



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 317 347**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06000707 .7**

96 Fecha de presentación : **13.01.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1681027**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **19.07.2006**

54 Título: **Dispositivo sellador y divisor de tejido con dispositivo sellador y de corte rotatorio.**

30 Prioridad: **14.01.2005 US 644487 P**
10.01.2006 US 328767

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.04.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.04.2009

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

72 Inventor/es: **Johnson, Kristin D. y**
Buysse, Steven P.

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo sellador y divisor de tejido con dispositivo sellador y de corte rotatorio.

5 Antecedentes

La presente exposición se refiere a un instrumento electroquirúrgico para realizar procedimientos quirúrgicos endoscópicos. Más en particular, la presente exposición se refiere a unos fórceps electroquirúrgicos bipolares endoscópicos y a un método para usar los mismos que incluye un ejecutor final que tiene una mordaza movable y una mordaza fija, incluyendo la mordaza fija un electrodo giratorio que tiene una superficie de sellado y un borde de corte. Además, un miembro de tope no conductor está asociado con uno o con los dos miembros de mordaza opuestos. El miembro de tope no conductor está diseñado para controlar la distancia de separación entre los miembros de mordaza opuestos y mejorar la manipulación y el agarre del tejido durante el proceso de sellado y de división.

15 Campo técnico

Los fórceps endoscópicos utilizan acción mecánica para apretar, coger, disecar y/o pinzar tejido. Los fórceps electroquirúrgicos endoscópicos utilizan tanto la acción de pinzado mecánico como la energía eléctrica para efectuar la hemostasia calentando para ello el tejido y los vasos sanguíneos para coagular, cauterizar y/o sellar el tejido.

Los instrumentos endoscópicos se insertan en el paciente a través de una cánula, o toma que se haya practicado con un trocar o con uno de tales dispositivos similares. Los tamaños típicos para las cánulas oscilan desde tres milímetros a doce milímetros. Usualmente se prefieren las cánulas más pequeñas, y ello plantea un reto para los fabricantes de instrumentos en cuanto al diseño, pues deben encontrar formas de fabricar instrumentos quirúrgicos que ajusten a través de las cánulas.

Ciertos procedimientos quirúrgicos endoscópicos requieren cortar vasos sanguíneos o tejido vascular. Sin embargo, debido a las limitaciones de espacio, los cirujanos pueden tener dificultades para suturar vasos o realizar otros métodos tradicionales de control del sangrado, por ejemplo, el pinzado y/o la ligadura de los vasos sanguíneos que seccionen. Los vasos sanguíneos que estén en el margen de menos de dos milímetros de diámetro, pueden frecuentemente cerrarse usando técnicas electroquirúrgicas estándar. Sin embargo, si se corta un vaso mayor, puede ser necesario que el cirujano convierta el procedimiento endoscópico en un procedimiento de cirugía abierta y renuncie por consiguiente a las ventajas de la laparoscopia.

En varios artículos de revistas se han descrito métodos para sellar los vasos sanguíneos pequeños usando la electrocirugía. En un artículo titulado "Studies on Coagulation and the Development of an Automatic Computerized Bipolar Coagulator" ("Estudios sobre Coagulación y Desarrollo de un Coagulador Bipolar Computerizado Automático"), aparecido en J. Neurosurg., Vol. 75, julio de 1991, se describe un coagulador bipolar que se usa para sellar vasos sanguíneos pequeños. En el artículo se afirma que no es posible coagular con seguridad arterias de un diámetro de más de 2 a 2,5 mm. En un segundo artículo titulado "Automatically Controlled Bipolar Electrocoagulation" - "COA-OMP", aparecido en la revista Neurosurg. (1984), págs. 187-190, se describe un método para cesar la alimentación de energía electroquirúrgica aplicada al vaso, de modo que se pueda evitar el chamuscado de las paredes del vaso.

Como se ha mencionado en lo que antecede, utilizando unos fórceps electroquirúrgicos, un cirujano puede o bien cauterizar, o coagular/desecar, y/o simplemente reducir o ralentizar el sangrado, controlando para ello la intensidad, la frecuencia y la duración de la alimentación de energía electroquirúrgica aplicada al tejido a través de miembros de mordaza. El electrodo de cada miembro de mordaza está cargado a un potencial eléctrico diferente, de tal modo que cuando los miembros de mordaza agarran tejido, se puede transferir selectivamente energía eléctrica a través del tejido.

Con objeto de efectuar un sellado correcto de los vasos mayores, se han de controlar con precisión dos parámetros mecánicos predominantes -la presión aplicada al vaso y la distancia de separación entre los electrodos- que ambos están afectados por el grosor del vaso sellado. Más en particular, es importante la aplicación precisa de presión a las paredes opuestas del vaso, para reducir la impedancia del tejido a un valor suficientemente bajo que permita que pase suficiente energía electroquirúrgica a través del tejido; vencer las fuerzas de dilatación durante el calentamiento del tejido; y contribuir al grosor final del tejido, el cual es una indicación de un buen sellado. Se ha determinado que una pared de un vaso fundida típica es óptima entre 0,0254 mm y 0,1524 mm. Por debajo de ese margen, el sello puede desintegrarse o desgarrarse, y por encima de ese margen puede que los vasos no queden sellados correctamente o efectivamente.

Los métodos electroquirúrgicos pueden servir para sellar los vasos mayores usando una curva de energía electroquirúrgica apropiada, acoplada con un instrumento capaz de aplicar una gran fuerza de cierre a las paredes del vaso. Se piensa que el proceso de coagulación de vasos pequeños es fundamentalmente diferente al de sellado electroquirúrgico de un vaso. Para los fines que aquí se persiguen, la "coagulación" se define como un proceso de desecación del tejido en el que las células del tejido se rompen y se desecan. El sellado de un vaso se define como el proceso de licuación del colágeno que hay en el tejido, de modo que éste se transforme en una masa fundida. Por consiguiente, la coagulación de los vasos pequeños es suficiente para cerrar permanentemente los mismos. Los vasos mayores han de ser sellados para asegurar un cierre permanente.

ES 2 317 347 T3

La Patente de EE.UU. N° 2.176.479, concedida a Willis, las Patentes de EE.UU. Números 4.005.714 y 4.031.898, concedidas a Hildebrandt, las Patentes de EE.UU. Números 5.827.274, 5.290.287 y 5.312.433, concedidas a Boebel y otros, las Patentes de EE.UU. Números 4.370.980, 4.552.143, 5.026.370 y 5.116.332, concedidas a Lottick, la Patente de EE.UU. N° 5.443.463 concedida a Stern y otros, la Patente de EE.UU. N° 5.484.436, concedida a Eggers y otros, y la Patente de EE.UU. N° 5.951.549 concedida a Richardson y otros, se refieren todas a instrumentos electroquirúrgicos para coagular, cortar y/o sellar vasos o tejido. Sin embargo, algunos de estos diseños pueden no proporcionar una presión reproducible uniformemente en el vaso sanguíneo, y pueden dar por resultado un sellado ineficaz o no uniforme.

En su mayoría, estos instrumentos se basan en solamente la presión de pinzado para obtener un apropiado grosor del sellado, y no están diseñados para tener en cuenta las tolerancias en la distancia de separación y/o los requisitos de paralelismo y planeidad, que son parámetros que, debidamente controlados, pueden asegurar un sellado consistente y efectivo del tejido. Por ejemplo, es sabido que es difícil controlar adecuadamente el grosor del tejido sellado resultante, controlando para ello solamente la presión de pinzado, por una de dos razones: 1) si se aplica demasiada fuerza, existe la posibilidad de que se toquen los dos polos y que no sea transferida la energía a través del tejido, lo que da por resultado un sellado no efectivo; o 2) si se aplica una fuerza demasiado pequeña, el tejido puede moverse prematuramente antes de la activación y el sellado, y/o se puede crear un sellado más grueso, menos fiable.

Típicamente, y en particular con respecto a los procedimientos electroquirúrgicos endoscópicos, una vez sellado un vaso el cirujano ha de retirar el instrumento de sellar de la zona de la operación, sustituirlo por un nuevo instrumento a través de la cánula y cortar con precisión el vaso a lo largo del sellado recién formado en el tejido. Como puede apreciarse, ese paso adicional puede llevar mucho tiempo (en particular cuando se sellan un número significativo de vasos) y puede contribuir a una separación imprecisa del tejido a lo largo de la línea de sellado, debido a la desalineación o a una colocación defectuosa del instrumento de corte a lo largo del centro de la línea de sellado del tejido.

Se han hecho varios intentos para diseñar un instrumento que incorpore una cuchilla o miembro de hoja de corte que corte efectivamente el tejido después de formar un sellado en el tejido. Por ejemplo, en la Patente de EE.UU. N° 5.674.220, concedida a Fox y otros, se describe un instrumento de sellar vasos transparente que incluye una cuchilla de desplazamiento alternativo en dirección longitudinal, la cual corta el tejido una vez sellado. El instrumento incluye una pluralidad de aberturas que hacen posible la visualización directa del tejido durante el proceso de sellado y corte. Esa visualización directa permite al usuario regular visual y manualmente la fuerza de cierre y la distancia de separación entre los miembros de mordaza para reducir y/o limitar ciertos efectos no deseables que se sabe que se producen cuando se sellan vasos, como los de dilatación térmica, chamuscado, etc. Como puede apreciarse, el éxito en general de crear un sello en un tejido con este instrumento se basa en gran medida en la pericia, la visión, la destreza y la experiencia del usuario para juzgar sobre la fuerza de cierre, la distancia de separación y la longitud del movimiento alternativo de la cuchilla que sean las apropiadas para sellar uniforme, consistente y efectivamente el vaso y separar el tejido en el sello.

En las Patentes de EE.UU. Números 5.702.390 y 5.944.716, concedidas a Austin y otros, se describe un instrumento para sellar vasos que incluye un electrodo pivotante de forma triangular que es giratorio desde una primera posición para coagular tejido, a una segunda posición para cortar el tejido. Como se ha descrito en lo que antecede, el usuario debe confiar en la visualización directa y en la pericia para controlar los diversos efectos del sellado y el corte del tejido. Además, puesto que no hay medio de controlar la distancia de separación, existe el riesgo de que los electrodos del instrumento establezcan contacto entre sí, con independencia de la posición del electrodo de forma triangular, y produzcan un cortocircuito entre los electrodos que dé por resultado daños en el instrumento y/o en la fuente de energía conectada, por ejemplo, en un generador electroquirúrgico. Además, para cambiar la operación del instrumento de coagular a cortar, se debe retirar el instrumento de la zona de la operación y se ha de hacer girar el electrodo, aflojando para ello un tornillo prisionero, lo que hace que aumente el tiempo de duración y la complejidad del procedimiento.

Existe, por lo tanto, una necesidad de desarrollar un instrumento electroquirúrgico endoscópico que selle y separe de un modo efectivo y consistente el tejido vascular, y resuelva los antes mencionados problemas. Ese instrumento regula la distancia de separación entre los miembros de mordaza opuestos, reduce las posibilidades de cortocircuitos entre las mordazas opuestas durante la activación, y ayuda a la manipulación, el agarre y la sujeción del tejido antes de, y durante, la activación y la separación del tejido.

Sumario

De acuerdo con un aspecto de la presente exposición, un instrumento electroquirúrgico para sellar y dividir tejido incluye un alojamiento que tiene un eje unido al mismo, el cual define un eje geométrico longitudinal. Miembros de mordaza opuestos primero y segundo están acoplados al eje, teniendo el primer miembro de mordaza una superficie conductora y siendo movable con relación al segundo miembro de mordaza, y estando el segundo miembro de mordaza fijado con relación al eje y teniendo un electrodo conductor giratorio a lo largo del eje geométrico longitudinal. El electrodo giratorio incluye una superficie de sellar en un lado del mismo, y un borde de corte en un segundo lado del mismo. Una fuente de energía electroquirúrgica está conectada a cada miembro de mordaza, de tal modo que los miembros de mordaza son capaces de conducir energía a través del tejido sujeto entre ellos. El instrumento electroquirúrgico incluye también al menos un miembro de tope no conductor asociado para funcionamiento con al

menos uno de los miembros de mordaza primero y segundo, el cual controla la distancia, por ejemplo, una distancia de separación, entre los miembros de mordaza cuando se sujeta tejido entre ellos. En otro aspecto, la distancia de separación entre los miembros de mordaza es fija. La distancia de separación está típicamente comprendida entre aproximadamente 0,0254 mm movable y aproximadamente 0,1524 mm.

El instrumento electroquirúrgico incluye además un conjunto giratorio para hacer girar al electrodo del segundo miembro de mordaza y/o para hacer girar al segundo miembro de mordaza. El conjunto giratorio incluye un cuadrante indicador dispuesto dentro del alojamiento para establecer una posición deseada del electrodo y un tubo alargado dispuesto dentro del eje que copla el cuadrante indicador al electrodo. El cuadrante indicador orienta selectivamente al electrodo del segundo miembro de mordaza desde una primera posición operable, en la que la superficie de sellado del electrodo es en general paralela a la superficie conductora del primer miembro de mordaza para sellar tejido, a una segunda posición operable en la que el borde de corte del electrodo es en general perpendicular a la superficie conductora del primer miembro de mordaza para dividir tejido.

De acuerdo con otro aspecto de la presente exposición, los fórceps incluyen un alojamiento que tiene un eje unido al mismo, definiendo el eje un eje geométrico longitudinal. Miembros de mordaza opuestos primero y segundo están acoplados al eje. El primer miembro de mordaza incluye una superficie conductora, y es movable con respecto al segundo miembro de mordaza, y el segundo miembro de mordaza es fijo con respecto al eje e incluye un electrodo giratorio a lo largo del eje geométrico longitudinal. El electrodo giratorio incluye una superficie de sellado y un borde de corte. Al menos un miembro de tope no conductor está dispuesto en al menos uno de los miembros de mordaza primero y segundo, y el cual controla la distancia entre los miembros de mordaza cuando está sujeto el tejido entre ellos. Está incluido un conjunto giratorio que hace girar al electrodo del segundo miembro de mordaza desde una primera posición operable, en la que la superficie de sellado del electrodo es en general paralela a la superficie conductora del primer miembro de mordaza para sellar tejido, a una segunda posición operable en la que el borde de corte del electrodo es en general perpendicular a la superficie conductora del primer miembro de mordaza para dividir tejido.

Un método para sellar y dividir tejido utilizando un instrumento de acuerdo con el presente invento incluye los pasos de:

proporcionar un instrumento electroquirúrgico que comprende un alojamiento que tiene:

un eje unido al mismo, que define un eje geométrico longitudinal;

miembros de mordaza opuestos primero y segundo acoplados al eje, teniendo el primer miembro de mordaza una superficie conductora y siendo movable con respecto al segundo miembro de mordaza, y estando el segundo miembro de mordaza fijo con respecto al eje y teniendo un electrodo giratorio a lo largo del eje geométrico longitudinal, teniendo el electrodo giratorio una superficie de sellado y un borde de corte; y

al menos un miembro de tope no conductor dispuesto en al menos uno de los miembros de mordaza primero y segundo, el cual controla distancia entre los miembros de mordaza cuando está sujeto tejido entre ellos;

situar la superficie de sellado del electrodo giratorio ara que sea en general paralela a la superficie conductora del primer miembro de mordaza;

aproximar el tejido, cerrando para ello los miembros de mordaza primero y segundo;

aplicar energía electroquirúrgica a los miembros de mordaza primero y segundo para sellar el tejido;

abrir los miembros de mordaza primero y segundo y modificar la posición del electrodo de modo que el borde de corte quede en general perpendicular a la superficie conductora del primer miembro de mordaza; y

cerrar los miembros de mordaza primero y segundo sobre el sello en el tejido y aplicar energía electroquirúrgica para dividir el tejido en el sello.

Breve descripción de los dibujos

Se describen aquí varias realizaciones del instrumento de que se trata, con referencia a los dibujos, en los que:

La Fig. 1 es una vista en perspectiva de unos fórceps endoscópicos en la que se muestra un mango y un ejecutor final, de acuerdo con la presente exposición;

La Fig. 2A es una vista en perspectiva por la izquierda, ampliada, del conjunto ejecutor final con los miembros de mordaza representados en una configuración de abiertos para sellar vasos;

La Fig. 2B es una vista en perspectiva por la izquierda, ampliada, del conjunto ejecutor final con los miembros de mordaza representados en una configuración de abiertos para cortar vasos;

La Fig. 3A es una vista por un extremo del conjunto ejecutor final de la Fig. 2A, en la que se han representado las superficies conductoras en una configuración para sellar vasos;

La Fig. 3B es una vista por un extremo del conjunto ejecutor final de la Fig. 2B, en la que se han representado las superficies conductoras en una configuración para cortar vasos;

La Fig. 4 es una vista lateral, ampliada, del conjunto ejecutor final;

La Fig. 5 es una vista en perspectiva ampliada del conjunto giratorio;

La Fig. 6A es una vista en perspectiva ampliada de un lugar de sellado en un vaso tubular;

La Fig. 6B es un corte transversal longitudinal del lugar de sellado, dado a lo largo de la línea 6B-6B de la Fig. 6A; y

La Fig. 6C es una vista en corte transversal longitudinal del lugar de sellado de la Fig. 6A, después de la separación del vaso tubular.

Descripción detallada

Pasando ahora a las diversas figuras, se ha representado una realización de unos fórceps bipolares endoscópicos 10 para uso en varios procedimientos quirúrgicos, y que incluye en general un alojamiento 20, un conjunto de mango 30, un conjunto giratorio 80, y un conjunto ejecutor final 100, los cuales cooperan mutuamente para agarrar, sellar y dividir vasos tubulares y tejido vascular 150 (Fig. 6A). Aunque la mayor parte de los dibujos de las figuras representan unos fórceps bipolares 10 para uso en relación con procedimientos quirúrgicos endoscópicos, la presente exposición puede ser usada para procedimientos quirúrgicos de cirugía abierta, más tradicionales. Para los fines que aquí se persiguen, los fórceps 10 se describen en términos de un instrumento endoscópico, aunque está contemplado que una versión de los fórceps para cirugía abierta pueda también incluir los mismos o similares componentes y características operativas, como se describe en lo que sigue.

Los fórceps 10 incluyen un eje 12 que tiene un extremo distal 16 dimensionado para aplicarse mecánicamente al conjunto ejecutor final 100, y un extremo proximal 14 que se aplica mecánicamente al alojamiento 20. En los dibujos y en las descripciones que siguen, el término “proximal” se referirá, como es tradicional, al extremo de los fórceps 10 que está más próximo al usuario, mientras que el término “distal” se referirá al extremo que está más alejado del usuario. Además, el eje 12 define un eje geométrico longitudinal “A” a través de los fórceps 10.

Como se ve mejor en la Fig. 1, los fórceps 10 incluyen también un cable electroquirúrgico 310 que conecta los fórceps 10 con una fuente de energía electroquirúrgica, por ejemplo, con un generador (no representado). Se usan generadores tales como los comercializados por la firma Valleylab -una división de la Tyco Healthcare LP, con sede en Boulder, Colorado (EE.UU.), como fuente de energía electroquirúrgica, por ejemplo, el Generador Electroquirúrgico FORCE EZ™, el Generador Electroquirúrgico FORCE FX™, el FORCE 1C™, el Generador FORCE 2™, y el SurgiStat™ II. Uno de tales sistemas se ha descrito en la Patente de EE.UU. N° 6.033.399, de propiedad común, titulada “ELECTROSURGICAL GENERATOR WITH ADAPTIVE POWER CONTROL” (Generador Electroquirúrgico con Control de Potencia Adaptativo). Otros sistemas se han descrito en la Patente de EE.UU. N° 6.187.003, de propiedad común, titulada “BIPOLAR ELECTROSURGICAL INSTRUMENT FOR SEALING VESSELS” (Instrumento Electroquirúrgico Bipolar para Sellar Vasos).

El generador incluye varias características de seguridad y de actuaciones, que incluyen salida aislada y activación independiente de accesorios. El generador electroquirúrgico incluye características de la tecnología de Instant Response™ de Valley lab, las cuales proporcionan un sistema de realimentación avanzado para percibir los cambios en el tejido 200 veces por segundo y ajustar el voltaje y la corriente para mantener una potencia apropiada. Se cree que la tecnología Instant Response™ proporciona uno o más de los siguientes beneficios para el procedimiento quirúrgico:

- * Efecto clínico consistente para todo tipo de tejidos;
- * Dilatación térmica y riesgo de daños colaterales en tejidos reducidos;
- * Menor necesidad de “conectar el generador” y
- * Diseñado para un ambiente mínimamente invasivo.

El cable 310 está dividido internamente en una pluralidad de conductores 310a, 210b, 310c del cable, que cada uno transmite energía electroquirúrgica a través de sus respectivos caminos de alimentación a través de los fórceps 10 hasta el conjunto ejecutor final 100, como se explica con más detalle en lo que sigue.

El conjunto de mango 30 incluye un mango fijo 50 y un mango movable 40. El mango fijo 50 está asociado integralmente con el alojamiento 20, y el mango 40 es movable con respecto al mango 150, como se explica con más

detalle en lo que sigue en relación con la operación de los fórceps 10. El conjunto giratorio 80 puede estar asociado integralmente con el alojamiento 20, y es giratorio en aproximadamente 180 grados en uno u otro sentido, alrededor del eje geométrico longitudinal "A-A". Los detalles del conjunto giratorio 80 se describen con más detenimiento con respecto a las Fig. 2A, 2B, 3A, 3B y 5.

Como se ha mencionado en lo que antecede, el conjunto ejecutor final 100 está unido al extremo distal 16 del eje 12 e incluye un par de miembros de mordaza opuestos 110 y 120, como se ha ilustrado en las Figs. 2A y 2B. El mango movable 40 del conjunto de mango 30 está finalmente conectado a un conjunto de accionamiento (no representado) y los cuales, juntos, cooperan mecánicamente para comunicar movimiento a los miembros de mordaza 110 y 120 desde una posición de abiertos, en la que los miembros de mordaza 110 y 120 están dispuestos en relación de espaciados cada uno con respecto al otro, a una posición de pinzado o de cerrados, en la que los miembros de mordaza 110 y 120 cooperan para agarrar tejido 150 (Fig. 6B) entre ellos, o para cortar tejido (Fig. 6C). Las funciones específicas y las relaciones operativas de estos elementos y los diversos componentes de trabajo internos de los fórceps 10 se han descrito con más detalle en la Publicación de Patente concedida en común US 2004-0254573 A1, titulada "VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR USE WITH SMALL TROCARS AND CANULAS" (Sellador y Divisor de Vasos para Uso con Trocares Pequeños y Cánulas) de Dycus y otros.

Está contemplado que los fórceps 10 puedan ser diseñados de tal modo que sean total o parcialmente desechables, dependiendo de la finalidad particular que se persiga o de que se quiera conseguir un resultado particular. Por ejemplo, el conjunto ejecutor final 100 puede ser susceptible de aplicación selectiva y liberablemente con el extremo distal 16 del eje 12 y/o el extremo proximal 14 del eje 12 puede ser susceptible de aplicación selectiva y liberablemente con el alojamiento 20 y con el conjunto de mango 30. En cualquiera de estos dos casos, los fórceps 10 serían considerados como "parcialmente desechables" o "reemplazables", es decir, que un conjunto ejecutor final 100 nuevo o diferente (o un conjunto ejecutor final 100 y eje 12) reemplazan selectivamente al conjunto ejecutor final 100 antiguo, cuando sea necesario. Como puede apreciarse, las conexiones eléctricas que actualmente se exponen tendrían que ser alteradas para modificar el instrumento para unos fórceps reemplazables.

Como se ha ilustrado mejor en las Figs. 2A y 2B, el conjunto ejecutor final 100 incluye miembros de mordaza opuestos 110 y 120 que cooperan para agarrar efectivamente tejido 150 para fines de sellado, y para dividir el tejido 150 una vez sellado. El conjunto ejecutor final 100 está diseñado como un conjunto unilateral, es decir, que el miembro de mordaza 120 es fijo con respecto al eje 12, y el miembro de mordaza 110 pivota alrededor de un pasador de pivote 103, para agarrar el tejido 150.

Más en particular, el conjunto ejecutor final 100 unilateral incluye un miembro de mordaza estacionario o fijo 120 montado en relación de fijo con respecto al eje 12, y el miembro de mordaza pivotante 110 montado alrededor de un pasador de pivote 103 unido al miembro de mordaza estacionario 120. Un manguito 60 de movimiento alternativo está dispuesto para deslizamiento dentro del eje 12 y es operable a distancia mediante el conjunto de accionamiento (no representado). En la antes mencionada Publicación de Patente de EE.UU. US 2004-0254573 A1 se describe un ejemplo de un conjunto de accionamiento que puede ser utilizado para este fin. El miembro de mordaza pivotante 110 incluye un fiador o saliente 117 que se extiende desde el miembro de mordaza 110, a través de una abertura 62 dispuesta dentro del manguito de movimiento alternativo 60. El miembro de mordaza pivotante 110 es accionado mediante el deslizamiento del manguito 60 axialmente dentro del eje 12, de tal modo que un extremo distal 63 de la abertura 62 apoya a tope contra el fiador 117 sobre el miembro de mordaza pivotante 110 (véase la Fig. 4). Tirando del manguito 60 en dirección proximal, se cierran los miembros de mordaza 110 y 120 alrededor del tejido 150 cogido entre ellos, y empujando el manguito 60 en dirección distal se abren los miembros de mordaza 110 y 120 para fines de agarre.

Como se aprecia mejor en la Fig. 2A, el miembro de mordaza 110 incluye también un alojamiento de mordaza 116 que tiene un sustrato aislante o aislador 114 y una superficie conductora eléctrica 112. El aislador 114 está dimensionado, preferiblemente, para aplicarse con seguridad a la superficie de sellado conductora eléctrica 112. Esto puede conseguirse por estampación, por sobremoldeo, por sobremoldeo de una placa de sellado conductora eléctrica estampada, y/o por sobremoldeo de una placa de sello metálica moldeada por inyección.

Por todas estas técnicas de fabricación se produce el miembro de mordaza 110 que tiene una superficie conductora eléctrica 112 que está sustancialmente rodeada por un sustrato aislante 114. El aislador 114, la superficie de sellado conductora eléctrica 112 y el alojamiento de mordaza no conductor exterior 116 pueden estar dimensionados para limitar y/o reducir muchos de los efectos no deseables conocidos relacionados con el sellado de tejido, por ejemplo, el salto de arco, la dilatación térmica y la disipación de las corrientes parásitas. Como alternativa, está también contemplado que el miembro de mordaza 110 pueda ser fabricado de un material similar a la cerámica, y que la superficie conductora eléctrica 112 esté recubierta sobre los miembros de mordaza similares a cerámica 110.

Está contemplado que la superficie de sellado conductora eléctrica 112 pueda incluir también un borde periférico exterior que tenga un radio predefinido y que el aislador 114 encuentre a la superficie de sellado conductora eléctrica 112 a lo largo de un borde contiguo de la superficie de sellado 112 en una posición en general tangencial. Preferiblemente, en la interfaz, la superficie conductora eléctrica 112 está elevada en relación con el aislador 114. Estas y otras realizaciones contempladas se analizan en la Publicación de Patente de EE.UU. cedida en común pendiente de tramitación junto con la presente, WO 2002/080786 titulada "ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH REDUCES COLLATERAL DAMAGES TO ADJACENT TISSUE" (Instrumento Electroquirúrgico que Reduce los Daños Cola-

terales al Tejido Adyacente) de Johnson y otros, y en la Publicación de Patente de EE.UU. cedida en común pendiente de tramitación junto con la presente WO 2002/080785, titulada "ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH IS DESIGNED TO REDUCE THE INCIDENCE OF FLASHOVER" (Instrumento Electroquirúrgico que está Diseñado para Reducir la Incidencia de Saltos de Arco) de Johnson y otros.

El miembro de mordaza 120 incluye elementos similares a los del miembro de mordaza 110, tales como el alojamiento de mordaza 126, que tiene un aislador 124. A diferencia del miembro de mordaza 110, el miembro de mordaza 120 incluye un electrodo giratorio 122. El electrodo giratorio 122 tiene al menos dos posiciones operables. Una primera posición se emplea durante el sellado de vasos, y una segunda posición se emplea durante la división o corte de vasos. Como puede verse mejor en las Figs. 3A y 3B, el electrodo giratorio 122 incluye tres superficies, a saber: una primera superficie 134, una segunda superficie 136 y una tercera superficie 138.

Con referencia a la Fig. 3A, cuando está en una primera posición operable, la primera superficie 134 del electrodo 122 es en general y sustancialmente paralela a la superficie de sellado conductora 112 del primer miembro de mordaza 110. En esa posición, la primera superficie 134 y la superficie de sellado conductora 112 facilitarán el agarre del tejido. Al tener lugar la activación de energía electroquirúrgica y al ser aplicada presión dentro del margen previamente definido de aproximadamente 3 kg/cm² a aproximadamente 16 kg/cm² y al agarrar el tejido dentro de un margen de distancia de separación previamente definido de aproximadamente 0,0254 mm a aproximadamente 0,1524 mm, y preferiblemente desde aproximadamente 0,0508 mm a aproximadamente 0,1016 mm, el tejido dispensado entre los miembros de mordaza quedará sellado en una sola masa fundida con una demarcación limitada entre capas de tejido. Como se explica con más detalle en lo que sigue, una serie de miembros de tope están asociados operativamente con al menos uno de los miembros de mordaza para mantener una distancia de separación "G" (Fig. 6A) entre las superficies que contienen tejidos opuestas 112 y 134. Como se explica en la antes identificada Publicación de Patente de EE.UU. US 200-0254573 A1, el mango 40 y el mango fijo 50 incluyen un mecanismo de acción de leva que, al ser activado, mantiene la presión entre las superficies de sellado opuestas en un valor comprendido entre aproximadamente 3 kg/cm² y aproximadamente 16 kg/cm². La Publicación de Patente de EE.UU. US 2005-0203504 A1 y la Patente de EE.UU. N° 7.137.980 incluyen detalles que sirven de ejemplos relativos a los diversos parámetros eléctricos que han de ser estrechamente vigilados y controlados para optimizar el proceso de sellado de vasos, para varios grosores de tejido y tipos de tejido.

Con referencia a la Fig. 3B, la segunda superficie 136 y la tercera superficie 138 del electrodo 122 se encuentran para formar el borde de corte 130. Cuando se hacen girar los fórceps selectivamente a la segunda posición operable, el borde de corte 130 es en general perpendicular a una superficie de sellado 112. Cuando se mueven los miembros de mordaza 110, 120 a una posición de cerrados, el borde de corte 130 queda en estrecha proximidad a la superficie de sellado 112 para cortar o separar electromecánicamente el tejido sellado, como se describirá en relación con la Fig. 1C.

Como se ha mencionado en lo que antecede, el electrodo giratorio 122 (y/o el miembro de mordaza 110 de la superficie de sellado 112) incluye al menos uno, y preferiblemente una pluralidad, de miembros de tope 140 asociados operativamente con la primera superficie 134 del electrodo 122. Los miembros de tope 140 están configurados para definir un espacio de separación "G" (Fig. 6A) entre las superficies de sellado opuestas 112 y 134 de los miembros de mordaza 110 y 120 durante el sellado del tejido. Está contemplado que se puedan emplear una serie de miembros de tope 140 en uno o en los dos miembros de mordaza 110 y 120 (y/o en las superficies de sellado 112 y 134) dependiendo de la finalidad particular que se persiga o del resultado que se desee conseguir. Un estudio detallado de estos y otros miembros de tope 140 contemplados, así como de varios procesos de fabricación y montaje para unir y/o fijar los miembros de tope 140 a los miembros de mordaza 110, 120, se han descrito en la Publicación cedida en común y pendiente de tramitación juntamente con la presente, titulada "VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH NON CONDUCTING STOP MEMBERS" (Sellador y Divisor de Vasos con Miembros de Tope no Conductores) de Dycus y otros.

Los miembros de tope 140 están fijados/unidos al miembro o miembros de mordaza por estampación, por rociado térmico, por sobremoldeo y/o mediante un adhesivo. Los miembros de tope se proyectan desde aproximadamente 0,0254 mm hasta aproximadamente 0,1524 mm, y, preferiblemente, desde aproximadamente 0,0508 mm hasta aproximadamente 0,1016 mm desde la superficie que mira hacia el interior de al menos uno de los miembros de mordaza. Está contemplado que los miembros de tope puedan fabricarse de un material aislante, tal como de parileno, de nilón y/o de cerámica. Se han contemplado también otros materiales, por ejemplo, los polietilenos sindiotácticos, tales como el QUESTRA® fabricado por la DOW Chemical, el poliestireno sindiotáctico (SPS), el poli(tereftalato de butileno) (PBT), el policarbonato (PC) el Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS), la Poliftalamida (PPA), la Poliimida, el Poli(tereftalato de etileno) (PET), la Poliamida-imida (PAI), la Acrílica (PMMA), el Poliestireno (PS y HIPS), la Poliéter Sulfona (PES), la Policetona Alifática, el Copolímero de Acetal (POM), el Poliuretano (PU y TPU), la dispersión de Nilón con Óxido de Polifenileno, y el Acrilato de Acrilonitrilo Estireno.

Como se explica en detalle en lo que sigue y como se aprecia mejor en la Fig. 5, el electrodo giratorio 122 está diseñado para ser fijado al extremo de un tubo giratorio 162 que es parte del conjunto giratorio 80, de tal modo que la rotación del tubo 162, por m3dio del cuadrante indicador 82, comunicará rotación al electrodo 122. En contraste con la Publicación de Patente de EE.UU. US 2004-0254573 A1, el conjunto giratorio está diseñado para hacer que gire el electrodo 122 y no el conjunto ejecutor final 100. Más en particular, el tubo giratorio 162 incluye una ranura de guía alargada 160 dispuesta en una parte superior del mismo, que está dimensionada para conducir a lo largo de la misma

ES 2 317 347 T3

el conductor 310a. El conductor 210a lleva un primer potencial eléctrico a la mordaza movable 110. Como se explica con más detalle en lo que sigue, con respecto a las conexiones eléctricas internas de los fórceps, una segunda conexión eléctrica desde el conductor 310c es conducida a través de un tubo 160 al electrodo 134 del miembro de mordaza fija 120.

Los conductores eléctricos 310a, 310b, 310c y 311 son alimentados a través del alojamiento 20 por el cable electroquirúrgico 310. Más en particular, el cable electroquirúrgico 310 es alimentado a la parte inferior del alojamiento 20 a través del mango fijo 50. El conductor 310c se extiende directamente desde el cable 310 dentro del conjunto giratorio 80 y conecta con el electrodo 122 para conducir el segundo potencial eléctrico al miembro de mordaza fija 120. Los conductores 310a y 310b se extienden desde el cable 310 y conectan con el conmutador manual o con el conmutador de dos direcciones o de palanca 200. Las funciones específicas y las relaciones operativas de estos elementos y de los varios componentes de trabajo internos de los fórceps 10 se han descrito con más detalle en la Publicación de Patente de EE.UU. cedida en común y pendiente de tramitación junto con la presente US 2004-0254573 A1, titulada "VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR USE WITH SMALL TROCARS AND CANNULAS" (Sellador y Divisor de Vasos para Uso con Trocares Pequeños y Cánulas) de Dycus y otros.

Cuando se oprime el conmutador 200, se transfiere energía electroquirúrgica a través de los conductores 310a y 310c a los miembros de mordaza 110 y 12, respectivamente. Está contemplado que se pueda emplear un conmutador o circuito de seguridad (no representado) tal que el conmutador no pueda actuar a menos que los miembros de mordaza 110 y 120 estén cerrados y/o a menos que los miembros de mordaza 110 y 120 tengan sujeto entre ellos tejido 150. En este último caso, se puede emplear un sensor (no representado) para determinar si está sujeto tejido 150 entre ellos. Además, se pueden emplear otros mecanismos de sensor que determinen las condiciones quirúrgicas (es decir, durante la cirugía) y/o post quirúrgicas que concurren. Todavía otros mecanismos de sensor, por ejemplo, un conmutador de palanca o similar, pueden ser situados en el tubo 162 para determinar la posición relativa del electrodo 122, es decir, la activación del sellado o la activación del corte.

Los mecanismos de sensor pueden también ser utilizados con un sistema de realimentación de bucle cerrado acoplado al generador electroquirúrgico para regular la energía electroquirúrgica en base a una o más condiciones pre electroquirúrgicas, o quirúrgicas o post quirúrgicas concurrentes. Se han descrito varios mecanismos de sensor y sistemas de realimentación en la Patente de EE.UU. cedida en común, pendiente de tramitación junto con la presente, N° 7.137.980 titulada "METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR" (Método y Sistema para Controlar la Salida de un Generador de RF Médico), concedida con fecha 21 de noviembre de 2006.

Está contemplado que los conductores 310a y 310c del cable sean alimentados a través de respectivas mitades 82a y 82b del conjunto giratorio 80, de tal manera que permitan la rotación del eje 162 (por medio de la rotación del conjunto giratorio 80) en sentido a derechas o a izquierdas, sin enredos ni retorcimientos indebidos de los conductores 310a y 310c del cable. Más en particular, cada conductor 310a y 310c del cable es alimentado a través de una serie de ranuras contiguas, por ejemplo, 84, situadas en las dos mitades 82a y 82b del conjunto giratorio 80. Cada par de ranuras contiguas son lo suficientemente grandes como para permitir la rotación del conjunto giratorio 80 sin forzamiento ni enredo indebidos de los conductores 310a y 310c del cable. El camino de alimentación de los conductores del cable actualmente descrito está contemplado para permitir la rotación del conjunto de rotación aproximadamente 180 grados en uno u otro sentido, lo que, a su vez, hace girar al electrodo 122 desde una primera posición para sellar tejido a una segunda posición para cortar el tejido.

En las Figs. 6A a 6C se ha ilustrado el sellado y el corte de tejido empleando los fórceps 10 de acuerdo con la presente exposición. Antes de aproximar el tejido, el usuario seleccionará una posición operable del electrodo giratorio 122 por medio del conjunto giratorio 80. Aquí, se coloca el electrodo 122 en la primera posición operable para efectuar el sellado del vaso donde la primera superficie 134 es en general paralela a la superficie de sellado 112 (véase la Fig. 3A). Al oprimir el mango 40, se tira del manguito 80 de movimiento alternativo en la dirección proximal, lo que, a su vez, hace que la abertura 82 del manguito 60 se desplace en la dirección proximal al fiador 117 de leva y cierre el miembro de mordaza 110 con relación al miembro de mordaza 120. La carga del manguito de movimiento alternativo 60 es convertida en un par de torsión alrededor del pivote de mordaza 103. Como resultado, se puede transmitir una fuerza de cierre específica a los miembros de mordaza opuestos 110 y 120, comprendida entre aproximadamente 3 kg/cm² y aproximadamente 16 kg/cm².

Como puede apreciarse y como se ha analizado en la Publicación de Patente de EE.UU. N° US 2004-0254573 A1, la combinación única de la ventaja mecánica del pivote de centrado, juntamente con la fuerza de compresión asociada con el conjunto de accionamiento, facilitan y aseguran una presión de cierre consistente, uniforme y precisa, alrededor del tejido 150 dentro del margen de presiones de trabajo deseado de aproximadamente 3 kg/cm² a aproximadamente 16 kg/cm² y, preferiblemente, entre aproximadamente 7 kg/cm² y aproximadamente 13 kg/cm². Controlando la intensidad, la frecuencia y la duración de la energía electroquirúrgica aplicada al tejido 150, el usuario puede sellar el tejido. Como se ha mencionado en lo que antecede, dos factores mecánicos desempeñan un papel importante en la determinación del grosor resultante del tejido sellado, y en la eficacia del sellado 150, es decir, la presión aplicada entre los miembros de mordaza opuestos 110 y 120 y la distancia de separación "G" entre las superficies de sellado opuestas 112, 134 de los miembros de mordaza 110 y 120 durante el proceso de sellado. Sin embargo, el grosor del sello del tejido resultante 152 no puede ser controlado adecuadamente con solamente la fuerza, en otras palabras, con demasiada fuerza los dos miembros de mordaza 110 y 120 se tocarían y posiblemente se produciría un cortocircuito que haría que circulase poca

energía a través del tejido 150, dando así por resultado un mal sellado 152 del tejido. Una fuerza demasiado pequeña haría que el sellado 152 fuese demasiado grueso.

La aplicación de la fuerza correcta es también importante por otras razones: para oponer las paredes del vaso; para reducir la impedancia del tejido a un valor lo suficientemente bajo que permita que pase suficiente corriente a través del tejido 150; y para superar las fuerzas de dilatación durante el calentamiento del tejido, además de contribuir a la creación del grosor final requerido del tejido, lo que es una indicación de un buen sellado 150.

Como se ha mencionado en lo que antecede, al menos un miembro de mordaza, por ejemplo, el 120, puede incluir un miembro de tope 140 asociado operativamente con el mismo, que limite el movimiento de los dos miembros de mordaza opuestos 110 y 120 cada uno con relación al otro. Por ejemplo, el miembro de tope 140 puede extenderse desde la superficie de sellado 134 en una distancia predeterminada de acuerdo con las propiedades específicas del material (por ejemplo, la resistencia a la compresión, la dilatación térmica, etc.) para obtener una distancia de separación "G" consistente y precisa durante el sellado (Fig. 6A). La distancia de separación entre las superficies de sellado opuestas 112 y 114 durante el sellado varía desde aproximadamente 0,0254 mm hasta aproximadamente 0,1524 mm y, más preferiblemente, desde aproximadamente 0,0508 mm hasta aproximadamente 0,1016 mm.

Como alternativa, los miembros de tope no conductores 140 pueden ser moldeados sobre los miembros de mordaza 110 y 120 (por ejemplo, por sobremoldeo, por moldeo por inyección, etc.), estampados sobre los miembros de mordaza 110 y 120, o depositados (por ejemplo, por deposición) sobre los miembros de mordaza 110 y 120. Por ejemplo, una técnica comporta rociar térmicamente un material cerámico o de porcelana sobre la superficie del miembro de mordaza 110 y 120 para formar los miembros de tope 149. Están contempladas varias técnicas de rociado térmico, que comportan depositar un amplio margen de materiales resistentes al calor y aislantes sobre varias superficies, para crear miembros de tope para controlar la distancia de separación entre las superficies conductoras eléctricas 112 y 134.

Puesto que la energía se trasfiere selectivamente al conjunto ejecutor final 100 a través de los miembros de mordaza 110 y 120 y a través del tejido 150, se forma un sello 152 en el tejido aislando dos mitades del tejido 150a y 150b. En este punto, y con otros instrumentos de sellado de vasos conocidos, el usuario debe retirar y reemplazar los fórceps por un instrumento de corte (no representado), para dividir las mitades del tejido 150a y 150b a lo largo de una línea central aproximada B-B del sello 152 del tejido. Como puede apreciarse, esto a la vez que lleva tiempo es tedioso y puede dar por resultado una división inexacta del tejido a través del sello 152 del tejido, debido a la desalineación o a una colocación defectuosa del instrumento de corte a lo largo del plano de corte ideal del tejido, por ejemplo, de la línea central B-B.

Una vez formado el sello 152 en el tejido, se pueden abrir los miembros de mordaza 110 y 120 asiendo para ello de nuevo el mango 40. Una vez abiertos los miembros de mordaza, se mueve el electrodo giratorio 122 llevándolo a su segunda posición operable por medio del conjunto giratorio 80, donde el borde de corte 130 es en general perpendicular a la superficie de sellado 112. Una vez situado el electrodo 122, se vuelve a asir el mango 40 cerrando los miembros de mordaza 110 y 120 y llevando el borde de corte 130 a estrecha proximidad con la superficie de sellado 112 para dividir el tejido 150 a lo largo por el punto 154. El tejido puede ser cortado utilizando una acción de corte mecánica, una acción de corte electromecánica, o simplemente una acción de corte eléctrica, dependiendo de la finalidad particular que se persiga y dependiendo de la configuración particular del borde de corte 130.

Puede apreciarse que dado que los fórceps 10 pueden sellar y dividir el tejido sin retirar los fórceps 10 de la zona de la operación, se puede llevar a cabo más rápidamente el procedimiento previsto. Además, el sello 152 será dividido uniformemente, ya que el usuario no tendrá que situar el centro del sello después de insertar un instrumento diferente, por ejemplo, un instrumento de corte.

De lo expuesto en lo que antecede, y con referencia a los diversos dibujos de las figuras, quienes sean expertos en la técnica apreciarán que también se pueden efectuar ciertas modificaciones en la presente exposición sin rebasar el alcance de la misma. Por ejemplo, los fórceps 10 (y/o el generador electroquirúrgico usado en relación con los fórceps 10) pueden incluir un sensor o mecanismo de realimentación (no representado) que seleccione automáticamente la cantidad apropiada de energía electroquirúrgica para sellar efectivamente el tejido de las dimensiones particulares cogido entre los miembros de mordaza 110 y 120, y seleccionar subsiguientemente la energía apropiada para cortar el tejido selectivamente. El sensor o mecanismo de realimentación puede también medir la impedancia a través del tejido durante el sellado, y proporcionar un indicador (visual y/o audible) de que se ha creado un sello efectivo entre los miembros de mordaza 110 y 120. Ejemplos de tales sistemas de sensor se han descrito en la Patente de EE.UU. cedida en común N° 7.137.980 titulada "METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR" (Método y Sistema para Controlar la Salida del Generador de RF Médico), concedida con fecha 21 de noviembre de 2006.

Está contemplado que la superficie exterior del conjunto ejecutor final 100 pueda incluir un material a base de níquel, de recubrimiento por estampación, por moldeo por inyección metálica, que está diseñado para reducir la adherencia entre los miembros de mordaza 110 y 120 con el tejido circundante durante la activación y el sellado. Además, está también contemplado que las superficies conductoras 112 y 134 de los miembros de mordaza 110 y 120 pueden ser fabricadas de uno (o de una combinación de uno o más) de los siguientes materiales: cromo-níquel, nitruro de cromo, MedCoat 2000 fabricado por The Electrolyzing Corporation de OHIO (EE.UU.), Inconel 600 y aleación de estaño-níquel. Las superficies conductoras del tejido 112 y 134 pueden también ser recubiertas con uno o más de los

ES 2 317 347 T3

anteriores materiales para conseguir el mismo resultado, es decir, una “superficie no adherente”. Como puede apreciarse, reduciendo la intensidad con que se “adhiere” el tejido durante el sellado y el corte, se mejora la eficacia total del instrumento.

Una clase particular de materiales aquí descritos ha mostrado propiedades de no adherencia superiores y, en algunos casos, una calidad de sellado superior. Por ejemplo, los recubrimientos de nitruro que incluyen, aunque no quedan limitados a: TiN, ZrN, TiAlN, y CrN, son materiales preferidos usados para fines de no adherencia. El CrN se ha visto que es particularmente útil para fines de no adherencia debido a sus propiedades generales de superficie y a sus óptimas actuaciones. También se ha comprobado que otras clases de materiales reducen la adherencia en general. Por ejemplo, las aleaciones con alto contenido de níquel/cromo, con una relación de Ni/Cr de aproximadamente 5:1, se ha visto que reducen significativamente la adherencia en los instrumentos bipolares. Un material no adherente particularmente útil de esta clase es el Inconel 600. Los instrumentos bipolares que tienen superficies de sellado 112 y 134 hechas de, o recubiertas con, Ni200, Ni201 (-100% Ni), también han mostrado mejores actuaciones en cuanto a no adherencia sobre los electrodos de acero inoxidable bipolares típicos.

Como puede apreciarse, la colocación del conmutador 200 en los fórceps 10 tiene muchas ventajas. Por ejemplo, el conmutador 200 reduce la cantidad de cable eléctrico en la sala de operaciones, y elimina la posibilidad de que se active el instrumento equivocado durante un procedimiento quirúrgico, debido a la activación en la “línea de mira”. También está contemplado que el conmutador 200 pueda ser dispuesto en otra parte de los fórceps 10, por ejemplo, en el mango 150, en el conjunto giratorio 80, en el alojamiento 20, etc.

Está también contemplado que los fórceps puedan ser dimensionados para incluir un espacio de separación fijo dentro del margen de aproximadamente 0,0254 mm hasta aproximadamente 0,1524 mm, proporcionando para ello un miembro de tope en otra parte del conjunto ejecutor final, por ejemplo, proximal y/o distal a las superficies conductoras, en el alojamiento aislante 110 y/o 126, y/o como parte del pivote 103. Está además contemplado que la disposición de fiador 117 y abertura 62 pueda ser dimensionada para limitar la distancia entre las superficies conductoras 112 y 122.

Aunque en los dibujos se han representado varias realizaciones de la exposición, no se pretende que esta exposición quede limitada a ellas, ya que lo que se pretende es que la exposición sea entendida en cuanto a su alcance con tanta amplitud como permita la técnica, y que así sea igualmente leída la memoria descriptiva. Por lo tanto, la anterior descripción no deberá ser entendida como limitadora, sino simplemente como ejemplos de realizaciones preferidas. Quienes sean expertos en la técnica contemplarán otras modificaciones, dentro del alcance de las reivindicaciones que aquí se acompañan.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico (10) para sellar y dividir tejido, que comprende:

un alojamiento (20) que tiene un eje (12) unido al mismo, definiendo el eje (12) un eje geométrico longitudinal (A);

miembros de mordaza opuestos primero (110) y segundo (120), acoplados al eje (12), teniendo el primer miembro de mordaza (110) una superficie conductora (112) y siendo movable con relación al segundo miembro de mordaza (120), y estando el segundo miembro de mordaza (120) fijo con relación al eje (12), e incluyendo un electrodo (122) giratorio alrededor del eje geométrico longitudinal (A),

incluyendo el electrodo giratorio (122) una primera superficie (134) para sellar tejido, y una segunda superficie (130) para cortar tejido;

adaptado cada miembro de mordaza para ser conectado a una fuente (310) de energía electroquirúrgica, tal que los miembros de mordaza sean capaces de conducir selectivamente energía a través del tejido (150) sujeto entre ellos; y

al menos un miembro de tope no conductor (140) dispuesto en al menos uno de los miembros de mordaza primero (110) y segundo (120), que controla la distancia de separación entre los miembros de mordaza cuando está sujeto el tejido (150) entre ellos.

2. Un instrumento electroquirúrgico (10) de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un conjunto giratorio (80) que hace girar al electrodo (122) del segundo miembro de mordaza (120), asociado el conjunto giratorio (80) operativamente con el alojamiento (20) y accionable para establecer la orientación del electrodo (122) entre una primera posición operable para sellar tejido, y una segunda posición operable para cortar tejido.

3. Un instrumento electroquirúrgico (10) de acuerdo con la reivindicación 2, en el que cuando el electrodo (122) está dispuesto en la primera posición operable, una superficie de sellado (134) del electrodo (122) es en general paralela a la superficie conductora (112) del primer miembro de mordaza (110) para hacer posible el sellado del tejido al tener lugar la activación.

4. Un instrumento electroquirúrgico (10) de acuerdo con la reivindicación 2 ó 3, en el que cuando el electrodo (122) está dispuesto en la segunda posición operable, un borde de corte (130) del electrodo (122) es perpendicular a la superficie conductora (112) del primer miembro de mordaza (110), para hacer posible el corte del tejido.

5. Un instrumento electroquirúrgico (10) de acuerdo con la reivindicación 4, construido y dispuesto de tal modo que, en uso, la energía electroquirúrgica es conducida selectivamente entre el borde de corte (130) del electrodo (122) y la superficie conductora (112) del primer miembro de mordaza (110) para hacer posible el corte del tejido.

6. Un instrumento electroquirúrgico (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los miembros de tope (140) controlan la distancia entre las superficies conductoras eléctricas en un margen desde aproximadamente 0,0254 mm hasta aproximadamente 0,1524 mm.

7. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 6, en el que los miembros de tope controlan la distancia entre las superficies conductoras eléctricas desde aproximadamente 0,0508 mm hasta aproximadamente 0,1016 mm.

8. Un instrumento electroquirúrgico (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el al menos un miembro de tope no conductor (140) está dispuesto en la superficie de sellado (134) del electrodo giratorio.

9. Un instrumento electroquirúrgico (10) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además un conjunto de mango (30) que mantiene una presión de cierre de sellado de tejido en un margen desde aproximadamente 3 kg/cm² entre los miembros de mordaza primero (110) y segundo (120).

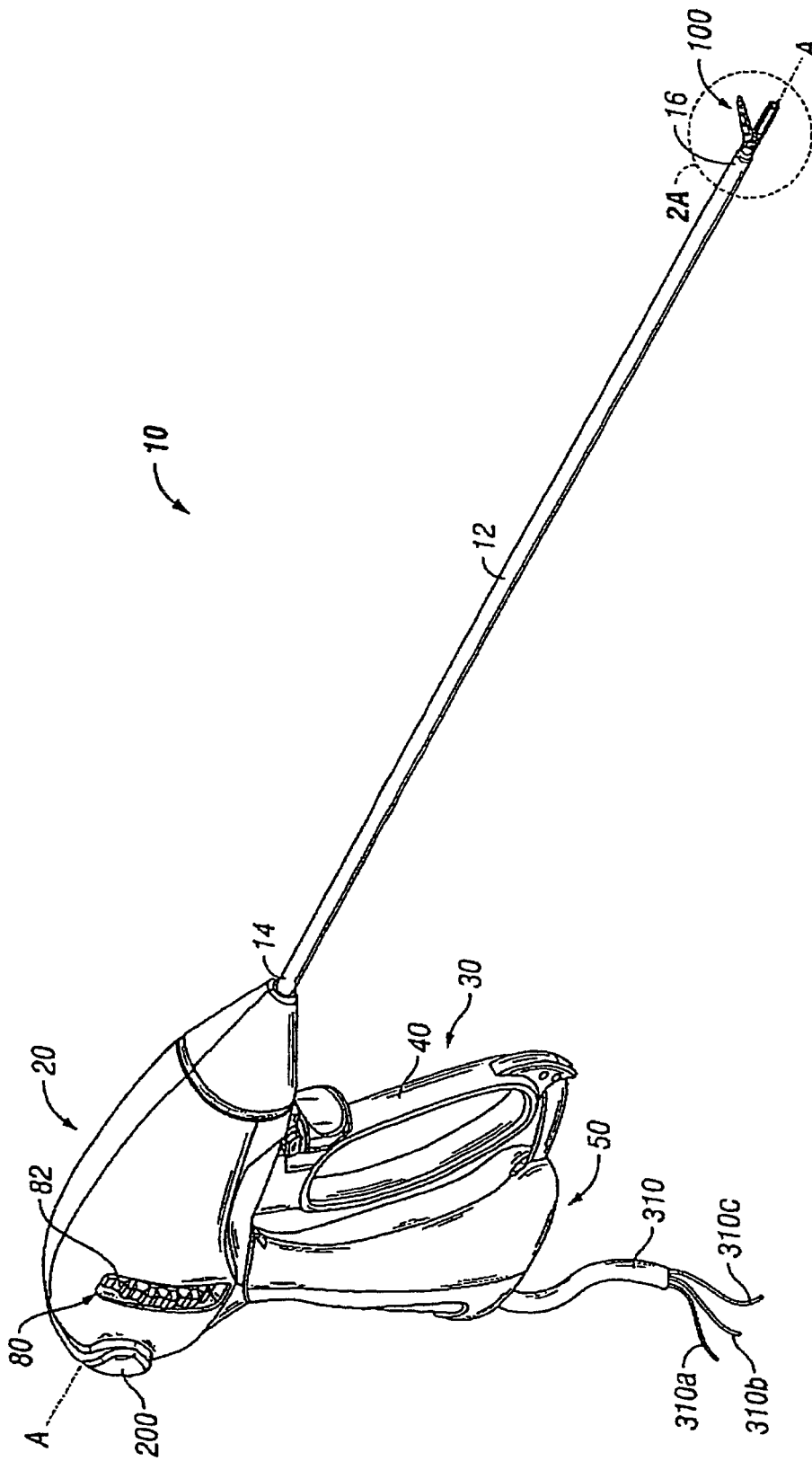


FIG. 1

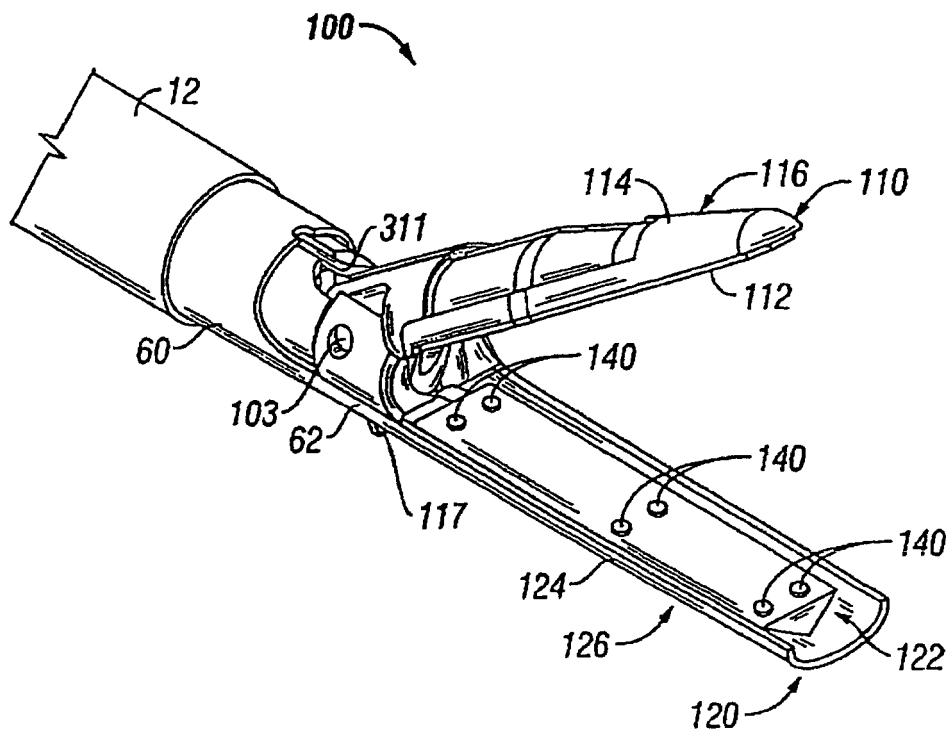


FIG. 2A

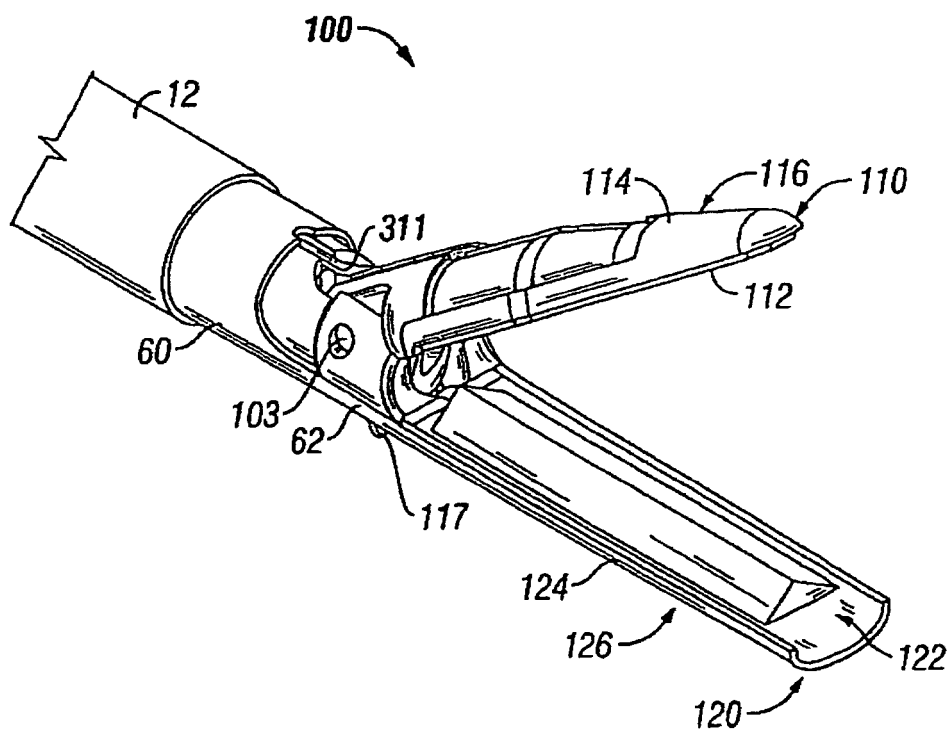


FIG. 2B

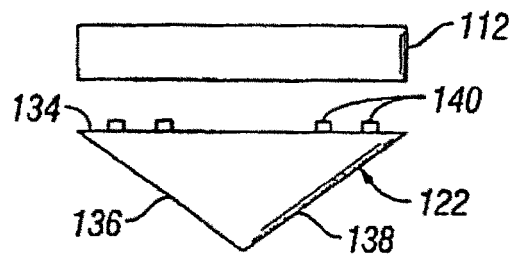


FIG. 3A

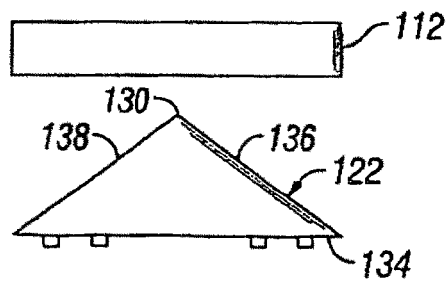


FIG. 3B

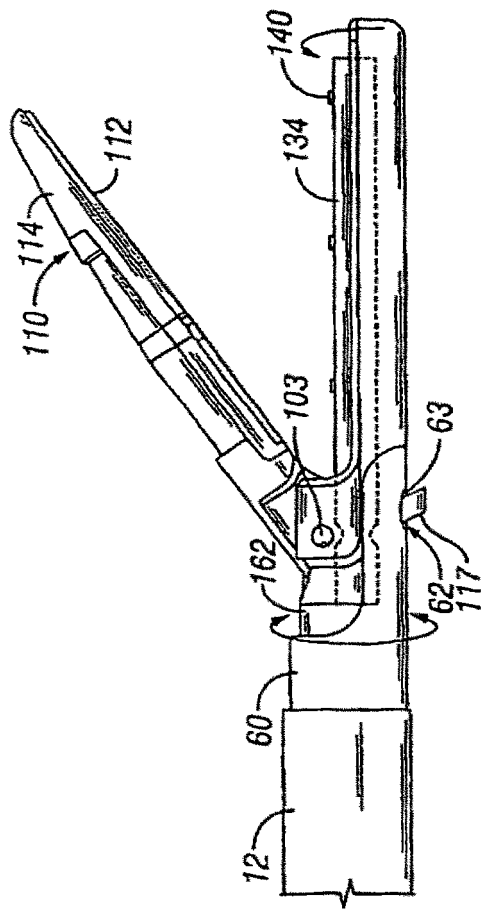


FIG. 4

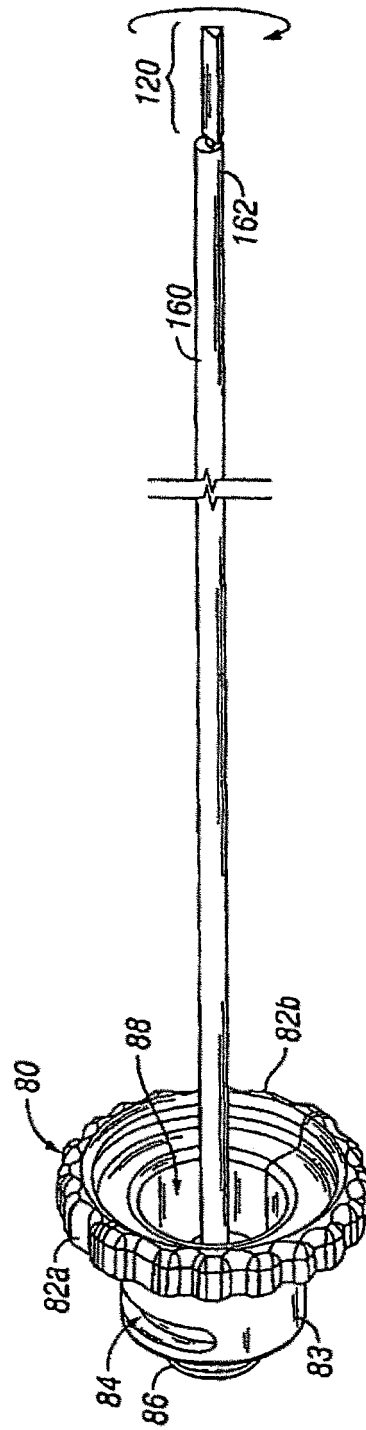


FIG. 5

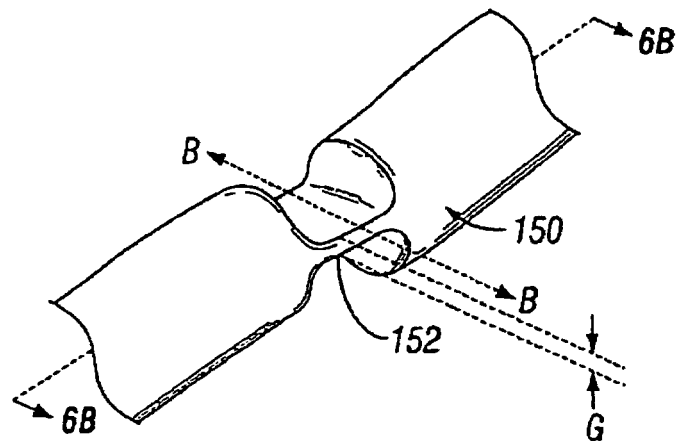


FIG. 6A

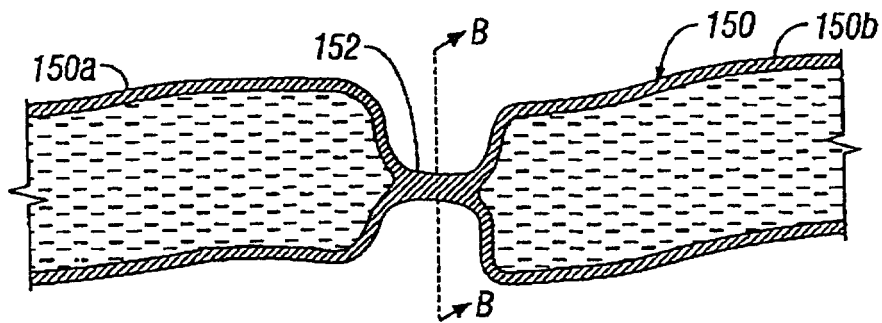


FIG. 6B

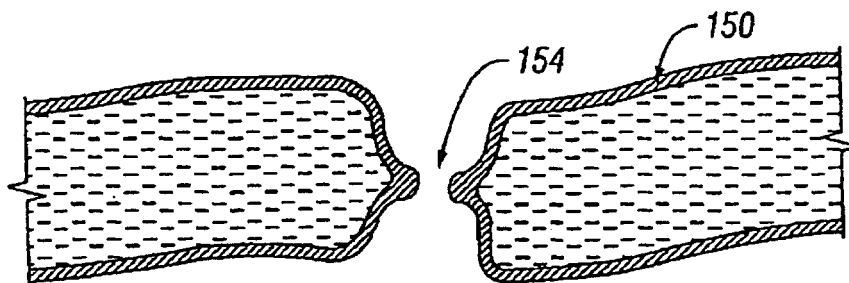


FIG. 6C