancias de carga por debajo de este rango puede estar limitada por el diseño del generador, particularmente si está diseñado un límite de corriente en el sistema. Como resultado, la impedancia menor que se produce intentando iniciar el efecto de corte puede operar en la región de corriente limitada y por tanto limitar el voltaje necesario para 45 empezar el efecto de corte. La utilización de modos bipolares en estos generadores da lugar a una salida diseñada para una impedancia menor que puede mejorar la transferencia de potencia. Sin embargo, estos modos bipolares están típicamente limitados para ser utilizados por debajo de 100 W. Este rango de potencia puede limitar el tamaño de la exposición sobre los cables 140, tanto durante la iniciación como durante el mantenimiento del corte.

50 Hay dos propuestas normalmente utilizadas para superar los efectos de iniciación de baja impedancia. En primer lugar, el efecto de impedancia se puede superar controlando la exposición de un único lazo de cable y aplicando una energía a pulsos en una onda no continua, tal como un corte Blended. Esto es típico del sistema de Lazo Lina. En segundo lugar, un fluido conductor es introducido en el área alrededor del dispositivo para asegurar una trayectoria conductora. En esta aplicación, este efecto es superado controlando las dimensiones de la exposición de lazo y la 55 proximidad a la trayectoria de retorno en el dispositivo y/o aplicando energía a pulsos en una onda no continua tal como una onda de corte Blended, con una disminución de amplitud de la envolvente de pulsos. Esto es típico del sistema de Resección Bipolar Olympus.

60 Otros métodos para compensar el efecto de baja impedancia pueden ser limitar la exposición para que coincida con el rango disponible de la fuente de energía de RF o para utilizar una fuente de energía de RF más elevada optimizada para el rango de impedancia menor. La limitación de exposición tendrá un efecto negativo en la limitación del tamaño del corte resultante con un cable particular. El aumento de la fuente de energía de RF está limitado por

las normas de seguridad internacionales a un máximo de 400 W y puede aumentar respecto a las trayectorias de corriente de fuga o no intencionadas debido a la gran cantidad de corriente requerida para esta solución.

El dispositivo 100 utiliza una o más de las distintas realizaciones para iniciar el efecto de corte. En una realización, un revestimiento sobre el cable 140 aumenta la impedancia de interfaz tejido-electrodo para permitir que el generador cree el voltaje necesario para iniciar el efecto de corte. Este revestimiento puede ser un aislante de elevada temperatura, elevada resistencia dieléctrica tal como PTFE, PFA, FEP, Silicona, o poliamida (Kapton) que tienen temperaturas de utilización de, o por encima de, 160 °C (320 F). La impedancia resultante observada por el generador comprende del orden de varios cientos a decenas de miles de ohmios antes de la iniciación y la reducción de aproximadamente 50 y a 100 ohmios durante el proceso de corte, dependiendo del área de contacto de superficie de cable con la muestra de tejido 150, las propiedades del material de revestimiento, el espesor de revestimiento, el material del cable, y la composición de la muestra. Cuando la energía de RF se aplica a través del cable 140, las variaciones en el espesor y la estructura del revestimiento crean áreas muy pequeñas de variación de impedancia entre el electrodo y el tejido. Cuando el voltaje aplicado al cable alcanza el potencial requerido para superar la resistencia dieléctrica de una parte de impedancia menor localizada del revestimiento, se produce un arco a través de esta área de aislamiento creando un micro hueco en el revestimiento y se consigue la iniciación del efecto de corte. Dada la relación entre el suministro de energía y el área de superficie en electrodo, se desea una densidad de energía de cable óptima. Por ejemplo, para un cable y acero inoxidable 304 revestido con PTFE, densidades de potencia mayores que 192,2 W/cm² (1240 W/pulgada²) proporcionan la rápida iniciación y el corte de baja temperatura. Idealmente, las densidades de energía son mayores que 1340 W/mm cuadrado para adaptarse mejor a tejidos duros tal como fibroides uterinos. Esta realización añade un pequeño coste al dispositivo 100 aunque soporta múltiples iniciaciones de corte antes de romperse. Por lo tanto, si se interrumpe la energía en el electrodo de cable por cualquier razón, el corte puede ser reiniciado. A medida que el número de cables aumenta, el tamaño de la muestra de tejido se hace más grande, lo que requiere más energía para realizar la función de sostenimiento del ciclo de corte. Esto es debido a la baja impedancia observada por el generador cuando el área de superficie del electrodo activa aumenta. Como se ha descrito anteriormente, un límite natural de una salida de generador en impedancias bajas dará lugar a un límite de la energía que puede ser suministrada al tejido. Unos medios para proporcionar esto consistirían en crear una salida de generador que pueda proporcionar un voltaje más elevado durante la fundición de iniciación con un límite de corriente más bajo y para la transición a una salida que pueda proporcionar una salida de corriente más elevada durante la función de sostenimiento. Esta transición se puede realizar o bien electrónicamente o bien con un cambio en el control de software. El punto de transición se determina mediante la elevación inicial en la corriente que acompaña el efecto de iniciación. Para esta realización, el generador debe ser diseñado para proporcionar de forma natural la mayor demanda de energía pero los límites aplicados a su control electrónico o de software pueden mantener la potencia de salida máxima dentro de los 400 W dictados por las normativas de seguridad. Otro método que puede ser utilizado para mejorar la capacidad de envío de energía sería utilizar múltiples generadores que proporcionen energía de RF a un su conjunto de electrodos activos y/o electrodos de retorno. Esto permitirá un ajuste de potencia menor para cada generador para enviar la energía total requerida para realizar la función de sostenimiento en el tejido de impedancia baja. Otro método alternativo es realizar pulsos rápidamente de la energía enviada durante uno o ambos de los ciclos de iniciación o de corte de manera que la energía media total es minimizada.

Un revestimiento de alta temperatura aislante en un electrodo de cable puede ser beneficioso para aplicaciones quirúrgicas fuera de la extracción de muestras en donde se utiliza un cable 140 para conectar a través del tejido. Ejemplos de otras aplicaciones de corte de cable incluyen lazos de cable para amputación de úteros del cuello de útero (Lazo Lina por Lina Medical), lazos Lletz, lazos de resección bipolar, y lazos de polipectomía. Las ventajas pueden incluir iniciar el corte mientras está en contacto con el tejido, menos energía necesaria para iniciar el corte, temperaturas resultantes menores que reducen la posibilidad de daño a estructuras anatómicas adyacentes, y menos humo para nublar la visibilidad del usuario.

Otras formas de crear la impedancia aumentada para la iniciación pueden consistir en un material de coeficiente de temperatura negativo o NTC o una exposición variable que empieza en una pequeña longitud de exposición y es incrementada después de la activación y un cable 140 que permite el envío de un fluido de mayor impedancia o presión de aire para incrementar la impedancia de interfaz electrodo activo-tejido localizada. La impedancia incrementada también se puede crear añadiendo un componente próximo a la exposición que se expande o se contrae mecánicamente con la temperatura para crear una separación y da lugar a un aumento en la impedancia con bajas temperaturas. Además, un revestimiento de temperatura más baja puede ser utilizado de manera que una vez que el cable 140 alcanza el punto de fusión del revestimiento, el revestimiento se rompe, permitiendo que se produzca la iniciación. Con tal solución, el cable 140 solo puede ser utilizado una vez para iniciar un corte. Los revestimientos pueden ser aplicados o bien continuamente o bien según un patrón que simula un número continuo de pequeñas exposiciones o crea una impedancia más elevada efectiva sobre una longitud exposición más larga.

En una realización, se puede añadir un colorante o un tinte en el exterior de un cable 140 o revestimiento de cable para marcar la muestra antes o durante el corte. Un estudio reciente mostró que en muestras uterinas morceladas es más difícil valorar de forma precisa la patología que en muestras no morceladas. Las marcas de tinte dejadas sobre el tejido, en combinación con cortes más regulares, pueden ser beneficiosos para un patólogo que está realizando una valoración histológica.

Además de un revestimiento, el generador puede emplear una o más de las distintas realizaciones para iniciar el efecto de corte. El generador puede añadir una salida de voltaje elevada a pulsos que está conectada o integrada como parte de la salida del generador para proporcionar un voltaje más elevado de duración más corta para iniciar la activación de RF. El generador también puede proporcionar una elevada corriente para desecar el tejido con lo que se aumenta la impedancia del tejido dando lugar a un voltaje más elevado o puede variar el suministro de la energía de RF intermitentemente para aumentar la energía suministrada a la muestra de tejido 150 para una duración más corta seguida de un nivel de energía continuo para mantener la energía. Dado que la impedancia de tejido es muy baja en el inicio de la iniciación y aumenta después de que el efecto de corte comience, la energía requerida para estas dos fases es diferente. Para la iniciación sin un revestimiento de cable, se requiere un ajuste de energía elevado para proporcionar el voltaje requerido para producir el arco con elevado envío de corriente en el tejido de baja impedancia. Después de la iniciación durante la fase de sostenimiento, la impedancia aumenta requiriendo mucha menos corriente y por tanto menos energía. El generador puede detectar la corriente para determinar cuándo empieza la iniciación. Antes de la iniciación, la corriente será elevada y una transición de la corriente a un nivel mucho más bajo indica el inicio del efecto de corte. El generador puede utilizar esta información para proporcionar un ajuste de energía más elevado durante la iniciación y reducir la energía a un ajuste de energía de sostenimiento más bajo. El generador también puede mantener el seguimiento del tiempo en la fase de iniciación dado que se proporcionan otros medios para iniciar el efecto del corte, tales como incrementar la energía hasta un ajuste o límite predeterminado o aplicar salida de pulsos hasta que se observe la transición de corriente.

Otro método para iniciar el efecto de corte es precalentar la muestra de tejido 150 para incrementar la impedancia en la interfaz de cable de tejido mediante desecación del tejido y/o aumentar la temperatura del tejido localizado. Esto se puede realizar precalentando el tejido localizado aplicando aire caliente cerca del cable o utilizando cables 140 diseñados con la inclusión de materiales sensibles a la temperatura a la corriente, tal como Nicromo, en donde la corriente inicial elevada necesaria antes de la iniciación aumenta el cable 140 para precalentar el tejido para permitir que la energía de RF empiece el corte y la corriente inferior necesaria para sostener la energía permite que la energía de RF continúe el corte. Esto también se puede conseguir utilizando un cable de revestimiento magnético o de composición magnética 140 con una onda continua de elevada frecuencia añadida a la onda de RF fundamental. Esta onda de frecuencia más elevada hará que el material magnético aumente de temperatura. La onda de elevada frecuencia puede ser aplicada en el inicio de la activación de RF y puede ser retirada cuando la salida de RF de frecuencia inferior empieza la iniciación como se ha determinado por el suministro de corriente. La onda de alta frecuencia puede estar dentro del rango de MHz a decenas de MHz o puede ser más elevada según se determina por las propiedades geométricas del electrodo activo y las propiedades del material magnético.

Otra realización utiliza dos cables próximamente separados, sustancialmente paralelos 140 en los que un cable 140 funciona como el electrodo activo y el otro cable 140 funciona como el retorno. Los cables próximamente separados 140 reducen la distancia entre el activo y de retorno dando lugar a un calentamiento y corte más rápido de la muestra de tejido 150.

El generador puede ser ajustado al ajuste de energía nominal para realizar el efecto de corte. El rango de ajuste de energía requerido es determinado por el tamaño de exposición, o el área de superficie entre la muestra de tejido 150 y el cable 140, y están típicamente dentro del rango de 60 a 280 vatios. La energía de RF es aplicada de una manera bipolar con la corriente que está contenida dentro de la muestra de tejido y no destinada a ser enviada a las estructuras de tejido adyacentes. El contenimiento de la muestra 150 en la bolsa aislante 130 ayuda al aislamiento eléctrico adicional de la muestra 130 del resto del paciente. El generador puede proporcionar ajustes de amplitud o ciclo de trabajo de la salida utilizando un algoritmo basado en el envío de corriente y en la impedancia observada durante la iniciación y el sostenimiento del corte.

Como se ha mencionado anteriormente, la cantidad de carga mecánica aplicada también es importante para un corte y fiable y rápido. Para asegurar que la carga óptima de 275 - 690 kPa (correspondiente a 40- 100 psi) (la mitad del área de superficie de cable que está aplicando la carga sobre el tejido) es aplicada, se prefiere que la cantidad de carga sea controlada por el instrumento en lugar de confiar al usuario suponer una carga apropiada. En una realización, una carga del muelle es aplicada a los extremos del cable. Un muelle puede ser activado por el usuario para aplicar la carga extendiendo manualmente un "gatillo" que precarga el muelle, apretando un mango con un mecanismo que estira un muelle, o una propuesta fácilmente concebible por los expertos en la técnica. En otra realización, el muelle en un estado relajado proporciona la separación de dos contactos eléctricos que completan el circuito para el suministro de RF a los cables 140. Mientras el muelle está en el estado relajado, estos contactos eléctricos no tienen un acoplamiento eléctrico y la energía de RF no puede ser suministrada a los cables 140. El muelle es seleccionado de manera que cuando la carga óptima deseada de 275 - 690 kPa es aplicada en los extremos de los cables se comprime de manera que los dos contactos eléctricos entran en contacto entre sí produciendo un acoplamiento eléctrico y con ello suministrando energía de RF a los cables 140. El muelle y la separación de los contactos pueden estar diseñados para asegurar que la carga mínima es aplicada antes de que la energía de RF sea suministrada, y también pueden estar diseñados de manera que la aplicación de una carga por encima del valor deseado puede extender los contactos más allá uno del otro retirando el acoplamiento eléctrico.

En otra realización, el usuario puede suministrar la fuerza necesaria para realizar el corte y un sensor que puede medir la fuerza aplicada puede ser incluido para proporcionar información a un mecanismo de control, tal como un

microprocesador, FPGA, circuito de control analógico, u otro dispositivo similar, de manera que la energía de RF es sólo aplicada cuando la fuerza está dentro del rango aceptable de 275 - 690 kPa.

Después de la finalización de la reducción de tejido, el dispositivo 100 puede ser retirado liberando todas las conexiones de la bolsa 130 que pueden permanecer en el dispositivo 100. Si la bolsa no fue exteriorizada para el corte, el dispositivo 100 puede utilizar un cable o cables de guiado para asegurar que la bolsa 130 pueda ser situada fuera del paciente a través de la puerta de acceso. Estos cables de guiado pueden ayudar a tirar de la abertura de la bolsa 130 a través de la puerta para ayudar en la retirada de los segmentos de tejido. En otra realización, se aplica un sujetador a la bolsa utilizando un agarrador u otra herramienta de manipulación para cerrar la abertura de la bolsa. Los segmentos de tejido contenidos dentro de la bolsa pueden ser manipulados dentro y a lo largo de la longitud de la bolsa para crear series de segmentos de tejido largas y estrechas. La bolsa que contiene estos segmentos de tejido puede ser manipulada hacia el punto de acceso, o bien la vagina para procesos ginecológicos, u otro acceso tal como el ombligo para procesos SILS, o mini-laparotomía para otros tipos de procesos mínimamente invasivos. Pueden ser incluidas características pequeñas en la bolsa para agarrar el tejido, tal como pequeños "ganchos", para ayudar en la distribución del tejido a lo largo de la longitud de la bolsa durante la manipulación.

La extracción de los segmentos de tejido se puede conseguir insertando un agarrador de tejido en la abertura de la bolsa 130, agarrando los segmentos y sacándolos a través de la abertura contenida dentro de la bolsa 130. Para ayudar en la ubicación y agarre de los segmentos, la tensión aplicada tirando de la parte expuesta la bolsa puede ser utilizada para tirar de los elementos juntos, o la insuflación de la bolsa puede ser utilizada para extender la bolsa en la cavidad y crear más espacio para el movimiento y la manipulación de los segmentos. Para ayudar en el agarre del tejido, se puede requerir un método para mantener la abertura de acceso. Esta expansión se puede conseguir utilizando productos actualmente disponibles tales como un retractor de herida. Otras realizaciones pueden utilizar un método de retracción que sea realizado con características integradas en la bolsa de muestras, o puede ser un instrumento separado. Las realizaciones de opción de expansión de bolsa integrada pueden incluir unos medios para expandir la bolsa justo antes de y/o justo después del punto en el que la bolsa sale de la abertura. Esta expansión integrada puede ser realizada por medios mecánicos, tales como un cable de expansión o un anillo elástico, o mediante bolsillos insuflados dentro de la bolsa. Las realizaciones para separar instrumentos de retracción pueden incluir un brazalete semirrígido para expandir mecánicamente la abertura de puerta. El brazalete externo podría comprender una textura superficial rugosa para ayudar a mantener el brazalete en la posición insertada. La superficie interior del brazalete podría incluir un revestimiento lubricado para ayudar en la retirada del segmento de tejido. La posición del instrumento de brazalete se podría mantener también con la ayuda de otras características, tales como una característica del globo en el exterior, extremo distal del brazalete que, cuando está inflado, evitaría que el brazalete se desplace. Otras realizaciones para un instrumento de retracción separado pueden incluir un dispositivo con forma de anillo o espiral colapsable que podría ser colapsado para facilitar la inserción. Una vez en su sitio, la forma colapsada podría ser liberada y se podría permitir que el muelle vuelva a su configuración relajada, expandiendo de este modo el tamaño y/o la forma natural de la abertura de entrada. Además, puede ser insertado un endoscopio con una fuente de luz para una mejor visualización para ayudar al agarre. Dependiendo del tamaño de los segmentos de tejido resultantes respecto al tamaño de la puerta de acceso, el trocar puede ser retirado antes de la retirada del fragmento de tejido para ayudar a retirar los segmentos grandes. Otras realizaciones pueden consistir en la adición de tiras no conductoras, serradas (a modo de gancho) que estén temporalmente unidas al interior del revestimiento de la bolsa. Estas tiras pueden ser utilizadas en lugar de, o además de, un agarrador de tejido. Una vez que la segmentación del tejido está completa - se tira de estas tiras no conductoras secuencialmente desde la bolsa 130, ayudando de este modo a la rápida retirada de los segmentos de muestra. Alternativamente, la bolsa puede tener un extremo o parte inferior más estrecho que recoja los segmentos en un área menor para la extracción. En otra realización, un agarrador con una cámara integrada puede ser utilizado para ayudar a ver y agarrar los elementos desde la bolsa durante la extracción. Otras alternativas incluyen un instrumento con un extremo con púas o con ganchos que agarra los elementos de tejido mientras el usuario tira del instrumento hacia la abertura de bolsa o un dispositivo de succión, con luz o sin luz, que puede ser colocado en la bolsa y "agarrar" los segmentos utilizando succión de aire.

La protección térmica de la cavidad corporal y de las estructuras de tejido adyacentes fuera de la bolsa de muestras 130 se puede producir. La bolsa de muestras de tejido 130 puede incluir una o más características para reducir o eliminar la conducción térmica de la muestra de tejido 150, antes, durante o después de la reducción. Estas medidas son: un material aislante que reviste la bolsa 130, características mecánicas tales como hoyuelos o separadores que están moldeados o son aplicados a la bolsa 130 para crear una separación del tejido 150 desde la superficie de la bolsa, una bolsa de múltiples capas 130 compresión de aire positiva o fluido aplicado entre las capas una vez llena con un tejido para proporcionar aislamiento y separación entre largas capas, un fluido no conductor o aire circulado dentro de la bolsa 130 alrededor de la muestra de tejido 150, un fluido circulado dentro de la cavidad corporal alrededor de la bolsa de muestras 130, un sistema de enfriamiento Venturi con múltiples lumbreras para crear un efecto Venturi, una tubería de calor, añadir material sumergido en calor alrededor de la bolsa de muestra 130 tal como toallas quirúrgicas o material térmicamente protector insertado o bien antes de que el dispositivo 100 se ha introducido o bien justo antes del corte. Otras medidas para controlar la conducción térmica es controlar la energía para aplicar la mínima cantidad necesaria para realizar el corte, particularmente en la fase de energía de sostenimiento del corte modulando la amplitud de energía o haciendo pulsos de la salida. La protección térmica

también puede ser necesaria para el electrodo de retorno, y cuando los cables salen del tejido tal como en el extremo distal del mango o introductor. Como se ha mencionado anteriormente, la tensión en los cables 140 puede "enterrar" los cables 140 en la muestra de tejido tal como para reducir las temperaturas vistas por las estructuras adyacentes. El incremento de la fuerza mecánica reduce el tiempo y la energía necesaria para el corte reduciendo con ello la temperatura.

Otros medios para proporcionar protección térmica consisten en incorporar características térmicamente sensibles en la bolsa 130, tal como termopares, termistores o revestimiento térmicamente sensible dentro de la bolsa 130 para proporcionar una indicación visual de puntos calientes. El generador puede modular la salida en base a la retroalimentación procedente de los sensores. La temperatura también puede ser deducida monitorizando los parámetros eléctricos y calculando la energía que es suministrada y calculando la temperatura resultante. Se puede utilizar un umbral conocido para comparar la energía calculada real durante un periodo de tiempo en función de la energía típica suministrada para una muestra. Esto se puede utilizar para controlar la salida modulando la energía de RF suministrada al tejido.

El dispositivo 100 y el método descritos en la presente memoria pueden ser utilizados en otros procesos en los que van a ser extraídas muestras de tejido de gran volumen, tales como lobectomías de pulmones, extracción del bazo, extracción del riñón u otros procesos en donde se desea un enfoque más mínimamente invasivo.

Después de que la muestra haya sido cargada en la bolsa y después de que haya sido aplicada la energía de RF, es deseable el pretensionamiento de todo el conjunto de cable 140 con el fin de asegurar la muestra con respecto a los cables. Esta pretensionamiento de cable también incrustará los cables en la muestra antes de la aplicación de la energía de RF - minimizando de este modo la extensión potencial de elevadas temperaturas fuera de la muestra destinada. Este pretensionamiento de cable se puede realizar con un mecanismo independiente, o combinado con el mecanismo utilizado para la tensión mecánica durante el proceso de corte de muestra. Los valores de pretensionamiento necesitan permanecer por debajo del valor de tensión última de los cables a los cuales el mecanismo de pretensionamiento está unido. Los valores ideales de pretensionamiento se producen en un rango que incrusta mecánicamente los cables antes del corte, y equilibra la progresión del movimiento del cable a través de la muestra mientras se obtiene el efecto del corte óptimo (bajas temperaturas a la muestra circundante) procedente de la energía de RF. Este pretensionamiento estaría dentro del rango de 275 - 690 kPa para cada cable. Este rango de tensión puede ser menor que 275 kPa si son utilizados otros medios para asegurar la muestra.

En algunas configuraciones del dispositivo, múltiples tiros mecánicos de subconjuntos de cables pueden ser necesarios para realizar la segmentación de muestra requerida antes de la extracción del cuerpo. Este mecanismo de tiro puede ser el movimiento repetido de un mecanismo que está unido a un subconjunto diferente de cables, o un mecanismo mecánico dedicado puede ser utilizado para cada subconjunto de cables. En una realización, una pluralidad de muelles de fuerza constante puede ser utilizada para aplicar tensión a un subconjunto de cables, de manera que se pueden tirar de estos subconjuntos secuencialmente durante el proceso de corte. Cada bobina de muelle de fuerza constante puede ser electrificada secuencialmente para activar el proceso de corte de RF en un orden secuencial.

El dispositivo utilizará un cable para conectarse eléctricamente a un generador electro quirúrgico. La conexión se puede hacer utilizando un conector activo monopolar de 3 pines estándar y un conector de retorno monopolar de dos pines, un conector de obturación de vaso de 2 pines estándar para generadores que proporcionan obturación de vaso con la apropiada capacidad de suministro de energía o con un conector eléctrico de encargo diseñado para el sistema de extracción de tejido. La conexión eléctrica está eléctricamente conectada a través del cableado al interior del lumen. Allí, la conexión eléctrica puede estar conectada a un terminal común de un conmutador que cambiará las posiciones para alinear con el conjunto de cables destinados para realizar el siguiente corte. Esto lo puede realizar el usuario mecánicamente girando un collar o controlando la posición deseada, puede ser inicialmente ajustado en la primera posición como parte del proceso de fabricación y hecho avanzar automáticamente tirando del mecanismo dentro el dispositivo, puede ser hecho avanzar automáticamente utilizando un componente de accionamiento electromecánico, tal como un motor por etapas, puede ser conectado a través de un transistor, un relé u otro dispositivo de conmutación accionado por un circuito lógico o control de microprocesador, o puede ser seleccionado mediante la aplicación de la fuerza o el avance del mecanismo de tiro para realizar el corte. Esta conexión puede ser proporcionada a través de la estructura mecánica del mecanismo de tiro (muelle, barra, etc.), Puede ser un componente separado que actúe como una barra "de beso" situada en el lumen con una escobilla situada en el mecanismo de tiro para completar la conexión eléctrica, o con un cable que discurre a lo largo de mecanismo de tiro que es tirado en combinación durante el corte. El dispositivo sólo puede permitir que un conjunto de cables sea electrificado en cualquier momento dado. El retorno estará conectado al electrodo de retorno apropiado, o bien en la bolsa, en el extremo distal del dispositivo o bien en otra ubicación, y estará aislado por la separación y por materiales aislados para evitar un cortocircuito o para reducir la corriente de fuga eléctrica.

Los cables del electrodo activo pueden estar asegurados al mecanismo de tiro en una variedad de formas incluyendo un conector a medida que proporciona una carga lateral mecánica para capturar los cables, una conexión provista de un tornillo que se aplica en captura los extremos del cable, un crimpado que sujeta los extremos del cable que está integrado en el extremo que mecanismo de tiro o asegurado o capturado en una característica de diseño en el extremo de mecanismo de tiro, una operación de soldadura, la adición de una geometría fija en el cable

tal como una esfera o recorte que está colocada en una característica de acoplamiento en el mecanismo de tiro que lo bloquea en su sitio o un sujetador que está diseñado en el mecanismo de tiro que se agarra en el cable de manera que es insertado fácilmente pero no puede ser retirado fácilmente.

5 El dispositivo puede incluir características para asegurar el correcto funcionamiento y reducir la probabilidad de daño térmico de RF inadvertido. Una de estas características puede ser anular la energía de RF para que no sea aplicada a los cables 140 hasta que la bolsa este desplegada, los cables pretensionados y la abertura de la bolsa exteriorizada y tensionada a lo largo de la superficie exterior del lumen. Esto se puede realizar teniendo sensores de fuerza integrados en el mecanismo de tiro y cables de guiado de bolsa para medir el pretensionamiento que proporciona información a un control para habilitar la energía de RF después de que la secuencia se haya completado con éxito o con un muelle de línea que controla los contratos eléctricos separados como se ha descrito anteriormente. También se puede realizar teniendo características mecánicas situadas a lo largo del lumen del dispositivo y correspondientes características mecánicas en el mecanismo de tiro y los cables de guiado de bolsa, de manera que estas características mecánicas están en el mecanismo de alineación, tal como un microprocesador, FPGA, circuito de control analógico u otro dispositivo de control similar, cuando los cables y la bolsa están pretensionados al mínimo para un rango de carga máximo. Está alineación puede producir un acoplamiento eléctrico, de manera que una señal de interrogación de bajo voltaje puede ser utilizada como una señal de control para hacer que la energía de RF sea aplicada. Otra característica puede ser tener una secuencia predefinida para aplicar la energía de RF a sucesivos pares de cable. Esto se puede conseguir teniendo un pomo giratorio que está eléctricamente conectado a la conexión común de energía de RF y que girando en posiciones preseleccionadas realiza la conexión con el correspondiente mecanismo de tiro y/o la trayectoria de acoplamiento eléctrico para el correspondiente conjunto de cables. Esto se podría realizar también con un mecanismo giratorio que hace avanzar la conexión común de RF como se ha descrito anteriormente, cuando el avance del común de energía de RF se realiza mediante una característica mecánica en el diseño de mecanismo de tiro en el extremo proximal del desplazamiento que fuerza al común de la energía de RF a la siguiente ubicación. Esto también se puede realizar mediante un dispositivo electromecánico, tal como un motor por etapas, que puede hacer avanzar automáticamente el común de energía eléctrica de RF a la siguiente ubicación. Otra característica puede ser incluir sensores de temperatura dentro del dispositivo en la bolsa o el lumen del dispositivo. Estos sensores de temperatura pueden ser termistores, termopares u otros semiconductores que utilicen señales eléctricas para estimar la temperatura. Estos sensores pueden ser medidos por un mecanismo de control, tal como un microprocesador, FPGA, circuito de control analógico, u otro dispositivo de control similar, de manera que el dispositivo de control puede deshabilitar o limitar la salida de energía de RF, tal como la amplitud o la modulación de pulsos, para mantener los intervalos de temperatura apropiados dentro del dispositivo. También pueden ser utilizados con un circuito analógico que puede actuar como un enlace fusible reajutable para deshabilitar la energía de RF cuando la temperatura excede un umbral preseleccionado. Otra característica consistiría en asegurar que todas las partes de metal que están en las proximidades de las trayectorias de acoplamiento eléctrico, tales como muelles de fuerza constante, barras de tiro, o conectores, están eléctricamente aislados o bien con materiales aislantes o bien con revestimientos aplicados. Esto reducirá la posibilidad de acoplamiento eléctrico no deseado del conjunto de cables del electrodo activo con otros conjuntos de cables. Otra característica consistiría en disponer de un circuito eléctrico que pueda realizar una comprobación de circuito abierto o cortocircuito antes y/o durante la aplicación de energía de RF. Esta detección puede ser realizada con un circuito eléctrico que puede ser utilizado para determinar si la energía de RF debería ser aplicada o debería terminar. Otra característica puede ser incluir información dentro del enchufe eléctrico que está conectado al generador electro quirúrgico. Esta información podría ser utilizada para ajustar la energía y los valores de modo, podría ser utilizada para verificar que el generador está ajustado a la potencia y los valores de modo apropiados o podría ser utilizada para proporcionar otra información al generador acerca del dispositivo para proporcionar valores de rendimiento que mejoren la seguridad y eficacia del sistema. Esta información puede estar etiquetada en el exterior del enchufe y provista de una etiqueta RFID unida al enchufe embebida en un chip RFID o en el dispositivo de memoria eléctrica (es decir, EEPROM, memoria temporal, microprocesador, u otro dispositivo de memoria) dentro del enchufe, o podría ser un componente pasivo, tal como una resistencia, que puede ser medida para proporcionar un índice a una tabla predefinida que contiene la información dentro del generador.

50 En algunas realizaciones, las características de identificación anteriormente descritas pueden ser incorporadas en los conectores que interactúan los cables 140 o conjuntos de cables destinados a cortar al mismo tiempo. Estas características permiten que el dispositivo 100 ajuste los niveles de potencia si fueran deseados niveles de potencia de diferentes exposiciones para diferentes áreas de la muestra de tejido, tal como una exposición más corta en la periferia que permite un ajuste de potencia menor para realizar el mismo objeto de corte o un ajuste de potencia más preciso para diferentes tamaños y formas de bolsa que den lugar a diferentes longitudes de cable.

Volviendo ahora a las Figs. 3-30, se describen ahora los detalles de cómo hacer y utilizar el dispositivo 100 y diversas realizaciones. Para los fines de este documento, a menos que se indique lo contrario, los términos "cable" y "electrodo" pueden ser utilizados de manera intercambiable. Cuando se requiere una distinción, un "cable" está generalmente en destinado a referirse a una parte conductora de un electrodo. Por ejemplo, en la Fig. 30, la característica 1400 puede estar referida a un electrodo 1400 o de forma más general a un cable 1400. En la Fig. 30, el electrodo o cable 1400 se ilustran con un cable conductor 1406.

Ilustrado en la Fig. 3 hay una bolsa de recuperación 302 de acuerdo con algunas realizaciones, desplegada dentro de una cavidad 1000 de un paciente. La bolsa de recuperación 302 tiene la forma y está dimensionada para recibir una muestra de tejido 1002 que está siendo extraída de la cavidad 1000. Los expertos en la técnica entenderán cómo seleccionar el tamaño apropiado de la bolsa de recuperación 302 con relación a la muestra de tejido particular 1002 que está siendo extraída.

En la realización mostrada, la bolsa de recuperación 302 tiene un recipiente 312 con una entrada 310, una pluralidad de electrodos 308 dispuestos en el recipiente 312 en la manera que será descrita con más detalle en las siguientes partes de esta descripción. El recipiente 312 puede ser flexible y ser desplegable a través de un tubo quirúrgico estándar, tal como una cánula o lumen, como se conoce la técnica. En algunas realizaciones, un sujetador 314 o una pluralidad de sujetadores 314 pueden estar dispuestos para sujetar temporalmente o permanentemente los electrodos 308 en el recipiente 312 en una configuración deseada.

Un anillo cargado por muelle 316 puede estar dispuesto a la entrada 310 de la bolsa de recuperación 302 para facilitar la apertura de la bolsa de recuperación 302; sin embargo, los expertos en la técnica entenderán que no es necesario para llevar a la práctica la invención. En algunas realizaciones, el recipiente 312 y los sujetadores 314 estar configurados para ser desplegados a través de un tubo, tal como a través de un instrumento del despliegue 1004, en la cavidad 1000 y para que se les permita ser colocados elásticamente en su sitio.

Después de que la bolsa de recuperación 302 esté en su sitio, un agarrador 1006 o cualquier medio conocido en la técnica puede estar dispuesto para manipular la muestra 1002 en la bolsa de recuperación 302 antes de la extracción de este el paciente. Los expertos en la técnica entenderán como el equipo quirúrgico podría aflojar la muestra 1002 y moverla dentro de la bolsa de recuperación 302.

Volviendo ahora a la Fig. 4, una parte proximal 318 de la bolsa de recuperación 302 y las respectivas partes proximales 320 de los electrodos 308 pueden ser exteriorizadas, esto es, extraídas de la cavidad 1000 de manera que un cirujano puede acceder a la parte proximal 318 de la bolsa de recuperación 302 y las partes proximales 320 de los electrodos.

En algunas realizaciones, las partes proximales 320 de los electrodos 308 están crimpadas previamente para facilitar la unión a un actuador 304 aunque los expertos en la técnica entenderán que esta característica no es necesaria.

En algunas realizaciones un primer conjunto 322 de electrodos 308 está crimpado o conectado de otra forma en las partes proximales 320 para facilitar la unión a una primera barra actuadora 326. De manera similar, un segundo conjunto 324 de electrodos 308 puede estar crimpado o conectado de otra forma en las partes proximales 320 para facilitar la unión a una segunda barra actuadora 328. Los detalles adicionales de la unión se describirán en las siguientes partes de este documento, aunque los expertos en la técnica fácilmente preverán cualquier número de medios para unir los electrodos 308 al actuador 304, todos ellos contemplados.

En algunas realizaciones, y como se ilustra en la Fig. 5, una fuerza proximal F puede ser aplicada a los electrodos 308 para iniciar y/o mantener una operación de segmentación de tejido. Los expertos en la técnica entenderán que una fuerza opuesta es necesaria para mantener el actuador 304 y la bolsa de recuperación 302 en una posición estable.

En algunas realizaciones, partes de la bolsa de recuperación 302 que contienen la muestra 1002 y los electrodos 308 están configuradas para no entrar en contacto con la pared interior 1001 de la cavidad 1000. En algunas realizaciones, se proporciona un tubo de inserción distal 538 (véase por ejemplo la Fig. 11) contra el que se puede apoyar la muestra 1002 mientras está tirando de los electrodos 140, 308 a través de la muestra 1002. En algunas realizaciones, se proporciona una barrera térmica adicional (no mostrada) en una pared de la bolsa de recuperación 302 o en una superficie exterior de la bolsa de recuperación 302, de manera que cualquier contacto con la cavidad 1000 será protegido del daño térmico. La barrera térmica puede incluir una capa térmicamente aislante 1304 o una característica que puede ser inflada con aire o con un fluido (véase por ejemplo la Fig. 26). En algunas realizaciones, el cirujano puede utilizar una cámara laparoscópica para asegurar visualmente que no se está haciendo contacto con la cavidad corporal interior 1000.

Volviendo ahora a la Fig. 5, en algunas realizaciones, después de la exteriorización de la bolsa de recuperación 302, un actuador 304 puede ser conectado a las partes proximales 320 de los electrodos 308. Como entenderán los expertos en la técnica, un generador 306, tal como una fuente de potencia de radiofrecuencia (RF) puede estar conectado al actuador 304, y un electrodo de retorno 330 puede estar conectado a la bolsa de recuperación 302, si uno no estaba anteriormente dispuesto. El dispositivo de extracción del tejido 300 se ilustra en la Fig. 5 en un estado listo para la segmentación del tejido.

Volviendo ahora a la Fig. 6, se describe ahora con detalle una realización del dispositivo de extracción de tejido 400. Como se ilustra las Figs. 6-8, en algunas realizaciones, el dispositivo de extracción de tejido 400 incluye una bolsa de recuperación 402 y un actuador 404 que son conectados o montados juntos antes de la inserción en la cavidad 1000 y/o la colocación de la muestra 1002 dentro de la bolsa de recuperación 402. Por ejemplo, el dispositivo de

extracción de tejido 400 puede tener una bolsa de recuperación 402 y un electrodo 408 o electrodos 408 que están cargados para expandirse durante el despliegue dentro de la cavidad 1000, o permanecer expandidos después de ser expandidos a la fuerza por, por ejemplo, un agarrador 1006, de manera que la bolsa de recuperación 402 y el electrodo(s) 408 proporcionan un espacio de recepción 434 para una muestra 1002. La bolsa de recuperación 402 puede tener una entrada 410 que está generalmente en un lado de la bolsa de recuperación 402 como se ilustra, de manera que el movimiento transversal de la muestra 1002 permite que la muestra 1002 sea colocada dentro de la bolsa de recuperación 402. En algunas realizaciones, la entrada 410 puede ser una ranura longitudinal en la bolsa de recuperación de la que se puede tirar para abrir mediante un efecto de carga elástica de los electrodos 408, abiertos a la fuerza cuando el usuario fuerza los electrodos 408 a una configuración separada, y/o un usuario empuja la muestra 1002 dentro de la entrada 410. La entrada 410 puede estar cargada elásticamente hacia una configuración cerrada, y/o la entrada 410 puede ser obturable utilizando medios conocidos por los expertos en la técnica. En algunas realizaciones, la actuación del actuador 404 puede hacer que los electrodos 408 se muevan uno hacia el otro sellando con ello la entrada 410 y/o haciendo que las partes opuestas de la entrada 410 se superpongan para efectuar una barrera entre la muestra 1002 y la cavidad 1000. En algunas realizaciones, el hacer que los electrodos 408 apliquen una fuerza proximal F sobre la muestra 1002 puede hacer que la bolsa de recuperación 402 y la entrada 410 se extraigan dentro del actuador 404 para efectuar un cierre de la entrada 410 o una barrera entre la muestra 1002 y la cavidad 1002. En algunas realizaciones, el actuador 404 es unido a la bolsa de recuperación 402 antes del despliegue en la cavidad 1000.

Volviendo a la Fig. 7, la entrada 410 de la bolsa de recuperación 402 puede ser exteriorizada cuando el actuador 404 aplica una fuerza proximal F a los electrodos 408. La fuerza proximal F también puede hacer sustancialmente simultáneamente que la bolsa de recuperación 402 y los electrodos 408 entren en contacto o se muevan hacia dentro para rodear la muestra 1002 y que efectuar un rodeo deseado de la muestra 1002 y/o una configuración o patrón de electrodo deseados con relación a la muestra 1002. En algunas realizaciones, una operación mecánica tal como la manipulación de un conmutador o palanca puede ser realizada para efectuar una retracción de los electrodos 408 y la fuerza proximal F sobre la muestra de tejido 1002.

En algunas realizaciones, como se ilustra la Fig. 8, después de que la bolsa de recuperación 402 sea exteriorizada, un generador 406 puede ser conectado al actuador 404, de manera que permita que sea aplicada energía a los electrodos 408. La unión del generador 406 puede incluir conectar una línea de fuente de potencia 432 y un electrodo de retorno 430 de manera conocida por los expertos en la técnica.

Volviendo ahora a las Figs. 9-10, se describen ahora con mayor detalle los detalles de un actuador a modo de ejemplo 504 de acuerdo con algunas realizaciones. Como se ilustra, el actuador 504 puede tener un alojamiento 506 que soporta uno o más conjuntos de tiro 508, 510. El alojamiento 506 puede tener un mango 507 para ayudar al usuario a controlar una posición del actuador 504. Aunque el mango 507 se ilustra sustancialmente perpendicular al resto del alojamiento 506, los expertos en la técnica entenderán que un mango 507 puede estar dispuesto en cualquier relación adecuada, y que un mango 507 no es necesario para que el del actuador 504 funcione.

Como se ilustra en la Fig. 10, un primer conjunto de tiro 508 puede estar configurado para aplicar una primera fuerza F1 sobre una muestra antes y/o durante un proceso de segmentación, tal como mediante un primer electrodo 542 un conjunto crimpado de electrodos 542. Un segundo conjunto de tiro 510 puede estar configurado para aplicar una segunda fuerza F2 sobre la muestra antes y/o durante el proceso de segmentación, tal como mediante un segundo electrodo 544 o un segundo conjunto crimpado de electrodos 544. La primera fuerza F1 puede ser aplicada o iniciada antes de comenzar la aplicación de la segunda fuerza F2. La primera fuerza F1 puede ser completada antes de comenzar la aplicación de la segunda fuerza F2. La primera fuerza F1 puede continuar a través de al menos una parte de aplicación de la segunda fuerza F2. La magnitud de la primera fuerza F1 y de la segunda fuerza F2 pueden ser controladas y variadas de la manera descrita en otras secciones de esta memoria. Esto es, las fuerzas F1, F2 pueden efectuar fuerzas proximales en la muestra 1002 que varíen durante un proceso de segmentación.

El primer conjunto de tiro 508 puede incluir un primer muelle 512 conectado a una primera barra conectora 516 por medio de un primer bloque de barra conectora de muelle 520. En algunas realizaciones, el primer muelle 512 (y/o un segundo muelle 514) puede ser un muelle lineal. La primera barra conectora 516 puede estar conectada o configurada para conectarse con un primer electrodo 542 o un primer conjunto crimpado de electrodos 544 (véanse también las Figs. 4, 7). De manera similar, el segundo conjunto de tiro 510 puede incluir un segundo muelle 514 conectado con una segunda barra conectora 518 por medio de un segundo bloque de barra conectora de muelle 522. La segunda barra conectora 518 puede estar conectada o configurada para acoplarse a un segundo electrodo 544 o a un segundo conjunto crimpado de electrodos 544.

Continuando con las Figs. 9-10, el actuador 504 puede incluir un soporte de muelle o un pestillo de pretensionamiento de muelle 524 para mantener el muelle(s) 512, 514 tensionado antes de un proceso de segmentación.

El actuador 504 también puede incluir un cable de potencia 526 o un conector de cable de potencia y un conector de retorno 528 para conectar el actuador 504 a una fuente de potencia, tal como un generador 306, 406, como se ilustra en las Figs. 5 y 8. Un conector de retorno 528 puede estar dispuesto para permitir una trayectoria de retorno eléctrica a través del actuador como se ilustra en la Fig. 8, o una trayectoria de retorno puede estar dispuesta

independiente del actuador 504 como se ilustra la Fig. 5.

Continuando con las Figs. 9-10, un botón de potencia 530 puede estar dispuesto para seleccionar o encender uno o más del primer y segundo conjuntos de electrodos 322, 324 en el orden en el que van a ser activados por el actuador 504, mientras que un botón de activación de potencia 532 puede estar dispuesto para permitir que el usuario determine cuándo aplicar energía a los electrodos 542, 544. En algunas realizaciones, puede ser aplicada potencia a los electrodos 542, 544 por medio de una tira de potencia 534. En algunas realizaciones, la tira de potencia 534 puede estar fijada y aislada dentro del alojamiento 506 de manera que proporciona una pared de separación entre los componentes del primer y segundo conjuntos de tiro 508, 510. En algunas realizaciones, la tira de potencia 534 puede estar alineada o unida a una pared de separación de muelle 535 (véase por ejemplo la Fig. 11). En algunas realizaciones, la energía puede ser aplicada al muelle 512 con un contacto del muelle situado en una pared del alojamiento de actuador 506, por ejemplo en el extremo proximal del dispositivo, cerca de la bobina del muelle. En algunas realizaciones, el contacto de muelle puede estar integrado con un diseño de alojamiento de muelle utilizado para capturar el muelle. En algunas realizaciones, la energía es aplicada a los electrodos 542, 544 utilizando un cable flexible o un conjunto de cables que se pueden extender de manera móvil dentro del dispositivo 504 durante el proceso de corte. Esto permite que el suministro de energía sea desconectado de los componentes de actuación mecánicos para el corte.

Volviendo ahora las Figs. 11-13, se describen ahora de forma adicional los detalles mecánicos eléctricos de algunas realizaciones del actuador 504. Como se ilustra, puede estar dispuesto un pestillo de pretensionamiento 524. Este pestillo de pretensionamiento 524 mantiene los muelles de tensionamiento 512, 514 en una posición extendida. Presionando el pestillo de pretensionamiento 524 se desbloquea el bloqueo de pretensionamiento y se permite que todos los muelles de tensionamiento 512, 514 retraigan los electrodos 308 y tiren de, o de otro modo contengan, la muestra 1002 apretadamente contra el extremo distal del dispositivo de extracción de tejido 300, 400. Los expertos en la técnica entenderán que pueden estar dispuestos numerosos medios para el pretensionamiento, todos ellos están contemplados en esta descripción, incluyendo, pero no limitándose a: un mecanismo de pretensionamiento separado que, cuando está activado, retrae los actuadores de segmentación alejando los de la muestra que va ser segmentada - pretensionando de este modo la muestra. En algunas realizaciones, los muelles 512, 514 responden a un mecanismo para pretensionar la muestra 1002. Los muelles 512, 514 pueden estar enrollados en sus respectivas ubicaciones de montaje, o incrementar la longitud de la trayectoria, o ruta, los electrodos 542, 544 necesitan desplazarse para su retracción. En algunas realizaciones, partes del dispositivo de extracción de tejido 300, 400 son desechables. En algunas realizaciones, el actuador 304, 404, 504 es desechable. En algunas realizaciones, el actuador 304, 404, 504 es reutilizable. En el caso de un actuador reutilizable 304, 404, 504 el usuario podría volver a desplegar los muelles 512, 514 mientras utiliza el pestillo de pretensionamiento 524 para mantener la posición extendida como se ha hecho inicialmente.

Haciendo particular referencia a las Figs. 12-13, el primer conjunto de tiro 508 está descrito con detalle. Como se ha descrito anteriormente, el primer conjunto de tiro 508 puede tener un primer muelle 512 conectado a una primera barra conectora 516, tal como, por ejemplo sólo, por medio de un bloque de barra conectora de muelle 520. El bloque 520 puede proporcionar unos medios para conectar un primer electrodo 542 o primer conjunto de electrodos 512, tal como por medio de la unión de una primera barra conectora 516 al primer muelle 512. El bloque 520 o partes del bloque 520 pueden incluir un material eléctricamente conductor, de manera que la unión de la primera barra conectora 516 puede proporcionar un acoplamiento eléctrico entre el primer electrodo 542, la barra conectora 516, y el muelle 512. En algunas realizaciones, el bloque 520 puede incluir un material eléctricamente aislante para aislar la barra conectora 516 y el muelle 512. En algunas realizaciones, un contacto de potencia 536 puede estar dispuesto por, o conectado al, bloque 520 de manera que se permite que la energía, tal como la energía de RF, sea aplicada a muestra 1002 a través de la barra conectora 516. El contacto de potencia 536 puede estar eléctricamente aislado del primer muelle 512. En algunas realizaciones, la energía de RF puede ser aplicada muelle 512 directa o indirectamente, dando lugar a una conexión eléctrica desde el muelle 512 a través del bloque 520 y la barra conectora 516 a los cables o electrodos 104, 308 y la muestra 1002.

Continuando con la Fig. 11, un tubo de inserción distal 538 puede estar dispuesto para permitir que el actuador 504 sea insertado en una abertura laparoscópica, y la longitud del tubo 538 es tal que con el tubo 538 totalmente insertado en el paciente, la muestra 1002 y los electrodos 308 o los cables 140 permanecerán fuera de contacto con el interior de la cavidad 1000, que puede ser la pared abdominal o torácica. El extremo distal del tubo de inserción 538 puede ser redondeado, y/o incluir material lubricante para facilitar el paso de los electrodos 308, 140 entre el tubo de inserción 538 y la muestra 1002. En algunas realizaciones, el extremo distal del tubo de inserción 538 puede tener aberturas o estar compuesto de un material moldeable para facilitar el movimiento del cable. La longitud de inserción de instrumento apropiada puede ser dictada por el tamaño del instrumento próximo al tubo de inserción distal. El tubo de inserción distal 538 también puede tener una característica inflable, por ejemplo, en el extremo proximal cerca del actuador 504, que asiente entre la muestra 1002 y la pared de cavidad interior 1001 para evitar adicionalmente que los cables o los electrodos entren en contacto con la pared corporal del paciente durante la retracción de los cables 140. En algunas realizaciones, se proporciona una barrera térmica adicional (no mostrada) en una pared de la bolsa de recuperación 302 o que en una superficie exterior de la bolsa de recuperación 302 de manera que cualquier contacto con la cavidad 1000 será protegido del daño térmico. La barrera térmica puede incluir una capa térmicamente aislante 1304 o una característica que puede ser inflada con aire o un fluido (véase por

ejemplo la Fig. 26). En algunas realizaciones, el cirujano puede utilizar una cámara laparoscópica para asegurar visualmente que no está haciendo contacto con la cavidad corporal interior 1000.

Continuando con las Figs. 12-13, como se ha ilustrado, para realizaciones que requieren que el usuario realice una conexión de los electrodos 542, 544 en el extremo distal de la barra conectora 516, un espacio o ranura de recepción 538 puede estar dispuesto para recibir un manguito de crimpado 540 de un electrodo 542 o un primer conjunto de electrodos crimpados. La ranura 538 puede tener forma de una lengüeta para hacer posible que un primer muelle 512 aplique una primera fuerza F1 en un primer electrodo 542 o un primer conjunto crimpado de electrodos. Los expertos en la técnica entenderán a partir de las figuras que el segundo conjunto de tiro 510 puede incluir los mismos o similares componentes para hacer posible que el segundo conjunto de tiro 510 aplique una segunda fuerza F2.

Otros medios para conectar los electrodos 140, 308 al actuador 504 distintos de un crimpado se contemplan en esta descripción. Un ejemplo incluye terminar los electrodos 308 en un conector de un único pin o de múltiples pines que está acoplado o configurado para acoplarse con un correspondiente conector en el actuador 504. Otro ejemplo incluye utilizar un gancho que está situado en una característica de la barra conectora para mantener los electrodos 308 conectados con la barra conectora mientras está bajo tensión. Otro ejemplo incluye pasar los extremos de electrodo individualmente o agrupados juntos más allá de un muelle o característica de charnela interna a la barra de conexión, con este muelle o esta característica de charnela agarrando el lado del electrodo 308 y sujetándolo de forma segura cuando se aplica una fuerza de extracción.

Volviendo ahora a las Figs. 14-16, una disposición de electrodo a modo de ejemplo se describe ahora con detalle. Como se ha ilustrado, una bolsa de recuperación 602 puede estar provista de un recipiente 612 que tiene una entrada 614 y una pluralidad de electrodos montados en la misma; aquí y primer, segundo, tercer y cuarto electrodos 604, 606, 608, 610 pueden estar dispuestos para segmentar la muestra 1002 en aproximadamente nueve segmentos, aunque se entenderá que pueden estar dispuestos más o menos electrodos y que, incluso cuando cuatro electrodos están dispuestos, la muestra 1002 puede afectar a la forma resultante y a la cantidad de segmentos. Un retorno 616 tal como un parche de retorno y un cable de retorno 618 pueden estar dispuestos de una forma entendida por los expertos en la técnica.

En algunas realizaciones la bolsa de recuperación 602 puede tener una capa exterior o primera, tal como un recipiente 612 hecho de plástico, polivinilo, nilón, poliuretano, o cualquier otro material aislante biocompatible adecuado para utilizar en un paciente vivo. Conectado a, o como una segunda capa, en el recipiente 612 puede haber un retorno 616. El retorno 616 puede ser una hoja o malla de cobre, o cualquier otro material altamente conductor adecuado para utilizar en un paciente vivo, conectado a un cable de retorno 618 para transmitir energía desde el paciente. El cable de retorno 618, aunque se ilustra estando dentro del recipiente 612, puede estar conectado al retorno 616 de cualquier manera adecuada para una transferencia eficiente y segura de la energía, tal como, estando dentro de las capas los recipientes 612 que son distales respecto de la entrada del recipiente 614, o asentando parcialmente en el exterior del recipiente 612 para mantener el cable de retorno 618 fuera del paso durante la carga de la muestra. El cable de retorno 618 puede estar unido al retorno 616 mediante soldadura del cable de retorno 618 al retorno 616, contacto mecánico aplicado mediante formación de capas al cable de retorno 618 y al retorno 616 juntos durante la fabricación de la bolsa 602, uniendo el cable de retorno 618 al retorno 616 utilizando epoxi de conducción o materiales similares, y/o formando el retorno 616 y el cable de retorno 618 a partir de una única hoja continua o malla.

Continuando con la Fig. 15, el interior de retorno 616 o una tercera capa puede ser un material aislante protector, tal como una barrera 620 entre el electrodo(s) 604, 606, 608, 610 y el retorno 612. Los expertos en la técnica reconocerán que para que se produzca la segmentación, la muestra 1002 debe estar en contacto un tanto con el retorno 612 como con el electrodo(s) 604, 606, 608, 610 y que el retorno 612 no puede estar en contacto con el electrodo(s) 604, 606, 608, 610 directamente. La barrera 620 es por tanto una capa aislante entre el retorno 612 y el electrodo(s) 604, 606, 608, 610, y puede estar hecha de un material adecuado para proporcionar un efecto aislante.

Los expertos en la técnica entenderán también que el número de capas de la construcción de bolsa puede ser tan pequeño como uno, dos, o tres, con los componentes descritos anteriormente estando unidos a la superficie interior de esa capa por recipiente 312 y puede ser mayor que tres, dependiendo de la realización, y esos componentes de la bolsa de recuperación 602 ilustrados en las Figs. 14-16 deberían estar dimensionados y ser adecuadamente flexibles para comprimirse dentro de una herramienta de sección antes de la expansión dentro de la cavidad 1000.

Continuando con la Fig. 16, la bolsa de recuperación 602 puede incluir un recipiente 612 con una entrada 614 que está cargada elásticamente para abrirse durante el despliegue dentro de la cavidad 1000, o inflable hasta una configuración abierta para permitir que la muestra 1002 sea colocada dentro de la bolsa de recuperación 602. Los electrodos pueden estar crimpados juntos en un primer conjunto de electrodos 622 que tiene primer y segundo electrodos 604, 606 y un segundo conjunto de electrodos 624 que tiene tercer y cuarto electrodos 608, 610. El primer y segundo conjuntos de electrodos 622, 624 pueden estar conectados a conjuntos de tiro 508, 510 respectivamente, como se ha descrito previamente en la presente memoria.

Los electrodos 604, 606, 608, 610 pueden estar unidos temporalmente al recipiente 612, de manera que la

aplicación de una fuerza proximal F, F1, F2 puede hacer que los electrodos 604, 606, 608, 610 se separen del recipiente 612. Medios para la unión pueden incluir, pero no se limitan a, apilamiento por calor, pegado, adhesivo de pegado, u otros medios de sujeción.

5 Haciendo referencia simultánea a las Figs. 15-16, los electrodos 604, 606, 608, 610 pueden estar colocados o configurados de manera que un primer conjunto de electrodos 622, 604, 606 puede ser activado para efectuar una primera operación de segmentación, mientras que un segundo conjunto de electrodos 624, 608, 610 puede ser activado para efectuar una segunda operación de segmentación. La primera operación de segmentación puede ser completada antes de la iniciación de la segunda operación de segmentación en algunas realizaciones. En algunas realizaciones, la segunda operación de segmentación comienza antes de la finalización de la primera operación de segmentación. En algunas realizaciones, la segunda operación de segmentación empieza de manera sustancialmente contemporánea con la primera operación de segmentación.

10 En algunas realizaciones, una capa aislante (no mostrada) se proporciona entre un primer y segundo electrodo 604, 606, 608, 610, de manera que se evita la transferencia prematura de energía al segundo electrodo y/o se mantiene una densidad de potencia del conjunto para cada electrodo 604, 606, 608, 610. La capa aislante puede incluir un revestimiento temporal de baja temperatura adicional, una característica de bolsa serrada adicional, y otros métodos diversos. Además de aislar eléctricamente los electrodos 604, 606, 608, 610, el aislamiento también proporciona una barrera mecánica para reducir la posibilidad de fuga del electrodo.

15 Volviendo de nuevo a las Figs. 17-19, se describe ahora con detalle otra realización de la bolsa de recuperación 702. Para sujetar temporalmente el electrodo(s) 604, 606, 608, 610 en su sitio antes de la colocación de una muestra 1002 dentro de la bolsa de recuperación 702, pueden estar dispuestos uno o más sujetadores 730, 732, 734. Los sujetadores 730, 732, 734 pueden ser temporales, pueden incluir manguitos serrados o rasgados que sujeten el electrodo(s) 604, 606, 608, 610 en su sitio. En algunas realizaciones, y como se ilustra la Fig. 18, un primer conjunto de sujetadores temporales 730 puede acoplar una pluralidad de electrodos 604, 606, 608, 610 en una configuración de patrón con relación a un retorno 616 antes de una operación de segmentación para mantener la separación de electrodo apropiada y para asegurar que los electrodos 604, 606, 608, 610 no entran en contacto y/o cortocircuitan el retorno 616.

20 Como se ilustra la Fig. 19, en algunas realizaciones, un segundo conjunto de sujetadores temporales 732 puede sujetar una pluralidad de electrodos 604, 606, 608, 610 en una configuración de pre-recogida, en donde la configuración de pre-recogida tiene una disposición de los electrodos 604, 606, 608, 610 que proporciona un espacio de recepción abierto 736 para una muestra. Otro conjunto de sujetadores 724 que puede ser un tercer conjunto de sujetadores temporales, puede conectar temporal o permanentemente los extremos, que pueden ser extremos crimpados 740 de uno o más conjuntos de electrodos 622, 624, cerca de la entrada de la bolsa 614.

25 En algunas realizaciones, un primer conjunto de sujetadores temporales 730 está seleccionado para requerir una diferente fuerza de tiro para separarlo del recipiente 612 que es requerida para tirar de un segundo conjunto de sujetadores temporales 732 desde el recipiente 612. En algunos ejemplos, el segundo conjunto de sujetadores temporales 732 puede proporcionar una unión relativamente floja a un lado de la bolsa de recuperación 702, de manera que los electrodos 604, 606, 608, 610 pueden ser movidos alrededor o con relación a la muestra 1002 después de que la muestra 1002 sea recogida en la bolsa de recuperación 702 sin hacer que los electrodos 604, 606, 608, 610 se desgarran o se rompan del primer conjunto de sujetadores temporales 730, antes de que el cirujano esté listo para empezar el proceso de segmentación. En algunas realizaciones, el tercer conjunto de sujetadores 734 puede ser temporal, y/o puede requerir una fuerza de separación que sea mayor que la fuerza de separación requerida para el primer y segundo conjuntos de sujetadores temporales 730, 732. Los sujetadores 734 pueden sujetar los extremos de electrodo, crimpados u otros conectores fuera del paso y cerca de la entrada 614 durante la carga de la muestra. Esto permite que el usuario acceda y conecte los electrodos al actuador 504 desde fuera del paciente después de que la entrada 614 sea exteriorizada.

30 Si ha de observar que, aunque el retorno 616 se ilustra en una parte inferior de la bolsa de recuperación 702, los expertos en la técnica entenderán que el retorno 616 puede estar situado en otras regiones adecuadas de la bolsa de recuperación 702, siempre y cuando el retorno 616 esté colocado en contacto con la muestra 1002 y no en contacto con la exposición de los electrodos 604, 606, 608, 610. También se ha de entender que la bolsa de recuperación 702 puede tener otras características como las descritas e ilustradas con respecto a otras realizaciones de la bolsa de recuperación 602 descritas anteriormente y posteriormente.

35 Volviendo ahora a las Figs. 20-21, la bolsa de recuperación 802 puede tener un primer conjunto de sujetadores temporales 830 que comprende un adhesivo y/o un segundo conjunto de sujetadores temporales 832 que comprende un adhesivo, para mantener los electrodos 604, 606, 608, 610 en una configuración de pre-recogida y/o una configuración en patrón con relación a un retorno 616 antes de una operación de segmentación. El efecto adhesivo individual o combinado del segundo conjunto de sujetadores temporales 832 puede ser diferente del efecto adhesivo individual o combinado del primer conjunto de sujetadores temporales 830. Un tercer conjunto de sujetadores 834 puede ser manera similar temporal y/o comprender un adhesivo.

En algunas realizaciones, el recipiente 312, 612, 1312 tiene una forma para asegurar que la muestra 1002 está orientada de manera que facilita el corte predecible y el contacto con el retorno 616. En algunas realizaciones, la parte inferior del recipiente 312, 612, 1312 puede ser generalmente plana, de manera que la muestra 1002 puede asentar contra de la disposición de electrodos 308. El recipiente también puede tener una boca o entrada ligeramente mayor 310, 614 para hacer posible la carga más fácil de la muestra. En algunas realizaciones, el recipiente puede ser largo y estrecho con un área de sección transversal estrechada; esto es, la entrada puede ser más ancha que una parte distal o cerrada del recipiente. Un recipiente relativamente largo y estrecho puede ser más adecuado para muestras más largas, tal como el colon, en donde puede ser ventajoso segmentar a lo largo de la longitud de la muestra. En este caso, una característica que generalmente asegura o comprime la bolsa puede ser añadida para sujetar la muestra de tejido a lo largo de su longitud.

Haciendo ahora referencia a las Figs. 22-25, se ha de entender que, aunque cuatro electrodos 604, 606, 608, 610 han sido generalmente ilustrados en este documento, puede estar dispuesto cualquier número de electrodos, de manera que se obtenga una segmentación deseada de la muestra 1002. Por ejemplo, como se ilustra las Figs. 22-23, pueden estar dispuestos ocho electrodos 904, 906, 908, 910, 912, 914, 916, 918. En algunas realizaciones, pueden estar dispuestos cuatro conjuntos de electrodos 920, 922, 924, 926.

Como se ilustra en la Fig. 23, en algunas realizaciones, un primer conjunto de electrodos 920 puede estar dispuesto y configurado para segmentar una región o regiones periféricas 1002a, 1002b a partir de la muestra 1002 en un primer plano A y/o un segundo plano B. Un segundo conjunto de electrodos 922 puede segmentar una región o regiones centrales 1002c a partir de la muestra 1002 en un tercer y/o cuarto planos C, D. Un tercer conjunto de electrodos 924 puede segmentar una región central 1002c de la muestra 1002 en un quinto y/o sexto planos E, F, y un cuarto conjunto de electrodos 926 puede segmentar una región o regiones periféricas 1002d de la muestra en un séptimo y/u octavo planos G, H. Algunos planos A, B, C, D pueden ser perpendiculares o transversales a otros planos E, F, G, H. En algunas realizaciones, los cortes periféricos se hacen antes que los cortes centrales, mientras que en algunas realizaciones, los cortes centrales se hacen antes que los cortes periféricos. Como se ilustra la Fig. 23, los cortes en los planos A y B están hechos antes que los cortes en los planos C y D, mientras que los cortes hechos en los planos E y F están hechos antes que los cortes hechos en los planos G y H. Los expertos en la técnica reconocerán que el dispositivo de extracción de tejido puede estar configurado para proporcionar un orden de etapa de segmentación que da lugar a los cortes más limpios posibles y/o el menor potencial de contaminación de otros tejidos o la destrucción de la evidencia de la enfermedad o daño previos del tejido. Estas etapas se pueden configurar para la comodidad de manipulación para asegurar que el conjunto de cables más cercano al tejido es activado primero, permitiendo que el siguiente conjunto más cercano sea activado a continuación, y así sucesivamente, hasta que todos los conjuntos de cables estén activados. En algunas realizaciones, la secuencia puede ser seleccionada para asegurar la fiabilidad de los cortes. En algunas realizaciones, primero se hacen los cortes periféricos, mientras la muestra de tejido está en su forma estructural más rígida, mientras los cortes centrales continúan. En algunas realizaciones, sin embargo, se puede hacer un corte central antes que los cortes periféricos, dependiendo de la aplicación particular y de la muestra.

Haciendo referencia ahora a las Figs. 24-25, se ha de entender que los electrodos 604, 606, 608, 610, 612 pueden estar dispuestos para segmentar el tejido 1002 en cualquier orden o con cualquier forma deseada; como se ilustra, seis electrodos 604, 606, 608, 610, 612 pueden estar dispuestos y situados para dar lugar a doce segmentos de la muestra. Cada electrodo puede estar situado para segmentar la muestra a lo largo de un plano que intersecta y pivota alrededor de un eje central A de segmentación.

Volviendo ahora a la Fig. 26, en algunas realizaciones, la bolsa de recuperación 1302 puede incluir cualquiera o todas las características anteriormente descritas e ilustradas en esta memoria, y, adicionalmente, una capa térmicamente aislante 1304 que está conectada a, o a una parte de, una capa de contenedor 1312 que tiene una entrada 1314. La capa aislante 1304 puede estar hecha del mismo o de diferente material que el resto del recipiente 1312. En algunas realizaciones, la capa aislante 1304 incluye bolsillos llenos de fluido y/o llenos de gas para aislar el tejido del paciente u otras regiones de la cavidad 1000 del daño térmico durante el proceso de segmentación. En algunas realizaciones la capa aislante 1304 puede incluir un mecanismo de llenado 1316 para inflar o llenar la capa aislante 1304 después de que la bolsa de recuperación 1302 sea desplegada en la cavidad 1000. En algunas realizaciones, el mecanismo de llenado 1316 incluye un mecanismo en circulación 1318 tal como una válvula o una bomba para hacer circular un gas o fluido a través de la capa aislante 1304 y/o desinflar la capa aislante 1304 después de que el proceso de segmentación se complete. Uno o más sensores 1320 pueden estar dispuestos en la capa aislante para detectar una temperatura de la capa aislante 1304 y/o una presión del fluido o gas dentro de la capa aislante 1304, que puede proporcionar una indicación del un despliegue apropiado y/o del daño a la bolsa de recuperación 1302.

Volviendo a las Figs. 27-27B, se describen ahora algunos modos de iniciación de segmentación de tejido. Como se ilustra la Fig. 27, en algunos casos, un electrodo 308 o cable 140 conectado por medio de una línea de energía 332 a un generador 306 puede estar situado cerca de una muestra de tejido 1002 con una separación de aire entre el electrodo 308 y la muestra 1002. La muestra 1002 puede tener un retorno 330 unido cerca, pero no en contacto con, el electrodo 308. La separación de aire entre el electrodo 308 y la muestra 1002 permite una iniciación de la segmentación de tejido a través de la generación de chispas o formación de arco cuando se aplica un voltaje

suficiente al electrodo 308.

Volviendo brevemente a las Figs. 28C y 30, se describen ahora detalles del electrodo activo. El electrodo activo 308 puede incluir un cable conductor 140 que puede incluir un material metálico o de otro tipo, que puede llevar una corriente de RF. Durante la aplicación de la potencia de RF, el cable conductor 140 conducirá un voltaje de RF aplicado por el generador. Para los fines de esta descripción, un área de exposición 315 es el área total del electrodo activo 308 que puede producir un efecto electroquirúrgico que está en contacto con el tejido. Haciendo referencia al ejemplo de la Fig. 28C, para un cable conductor no aislado 140 el área de exposición 315 sería de forma efectiva la misma que la parte de soporte de carga del cable 305. Dentro de esta área de exposición 315 hay un área de superficie en electrodo activa 317 que es el área de superficie total del cable que conduce la corriente de RF entre cable y el tejido. Los expertos en la técnica entenderán que el área de superficie de electrodo activa 317 puede ser diferente, y típicamente más pequeña que el área de exposición 315 debido a las características de RF, tales como las variaciones de impedancia del cable y la interfaz de tejido. Además, dado que el corte de RF está en proceso, el área de superficie en electrodo activa 317 cambiará debido a las áreas localizadas de arco, el movimiento del cable 140 a través de tejido y la consiguiente salida del cable 140 de la muestra 1002 con la finalización de la segmentación.

Un revestimiento de elevada impedancia 309 puede estar aplicado al cable 308 para proporcionar una impedancia que sea mayor que una impedancia del cable conductor desnudo 140, de manera que la impedancia observada por el generador de RF sea lo suficientemente grande para suministrar un elevado voltaje al área de superficie de electrodo activa 317 y a través de la interfaz de electrodo activo-tejido. Esta elevada impedancia dependerá de muchas características, que incluyen, pero no se limitan a, el tamaño del cable 140, las propiedades del tejido, el material de revestimiento, el espesor de revestimiento, la uniformidad del revestimiento, y la fuerza mecánica aplicada por el sistema al cable 140 contra la muestra de tejido, y puede ser mayor que 100 ohmios como se observa por el generador para ayudar a la función de iniciación. La aplicación de este revestimiento no afecta al área de exposición 315 pero afecta al área de superficie de electrodo activa 317, ya que la corriente será preferencialmente conducida a áreas de menor impedancia (por ejemplo, a través de huecos) dentro del área de exposición 315. En algunas realizaciones, una región más delgada del revestimiento de alta impedancia que tiene un primer espesor está configurada para permitir que una corriente discurra a través del primer espesor cuando una potencia que tiene un voltaje preseleccionado sea aplicada al cable conductor.

En algunas realizaciones, como se ilustra en la Fig. 27A, cuando el electrodo 308 está situado en contacto directo con la muestra 10002, un arco suficiente para realizar el corte no será iniciado al menos que el voltaje aplicado sea lo suficientemente elevado entre el electrodo 308 y la muestra 1002. Debido a la relación entre la potencia, la corriente, y el voltaje, se puede conseguir un nivel de voltaje apropiado limitando el área de exposición 315 y/o el área de superficie de electrodo activa 317 por el área de interfaz de tejido. Por ejemplo, un revestimiento de elevada impedancia 309 que tiene pequeños huecos 311, micro huecos, y/o una sección transversal más delgada que tiene una resistencia dieléctrica inferior o que puede ser desplazado, disuelto térmicamente o retirado de otro modo a voltajes inferiores en áreas puede ser aplicado al electrodo 308. El revestimiento de elevada impedancia 309 está configurado para "degradarse" bajo la aplicación de una potencia que cumpla un conjunto de condiciones, de manera que se incremente el área de superficie de electrodo activa 317, o un área de contacto de tejido dentro del área de exposición 315, que está sometida a la aplicación de potencia de RF. Para los fines de este documento, el término "degradar" se ha de entender que significa reducir la resistencia dieléctrica, espesor, cobertura o cantidad de área de superficie, resistencia de adhesión, o intensidad, que incluyen el desgaste por erosión, rotura, fusión, cambio en las propiedades eléctricas (tal como material de coeficiente de temperatura negativo), o para descomponer a través de una reacción química. Otros medios para proporcionar un voltaje adecuado para la iniciación consisten en incrementar la impedancia localizada entre la interfaz electrodo-tejido, por ejemplo suministrando corriente de RF a través del tejido lo que da lugar a la desecación local, acumulación de proteínas de tejido o tejido muerto sobre la superficie del electrodo, o con la creación de una separación de aire o vapor.

Como se ilustra en la Fig. 27B, el área de superficie de electrodo activa 317 o área de contacto efectiva para la transferencia eléctrica puede ser reducida dentro del área de exposición 315 retirando y/o reduciendo el espesor del revestimiento 309 en patrones deseados tal como rayas continuas o discontinuas 313 para crear rayas en donde la iniciación o la generación de un arco pueden ocurrir. Como se ha descrito anteriormente, dos mecanismos ocurren simultáneamente para proporcionar el rendimiento de corte. La energía de RF crea una vaporización de las células del tejido cerca del electrodo activo 308 y la carga mecánica F separa las estructuralmente de tejido. La corriente proporcionada por la energía de RF realiza la vaporización y está relacionada con la densidad de corriente, mientras que la potencia proporciona la energía necesaria para mantener la formación del arco durante la duración del corte y puede ser medida por la densidad de potencia. Para los fines de este documento, la densidad de potencia será la potencia total suministrada por el generador dividida por el área de exposición 315. Dado que el área de contacto de electrodo activo es reducida, la corriente resultante y la densidad de potencia son incrementadas dando lugar a una vaporización de tejido mejorada.

Haciendo ahora referencia las Figs. 28-28C, una vez que un arco inicial se ha producido, la muestra 1002 pueden ser rápidamente segmentada y a una temperatura relativamente baja sin se aplique una carga mecánica suficiente, tal como la fuerza proximal F, en combinación con una corriente y densidad de potencia adecuadas. Como se ilustra

en la Fig. 28A, en algunas realizaciones, el dispositivo de extracción de tejido 100, 200, 300, 400 puede estar configurado para aplicar una fuerza proximal F que dé lugar a una carga aplicada sobre cada electrodo 140, 308 que sea mayor de aproximadamente 275 kPa (o aproximadamente 40 psi). La carga total 307 aplicada por el electrodo 308 puede ser generalmente calculada por la fuerza F dividida por la parte de soporte de carga 305 del cable o el área de su proyección en un plano perpendicular a la dirección de la presión. Esto también se denomina "área proyectada" como fue definido por Lowe y Bevis, *Machine Design*, 1908. En el ejemplo ilustrado, electrodo redondo 308, el diámetro D del electrodo multiplicado por la anchura proyectada de la muestra de tejido 1002 en el plano del corte de cable es el área de soporte de carga o el área proyectada.

Haciendo referencia a la Fig. 28B, el dispositivo de extracción de tejido 100, 200, 300, 400 puede estar configurado para aplicar una densidad de potencia que sea mayor que aproximadamente 168 W/cm² (o aproximadamente 1088 W/pulgada²). La densidad de potencia aplicada se determina o se confirma mediante la potencia aplicada (en Vatios) y el área de superficie del electrodo(s) 140, 308 en contacto con la muestra 1002. En el caso de un electrodo redondo 308, la densidad de potencia es pi multiplicado por el diámetro del electrodo y la longitud del electrodo en contacto con la muestra (o πDL).

Como se puede entender a partir de la consideración de las Figs. 28A-28B, la longitud del electrodo 140, 308 en contacto con la muestra 1002 no es necesariamente la misma que la longitud del electrodo 308 que aplica una fuerza sobre tejido que es normal a la dirección de corte; sin embargo, esta diferencia puede ser insignificante algunos casos, dependiendo de la forma que la muestra 1002 y del diseño del electrodo 308.

En algunas realizaciones, la muestra 1002 está segmentada y da lugar a menos contacto entre la muestra 1002 y el electrodo(s) 308, el dispositivo de extracción de tejido 100, 200, 300, 400 puede estar configurado para reducir la fuerza proximal F aplicada y/o los niveles de potencia para mantener un corte eficiente que sea limpio y sin excesivo calentamiento. En algunas realizaciones, el primer y/o un segundo muelles 512, 514 pueden estar configurados para aplicar una fuerza proximal reducida F cuando el actuador 504 se aproxima a un estado totalmente retraído, de manera que se reduce la fuerza proximal F cuando la muestra 1002 se acerca a un estado totalmente segmentado.

En algunas realizaciones, puede estar dispuesto un sistema de retroalimentación en donde el generador 306 responde a una determinación de que la muestra 1002 está acercándose a un estado totalmente segmentado. En algunas realizaciones, la potencia puede ser ajustada a medida que el corte está siendo realizado. Cuando el cable empieza a salir de la muestra cerca de la finalización del corte, el área de superficie de tejido en contacto con la exposición empieza a reducirse debido a la geometría de la muestra y el electrodo de lazo 140, 308. Esta reducción de área aumenta la carga mecánica por área, así como la densidad de potencia. Este efecto proporcionará una densidad de potencia incrementada si los ajustes se mantienen y puede tener un efecto de aceleración en la finalización del corte con una carga de fuerza constante aplicada. El ajuste de la potencia suministrada al cable o al conjunto de cables puede compensar este efecto, proporcionando un corte más consistente en la finalización. En algunas realizaciones, las tendencias de impedancia son monitorizadas por un sensor que identifica la ubicación del conjunto de tiro a medida que avanza dentro del lumen.

Volviendo ahora a la Fig. 29, se describe en otra configuración de electrodo(s) 308. Como se ilustra, las partes proximales 320 del electrodo(s) 308 pueden incluir un área electroquirúrgica inactiva, que puede ser una parte aislante 319. El área electroquirúrgica inactiva puede incluir un revestimiento más grueso 309, una impedancia que sea mayor que la impedancia del área de exposición y/o el área de superficie en electrodo activo, una unión al cable conductor que sea más fuerte que una unión del área de exposición al cable conductor, y/u otro material aislante que incluya tubos semirrígidos. Esta parte 319 está destinada a ser un aislante que no conducirá corriente y no será parte del área de exposición 315 o del área de superficie de electrodo activa 317. Esto un minimizará el área de exposición 315, o el área de superficie del electrodo(s) 308 que está en contacto con la muestra 1002. La parte 319 también puede proporcionar soporte físico para el electrodo(s) 308 para reducir la posibilidad de rotura del electrodo durante la segmentación, despliegue, etc.

Puede ser necesaria una repetitividad del tamaño de segmento para asegurar que el usuario puede retirar fácilmente los segmentos de la bolsa de recuperación 302. Pueden ser incorporadas varias soluciones para mejorar la repetitividad de los tamaños del segmento. Como se ha expuesto anteriormente, las posiciones de los cables 140, 308 relativas entre sí es importante. El soporte temporal de los cables 140, 308 al recipiente 312, la unión potencial de los cables 140, 308 juntos, y el pretensionamiento de los cables 140, 308 antes del corte contribuye todo a la repetitividad. En algunas realizaciones, lazos de material de baja temperatura, adhesivos, o bandas de plástico pueden sujetar los cables 140, 308 en una posición con relación al recipiente 312, y no liberarnos hasta que se tire del cable 140, 308 parcialmente a través de la muestra 1002. En algunas realizaciones, puede ser utilizada una aleación con memoria de forma para mantener los electrodos 308 en una posición particular antes o durante el corte. Por ejemplo, la aleación con memoria de forma puede estar unida a la parte distal de los cables de electrodo 140, 308 en combinación con un manguito aislante. Algunas realizaciones pueden incluir miembros rígidos, con charnela o sin charnela que conectan los cables de corte 140 a las barras conectoras 516, 518 o al actuador. Estos miembros rígidos podrían ser utilizados para mantener los electrodos de cable 140, 308 en una orientación o separación específicas durante el corte. Además, para instrumentos que utilizan más de un conjunto de electrodos 422, 424 que son tirados en serie, el orden y la posición de los electrodos 422, 424 pueden tener impacto en la repetitividad. Por ejemplo, puede resultar ventajoso tener los conjuntos de electrodos 422, 424 situados simétricamente alrededor de

la muestra 1002, en lugar de tirar sobre solo un lado de la muestra 1002, de manera que la muestra 1002 pueda girar dentro del recipiente 312.

En algunas realizaciones, la muestra 1002 puede ser asegurada utilizando varias características de la bolsa 302 antes y durante la segmentación, de manera que se mejore la repetitividad de los segmentos resultantes o de los propios cortes. Por ejemplo, algunas realizaciones incluyen vejigas hinchables que comprimen ubicaciones específicas de la muestra 1002. Las vejigas hinchables pueden estar situadas dentro de la separación de los cables 140 en la bolsa 302 de manera que los cables 140 no están restringidos por esta compresión y se permite que se separen libremente de la bolsa 302 y hagan contacto con la muestra de tejido 1002. La compresión de la muestra 1002 antes y durante la segmentación permite que la muestra 1002 mantenga la forma general durante el proceso de segmentación. En algunas realizaciones, el inflado de las vejigas inflables se realiza por etapas, de manera que durante la carga de la muestra de tejido 1002, la entrada 310 de la bolsa y un subconjunto de características a lo largo del eje de la bolsa son infladas para proporcionar algo de forma y rigidez a la bolsa para ayudar a capturar la muestra de tejido. La bolsa puede ser después desinflada para permitir la exteriorización. La bolsa 302 después se puede volver a inflar o bien al mismo nivel descrito anteriormente o bien con una presión mayor, o en diferentes partes de la bolsa 302 para ayudar a asegurar la muestra de tejido en la orientación destinada, o con la adición de características infladas en cada ubicación entre los cables. Esto proporciona el soporte mecánico no sólo de la muestra de tejido durante el corte sino que también proporciona retracción para sujetar la muestra con respecto a la zona de incisión.

La Fig. 30 ilustra una vista más detallada del electrodo 1400 utilizado en algunas realizaciones. Como se ilustra, el electrodo(s) 1400 puede tener un área de exposición 315, 1404 que contenga un área de superficie de electrodo activa 317, a 1408 en una o más áreas que tengan una parte aislante 1402 que se puede conseguir mediante un revestimiento más grueso o con otro material aislante que incluye un tubo semirrígido y/o termorretráctil. Para los fines de este documento, el área de exposición 1404 es considerada cualquier área en donde el revestimiento de alta impedancia sea retirado de un cable conductor central, sea delgado, o tenga huecos en el mismo, con lo que se reduce la impedancia en un área generalizada. Dentro de este área de exposición 315, 1404 está el área de superficie de electrodo activa 317, 1408 que es el área de superficie total del cable que conducen la corriente de RF entre el cable y el tejido. En la Fig. 30, el área de superficie de electrodo activa 1408 es la suma total de los huecos a través de los cuales se conduce la corriente de RF. Como se ha descrito previamente, el área de superficie de electrodo activa 317, 1408 cambiarán debido a las áreas localizadas de formación de arco, al movimiento del cable 140 a través de tejido y la posterior salida del electrodo 1400 de la muestra de tejido 1002 cuando finaliza la segmentación.

Volviendo ahora a las Figs. 31A-31F, se describen ahora aspectos de una aplicación de los electrodos fuera del tejido o de la segmentación de muestra. El uso de cables de RF para cortar tiene otras aplicaciones conocidas en cirugía tales como electrodos de TURP (prostatectomía) y asas de polipectomía. Estas aplicaciones utilizan cables mucho más cortos de los que serían necesarios para extraer muestras grandes. Sin embargo, un cable revestido con una carga mecánica controlada y una densidad de potencia mínima podría beneficiar esos instrumentos así como crear un efecto de tejido más optimizado que requiera al menos "técnica" por parte del cirujano o del usuario. En algunas realizaciones, puede ser beneficioso optimizar más por reducir la carga mecánica o las densidades de potencia y un uso más para crear un efecto de coagulación en lugar de un efecto de corte de baja temperatura. Esto puede ser facilitado por sensores que detectan el tejido de ajustar la potencia y/o la fuerza mecánica para proporcionar la cantidad adecuada de coagulación con extensión térmica reducida o mediante la onda y el algoritmo de potencia y carga mecánica suministrados. El electrodo de retorno puede ser la almohadilla de retorno del paciente o puede ser un electrodo situado en o cerca del instrumento de corte de cable.

En los dispositivos actualmente disponibles, los niveles de potencia recomendados pueden ser provistos por los fabricantes; sin embargo, estos dispositivos todavía requieren que el usuario determine la cantidad apropiada de tensión o carga mecánica a aplicar al tejido. En los dispositivos descritos en la presente memoria, los Solicitantes proporcionan medios para superar la inherente variabilidad en la carga mecánica controlada por el usuario proporcionando, en algunas realizaciones, una carga mecánica o potencia controladas. La carga mecánica o potencia controladas en estos instrumentos pueden proporcionar menos extensión térmica a la vez que aseguran la adecuada coagulación o detención de flujo de sangre en polipectomías, y dan lugar a una utilización más fácil de los instrumentos. Este control de potencia puede incorporar ondas de "Corte" y "Coagulación" en generadores electroquirúrgicos estándar utilizados hoy en día o puede ser ondas únicas o algoritmos de control.

Otra aplicación potencial para la tecnología de corte de cable descrita puede ser para disectores quirúrgicos en tejidos tales como colectomías o procesos de Lap Nissan, como se ilustra en las Figs. 31A-31F. Los disectores ultrasónicos se utilizan ya habitualmente para servir a esta función, pero tienen varias desventajas que incluyen, pero no se limitan a, costes del instrumento y del generador. En algunas realizaciones, los cables revestidos de mayor impedancia 140, 308 pueden ser parte de un disector de radiofrecuencia para permitir la iniciación de un corte para niveles de potencia inferiores más rápidamente que un cable desnudo o una mandíbula desnuda, haciendo posibles longitudes de mandíbula de disección potencialmente más largas, tiempos de disección más rápidos, y potencialmente menos costes en comparación con los disectores ultrasónicos tradicionales. El instrumento 1500, 1600, 1700, 1800, 1900, 2000 se puede conectar a generadores electroquirúrgicos normalmente disponibles.

Además, la carga mecánica puede ser controlada por el usuario para asegurar el corte optimizado en los tiempos de coagulación. En algunas realizaciones, como se ilustra las Figs. 31A-31F con formas en sección transversal variables, el cable revestido 1502, 1602, 1702, 1802 puede comprender la mitad de un efector de extremo de disector, mientras que la otra mitad del efector de extremo o mandíbula opuesta 1504, 1604, 1704, 1804 está compuesta por el segundo electrodo o de "retorno" del instrumento bipolar. El cable y el electrodo 1502, 1602, 1702, 1802 puede encajar dentro de una ranura opuesta en el segundo electrodo o de retorno para permitir que pase completamente a través del tejido durante la disección. El instrumento 1500, 1600, 1700, 1800, 1900, 2000 puede estar diseñado de tal manera en el primer electrodo 1502, 1602, 1702, 1802 no puede entrar en contacto con la superficie de ranura o bien a través del uso de un toque que mecánicamente no permite que el primer electrodo se extienda hasta la superficie de ranura, o bien con un aislante eléctrico en la superficie de ranura en la ubicación del contacto. La densidad de potencia (o densidad de corriente) y las cargas mecánicas pueden ser optimizadas y variadas para crear un modo de corte seleccionado por el usuario en función del modo de coagulación. Alternativamente, las cargas mecánicas pueden ser controladas para ser las mismas, dependientemente del modo, mientras que se pueden utilizar diferentes ondas de radio frecuencia para crear un corte optimizado y efectos de tejido de coagulación. Las ondas de "Corte" y "Coagulación" en generadores electroquirúrgicos estándar utilizados hoy en día pueden ser utilizadas para crear el corte optimizado y los efectos de tejido de coagulación. En algunas realizaciones, ondas únicas o algoritmos de control del instrumento de disección 1500, 1600, 1700, 1800, 1900, 2000 pueden crear el corte optimizado y los efectos del tejido de coagulación.

Como se ha descrito la presente memoria, unos medios para mejorar el límite natural de una salida de generador en una baja impedancia consisten crear una salida de generador que pueda proporcionar un voltaje más elevado durante la función de iniciación de corte, y una salida que pueda proporcionar una corriente más elevada durante la función de sostenimiento de corte. Una realización consiste en un generador diseñado para el rendimiento optimizado en un rango de impedancia típicamente observado en la segmentación de tejido con un cable. Dado que los generadores electroquirúrgicos estándar están diseñados para una transferencia de potencia máxima de alrededor de 300 a 500 ohmios, el funcionamiento en el rango de 70 a 300 ohmios da lugar a una salida de potencia reducida en el extremo inferior de este rango o una corriente reducida en el extremo más elevado de este rango. Un generador ideal para segmentación de muestra de tejido tendría una transferencia de potencia máxima en un rango que incluye menos de 300 ohmios y un límite de corriente incrementado mayor de 1,2 amperios. Un generador con este tipo de salida sería capaz de accionar una exposición más grande, o más cables con la misma exposición, tendría el voltaje necesario para crear una iniciación con un revestimiento de impedancia menor y tendría más corriente disponible para el corte durante la función de sostenimiento en comparación con los generadores existentes. Adicionalmente, diferentes tecnologías de amplificador de RF pueden ser utilizadas para proporcionar beneficios similares para el funcionamiento de impedancia menor. Un ejemplo es el Dual Current-Mode Controller como fue presentado por Daniel A. Friedrichs, Robert W. Erickson y James Gilbert presentado en IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS, VOL. 6, NO. 1, febrero de 2012.

Esta tipología no utiliza una salida resonante para crear una onda seno y por tanto no tiene las mismas limitaciones naturales que los amplificadores típicos en cargas de impedancia inferiores o mayores. Esta tipología también tiene la capacidad de cambiar la salida de potencia muy rápidamente, de manera que puede verse afectada para un voltaje más elevado durante la iniciación y desplazada a una corriente más elevada cuando se produce en el evento de iniciación.

Como se ha mencionado anteriormente, el dispositivo o sistema puede incluir características para asegurar el funcionamiento apropiado y reducir la probabilidad de daño térmico de RF inadvertido. Estas características pueden requerir de un control adicional y circuitos de monitorización que pueden no estar disponibles en los generadores electroquirúrgicos existentes. El sistema puede o bien incorporar éstos en el actuador 304 o bien con un generador de RF especializado para un rendimiento optimizado, capacidad de utilización y monitorización de parámetros para reducir la probabilidad de daño térmico de RF inadvertido. Alternativamente, puede ser ventajoso incorporar estas características en un controlador separado que sería utilizado en combinación con los generadores que electroquirúrgicos existentes. El controlador estará conectado con el generador 306, de manera que la potencia de salida de RF y las conexiones de retorno (monopolar y bipolar) serán proporcionadas al controlador. El controlador podría comunicar instrucciones al usuario mediante pantallas de texto, pantallas gráficas, pantallas numéricas, indicadores visuales, indicadores de sonido o mediante cualesquiera otros medios para instruir al usuario sobre cómo ajustar y operar el sistema durante su utilización. El controlador estará también conectado a los electrodos activos 308 y al electrodo de retorno 330 de manera que la potencia de salida de RF será proporcionada si se cumplen todas las condiciones predefinidas como están determinadas por la lógica de control dentro del controlador. Esta lógica de control será realizada mediante circuitos eléctricos y un método de control tal como un microprocesador, FPGA, circuito de control analógico, u otro dispositivo de control similar. Adicionalmente, el control estará conectado al actuador 304 para recibir salidas de sensor con información de monitorización o de estado y para proporcionar control para el funcionamiento adecuado del dispositivo. Además, los sensores de eléctricos y mecánicos y los circuitos de control pueden estar incorporados en cualquier combinación de un generador de RF, controlador, actuador, u otro accesorio que pueda ser utilizado en combinación con el sistema o bien conectado directamente o bien, comunicación inalámbrica.

Los sensores o los circuitos de control pueden ser utilizados para proporcionar información tal como, pero no limitada a, sensores de fuerza conectados al actuador para proporcionar la fuerza aplicada los cables por el mecanismo de tiro antes y después de la pretensionamiento y durante y después del corte, sensores de fuerza conectados al conjunto de contenimiento para proporcionar la fuerza aplicada al conjunto de contenimiento durante la pretensionamiento y el corte, sensores de presión dentro del conjunto de contenimiento para proporcionar la fuerza de compresión aplicada por el conjunto de contenimiento a la muestra de tejido, sensores de traslación por indicadores de ubicación para proporcionar la velocidad de desplazamiento o confirmar el avance del mecanismo de tiro durante el corte o medicación completa de corte, sensores de corriente de voltaje para proporcionar la corriente y el voltaje de RF suministrados al actuador durante el corte, sensores de temperatura, tales como termistores, un sensor de corriente y voltaje que monitorizar una señal de interrogación o bien entre los conjuntos de cable o bien en el electrodo de retorno o en diferentes partes del electrodo de retorno para monitorizar la calidad del contacto de la muestra de tejido con el electrodo de retorno, termopares u otros semiconductores sensibles a la temperatura, dentro del actuador o del conjunto de contenimiento para proporcionar la temperatura localizada de ubicaciones específicas. Sensores de presión o flujo conectados a las características inflables de todo el conjunto de contenimiento proporcionar información de presión e inflado de cualquier aire o fluido utilizado dentro del sistema. Los circuitos de control también pueden proporcionar control a partir del controlador al actuador tal como, pero no limitado a, habilitar y/o deshabilitar la potencia de RF al actuador cual conjunto de cables, selección del mecanismo de tiro específico para el corte, solicitudes de activación de RF procedentes del actuador y para el generador de RF, ajustar o limitar la potencia de RF suministrada al actuador con modulación de amplitud, modulación de pulso, o solicitando un cambio en el ajuste de potencia al generador de RF, y el inflado y desinflado de cualquier característica del conjunto de contenimiento.

Los expertos en la técnica entenderán que con una combinación de salidas de sensor y métodos de control descrita anteriormente, el controlador puede generador de RF pueden proporcionar control de lazo cerrado de la salida de RF alrededor de la velocidad o traslación de corte mecánico, temperatura de tejido u otros puntos del sistema, mediante la corriente o la impedancia del tejido. Además, los sensores y los métodos de control permiten monitorizar condiciones no destinadas, tales como un cortocircuito un de los conjuntos de cable y del retorno, una parada en el avance del mecanismo de tiro de actuador, contacto adecuado de la muestra de tejido con el electrodo de retorno, u otras condiciones que puedan ser rápidamente tratadas por el controlador.

Volviendo ahora a la Fig. 32, se describe ahora un método a modo de ejemplo 3000 para extraer una muestra de tejido grande. Para los fines de este documento, una muestra de tejido grande es una que tiene en un tamaño mayor que la incisión por entrar a utilizada para realizar la incisión o cirugía. Por ejemplo, una muestra de 20 mm de diámetro puede ser considerada grande sea se utilizó una incisión de 3 a 5 mm para extraer la muestra.

El método 3000 incluye colocar 3002 una bolsa de recuperación en una cavidad de un paciente, tal como a través de un trocar, una abertura corporal natural, y/o incisión en el paciente. En algunos ejemplos, la bolsa de recuperación puede ser colocada en la cavidad utilizando un instrumento de despliegue 1004 y/o cánula como se ilustra en la Fig. 1. En algunos ejemplos, la bolsa de recuperación puede ser colocada en la cavidad utilizando un actuador como se ilustra la Fig. 6. La bolsa de recuperación puede ser cualquier bolsa de recuperación descrita con referencia a una cualquiera de las figuras anteriores de este documento.

El método 3000 incluye también expandir 3004 la bolsa de recuperación. La expansión 3004 se puede conseguir, por ejemplo, retirando una cánula de restricción y permitiendo que un mecanismo de carga elástica tal como un material de retención de memoria cerca de una abertura de la bolsa se abra, y/o la expansión 3004 puede incluir hace que el instrumento de despliegue manipule la bolsa. En algunos ejemplos, la expansión 3004 puede incluir permitir una fuerza de carga elástica en una pared de la bolsa, de manera que carga elásticamente los cables o los electrodos 408 para hacer que la bolsa de recuperación se abra.

El método 3000 incluye también cargar 3006 una muestra anteriormente cortada. La carga 3006 se puede conseguir manipulando la muestra hacia y a través de una entrada en la bolsa de recuperación, como se ilustra las Figs. 1-8 de este documento.

El método 3000 también incluye exteriorizar 3008 una abertura o entrada de la bolsa de recuperación. La exteriorización 3008 se puede conseguir utilizando, por ejemplo, un agarrador 1006 para tirar de las partes proximales de la bolsa de recuperación hacia, y a través de, la abertura del paciente, como se ilustra las Figs. 3-5 utilizando una característica de bolsa que puede incluir una lengüeta cerca de la abertura de bolsa, muelle de extracción, el cable de retorno, un extremo proximal de un electrodo o conjunto de electrodos, u otra característica integrada en la bolsa para la exteriorización, o la exteriorización 3008 se puede conseguir utilizando, por ejemplo, el dispositivo de extracción de tejido 400 ilustrado en las Figs. 6-8. También se puede ayudar a la exteriorización 3008 utilizando un dispositivo de tiro en el actuador 404 y/o aplicando una fuerza proximal F en uno o más de los electrodos 408.

En algunos ejemplos, el método 3000 incluye unir el conjunto de bolsa de recuperación a un actuador, y se puede conseguir utilizando el dispositivo de extracción de tejido 300 ilustrado en las Figs. 3-6 y/o el actuador ilustrado en las Figs. 9-13. La unión del conjunto de bolsa de recuperación a un actuador puede incluir crimpar uno o más conjuntos de electrodos, e insertar las partes proximales de los electrodos en las respectivas parte cristales o las

respectivas ranuras en una o más barras conectoras de los respectivos conjuntos de tiro, como se ilustra las Figs. 9-13.

5 El método 3000 incluye también el pretensionamiento 3012 del electrodo(s). El pretensionamiento 3012 puede incluir insertar una parte distal del actuador en el cuerpo del paciente y hacer que el actuador aplique una fuerza proximal F sobre el electrodo(s). La muestra puede ser extraída hacia una pared interior de la cavidad y/o el actuador puede ser extraído hacia la muestra. En algunos ejemplos, la fuerza del pretensionamiento puede diferir de la carga aplicada durante el corte.

10 El método 3000 incluye también conectar una fuente de alimentación 3014. La conexión de una fuente de alimentación puede incluir conectar un electrodo de retorno y/o un cable que potencia al actuador como se ilustra en las Figs. 3-13.

El método 3000 incluye también activar el electrodo(s) 3016 para producir la segmentación de tejido. La activación del electrodo(s) puede incluir hacer que el generador aplique una potencia dando lugar a una densidad de potencia que sea mayor que aproximadamente 168 W/cm^2 (o aproximadamente 1088 W/pulgada^2), como se ilustra las Figs. 27-28C.

15 La aplicación de la fuerza constante para la segmentación se puede conseguir utilizando muelles, tales como muelles lineales, para el instrumento de segmentación. Este control de fuerza durante la activación también se puede conseguir utilizando un cierto número de mecanismos alternativos que incluyen, pero no se limitan a, actuadores lineales, conjuntos de muelle compuestos, mecanismos de motor/engranaje. Cualquiera de ellos puede ser utilizado para suministrar una fuerza constante (o casi constante) F que facilita la segmentación a baja temperatura sin exceder la fuerza de tracción de los electrodos de corte.

20

El método 3000 puede incluir separar 3018 el actuador, y puede incluir separar el actuador del generador como se ilustra las Figs. 10-13, de manera que se separa el cable de retorno que conecta el actuador a la bolsa.

25 El método 3000 incluye también extraer 3020 la muestra de tejido y la bolsa de recuperación. La muestra de tejido, después de ser segmentada, se puede retirar a través de la entrada de bolsa de recuperación exteriorizada. Después de que la muestra haya sido extraída, la bolsa de recuperación puede ser extraída a través de la misma abertura. Los expertos en la técnica entenderán fácilmente que el sistema de reducción y extracción de tejido se puede llevar a la práctica como un dispositivo de un solo uso. También se puede llevar a la práctica fácilmente con algunos componentes de único uso, tal como el conjunto de contenimiento o la bolsa de recuperación, y componentes reutilizables, tales como el actuador 304 y el agarrador 1006. Esta solución tiene la ventaja de proporcionar un sistema de extracción de muestra menos caro. También se puede llevar a la práctica con una estructural de bolsa duradera con cables de un solo uso y/o un electrodo de retorno unido antes del proceso.

30

De acuerdo con aspectos adicionales, el método puede incluir uno o más de lo que sigue:

35 La descripción anterior de las realizaciones descritas se proporciona para hacer posible que cualquier experto en la técnica fabrique o utilice la presente invención. Resultarán evidentes para los expertos en la técnica diversas modificaciones de estas realizaciones, y los principios genéricos definidos en la presente memoria pueden ser aplicados a otras realizaciones sin que se salgan del campo de la invención.

40

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de extracción de tejido para extraer una muestra de tejido de un paciente, comprendiendo el sistema
- una bolsa de recuperación (302) que tiene un recipiente flexible (312) con una abertura;
- 5 un primer electrodo (308, 542) conectado al interior del recipiente flexible (312), teniendo el primer electrodo (308, 542) un cable conductor (140) con un área de exposición (315),
- una primera área de soporte de carga, teniendo un revestimiento una primera área de electrodo activo (317), y una impedancia que es mayor que la impedancia del cable conductor (140), en donde la primera área de superficie en electrodo activo (317) es menor que el área de exposición (315); y
- 10 un electrodo de retorno (330);
- caracterizado por que el revestimiento (309) está configurado para degradarse durante la aplicación de potencia electroquirúrgica y en donde la degradación expande la primera área de superficie de electrodo activa (317) durante la aplicación de la potencia electroquirúrgica.
2. El sistema de extracción de tejido de la reivindicación 1, en donde:
- 15 el revestimiento (309) está configurado para degradarse cuando un generador (306) aplica un voltaje suficiente para permitir que se inicie un arco eléctrico a través del revestimiento (309).
3. El sistema de extracción de tejido de la reivindicación 2, en donde:
- el revestimiento (309) tiene un primer espesor y un segundo espesor mayor que el primer espesor: y
- 20 el primer espesor del revestimiento de elevada impedancia está configurado para permitir que una corriente pase a través del primer espesor cuando la potencia electroquirúrgica que tiene una potencia preseleccionada es aplicada al cable conductor.
4. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde:
- el área de exposición (315) está definida por una región del revestimiento (309) que tiene una pluralidad de micro-huecos (311),
- 25 tiene una reducida impedancia, tiene un reducido espesor, expone el cable conductor, o cualquier combinación de lo anterior.
5. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde:
- la primera área de superficie de electrodo activa (317) está definida por un área de superficie total del primer electrodo (308, 542) que está configurada para conducir la corriente de RF entre el cable conductor (140) y la muestra.
- 30
6. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde:
- el revestimiento (309) está configurado para degradarse cuando al menos una parte del revestimiento se eleva a una temperatura de 160 grados Celsius.
7. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde:
- 35 una primera fuerza de tiro es seleccionada para aplicar una presión de 275 kPa o más al área de soporte de carga.
8. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde:
- la potencia electroquirúrgica es al menos 168 W por centímetro cuadrado de la primera exposición.
9. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además:
- 40 un segundo electrodo (544) conectado de manera retirable al interior del recipiente flexible, teniendo el segundo electrodo (544) un cable conductor con una exposición, una segunda área de soporte de carga, y un revestimiento que tiene una segunda área de superficie en electrodo activa y una impedancia que es mayor que la impedancia del cable conductor del segundo electrodo (544), siendo la segunda área de superficie en electrodo activo menor que la segunda exposición; en donde

el revestimiento del segundo electrodo está configurado para degradarse durante la aplicación de la potencia electroquirúrgica al segundo electrodo y en donde la degradación del segundo electrodo expande la segunda área de superficie de electrodo activa durante la aplicación de la potencia electroquirúrgica al segundo electrodo (544); y

- 5 un generador (306, 406) conectado al primer electrodo (542) y el segundo electrodo (544), el generador (306, 406) configurado para causar la potencia electroquirúrgica al primer electrodo (542) comience antes de causar la potencia electroquirúrgica al segundo electrodo (544) comience; y en donde
- un actuador (504) está configurado para aplicar una primera fuerza de tiro sobre el primer electrodo (542) antes de aplicar una segunda fuerza de tiro sobre el segundo electrodo (544).
- 10 10. El sistema de extracción de tejidos de la reivindicación 9, en donde:
- cada uno del primer electrodo (542) y del segundo electrodo (544) está cargado por muelle alejándose uno del otro del primer electrodo (542) y del segundo electrodo (544).
11. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además:
- 15 al menos un sujetador temporal (314), en donde el primer electrodo (308) está conectado de manera retirable al recipiente flexible.
12. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones 1-10, que comprende además:
- un primer sujetador con una forma y situado para conectar de manera retirable a primer electrodo (308, 542) al recipiente flexible y evitar que el primer electrodo entre en contacto con el electrodo de retorno;
- 20 un segundo sujetador con una forma y situado para conectar de manera retirable en primer electrodo (308, 542) al recipiente flexible en una configuración para proporcionar un espacio de resección de muestra; y
- un tercer sujetador con una forma y situado para conectar una parte proximal del primer electrodo (308, 542) al recipiente flexible.
13. El sistema de extracción de tejido de la reivindicación 12, en el que:
- 25 la parte proximal del primer electrodo (542) está conectada de manera retirable a un primer conjunto de tiro (508), estando el primer conjunto de tiro (508) configurado para aplicar selectivamente una fuerza de tiro mecánica al primer electrodo (542).
14. El sistema de extracción de tejido de la reivindicación 9, que comprende además:
- 30 un primer conjunto de electrodos flexible que tiene una pluralidad de electrodos conectados de manera retirable a un interior del recipiente flexible, teniendo cada uno de la pluralidad de electrodos una primera área de soporte de carga, teniendo además el primer conjunto de electrodos el primer electrodo (542);
- un segundo conjunto de electrodos que tiene una pluralidad de electrodos conectados de manera retirable al interior de recipiente flexible, teniendo además el segundo conjunto de electrodos el segundo electrodo (544);
- 35 teniendo el actuador (504) un primer conjunto de tiro conectado a una parte proximal del primer conjunto de electrodos y configurada para aplicar una primera fuerza de tiro sobre primer conjunto de electrodos, un segundo conjunto de tiro conectado a una parte proximal del segundo conjunto de electrodos y configurado para aplicar una segunda fuerza de tiro al segundo conjunto de electrodo; y
- 40 el generador (306, 406) conectado al primer y segundo conjuntos de electrodos, el generador (306, 406) configurado para proporcionar una primera potencia electroquirúrgica al primer conjunto de electrodos y una segunda potencia electroquirúrgica al segundo conjunto de electrodos.
15. El sistema de extracción de tejido de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde:
- la muestra de tejido tiene una sección transversal que es más grande que una sección transversal del pasaje a través del cual la muestra va a ser extraída.

45

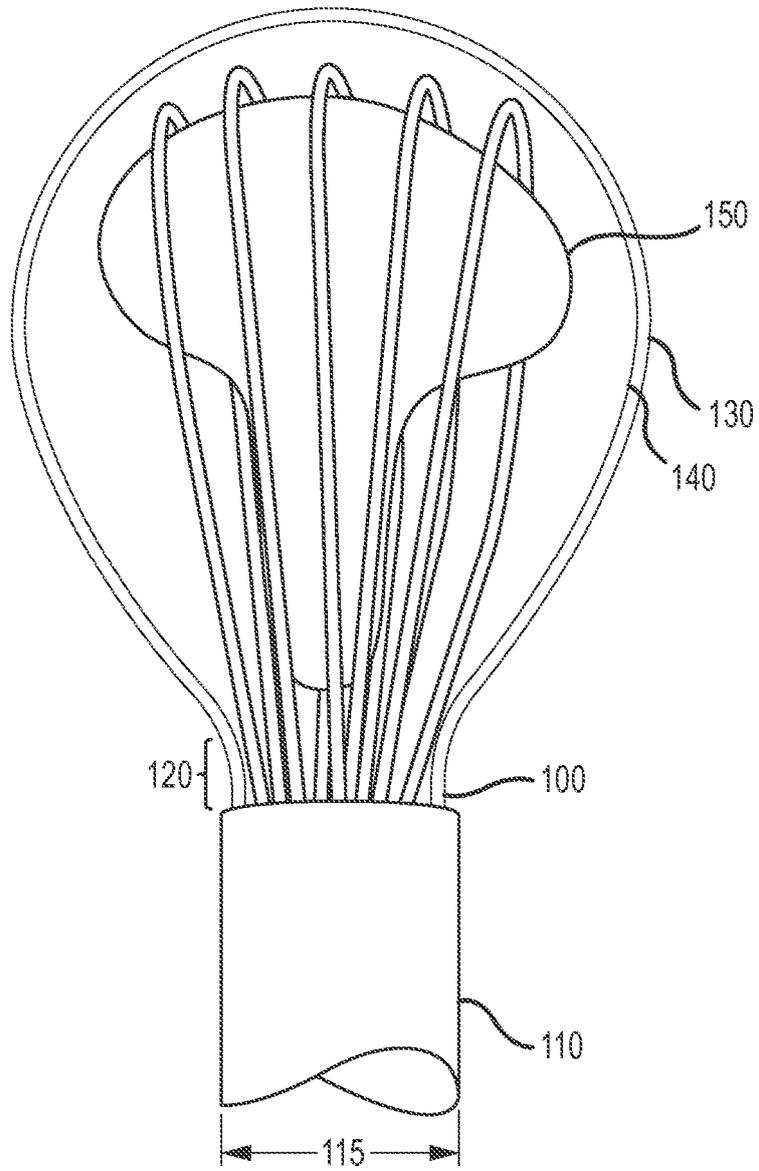


FIG.1

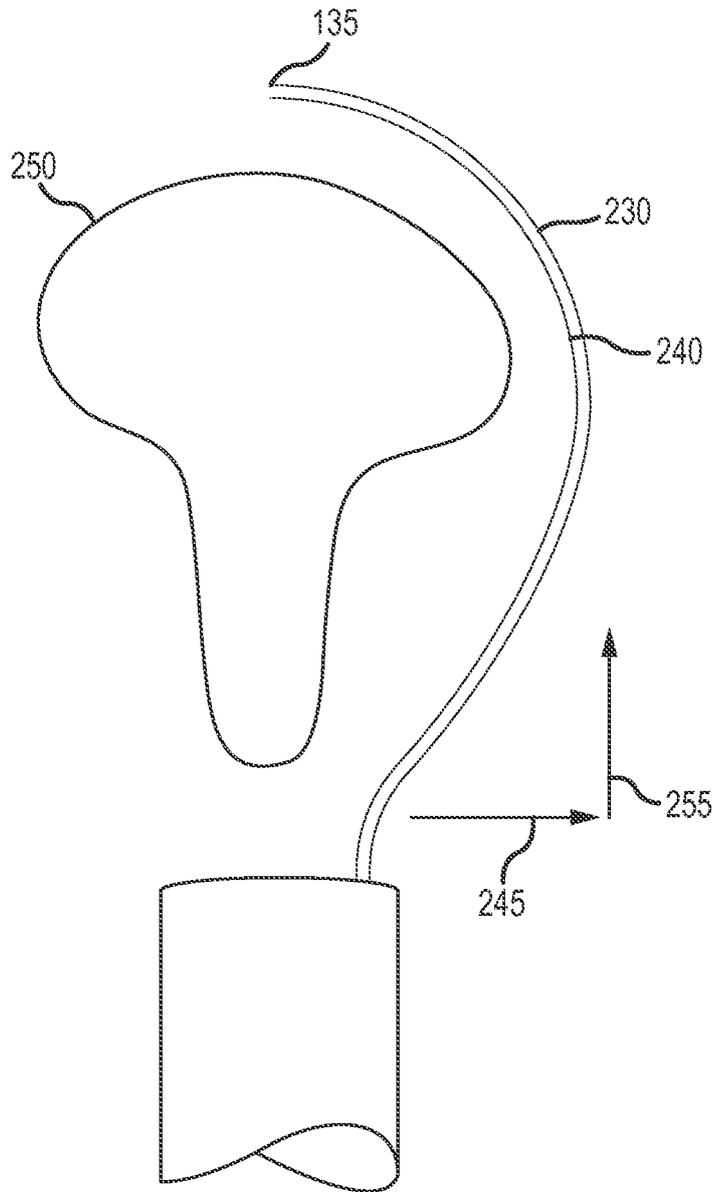


FIG. 2

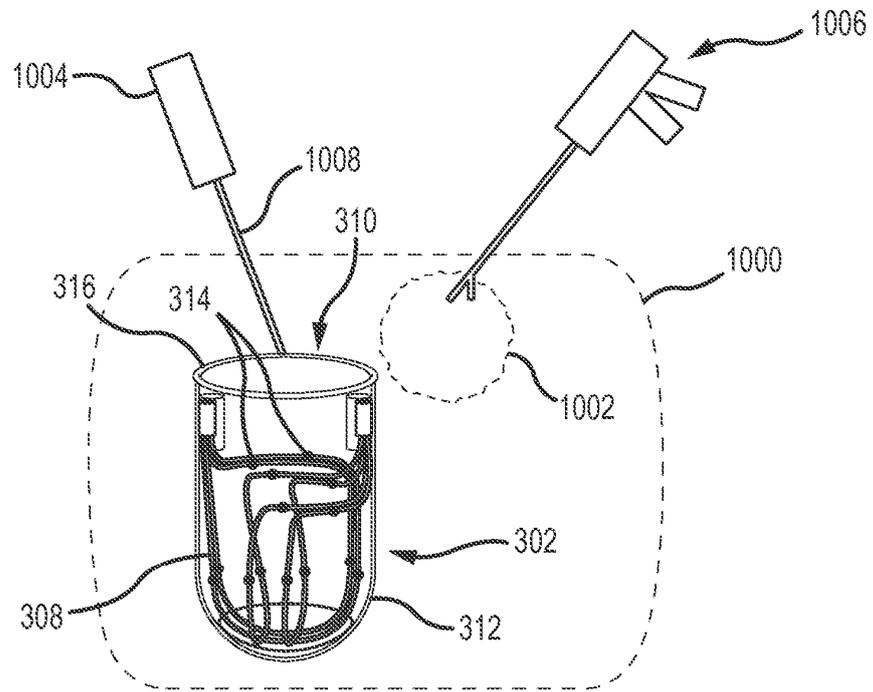


FIG. 3

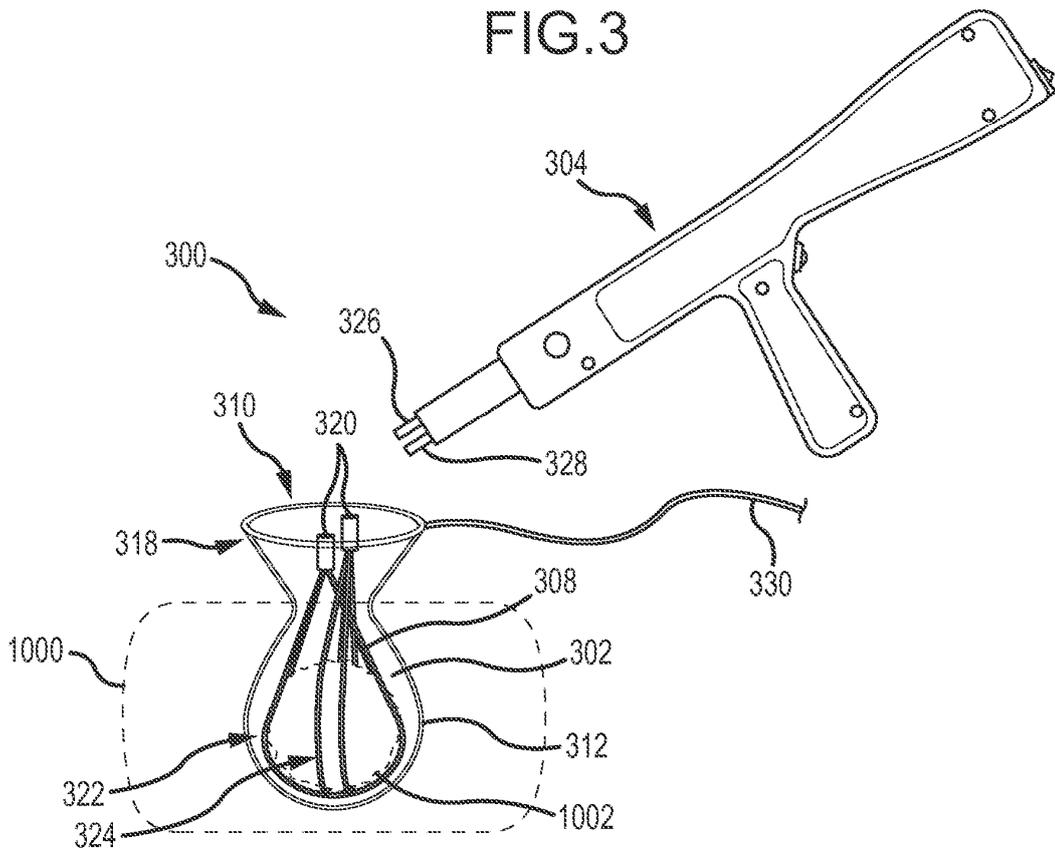


FIG. 4

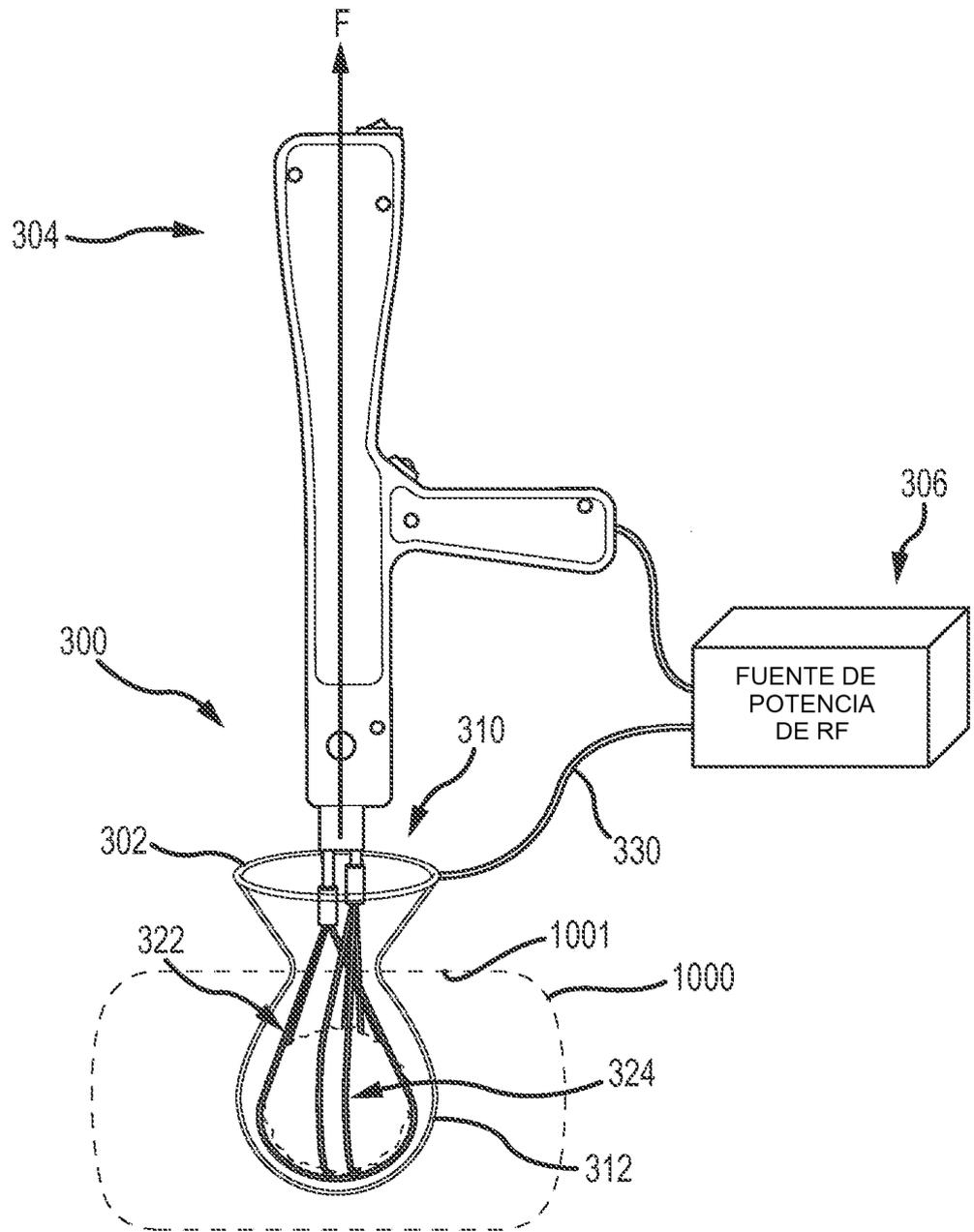


FIG.5

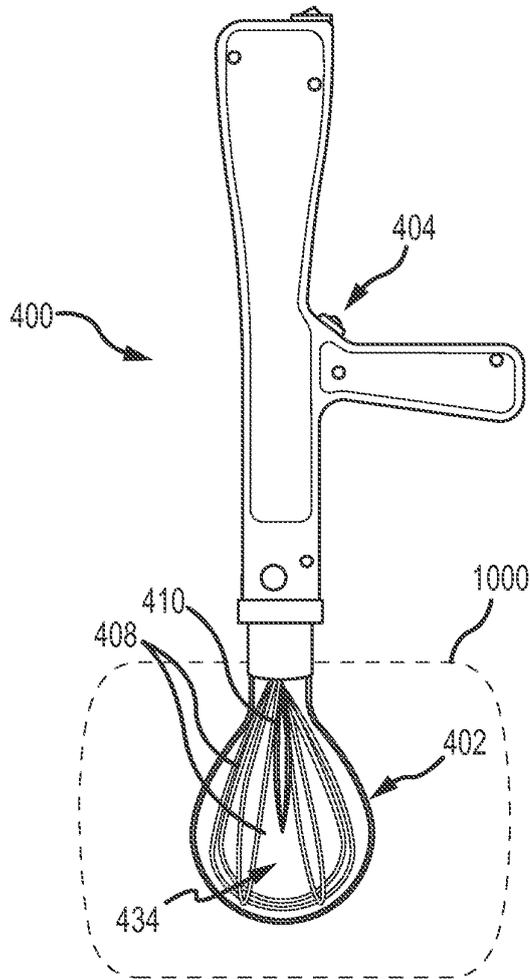


FIG. 6

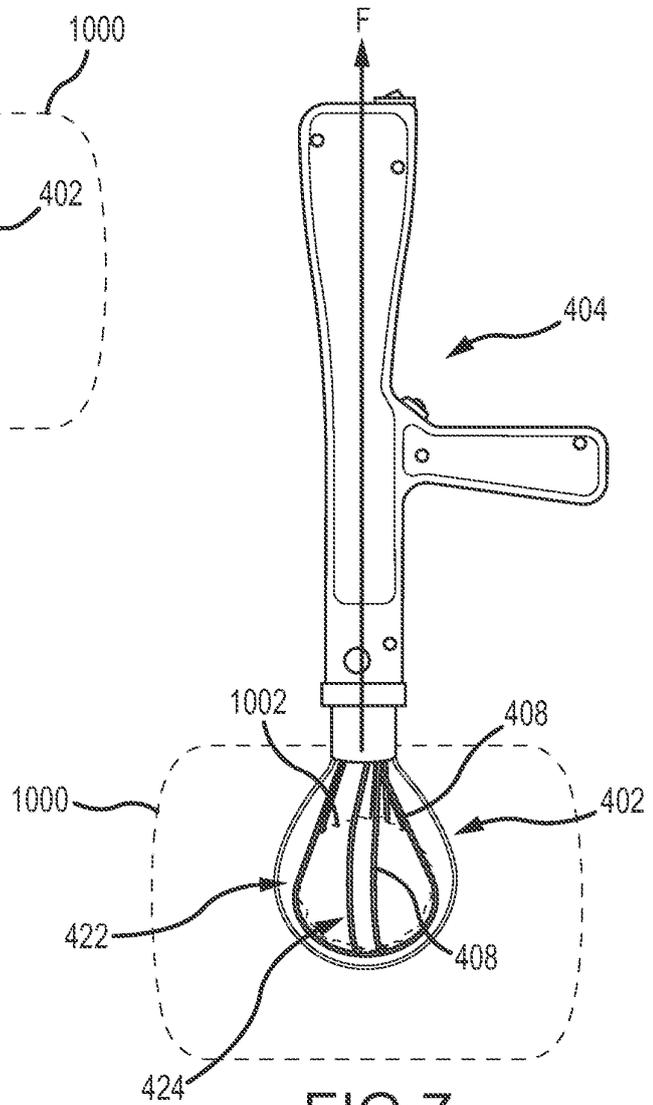


FIG. 7

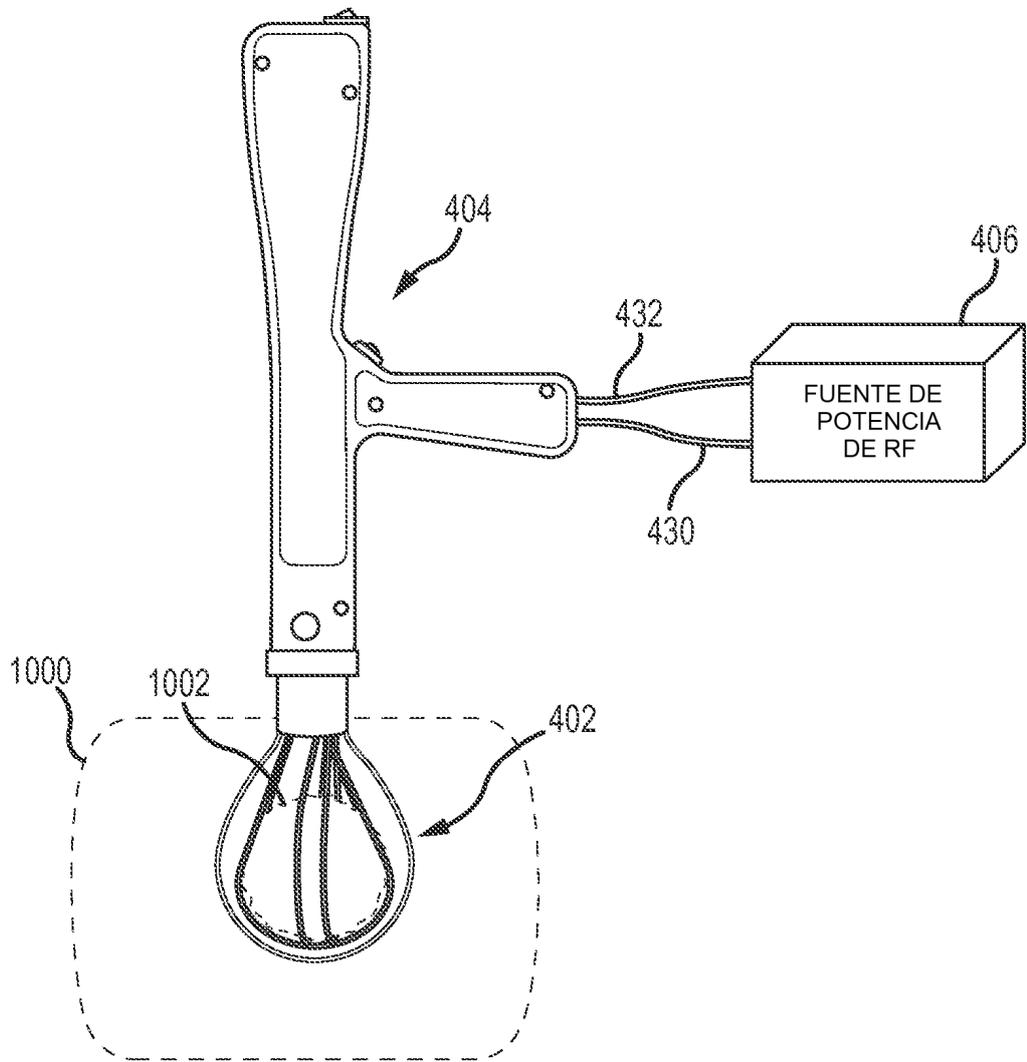


FIG.8

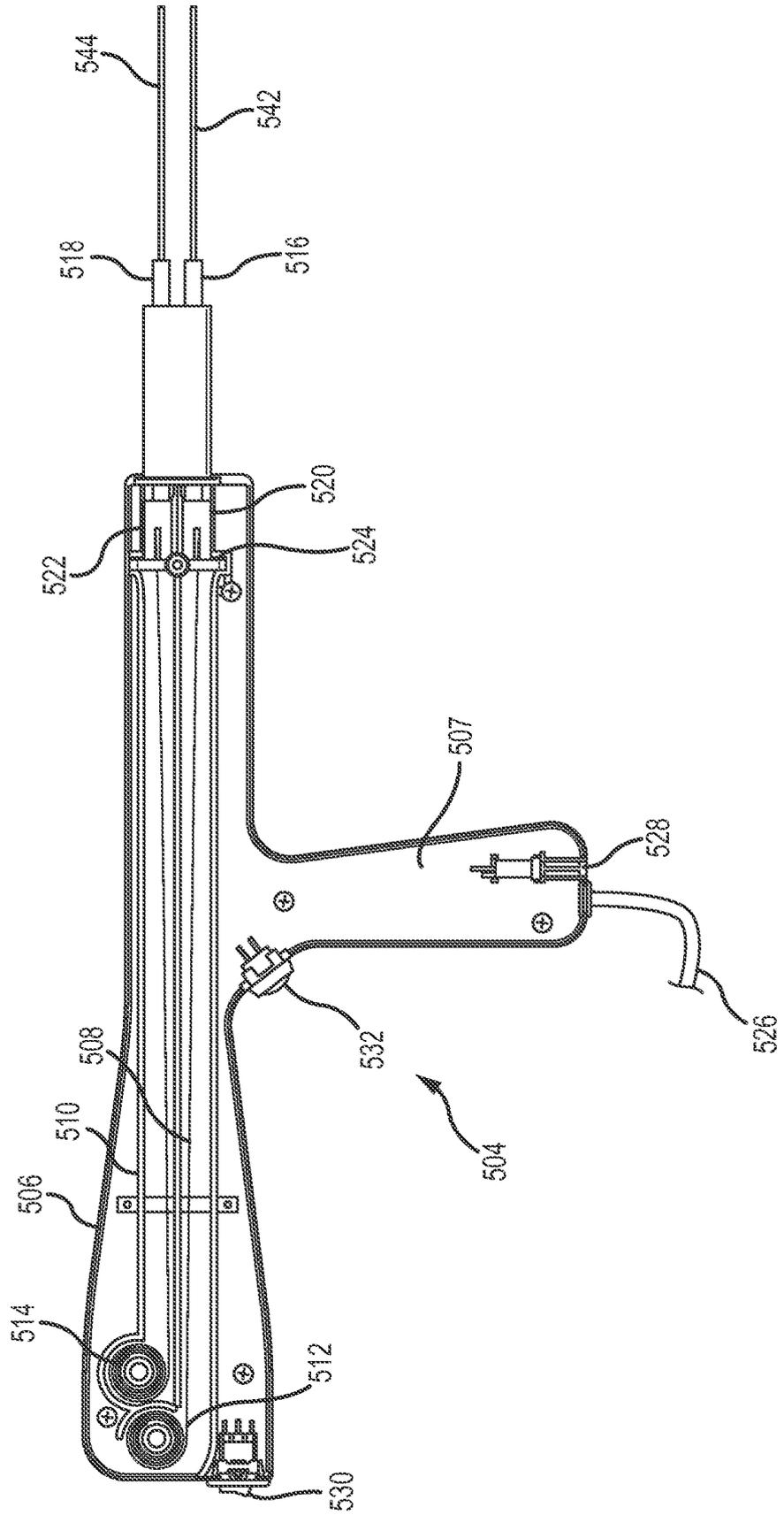


FIG.9

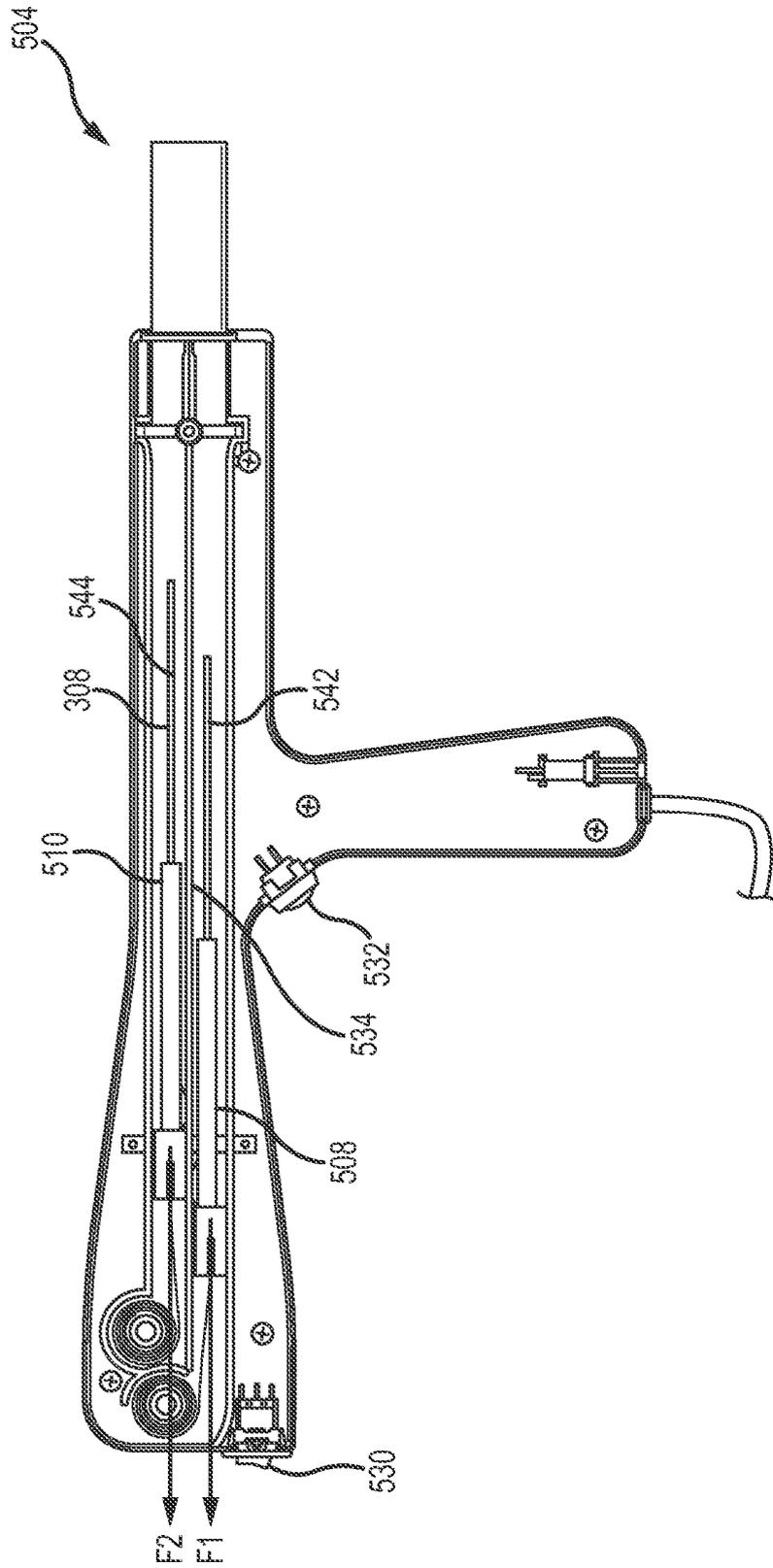


FIG.10

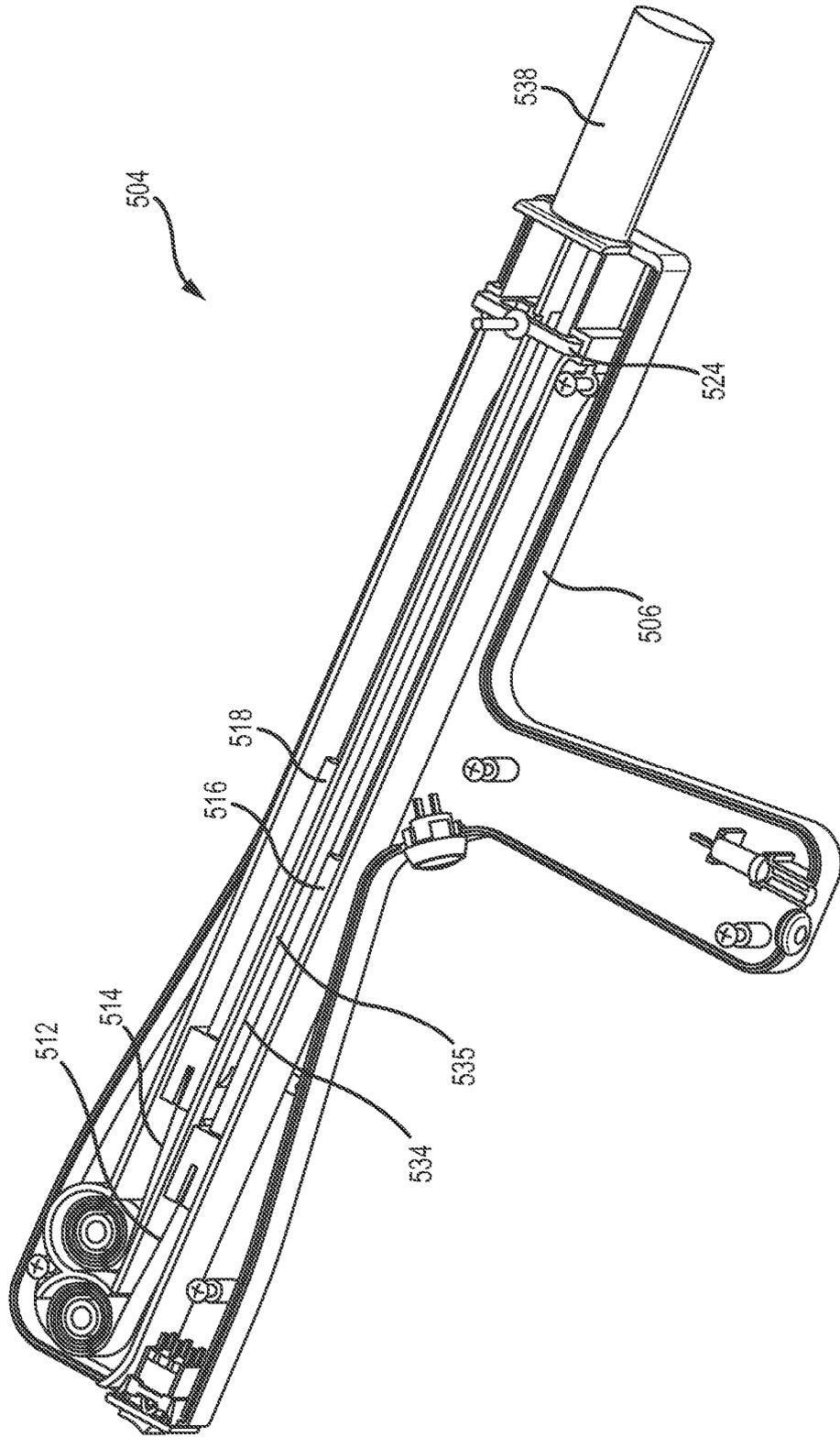
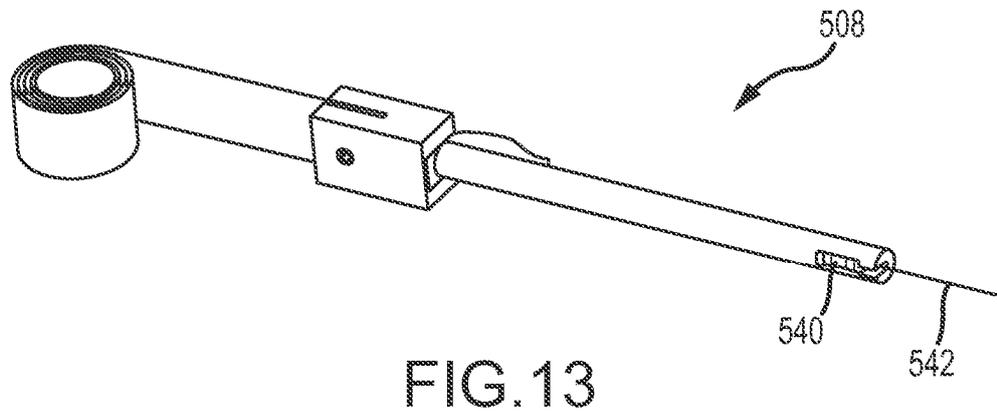
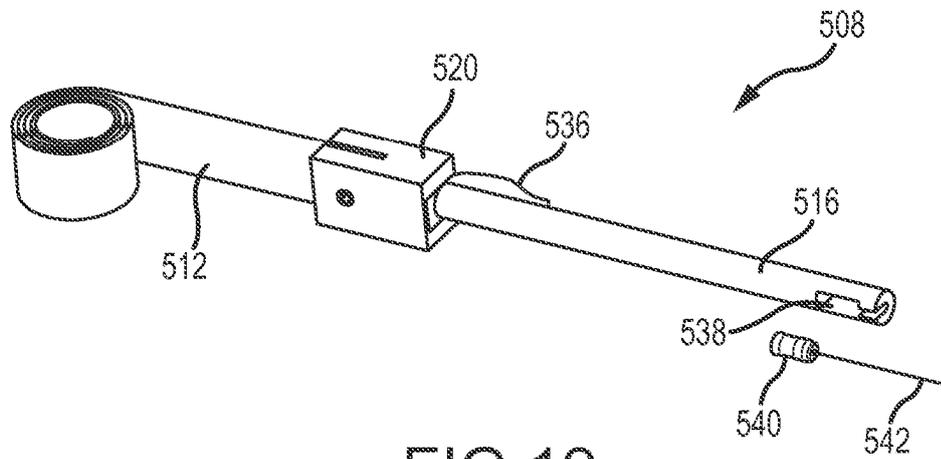


FIG.11



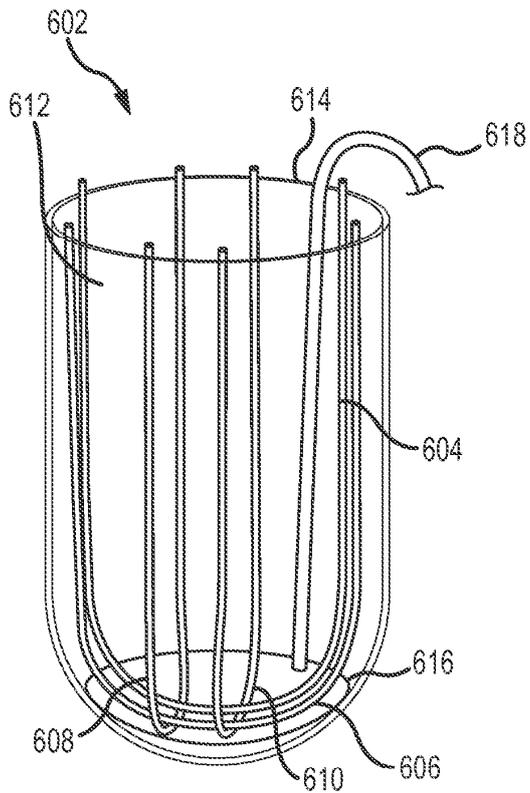


FIG. 14

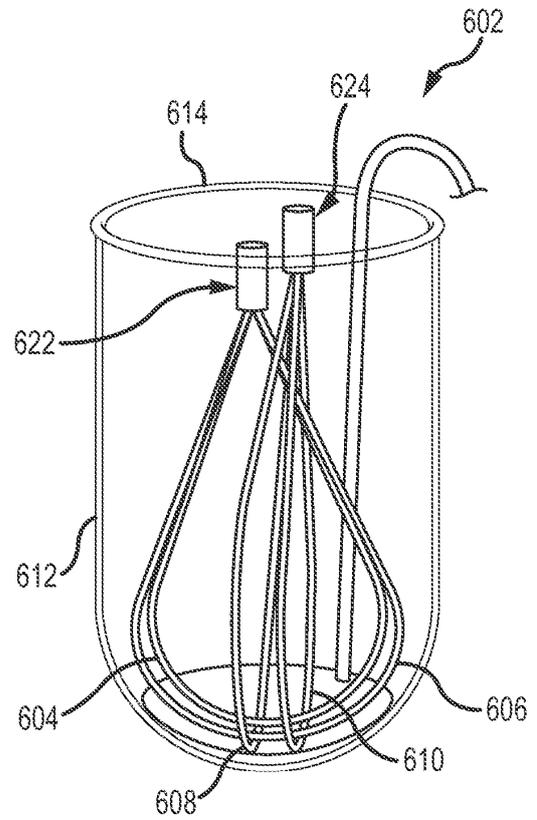


FIG. 16

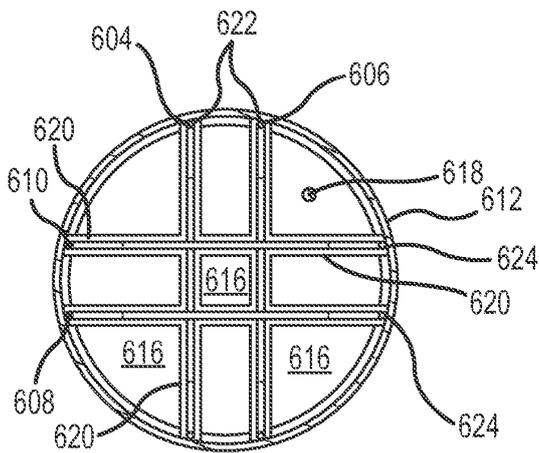


FIG. 15

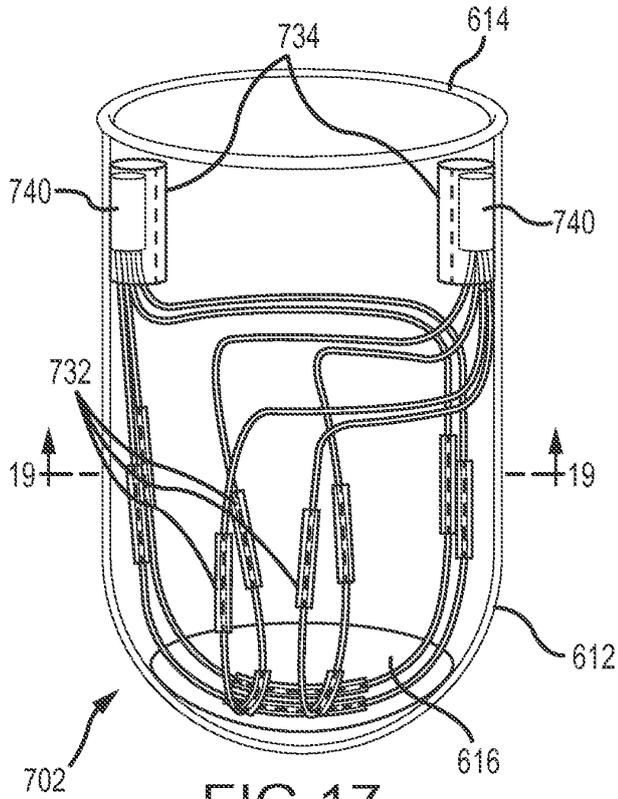


FIG. 17

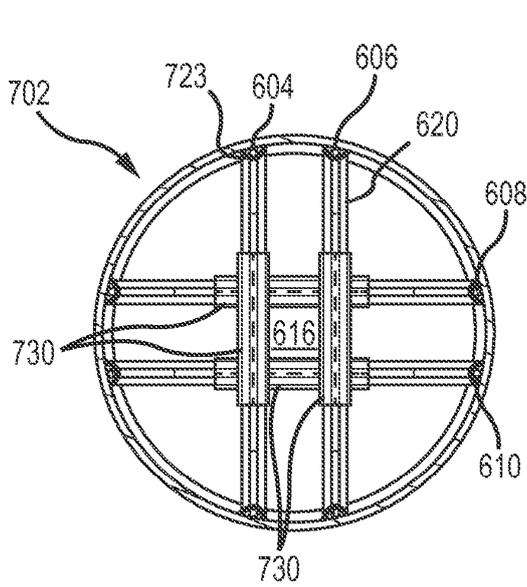


FIG. 18

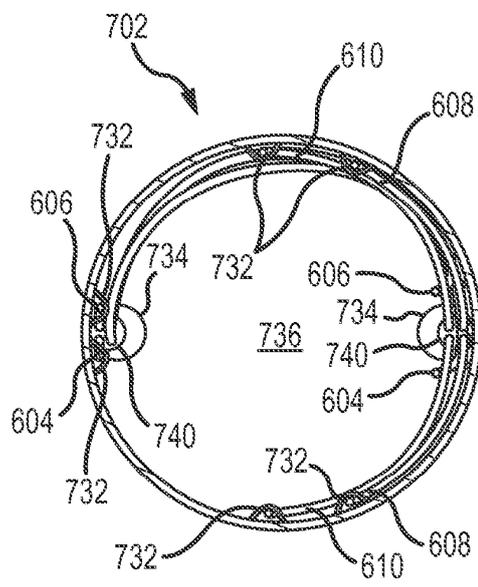


FIG. 19

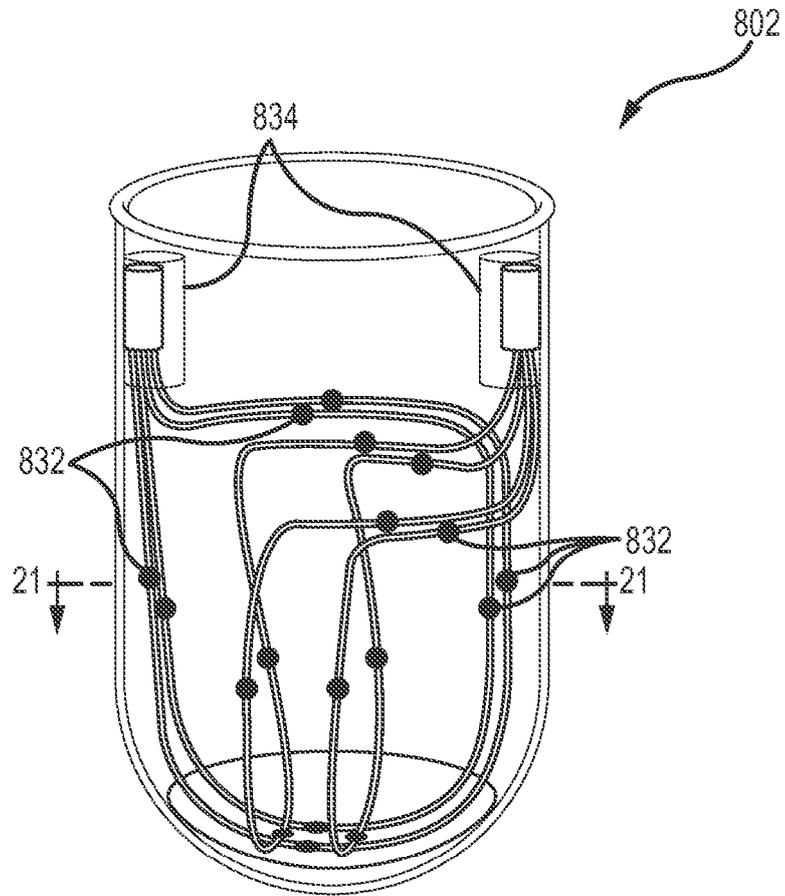


FIG. 20

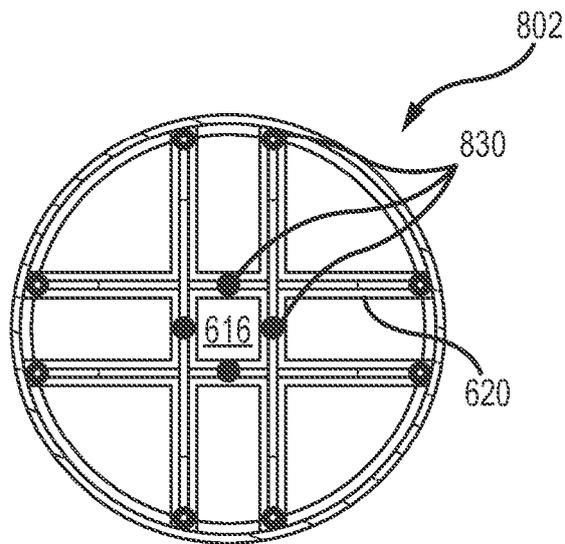


FIG. 21

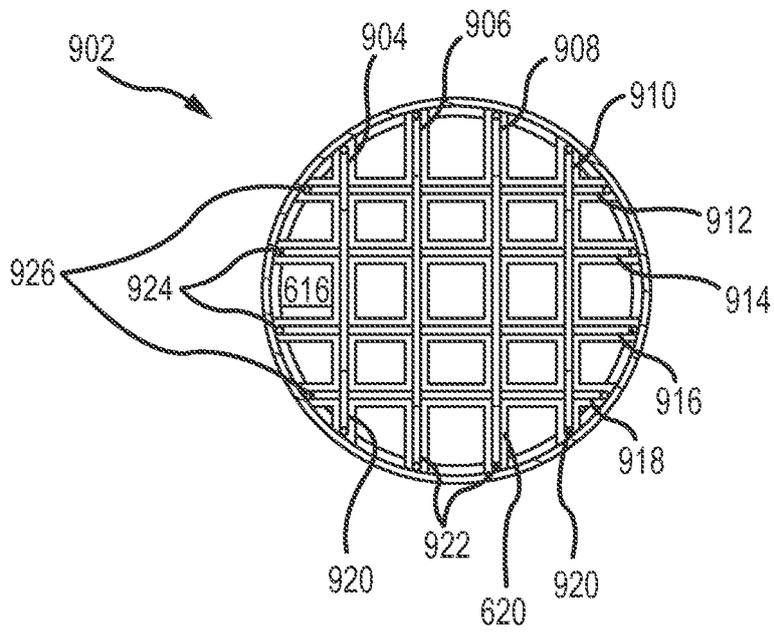


FIG. 22

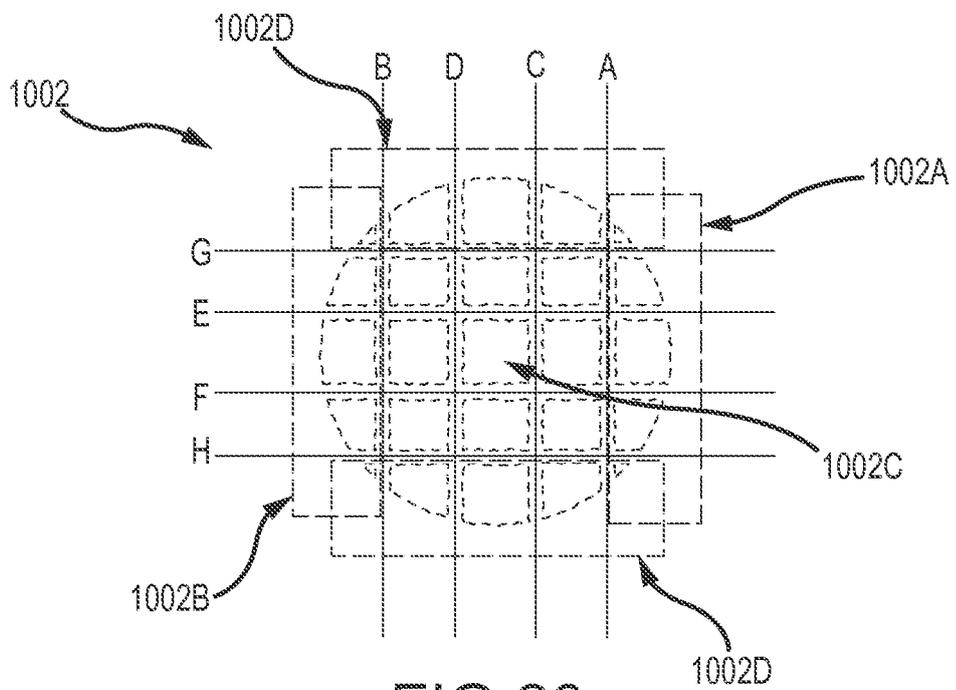


FIG. 23

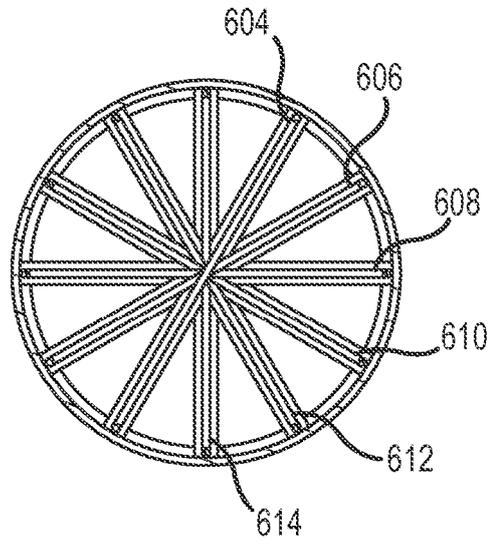


FIG. 24

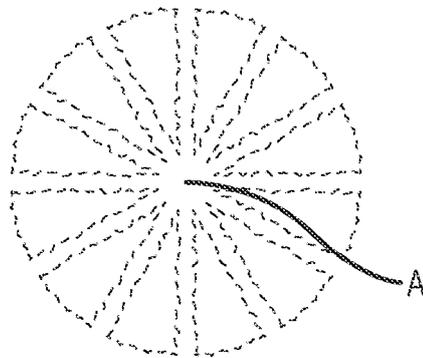


FIG. 25

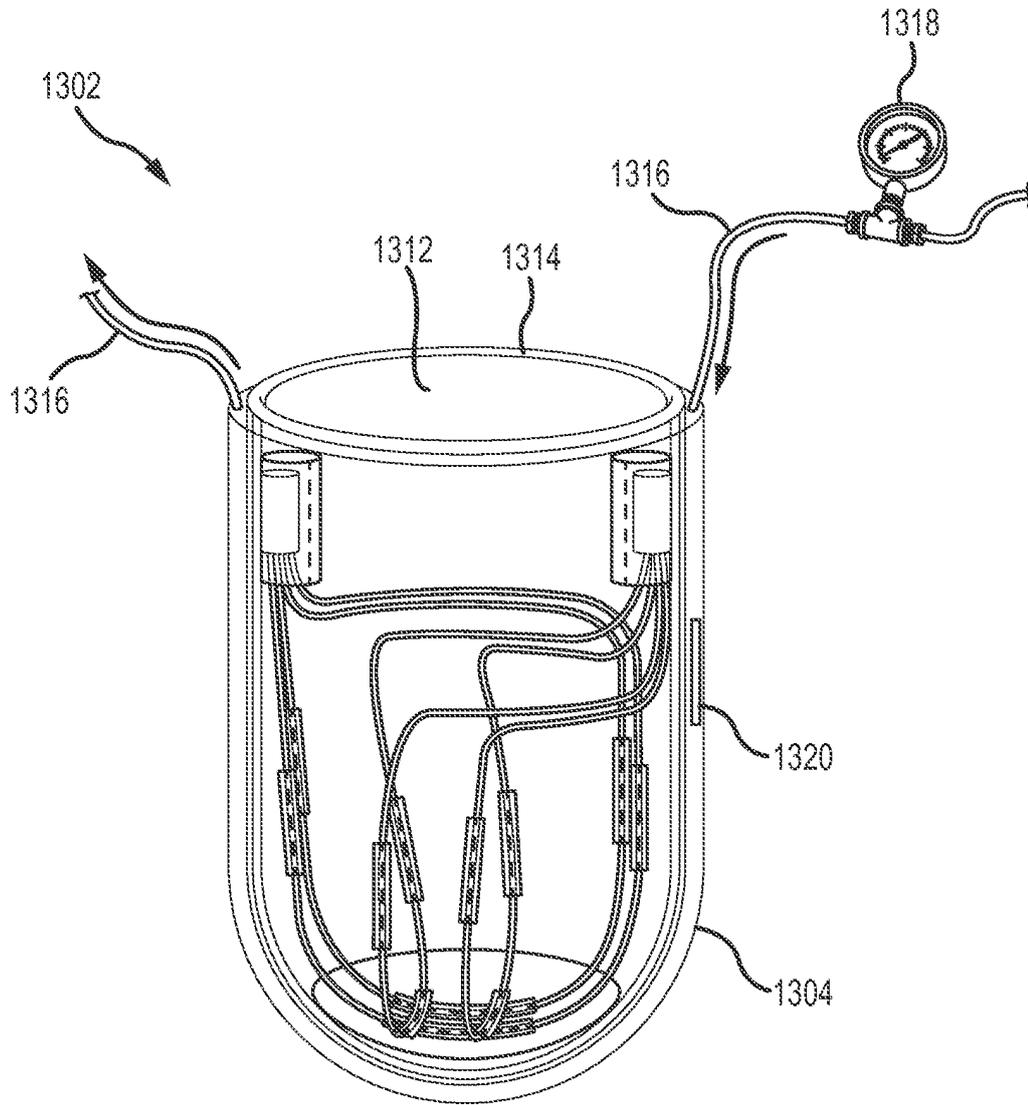


FIG.26

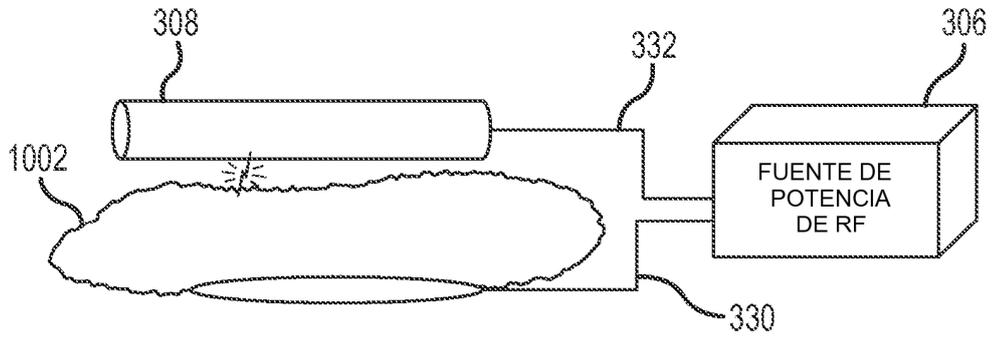


FIG. 27

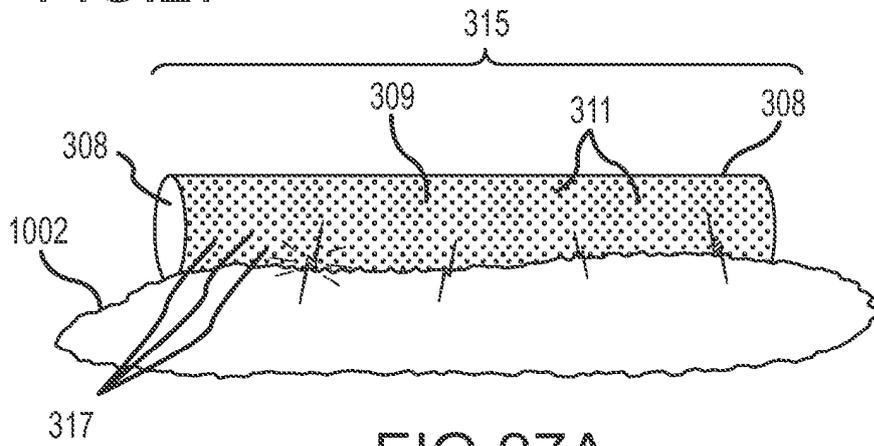


FIG. 27A

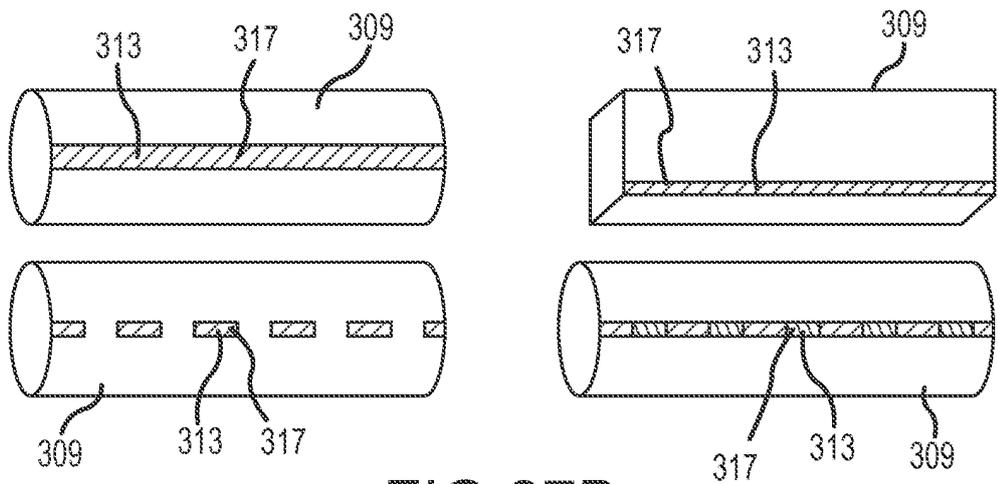


FIG. 27B

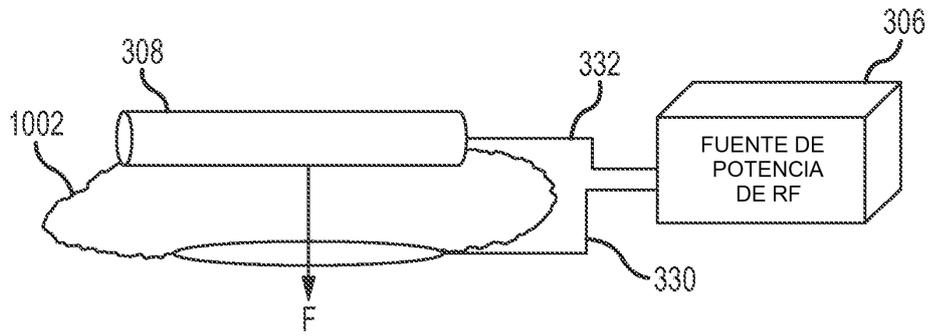


FIG.28

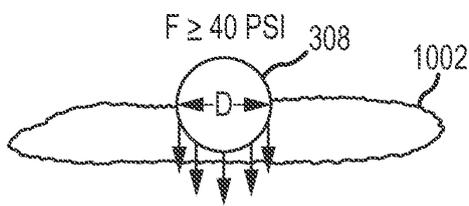


FIG.28A

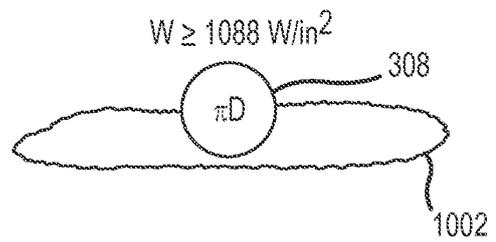


FIG.28B

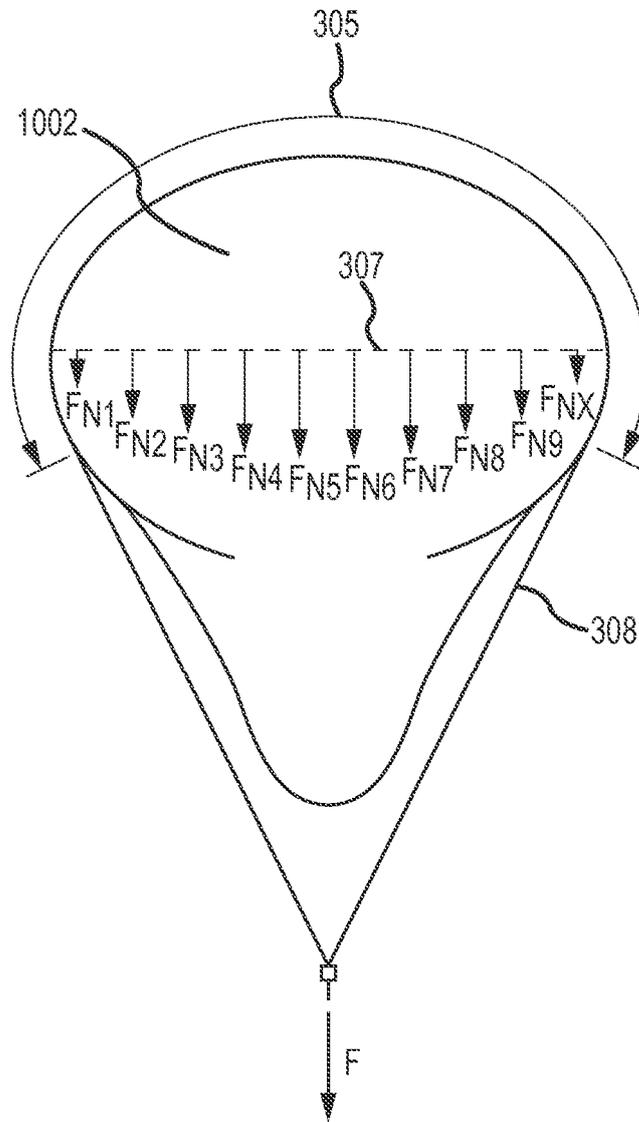


FIG.28C

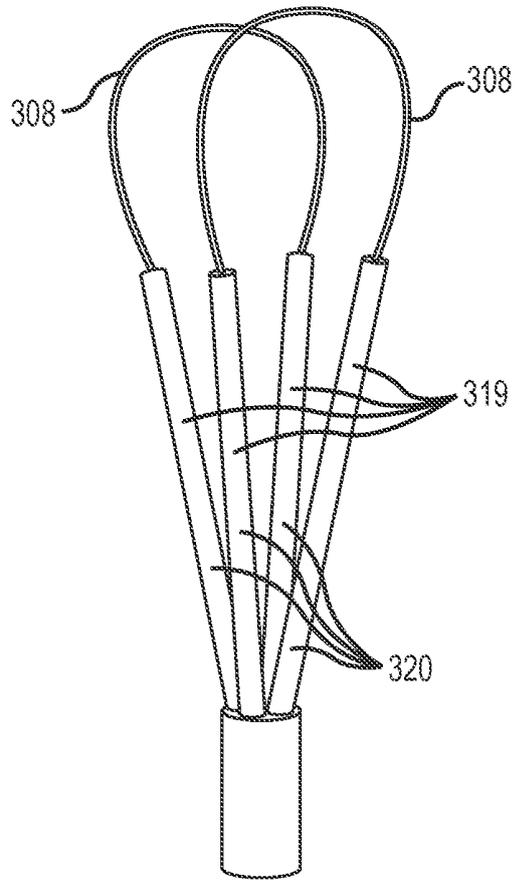


FIG. 29

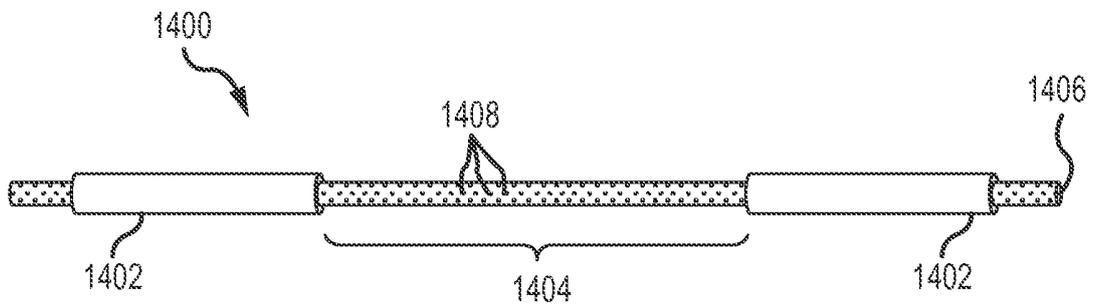


FIG. 30

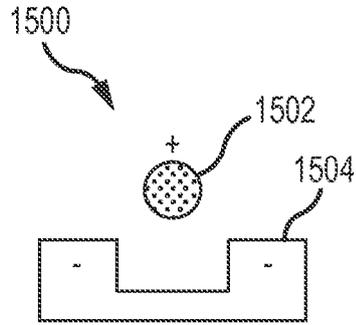


FIG. 31A

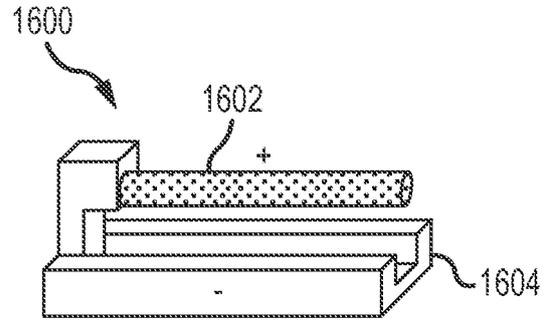


FIG. 31B

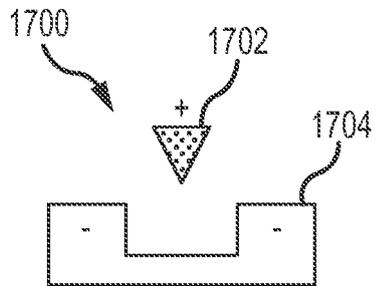


FIG. 31C

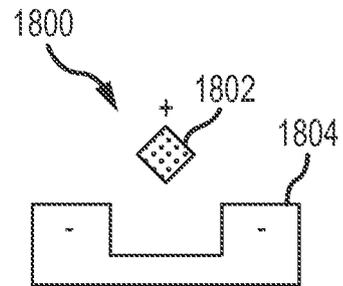


FIG. 31D

1900

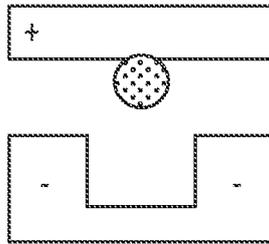


FIG.31E

2000

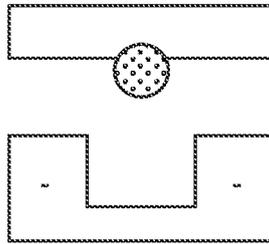


FIG.31F

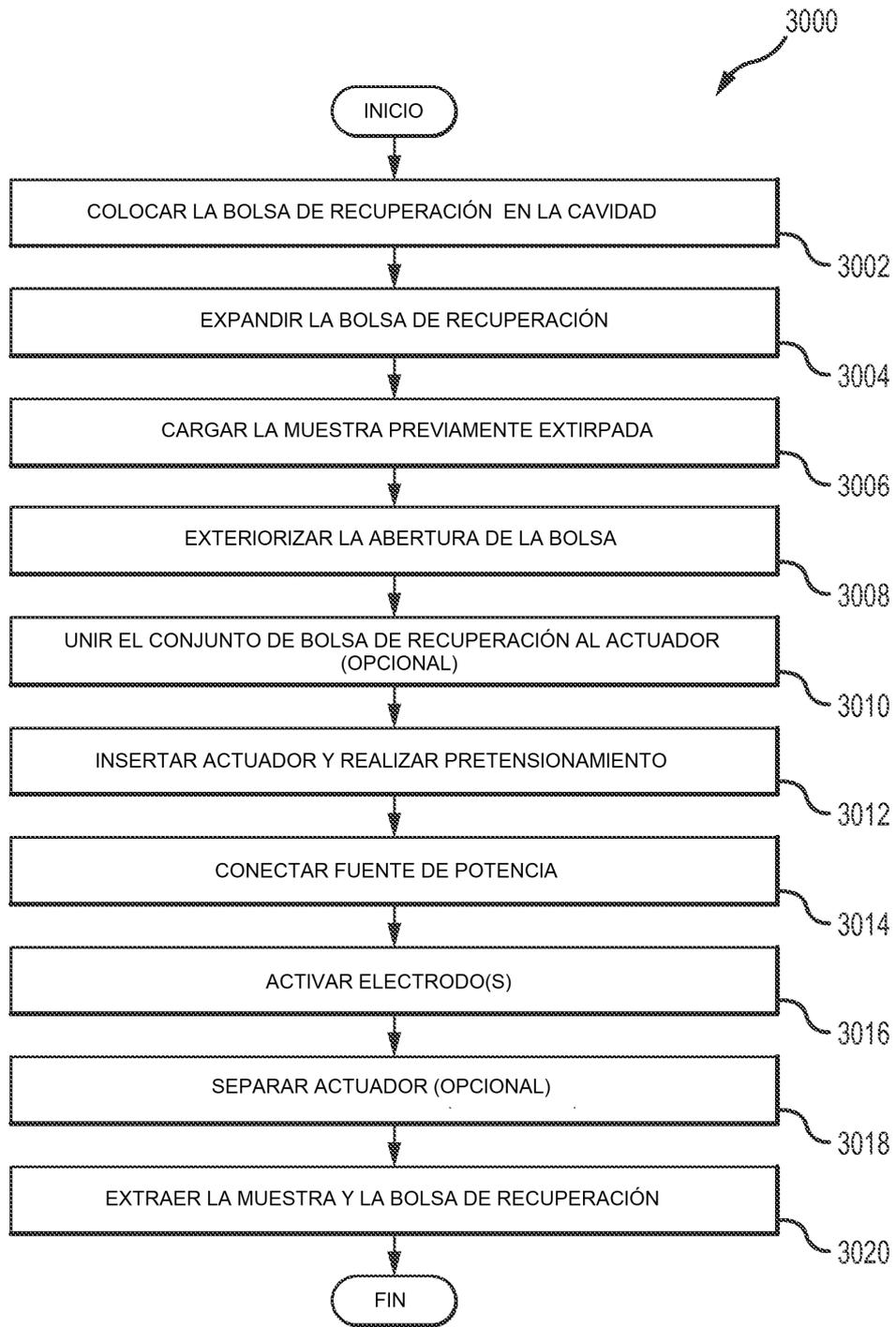


FIG.32