



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 269 108**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **00910042 .1**

86 Fecha de presentación : **01.02.2000**

87 Número de publicación de la solicitud: **1065985**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **10.01.2001**

54 Título: **Efactor distal bipolar de RF para uso en instrumentos electroquirúrgicos.**

30 Prioridad: **02.02.1999 US 241575**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.04.2007

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.04.2007

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

72 Inventor/es: **Wampler, Scott, D.;**
Collins, William, L., Jr. y
Yates, David, C.

74 Agente: **Carpintero López, Francisco**

ES 2 269 108 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

Efecto distal bipolar de RF para uso en instrumentos electroquirúrgicos.

Esta solicitud está relacionada con las siguientes solicitudes de patentes tramitación, junto a la presente: Solicitud de patente de EE. UU. n.º. de Serie 60/073.890 [Expediente de Agente n.º. END-514].

Campo de la invención

La presente invención se refiere, en general, a una configuración de electrodos bipolares para su uso en instrumentos electroquirúrgicos y, más concretamente, a una configuración de electrodos bipolares que incluye electrodos dispuestos alrededor de una ranura de tejido de altura fija.

Antecedentes de la invención

La electricidad de RF (Radiofrecuencia) ha sido utilizada durante décadas para cauterizar y coagular tejidos en procedimiento quirúrgicos. Los dispositivos usados para aplicar energía de RF a un tejido pertenecen generalmente a dos categorías: mono-polar y bipolar. Los instrumentos electroquirúrgicos bipolares incorporan en el instrumento quirúrgico electrodos tanto activos como de retorno, que restringen sustancialmente el flujo de corriente eléctrica a un tejido situado entre los electrodos. Por otra parte, en instrumentos electroquirúrgicos monopolares el electrodo de retorno se sitúa fuera del cuerpo del paciente, sobre la piel del paciente. De esta manera, en un instrumento electroquirúrgico monopolar la corriente fluye desde el electrodo de tratamiento o activo a través del cuerpo del paciente al electrodo de retorno. Tanto los instrumentos electroquirúrgicos monopolares como los bipolares se basan, al menos en parte, en la resistencia del tejido a tratar (por ejemplo, cauterización y/o corte) para su curación. A medida que la corriente pasa a través del tejido, la resistencia eléctrica del tejido da lugar a la disipación de energía en forma de calor. A medida de que la temperatura del tejido se eleva, sus características cambian, incluso su resistencia eléctrica. Cuando la temperatura del tejido llega a aproximadamente 67-70 grados centígrados, comienza la coagulación. A medida que se disipa más energía en el tejido el colágeno, que forma la red fundamental de la estructura del tejido, sigue rompiéndose y "fundándose". Una vez que el colágeno comienza a romperse, el tejido comienza a coagularse. Cuando el colágeno comienza a romperse, la compresión del tejido hará que se fundan las capas de tejido comprimido, taponando los vasos sanguíneos contiguos. Cuando la temperatura del tejido alcanza los cien grados centígrados la mayoría de los fluidos (fluidos acuosos) se volatilizan o se evaporan del tejido, desecándose el tejido e incrementándose sustancialmente la resistencia eléctrica del tejido. Seguidamente, el tejido desecado se puede cortar o separar con poco esfuerzo. La velocidad a la que se disipa la energía en el tejido depende de muchos factores, incluida la resistencia eléctrica del tejido y la densidad de la corriente eléctrica que fluye a través del tejido. Dado que los instrumentos electroquirúrgicos están diseñados generalmente para ser usados en el tratamiento de una variedad de tipos de tejido, la densidad de la corriente se convierte en una consideración importante del diseño y, especialmente, en dispositivos electroquirúrgicos bipolares, la densidad de la corriente es, en determinado tipo de tejido, función del número, tamaño, forma y ubicación de los electrodos del dispositivo.

En muchas aplicaciones quirúrgicas, es deseable usar energía eléctrica bipolar como medio de corte y/o coagulación de tejidos. En los instrumentos electroquirúrgicos bipolares, generalmente es deseable asegurar que el flujo de corriente eléctrica este confinado en el tejido en que se aplica el instrumento y, en una extensión significativamente menor en el tejido contiguo al instrumento. Generalmente, en los instrumentos electroquirúrgicos bipolares de la técnica anterior, estos objetivos han sido logrados diseñando un instrumento que agarra o sujeta el tejido antes de la aplicación de energía electroquirúrgica. Véase, por ejemplo, el documento US 5833690. Este tipo de instrumentos electroquirúrgicos bipolares son bien conocidos en la técnica y, en particular, muchos diseños han sido sugeridos para instrumentos quirúrgicos que coagulan el tejido bien antes de cortar el tejido o durante el proceso de corte. En la mayor parte de estos instrumentos, el tejido es agarrado primero por mordazas que aplican presión al tejido antes de la aplicación de la energía electroquirúrgica. En este tipo de instrumentos, las mordazas de agarre o constituyen o incluyen los electrodos que suministran la energía electroquirúrgica, aunque, en algunos diseños, uno o más electrodos pueden estar incorporados en otros elementos del instrumento, incluso, por ejemplo, en el elemento de corte. De esta manera, en dichos instrumentos de agarre electroquirúrgicos bipolares, primero se agarra el tejido sometido a tratamiento, seguidamente se aplica energía electroquirúrgica mediante los electrodos, a continuación el tejido se corta o se separa y, finalmente, el tejido se libera y el instrumento de agarre se pasa a un nuevo tejido para que se pueda repetir el proceso. Aunque este procedimiento es muy efectivo en muchos procedimientos quirúrgicos, cuando se trabaja en ciertos tipos de tejido, tal como el tejido del mesenterio, puede llegar a ser tedioso agarrar y liberar continuamente a medida que el instrumento se desplaza a través del tejido. Sin embargo, dado que el tejido tal como el tejido del mesenterio es vascular y sangrará si los vasos sanguíneos no se taponan adecuadamente, es importante asegurar que la sangre del tejido a cualquier lado de la línea de corte sea totalmente coagulada antes de separar el tejido. Además, dado que muchos procedimientos quirúrgicos modernos se realizan en espacios muy pequeños, puede no haber espacio suficiente para usar un instrumento con mordazas que se tienen que abrir después de cada aplicación de energía electroquirúrgica.

Por consiguiente, sería conveniente diseñar un efecto distal electroquirúrgico bipolar adaptado para coagular y cortar tejido desplazándose al mismo tiempo continuamente a través del tejido. Además, sería conveniente diseñar un efecto distal electroquirúrgico bipolar adaptado para coagular y cortar tejido, incluso estructuras vasculares, al mismo tiempo que se desplaza continuamente a través del tejido, en el que la región de coagulación esté sustancialmente confinada en la anchura del conjunto de mordazas. Sería además conveniente diseñar un efecto distal electroquirúrgico bipolar adaptado para recibir, coagular y dividir continuamente el tejido coagulado a medida que el efecto distal electroquirúrgico se desplaza a través del tejido. También sería conveniente diseñar un efecto distal electroquirúrgico bipolar adaptado para recibir, coagular y dividir continuamente tejido en el que la corriente electroquirúrgica a través del tejido se autolimita sustancialmente.

Sumario de la invención

La presente invención está dirigida a un efector distal electroquirúrgico bipolar para su uso en instrumentos médicos como se define en el conjunto de las reivindicaciones adjuntas. Un efector distal bipolar de acuerdo con la presente invención incluye: una primera superficie de tejido; un primer electrodo alargado en un primer lado de la primera superficie de tejido; y un segundo electrodo alargado en un segundo lado de la primera superficie del tejido. Generalmente, el segundo electrodo es sustancialmente paralelo al primer electrodo. Un efector distal bipolar de acuerdo con la presente invención incluye además: una primera región de aislamiento central que separa el primer electrodo del segundo electrodo; una ranura de tejido que separa una segunda superficie del tejido del primero y segundo electrodos; y un separador de tejido situado entre la primera y la segunda superficies del tejido. El separador de tejido generalmente incluye: un borde divisorio en un extremo distal del separador de tejido; una primera guía de tejido que se extiende alejándose proximalmente del borde divisorio hacia el primer lado; y una segunda guía de tejido que se extiende alejándose proximalmente del borde divisorio hacia el segundo lado.

En otra realización de la presente invención, un efector distal electroquirúrgico bipolar puede incluir: un primer electrodo alargado a un primer lado del efector distal; un segundo electrodo alargado en un primer lado del efector distal, en el que el segundo electrodo es sustancialmente paralelo al primer electrodo; un tercer electrodo alargado en un segundo lado del efector distal, en el que el tercer electrodo es sustancialmente paralelo al primero y segundo electrodos; y un cuarto electrodo alargado en el segundo lado del efector distal, en el que el cuarto electrodo alargado es sustancialmente paralelo al primero, segundo y tercer electrodos. En esta realización de la invención, una primera región de aislamiento separa el primer electrodo del tercer electrodo y una segunda región de aislamiento central separa el segundo electrodo del cuarto electrodo, y un separador de tejido está situado entre la primera y la segunda regiones de aislamiento centrales proximales al extremo distal del efector distal. El separador de tejido puede incluir: un borde divisorio en el extremo distal del separador de tejido; una primera superficie de tejido que se extiende alejándose proximalmente del borde divisorio hacia el primer lado del efector distal; y una segunda superficie de tejido que se extiende alejándose proximalmente del borde divisorio hacia el segundo lado del efector distal.

Otras realizaciones de la presente invención pueden incluir un efector distal electroquirúrgico bipolar en el que el separador de tejido comprende una región en forma de cuña y un efector distal electroquirúrgico bipolar en el que el primer electrodo está situado sustancialmente directamente opuesto al tercer electrodo y el segundo electrodo está situado directamente opuesto al cuarto electrodo. Además, algunas realizaciones de la presente invención pueden incluir un efector distal electroquirúrgico bipolar en el que el primero y el segundo electrodos están conectados eléctricamente y el segundo y el tercer electrodos están conectados eléctricamente.

Descripción específica

Las características originales de la invención se exponen particularmente en las reivindicaciones ad-

juntas. Sin embargo, la misma invención tanto en cuanto a organización como en cuanto a procedimientos de operación, junto con otros objetivos y beneficios de la misma, se pueden entender mejor haciendo referencia a la siguiente descripción.

Descripción detallada de la invención

Un instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la presente invención incluye un mango, un tubo extensor, un conjunto de mordazas y un cable de alimentación eléctrica. El instrumento electroquirúrgico bipolar incluye también un generador electroquirúrgico y un conmutador de pie. El generador electroquirúrgico se puede conectar a una toma mural de CA a través de un cable de alimentación del generador. El generador puede ser, por ejemplo, un generador de electrocirugía de RF tal como el generador disponible en ERBE Elektromedizin GmbH, modelo ICC350. El generador electroquirúrgico se puede controlar y activar mediante un conmutador de pie convencional que se puede conectar al generador mediante un cable de conmutador de pie. El generador electroquirúrgico se puede conectar al instrumento electroquirúrgico bipolar mediante un cable de alimentación adaptado para llevar energía electroquirúrgica bipolar al instrumento electroquirúrgico bipolar.

El efector distal del instrumento electroquirúrgico bipolar incluye un primer conjunto de electrodos y un segundo conjunto de electrodos, un conjunto aislador central, un separador de tejido y una ranura de tejido. Preferiblemente, el separador de tejido comprende una cuña central que incluye un borde de ataque, una primera pared de la cuña y una segunda pared de la cuña. Aunque las realizaciones de separadores de tejido de acuerdo con la presente invención pueden incluir bordes de ataque que están afilados quirúrgicamente, es decir suficientemente afilados para cortar enteramente tejido sano sin romperlo, en algunos casos puede ser preferible utilizar un separador de tejido en el que el borde de ataque sea quirúrgicamente romo, es decir, demasiado romo para cortar fácilmente tejido sano, pero suficientemente afilado para cortar tejido que ha sido tratado electroquirúrgicamente (por ejemplo, tejido desecado). El efector distal incluye un primer cable eléctrico y un segundo cable eléctrico. El primer cable eléctrico y el segundo cable eléctrico están conectados al cable de alimentación y están adaptados para transmitir energía electroquirúrgica del generador electroquirúrgico al efector distal; el primer cable eléctrico incluye un primer conductor eléctrico y el segundo cable eléctrico incluye un segundo conductor eléctrico. El primer conductor eléctrico está conectado al primer conjunto de electrodos, por ejemplo, soldando con plata el primer conductor eléctrico al primer conjunto de electrodos, el segundo conductor eléctrico está conectado al segundo conjunto de electrodos, por ejemplo, soldando con plata el segundo conductor eléctrico al segundo conjunto de electrodos. El primer conjunto de electrodos incluye un primer electrodo y un segundo electrodo, mientras que el segundo conjunto de electrodos incluye un tercer electrodo y un cuarto electrodo.

El primer conjunto de electrodos incluye el primer electrodo y el segundo electrodo que están conectados eléctrica y mecánicamente por un primer miembro de soporte. Además, el segundo conjunto de electrodos incluye el tercer electrodo y el cuarto electrodo que están conectados eléctrica y mecánicamente por un segundo miembro de soporte. En esta realización de

la invención, el primer miembro de soporte incluye al menos una parte de una primera pared de cuña y el segundo miembro de soporte incluye al menos una parte de una segunda pared de cuña. El primer conjunto de electrodos incluye también una primera muesca de conductor y una segunda muesca de conductor que están adaptadas para recibir el primer conductor eléctrico y el segundo conductor eléctrico, respectivamente. El primer conductor eléctrico está conectado eléctrica y mecánicamente al primer conjunto de electrodos, por ejemplo, soldando el primer conductor eléctrico dentro de la primera muesca de conductor. El segundo conductor eléctrico está conectado eléctrica y mecánicamente al segundo conjunto de electrodos, por ejemplo, soldando el segundo conductor eléctrico en la segunda muesca de conductor. El conjunto de aislador central, que puede estar formado de un material no conductor eléctricamente de la misma forma sustancialmente que el primer conjunto de electrodos y que el segundo conjunto de electrodos, aísla eléctricamente el primer conjunto de electrodos del segundo conjunto de electrodos. El conjunto de electrodos central incluye además una parte de la primera pared de cuña, de la segunda pared de cuña y del borde de ataque, que están hechos de un material no conductor eléctricamente.

La primera superficie 52 de tejido incluye una (primera) superficie de contacto del primer electrodo y una (tercera) superficie de contacto del tercer electrodo. La primera superficie de tejido puede incluir además una parte del primer aislador central que separa la primera superficie de contacto de la tercera superficie de contacto. La primera ranura de tejido está limitada por la primera superficie de tejido y por la segunda superficie de tejido. La segunda superficie de tejido incluye una (segunda) superficie de contacto del segundo electrodo y una (cuarta) superficie de contacto del cuarto electrodo. La segunda superficie de tejido puede incluir además una parte de un segundo aislador central que separa la segunda superficie de contacto de la cuarta superficie de contacto, que aísla eléctricamente la segunda superficie de contacto de la cuarta superficie de contacto. El separador de tejido, que incluye el borde de ataque de la primera pared en cuña y de la segunda pared de cuña, forma al menos una parte del extremo proximal de la ranura de tejido. Una lámina aislante exterior rodea y aísla los elementos del efector distal, soportando el efector distal y aislando eléctricamente el efector distal del exterior del tejido en la ranura de tejido. La primera y la segunda superficies de tejido pueden incluir también al menos una parte de la lámina aislante. La lámina aislante incluye también un desecador superior y un desecador inferior que comprende cada uno regiones en forma de cono parcial en cualquier lado del extremo distal de la ranura de tejido. El desecador superior incluye una superficie en rampa superior y el desecador inferior incluye una superficie en rampa inferior que se extienden desde el extremo distal del conjunto de mordazas hasta la abertura distal de la ranura de tejido.

La ranura 50 de tejido se ve claramente con la superficie superior en rampa y la superficie inferior en rampa orientadas hacia la ranura de tejido. El cable del primer electrodo y el primer conductor eléctrico se extienden desde el conjunto de mordazas a través del tubo extensor y del mango hasta el cable de alimentación.

El efector distal está incluido en la lámina aislante formando la primera superficie de contacto y la segunda superficie de contacto al menos una parte de la primera superficie 4 de tejido, mientras que el primer cable eléctrico se extiende a través de la lámina aislante y hacia el interior del tubo extensor.

El separador 40 de tejido incluye el borde de ataque de la primera pared y de la segunda pared. La primera pared incluye una parte del conjunto aislador central del primer miembro de soporte del primer conjunto de electrodos y una parte de la lámina aislante, mientras que la segunda pared incluye una parte del conjunto aislador central, una parte del segundo miembro de soporte del segundo conjunto de electrodos y una parte de la lámina aislante.

El tercero y el cuarto electrodos están conectados eléctricamente a través del miembro de soporte, mientras que el primero y el segundo electrodos están conectados eléctricamente ambos a través del miembro de soporte. El tercero y el cuarto electrodos están conectados a un segundo cable eléctrico que está conectado a una primera salida del generador electroquirúrgico por un cable de alimentación bipolar. El primero y el segundo electrodos están conectados a un segundo cable eléctrico que está conectado a una segunda salida del generador electroquirúrgico por un cable de alimentación bipolar. Los electrodos están contruidos de un material conductor eléctricamente, mientras que los aisladores centrales están contruidos de un material que no es conductor eléctricamente. En la presente realización de la invención, la parte operante (es decir, las superficies de contacto interiores) de los electrodos del efector distal puede estar diseñada con forma de C sustancialmente. Una vez soldados los cables a los conjuntos de electrodos los conjuntos de electrodos se agrupan con el conjunto aislador para formar el efector distal. Seguidamente, se puede cortar oblicuamente un separador de tejido en forma de cuña en la parte posterior de la ranura de tejido con el borde de ataque situado en el centro del conjunto aislador. Aunque el separador de tejido se ilustra y se describe como teniendo forma de cuña, serían adecuadas varias formas alternativas para formar el separador de tejido, incluso una sección fina y larga situada sustancialmente en el centro de la ranura de tejido. Para los expertos en la técnica, pueden ser evidentes otras formas adecuadas que actúan para separar el tejido en dos partes.

En la realización de la invención descrita en el presente, hay varias dimensiones que se pueden ajustar para optimizar la operación del instrumento en determinados tipos de tejido y aplicaciones quirúrgicas. Concretamente, W_G es la altura de la ranura de tejido, W_c es la anchura de la superficie de contacto de electrodo y W_j es la anchura de la parte del conjunto aislador central que separa las superficies de contacto de los electrodos. Más concretamente, W_j es la distancia nominal entre la primera y tercera superficies de contacto del electrodo y la segunda y cuarta superficies de contacto del electrodo a lo largo de la longitud de la ranura de tejido. Es importante que W_j sea suficientemente amplia para prevenir la destrucción del dieléctrico entre los electrodos. Además, la velocidad a la que el tejido se deseca puede ser controlada por la anchura W_j ; cuanto mayor sea W_j , más lentamente el instrumento deseca el tejido y, cuanto menor sea W_j , más rápidamente el instrumento deseca el tejido hasta un valor mínimo óptimo de aproximadamente

0,5 mm (0,020 pulgadas) W_j es, preferiblemente, sustancialmente constante a lo largo de la longitud de la ranura del tejido desde el primer electrodo ya que este electrodo es preferiblemente paralelo al tercer electrodo a lo largo de la longitud de la ranura del tejido y el segundo electrodo es preferiblemente paralelo al cuarto electrodo a lo largo de la longitud de la ranura del tejido. La altura W_G de la ranura es preferiblemente constante a lo largo de toda la longitud de la ranura de tejido ya que la primera y tercera superficies de contacto son preferiblemente paralelas a la segunda y cuarta superficies de contacto, respectivamente, a lo largo de toda la longitud de la ranura del tejido. Aunque una W_G constante es la disposición preferible, puede ser deseable en ciertas circunstancias diseñar una ranura de tejido en la que la anchura de la ranura del tejido cambia a lo largo de su longitud, por ejemplo, puede ser deseable diseñar una ranura de tejido que se estreche desde su abertura distal hasta el separador de tejido en su extremo lateral con el fin de incrementar la presión sobre el tejido tratado a medida que se desplaza a través de la ranura de tejido. Sin embargo, en un instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la presente invención, el instrumento está diseñado de manera tal que la altura W_G en cada punto a lo largo de la longitud de la ranura de tejido es generalmente fija e invariable durante el tiempo en que el tejido se desplaza a través de la ranura de tejido y es tratado. En un instrumento típico de acuerdo con la presente invención, un valor preferido de W_G estaría en el entorno de aproximadamente 0,5 mm (0.020 pulgadas) - 0,75 mm (0,030 pulgadas) que, previsiblemente, proporcionaría una compresión óptima de los vasos sanguíneos cuyo diámetro va aproximadamente de uno a cuatro milímetros a medida que los vasos sanguíneos se desplazan hacia y a lo largo de la ranura de tejido. Un instrumento con una altura W_G mayor será capaz de aceptar y tratar una mayor gama de vasos (por ejemplo, 4 - 7 mm) o de tejido más grueso. Dichos vasos sanguíneos se pueden encontrar, por ejemplo, en ramas laterales de la vena safena que se debe seleccionar cuando se utilice la vena safena para su uso en, por ejemplo, operaciones de desvío arterial. Una vez que un tejido, tal como, por ejemplo, las ramas laterales de la vena safena se insertan en la ranura de tejido, se puede aplicar energía electroquirúrgica a las ramas laterales de la vena a través de los electrodos. Además, es de esperar, por razones que se exponen más adelante, que la cauterización óptima del tejido en la ranura de tejido se produce cuando W_G es menor que dos veces W_e . También pueden ser deseables longitudes de la ranura de tejido más largas ya que es enganchado más tejido por la ranura, cuanto menor sea la impedancia total más rápida será el tratamiento del tejido.

El instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la presente invención se puede utilizar para cauterizar y cortar tejido del mesenterio, incluso vasos sanguíneos del tejido del mesenterio, durante una cirugía abdominal.

En funcionamiento, un tejido, tal como un tejido del mesenterio es insertado por un cirujano en el extremo distal de la ranura de tejido. El tejido es guiado hacia la ranura de tejido por la superficie en rampa superior y por la superficie en rampa inferior, mientras que el desecador superior y el desecador inferior ayudan a guiar el tejido circundante alejándolo de la ranura de tejido, diseccionando el tejido en tratamien-

to del tejido circundante y previniendo que el tejido circundante sea forzado hacia la ranura de tejido. A medida que el tejido es forzado hacia la ranura de tejido, el cirujano suministrará energía electroquirúrgica a los electrodos, por ejemplo, activando el generador electroquirúrgico usando, por ejemplo, el conmutador de pie. Cuando el generador electroquirúrgico está activado, genera un potencial eléctrico alternativo en los electrodos. El potencial eléctrico instantáneo en el tercer electrodo es igual que el potencial eléctrico instantáneo en el cuarto electrodo, mientras que el potencial eléctrico instantáneo en el primer electrodo es igual que el potencial eléctrico instantáneo en el segundo electrodo. El primero y el segundo electrodos tienen un potencial eléctrico instantáneo que difiere de, y es generalmente de la misma magnitud y polaridad opuesta, que el potencial eléctrico aplicado al tercero y cuarto electrodos. Por lo tanto, ya que entre los electrodos de diferentes potenciales eléctricos se genera un voltaje potencial, cuando un material conductor eléctricamente tal como un tejido, se pone en contacto tanto con la primera superficie de contacto como con la tercera superficie de contacto, fluirá una corriente eléctrica entre el primer electrodo y el tercer electrodo. Análogamente, cuando un material conductor eléctricamente, tal como un tejido, se pone en contacto tanto con la segunda superficie de contacto como con la cuarta superficie de contacto, fluirá una corriente eléctrica entre el segundo electrodo y el cuarto electrodo. Sin embargo, dado que la corriente eléctrica busca el camino de menor resistencia, que, siendo constantes las demás variable, es el camino más corto, el paso de la corriente a través del tejido de la ranura de tejido tenderá a discurrir por un primer camino primario entre la primera superficie de contacto y la tercera superficie de contacto y por un segundo camino primario entre la segunda superficie de contacto y la cuarta superficie de contacto, aunque la corriente fluirá también por otros caminos alternativos.

Además, dado que el camino más corto a través del tejido en la ranura de tejido es a lo largo de la región contigua a la superficie del tejido, inicialmente la densidad de la corriente será mayor en la región a lo largo y justo debajo de la superficie del tejido. Cuando el tejido contiguo a la parte superior y a la parte inferior de la ranura de tejido comienza a calentarse y desecarse, su Resistencia eléctrica aumenta y los caminos de corriente primarios se orientan más y más profundamente hacia dentro del tejido, hacia el punto medio entre la primera superficie del tejido y la segunda superficie del tejido. Este proceso es realzado por la presión sobre el tejido en la ranura de tejido que fuerza los fluidos, incluso el agua y la sangre, fuera del tejido a medida que es forzado hacia la ranura de tejido y que actúa para facilitar la coagulación y el taponado de los vasos sanguíneos insertados en la ranura de tejido. La ranura de tejido está diseñada para recibir el tejido a tratar, generando mientras tanto una presión considerable sobre ese tejido a medida que se introduce en la ranura de tejido. Un efector distal de acuerdo con la presente invención también es beneficioso porque la corriente a través del tejido tiende a autolimitarse.

Una vez que el tejido está adecuadamente desecado, el flujo de corriente se reducirá o cesará, eliminando la transferencia de energía y, de esta manera, el calentamiento resistivo del tejido. En un efector distal

de acuerdo con la presente invención, el tejido de la ranura de tejido llegará a desecarse muy rápidamente y el tejido que llega al separador de tejido estará, generalmente, totalmente desecado y todos los vasos sanguíneos del tejido estarán taponados en ambos lados del tejido. De esta manera, a medida que pasa el tejido tratado la punta del separador de tejido, será separada en dos partes por el borde de ataque y será guiado fuera de la ranura de tejido por la primera pared en cuña y la segunda pared en cuña.

En un sentido más general, un instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la presente invención funciona usando el calentamiento resistivo para tratar el tejido verticalmente desde los bordes exteriores hacia el centro del tejido y lateralmente actuando desde la parte central hacia los bordes de la ranura de tejido a medida que el tejido se desplaza continuamente a través de la ranura de tejido. Cuando el tejido cerca de la parte superior e inferior de la ranura de tejido y entre los aisladores comienza a calentarse, la resistencia del tejido en la región tratada aumenta y la corriente se desvía hacia otros caminos con menor resistencia. De esta manera, la densidad de la corriente cae en el volumen original de tejido y aumenta en las regiones de menor resistencia, haciendo que dichas regiones se calientes. Este proceso continúa hasta que el tejido es tratado en su totalidad y la resistencia aumenta en toda la región tratada. A medida que aumenta la resistencia del tejido, la carga de impedancia, observada en el generador electroquirúrgico, aumenta y la carga representada por el tejido se hace no concordante con la salida del generador. Con una carga significativa no concordante, poca o ninguna energía se disipa en el tejido.

Un efector distal de acuerdo con la presente invención es especialmente beneficioso ya que supone que la región más crítica, que es la región del centro de la ranura de tejido a través de la cual pasa en borde de ataque, es la primera región tratada y la región que es tratada más a fondo. Más concretamente, asegurando que la altura W_G de la ranura de tejido sea menor que 2 veces la anchura W_G del electrodo, el tejido en el centro de la ranura de tejido es tratado primero y eficientemente. Además, dado que la corriente en un efector distal de acuerdo con la presente invención se autolimita, se produce poco o ningún daño térmico a tejido fuera del conjunto de mordazas y el daño térmico se limita a la región necesaria para asegurar que el tejido a ambos lados de la línea de corte se coagule y se tapone adecuadamente. Además, dado que la transferencia de energía al tejido enganchado por el efector distal se autorregula, el cirujano puede continuar aplicando energía al instrumento y puede desplazar el instrumento lateralmente a través del tejido a una velocidad conveniente para el cirujano sin producir daño térmico lateral sustancialmente al tejido que rodea el conjunto de mordazas. El cirujano puede incluso detener el movimiento del instrumento a través del tejido continuando mientras tanto activado el generador electroquirúrgico y la corriente hacia el tejido se autolimitará una vez que el tejido dentro del efector distal ha sido tratado con poco o ningún daño térmico lateral al tejido fuera del conjunto de mordazas. Concretamente, el daño térmico lateral causado por la conducción térmica desde el tejido coagulado se prevé que esté típicamente en el orden de 0,5 a 1 mm fuera del conjunto de mordazas. Como beneficio adicional, debido a que el uso del instrumento no es

sensible a la técnica, por las razones expuestas anteriormente, diferentes cirujanos usando el instrumento en tejidos similares obtienen probablemente resultados sustancialmente similares.

Los instrumentos electroquirúrgicos bipolares que incorporan efectores finales de acuerdo con la presente invención están especialmente adaptados para su uso en el taponado y corte de vasos sanguíneos individualmente. A pesar de que los vasos sanguíneos son, generalmente, resistentes, la rotura del colágeno por la energía electroquirúrgica y la presión del forzamiento a través de la ranura de tejido harán que el tejido del vaso sea significativamente más débil que lo normal, lo que hace fácil ligar mecánicamente el vaso tratado usando el separador de tejido. De esta manera, usando un efector distal de acuerdo con la presente invención, un vaso sanguíneo insertado en la ranura de tejido se comprime y se coagula en una sola etapa, taponando el vaso para prevenir que pierda al cortarlo. Seguidamente, se divide el vaso por el centro de la región coagulada, dejando dos extremos taponados detrás, reduciendo o eliminando la necesidad de usar dos o más clips mecánicos para taponar el vaso antes de cortarlo. Además, puede ser conveniente usar un separador de tejido que incluya un borde de ataque quirúrgicamente romo ya que un separador de tejido quirúrgicamente romo no cortará tejido sano al insertarlo en la ranura de tejido, previniendo, de esta manera, que el tejido sano sea cortado inadvertidamente a medida que se introduce en la ranura de tejido antes de la aplicación de energía electroquirúrgica por el cirujano. Una vez que el tejido en la ranura ha sido tratado electroquirúrgicamente, se deseca y puede ser dividido fácilmente por el separador de tejido.

Se debe reconocer que estructuras equivalentes pueden ser sustituidas por las estructuras ilustradas y descritas en el presente y que la realización de la invención descrita no es la única estructura que se puede emplear para implementar la invención reivindicada. Como ejemplo de estructura equivalente que se puede emplear para implementar la presente invención, el conjunto de mordazas podría estar formado de un material no conductor eléctricamente comprendiendo los electrodos un material conductor eléctricamente depositado en la superficie interior de la ranura de tejido y conectado por conductores eléctricos, tales como cables, al primer cable eléctrico y al segundo cable eléctrico. Como ejemplo adicional, uno o más de los electrodos pueden comprender una pluralidad de regiones o superficies conductoras eléctricamente dispuestas a lo largo del interior de la ranura de tejido para formar regiones electrónicas que cubren sustancialmente la misma área en la superficies interiores de la ranura de tejido que los electrodos descritos en el presente. Como ejemplo adicional, uno o más electrodos pueden incluir un mecanismo de muelle adaptado para forzar las superficies de contacto contra el tejido situado en la ranura de tejido para mejorar el contacto entre el tejido en la ranura. Otra realización de la presente invención incluye solamente un primer electrodo y un segundo electrodo no incluyendo la segunda superficie del tejido electrodo alguno y estando constituidos de, por ejemplo, un material no conductor.

Se debe entender que los efectos sobre el tejido de la presente invención no han sido caracterizados totalmente. Se estima que el tejido en el centro de la ranura de tejido será desecado totalmente como con-

secuencia de la corriente eléctrica que pasa entre los electrodos. Dado que el gradiente de temperatura disminuye en la parte del tejido que se aleja del centro de la ranura de tejido, el tejido a cualquier lado del centro tendrá mayor probabilidad de coagulación sin alcanzar una desecación total. Se estima además que el vapor generado en el tejido central ayudará a fracturar ese tejido, facilitando la función del separador de tejido.

Aunque en el presente se han descrito realizaciones preferidas de la presente invención, será evidente para los expertos en la técnica que dichas realizaciones se presentan solamente a modo de ejemplo. Los expertos en la técnica podrán concebir numerosas variaciones, cambios y sustituciones sin salir de la invención. Consecuentemente, se pretende que la invención este limitada solamente por el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un efector distal electroquirúrgico bipolar para su uso en instrumentos médicos, comprendiendo dicho efector distal:

una primera superficie de tejido;

un primer electrodo alargado justamente sobre un primer lado de dicha primera superficie de tejido;

un segundo electrodo alargado justamente sobre un segundo lado de dicha primera superficie de tejido, en el que dicho segundo electrodo es sustancialmente paralelo a dicho primer electrodo;

una primera región de aislamiento central que separa dicho primer electrodo de dicho segundo electrodo;

una segunda superficie de tejido separada de dichos primero y segundo electrodos por una ranura de tejido, estando definida dicha ranura de tejido por una distancia entre dicha primera superficie de tejido y dicha segunda superficie de tejido, en el que dicha distancia es fija; y

un separador de tejido situado entre dichas primera y segunda superficies de tejido, en el que dicho separador de tejido comprende: un borde divisorio en un extremo distal de dicho separador de tejido, una primera guía de tejido que se extiende proximalmente alejándose de dicho borde divisorio hacia dicho primer lado; y

una segunda guía de tejido que se extiende proximalmente alejándose de dicho borde divisorio hacia dicho segundo lado.

2. El efector distal de la reivindicación 1 que comprende además:

un tercer electrodo alargado sobre dicho primer lado de dicha segunda superficie de tejido;

un cuarto electrodo alargado sobre un segundo lado de dicha segunda superficie de tejido, en el que dicho cuarto electrodo alargado es sustancialmente paralelo a dicho tercer electrodo alargado; y

una segunda región de aislamiento central que separa dicho tercer electrodo de dicho cuarto electrodo.

3. El efector distal de la reivindicación 2 en el que dicho primer electrodo está situado sustancialmente directamente opuesto a dicho tercer electrodo y dicho segundo electrodo está situado sustancialmente directamente opuesto a dicho cuarto electrodo.

4. El efector distal de la reivindicación 2 o reivindicación 3 en el que dichos primero y segundo electrodos están conectados eléctricamente y dichos segundo y tercer electrodos están conectados eléctricamente.

5. El efector distal de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 en el que dicha altura es sustancialmente constante a lo largo de la longitud de dicha ranura de tejido.

6. Un efector distal electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 1 para su uso en instrumentos médicos, comprendiendo dicho efector distal:

el primer electrodo alargado sobre un primer lado de dicho efector distal,

un tercer electrodo alargado sobre dicho tercer lado de dicho efector distal, en el que dicho tercer electrodo es sustancialmente paralelo a dicho primer electrodo;

el segundo electrodo alargado sobre un segundo lado de dicho efector distal, en el que dicho Segundo electrodo es sustancialmente paralelo a dichos primero y tercer electrodos;

un cuarto electrodo alargado sobre dicho segundo lado de dicho efector distal, en el que dicho cuarto electrodo alargado es sustancialmente paralelo a dichos primero, segundo y tercer electrodos y en el que dichos primero y tercer electrodos están separados de dichos primero y cuarto electrodos por un espacio sustancialmente constante;

la primera región de aislamiento central que separa dicho primer electrodo de dicho segundo electrodo;

una segunda región de aislamiento que separa dicho tercer electrodo de dicho cuarto electrodo; y

el separador de tejido situado entre dicha primera y dicha segunda regiones de aislamiento centrales proximales al extremo distal de dicho efector distal, en el que dicho separador de tejido comprende:

un borde divisorio en el extremo distal de dicho separador de tejido;

una primera superficie de tejido que se extiende proximalmente alejándose de dicho borde divisorio hacia dicho primer lado de dicho efector distal; y

una segunda superficie de tejido que se extiende proximalmente alejándose de dicho borde divisorio de dicho Segundo lado de dicho efector distal.

7. Un efector distal electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 1 para su uso en instrumentos médicos, comprendiendo dicho efector distal:

una primera superficie interior que se extiende desde un extremo proximal de dicho efector distal hasta un extremo distal de dicho efector distal,

una segunda superficie interior en el que el espacio entre dichas primera y segunda superficies interiores forma un espacio receptor de tejido que tiene una altura fija en todos los puntos a lo largo de dicha ranura de tejido;

el primer electrodo alargado sobre dicho primer lado de dicha primera superficie interior;

un tercer electrodo alargado sobre un primer lado de dicha segunda superficie interior en el que dicho tercer electrodo es sustancialmente paralelo a dicho primer electrodo;

5

el segundo electrodo alargado sobre un segundo lado de dicha primera superficie interior;

un cuarto electrodo alargado sobre un segundo lado de dicha segunda superficie interior en el que dicho segundo electrodo es sustancialmente paralelo a dicho tercer electrodo;

10

la primera región de aislamiento que está sobre dicha primera superficie interior y que separa dicho primer electrodo de dicho segundo electrodo;

15

una segunda región de aislamiento sobre segunda superficie interior que separa dicho tercer electrodo de dicho cuarto electrodo; y

20

el separador de tejido que es un separador de tejido de cuña central situado en dicho espacio entre dichas primera y segunda superficies, en el que dicha cuña central comprende:

25

un borde de ataque en un extremo distal de dicha cuña central;

30

35

40

45

50

55

60

65

una primera superficie de tejido que se extiende proximalmente desde dicho borde de ataque hacia dicho primer lado de dicho efector distal;

una segunda superficie de tejido que se extiende proximalmente desde dicho borde de ataque hacia dicho segundo lado de dicho efector distal.

8. Un efector distal de acuerdo con la reivindicación 7 en el que dicha primera superficie interior es sustancialmente paralela a dicha segunda superficie interior.

9. El efector distal de una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8 en el que dicho primer electrodo está situado sustancialmente directamente opuesto a dicho segundo electrodo y dicho tercer electrodo está situado sustancialmente directamente opuesto a dicho cuarto electrodo.

10. El efector distal de una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 9 en el que dichos primero y tercer electrodos están conectados eléctricamente y dichos segundo y cuarto electrodos están conectados eléctricamente.

11. El efector distal de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10 en el que dicho separador de tejido comprende además una región en forma de cuña.

12. El efector distal de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11 en el que dicho borde divisorio es quirúrgicamente romo.