



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 303 013**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **04027705 .5**

86 Fecha de presentación : **22.11.2004**

87 Número de publicación de la solicitud: **1532933**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **25.05.2005**

54 Título: **Funda de pinza eléctricamente conductora/aislante para la fusión de tejidos.**

30 Prioridad: **20.11.2003 US 718379**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.08.2008

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.08.2008

73 Titular/es: **Covidien AG.**
Victor von Bruns-Strasse 19
8212 Neuhausen am Rheinfall, CH

72 Inventor/es: **Shields, Chelsea y**
Meagher, Edward C.

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 303 013 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).

ES 2 303 013 T3

DESCRIPCIÓN

Funda de pinza eléctricamente conductora/aislante para la fusión de tejidos.

5 Antecedentes

1. Campo técnico

10 La presente invención se refiere a instrumentos quirúrgicos y, más concretamente, a una funda de pinza para utilizar en cooperación con instrumentos quirúrgicos para controlar la cantidad de energía electroquirúrgica suministrada al tejido.

2. Descripción de la técnica referida

15 Un hemostato y o fórceps es una herramienta a modo de tenaza que utiliza la acción mecánica entre sus mandíbulas para constreñir vasos y normalmente se utiliza en procesos de cirugía abierta para agarrar, disectar y/o sujetar tejidos. Los hemostatos electroquirúrgicos y/o fórceps utilizan tanto la acción de agarre mecánico como la energía eléctrica para efectuar hemostasis calentando el tejido y los vasos sanguíneos, entre sus mandíbulas, para cortar, mezclar y/o coagular tejidos. Un instrumento bipolar para la obturación de vasos sanguíneos se expone en el documento US 20 6.334.861 B1. Un electrodo operativamente asociado con cada miembro de mandíbula opuesto es cargado a un potencial eléctrico diferente de manera que los miembros de mandíbula agarran el tejido entre los mismos. Un cirujano puede cortar, mezclar, coagular/desechar y/o simplemente reducir o atenuar el sangrado, controlando la intensidad y duración de la energía electroquirúrgica aplicada entre los electrodos y a través del tejido.

25 El “calentamiento del tejido” normalmente es proporcional al cuadrado de la cantidad de corriente que se genera a través del tejido mientras que la “vaporización del tejido” generalmente es proporcional a la corriente y es generalmente proporcional a la cantidad de energía en un arco. La cantidad de energía en el arco, en combinación con el “Voltaje de Caída de Cátodo” deriva la “potencia de vaporización”. La “extensión Térmica” depende de la cantidad de calor generado dentro del tejido y depende de la resistividad del tejido y del cuadrado de la energía de arco. Como se 30 puede apreciar, el control de la “extensión térmica” es un factor importante para determinar y controlar la profundidad del tratamiento del tejido.

35 Por consiguiente, durante la electrocirugía, un incremento o decrecimiento en la cantidad de corriente proporciona y/o crea un efecto diferente en el tejido. Este fenómeno es debido a una variable denominada factor de cresta (CF). El factor de cresta se puede calcular utilizando la fórmula $CF = V_{PICO}/V_{RMS}$ en donde V_{PICO} es el pico positivo de la onda y V_{RMS} es “Raíz Media Cuadrada” o valor RMS de la onda. El factor de cresta también se puede calcular utilizando la fórmula $CF = [(1-D)/D]^{1/2}$, en donde D es el ciclo de servicio de la onda y se define como $D = T_1/(T_1+T_2)$.

40 Un aumento del factor de cresta da lugar a una mayor corriente por arco en un ajuste de potencia dado. Además, dado que el “calentamiento de tejido” es proporcional a la corriente al cuadrado que atraviesa el tejido, y la “vaporización de tejido” es proporcional a la cantidad de corriente que es generada a través del tejido, una duplicación de la corriente por arco da lugar en cuatro veces como mucho de calentamiento de tejido y a dos veces la cantidad de vaporización de tejido cuando un electrodo de un hemostato electroquirúrgico y/o fórceps, conectado al sistema generador electroquirúrgico, entra en contacto con el tejido.

45 En base a las fórmulas anteriores, es evidente que cuando funciona un sistema generador electroquirúrgico en o bien el “corte”, “mezcla”, “coágulo” o bien el modo de obturación, el rango del factor de cresta varía de un modo a otro. Para los fines, aquí “coagulación” está definido como un proceso de desecación de tejido en el que las células del tejido se rompen y se secan. La “obturación de vaso” se define como el proceso de licuefacción del colágeno 50 en el tejido de manera que reforma dentro de una masa fundida con demarcación significativamente reducida entre las estructuras de tejido opuesto (paredes opuestas del lumen). La coagulación de vasos pequeños normalmente es suficiente para cerrarlos permanentemente. Los vasos grandes necesitan ser obturados para asegurar el cierre permanente.

55 La solicitud de Estados Unidos cedida en común Números de serie PCT/US01/11340/11420; la Solicitud de Estados Unidos N° de Serie 10/116.824; y la Solicitud PCT N° de Serie PCT/US01/11520 muestran que para obtener de forma efectiva un tejido o un vaso, especialmente vasos grandes se deben controlar de forma precisa dos parámetros mecánicos predominantes: 1) la presión aplicada al vaso; y 2) la distancia de separación entre las superficies de contacto de tejido conductoras (electrodos). Como se puede apreciar, estos dos parámetros pueden verse afectados por el 60 espesor del vaso o tejido que está siendo obturado. La aplicación precisa de presión es importante por varias razones: 1) para oponer las paredes del vaso; 2) para reducir la impedancia de tejido a un valor lo suficientemente bajo que permita que llegue la suficiente energía electroquirúrgica a través del tejido; 3) para superar las fuerzas de expansión durante el calentamiento del tejido; y 4) para contribuir al espesor de tejido de extremo que es una indicación de una buena obturación. Se ha determinado que una pared de vaso obturada típica es óptima entre aproximadamente 25,4 65 μm y aproximadamente 152 μm .

Con respecto al tratamiento electroquirúrgico a vasos relativamente más pequeños para la obturación efectiva, la presión aplicada al vaso se hace menos relevante y la distancia de separación entre las superficies eléctricamente

ES 2 303 013 T3

conductoras de los electrodos se hace más significativa. En otras palabras, los cambios de los dos electrodos que tocan uno otro durante la activación aumenta con el espesor del tejido y los vasos de hacen más pequeños.

5 Como se puede apreciar, cuando se corta, la mezcla o coagulación de vasos, el tejido expuesto entre los dos miembros de mandíbula opuestos es esencialmente destrozado. Otros instrumentos electroquirúrgicos conocidos incluyen miembros de hoja o miembros de corte que simplemente cortan el tejido de una manera mecánica y/o electromecánica y, como tal, también destrazan la viabilidad del tejido. Con respecto a tratar electroquirúrgicamente vasos relativamente grandes y/o tejidos (por ejemplo, pulmón, intestino, conductos linfáticos, etc.) para facilitar el calentamiento, los tratamientos quirúrgicos anteriormente identificados no son generalmente practicables debido al hecho de que en cada caso el tejido o una parte significativa del mismo es esencialmente destrozada para crear el efecto quirúrgico deseado (por ejemplo, corte, mezcla y/o cicatrización) que no facilita el calentamiento.

15 Por consiguiente, existe la necesidad de accesorios y/o dispositivos electroquirúrgicos (por ejemplo, una funda de pinza eléctricamente conductora o aislante) que puede ser utilizado en cooperación con instrumentos electroquirúrgicos existentes (por ejemplo fórceps electroquirúrgicos) para controlar y/o limitar la corriente (o corriente por arco en un micro nivel) y para controlar el grado de calentamiento del tejido y el grado de vaporización del tejido.

20 Además, existe la necesidad de accesorio y/o dispositivos electroquirúrgicos (por ejemplo, una funda de pinza eléctricamente conductora o aislante) para el uso cooperativo con instrumentos electroquirúrgicos existentes (por ejemplo fórceps electroquirúrgicos) que permiten el tratamiento efectivo del tejido y el mantenimiento efectivo de la capacidad del tejido a través del área de tratamiento para facilitar el calentamiento del tejido.

Sumario

25 La invención está definida en la reivindicación 1. Las reivindicaciones dependientes se dirigen a características opcionales y a las realizaciones preferidas.

30 La exposición de la presente invención se refiere a instrumentos electroquirúrgicos que tiene un par de miembros de mandíbula yuxtapuestos asociados de manera que pueden pivotar entre sí y a una funda de pinza para utilizar con tal instrumento. Al menos uno de los miembros de mandíbula incluye una superficie eléctricamente conductora dispuesta en el mismo y en acoplamiento eléctrico con una fuente de energía electroquirúrgica. De acuerdo con un aspecto de la presente exposición, la funda de pinza incluye una pared de contacto de tejido configurada y dimensionada para superponerse selectiva y sustancialmente (o estar selectivamente posicionada arriba) a la superficie eléctricamente conductora del instrumento electroquirúrgico. La pared de contacto de tejido está preferiblemente fabricada a partir de un material no conductor e incluye una pluralidad de aberturas formadas a través del mismo.

40 En una realización la funda de pinza incluye una pared de contacto de tejido fabricada a partir de un material cerámico. La pared de contacto de tejido incluye de manera deseable una pluralidad de aberturas dispuestas en pares a lo largo de la superficie eléctricamente conductora. Se contempla que las aberturas están dispuestas de forma aleatoria.

45 Está contemplado que las aberturas tienen un tamaño uniforme. Se contempla además que las aberturas son generalmente circulares. En una realización, las aberturas pueden tener diámetros entre aproximadamente $10\ \mu\text{m}$ y aproximadamente $1000\ \mu\text{m}$. en otra realización, las aberturas pueden ser mucho más grandes y estar comprendidas entre aproximadamente 0,0254 milímetros y aproximadamente 3,81 milímetros.

Se contempla además que las aberturas sean ranuras alargadas. Las ranuras alargadas pueden estar en al menos una orientación paralela con respecto al eje longitudinal y en ángulo con respecto al eje longitudinal.

50 Se contempla que la funda de pinza puede incluir además un par de paredes laterales que se extienden desde los bordes laterales de la pared de contacto de tejido, y una pared inferior que interconecta el par de paredes laterales, la pared de contacto de tejido, la pared inferior y las paredes laterales que definen una cavidad configurada y dimensionada para recibir sustancialmente un miembro de inter-acoplamiento del instrumento electroquirúrgico. La pared inferior puede incluir una ranura orientada longitudinalmente y que discurre a lo largo de una longitud de la misma que facilita el acoplamiento de fijación de fricción entre la funda de pinza y el miembro de mandíbula.

60 La funda de pinza puede incluir al menos una banda que se extiende entre, y acoplada con, cada borde de terminal lateral de la pared de contacto de tejido. La funda de pinza puede incluir al menos un miembro de inter-acoplamiento que se extiende desde una superficie interior de al menos uno de los pares de paredes laterales, estando configurado y dimensionado el, al menos un, miembro de inter-acoplamiento para acoplarse a una cavidad complementaria formada en el miembro de mandíbula. El, al menos un, miembro de acoplamiento coincide con las aberturas de una funda de pinza situada en uno de los pares de miembros de mandíbula relativos a las aberturas de una funda de pinza situada en el otro de los pares de miembros de mandíbula. Se contempla que las aberturas pueden estar en coincidencia vertical y/o desplazamiento.

65 La pared de contacto de tejido puede tener un espesor que está comprendido entre aproximadamente $10\ \mu\text{m}$ y aproximadamente $1000\ \mu\text{m}$. El espesor de la pared de contacto con el tejido es no informe.

ES 2 303 013 T3

De acuerdo con otro aspecto de la presente exposición, la funda de pinza puede incluir una pared de contacto de tejido fabricada a partir de un material no conductor, estando la pared de contacto de tejido configurada y dimensionada para superponerse a una superficie eléctricamente conductora dispuesta en el instrumento electroquirúrgico, incluyendo la pared de contacto de tejido al menos una abertura que se extiende a través de la misma. La pared de contacto de tejido está deseablemente fabricada a partir de un material cerámico.

Se contempla que la pared de contacto de tejido está fabricada a partir de materiales que tiene un Índice de Seguimiento Comparativo elevado, preferiblemente comprendido entre aproximadamente 300 y aproximadamente 600 voltios.

Se contempla además que la pared de contacto de tejido esté fabricada a partir de un grupo que comprende al menos uno de estos materiales: nilones, poliestirenos sindiotácticos, polibutileno tereftalato, policarbonato, acrilonitrilo butadieno estireno, poliftalamida, poliamida, polietileno tereftalato, poliamida imida, acrílico, poliestireno, polieter sulfón, policetona alifática, copolímero acetal, poliuretano, nilón con dispersión de óxido de polietileno, y acrilonitrilo estireno acrilato.

La presente exposición se refiere también a una funda de pinza para utilizar con instrumentos electroquirúrgicos que es capaz de realizar la obturación de tejido entre dos miembros de mandíbula opuestos, incluyendo la funda de pinza una pared de contacto de tejido fabricada a partir de un material conductor que está dispuesto en comunicación eléctrica con una fuente de energía electroquirúrgica. La pared de contacto de tejido incluye también al menos una pared lateral que pende de la misma que define una ranura para recibir eléctricamente al menos un miembro de mandíbula. La pared de contacto de tejido incluye también al menos una abertura que se extiende a través de la misma. Preferiblemente, el miembro de mandíbula está fabricado a partir de un material aislante.

Una segunda funda de pinza puede estar diseñada para superponerse sustancialmente o asentar encima del segundo miembro de mandíbula de manera que los miembros de mandíbula son capaces de conducir energía bipolar a través de los mismos.

La presente exposición se refiere también a una funda de pinza para utilizar con instrumentos electroquirúrgicos capaz de realizar la obturación de tejido entre dos miembros de mandíbula opuestos que incluye una pared de contacto de tejido fabricada a partir de un material no conductor. La pared de contacto de tejido incluye al menos una pared lateral que pende de la misma que define una ranura para recibir selectivamente al menos un miembro de mandíbula. La pared de contacto de tejido también incluye al menos un saliente que se extiende desde la misma, estando el saliente dispuesto en comunicación eléctrica con una fuente de energía electroquirúrgica. Para instrumentos electroquirúrgicos bipolares, cada miembro de mandíbula puede incluir una funda de pinza eléctricamente conductora.

Características adicionales de las realizaciones anteriores se harán fácilmente más evidentes para los expertos en la técnica a partir de la siguiente descripción detallada del aparato tomada en combinación con los dibujos.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describirán varias realizaciones con referencia a los dibujos, en los que:

la Fig. 1A es una vista en perspectiva de unos fórceps endoscópicos de la técnica anterior;

la Fig. 1B es una vista en perspectiva aumentada de un conjunto de mandíbula de los fórceps endoscópicos de la técnica anterior de la Fig. 1A;

la Fig. 2A es una vista en perspectiva de unos fórceps abiertos de la técnica anterior;

la Fig. 2B es una vista en perspectiva de un conjunto de mandíbula de los fórceps abiertos de la técnica anterior de la Fig. 2A;

la Fig. 3 es una vista en perspectiva delantera de una funda de pinza de acuerdo con una realización de la presente exposición;

la Fig. 4 es una vista en perspectiva de la funda de pinza de la Fig. 3;

la Fig. 5 es una vista en perspectiva de una funda de pinza de acuerdo con todavía otra realización de la presente exposición;

la Fig. 6 es una vista en planta de la funda de pinza de la Fig. 5;

la Fig. 7 es una vista en planta inferior de la funda de pinza de las Figs. 5 y 6;

la Fig. 8 es una vista en alzado posterior de la funda de pinza de las Figs. 5-7;

ES 2 303 013 T3

la Fig. 9 es una vista en alzado frontal de la funda de pinza de las Figs. 5-8;

la Fig. 10 es una vista en perspectiva inferior de una funda de pinza de acuerdo con todavía otra realización de la presente exposición;

la Fig. 11 es una vista en planta superior de un miembro de mandíbula de unos fórceps que incluye una funda de pinza, con la pared de contacto de tejido retirada de la misma, montada en la misma e ilustrando una disposición de colocación a modo de ejemplo para el acoplamiento de la funda de pinza en el miembro de mandíbula;

la Fig. 12 es una vista en planta superior de una funda de pinza que ilustra una disposición de abertura a modo de ejemplo en la misma;

la Fig. 13 es una vista en planta superior de una funda de pinza que ilustra otra disposición de abertura a modo de ejemplo formada en la misma;

la Fig. 14 es una vista en planta de una funda de pinza que ilustra otra disposición de abertura a modo de ejemplo formada en la misma;

la Fig. 15 es una vista en planta superior de una funda de pinza que ilustra todavía otra disposición de orificio a modo de ejemplo formada en la misma;

la Fig. 16 es una vista en perspectiva aumentada de un conjunto de mandíbula de los fórceps endoscópicos de la Fig. 1A, que ilustra la colocación de una funda de pinza, de acuerdo con la presente exposición, en los mismos;

la Fig. 17 es una vista en perspectiva aumentada del conjunto de mandíbula de los fórceps endoscópicos de la Fig. 2A, que ilustra la colocación de una funda de pinza en el mismo, de acuerdo con la presente exposición;

la Fig. 18A es una vista en perspectiva, esquemática de los miembros de mandíbula a modo de ejemplo agarrando el tejido que incluye una funda de pinza, de acuerdo con la presente exposición, situados en al menos uno de los miembros de mandíbula;

la Fig. 18B es una vista en perspectiva, esquemática de los miembros de mandíbula a modo de ejemplo agarrando el tejido, que incluyen una funda de pinza de acuerdo con la presente exposición, situada en al menos uno de los miembros de mandíbula;

la Fig. 18C es una vista en alzado lateral, esquemática que muestra las zonas de micro-obtención individuales y las áreas de tejido viables entre los dos miembros de mandíbula después de la activación del conjunto de electrodo;

la Fig. 18D es una vista en perspectiva, esquemática que muestra una serie de micro-obtenciones dispuestas en una disposición a través del tejido después de la activación del conjunto de electrodo;

la Fig. 19A es una vista en perspectiva, esquemática de una realización alternativa de la presente exposición que muestra una funda de pinza conductora; y

la Fig. 19B es una vista en perspectiva, esquemática de otra realización alternativa de la presente exposición que muestra una funda de pinza conductora con salientes conductores elevados.

Descripción detallada

Las realizaciones preferidas de los instrumentos, dispositivos y accesorios expuestos ahora, se describirán con detalle con referencia a las figuras de dibujos en las cuales los números de referencia iguales identifican elementos similares o idénticos. En los dibujos y en la descripción que sigue, el término “proximal”, como es tradicional, se referirá al extremo del instrumento, dispositivo y/o accesorio que está más lejos del operador mientras que el término “distal” se referirá al extremo del instrumento, dispositivo y/o accesorio que está más cerca del operador.

Haciendo referencia a las Figs. 1A y 1B, unos fórceps bipolares de la técnica anterior, para utilizar en distintos procesos quirúrgicos endoscópicos, se muestra generalmente con 100. Los fórceps 100 generalmente incluyen un alojamiento 120, un conjunto de mango 130, un conjunto giratorio 180, un conjunto de activación 170 y un conjunto de electrodo 110 que coopera mutuamente para agarrar y obturar el tejido.

Más concretamente, los fórceps 100 incluyen un árbol 112 que tiene un extremo distal 114 dimensionados para acoplarse mecánicamente a un conjunto de mandíbula 110 y un extremo distal 116 que se acopla mecánicamente al alojamiento 120. El árbol 112 puede estar bifurcado en el extremo distal 114 del mismo para recibir el conjunto de mandíbula 110. El extremo proximal 116 del árbol 112 se acopla mecánicamente al conjunto giratorio 180 para facilitar la rotación del conjunto de mandíbula 110.

Los fórceps 100 incluyen también una interfaz eléctrica o clavija 300 que conecta los fórceps 100 a una fuente de energía electroquirúrgica, por ejemplo, un generador electroquirúrgico (no mostrado). Un cable eléctrico 310 se

ES 2 303 013 T3

extiende desde la clavija 300 y está conectado de forma segura al alojamiento 120 de los fórceps 100. El cable 300 está internamente dividido dentro del alojamiento 120 para transmitir la energía electroquirúrgica a través de varias trayectorias de suministro eléctrico al conjunto de mandíbula 110. El conjunto de mango 130 incluye un mango fijo 150 y un mango móvil 140. El mango fijo 150 está integralmente asociado con el alojamiento 120 y el mando 140 se puede mover con relación al mango fijo 150 para activar un par de miembros de mandíbula opuestos 280 y 282 del conjunto de mandíbula 110.

Haciendo ahora referencia a las Figs. 2A y 2B, unos fórceps abiertos de la técnica anterior se muestran generalmente con 200. Los fórceps abiertos 200 generalmente tiene forma de un par de tijeras e incluyen un par de partes de árbol alargadas 212a, 212b, teniendo cada una un extremo proximal 216a, 216b, respectivamente, y un extremo distal 214a, 214b, respectivamente. Los fórceps abiertos 200 incluyen un conjunto de mandíbulas 210 que se sujeta al extremo distal 214a, 214b de las partes de árbol 212a, 212b, respectivamente. El conjunto de mandíbula 210 incluye miembros de mandíbula opuestos 280, 282 que están conectados de manera que pueden pivotar alrededor de un pasador de pivote 219.

Uno de los árboles 212a, 212b, está operativamente conectado a una fuente de energía electroquirúrgica, tal como un generador electroquirúrgico (no mostrado) a través de un cable electroquirúrgico 310. Un extremo proximal del cable 310 incluye una clavija similar 300 como se ha descrito anteriormente.

Como se observa mejor en las Figs. 1B y 2B, diversas conexiones eléctricas de los conjuntos de electrodo 110, 210 (no mostrados) están configuradas para proporcionar continuidad eléctrica a una disposición de almohadas de micro-obtención de electrodo 500 dispuestas a lo largo de uno o ambos miembros de mandíbula 280, 282. La Solicitud de Patente de estados Unidos cedida en común, Número de Serie 10/369.894 muestra un ejemplo de unos fórceps abiertos que tiene una pluralidad de almohadas de micro obturación 500 dispuestas en las superficies eléctricamente conductoras opuestas para mantener la viabilidad del tejido después de la obturación.

Como se ha expuesto, las almohadas de micro-obtención 500 están dispuestas en una disposición longitudinal, en pares a lo largo de las superficies de contacto de tejido de los miembros de mandíbula 280, 282. En uso, la disposición de las almohadas de micro-obtención 500 a través del tejido, sólo obturan el tejido que está entre cada almohada de micro-obtención 500 y los miembros de mandíbula opuestos 280, 282. El tejido adyacente a cada almohada de micro-obtención 500 permanece viable, lo cual, como se puede apreciar, permite que la sangre y los nutrientes fluyan a través del tejido obturado y entre las soldaduras del tejido individuales para potenciar la curación y reducir la posibilidad de necrosis de tejido.

Volviendo ahora a las Figs. 3 y 4, una funda de pinza para el acoplamiento operativo con al menos un par de miembros de mandíbula opuestos 280, 282 del conjunto de mandíbula 110 de los fórceps 100 se muestra generalmente con 10. Para los fines, aquí la funda de pinza se puede utilizar o bien con fórceps endoscópicos (como se ha mostrado en las Figs. 1A y 1B) o bien como fórceps abiertos (como se ha mostrado en las Figs. 2A y 2B). Obviamente, las consideraciones geométricas diferentes se aplican al uso de la funda de pinza 10 con cada tipo particular de instrumento, sin embargo, los aspectos novedosos con respecto a la funda de pinza 100 y sus características de funcionamiento continúan siendo generalmente constantes con respecto a los fórceps abiertos y/o endoscópicos.

La funda de pinza 10 incluye una pared de contacto de tejido 12 y un par de paredes laterales 14, 16 que terminan en una pared inferior arqueada 18. Las paredes 12-18 de la funda de pinza 10 definen una cavidad 20 en las mismas conformada y dimensionada para recibir uno de los pares de miembros de mandíbula opuestos 280, 282 en el mismo. La funda de pinza 10 incluye una abertura 22 en un extremo proximal de la misma para la inserción de uno de los pares de miembros de mandíbulas opuestos 280, 282 a través del mismo (es decir, de manera que la funda de pinza 10 puede ser “deslizado” sobre al menos uno de los pares de miembros de mandíbula opuestos 280, 282).

La funda de pinza 10 incluye preferiblemente una pluralidad de aberturas 24 formadas en la pared de contacto de tejido 12 del mismo. Preferiblemente, las aberturas 24, como se muestra en las Figs.3 y 4, están dispuestas en dos filas lineales, sin embargo, se contempla cualquier disposición y/o configuración de las aberturas 24 (véase las Figs. 12-15), por ejemplo filas longitudinalmente desplazadas.

En una realización, al menos la superficie de acoplamiento de tejido superior 12 de la funda de pinza 10 está fabricada a partir de un material no conductor que actúa para asilar eléctricamente (y/o térmicamente) la mayoría de la pared de acoplamiento de tejido 12 durante la activación permitiendo sólo una parte de la energía electroquirúrgica a través de las aberturas 24. Alternativamente y como se ha descrito con más detalle aquí, también se contempla que la superficie de acoplamiento de tejido 12 pueda ser eléctricamente conductora (y/o térmicamente conductora o térmicamente no conductora) y las aberturas 24 no conductoras (y/o el elemento generador de efecto debajo de la funda de pinza 10 es no conductora).

Además, también se contempla que las aberturas puedan variar enormemente de tamaño dependiendo de la finalidad particular. Por ejemplo, como se ha mencionado anteriormente, las aberturas 24 pueden estar configuradas de muchas configuraciones geométricas encima de la superficie de contacto de tejido 12, que dependiendo de la posición de las aberturas y de si la superficie 12 es eléctricamente conductora, eléctricamente aislante y/o térmicamente aislante, variará el efecto de tejido deseado, por ejemplo corte, coágulo, mezcla, obturación. Además de los diversos parámetros geométricos que puede afectar enormemente el efecto del tejido, se contempla que el tamaño de las aberturas 24

ES 2 303 013 T3

puede también jugar un papel importante en el efecto de tejido determinante. Por ejemplo, las aberturas 24 pueden ser relativamente grandes (desde una disposición de aproximadamente $25,4\ \mu\text{m}$ de diámetro hasta aproximadamente $3,8\ \text{mm}$ de diámetro (o mayor)) para obturar tejidos grandes para mantener la viabilidad a través de la obturación del tejido como se ha descrito en la Solicitud de Estados Unidos Número de Serie 10/369.894.

Las aberturas 24 también pueden ser aberturas muy pequeñas 24 (un diámetro comprendido entre aproximadamente $10\ \mu\text{m}$ y aproximadamente $100\ \mu\text{m}$ para limitar la corriente por arco a través de la superficie de tejido 12 para crear ciertos efectos quirúrgicos como se ha descrito en la Solicitud Provisional, cedida en común N° 60/432.385 (ahora Solicitud de Patente de Estado Unidos N° de Serie [2879(203-3439)]. Cuando la superficie de acoplamiento de tejido 12 está fabricada de un material no conductor, el material no conductor esencialmente “pellizca” o divide la corriente de arco generada por el generador electroquirúrgico a un canal de diámetro pequeño, manteniendo de forma efectiva la misma corriente y voltaje, pero creando varios arcos pequeños a partir de un arco grande. Esencialmente, esto tiene el efecto de separar la corriente de arco, incrementando de manera efectiva el efecto de corriente al tejido, dando lugar a un corte y/o efecto quirúrgico más fino. En otras palabras, el material no conductor hace posible que una corriente de baja frecuencia consiga efectos y/o resultados quirúrgicos indicativos de una corriente de alta frecuencia, a la vez que reduce al mínimo o evita el daño térmico al tejido adyacente.

Como se ha mencionado anteriormente, las aberturas 24 pueden tener un diámetro uniforme comprendido entre aproximadamente $10\ \mu\text{m}$ y aproximadamente $100\ \mu\text{m}$. El número de arcos pequeños creados a partir de un arco grande es inversamente proporcional al diámetro de las aberturas 24 formadas en la pared de contacto de tejido 12. Preferiblemente, el diámetro de cada abertura 24 es menor que el diámetro del arco grande. Por tanto, cuando se aplica una corriente electroquirúrgica, por ejemplo, al conjunto de electrodo 110 de los fórceps 100, cuando la funda de pinza 10 está colocada en el mismo, la corriente de arco es dividida entre las aberturas 24, controlando por tanto o limitando la corriente a través de cada abertura 24. Este efecto que controla o limita la corriente de arco a través de cada abertura 24 está referido como “Descarga de Cátodo Microhueco” (MCD o MHCD). La Solicitud de patente Comúnmente concedida N° de Serie PCT/US03/08146, expone un revestimiento poroso que puede ser utilizado para controlar la corriente. Un área de arco grande se desea cuando se abre el generador electroquirúrgico en el modo coagulación mientras que se desea un área de arco pequeña cuando el generador electroquirúrgico funciona en el modo corte.

Además, se contempla que una serie de diferentes fundas de pinza 10 se pueden vender como un paquete para cambiar el efecto quirúrgico deseado en base al tamaño de las aberturas, configuración geométrica o disposiciones de las aberturas para el corte, coagulación, obturación, mezcla, etc.

En una realización, la funda de pinza 10 está fabricada a partir de un material aislante tal como cerámica debido a su dureza y capacidad inherente para resistir fluctuaciones de temperatura elevadas. Alternativamente, la funda de pinza 10 puede estar hecha a partir de un material o una combinación de materiales que tiene un Índice de Seguimiento Comparativo alto (CTI) comprendido entre aproximadamente 300 y aproximadamente 600 voltios. Ejemplos de materiales de elevado CTI incluyen nilones y poliestirenos sindiotácticos tales como QUESTRA® fabricado por DOW Chemical. Otros materiales también pueden ser utilizados juntos o en combinación, por ejemplo, Nilones, Poliestireno sindiotáctico (SPS), Polibutileno Tereftalato (PBT), Policarbonato (PC), Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) Polifitalamida (PPA), Poliamida Tereftalato (PET), Poliamida imida (PAI), Acrílico (PMMA), Poliestireno (PS y HIPS), Poliéter Sulfón (RES), Policetona Alifática, Copolímero Acetal (POM), Poliuretano (PU y TPU). Nilón con dispersión de óxido de Polifenileno y Acrilonitrilo Estireno Acrilato.

El diámetro de cada pluralidad de aberturas 24 puede variar de tamaño para producir diferentes efectos quirúrgicos cuando se opera el sistema de generador electroquirúrgico en uno o varios modelos, tal como, por ejemplo en los modos de obturación, corte, mezcla y coagulación. En cualquiera de estas realizaciones, el tamaño de la abertura hace posible que el cirujano controle la proporción de vaporización de tejidos para el calentamiento de tejido, con el fin de conseguir efectos quirúrgicos más controlables y deseables. Por ejemplo, las aberturas 24 relativamente grandes (por ejemplo del orden de aproximadamente $25,4\ \mu\text{m}$ a aproximadamente $3,8\ \text{mm}$ de diámetro (o mayores) son deseables para efectuar la obturación de tejido relativamente grande con el fin de crear una disposición de micro-obturación a través del tejido (véase la Fig. 18D). Además, las aberturas 24 relativamente pequeñas son deseables para efectuar corte, mezcla y/o coagulación de tejido relativamente menor. Se contempla dentro del campo de la presente exposición que la pared de contacto de tejido 12 de la funda de pinza 10 puede incluir regiones en las que al menos una de las regiones incluye aberturas 24 dimensionadas para proporcionar un efecto de tejido, por ejemplo la obturación, y al menos otra región incluye aberturas 24 dimensionadas para proporcionar un efecto quirúrgico diferente, por ejemplo corte, mezcla y/o coagulación.

El número de aberturas 24 por centímetro cuadrado puede ser uniforme o variar a lo largo de la longitud de la funda de pinza 10 y/o el conjunto de electrodo 110 de los fórceps 100. El número de aberturas 24 por centímetro cuadrado controla el área de tratamiento total o en una micro escala el área de arco. Por ejemplo, cuando el número de aberturas 24 por centímetro cuadrado aumenta, el área de tratamiento disminuye, y viceversa. Cuando la superficie de tejido 12 es eléctricamente conductora, es cierto lo contrario.

La pared de contacto de tejido 12 de la funda de pinza 10 tiene un espesor que a su vez define el espesor y/o profundidad de las aberturas 24. Para un sistema en el que las aberturas están a una micro escala, el espesor de la pared de contacto con el tejido 12 controla la resistencia del sistema y el voltaje necesario para establecer el arco. A mayor

ES 2 303 013 T3

espesor de pared de contacto de tejido 12 mayor resistencia de sistema y mayor voltaje es necesario para establecer el arco, y viceversa.

Preferiblemente, la pared de contacto de tejido 12 tiene un espesor que es determinado durante la fabricación de la funda de pinza 10 para operar de forma efectiva el conjunto de electrodo 110 de los fórceps 100 de uno o varios modos, tal como el corte, coágulo y mezcla, utilizando el generador electroquirúrgico. Por ejemplo, se contempla que la pared de contacto de tejido 12 puede tener un espesor relativamente pequeño, comprendido entre aproximadamente 10 μm y 500 μm , se prefiere para operar el conjunto de electrodo 110 de los fórceps 100 en un modo "corte"; que tenga la pared de contacto de tejido 12 un espesor relativamente medio, comprendido entre aproximadamente 250 μm y aproximadamente 1 mm, se prefiere para operar el conjunto de electrodo 10 de los fórceps 100 en un modo "mezcla"; y que la pared de contacto de tejido 12 tenga un espesor relativamente grande, comprendido entre aproximadamente 500 μm y 2 mm, se prefiere para operar el conjunto de electrodo 110 de los fórceps 100 en el modo "coágulo".

Se contempla que el espesor de la pared de contacto de tejido 12 puede variar a lo largo de la longitud y/o la anchura de la misa con el fin de ser capaz de operar de forma efectiva el conjunto de electrodo 110 de los fórceps 100 en más de un modo utilizando el generador electroquirúrgico en un ajuste fijado. Por ejemplo, la pared de contacto de tejido 12 puede tener una primera parte que tiene un primer espesor para operar el conjunto de electrodo 110 de los fórceps 100 en un de los modos de obturación, corte, mezcla y coágulo y al menos una segunda parte que tiene un segundo espesor para operar el conjunto de electrodo 110 de los fórceps 100 en otro modo de obturación, corte, mezcla y coágulo.

En un método de utilización, una funda de pinza 10 puede estar situada sobre cada miembro de mandíbula 280, 282 de los fórceps 100 ó 200, cuyas fundas de pinzas 10 están dimensionadas de tal manera que pueden efectuar simultáneamente la coagulación entre partes de los miembros de mandíbula 280, 282 y efectuar corte de tejido entre otras partes de los miembros de mandíbula 280, 282. Más concretamente, en las áreas en las que las paredes de contacto de tejido 12 de las fundas de pinzas 10 son más gruesas, el tejido retenido entre los miembros de mandíbula 280, 282 tenderá a coagular y en las áreas en las que las paredes de contacto de tejido 12 de las fundas de pinzas 10 sean menos gruesas, el tejido retenido entre los miembros de mandíbula 280, 282 tenderá a ser cortado. Por consiguiente, como se puede apreciar, una única activación de energía del generador electroquirúrgico puede producir un efecto de tejido dobla, lo cual simplifica enormemente la coagulación y división del tejido.

De manera similar, una funda de pinza puede estar dimensionada para obturar y cortar tejido controlando el espesor de la funda de pinza a lo largo de la longitud o anchura de cada miembro de mandíbula 280, 282. Como se apreciará, utilizando una combinación de distancia de separación de control y presión de obturación y controlando la corriente al tejido, un cirujano puede obturar simultáneamente obturar y cortar el tejido dispuesto entre los miembros de mandíbula 280, 282 debido a la configuración única de la funda de pinza.

Aunque se ha descrito la funda de pinza de tipo aislante 19 fabricados totalmente de un cierto material, se contempla dentro del campo de la presente exposición que sólo la pared de contacto de tejido 12 necesita ser fabricada de material cerámicos mientras que el resto de la funda de pinza 10 (por ejemplo, las paredes laterales 14, 16 y la pared inferior 18) se puede fabricar de otros material rígido y/o flexible no conductor, tal como, por ejemplo, plástico, látex, silicona y similares.

Volviendo ahora a las Figs. 5-9, una funda de pinza de acuerdo con otra realización de la presente exposición se muestra generalmente con 10a. La funda de pinza 10a es sustancialmente similar a la funda de pinza 10 y se expondrá con detalle en la extensión necesaria para identificar las diferencias en construcción y funcionamiento. Como se observa en las Figs. 5-9, la pared inferior 18 incluye una ranura orientada longitudinalmente 30 que se extiende sustancialmente en toda la longitud de la funda de pinza 10a. Por consiguiente, la ranura 30 es capaz de hacer que la funda de pinza sea deslizada sobre, por ejemplo, los miembros de mandíbula 280, 282 que tienen anchuras que son mayores que la anchura de la pared de contacto de tejido 12 y/o mayores que la anchura de funcionamiento 22 formada en el extremo proximal de los mismos. En otras palabras, como se observa en las Figs. 8 y 9, la ranura 30 hace posible y/o permite que las paredes laterales 14, 15 deflecten y/o se inclinen ortogonalmente hacia fuera (como se indica mediante las flechas "A") cuando un miembro de mandíbula 280, 282 es insertado dentro de la funda de pinza 10a.

Volviendo ahora a la Fig. 10, una funda de pinza, de acuerdo con todavía otra realización de la presente exposición, se muestra generalmente con 10b. La funda de pinza 10b es sustancialmente similar a la funda de pinza 10 y sólo será explicada con detalle en la extensión necesaria para identificar las diferencias de construcción y funcionamiento. Como se observa en la Fig. 10, la funda de pinza 10b incluye al menos una, preferiblemente un par de bandas 32 aseguradas a y que se extiende a través de la pared de contacto de tejido 12. Preferiblemente, las bandas 32 son elásticas y hacen posible que la funda de pinza 10b sea deslizada sobre y/o hasta acoplamiento con los miembros de mandíbula 280, 282 de anchura y/o espesor variables. Las bandas elásticas 32 se prefieren, se contempla dentro del campo de la presente invención que las bandas 32 no sean elásticas, capaces de ser apretadas entre sí y/o capaces de ser aseguradas de manera liberable entre sí (por ejemplo sujetadores de tipo gancho y bucle).

Volviendo ahora a la Fig. 11, se muestra una disposición de colocación a modo de ejemplo para el acoplamiento sobre la funda de pinza 10 en el miembro de mandíbula 280, 282 de los fórceps 100 o 200. Como se observa en la Fig. 11, la superficie interior de uno, preferiblemente cada pared lateral 14, 16 de la funda de pinza 10 incluye un botón,

ES 2 303 013 T3

saliente o similar 34 que se extiende desde la misma. Los botones 34 preferiblemente se acoplan con y/o son recibidos en los correspondientes rebajes 283 formados en las superficies laterales de los miembros de mandíbula 280, 282, en un acoplamiento de tipo fijación por salto elástico. De esta manera, cuando la funda de pinza 10 es deslizada sobre uno de los miembros de mandíbula 280, 282 de los fórceps 100 ó 200, el acoplamiento de colocación fija la situación y/o la posición de las aberturas (no mostradas) en el miembro de mandíbula 280, 282. Mientras tanto, cuando la funda de pinza 10 es deslizada sobre los otros miembros de mandíbula 280, 282 de los fórceps 100 ó 200, la disposición de colocación fija la localización y/o la posición de las aberturas (no mostradas) sobre el otro miembro de mandíbula 280, 282. De esta manera, la posición de las aberturas (no mostradas) sobre el miembro de mandíbula 280 puede ser fijada y predeterminada con relación a la posición de las aberturas (no mostradas) sobre el miembro de mandíbula 282. Por ejemplo, las aberturas 24 de la funda de pinza 10 que corresponden al miembro de mandíbula 280 pueden estar en coincidencia vertical o en coincidencia de desplazamiento yuxtapuesto con las aberturas 24 de la funda de pinza 10 que corresponden al miembro de mandíbula 282 que dependen de un fin particular.

Como se observa mejor en la Fig. 11, varias conexiones eléctricas de conjuntos de electrodo 110, 210 (no mostradas) están configuradas para proporcionar continuidad eléctrica a una serie de almohadas de electrodo 290 dispuestas encima de al menos uno de los miembros de mandíbula 280, 282 para transmitir energía electroquirúrgica al tejido. Cuando la funda de pinza 10 es eléctricamente conductora, obviamente se podrían aplicar diferentes conexiones eléctricas.

Volviendo ahora a las Figs. 12-15, se muestran ilustraciones a modo de ejemplo de varias disposiciones de aberturas 24 formadas en la pared de contacto de tejido 12 para utilizar o bien con la funda de pinza eléctricamente conductora o bien con una funda de pinza eléctricamente aislante. Como se observa en la Fig. 12, las aberturas 24 están desigualmente distribuidas y/o formadas en la pared de contacto de tejido 12. En particular, se muestra una densidad aumentada de aberturas 24 formadas en ambas regiones distales y una región proximal de la pared de contacto de tejido 12 y una densidad de aberturas reducida 24 formada en una región central de la pared de contacto de tejido 12.

Como se observa en la Fig. 13, la pared de contacto de tejido 12 de la funda de pinza 10 puede estar provista de al menos dos filas orientadas longitudinalmente de aberturas dimensionadas alternativamente, a saber, aberturas dimensionadas relativamente grandes 24a y aberturas dimensionadas relativamente pequeñas 24b.

Como se observa en la Fig. 14 la pared de contacto de tejido 12 de la funda de pinza 10 puede estar provista de al menos dos filas longitudinalmente orientadas, preferiblemente desplazadas de ranuras alargadas 24c formadas en la misma. Como se observa en la Fig. 15, las ranuras 24c pueden estar orientadas en un ángulo con respecto al eje longitudinal de la pared de contacto de tejido 12.

Aunque las Figs. 12-15 ilustran disposiciones a modo de ejemplo de las aberturas que se puede formar en la pared de contacto de tejido 12 del ove shoe 10, de ninguna manera es esta una ilustración exhaustiva de todas las disposiciones que se pueden formar en la pared de contacto de tejido 12. Por ejemplo cualquiera de las disposiciones ilustradas en las Figs. 12-15 se pueden intercambiar y/o orientar entre sí en cualquier orden y/o densidad.

Como se puede ver en la Fig. 16, las fundas de pinzas 10, configuradas y dimensionadas para ser deslizadas sobre los miembros de mandíbula 280, 282 de los fórceps 100, se muestran en una posición sobre cada miembro de mandíbula 280, 282 de los mismos. Como se observa en la Fig. 17, las funda de pinzas 10 configuradas y dimensionadas para ser deslizadas sobre los miembros de mandíbula 280, 282 de los fórceps 200, se muestran en posición sobre cada miembro de mandíbula 280, 282 de los mismos.

Aunque la mayoría de los dibujos de figuras muestran una funda de pinza para utilizar con fórceps bipolares para utilizar en combinación con procesos quirúrgicos endoscópicos, las fundas de pinzas para fórceps abiertos están también contempladas para utilizar en combinación con procesos quirúrgicos abiertos tradicionales.

En uso, como se muestra la realización aislante de las Figs. 18A-18D, la funda de pinza 10 colocada en al menos uno de los miembros de mandíbula 280, 282, el cirujano inicialmente aproxima el tejido "T" (véase la fig. 18A) entre los miembros de mandíbula opuestos 280, 282 y después agarra el tejido "T" (véase la Fig. 18B) manipulando los fórceps 100 ó 200 para aproximar los miembros de mandíbula 282, 282 uno hacia otro. Una vez que el tejido "T" está agarrado, el cirujano activa selectivamente el generados electroquirúrgico (véase la Fig. 18C) para suministrar energía electroquirúrgica a la almohada de electrodo 290 de cada miembro de mandíbula 280, 282. En particular, la energía electroquirúrgica fluye desde el terminal positivo del generador electroquirúrgico, a la almohada de electrodo 290 del miembro de mandíbula 282, a través de la abertura 24 de la funda de pinza 10 situada en el miembro de mandíbula 282 a través del tejido "T", a través de la abertura 24 de la funda de pinza 10 situada en el miembro de mandíbula 280, hasta la almohada de electrodo 290 del miembro de mandíbula 280, y regresa al terminal negativo del generados electroquirúrgico. Como resultado, se crea una disposición intermitente de obturaciones y/o soldaduras de tejido "W" a lo largo del tejido "T" (véase las Figs. 18C y 18D).

La disposición y/o distribución de las aberturas 24 formadas en las fundas de pinza 10 permite la obturación y/o soldadura del tejido "T" que está situada entre las aberturas yuxtapuestas 24 de la funda de pinza 10 situada en cada miembro de mandíbula 280, 282. El tejido "T" junto a cada abertura 24 permanece viable, lo cual, como se puede apreciar, permite que la sangre y los nutrientes fluyan a través del tejido obturado "T" y entre las soldaduras individuales "W", como se indica mediante las flechas "F" de la Fig. 18D, para facilitar la curación del tejido y reducir

ES 2 303 013 T3

la posibilidad de necrosis de tejido. Como se ha mencionado anteriormente, una funda de pinza conductora 10 se puede utilizar para obtener un resultado quirúrgico similar.

5 Un controlador "C" (véase la Fig. 18C) puede estar eléctricamente interpuesto entre el generador quirúrgico y las almohadas de electrodo 290 para regular la energía electroquirúrgica suministrada al mismo dependiendo de ciertos parámetros eléctricos, tales como, por ejemplo, impedancia de corriente, temperatura, voltaje, tipo de tejido, espesor de tejido, etc. Por ejemplo, los fórceps o el controlador "C" pueden incluir uno o más sensores y/o sensores pequeños (no mostrados) que comunican con el generador electroquirúrgico (o con un circuito pequeño, un ordenador, un bucle de retroalimentación, etc.) para regular automáticamente la intensidad electroquirúrgica (por ejemplo, la onda, corriente, 10 voltaje, etc.) para mejorar el proceso de obturación t/o soldadura. Los sensores pueden medir o controlar uno o más de los siguientes parámetros: temperatura de tejido, impedancia de tejido en la zona de soldadura, el cambio de impedancia de tejido en el tiempo y/o cambios de potencia o corriente aplicada en el tejido en el tiempo. Un monitor de retroalimentación audible o visual (no mostrado) se puede emplear para mostrar al cirujano lo referente a la calidad de obturación total de la finalización de la obturación de tejido efectiva.

15 Además un circuito PCB (tarjeta de circuito impreso) o circuito flexible (no mostrado) se puede utilizar para proporcionar información referente a la distancia de separación (por ejemplo con un detector de proximidad) entre los miembros de mandíbula 280, 282, la presión de obturación entre los miembros de mandíbula 280, 282 antes y durante la activación, carga (por ejemplo con un medidor de deformación), el espesor del tejido "T" antes o durante la 20 activación, a impedancia a través del tejido durante la activación, y la velocidad de exposición del tejido durante la activación y obturación.

Varios ejemplos de tales dispositivos y sistemas se describen en la Solicitud de Estados Unidos de propiedad común N° de Serie 10/427.832. Los métodos y sistemas para ajustar y obturar la distancia de separación se exponen 25 también en la Solicitud de patente Provisional cedida en común N° de Serie 60/470.632. Los métodos y sistemas para controlar la salida de los generadores médicos RF se exponen en la Solicitud de Patente de Estados Unidos N° de serie 10/417.823.

Se contempla que el circuito PCB puede estar diseñado para proporcionar retroalimentación eléctrica al generador 30 quirúrgico con relación a uno o más de los parámetros anteriores o bien sobre una base continua o en función de la información procedente del generador electroquirúrgico. Por ejemplo un circuito PCB se puede utilizar para controlar la potencia, corriente y/o tipo de onda de corriente suministrada desde el generador electroquirúrgico a los miembros de mandíbula 280, 282 con el fin de reducir el daño colateral al tejido circundante durante la activación, por ejemplo, la extensión térmica, la vaporización de tejido y/o vapor procedente de la zona de tratamiento. Ejemplos de varios 35 circuitos de control, generadores y algoritmos que se pueden utilizar se exponen en la Patente de Estados Unidos N° 6.228.080 y la Solicitud de Patente de Estados Unidos N° de serie 10/073.781.

De lo anterior y con referencia a los distintos dibujos de figuras, los expertos en la técnica apreciarán que se pueden también hacer ciertas modificaciones en la presente exposición sin que se salgan del campo de la misma. Por ejemplo, 40 se contempla que el diámetro de las aberturas de la funda de pinza pueda variar durante el proceso de fabricación de la funda de pinza de acuerdo con el tipo de instrumento quirúrgico que se va a utilizar. En particular, se contempla que una diámetro de abertura dimensionado se puede utilizar para hojas electroquirúrgicas para la coagulación o corte del tejido mientras que se puede utilizar otro diámetro de abertura para fórceps electroquirúrgicos que utilizan una combinación de fuerza de cierre, distancia de separación entre los miembros de mandíbula y cantidad de energía 45 electroquirúrgica para obturar el tejido.

Además se contempla que el número de aberturas por centímetro cuadrado se puede modificar durante el proceso de fabricación para controlar el área de tratamiento y reducir al mínimo el efecto colateral al tejido circundante. Además, como se ha expuesto anteriormente, la forma de las aberturas incluye y no se limita a circular, triangular, rectangular, 50 ovalada y similar. También se contempla que el espesor de la pared de contacto de tejido 12 de la funda de pinza 10 puede ser modificada durante el proceso de fabricación para establecer una resistencia y voltaje preferidos para crear un efecto quirúrgico deseado.

Como se ha mencionado repetidamente anteriormente, se contempla además que los miembros de mandíbula 280, 55 282 de los fórceps 100 pueden ser aislados y que una funda de pinza 10, o preferiblemente, la pared de contacto de tejido 12 de la funda de pinza 10 está fabricada a partir de un material conductor y eléctricamente conectado a una fuente de energía electroquirúrgica (véase la Fig. 19A). De esta manera, cualesquiera fórceps pueden ser fijados detrás con la funda de pinza 10 situada sobre o deslizada sobre al menos uno de los miembros de mandíbula. Las aberturas 24 de la funda de pinza 10 actúan a su vez como ranuras de refrigeración (es decir, regiones en las que es transmitida la energía electroquirúrgica limitada o energía térmica). De esta manera, siguiendo el uso y aplicación de la energía electroquirúrgica al tejido "T", las regiones en las que la funda de pinza 10 está en contacto con el tejido "T" es donde la obturación de tejido y/o soldadura se produce y las regiones en las que están situadas las 60 aberturas 24 no experimentan obturación y/o soldadura de tejido y permanecen con tejido viable. Como se puede apreciar, cada funda de pinza se podría someter a un potencial eléctrico diferente procedente del generador electroquirúrgico de manera que las fundas de pinzas son capaces de conducir la energía electroquirúrgica bipolar a través del tejido sujeto entre los mismos. Como tal, los cables o elementos conductores 25 serían utilizados para realizar este fin.

ES 2 303 013 T3

Como se observa mejor en la Fig. 19B, se contempla también que la funda de pinza 10 puede incluir partes de contacto de tejido 27 o salientes eléctricamente conductores en lugar de las aberturas 24. Por ejemplo, la pared de contacto de tejido 12a y/o las partes de contacto de tejido 27 eléctricamente conductoras pueden estar dispuestas sobre la superficie 12a para sobresalir de la misa para crear una disposición de soldaduras de tejido para tratar el tejido. Se contempla también que los salientes 27 pueden estar revestidos de materiales antiadherentes. Cuando se utiliza sobre estas superficies, los mateareis antiadherentes proporcionan una energía de superficie óptima para eliminar la adherencia debida en parte a la textura superficial y a la susceptibilidad para romper las superficies debido a los efectos eléctricos y corrosión en presencia de tejidos biológicos. Como se puede apreciar, reduciendo la cantidad que el tejido “adherido” durante la obturación se mejora la eficacia total del instrumento.

Los materiales antiadherentes pueden estar fabricados a partir de uno (o una combinación de uno o más) de los siguientes materiales “antiadherentes”, a saber, níquel-cromo, nitruro de cromo, MedCoat 200 fabricado por The Electrolyzing Corporation of OHIO, Inconel 600 y estaño-níquel. Inconel 600 es lo que se llama una “superaleación” que está fabricada por Special Metals. INC localizada el Conroe, Texas. Las superaleaciones son utilizadas principalmente en ambientes que requieren resistencia a la corrosión y al calor. El alto contenido en níquel de Inconel 600 hace que el material sea especialmente resistente a la corrosión orgánica. Como se puede apreciar, estas propiedades son deseables para instrumentos electroquirúrgicos bipolares que están naturalmente expuestos a altas temperaturas alta energía RF y material orgánica.

Una clase particular de materiales expuestos aquí ha demostrado propiedades de antiadherencia superiores y, en algunos casos, calidad de micro obturación superior. Por ejemplo, los revestimientos de nitrato que incluyen perno no se limitan a: TiN, ZrN, TlAIN, y Cr son materiales preferidos utilizados para fines de antiadherencia. Se ha encontrado que el Cr es particularmente útil para fines de anti adherencia debido a sus propiedades superficiales totales y rendimiento óptimo. Otras clases de materiales también se han encontrado que reducen la adherencia total. Por ejemplo las aleaciones de relación níquel/cromo elevada con una relación de Ni/Cr de aproximadamente 5:1 se han encontrado que reducen significativamente la adherencia en instrumental bipolar.

Aunque la anterior exposición y figuras se refiere a hemostatos, fórceps o instrumentos bipolares, se contempla y dentro del campo de la presente exposición que las fundas de pinzas expuestas aquí se pueden utilizar en combinación con y/o asociación con lápices electroquirúrgicos y similares.

Aunque la presente exposición se ha descrito con respecto a realizaciones particulares, se hará fácilmente evidente para los expertos en la técnica que se pueden hacer cambios y modificaciones en la misma sin que se salgan del campo de la exposición.

ES 2 303 013 T3

REIVINDICACIONES

5 1. Un instrumento electroquirúrgico capaz de realizar la obturación de un tejido, comprendiendo el instrumento electroquirúrgico (100):

una funda de pinza que puede ser recibida (10) adaptada para ser recibida por uno de un par de miembros de mandíbula yuxtapuestos comprendidos en el instrumento electroquirúrgico (100), **caracterizada** porque la funda de pinza (10) incluye:

10 una pared de contacto con tejido (12) fabricada a partir de un material no conductor, estando la pared de contacto de tejido (12) configurada y dimensionada para superponerse a la superficie eléctricamente conductora dispuesta sobre el instrumento electroquirúrgico (10), incluyendo la pared de contacto de tejido al menos una abertura (24) que se extiende a través de la misma configurada para permitir el paso de corriente a través de la misma.

15 2. Un instrumento electroquirúrgico (100) de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende:

un par de miembros de mandíbula yuxtapuestos (280, 282) asociados pivotablemente entre sí, al menos uno de los cuales incluye la superficie eléctricamente conductora sobre el mismo en comunicación eléctrica con una fuente de energía;

20 la funda de pinza que puede ser recibida (10) adaptada para ser recibida por uno de los pares de miembros de mandíbula, incluyendo la funda de pinza (10):

25 la pared de contacto de tejido (12) que incluye una pluralidad de aberturas (24) formadas a través de la misma para permitir el paso de corriente a través de la misma.

3. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la pared de contacto de tejido (12) está fabricada a partir de un material cerámico.

30 4. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la pluralidad de aberturas (24) está dispuesta en pares a lo largo de la longitud de la superficie eléctricamente conductora.

35 5. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que las aberturas (24) están dispuestas aleatoriamente.

6. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que las aberturas (24) están dimensionadas uniformemente.

40 7. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 4, en el que las aberturas (24) son generalmente circulares (24, 24b).

8. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 7, en el que las aberturas (24) tienen un diámetro comprendido entre aproximadamente $10\ \mu\text{m}$ y aproximadamente $1000\ \mu\text{m}$.

45 9. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 4, en el que las aberturas (24) son ranuras alargadas (24c).

50 10. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 9, en el que las ranuras alargadas (24c) están en al menos una orientación paralela con respecto al eje longitudinal y en un ángulo con respecto al eje longitudinal.

55 11. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la funda de pinza comprende además un par de paredes laterales (14, 16) que se extienden desde los bordes laterales de la pared de contacto de tejido (12) y una parte inferior (18) que interconecta el par de paredes laterales (14, 16), la pared de contacto de tejido (12), la pared inferior (18), y las paredes (14, 16) definiendo una cavidad (20) configurada y dimensionada para recibir sustancialmente un miembro de mandíbula (280, 282) del instrumento electroquirúrgico (10).

60 12. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 11, en el que la pared inferior (18) incluye una ranura orientada longitudinalmente (30) que discurre paralela a una longitud de la misma que facilita el acoplamiento de fijación por fricción entre la funda de pinza (10) y el miembro de mandíbula (280, 282).

13. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, que además comprende al menos una banda (32) que se extiende entre, y acoplada con, cada borde terminal lateral de la pared de contacto de tejido.

65 14. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 11, en el que la funda de pinza comprende además al menos un miembro de inter-acoplamiento (34) que se extiende desde una superficie interior de al menos una del par de paredes laterales (14, 16), estando el al menos un miembro de inter-acoplamiento (34) configurado y dimensionado para acoplarse a una cavidad complementaria (283) formada en el miembro de mandíbula (280, 282).

ES 2 303 013 T3

15. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 14, en el que el al menos un miembro de inter-acoplamiento (34) coincide con las aberturas (24) de una funda de pinza situada en uno del par de miembros de mandíbula (280, 282) con relación a las aberturas (249 de una funda de pinza (10) situada en el otro del par de miembros de mandíbula (280, 282).

5

16. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 15, en el que las aberturas (24) están en coincidencia vertical una con relación a otra.

17. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 15, en el que las aberturas (24) están desplazadas una con relación a otra.

10

18. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la pared de contacto de tejido (12) tiene un espesor comprendido entre aproximadamente $10\ \mu\text{m}$ y aproximadamente 2 mm.

19. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 18, en el que el espesor de la pared de contacto de tejido (12) no es uniforme.

15

20. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la pared de contacto de tejido está fabricada a partir de materiales que tienen un elevado Índice de Seguimiento Comparativo.

20

21. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 20, en el que el Índice de Seguimiento Comparativo está comprendido entre aproximadamente 300 y aproximadamente 600 voltios.

22. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la pared de contacto de tejido está fabricada a partir de un grupo que comprende al menos uno de Nilonos, Poliestirenos Sindiotácticos, Polibutileno Tereftalato, Policarbonato, Acrilonitrilo Butadieno Estireno, Poliftalamida, Poliamida, Polietileno Tereftalato, Poliamida imida, Acrílico, Poliestireno, Polieter Sulfón, Policetona Alifática, Copolímero Acetal, Poliuretano, Nilón con dispersión de óxido de Polifenileno, y Acrilonitrilo Estireno Acrilato.

25

30

35

40

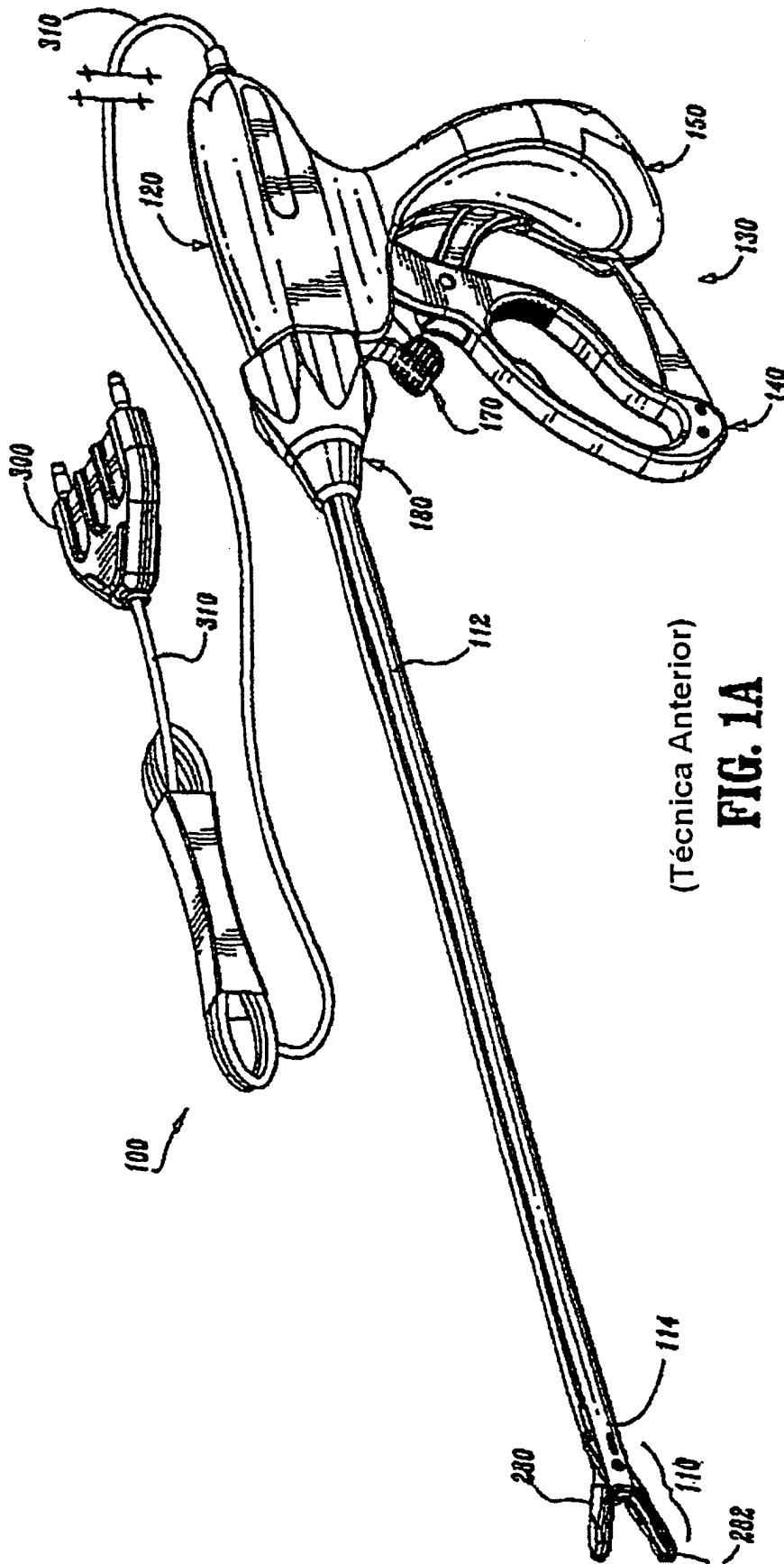
45

50

55

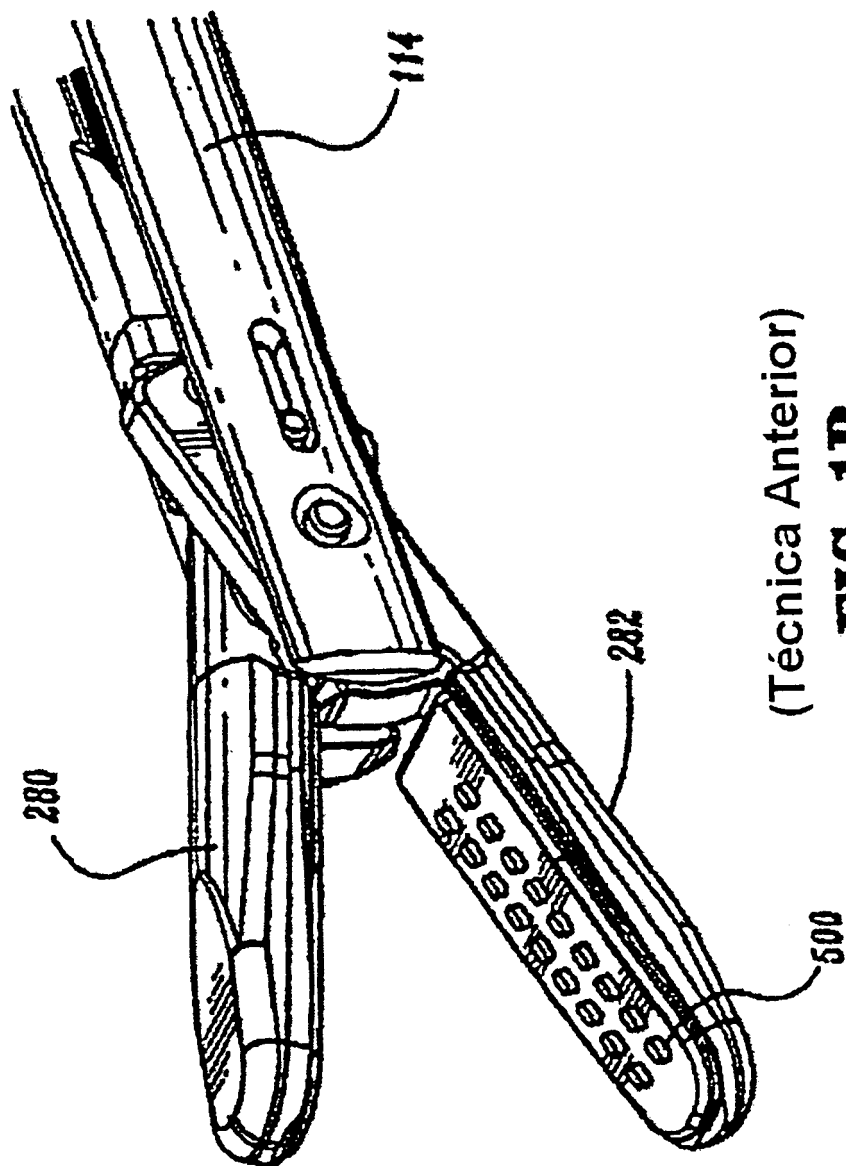
60

65



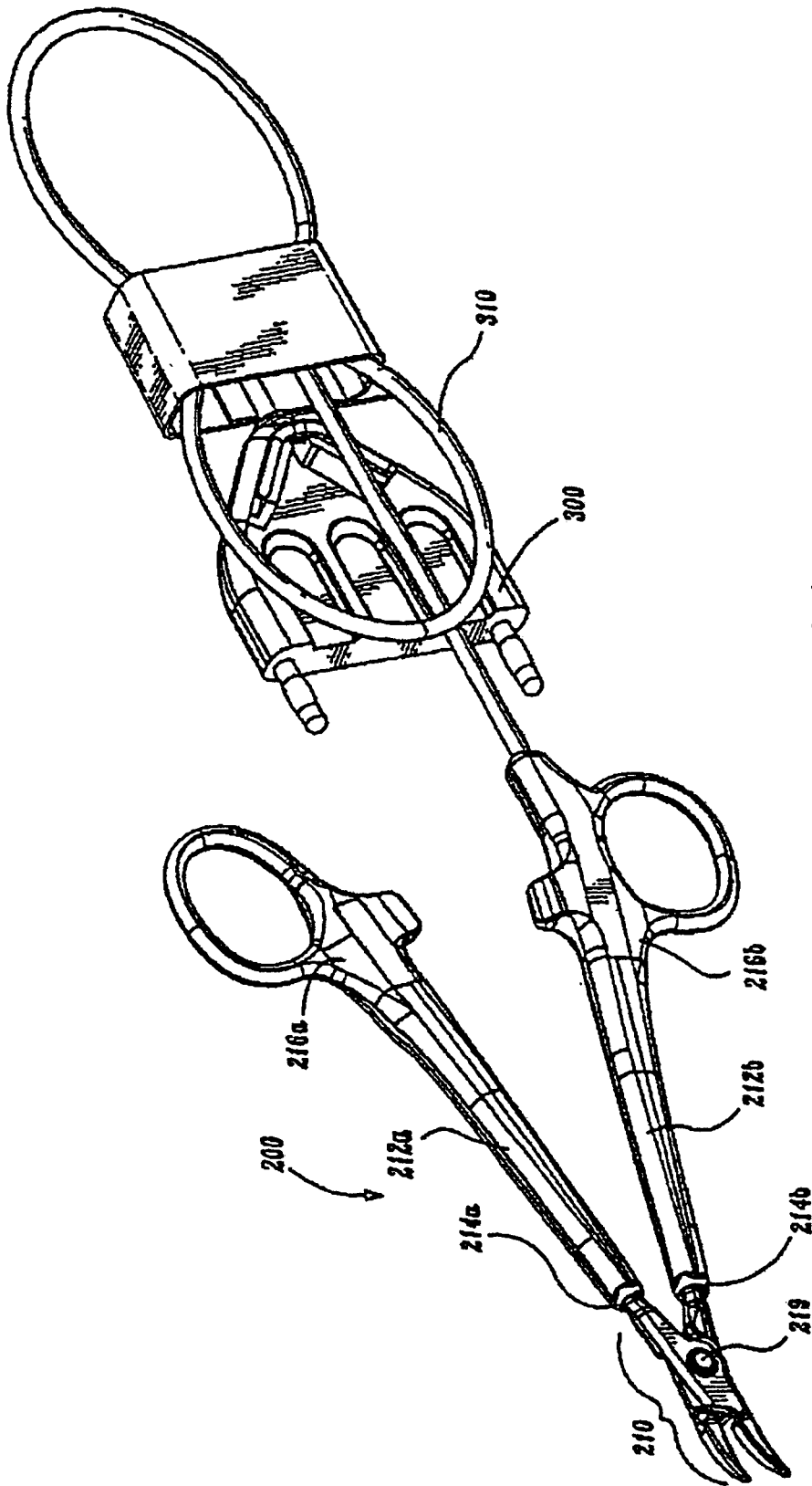
(Técnica Anterior)

FIG. 1A



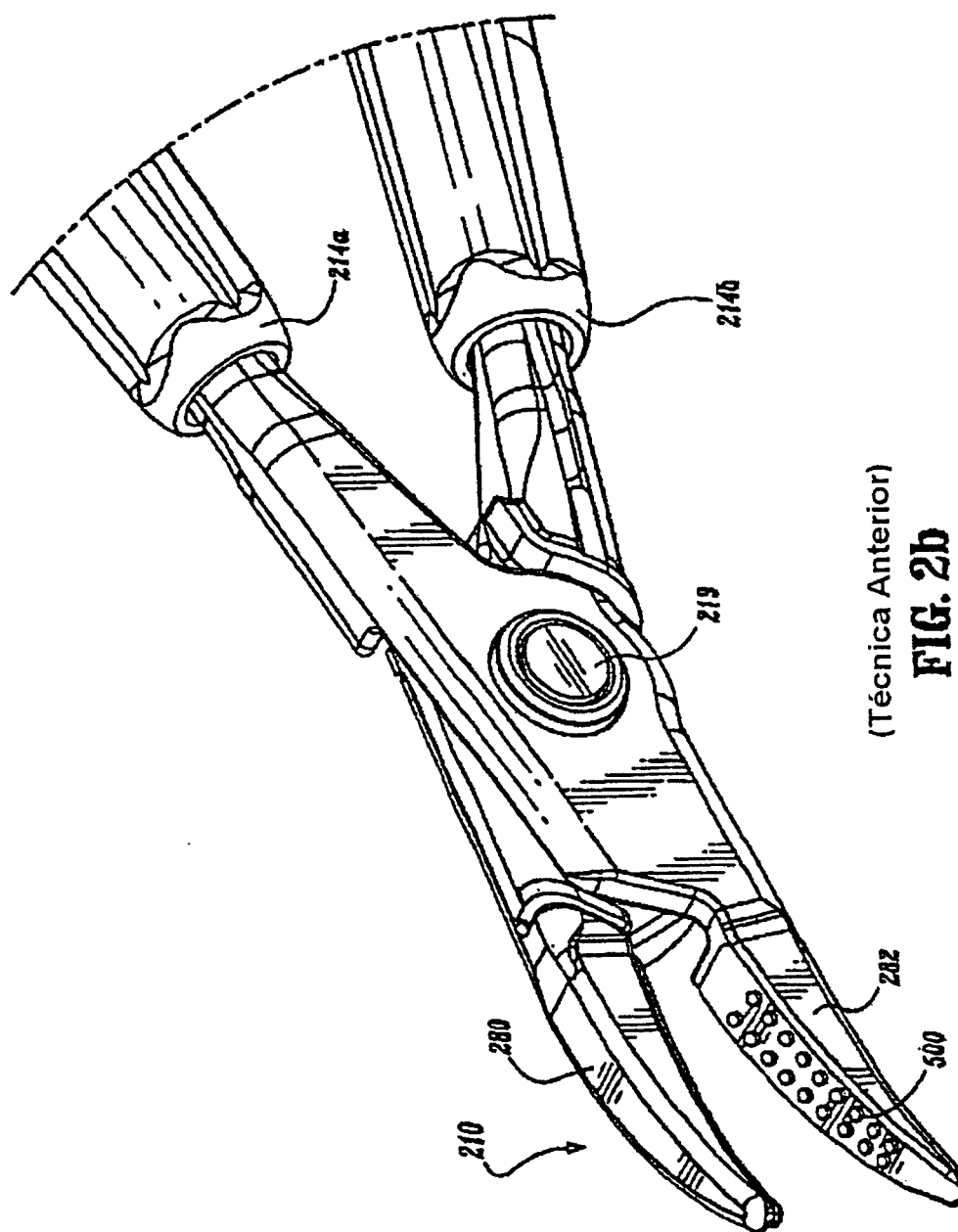
(Técnica Anterior)

FIG. 1B



(Técnica Anterior)

FIG. 2a



(Técnica Anterior)

FIG. 2b

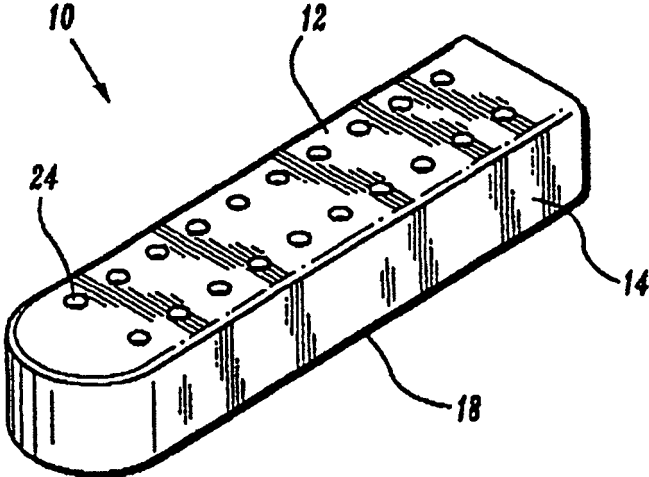


FIG. 3

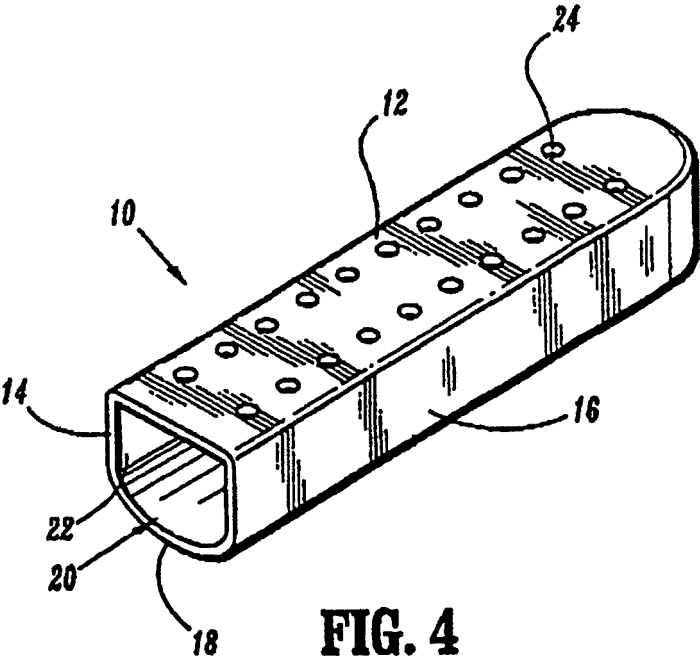


FIG. 4

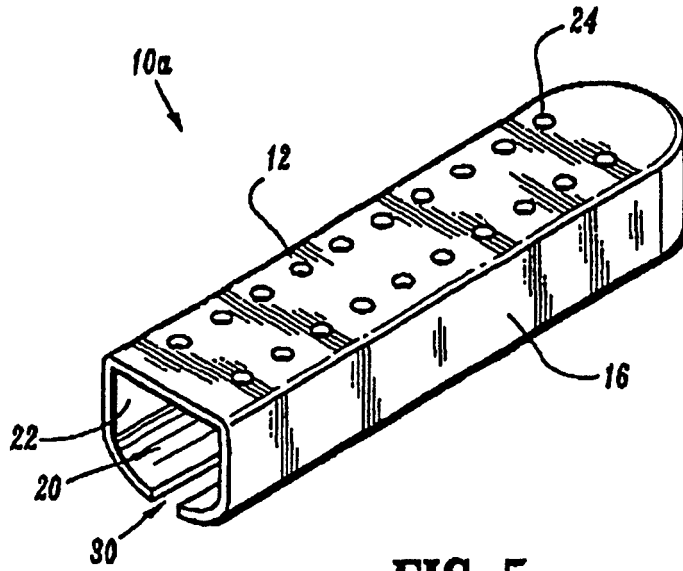


FIG. 5

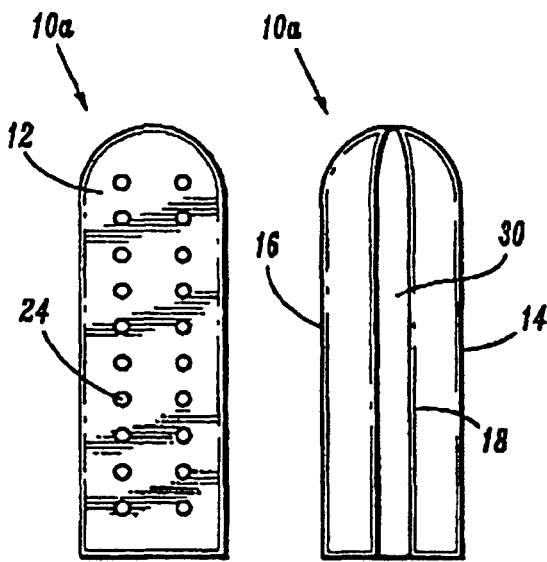


FIG. 6

FIG. 7

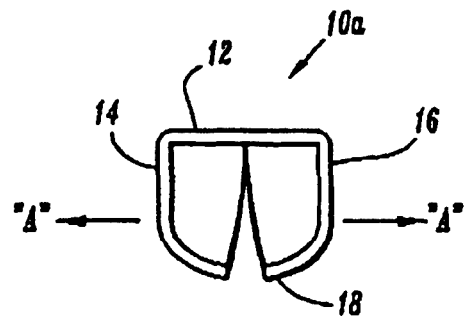


FIG. 8

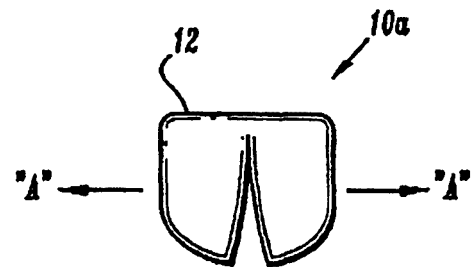


FIG. 9

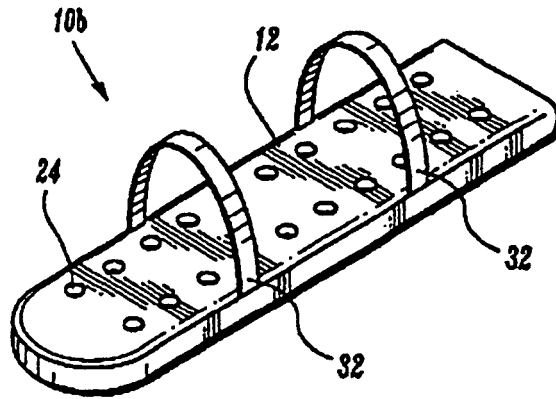


FIG. 10

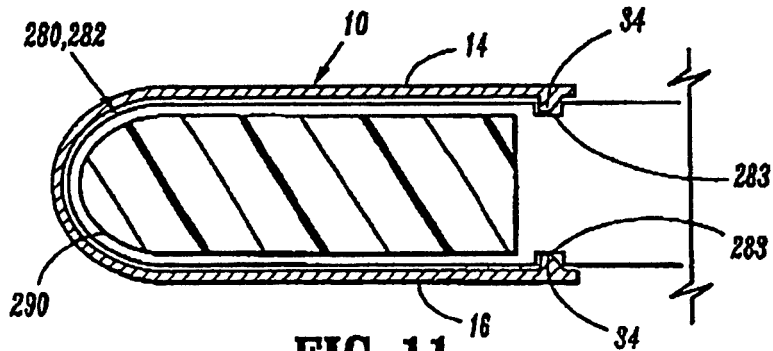


FIG. 11

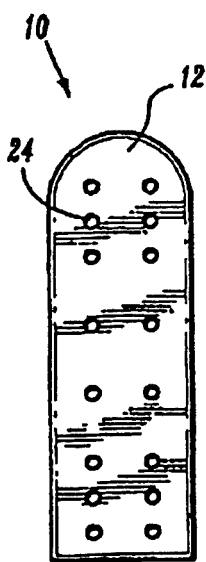


FIG. 12

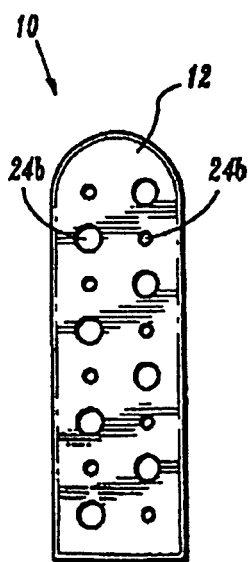


FIG. 13

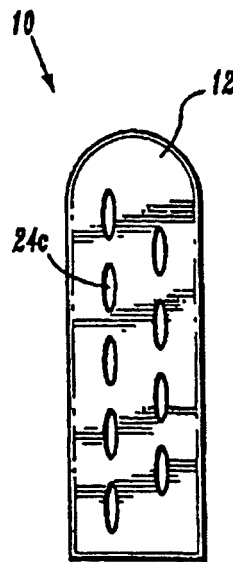


FIG. 14

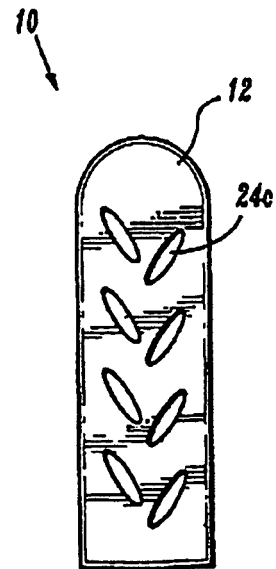


FIG. 15

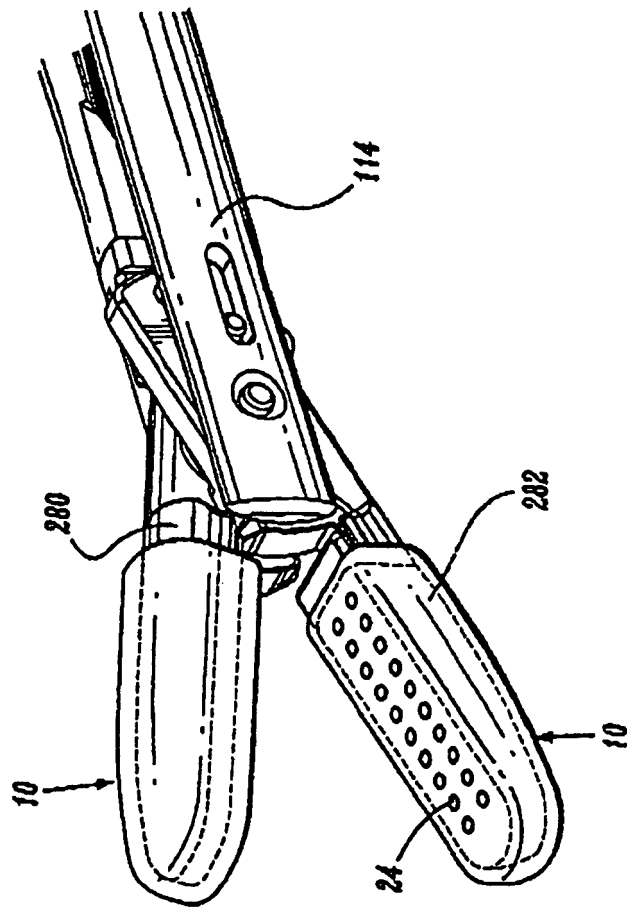


FIG. 16

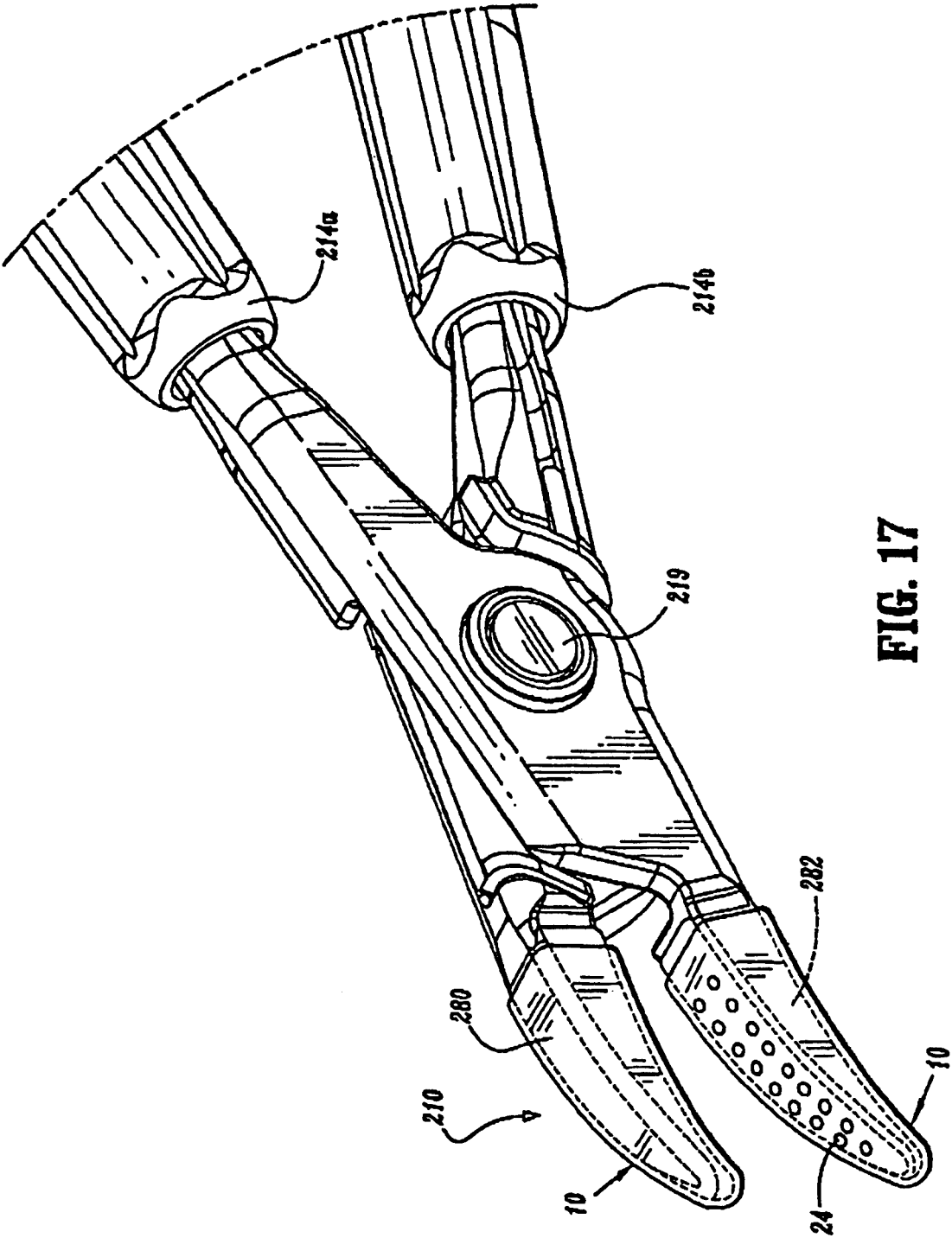


FIG. 17

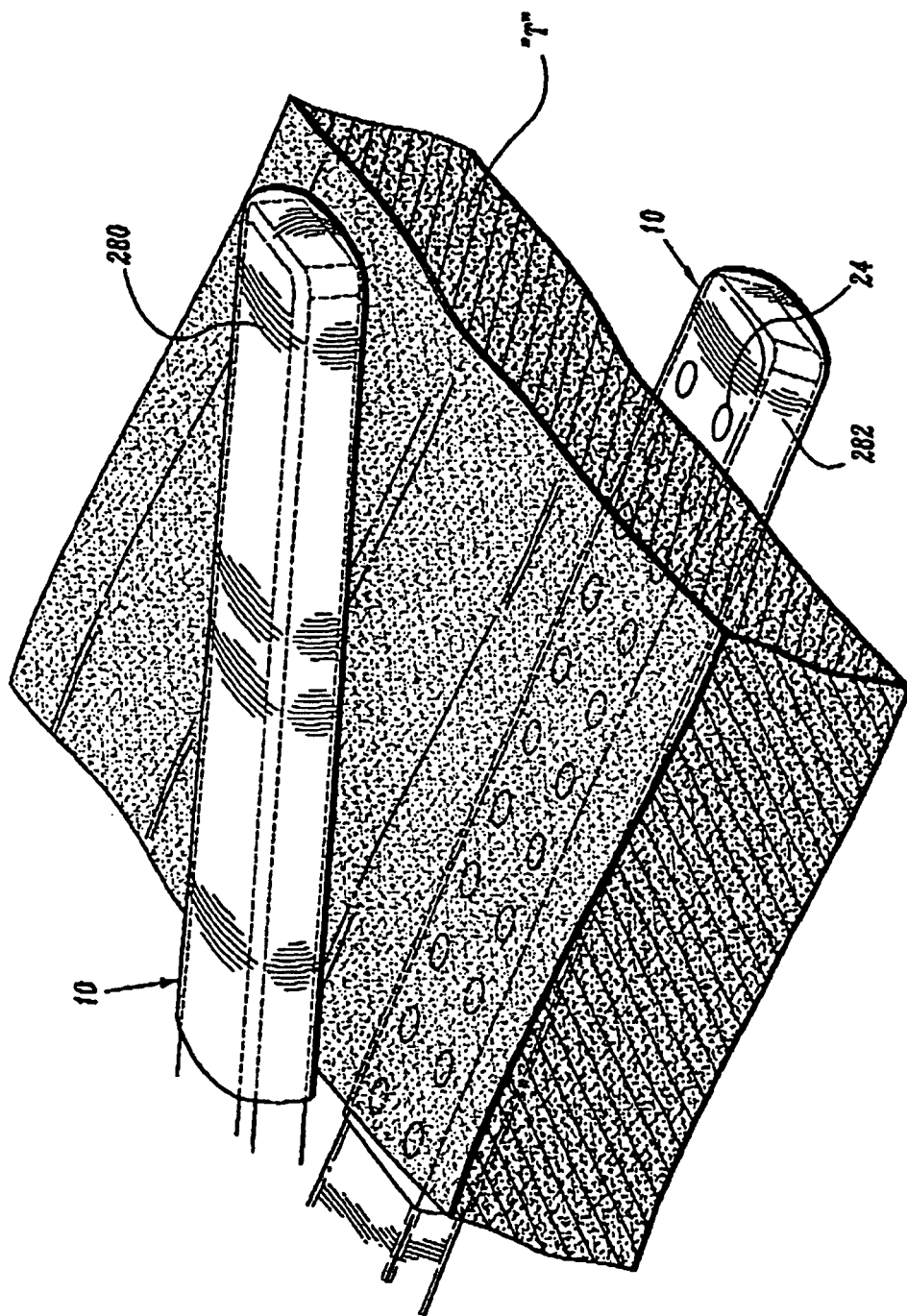


FIG. 18a

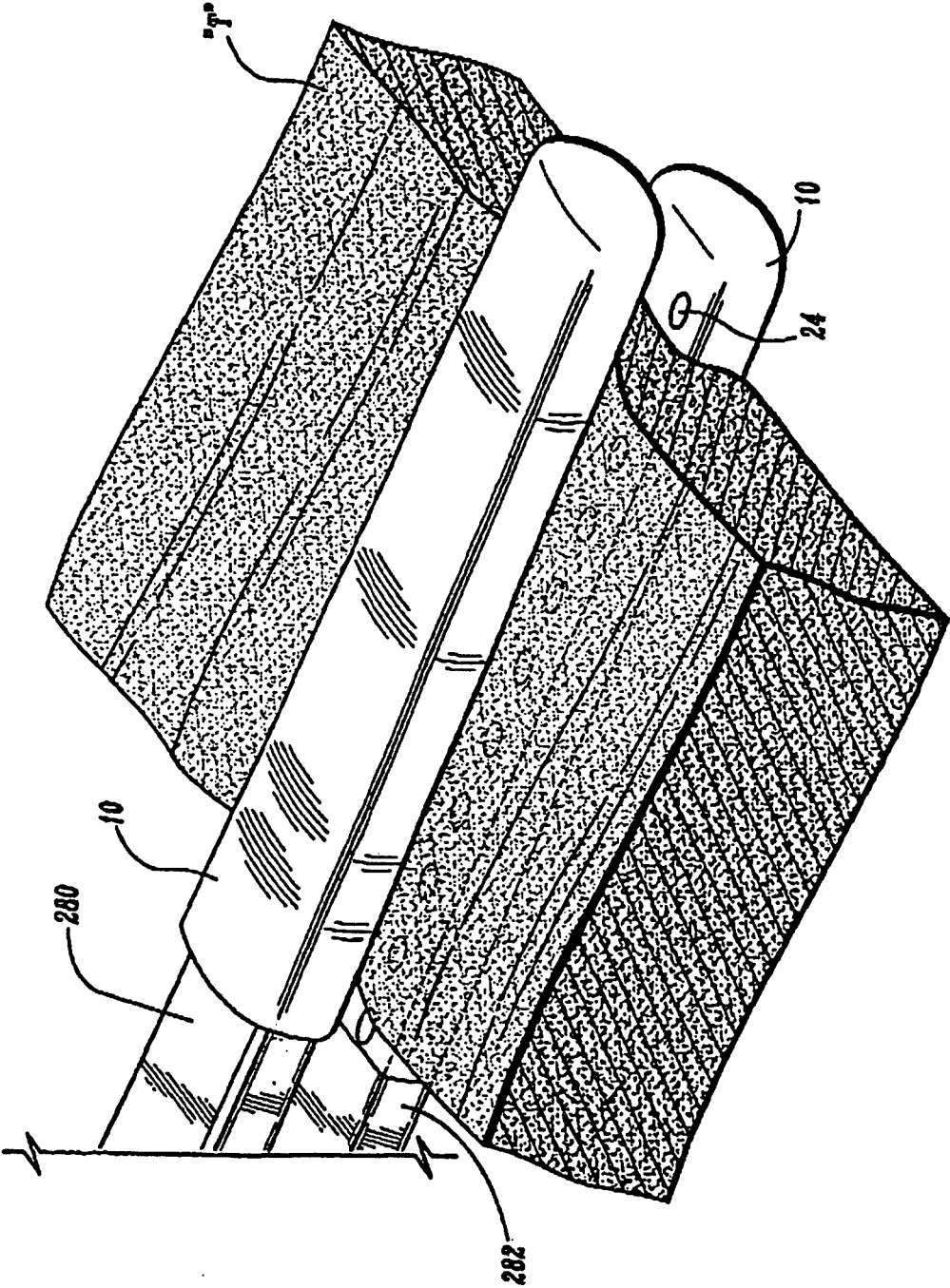


FIG. 18b

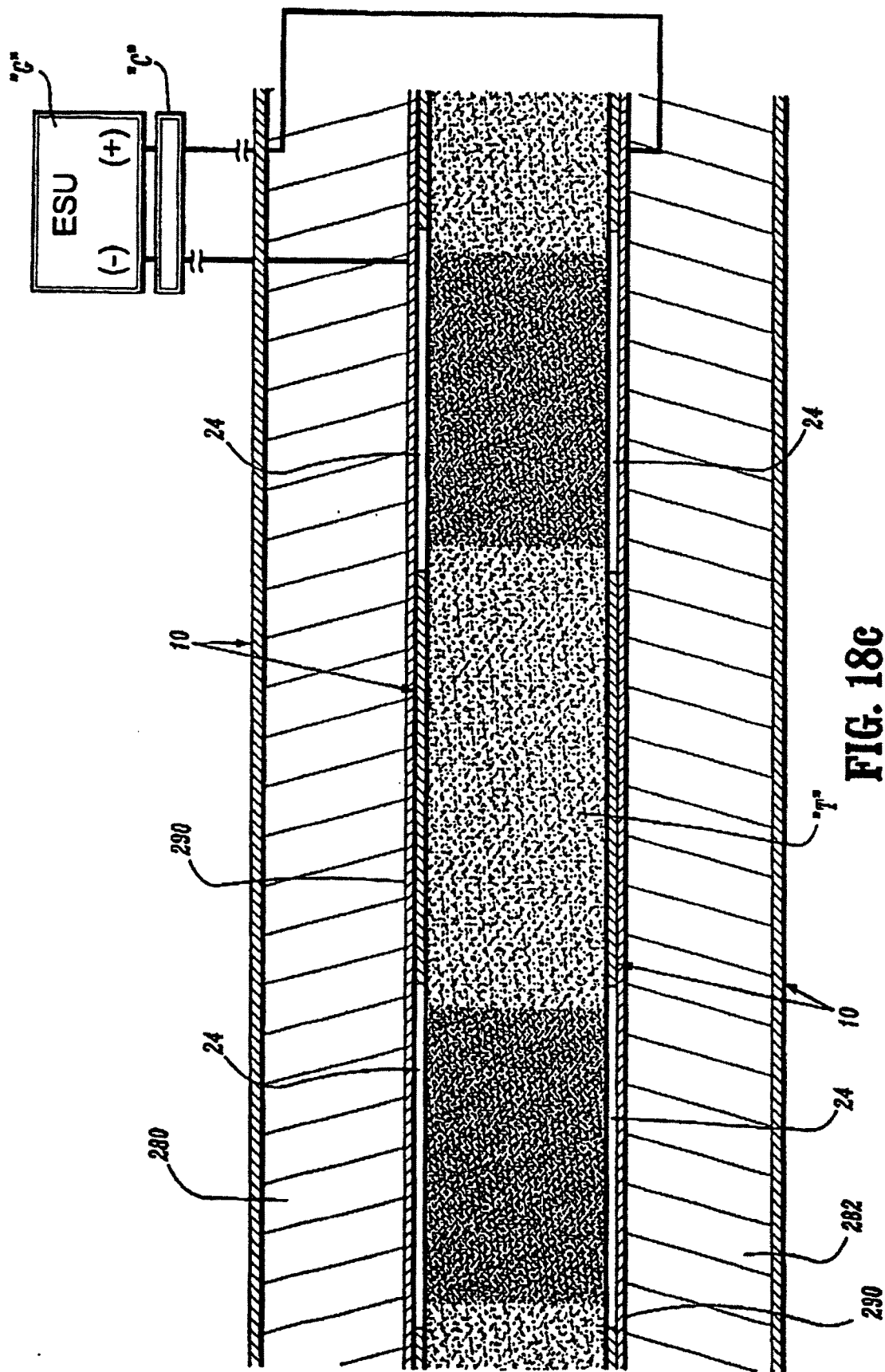


FIG. 18C

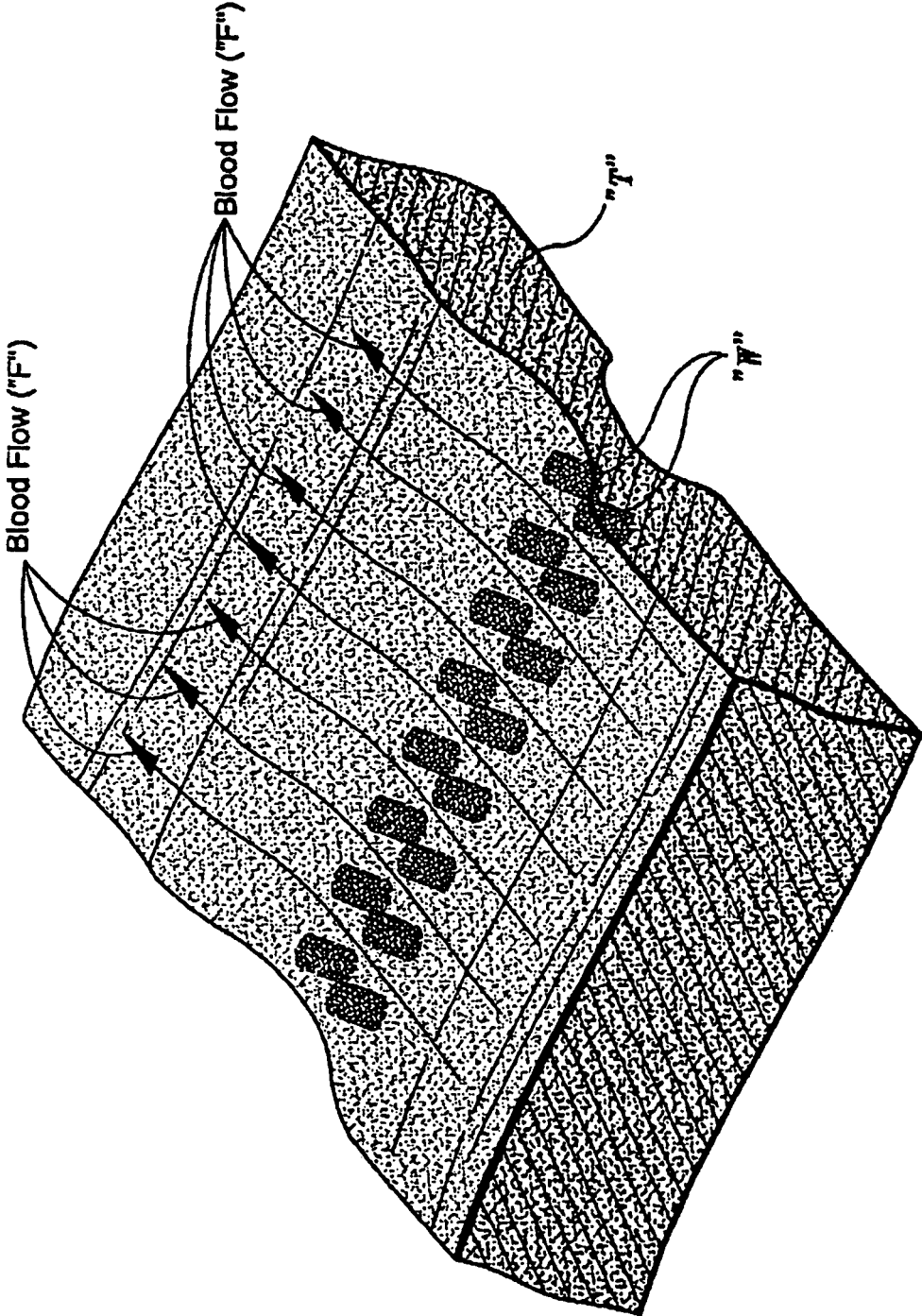


FIG. 18d

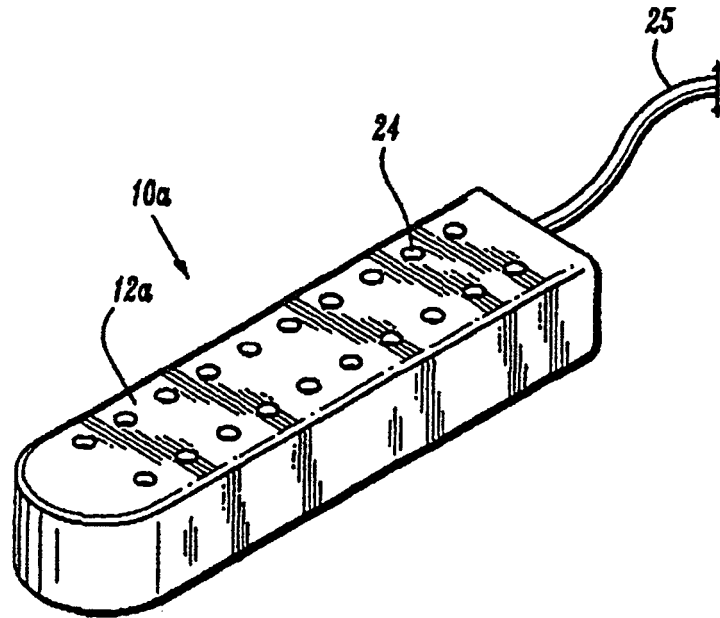


FIG. 19a

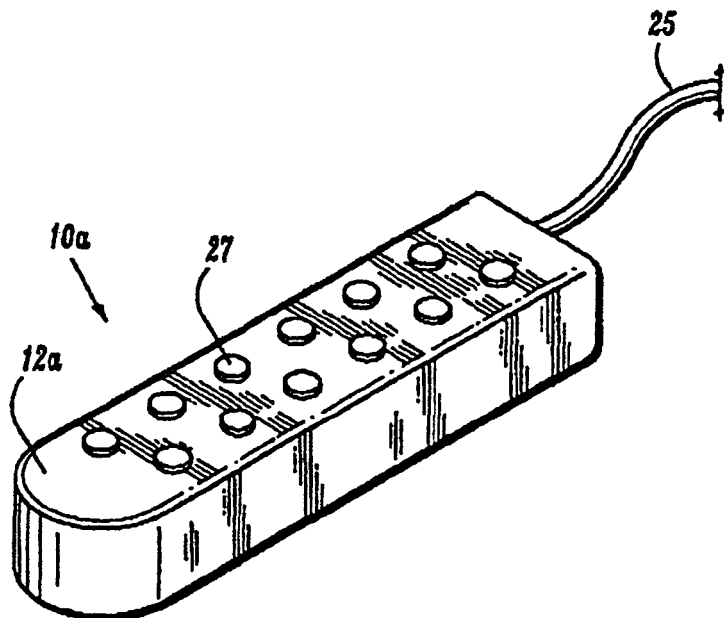


FIG. 19b