

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 619 178**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.07.2008 PCT/GB2008/002480**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.02.2009 WO09019426**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.07.2008 E 08776005 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.02.2017 EP 2182873**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico**

30 Prioridad:

03.08.2007 GB 0715152

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

23.06.2017

73 Titular/es:

**GYRUS MEDICAL LIMITED (100.0%)
FORTRAN ROAD, ST. MELLONS
CARDIFF CF3 0LT, GB**

72 Inventor/es:

**THOMAS, ROLF, L.;
HOOLE, MARTIN, P., H. y
BOWLES, MARK**

74 Agente/Representante:

DURÁN MOYA, Luis Alfonso

ES 2 619 178 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

Instrumento electroquirúrgico

5 Esta invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos en presencia de un medio fluido eléctricamente conductivo, un aparato electroquirúrgico que incluye dicho instrumento y una unidad de un electrodo para ser utilizado en dicho instrumento.

10 La electrocirugía endoscópica es útil para el tratamiento de tejidos en cavidades del cuerpo, y normalmente se lleva a cabo en presencia de un medio de dilatación. Cuando el medio de dilatación es un líquido, es denominada normalmente electrocirugía bajo agua, indicando este término una electrocirugía en la que el tejido vivo es tratado utilizando un instrumento electroquirúrgico con uno o varios electrodos de tratamiento sumergidos en un líquido en el emplazamiento de la operación. Normalmente se utiliza un medio gaseoso cuando se lleva a cabo cirugía endoscópica en una cavidad corporal dilatada, de un volumen potencial mayor, en el que un medio líquido sería inadecuado, tal como es el caso a menudo en cirugía laparoscópica o gastroenterológica.

15 La cirugía bajo agua se lleva a cabo normalmente utilizando técnicas endoscópicas, en las que el propio endoscopio puede disponer de un conducto (denominado normalmente canal de trabajo) para el paso de un electrodo. Alternativamente, la endoscopia puede estar adaptada específicamente (tal como en un resectoscopio) para incluir medios para montar un electrodo, o el electrodo puede ser introducido en una cavidad corporal mediante un medio de acceso independiente en un determinado ángulo con respecto al endoscopio -una técnica denominada normalmente triangulación. Estas variaciones de la técnica se pueden subdividir por especialidad quirúrgica, donde una u otra técnica tiene ventajas particulares dada la ruta de acceso a la cavidad corporal específica. Generalmente se utilizan endoscopios con canales de trabajo integrales, o los caracterizados como resectoscopios, cuando se puede acceder a la cavidad corporal a través de una abertura corporal natural -tal como el canal cervical para acceder a la cavidad endometrial del útero, o la uretra para acceder a la glándula prostática y a la vejiga. Los endoscopios diseñados específicamente para su utilización en la cavidad endometrial se denominan histeroscopios, y los diseñados para su utilización en el tracto urinario comprenden los citoscopios, uretoscopios y resectoscopios. Los procedimientos para resección transuretral o vaporización de la glándula prostática son conocidos como TURP y EVAP, respectivamente. Cuando no existe ninguna abertura corporal natural a través de la cual se pueda hacer pasar un endoscopio, normalmente se utiliza la técnica de triangulación. La triangulación se utiliza normalmente en la cirugía endoscópica bajo agua en cavidades articulares, tales como la rodilla y el hombro. La endoscopia utilizada en estos procedimientos se denomina normalmente artroscopia.

20 La electrocirugía se lleva a cabo normalmente utilizando un instrumento monopolar o bien un instrumento bipolar. En la electrocirugía monopolar, se utiliza un electrodo activo en la zona de funcionamiento, y se fija una placa conductiva de retorno a la piel del paciente. Con esta disposición, la corriente pasa desde el electrodo activo a través de los tejidos del paciente hasta la placa externa de retorno. Dado que el paciente representa una parte significativa del circuito, los niveles de potencia de entrada tienen que ser elevados (habitualmente de 150 a 250 vatios), para compensar la limitación en la corriente resistiva de los tejidos del paciente y, en el caso de cirugía bajo agua, a las pérdidas de potencia debidas al medio fluido que se hace parcialmente conductivo por la presencia de sangre u otros fluidos corporales. Utilizar una potencia elevada con una disposición monopolar es además peligroso, debido al calentamiento del tejido que se produce en la placa de retorno, que puede ocasionar quemaduras graves en la piel. Existe asimismo el riesgo de acoplamiento capacitivo entre el instrumento y los tejidos del paciente en el punto de entrada a la cavidad corporal.

25 En la electrocirugía bipolar, se utiliza conjuntamente un par de electrodos (un electrodo de tratamiento del tejido y un electrodo de retorno) en el emplazamiento de aplicación al tejido. Esta disposición tiene ventajas desde el punto de vista de la seguridad, debido a la relativa proximidad de los dos electrodos, de tal modo que las corrientes de radiofrecuencia se limitan a la zona entre los electrodos. Sin embargo, la intensidad del efecto está relacionada directamente con la distancia entre los dos electrodos; y, en aplicaciones que requieren electrodos muy pequeños, la separación entre electrodos se hace muy pequeña, limitando de ese modo el efecto sobre el tejido y la potencia de salida. Separar más los electrodos ocultaría a menudo la visión del emplazamiento de aplicación, y requeriría una modificación en la técnica quirúrgica para garantizar el contacto directo de ambos electrodos con el tejido.

30 La conexión eléctrica entre el electrodo de retorno y el tejido se puede mantener humedeciendo el tejido mediante una solución conductiva, tal como suero fisiológico. Esto garantiza que los efectos quirúrgicos se limitan al electrodo de tratamiento del tejido, completándose el circuito eléctrico entre los dos electrodos por medio del tejido. Una de las limitaciones obvias de este diseño es que es necesario soterrar por completo el electrodo de tratamiento del tejido en el tejido para permitir que el electrodo de retorno complete el circuito. Otro problema es de la orientación: incluso un cambio relativamente pequeño en el ángulo de aplicación del contacto perpendicular ideal con respecto a la superficie del tejido, modificará la relación del área de contacto, de tal modo que se puede producir un efecto quirúrgico en el tejido en contacto con el electrodo de retorno.

35 La dilatación de la cavidad proporciona espacio para obtener acceso al emplazamiento de la operación, con el fin de mejorar la visualización y de permitir la manipulación de los instrumentos. En las cavidades corporales de volumen

reducido, en particular cuando es deseable dilatar la cavidad bajo alta presión, normalmente se utiliza líquido y no gas debido a las mejores características ópticas, y debido a que enjuaga la sangre del emplazamiento de la operación.

5 Se ha llevado a cabo electrocirugía convencional bajo agua utilizando un líquido no conductivo (tal como glicina al 1,5 %) como irrigante, o como medio de dilatación para eliminar las pérdidas de conducción eléctrica. La glicina se utiliza en concentraciones isotónicas para impedir cambios osmóticos en la sangre cuando se produce absorción intravascular. En el transcurso de una operación se pueden cortar venas, con la resultante infusión de líquido a la circulación, lo que provocaría, entre otras cosas, una dilución del sodio sérico que puede conducir a un trastorno conocido como hiperhidratación.

15 Los solicitantes han descubierto que es posible utilizar un medio líquido conductivo, tal como suero fisiológico, en electrocirugía endoscópica bajo agua en emplazamiento de soluciones no conductivas, sin electrolito. El suero fisiológico es el medio de dilatación preferente en cirugía endoscópica bajo agua cuando no se contempla la electrocirugía, o se está utilizando un efecto no eléctrico en el tejido, tal como un tratamiento por láser. Aunque el suero fisiológico (0,9 % p/v: 150 mmol/l) tiene una conductividad eléctrica algo mayor que la de la mayor parte de los tejidos corporales, tiene la ventaja de que la sustitución por absorción o extravasación desde el emplazamiento de la operación produce un efecto fisiológico pequeño, y se evitan los denominados efectos de hiperhidratación de las soluciones no conductivas, sin electrolito.

20 Los solicitantes han desarrollado un instrumento bipolar adecuado para electrocirugía bajo agua utilizando un líquido conductivo. Este instrumento electroquirúrgico comprende un cuerpo del instrumento que tiene una empuñadura, un eje del instrumento y un conjunto de electrodos, en un extremo del eje. El conjunto de electrodos comprende un electrodo (activo) de tratamiento de tejidos que está al descubierto en el extremo distal final del instrumento, y un electrodo de retorno que está aislado eléctricamente del electrodo de tratamiento de tejidos y tiene una superficie de contacto con el fluido separada proximalmente de la parte al descubierto del electrodo de tratamiento del tejido. Durante la utilización del instrumento, el electrodo de tratamiento del tejido se aplica al tejido que se tiene que tratar mientras que el electrodo de retorno, que está separado proximalmente de la parte al descubierto del electrodo de tratamiento del tejido, está normalmente separado del tejido y sirve para completar un bucle de corriente electroquirúrgica desde el electrodo de tratamiento del tejido a través de los tejidos y del medio fluido. Este instrumento electroquirúrgico está descrito en la especificación de la patente europea número 771176, de los solicitantes.

35 La estructura de los electrodos de este instrumento, en combinación con un medio fluido eléctricamente conductivo, evita en gran medida los problemas experimentados con la electrocirugía monopolar o bipolar. En particular, los niveles de potencia de entrada son mucho menores que los necesarios generalmente con una disposición monopolar (habitualmente, 100 vatios). Además, debido a la separación relativamente grande entre sus electrodos, se obtiene una mayor profundidad del efecto en comparación con las disposiciones bipolares convencionales.

40 Sin embargo, cuando el volumen de la cavidad corporal es pequeño (por ejemplo, en cirugía artroscópica donde incluso las articulaciones grandes, tal como la rodilla, pueden alojar solamente 50-60 ml de fluido de irrigación) se pueden producir los problemas siguientes, concretamente:

45 (i) El fluido caliente en la inmediata proximidad del electrodo de contacto con el tejido puede provocar daños colaterales en el tejido;

(ii) Los productos del tejido vaporizados por el electrodo de contacto con el tejido pueden provocar problemas de visualización; y

50 (iii) El tejido blando presente en el espacio de una articulación tiende a desplazarse, haciendo difícil aplicar el electrodo activo para vaporizar dicho tejido.

55 El electrodo artroscópico se puede caracterizar por ser corto (100 a 200 mm) y rígido, con un diámetro de trabajo de hasta 5 mm. Puede ser introducido a través de una incisión punzante en una cavidad articular (con o sin una cánula) utilizando la técnica de triangulación. Un electrodo este tipo funciona con un movimiento que desplaza el electrodo entre las posiciones de las 9 y las 3 del reloj en la imagen artroscópica. Como resultado, la aproximación al tejido que a tratar se realiza normalmente en un ángulo de trabajo poco profundo con respecto al eje del electrodo. Por lo tanto, el electrodo artroscópico debe tener un efecto consecuente con esta aproximación inclinada al tejido. El tejido a tratar, tal como un cartílago de menisco, es normalmente denso y de una impedancia eléctrica elevada. El electrodo de artroscopia requiere configuraciones de la tensión y la potencia de salida que reflejen el tipo de tejido que se está tratando, el tamaño del electrodo y el hecho de que los artroscopistas buscan una velocidad de efecto comparable a la de los dispositivos de la afeitadora mecánica que utilizan normalmente, aunque con un electrodo de menores dimensiones que una cuchilla de afeitadora, para un mejor acceso.

65 La especificación de la patente europea EP 0 959 787 de los solicitantes describe un instrumento electroquirúrgico bipolar cuyo electrodo de tratamiento de tejido está dotado de una serie de aberturas a través de las cuales se

pueden aspirar burbujas de vapor y/o material en partículas, tal como partículas de tejido, desde las zonas que rodean el electrodo de tratamiento del tejido. Aunque éste instrumento electroquirúrgico extrae algunas burbujas de vapor y/o material en partículas de la zona que rodea el electrodo de tratamiento del tejido, no extrae completamente dicho material. Por consiguiente, se puede seguir produciendo el problema de visualización.

5

Un objetivo de la invención es dar a conocer un instrumento electroquirúrgico de este tipo, mejorado.

La presente invención da a conocer un instrumento electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos en presencia de un medio fluido eléctricamente conductivo, comprendiendo el instrumento el eje del instrumento, y un conjunto de electrodos en un extremo del eje, comprendiendo el conjunto de electrodos un electrodo de tratamiento de tejidos y un electrodo de retorno que está aislado eléctricamente del electrodo de tratamiento de tejidos por medio de un elemento aislante, teniendo el electrodo de tratamiento de tejidos una superficie al descubierto para tratar el tejido, y una abertura de aspiración en el electrodo de tratamiento de tejidos, y teniendo el electrodo de retorno una superficie de contacto con el fluido de tal modo que define, en la utilización, una trayectoria de fluido conductivo que completa el circuito eléctrico entre el electrodo de tratamiento del tejido y el electrodo de retorno, en el que la superficie al descubierto de tratamiento del tejido es esencialmente plana y el elemento aislante incluye una abertura, y el electrodo de tratamiento del tejido está montado con respecto a la abertura de tal modo que existe un intersticio periférico alrededor, por lo menos, de una parte sustancial de la periferia del electrodo de tratamiento del tejido, de tal modo que se forma un canal de aspiración mediante el intersticio periférico entre el electrodo de tratamiento del tejido y el elemento aislante, a través del cual se pueden aspirar burbujas de vapor y/o material en partículas de la zona que rodea el electrodo de tratamiento del tejido.

Se describe asimismo en la presente memoria un instrumento electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos en presencia de un medio fluido eléctricamente conductivo, comprendiendo el instrumento el eje del instrumento, y un conjunto de electrodos en un extremo del eje, comprendiendo el conjunto de electrodos un electrodo de tratamiento de tejidos y un electrodo de retorno que está aislado eléctricamente del electrodo de tratamiento de tejidos por medio de un elemento aislante, teniendo el electrodo de tratamiento del tejido una superficie al descubierto para el tratamiento de tejidos, y teniendo el electrodo de retorno una superficie de contacto con el fluido para definir, en la utilización, una trayectoria del fluido conductivo que completa el circuito eléctrico entre el electrodo de tratamiento de tejidos y el electrodo de retorno, en el que el electrodo de tratamiento de tejidos está dotado, por lo menos, de una abertura a través de la cual se pueden aspirar burbujas de vapor y/o material en partículas de la zona que rodea el electrodo de tratamiento de tejidos, y el electrodo de tratamiento de tejidos y el elemento aislante están dispuestos de tal modo que existe un intersticio entre ambos que forma un canal de aspiración adicional.

Preferentemente, el intersticio se extiende alrededor de toda la periferia del electrodo de tratamiento de tejidos.

Ventajosamente, el electrodo de tratamiento de tejidos tiene una superficie de tratamiento del tejido sustancialmente plana. Preferentemente, sin embargo, la superficie de tratamiento de tejidos del electrodo de tratamiento del tejido está dotada, por lo menos, de un saliente que se extiende hacia el exterior para concentrar el campo eléctrico generado por el electrodo de tratamiento de tejidos en la zona que rodea dicho saliente.

Preferentemente, el elemento aislante incluye una cámara en la que está alojado el electrodo de tratamiento de tejidos. Convenientemente, el electrodo de tratamiento de tejidos comprende una parte superior que incluye la superficie descubierta de tratamiento del tejido, y una parte inferior dependiente de la misma. La cámara del interior del elemento aislante está dotada preferentemente, por lo menos, de un resalte, adaptado para cooperar con la parte inferior del electrodo de tratamiento de tejidos para retener el electrodo de tratamiento de tejidos en el interior de la cámara. De este modo, el electrodo de tratamiento de tejidos puede ser montado de manera segura en el interior de la cámara del elemento aislante, manteniendo al mismo tiempo un canal de aspiración periférico para ayudar a la evacuación de fluido, burbujas y residuos de tejido. Habitualmente, la parte inferior comprende una parte de quilla constituida por una sección conformada dependiente de un vástago central.

El instrumento puede comprender además una bomba y un tubo de aspiración que conecta la abertura, o cada una de ellas, con el electrodo de tratamiento de tejidos y el canal de aspiración con la bomba.

Es imaginable que el tubo de aspiración está fabricado de un material eléctricamente conductivo, con lo que el tubo de aspiración constituye una entrada eléctrica desde un generador de RF al electrodo de tratamiento del tejido, y el tubo de aspiración está montado en el interior del eje del instrumento.

Es imaginable que la parte de quilla esté alojada en el interior del tubo de aspiración para conectar el electrodo de tratamiento de tejido con el tubo de aspiración. Preferentemente, el tubo de aspiración mantiene el electrodo de tratamiento del tejido en el interior del elemento aislante.

Es imaginable que la bomba se active cíclicamente de manera que se aspira materia de manera pulsante. La bomba puede ser activada solo cuando el electrodo de tratamiento de tejidos es alimentado para la vaporización del tejido.

65

El instrumento puede comprender además un generador de RF que tiene una salida bipolar conectada al electrodo de tratamiento del tejido y al electrodo de retorno.

5 En este caso, la bomba puede ser controlada en función de las características de salida de tensión del generador de RF.

Preferentemente, el extremo al descubierto del electrodo de tratamiento del tejido se extiende lateralmente a través de un recorte dispuesto en el elemento aislante, en la parte del extremo distal del instrumento, recubriendo la superficie de contacto con el fluido del electrodo de retorno el elemento aislante en la zona del recorte.

10 El electrodo de tratamiento del tejido puede estar fabricado de tungsteno o de una aleación de tungsteno o platino.

Se describe además un instrumento electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos en presencia de un medio fluido eléctricamente conductivo, comprendiendo el instrumento el eje del instrumento, y un conjunto de electrodos en un extremo del eje, comprendiendo el conjunto de electrodos un electrodo de tratamiento de tejidos y un electrodo de retorno que está aislado eléctricamente del electrodo de tratamiento de tejidos por medio de un elemento aislante, teniendo el electrodo de tratamiento de tejidos una superficie al descubierto para el tratamiento del tejido, y teniendo el electrodo de retorno una superficie de contacto con el fluido, de tal manera que define, en la utilización, la trayectoria del fluido conductivo que completa el circuito eléctrico entre el electrodo de tratamiento del tejido y el electrodo de retorno, en el que la superficie al descubierto de tratamiento del tejido es esencialmente plana, el elemento aislante incluye una abertura, y el electrodo de tratamiento del tejido está montado con respecto a la abertura de tal modo que existe un intersticio periférico alrededor, por lo menos, de una parte sustancial de la circunferencia del electrodo de tratamiento del tejido para formar un canal de aspiración a través del cual se pueden aspirar burbujas de vapor y/o material en partículas desde la zona que rodea el electrodo de tratamiento del tejido.

25 Preferentemente, la superficie al descubierto de tratamiento del tejido tiene una primera área en sección transversal, el elemento aislante incluye una abertura que tiene una segunda área en sección transversal, y la segunda área en sección transversal es ligeramente mayor que la primera área en sección trasversal, estando alojado el electrodo de tratamiento del tejido en la abertura, de tal modo que existe un intersticio periférico alrededor, por lo menos, de una parte sustancial de la circunferencia del electrodo de tratamiento del tejido.

Se describe asimismo en la presente memoria una unidad de electrodo para un instrumento electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos en presencia de un medio fluido eléctricamente conductivo, comprendiendo la unidad de electrodo un eje que tiene en un extremo medios para la conexión a una empuñadura del instrumento y, montado en el otro extremo del eje, un conjunto de electrodos que comprende un electrodo de tratamiento de tejidos y un electrodo de retorno que está aislado eléctricamente del electrodo de tratamiento del tejido por medio de un elemento aislante, teniendo el electrodo de tratamiento del tejido un extremo al descubierto para el tratamiento del tejido, y teniendo el electrodo de retorno una superficie de contacto con el fluido que está separada del electrodo de tratamiento del tejido de tal modo que define, en la utilización, la trayectoria del fluido conductivo que completa el circuito eléctrico entre el electrodo de tratamiento del tejido y el electrodo de retorno, en el que el electrodo de tratamiento del tejido está dotado, por lo menos, de una abertura a través de la cual se pueden aspirar burbujas de vapor y/o material en partículas desde la zona que rodea el electrodo de tratamiento del tejido, y el electrodo de tratamiento del tejido y el elemento aislante están dispuestos de tal modo que existe un intersticio entre ambos que forma un canal de aspiración adicional.

45 La unidad de electrodo puede comprender además una bomba para someter la parte del extremo distal del eje del instrumento a una presión inferior a la atmosférica para aspirar de ese modo, en la utilización, burbujas de vapor y/o material en partículas a través de la abertura, o de cada una de las aberturas, y del canal de aspiración, desde la zona que rodea el electrodo de tratamiento de tejidos.

50 Es imaginable que la bomba se active cíclicamente de manera que se aspire materia de manera pulsante. La bomba puede ser activada solo cuando el electrodo de tratamiento de tejidos es activado para la vaporización del tejido.

55 La unidad de electrodo puede comprender además un generador de RF que tenga una salida bipolar conectada al electrodo de tratamiento del tejido y al electrodo de retorno. En este caso, la bomba puede ser controlada en función de las características de la salida de tensión del generador de RF.

Se describe asimismo en la presente memoria un aparato electroquirúrgico que comprende un generador de radiofrecuencia y un instrumento electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos en presencia de un medio fluido eléctricamente conductivo, comprendiendo el instrumento el eje del instrumento, y un conjunto de electrodos en un extremo del eje, comprendiendo el conjunto de electrodos un electrodo de tratamiento de tejidos y un electrodo de retorno que está aislado eléctricamente del electrodo de tratamiento de tejidos por medio de un elemento aislante, teniendo el electrodo de tratamiento de tejidos un extremo al descubierto para el tratamiento del tejido, y teniendo el electrodo de retorno una superficie de contacto con el fluido que está separada del electrodo de tratamiento de tejidos de tal modo que define, en la utilización, la trayectoria del fluido conductivo que completa el circuito eléctrico entre el electrodo de tratamiento del tejido y el electrodo de retorno, y teniendo el generador de radiofrecuencia una

salida bipolar conectada a los electrodos, en el que el electrodo de tratamiento del tejido está dotado, por lo menos, de una abertura, a través de la cual se pueden aspirar burbujas de vapor y/o material en partículas desde la zona que rodea el electrodo de tratamiento del tejido, y el electrodo de tratamiento de tejidos y el elemento aislante están dispuestos de tal modo que existe un intersticio entre ambos que forma un canal de aspiración adicional.

5 Otra disposición descrita en la presente memoria es un instrumento electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos en presencia de un medio fluido eléctricamente conductivo, comprendiendo el eje del instrumento, y un conjunto de electrodos en un extremo del eje, comprendiendo el conjunto de electrodos un electrodo de tratamiento del tejido y un electrodo de retorno que está aislado eléctricamente del electrodo de tratamiento de tejidos por medio de un elemento aislante, teniendo el electrodo de tratamiento de tejidos una superficie al descubierto para el tratamiento del tejido, y teniendo el electrodo de retorno una superficie de contacto con el fluido, de manera que define, en la utilización, la trayectoria del fluido conductivo que completa el circuito eléctrico entre el electrodo de tratamiento del tejido y el electrodo de retorno, en el que el elemento aislante incluye una cámara en la que está alojado el electrodo de tratamiento de tejidos, el electrodo de tratamiento del tejido comprende una parte superior que incluye la superficie al descubierto de tratamiento de tejidos, y una parte inferior dependiente de ésta, y la cámara está dotada de, por lo menos, un resalte adaptado para cooperar con el electrodo de tratamiento del tejido con el fin de retener el electrodo de tratamiento del tejido en el interior de la cámara.

20 Tal como se ha descrito anteriormente, está dispuesta preferentemente, por lo menos, una abertura a través de la cual se pueden aspirar burbujas de vapor y/o material en partículas desde la zona que rodea al electrodo de tratamiento de tejido, y el instrumento comprende además un tubo de aspiración que conecta la abertura, o cada una de las aberturas, con una fuente de aspiración. En una disposición, la parte inferior del electrodo de tratamiento de tejido comprende una parte de quilla, y la parte de quilla está alojada en el interior del tubo de aspiración para conectar el electrodo de tratamiento de tejidos con el tubo de aspiración y retener el electrodo de tratamiento de tejidos en el interior de la cámara.

30 Montando el electrodo de tratamiento de tejidos de este modo, el electrodo está situado en el interior del cuerpo de la cámara, y no tiene que tener una conexión física con la periferia de la cámara. Por lo tanto, el electrodo de tratamiento de tejidos está montado convenientemente en el interior de la cámara, de tal modo que existe un intersticio entre el electrodo de tratamiento del tejido y el elemento aislante, formando de ese modo un canal de aspiración. El intersticio entre el electrodo de tratamiento del tejido y el elemento aislante se extiende convenientemente alrededor de una parte sustancial de la periferia del electrodo de tratamiento del tejido, y se puede extender incluso alrededor de toda la periferia del electrodo de tratamiento del tejido.

35 La invención se describirá a continuación en mayor detalle, a modo de ejemplo, haciendo referencia a los dibujos, en los cuales:

la figura 1 es un diagrama que muestra un aparato electroquirúrgico construido de acuerdo con la invención;

40 la figura 2 es una vista, en perspectiva, del extremo distal de una primera forma del instrumento electroquirúrgico construido de acuerdo con la invención;

la figura 3 es una vista, en planta, correspondiente a la figura 2;

45 la figura 4 es un alzado lateral esquemático, en sección transversal, correspondiente a las figuras 2 y 3;

la figura 5 es una vista con las piezas desmontadas, parcialmente en sección, correspondiente a las figuras 2 a 4;

50 la figura 6 es una vista, en sección transversal, correspondiente a las figuras 2 a 4;

la figura 7 es una vista en perspectiva, parcialmente en sección, del extremo distal de una segunda forma de instrumento electroquirúrgico construido de acuerdo con la invención;

55 la figura 8 es una vista, en perspectiva, del extremo distal del instrumento electroquirúrgico de la figura 7;

la figura 9 es una vista, en planta, correspondiente a la figura 8;

la figura 10 es una vista con las piezas desmontadas, parcialmente en sección, correspondiente a las figuras 8 y 9;

60 la figura 11 es una vista, en perspectiva, del extremo distal de una tercera forma de instrumento electroquirúrgico construido de acuerdo con la invención;

la figura 12 es una vista, en sección, del instrumento electroquirúrgico de la figura 11; y

65 la figura 13 es una vista en sección, en perspectiva, del instrumento electroquirúrgico de la figura 11.

Haciendo referencia a los dibujos, la figura 1 muestra un aparato electroquirúrgico que incluye un generador -1- que tiene un conector de salida -2- que proporciona una salida de radiofrecuencia (RF), por medio de un cable de conexión -4-, para un instrumento en la forma de una empuñadura -3-. La activación del generador -1- puede ser llevada a cabo desde la empuñadura -3- por medio de una conexión de control (no mostrada) en el cable -4-, o por medio de una unidad de un pedal -5- de conmutación conectada por separado a la parte posterior del generador -1- mediante un cable -6- de conexión del pedal de conmutación. En la realización mostrada, la unidad del pedal -5- de conmutación tiene dos conmutadores de pedal -5a- y -5b- para seleccionar el modo de desecación y el modo de vaporización del generador -1-, respectivamente. El panel frontal del generador tiene pulsadores -7a- y -7b- para configurar respectivamente niveles de potencia de desecación y de vaporización, que se indican en una pantalla -8-. Los pulsadores -9- están dispuestos como un medio alternativo de selección entre los modos de desecación y vaporización.

La empuñadura -3- tiene una punta activa -E- en su extremo distal, tal como las puntas activas -E1- y -E2- que se describen a continuación.

Las figuras 2 a 6 muestran una primera realización de la punta activa -E1- con un conjunto de electrodos -12- que comprende un electrodo activo -14- alojado en un aislador cerámico -16-. El electrodo activo -14- está alojado en el interior de una abertura -16a- dispuesta en el aislador cerámico -16-. El electrodo activo (de tratamiento del tejido) -14- está formado de tungsteno, o de una aleación de tungsteno y platino. El electrodo activo -14- está formado con una abertura de aspiración -14a-, y está dotado del saliente -14b- respectivo en cada una de sus esquinas, estando dispuestos los salientes para concentrar el campo eléctrico en cada una de las esquinas del electrodo activo. Los salientes -14b- sirven asimismo para crear una pequeña separación entre la superficie plana del electrodo activo -14- y el tejido que se tiene que tratar. Esto permite que circule fluido conductivo sobre la superficie plana, y evita el sobrecalentamiento del electrodo o el tejido.

Tal como se muestra en las figuras 4 a 6, el electrodo activo -14- comprende una parte superior -15- que incluye la superficie plana -17- y los salientes -14b-, y una parte inferior -19- que incluye una parte de quilla conformada -21-. Para el montaje de la punta activa -E1-, el electrodo activo se baja a una cámara -24- presente en el interior del aislador cerámico -16-. A continuación se empuja hacia delante un tubo de aspiración -22- para situarlo sobre la parte -21- de la quilla del electrodo activo y fijarlo en posición. El movimiento hacia delante del tubo de aspiración -22- empuja el electrodo activo -14- hacia delante en la cámara -24-, de tal modo que un saliente -26- en el extremo distal de la quilla se sitúa debajo del correspondiente resalte -27- presente en el aislador cerámico -16-, bloqueando de ese modo el electrodo activo en posición. Esto se muestra en detalle en las figuras 4 y 5.

Para reducir los problemas de producción de burbujas de vapor y ayudar a la retirada de material en partículas (tal como residuos de tejidos) desde la zona que rodea el electrodo -14- de tratamiento del tejido, la punta activa -E1- está dotada de una bomba de aspiración (no mostrada) que puede extraer burbujas de vapor por medio del eje del instrumento a través de la abertura -14a- en el electrodo activo. El tubo de aspiración -22- está fabricado de un material eléctricamente conductivo, tal como acero inoxidable o cobre recubierto de oro, y conecta la abertura de aspiración -14a- a la bomba de aspiración. El tubo -22- constituye asimismo un medio para conectar eléctricamente el electrodo activo -14- al generador -1-.

El generador de RF -1- (no mostrado en la figura 2) suministra una corriente electroquirúrgica al conjunto de electrodos -12-. El generador -1- incluye medios para variar la potencia de salida suministrada con el fin de adecuarla a diferentes requisitos electroquirúrgicos. El generador puede ser tal como el que se describe en la descripción de la patente europea número 754437 de los solicitantes.

El electrodo de retorno -18- está constituido por la parte extrema distal del eje -10-, y un manguito -20- de politetrafluoretileno, de poliolefina, de poliéster o de etileno-tetrafluoretileno rodea la parte proximal del eje -10- adyacente al electrodo de retorno -18-. El electrodo de retorno -18- está fabricado con una prolongación como una cubierta -18a- que se extiende sobre la superficie del aislador -16- que está situado frente a la abertura -16a-. Por lo tanto, la punta activa -E1- puede proporcionar un máximo acoplamiento al tejido para aplicaciones con ángulo de trabajo poco profundo, y es conocido como electrodo de efecto lateral.

El tubo de aspiración -22- está fabricado con una ranura longitudinal -23- en su extremo distal. Tal como se muestra en las figuras, el extremo distal del tubo de aspiración -22- se extiende en el interior de la cámara -24- definida por el aislador cerámico -16- por debajo del electrodo activo -14-. La ranura -23- es contigua a la abertura -14a- en el electrodo activo -14-, y al canal periférico -25- definido entre la periferia externa del electrodo activo y la periferia interna de la abertura -16a-.

Esto incrementa la eliminación de burbujas de vapor y de material en partículas desde el emplazamiento de la operación, lo cual es particularmente ventajoso en la reducción agresiva de tejidos. La bomba de aspiración puede ser controlada de tal modo que el flujo de burbujas y de material en partículas, y del entorno, del electrodo -14- se equilibre con las características de la tensión de salida del generador de RF -1- para impedir un enfriamiento excesivo del electrodo activo y el aumento resultante de su umbral de potencia de vaporización. La masa térmica del electrodo activo fenestrado -14- es menor que la de un electrodo activo de forma compacta, y esto ayuda a

restablecer rápidamente la bolsa de vapor alrededor del electrodo activo si ésta se colapsa tras un enfriamiento excesivo.

5 Las figuras 7 a 10 muestran la segunda forma de la punta activa -E2- en el extremo distal de la empuñadura -3- del instrumento electroquirúrgico. La punta activa -E2- es similar a la punta -E1-, de tal modo que se utilizarán los mismos numerales de referencia para las partes similares, y se describirán en detalle solamente las diferencias.

10 Una diferencia entre la unidad de electrodo -E2- y la unidad de electrodo -E1- es la posición de la abertura de aspiración -14a-, no estando la abertura de aspiración de la unidad de electrodo -E2- situada centrada sino hacia la parte del extremo proximal del electrodo activo -14-. Sin embargo, la diferencia principal es en la manera en que el electrodo activo -14- se monta en el interior del aislador cerámico -16-. En la realización de las figuras 7 a 9, la cámara -24- en el interior del aislador cerámico -16- no está vacía, sino que contiene una parte de plataforma -28- a cada lado de la cámara, con una ranura -29- entre ambas. Para montar el electrodo activo en el interior del aislador cerámico, el electrodo activo -14- se baja a la cámara -24-, siendo la parte de quilla -21- alojada en la cámara proximalmente a las partes de plataforma -28-. La parte de quilla -21- comprende una sección inferior conformada -30-, dependiente de un vástago más estrecho -31-. Cuando el electrodo activo ha sido introducido en la cámara -24-, puede ser desplazado hacia delante de tal modo que el vástago -31- se aloja en la ranura -29- entre las partes de plataforma -28-, estando retenida la sección inferior -30- entre las partes de plataforma -28-. Con el electrodo activo en esta posición, el tubo de aspiración -22- se desplaza a continuación distalmente para encajar alrededor de la sección inferior -30- con el fin de bloquear el electrodo activo -14- en posición. Este mecanismo de bloqueo mantiene el electrodo activo firmemente en el interior del aislador cerámico -16-, y garantiza que el electrodo activo -14- no se desplace, incluso si se aplican fuerzas considerables al instrumento durante la utilización.

25 Las figuras 11 a 13 muestran la tercera forma de punta activa -E3- en el extremo distal de la empuñadura -3- del instrumento electroquirúrgico. La punta activa -E3- es similar a la punta -E2-, de tal modo que se utilizarán los mismos numerales de referencia para las partes similares, y se describirán en detalle solamente las diferencias.

30 La punta activa -E3- se fija en el aislador -16- de manera similar a la realización de las figuras 7 a 10, siendo la parte de quilla -21- alojada en el interior del tubo de aspiración -22-, lo que se utiliza para bloquear la punta activa en la cámara -24- bajo las partes de plataforma -28- (ver la figura 10). La punta activa -E3- es ligeramente diferente, porque la abertura -14a- está inclinada a través del electrodo de tratamiento del tejido en un ángulo de aproximadamente 45 grados. Está dispuesto un rebaje ciego -32- en el electrodo -14-. Este rebaje -32- está dispuesto exclusivamente para permitir el montaje automatizado del instrumento electroquirúrgico, y no proporciona ninguna abertura de aspiración dado que no atraviesa del todo el electrodo -14-.

35 Cualquiera que sea la disposición de montaje que se utilice, la parte superior -15- del electrodo activo -14- está situada en el interior del aislador cerámico -16-, de tal modo que existe un canal de aspiración periférico -25- entre el electrodo activo y el aislador. El canal periférico, además de la abertura de aspiración -14a-, ayuda a absorber fluido, burbujas y residuos de tejido retirándolos del electrodo activo e introduciéndolos en el tubo de aspiración -22-.

40 Estos instrumentos electroquirúrgicos son particularmente útiles para una rápida reducción de tejidos. Uno de los problemas que se podrían encontrar cuando se reducen tejidos rápidamente utilizando una configuración de electrodo artroscópico, en particular cuando se trabaja en espacios articulares pequeños, es la producción de burbujas de vapor generadas como un producto final de la vaporización del tejido. Dichas burbujas ocultan la visión, y pueden unirse en el emplazamiento de aplicación al tejido, de tal modo que el circuito eléctrico entre los electrodos activo y de retorno queda afectado por la ausencia de fluido conductivo.

50 Sin embargo, la utilización del instrumento electroquirúrgico de las figuras 2 a 6, las figuras 7 a 10, o las figuras 11 a 13 conduce a una reducción adicional en la producción de burbujas de vapor como resultado de la menor potencia umbral de vaporización, que resulta de la utilización de la punta activa -E1-, -E2- ó -E3-. Esta mejora es fruto de la prolongación como de cubierta -18a- del electrodo de retorno -18-, que se extiende en la parte posterior del electrodo activo -14-. Esto reduce la separación entre el electrodo activo -14- y el electrodo de retorno -18-, reduciendo de ese modo el campo eléctrico y la potencia del umbral de vaporización del electrodo activo. Esto mejora la velocidad de vaporización del tejido a una potencia menor de la que se requeriría en otro caso para un área determinada de electrodo activo, y por lo tanto reduce la formación de burbujas de vapor. Dado que la prolongación como de cubierta -18a- se extiende a lo largo de la parte principal de la longitud del electrodo activo -14-, se puede soportar un electrodo activo de gran tamaño, a pesar de la reducción en la separación de los electrodos.

60 La solidez del conjunto de electrodos -12- de cada una de las puntas activas -E1- a -E3- es importante asimismo en cirugía artroscópica, tanto por la tendencia de los cirujanos a utilizar un conjunto de electrodos como manipulador frío, como por la naturaleza rígida del tejido a tratar -particularmente, hueso y cartílago. La prolongación como de cubierta -18a- añade resistencia mecánica al conjunto de electrodos -12-, dado que se extiende sobre el aislador cerámico -16-, reduciendo de ese modo el riesgo de fractura cerámica y un potencial fallo de aislamiento.

65

Estos instrumentos electroquirúrgicos están destinados principalmente a su utilización en cirugía artroscópica, que requiere una rápida reducción de tejido mediante vaporización. Durante su utilización, dicho instrumento electroquirúrgico se manipula para introducir su conjunto de electrodos -12- en un emplazamiento operativo seleccionado (por ejemplo, el interior del espacio articular de una rodilla), de tal modo que su electrodo activo -14- contacta con el tejido a tratar, y con el tejido y el conjunto de electrodos sumergidos en suero fisiológico.

El conmutador de pedal -5b- (o el pulsador -7b-) se acciona a continuación para ajustar el nivel de potencia requerido para la vaporización. El generador -1- proporciona a continuación la suficiente potencia de RF al conjunto de electrodos asociado -12- para vaporizar el suero fisiológico que rodea su electrodo activo -14-, y para mantener una bolsa de vapor alrededor de este electrodo. Utilizando una técnica de cepillado, con una presión firme contra la superficie del tejido, se consigue una rápida reducción del tejido. Un contacto suave con el tejido reducirá el efecto, y se puede utilizar para tallar y suavizar la superficie residual del tejido. Con el acoplamiento con el tejido, siempre que la forma geométrica del electrodo activo -14- sea apropiada para la aplicación, se reducirá el flujo de irrigante a través del electrodo activo, dependiendo de la magnitud de la reducción de la naturaleza de la superficie del tejido, de la presión de aplicación y de la presión de aspiración. Por lo tanto, la velocidad de la reducción dependerá de estas variables. Una vez se produce la vaporización, los productos incluirán burbujas de vapor, partículas de carbono y residuos de tejido. Todos estos productos son extraídos de la zona del electrodo activo -14- mediante la aspiración producida por la bomba de aspiración. La abertura -14a- y el canal periférico -25- están situados de tal modo que el tejido vaporizado es absorbido hacia el instrumento, y a continuación evacuado a través del eje del instrumento -10-, mediante la aspiración de la bomba de aspiración.

Las puntas activas -E1- a -E3- son asimismo muy eficaces en la extracción de suero fisiológico caliente (fluido de dilatación) del interior de una cavidad articular. El riesgo de dilatación caliente del fluido se produce principalmente durante la aplicación de la potencia hasta alcanzar el umbral de vaporización. Una vez alcanzado el umbral, la demanda de potencia cae entre un 30 y un 50 %.

Aunque la aspiración a través del electrodo activo -14- retirará el suero fisiológico caliente de la cavidad corporal y eliminará cualquier riesgo de sobrecalentamiento por activación prolongada en condiciones en las que no se ha alcanzado el umbral de vaporización, el efecto de enfriamiento y la disrupción de las bolsas de vapor creadas alrededor del electrodo activo aumentarán el umbral de vaporización. Por lo tanto, se puede crear un círculo vicioso en el que cuanto más aspiración se aplique a través del electrodo activo -14-, más potencia se requiera para alcanzar el umbral de vaporización, y mayor sea el riesgo de calentamiento. El otro factor que influye en el umbral de vaporización es la relación entre el área de contacto activa de retorno y la separación del aislamiento entre los dos electrodos -14- y -18-. Por lo tanto, es necesario reducir al mínimo necesario el tamaño del electrodo activo -14- y la separación del aislamiento, para conseguir la función de compensar los efectos de la aspiración elevando el umbral de la potencia de vaporización.

La descripción de la patente europea número 959784 de los solicitantes da a conocer técnicas para controlar el umbral de vaporización utilizando diseños de electrodo activo que ayudan a capturar bolsas de vapor e impedir el enfriamiento del emplazamiento de aplicación del electrodo activo, apantallando el flujo de irrigante proporcionado por los canales en un endoscopio.

Aunque el instrumento electroquirúrgico está destinado principalmente a su utilización en la vaporización de tejido, puede ser utilizado asimismo para la desecación, particularmente de membranas sinoviales, o para separar inserciones musculares. En este caso, una vez su conjunto de electrodos -12- ha sido introducido en el emplazamiento de operación seleccionado, el generador de RF -1- es accionado utilizando el conmutador de pedal -5a- o el pulsador -7a- para ajustar el nivel de potencia requerido para la desecación. A continuación, el generador -1- proporcionará la suficiente potencia de RF al conjunto de electrodos -12- para mantener el suero fisiológico adyacente al electrodo activo -14- sustancialmente en su punto de ebullición sin crear una bolsa de vapor que rodee dicho electrodo. El instrumento se puede manipular a continuación desplazando el electrodo -14- a través de la superficie del tejido a tratar, en una técnica de "pintado" de un lado a otro.

El instrumento electroquirúrgico puede ser utilizado asimismo para suministrar una salida de potencia combinada. Esto se consigue alternando automáticamente la salida del generador de RF -1- entre los niveles de potencia de desecación y de vaporización, de tal modo que se produce más hemostasia de la que es posible en el modo de vaporización. Como consecuencia, se reduce la velocidad de reducción del tejido, pero una mayor hemostasia es útil cuando se cortan o reducen estructuras de tejido vascular. Alternativamente, la salida del generador de RF -1- puede ser pulsante, al nivel de potencia de vaporización, sin activación cíclica del modo de desecación. Esto produce una vaporización de tejido menos agresiva que la que se produce en el modo de vaporización, con la consiguiente reducción tanto en la formación de burbujas como en el riesgo de carbonización del tejido.

Cada una de las puntas activas -E1- a -E3- tiene la ventaja adicional de que la aspiración en la zona del electrodo activo -14- limita el flujo de corrientes de convección en el suero fisiológico que rodea el conjunto de electrodos -12-. Dado que el umbral de potencia requerido para alcanzar la vaporización depende de la disipación de potencia del electrodo activo -14- y de las características del flujo a su alrededor, el umbral de potencia depende de la velocidad máxima de convección. Por consiguiente, la limitación de las corrientes de convección reduce el umbral de potencia,

5 y esto es ventajoso dado que permite la utilización de un generador de RF más económico, evitando asimismo problemas tales como la disipación en el interior del instrumento, y el sobrecalentamiento desastroso del electrodo activo. Esto facilita asimismo el control de los generadores una vez comienza la vaporización. La importancia del umbral de potencia de vaporización se describe en mayor detalle en la descripción de la patente europea número 959784 de los solicitantes.

10 Otra ventaja de estas unidades de electrodo es que, durante su utilización, el electrodo activo -14- está orientado hacia abajo, de tal modo que el suero fisiológico caliente asciende por lo tanto hasta el electrodo de retorno -18-. Esto conduce a una reducción de la impedancia en todo el circuito, y por lo tanto a una reducción de la disipación de calor en la trayectoria del suero fisiológico.

En la totalidad de esta descripción, se debe interpretar que el término "bomba" incluye cualquier fuente de vacío controlada adecuada.

REIVINDICACIONES

1. Instrumento electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos en presencia de un medio fluido eléctricamente conductivo, comprendiendo el instrumento el eje del instrumento (10), y un conjunto de electrodos (12) en un extremo del eje, comprendiendo el conjunto de electrodos un electrodo de tratamiento de tejidos (14) y un electrodo de retorno (18) que está aislado eléctricamente del electrodo de tratamiento de tejidos (14) por medio de un elemento aislante (16), teniendo el electrodo de tratamiento de tejidos (14) una superficie al descubierto para tratar el tejido, y una abertura de aspiración (14a) en el electrodo de tratamiento de tejidos (14), y teniendo el electrodo de retorno (18) una superficie de contacto con el fluido, de manera que define, en la utilización la trayectoria del fluido conductivo que completa el circuito eléctrico entre el electrodo de tratamiento de tejidos (14) y el electrodo de retorno (18), en el que la superficie descubierta de tratamiento de tejidos es esencialmente plana y el elemento aislante incluye una abertura (16a), y el electrodo de tratamiento de tejidos (14) está montado con respecto a la abertura (16a) de tal modo que existe un intersticio periférico alrededor, por lo menos, de una parte sustancial de la periferia del electrodo de tratamiento de tejidos (14), de tal modo que se forma un canal de aspiración (25) mediante el intersticio periférico entre el electrodo de tratamiento del tejido (14) y el elemento aislante (16), a través del cual se pueden aspirar burbujas de vapor y/o material en partículas desde la zona que rodea el electrodo de tratamiento de tejidos (14).
2. Instrumento electroquirúrgico, según la reivindicación 1, en el que el área en sección transversal de la abertura (16a) es ligeramente mayor que el área en sección transversal de la superficie de tratamiento del tejido, estando alojado el electrodo de tratamiento de tejidos (14) en la abertura, de tal modo que existe un intersticio periférico alrededor, por lo menos, de una parte sustancial de la periferia del electrodo de tratamiento de tejidos.
3. Instrumento electroquirúrgico, según la reivindicación 2, en el que el intersticio se extiende alrededor de toda la periferia del electrodo de tratamiento de tejidos (14).
4. Instrumento electroquirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la superficie de tratamiento del tejido del electrodo de tratamiento de tejidos (14) está dotada, por lo menos, de un saliente (14b) que se extiende hacia el exterior para concentrar el campo eléctrico generado por el electrodo de tratamiento del tejido en la zona que rodea dicho saliente.
5. Instrumento electroquirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el elemento aislante (16) incluye una cámara (24) en la que está alojado el electrodo de tratamiento de tejidos (14).
6. Instrumento electroquirúrgico, según la reivindicación 5, en el que el electrodo de tratamiento de tejidos (14) comprende una parte superior (15) que incluye la superficie descubierta de tratamiento de tejidos, y una parte inferior (19) dependiente de ésta.
7. Instrumento electroquirúrgico, según la reivindicación 6, en el que la cámara (24) en el interior del elemento aislante (16) está dotada, por lo menos, de un resalte (27), adaptado para cooperar con la parte inferior (19) del electrodo de tratamiento de tejidos (14) con el propósito de retener el electrodo de tratamiento de tejidos en el interior de la cámara.
8. Instrumento electroquirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, que comprende además una bomba y un tubo de aspiración (22) que conecta la abertura (14a) o cada una de ellas con el electrodo de tratamiento de tejidos (14) y el canal de aspiración (25) con la bomba.
9. Instrumento electroquirúrgico, según la reivindicación 8, en el que el tubo de aspiración (22) está fabricado de un material eléctricamente conductivo, de manera que el tubo de aspiración constituye una entrada eléctrica desde el generador de RF (1) al electrodo de tratamiento de tejidos (14).
10. Instrumento electroquirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 6 a 9, en el que la parte inferior (19) del electrodo de tratamiento de tejidos (14) comprende una parte de quilla (21).
11. Instrumento electroquirúrgico, según la reivindicación 10, en el que la parte de quilla (21) está alojada en el interior del tubo de aspiración (22) para conectar el electrodo de tratamiento de tejidos (14) al tubo de aspiración.
12. Instrumento electroquirúrgico, según la reivindicación 11, en el que el tubo de aspiración (22) mantiene el electrodo de tratamiento de tejidos (14) en el interior del elemento aislante (16).
13. Instrumento electroquirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, que comprende además un generador de RF (1) que tiene una salida bipolar conectada al electrodo de tratamiento de tejidos (14) y al electrodo de retorno (18).
14. Instrumento electroquirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, en el que el extremo al descubierto del electrodo de tratamiento de tejidos (14) se extiende lateralmente a través de un recorte dispuesto en

el elemento aislante (16) en la parte del extremo distal del instrumento, recubriendo la superficie de contacto con el fluido del electrodo de retorno (18) el elemento aislante en la zona del recorte.

FIG. 1

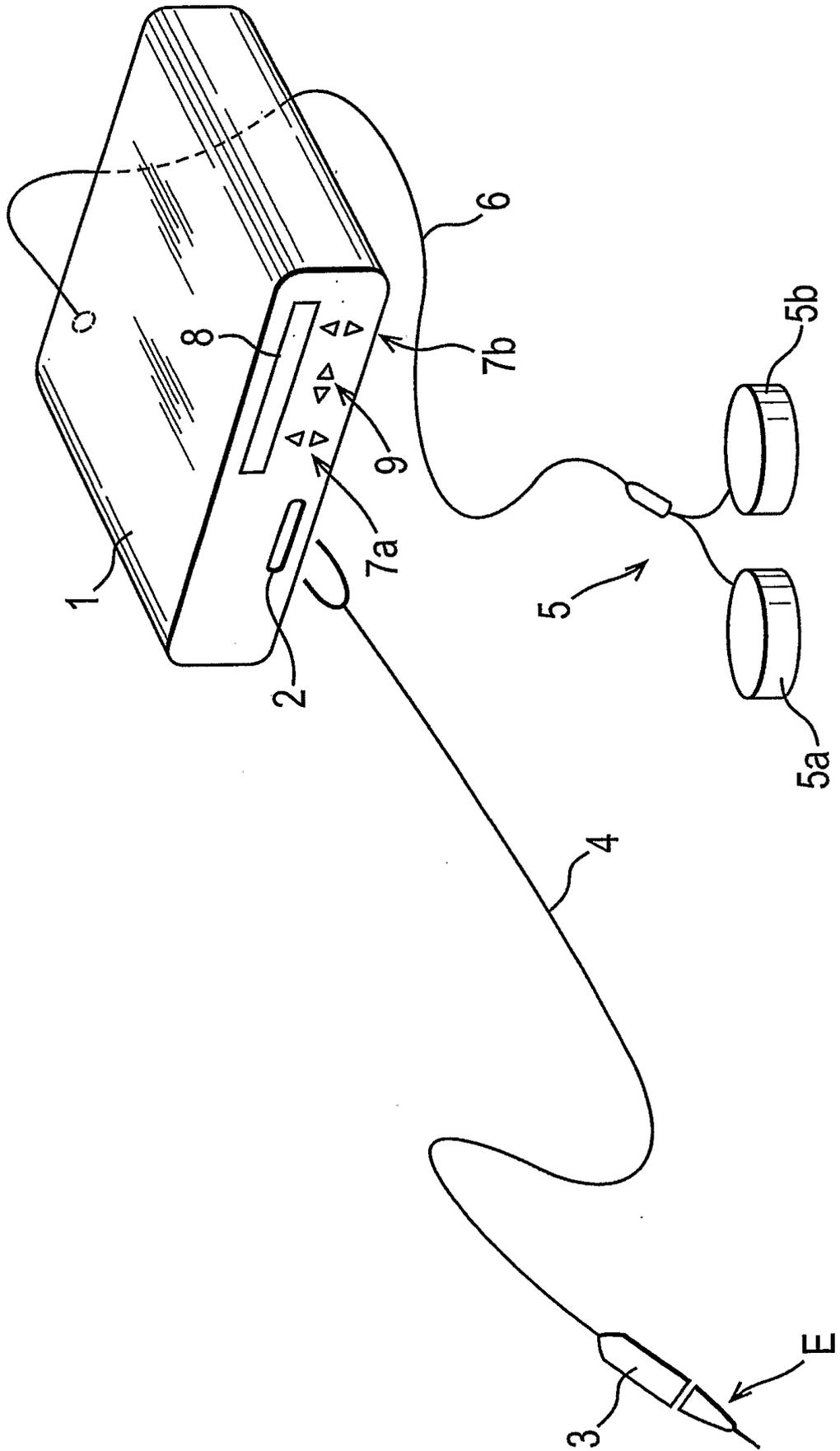


FIG. 2

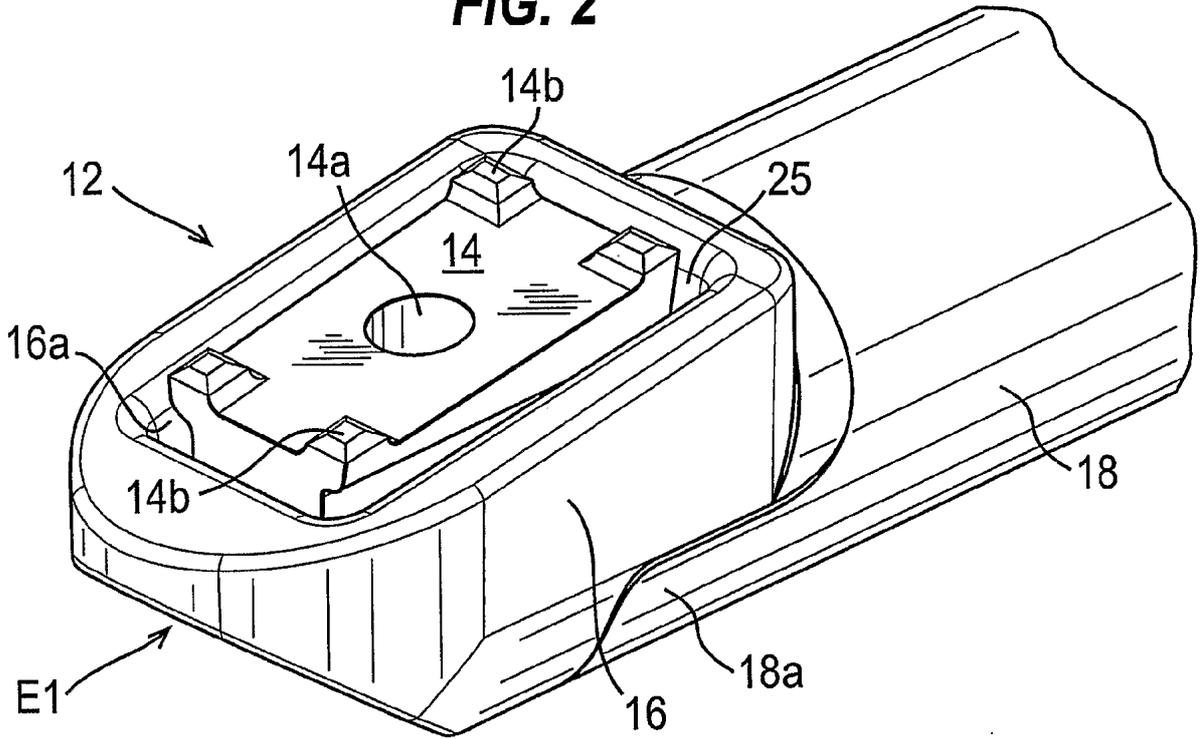


FIG. 3

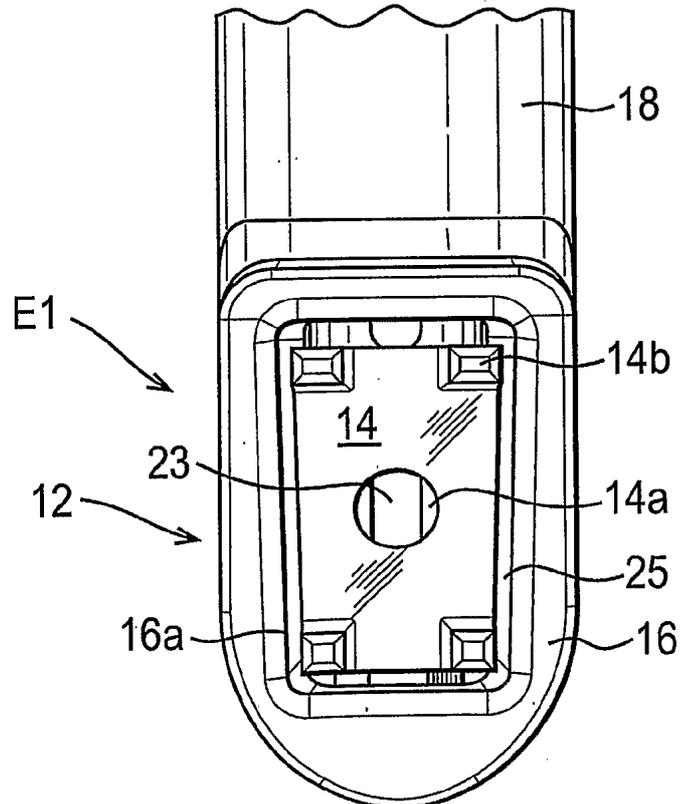


FIG. 4

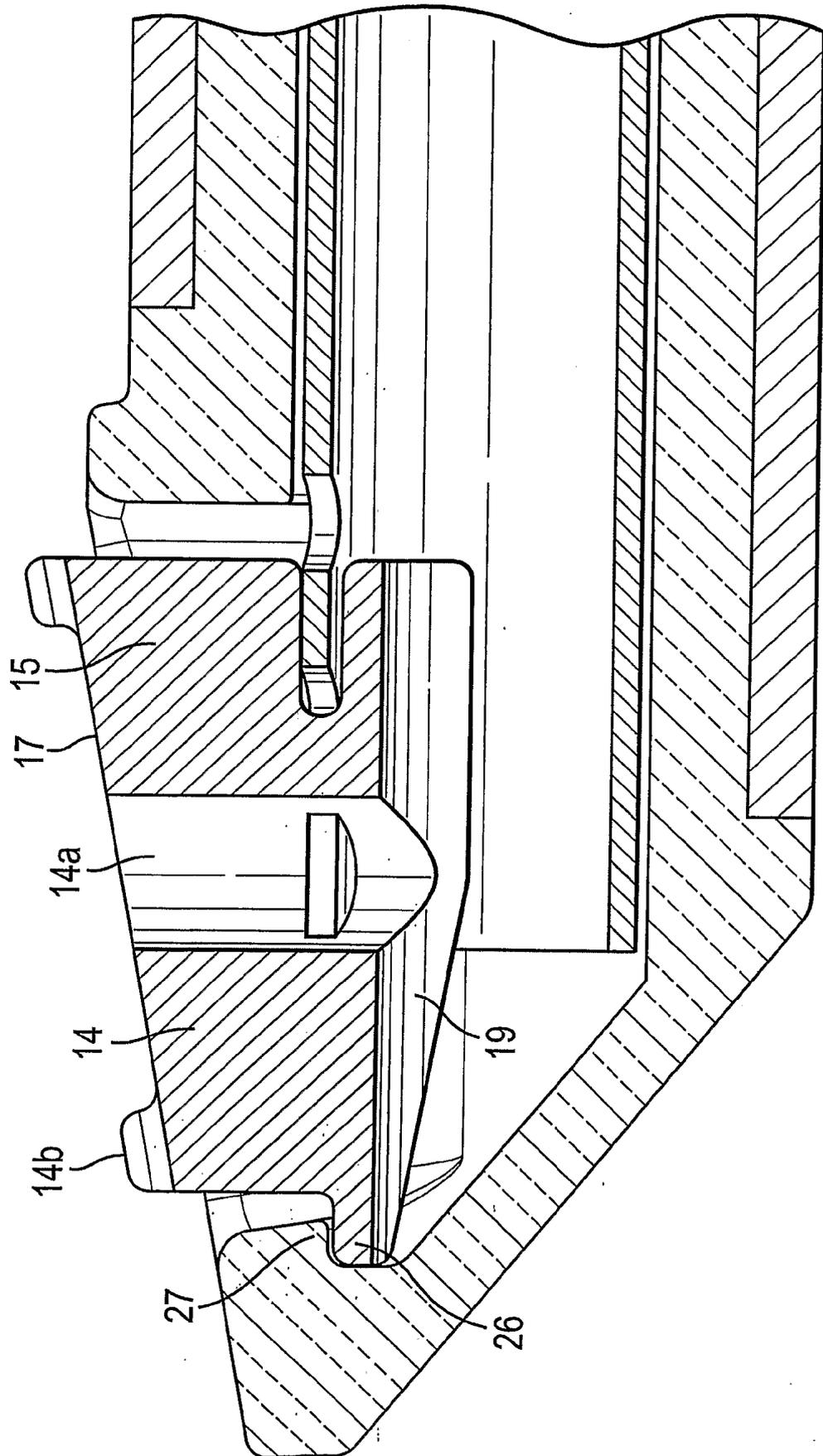


FIG. 5

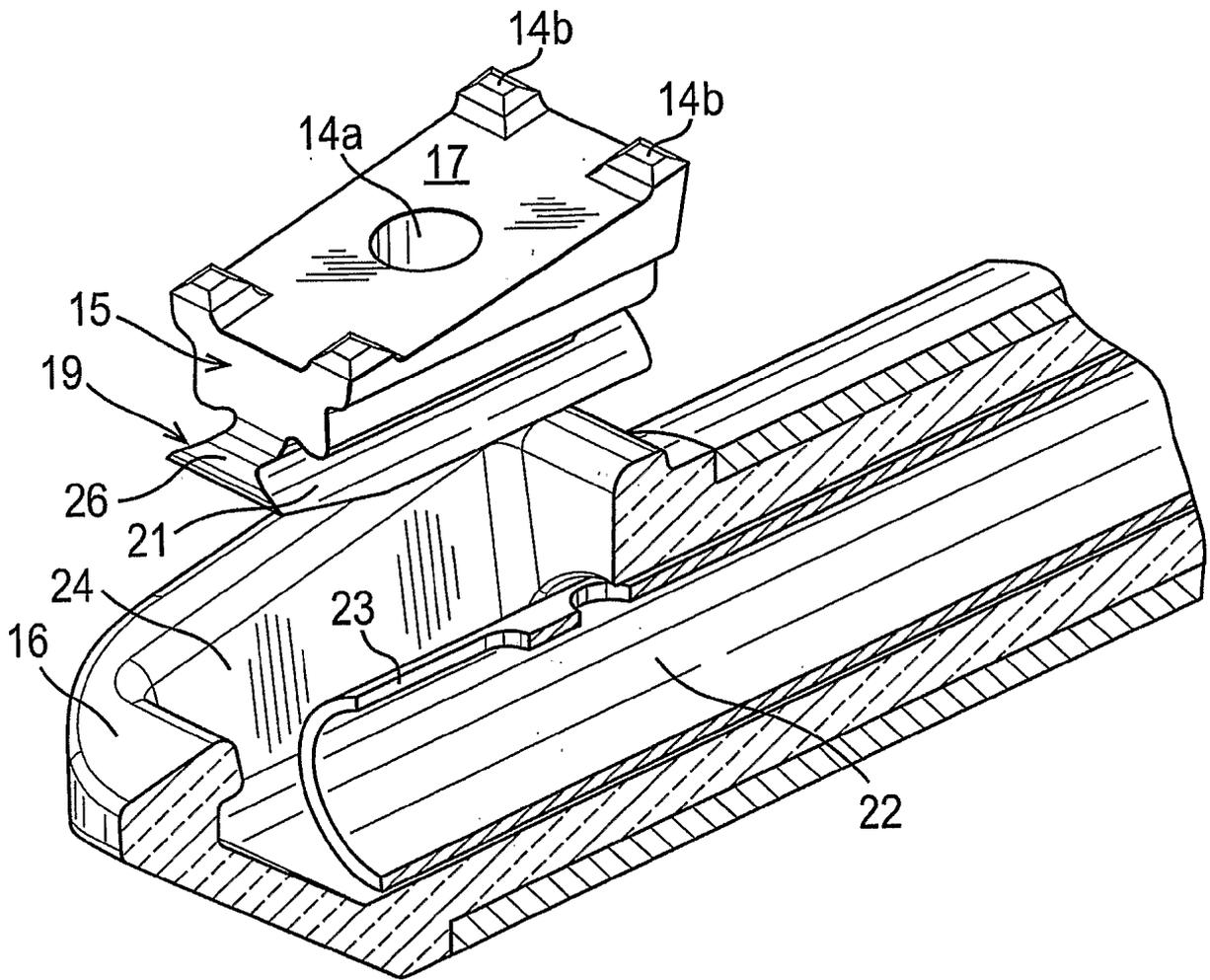
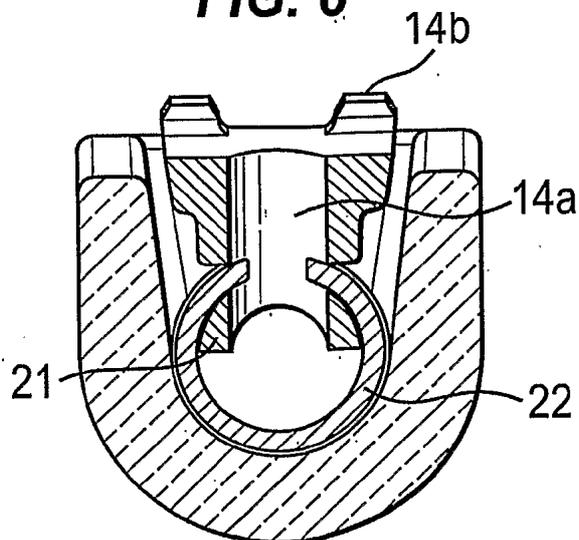


FIG. 6



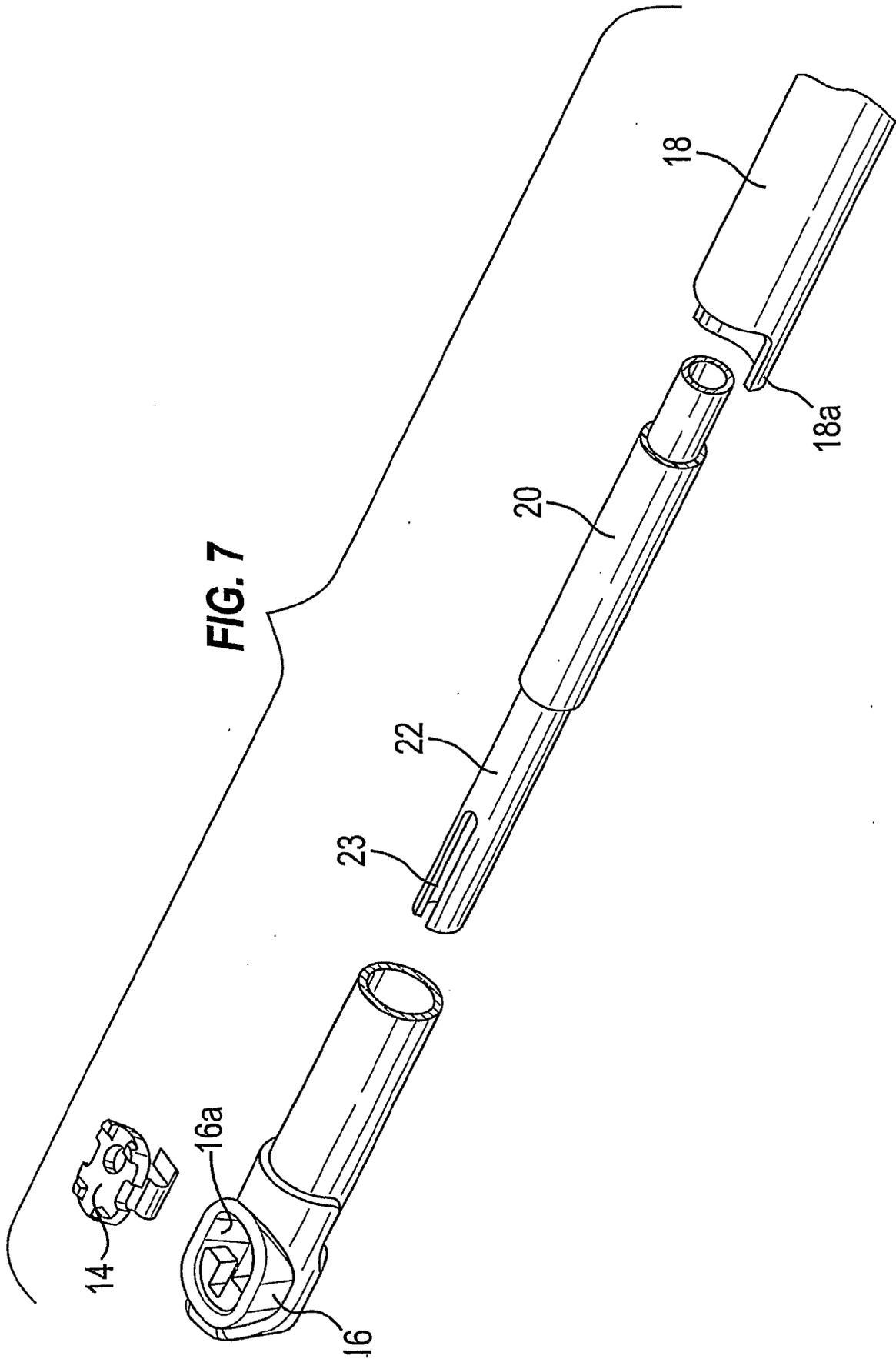


FIG. 8

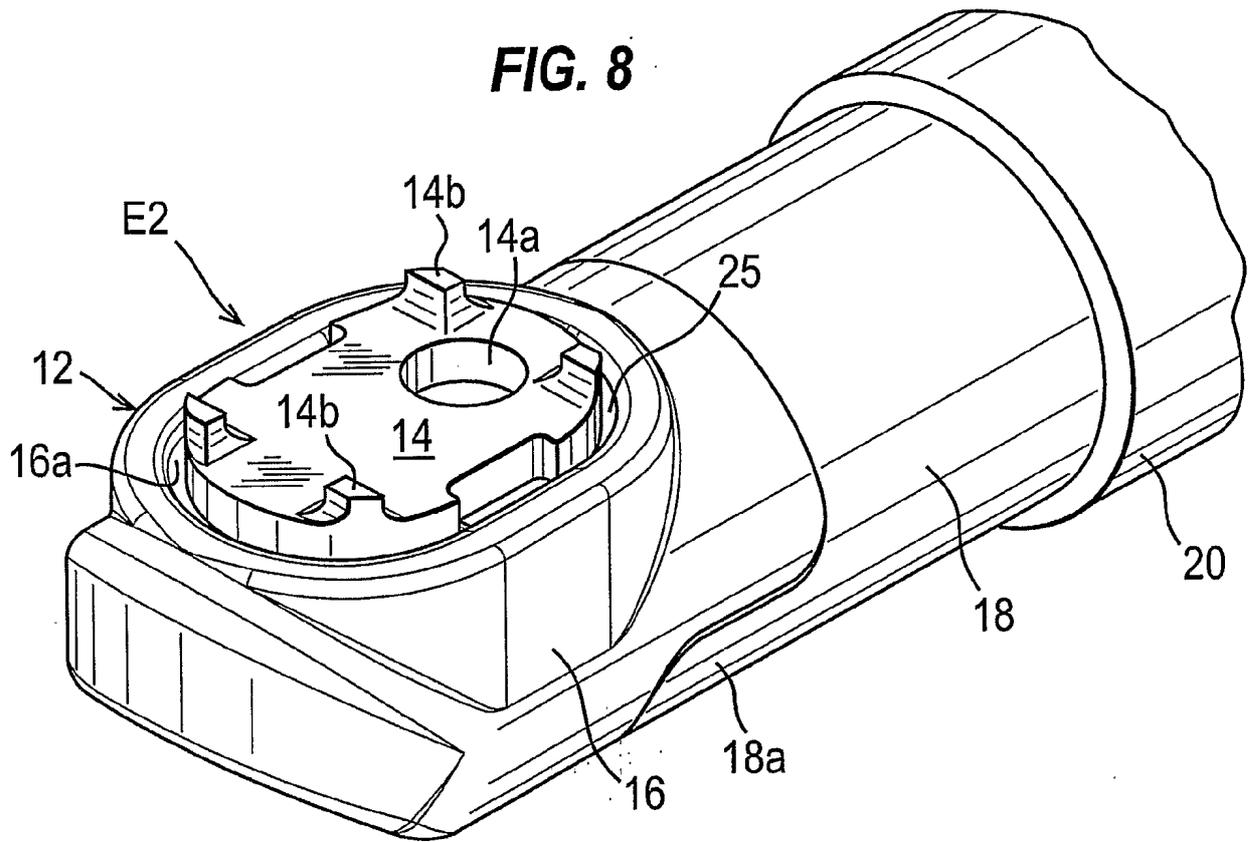


FIG. 9

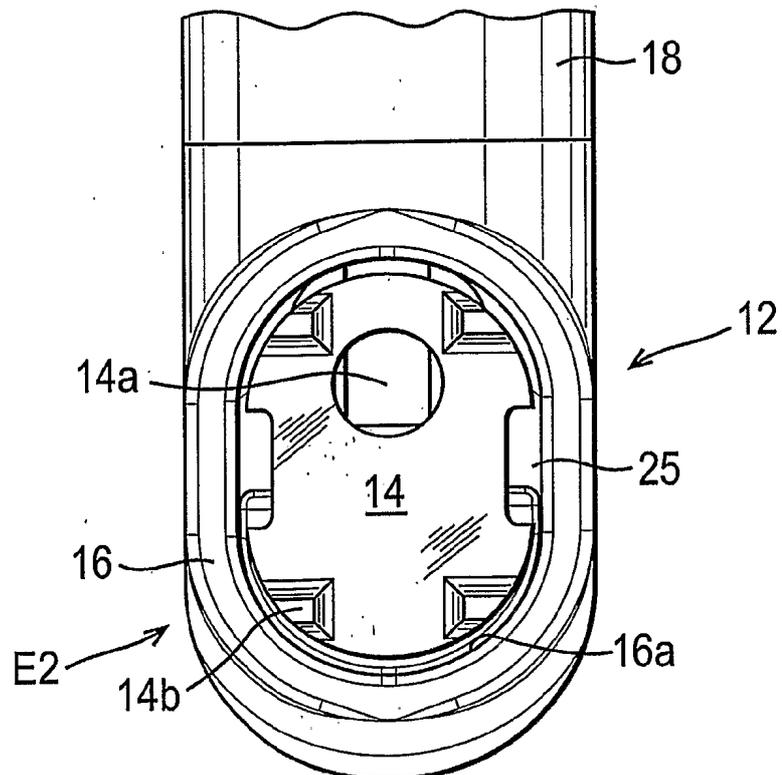


FIG. 10

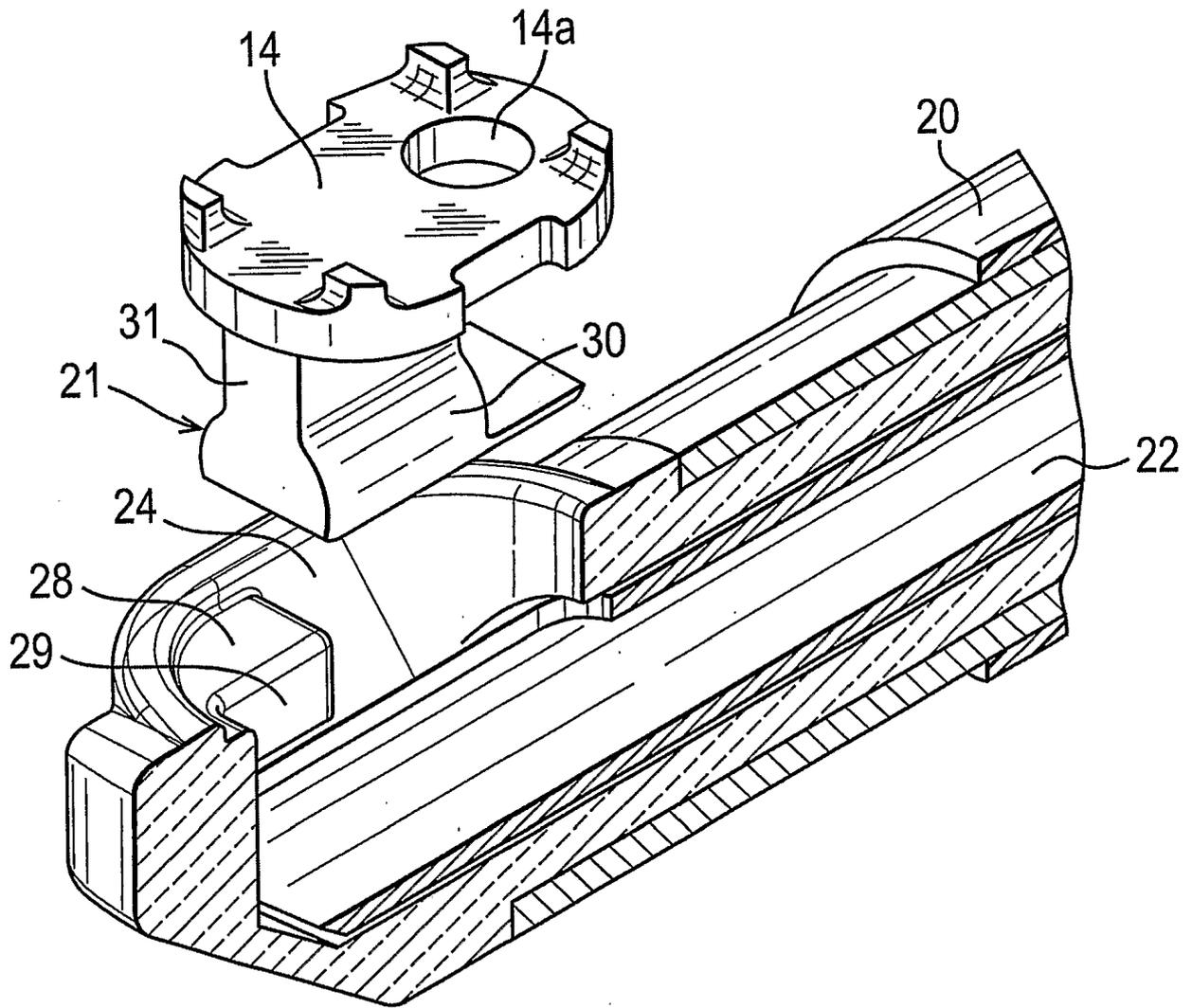


FIG. 11

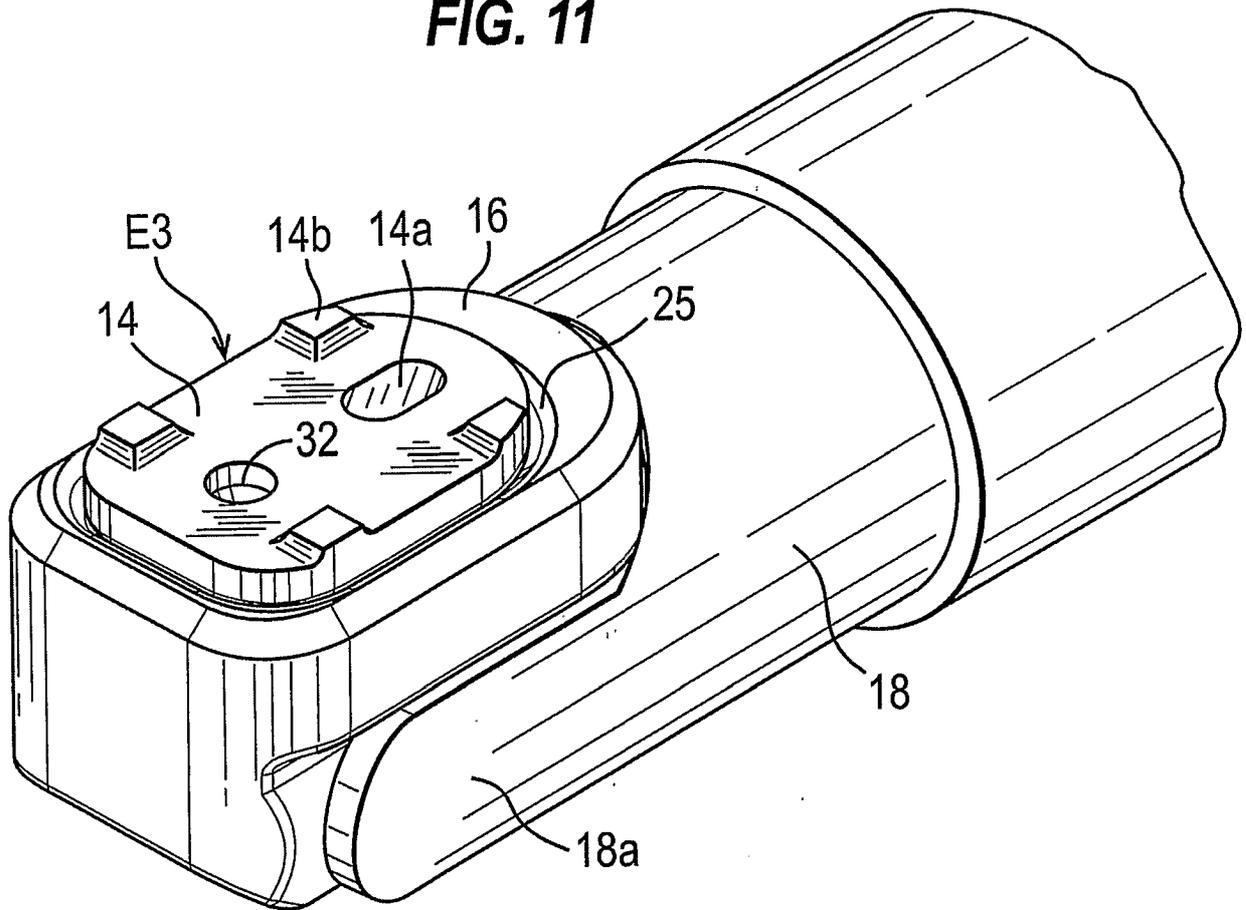


FIG. 12

