

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 438 172**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.09.2011 E 11183476 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.11.2013 EP 2436330**

54 Título: **Instrumento de sellado vascular**

30 Prioridad:

04.10.2010 US 897346

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

16.01.2014

73 Titular/es:

**COVIDIEN LP (100.0%)
15 Hampshire Street
Mansfield, MA 02048, US**

72 Inventor/es:

**ARTALE, RYAN C.;
ROY, JEFFREY M.;
MOUA, TONY;
BUTCHER, DENNIS W.;
DICKHANS, WILLIAM J.;
JOSEPH, DANIEL A.;
WAALER, LUKE;
PERRY, CYNTHIA M. y
COLLINS LONG, MEGAN MARIE**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 438 172 T3

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

DESCRIPCIÓN

Instrumento de sellado vascular

Antecedentes**1. Antecedentes de la técnica relacionada**

- 5 La presente descripción se refiere a fórceps que se utilizan para procedimientos quirúrgicos abiertos. Más en particular, la presente descripción se refiere a un fórceps que aplica corriente electroquirúrgica para sellar el tejido.

2. Campo técnico

10 Una pinza hemostática o fórceps es una herramienta simple de tipo pinza que utiliza la acción mecánica entre sus mordazas para oprimir los vasos y se utiliza comúnmente en procedimientos quirúrgicos abiertos para agarrar, diseccionar y / o sujetar el tejido. Los fórceps electroquirúrgicos utilizan tanto la acción de sujeción mecánica como la energía eléctrica para efectuar la hemostasia calentando el tejido y los vasos sanguíneos para coagular, cauterizar y / o sellar el tejido.

15 Ciertos procedimientos quirúrgicos requieren sellar y cortar vasos sanguíneos o tejido vascular. Varios artículos de revistas han descrito métodos para sellar pequeños vasos sanguíneos utilizando electrocirugía. Un artículo titulado Estudios sobre la Coagulación y el Desarrollo de un Coagulador Bipolar Computarizado Automático, J. Neurosurg., Volumen 75, Julio 1991, describe un coagulador bipolar que se utiliza para sellar pequeños vasos sanguíneos. El artículo establece que no es posible coagular con seguridad arterias con un diámetro mayor de 2 a 2,5 mm. Un segundo artículo que se titula Electrocoagulación Bipolar Controlada Automáticamente - "COA - COMP", Neurosurg. Rev. (1984), páginas 187 - 190, describe un método para finalizar el suministro de energía electroquirúrgica al vaso, de modo que se puede evitar la carbonización de las paredes del vaso.

20 Mediante la utilización de un fórceps electroquirúrgico, un cirujano puede cauterizar, coagular / desecar, reducir o retardar el sangrado y / o sellar vasos mediante el control de la intensidad, frecuencia y duración de la energía electroquirúrgica aplicada al tejido. En general, la configuración eléctrica de los fórceps electroquirúrgicos se pueden categorizar en dos clasificaciones: 1) fórceps electroquirúrgicos monopolares; y 2) fórceps electroquirúrgicos bipolares.

25 Los fórceps monopolares utilizan un electrodo activo asociado con el efector final de sujeción y un electrodo de retorno remoto del paciente o almohadilla que típicamente está unida externamente al paciente. Cuando se aplica energía electroquirúrgica, la energía se desplaza desde el electrodo activo al lugar quirúrgico, a través del paciente y al electrodo de retorno.

30 Los fórceps bipolares electroquirúrgicos utilizan dos electrodos generalmente opuestos que están dispuestos en las superficies opuestas interiores de los efectores extremos y ambos de los cuales están acoplados eléctricamente a un generador electroquirúrgico. Cada electrodo se carga con un potencial eléctrico diferente. Puesto que el tejido es conductor de la energía eléctrica, cuando se utilizan los efectores para agarrar el tejido entre los mismos, la energía eléctrica puede ser transferida selectivamente a través del tejido.

35 Con el fin de efectuar un sellado apropiado con vasos mayores, dos parámetros mecánicos predominantes deben ser controlados con precisión: la presión aplicada al vaso y la distancia de separación entre los electrodos, afectando ambos el grosor del vaso sellado. Más en particular, la aplicación precisa de la presión es importante para oponerse a las paredes del vaso, para reducir la impedancia del tejido a un valor suficientemente bajo que permita que suficiente energía electroquirúrgica pase a través del tejido, para vencer las fuerzas de expansión durante el calentamiento del tejido y para contribuir al grosor final del tejido, lo cual es una indicación de un buen sellado. Se ha determinado que una pared de vaso fusionada es óptima entre 0,0254 mm y 0,152 mm (0,001 y 0,006 pulgadas). Por debajo de este intervalo, el sello puede ser destruido o rasgado, y por encima de este intervalo, los lúmenes pueden no ser sellados apropiadamente o con efectividad.

45 Con respecto a un vaso más pequeño, la presión aplicada al tejido tiende a ser menos relevante cuando la distancia de separación entre las superficies conductoras eléctricamente se hace más significativa para un sellado efectivo. En otras palabras, las posibilidades de que las dos superficies conductoras de la electricidad se toquen durante la activación se incrementa conforme los vasos se hacen más pequeños.

50 Los métodos electroquirúrgicos pueden ser capaces de sellar vasos mayores utilizando una curva de potencia electroquirúrgica adecuada, acoplada a un instrumento capaz de aplicar una gran fuerza de cierre a las paredes de los vasos. Se cree que el proceso de coagular pequeños vasos es fundamentalmente diferente del sellado vascular electroquirúrgico. Para los fines de la presente memoria descriptiva, "coagulación" se define como un proceso de desecación del tejido, en el que las células del tejido se rompen y se secan y el sellado vascular se define como el proceso de licuar el colágeno del tejido de manera que lo reforma en una masa fusionada. Por lo tanto, la coagulación de vasos pequeños es suficiente para cerrarlos permanentemente. Los vasos mayores necesitan ser sellados para asegurar un cierre permanente.

55

Se han propuesto numerosos fórceps bipolares electroquirúrgicos en el pasado para diversos procedimientos quirúrgicos abiertos. Sin embargo, algunos de estos diseños pueden no proporcionar una presión uniformemente reproducible al vaso sanguíneo y pueden dar como resultado un sello inefectivo o no uniforme. Por ejemplo, la patente norteamericana número 2.176.479 de Willis, las patentes norteamericanas números 4.005.714 y 4.031.898 de Hildebrandt, las patentes norteamericanas números. 5.827.274, 5.290.287 y 5.312.433 de Boebel et al., las patentes norteamericanas números 4.370.980, 4.552.143, 5.026.370 y 5.116.332 de Lottick, la patente norteamericana número 5.443.463 de Stern et al., la patente norteamericana número 5.484.436 de Eggers et al., y la patente norteamericana número 5.951.549 de Richardson et al., se refieren todas a instrumentos electroquirúrgicos para coagular, cortar y / o sellar vasos o tejido.

Muchos de estos instrumentos incluyen miembros de cuchilla o miembros de corte que simplemente cortan tejido de una manera mecánica y / o electromecánica y son relativamente ineficaces para los propósitos de sellado vascular. Otros instrumentos se basan solamente en la presión de sujeción para adquirir el grosor de sellado adecuado y no están diseñados para tener en cuenta las tolerancias de separación y / o los requisitos de paralelismo y de aplanamiento, que son parámetros que, si se controlan adecuadamente, pueden asegurar un sellado del tejido coherente y eficaz. Por ejemplo, se sabe que es difícil controlar adecuadamente el grosor del tejido sellado resultante controlando solamente de la presión de sujeción por cualquiera de dos razones : 1) si se aplica demasiada fuerza, hay una posibilidad de que los dos polos se toquen y la energía no será transferida a través del tejido dando como resultado un sellado ineficaz; o 2) si se aplica una fuerza demasiado baja, se crea un sello más grueso y menos fiable.

El documento US 2005 / 0154387A 1 describe un fórceps electroquirúrgico abierto para el sellado de tejido que incluye un par de miembros de eje primero y segundo, teniendo cada uno de ellos un miembro de mordaza dispuesto en un extremo distal del mismo. Los miembros de mordaza son móviles desde una primera posición en relación de separación de uno en relación con el otro hasta al menos una posición subsiguiente en la que los miembros de mordaza cooperan para agarrar tejido entre ellos. Cada uno de los miembros de mordaza incluye una placa de sellado conductora eléctricamente para transmitir la energía electroquirúrgica a través del tejido que está sostenido entre ellos. Al menos uno de los miembros de mordaza incluye un canal de cuchilla definido a lo largo de una longitud del mismo, que está dimensionado para producir un movimiento alternativo de una hoja de corte a lo largo del mismo. Hay incluido un actuador que está conectado operativamente a uno de los miembros de eje y hace avanzar selectivamente el mecanismo de corte desde una primera posición en la que la hoja de corte está dispuesta proximal al tejido sostenido entre los miembros de mordaza hasta al menos a una posición subsiguiente en la que la hoja de corte está dispuesta distal al tejido sostenido entre los miembros de mordaza. La hoja de corte es una hoja de corte flexible, generalmente en forma de reloj de arena que tiene una muesca dispuesta generalmente en la mitad de su longitud, que facilita el desplazamiento distal de la cuchilla dentro del canal de la cuchilla.

Sumario

De acuerdo con una realización de la presente descripción, un instrumento electroquirúrgico bipolar incluye un primer y segundo ejes, teniendo cada uno de ellos un miembro de mordaza que se extiende desde su extremo distal y una empuñadura dispuesta en su extremo proximal para efectuar el movimiento de los miembros de mordaza uno con relación al otro alrededor de un pivote desde una primera posición en la que los miembros de mordaza están dispuestos en relación espaciada uno con el otro a una segunda posición en la que los miembros de mordaza cooperan para agarrar tejido. Cada miembro de mordaza está adaptado para conectarse a una fuente de energía electroquirúrgica de tal manera que los miembros de mordaza pueden conducir selectivamente la energía a través del tejido sujeto entre los mismos para efectuar un sellado del tejido. Al menos uno de los miembros de mordaza incluye un canal de cuchilla definido a lo largo de su longitud. El canal de la cuchilla está configurado para producir un movimiento alternativo de un mecanismo de corte a lo largo de su longitud para cortar el tejido que está agarrado entre los miembros de mordaza. El instrumento también incluye un actuador para hacer avanzar selectivamente el mecanismo de corte desde una primera posición en la que el mecanismo de corte está dispuesto proximal al tejido agarrado entre los miembros de mordaza a por lo menos una posición subsiguiente, en la que el mecanismo de corte está dispuesto distal al tejido agarrado entre los miembros de mordaza. El instrumento también incluye un conmutador dispuesto en el primer eje. El conmutador está configurado para ser presionado entre una primera posición y al menos una posición subsiguiente con una aplicación de forzamiento con una interfaz mecánica dispuesta sobre el segundo eje cuando se produce el movimiento de los miembros de mordaza desde la primera posición a la segunda posición. La primera posición del conmutador transmite información al usuario que se corresponde con la presión deseada sobre el tejido agarrado entre los miembros de mordaza y la al menos una posición subsiguiente está configurada para activar la fuente de energía electroquirúrgica para suministrar energía electroquirúrgica a los miembros de mordaza.

De acuerdo con otra realización de la presente descripción, un instrumento electroquirúrgico bipolar incluye ejes primero y segundo, teniendo cada uno de ellos un miembro de mordaza que se extiende desde su extremo distal y una empuñadura dispuesta en su extremo proximal para efectuar el movimiento de los miembros de mordaza uno con relación al otro alrededor de un pivote desde una primera posición en la que los miembros de mordaza están dispuestos en relación espaciada uno con el otro, a una segunda posición en la que los miembros de mordaza cooperan para agarrar el tejido. Cada miembro de mordaza está adaptado para conectarse a una fuente de energía electroquirúrgica de tal manera que los miembros de mordaza pueden conducir selectivamente la energía a través

del tejido que está sujeto entre ellos para efectuar un sellado del tejido. Un canal de cuchilla está definido a lo largo de una longitud de uno o ambos miembros de mordaza. El canal de la cuchilla está configurado para producir un movimiento alternativo de un mecanismo de corte a lo largo del mismo para cortar el tejido agarrado entre los miembros de mordaza. El instrumento también incluye un actuador para hacer avanzar selectivamente el mecanismo de corte desde una primera posición en el que el mecanismo de corte está dispuesto proximal al tejido agarrado entre los dos miembros de mordaza a al menos una posición subsiguiente en la que el mecanismo de corte está dispuesto distal al tejido agarrado entre los miembros de mordaza. El instrumento también incluye un conmutador dispuesto en el primer eje. El conmutador está configurado para ser presionado entre al menos dos posiciones con la aplicación forzada con el segundo eje después del movimiento de los miembros de mordaza desde la primera posición a la segunda posición. El conmutador genera una primera respuesta táctil al producirse el movimiento a la primera posición del conmutador y una respuesta táctil subsiguiente después del movimiento a la al menos una posición subsiguiente del conmutador. La primera respuesta táctil transmite información al usuario que corresponde a una presión predeterminada sobre el tejido agarrado entre los miembros de mordaza y la respuesta táctil subsiguiente está configurada para activar la fuente de energía electroquirúrgica para suministrar energía electroquirúrgica a los miembros de mordaza.

De acuerdo con otra realización de la presente descripción, un instrumento electroquirúrgico bipolar incluye ejes primero y segundo, teniendo cada uno de ellos un miembro de mordaza que se extiende desde su extremo distal y una empuñadura dispuesta en su extremo proximal para efectuar el movimiento de los miembros de mordaza uno con relación al otro alrededor desde una primera posición en la que los miembros de mordaza están dispuestos en relación espaciada uno con el otro, a una segunda posición en la que los miembros de mordaza cooperan para agarrar el tejido. Cada miembro de mordaza está adaptado para conectarse a una fuente de energía electroquirúrgica de tal manera que los miembros de mordaza pueden conducir selectivamente la energía a través del tejido que está sujeto entre ellos para efectuar un sellado del tejido. El instrumento también incluye un conmutador dispuesto en el primer eje. El conmutador está configurado para ser presionado entre al menos dos posiciones después de la aplicación con el segundo eje después del movimiento de los miembros de mordaza desde la primera posición a la segunda posición. El conmutador genera una primera respuesta táctil al producirse el movimiento a la primera posición del conmutador y una respuesta táctil subsiguiente después del movimiento a la al menos una posición subsiguiente del conmutador. La primera respuesta táctil transmite información al usuario que corresponde a una presión predeterminada sobre el tejido agarrado entre los miembros de mordaza y la respuesta táctil subsiguiente está configurada para activar la fuente de energía electroquirúrgica para suministrar energía electroquirúrgica a los miembros de mordaza.

Un usuario que opera las empuñaduras para cerrar los miembros de mordaza puede discernir una resistencia al cierre de los miembros de mordaza cuando el conmutador se mueve a la primera posición que es mayor que la resistencia anterior para mover las empuñaduras juntas para cerrar los miembros de mordaza antes de la aplicación con el conmutador y el usuario es puede discernir una mayor resistencia al movimiento de las empuñaduras juntas para cerrar los miembros de mordaza cuando el conmutador se mueve a la posición subsiguiente, en la que la resistencia es producida por la configuración del conmutador y su resistencia a ser apretado.

El conmutador es desactivado en la primera posición y es activado en la posición subsiguiente.

El conmutador puede estar dispuesto en un extremo proximal del primer eje. También pueden sobresalir a través de una abertura en el primer eje.

El conmutador está configurado para moverse a la posición subsiguiente una vez se aplica una presión de cierre deseada entre los miembros de mordaza al mover los empuñaduras juntos. La presión de cierre deseada puede estar en el intervalo de 3 kg / cm^2 a 16 kg / cm^2 .

Breve descripción de los dibujos

Varias realizaciones del instrumento objeto se describen en la presente memoria descriptiva con referencia a los dibujos, en los que :

La figura 1 es una vista derecha en perspectiva de un fórceps de acuerdo con una realización de la presente descripción;

La figura 2 es una vista en despiece ordenado del fórceps de la figura 1;

La figura 3A es una vista en despiece ordenado de un conjunto de efector final del fórceps de la figura 1;

La figura 3B es una vista en sección transversal del conjunto de efector final del fórceps de la figura 1;

La figura 4A es una vista lateral del fórceps de la figura 1 con partes eliminadas parcialmente para mostrar la conexión eléctrica entre el conmutador y el conjunto de efector final;

La figura 4B es una vista izquierda en perspectiva de un miembro de mordaza del conjunto de efector final de la figura 1;

La figura 4C es una vista izquierda en perspectiva de un miembro de mordaza del conjunto de efector final de la figura 1; y

Las figuras. 5A - 5C son vistas laterales del fórceps de la figura 1 que ilustra la actuación del mismo entre las posiciones abierta y cerrada; y

- 5 La figura 6 es una vista lateral de una cuchilla para uso con el fórceps de la figura 1 de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

Descripción detallada

10 Haciendo referencia inicialmente a las figuras 1 y 2, un fórceps 10 para su uso en procedimientos quirúrgicos abiertos incluye porciones alargadas de eje 12a y 12b, teniendo cada una de ellas un extremo proximal 14a, 14b y un extremo distal 16a y 16b, respectivamente. En los dibujos y en la descripción que sigue, el término "proximal", como es tradicional, se referirá al extremo del fórceps 10 que está más cerca del usuario, mientras que el término "distal" se referirá al extremo que está más lejos del usuario.

15 El fórceps 10 incluye un conjunto de efector final 100 que está unido a los extremos distales 16a y 16b de los ejes 12a y 12b, respectivamente. El conjunto de efector final 100 incluye un par de miembros de mordaza opuestos 110 y 120 que están conectados de forma pivotante y móvil uno en relación con el otro alrededor de un pivote 65 (figura 2) para agarrar el tejido. El pivote 65 está dispuesto en un extremo proximal del miembro de mordaza 120 e incluye mitades opuestas 65a y 65b dispuestas en los lados opuestos de un canal 126 (figura 4C) que está configurado para facilitar el movimiento alternativo de un mecanismo de corte o cuchilla 85 a través del mismo (figura 2), como se explica en detalle a continuación.

20 Cada eje 12a y 12b incluye una empuñadura 15 y 17, respectivamente, dispuesta en el extremo proximal 14a y 14b del mismo. Cada empuñadura 15 y 17 define un agujero de dedo 15a y 17a, respectivamente, a través del mismo para recibir un dedo del usuario. Las empuñaduras 15 y 17 facilitan el movimiento de los ejes 12a y 12b uno con relación al otro, lo cual, a su vez, hace pivotar los miembros de mordaza 110 y 120 desde una posición abierta en la que los miembros de mordaza 110 y 120 están dispuestos en relación de separación uno con el otro, a una posición de sujeción o cerrada en la que los miembros de mordaza 110 y 120 cooperan para agarrar el tejido entre ellos.

30 Como se ve mejor en la figura 2, el eje 12a está construido por dos componentes, es decir, 12a1 y 12a2, que se acoplan uno con el otro para formar el eje 12a. Del mismo modo, el eje 12b está construido por dos componentes, es decir, 12b1 y 12b2, que se acoplan uno con el otro para formar el eje 12b. En algunas realizaciones, las mitades de componentes 12a1 y 12a2 y las mitades de componentes 12b1 y 12b2 están soldadas ultrasónicamente una a la otra en una pluralidad de diferentes puntos de soldadura y / o se pueden acoplar mecánicamente una a la otra por cualquier método adecuado, incluyendo fijación por salto elástico, adhesivo, unión, etc.

35 La disposición del eje 12b es ligeramente diferente de la del eje 12a. Más en particular, el eje 12a es generalmente hueco para alojar la cuchilla 85 y un mecanismo de actuación 40. El mecanismo de actuación 40 está asociado operativamente con un gatillo 45 que tiene miembros de empuñadura 45a y 45b dispuestos en lados opuestos del eje 12a para facilitar la operación del gatillo 45 con la mano izquierda y con la mano derecha. El gatillo 45 está asociado operativamente con una serie de elementos inter - cooperantes adecuados (por ejemplo, la figura 2 muestra un enlace de gatillo 43, un cuchilla 41 empujando el enlace, un resorte 49, y un enlace de anti - despliegue 47) configurados para cooperar mecánicamente (no se muestra explícitamente) para actuar sobre la cuchilla 85 a través del tejido agarrado entre los miembros de mordaza 110 y 120 tras el actuación del gatillo 45. Los miembros de empuñadura 45a y 45b operan de manera idéntica de tal forma que el uso de cualquiera de los miembros de empuñadura 45a y 45b opera el gatillo 45 para mover con movimiento alternativo la cuchilla 85 a través del canal 115 de la cuchilla (figura 5C). Además, el extremo proximal 14b del eje 12b incluye una cavidad 13 de conmutador que sobresale de una superficie 23b orientada hacia dentro del eje 12b y configurada para asentar un conmutador presionable 50 en la misma (y los componentes eléctricos asociados con la misma). El conmutador 50 se alinea con una superficie 23a orientada hacia dentro opuesta al extremo proximal 14a del eje 12a, de manera que con la aproximación de los ejes 12a y 12b uno hacia el otro, el conmutador 50 está presionado en aplicación de empuje con la superficie opuesta orientada hacia adentro 23a del extremo proximal 14a del eje 12a.

45 Como se muestra en la figura 1, un cable electroquirúrgico 210 que tiene un enchufe 200 en su extremo proximal conecta el fórceps 10 a un generador electroquirúrgico (no mostrado). Más específicamente, el extremo distal del cable 210 está sujeto de forma segura al eje 12b por un conector proximal 19 del eje y el extremo proximal del cable 210 incluye un enchufe 200 que tiene clavijas 202a, 202b, y 202c que están configuradas para aplicarse eléctricamente y mecánicamente al generador electroquirúrgico.

55 Las porciones de agarre del tejido de los miembros de mordaza 110 y 120 son generalmente simétricas e incluyen características de componentes similares que cooperan para permitir la rotación fácil alrededor del pivote 65 para efectuar el agarre y sellado del tejido. Como resultado, y a menos que se indique lo contrario, el miembro de mordaza 110 y las características operativas asociadas con el mismo se describen inicialmente en la presente memoria descriptiva con detalle y las características similares de los componentes con respecto al miembro de mordaza 120 se resumirán brevemente aquí y a continuación.

Con referencia a las figuras 3 A y 3B, el miembro de mordaza 110 incluye un alojamiento exterior 116a, aisladores de plástico no conductores primero y segundo 108a y 114a, y una superficie de sellado conductora eléctricamente 112a. Los aisladores primero y segundo 108a y 114a están sobremoldeados sobre la mordaza del alojamiento 116a en un proceso de sobremoldeo de dos ciclos. Más específicamente, el primer aislador 108a es sobremoldeado sobre el alojamiento 116a de la mordaza para aislar eléctricamente el alojamiento 116a de la mordazas con respecto a la superficie de sellado 112a y el segundo aislador 114a es sobremoldeado sobre el alojamiento 116a de la mordaza para asegurar la superficie de sellado conductora eléctricamente 112a al mismo. Esto se puede conseguir por estampación, por sobremoldeo, por sobremoldeo de una superficie de sellado estampada, y / o por sobremoldeo de una superficie de sellado moldeada por inyección de metal. Los miembros de mordaza 110 y 120 están hechos de un material conductor. En algunas realizaciones, los miembros de mordaza 110 y 120 están recubiertos con polvo con un recubrimiento aislador para reducir las concentraciones de corrientes parásitas durante el sellado.

Como se muestra mejor por la vista en sección transversal de la figura 3B, la superficie de sellado conductora eléctricamente 112a del miembro de mordaza 110 sobresale desde el alojamiento 116a de la mordaza y el segundo aislador 114a de tal manera que el tejido es agarrado por las superficies de sellado opuestas conductoras eléctricamente 112a y 112b cuando los miembros de mordaza 110 y 120 están en la posición cerrada.

De manera similar, el miembro de mordaza 120 incluye elementos similares que se corresponden con el miembro de mordaza 110 incluyendo: un alojamiento exterior 116b, aisladores de plástico primero y segundo 108b y 114b, y una superficie de sellado conductora eléctricamente 112b que sobresale desde el alojamiento 116b de la mordaza y el segundo aislador 114b. Como se ha descrito más arriba con respecto al miembro de mordaza 110, el primer aislador 108b aísla eléctricamente el alojamiento 116b de la mordaza con respecto a la superficie de sellado 112b y el segundo aislador 114b asegura la superficie de sellado 112b al alojamiento 116b de la mordaza. Los aisladores 114a y 114b se extienden a lo largo de toda la longitud de los miembros de mordaza 110 y 120, respectivamente, para reducir los trayectos de corriente alterna o parásita durante el sellado. En algunas realizaciones, cada una de las superficies de sellado 112a y 112b puede incluir un borde periférico exterior que tiene un radio tal que cada aislador 114a y 114b se encuentra con la superficie de sellado respectiva 112a y 112b a lo largo de un borde contiguo que es generalmente tangencial al radio y / o se lo encuentra a lo largo del radio.

Como se muestra en las figuras 3A y 3B, al menos uno de los miembros de mordaza, por ejemplo, el miembro de mordaza 120, incluye al menos un miembro de tope 750 dispuesto sobre las superficies orientadas hacia el interior de la superficie de sellado conductora eléctricamente 112b y / o 112a. Alternativamente, o además, el o los miembros de tope 750 pueden estar dispuestos adyacentes a las superficies de sellado conductoras eléctricamente 112a, 112b o próximos al pivote 65. El o los miembros de tope 750 facilitan el agarre y la manipulación del tejido y definen una distancia de separación entre los miembros de mordaza opuestos 110 y 120 durante el sellado y el corte del tejido. En algunas realizaciones, el o los miembros de tope 750 mantienen una distancia de separación entre los miembros de mordaza opuestos 110 y 120 comprendida en un intervalo de aproximadamente 0,03 milímetros (0,001 pulgadas) a aproximadamente 0,015 milímetros (0,006 pulgadas).

Como se muestra en la figura 2, el eje 12b incluye un travesaño 57 dispuesto en el mismo y que se extiende entre el mango 15 y el miembro de mordaza 110. En algunas realizaciones, el haz 57 está construido de acero flexible para permitir al usuario generar presión de sellado adicional sobre el tejido agarrado entre los miembros de mordaza 110 y 120. Más específicamente, una vez que el conjunto de efector extremo 100 está cerrado alrededor del tejido, los ejes 12a y 12b pueden ser apretados uno hacia el otro para utilizar la flexibilidad de la viga 57 para generar la presión de cierre necesaria entre los miembros de mordaza 110 y 120. En este escenario, la ventaja mecánica realizada por la fuerza de compresión asociada con el travesaño 57 facilita y asegura una presión de cierre coherente, uniforme, y precisa sobre el tejido agarrado entre los miembros de mordaza 110 y 120 (por ejemplo, dentro de un intervalo de presión de trabajo de aproximadamente 3 kg / cm² a aproximadamente 16 kg / cm²). Controlando la intensidad, frecuencia, y duración de la energía electroquirúrgica aplicada al tejido, el usuario puede sellar el tejido. En algunas realizaciones, la distancia de separación entre las superficies de sellado opuestas 112a y 112b durante el sellado varía de aproximadamente 0,0254 mm a aproximadamente 0,127 mm (0,001 pulgadas a aproximadamente 0,005 pulgadas).

En algunas realizaciones, las superficies de sellado 112a y 112b son relativamente planas para evitar concentraciones de corriente en bordes agudos y para evitar la formación de arcos entre puntos altos. Además, y debido a la fuerza de reacción del tejido cuando es aplicada, cada uno de los miembros de mordaza 110 y 120 puede ser fabricado para resistir la flexión, por ejemplo, estrechados progresivamente a lo largo de su longitud para proporcionar una presión constante para un grosor de tejido constante en paralelo y la porción proximal más gruesa de los miembros de mordaza 110 y 120 resistirá la flexión debido a la fuerza de reacción del tejido.

Como se muestra en las figuras 3A, 3B, 4B, y 4C, al menos uno de los miembros de mordaza 110 y 120 incluye un canal 115a y / o 115b de la cuchilla, respectivamente, dispuesto entre los mismos, que está configurado para permitir el movimiento alternativo de una cuchilla 85 a través del mismo. En la realización ilustrada, un canal 115 de la cuchilla completo se forma cuando dos mitades de canal opuestas 115a y 115b asociadas con respectivos miembros de mordaza 110 y 120 se unen cuando se agarra el tejido. Cada aislador de plástico 108a y 108b incluye una canaleta 121a y 121b, respectivamente, que se alinea en registro vertical con una mitad opuesta de canal 115a y 115b de la cuchilla, respectivamente, de tal manera que la cuchilla 85 no entra en contacto o corta a través de los

aisladores de plástico 108a y 108b con el movimiento alternativo a través del canal 115 de la cuchilla. En algunas realizaciones, la anchura de los canales 115a y 115b de la cuchilla y sus respectivas canaletas 121a y 121b puede ser igual a lo largo de toda la longitud de los mismos.

5 Como se muestra mejor en la figura 4A, el interior del cable 210 aloja los hilos conductores 71a, 71b y 71c. Los hilos conductores 71a, 71b, y 71c se extienden desde el enchufe 200 a través del cable 210 y salen por el extremo distal del cable 210 dentro del conector proximal 19 del eje 12b. Más específicamente, el hilo conductor 71 está interconectado entre una clavija 202b y un primer terminal 75a del conmutador 50. El hilo conductor 71b está interconectado entre la clavija 202c y un manguito de soldadura 73a que, a su vez, conecta el hilo conductor 71b a un hilo conductor de RF 71d y a un segundo terminal 75b del conmutador 50 por medio de un cable de conexión 71f. El hilo conductor de RF 71d produce un primer potencial eléctrico de energía electroquirúrgica desde el hilo conductor 71b a la superficie de sellado 112a. El hilo conductor 71c está interconectado entre la clavija 202a y un manguito de soldadura 73b que, a su vez, conecta un hilo conductor de RF 71c a un hilo conductor de RF 71e. El hilo conductor de RF 71e produce un segundo potencial eléctrico de energía electroquirúrgica desde el hilo conductor 71c a la superficie de sellado 112b.

15 Con referencia a la figura 4B, un canal 77 de hilos conductores está definido en el extremo proximal del miembro de mordaza 110 para proporcionar una vía para que el hilo conductor 71d se conecte a un empalme 311a (figura 3A) que se extiende desde un extremo proximal de la superficie de sellado 112a. Un extremo proximal del canal 77 de hilos conductores se abre en una pista 70 que incluye una configuración generalmente alargada con un extremo proximal estrechado 72 y un extremo distal ensanchado 74 que define una pared lateral arqueada 68. El hilo conductor 71d está enrutado para seguir una vía a través del extremo proximal 72 de la pista 70 y, además, a través del canal 77 de hilos conductores para la conexión al empalme 311a.

25 Con referencia a la figura 4C, las mitades 65a y 65b del pivote están dispuestas en lados opuestos del canal 126 para facilitar el traslado de la cuchilla 85 a través del mismo (figuras 5A - 5C). Las mitades 65a y 65b del pivote están dispuestas en una configuración esférica dividida y cada una incluye una porción de base respectiva 165a y 165b que soportan una porción de extensión 166a y 166b sobre la misma, respectivamente. Las porciones de extensión 166a y 166b están configuradas para acoplarse a unas aberturas 67a y 67b dimensionadas de manera correspondiente, respectivamente, dispuestas a través de la placa de pivote 66 para asegurar el miembro de mordaza 110 pivotantemente al miembro de mordaza 120. Un canal 109 de hilos conductores está definido en el extremo proximal del miembro de mordaza 120 para proporcionar una vía para que el hilo conductor 71e se conecte a un empalme 311b que se extiende desde un extremo proximal de la superficie de sellado 112b. El hilo conductor 71e está enrutado para seguir una trayectoria a través de la pista 70 y, más allá entre las mitades opuestas 65a y 65b de pivote y a través del canal 109 de hilos conductores para la conexión al empalme 311b.

35 Con referencia a las Figs. 5A - 5C, cuando el usuario aplica una presión de cierre sobre los ejes 12a y 12b para presionar el conmutador 50 (figura 5B), se alcanza un primer umbral que corresponde a la fuerza de cierre aplicada al conmutador 50 como una función del desplazamiento del conmutador 50 que hace que el conmutador 50 genere una primera respuesta táctil que corresponde a un agarre completo del tejido dispuesto entre los miembros de mordaza 110 y 120. Después de la primera respuesta táctil, cuando el usuario aplica una presión de cierre adicional sobre los ejes 12a y 12b (figura 5C), se alcanza un segundo umbral que corresponde a la fuerza de cierre aplicada al conmutador 50 como una función del desplazamiento del conmutador 50 que hace que el conmutador 50 genere una segunda respuesta táctil que corresponde a una señal que está siendo generada al generador electroquirúrgico para suministrar energía electroquirúrgica a las superficies de sellado 112a y 112b. Más específicamente, la segunda respuesta táctil indica el cierre de un circuito normalmente abierto entre los terminales 75a y 75b del conmutador y, a su vez, el establecimiento de una conexión eléctrica entre los hilos conductores 71a y 71b. Como resultado de la conexión eléctrica entre los hilos conductores 71a y 71b, el generador electroquirúrgico detecta una caída de tensión entre las clavijas 202b y 202c y, en respuesta a la misma, suministra energía electroquirúrgica a las superficies de sellado 112a y 112b a través de los hilos conductores 71d y 71e, respectivamente.

50 En una realización, la primera respuesta táctil indica al usuario que se ha alcanzado la presión máxima de agarre antes de que el efector final 100 sea energizado, con lo que el usuario es libre de aproximar, manipular y agarrar el tejido según sea necesario. En este escenario, la segunda respuesta táctil indica al usuario la activación electroquirúrgica del efector final 100. El conmutador 50 puede incluir una pluralidad de otras respuestas táctiles entre las respuestas táctiles primera y segunda que se han expuesto más arriba y / o subsiguiente a la segunda respuesta táctil que corresponde a las funciones particulares del fórceps 10, tales como, por ejemplo, la operación de la cuchilla 85 y / o del conjunto de actuación 40, la operación de un mecanismo de bloqueo de seguridad asociado con el conjunto de actuación 40, como se discute en detalle a continuación.

55 Como se muestra en la figura 4A, el fórceps 10 puede incluir un medidor o elemento sensor 87 dispuesto dentro de uno o ambos ejes 12a, 12b de tal manera que las fuerzas de sujeción o agarre que se están aplicando a un tejido objetivo por el efector final 100 puedan ser medidas y / o detectadas. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el elemento sensor 87 puede ser un medidor de tensión 87 asociado operativamente a uno o ambos miembros de mordaza 110, 120. El elemento sensor 87 puede ser uno o más sensores de efecto Hall o medidores de tensión, tales como, por ejemplo, medidores de tensión metálicos, medidores de tensión piezorresistivos, que pueden estar dispuestos dentro de uno o ambos de los ejes 12a y 12b y / o dentro de uno o ambos miembros de mordaza 110 y

120 para detectar la presión del tejido. Los medidores de tensión metálicos operan sobre el principio de que cuando la geometría (por ejemplo, longitud, anchura, grosor, etc.) del material conductor cambia como consecuencia de la tensión mecánica, la resistencia del material conductor cambia como una función de la misma. Este cambio en la resistencia se utiliza para detectar la tensión o el esfuerzo mecánico aplicado, tales como, por ejemplo, la tensión mecánica aplicada al tejido por los miembros de mordaza 110 y 120. Los medidores de tensión piezoresistivos operan sobre la base de la resistividad de un semiconductor que cambia debido a la aplicación de la tensión mecánica.

Los sensores de efecto Hall pueden ser incorporados para determinar la distancia de separación entre los miembros de mordaza 110 y 120 en base a una relación detectada entre la intensidad de campo magnético entre los miembros de mordaza 110 y 120 y la distancia entre los miembros de mordaza 110 y 120.

En algunas realizaciones, uno o más conmutadores de láminas 81a, 81b se pueden incorporar dentro de los ejes 12a y 12b para determinar la proximidad de los mismos uno con relación al otro, como se muestra en la figura 4A. Más específicamente, el o los conmutadores de láminas pueden estar compuestos por un conmutador 81a que se encuentra dispuesto dentro de uno de los ejes (por ejemplo, el eje 12a) y un elemento magnético 81b (por ejemplo, un electroimán, un imán permanente, una bobina, etc.) que se encuentra dispuesto dentro del eje opuesto (por ejemplo, el eje 12a) de manera que tras la aproximación de los ejes 12a y 12b, el conmutador de láminas 81a es activado o cerrado por el campo magnético del elemento magnético 81b y, del mismo modo, cuando los ejes 12a y 12b se separan uno del otro, la falta de campo magnético opera para desactivar o abrir el conmutador de lámina 81a. De esta manera, la proximidad de los ejes 12a y 12b y, por tanto, de los miembros de mordaza 110 y 120, puede ser determinada en base a la reacción del conmutador de lámina 81a al elemento magnético 81b.

Cualquiera de los sensores, conmutadores, y / o medidores de tensión que se han explicado más arriba pueden ser incorporados dentro de un circuito eléctrico de tal manera que la tensión detectada por el medidor de tensión cambia la señal eléctrica a través del circuito. Considerando este propósito, un circuito eléctrico entre el medidor de tensión y el conmutador 50 y / o un generador electroquirúrgico (no mostrado) permite la comunicación de información tal como la presión sobre el tejido deseada. Esta información puede estar unida a la activación del conmutador 50 de manera que el conmutador no es activado hasta que se alcance la presión deseada y / o predeterminada sobre el tejido agarrado entre los miembros de mandíbula 110 y 120, tal como es detectado por el medidor de tensión. Como consecuencia, el medidor de tensión puede estar dispuesto estratégicamente sobre el fórceps 10, por ejemplo sobre uno o más miembros de mandíbula 110 y 120, de manera que la presión aplicada al tejido agarrado entre los miembros de mandíbula 110 y 120 afecte al medidor de tensión.

En uso, el fórceps 10 pueden estar calibrado de tal manera que las respuestas táctiles particulares (por ejemplo, la primera respuesta táctil) del conmutador 50 corresponda a una presión de agarre predeterminada sobre el tejido como se determina mediante el uso de uno o más de los sensores, conmutadores y / o medidores de tensión que se han explicado más arriba. La presión de agarre predeterminada alrededor del tejido está dentro del intervalo de aproximadamente 3 kg/cm² a aproximadamente 16 kg / cm² en una realización y, en otra realización, de aproximadamente 7 kg / cm² a aproximadamente 13 kg / cm². En algunas realizaciones, el conmutador 50 puede generar múltiples respuestas táctiles, cada una de las cuales corresponde a diferentes fuerza de agarre predeterminadas. Para una explicación más detallada de la detección de la fuerza y / o de dispositivos de medición tales como células de carga, medidores de tensión, etc., se hace referencia a la solicitud norteamericana de propiedad común número 11/409, 154, presentada el 21 de abril de 2006, publicada como US 2007179408.

Como se muestra en las figuras 2, 4B, y 4C, el pivote 65 se conecta a través de una abertura 125 definida a través del miembro de mordaza 120 y se aplica en acoplamiento a una placa de pivote 66 asentado dentro de un labio o pestaña circunferencial 78 (figura 4B) definido alrededor de la periferia de la abertura 125 de tal manera que el pivote 65 es móvil rotativamente dentro de la abertura 125 para mover los miembros de mordaza 110 y 120 entre las posiciones abierta y cerrada.

En algunas realizaciones, la actuación de la cuchilla 85 está asociada con la activación del conmutador 50. Por ejemplo, el sensor 87 puede estar realizado como un sensor de posición configurado para detectar la posición de la cuchilla 85 con relación a los miembros de mordaza 110 y 120 y / o con respecto al tejido sujeto entre ellos. Adicional o alternativamente, el sensor 87 puede estar configurado para detectar cualquiera de las primera y segunda respuestas táctiles del conmutador 50 y permitir o impedir la actuación de la cuchilla 85 en consecuencia. Por ejemplo, en base a la retroinformación desde el sensor 87, cualesquiera de uno o más elementos inter-cooperantes o mecanismos de bloqueo asociados con el mecanismo de actuación 40 se pueden energizar o desenergizar para permitir o impedir la actuación de la cuchilla 85, como se describe en más detalle a continuación.

Como se muestra en la figura 6, la cuchilla 85 incluye un escalón 86 que reduce el perfil de la cuchilla 85 hacia un extremo distal de la misma. El extremo distal de la cuchilla 85 tiene un escalón 88 que aumenta el perfil de la cuchilla 85 hacia un borde de corte distal afilado 89. La cuchilla 85 incluye una porción achaflanada 84 en la que el borde de corte distal afilado 89 se encuentra con el escalón 88 para facilitar retracción suave de la cuchilla 85 a través del canal 15 de la cuchilla.

- 5 En algunas realizaciones, el fórceps 10 puede incluir un mecanismo de bloqueo de seguridad que tiene una serie de elementos adecuados inter - cooperantes (por ejemplo, un enlace anti - despliegue 47, un enlace de gatillo 43) que trabajan juntos para impedir el disparo accidental de la cuchilla 85 cuando los miembros de mordaza 110 y 120 están dispuestos en la posición abierta. Generalmente, el enlace anti - despliegue 47 coopera mecánicamente con el enlace de gatillo 43 para evitar el avance de la cuchilla 85 hasta que los miembros de mordaza 110 y 120 están cerrados alrededor del tejido. Uno de esos mecanismos de bloqueo de seguridad para su uso con el fórceps 10 se describe en la solicitud norteamericana de propiedad común número de serie . 12 / 896.100 titulada " Mecanismos de Implementación de Hoja para Fórceps Quirúrgicos", presentada el 1 de octubre de 2010, publicada como US 2012083827.
- 10 En algunas realizaciones, cualesquiera de uno o más de los elementos inter - cooperantes del mecanismo de bloqueo de seguridad (por ejemplo, el enlace anti - despliegue 47) puede ser interconectado eléctricamente al conmutador 50 e incluir componentes electro - mecánicos adecuados (por ejemplo, resortes, varillas, solenoides, etc.) configurados para ser activados por medio de la activación del conmutador 50 (por ejemplo, a través de
- 15 cualquiera de los hilos conductores 71a, 71b, 71c, 71d, 71e) para manipular mecánicamente el mecanismo de bloqueo de seguridad. Por ejemplo, después de la conducción eléctrica por medio de los hilos conductores 71d y 71e para energizar el efector final 100, el enlace anti - despliegue 47 es activado para producir la actuación del mismo de manera que el mecanismo de bloqueo de seguridad se desaplica para permitir la actuación selectiva de la cuchilla 85. En este escenario, a modo de ejemplo, la actuación selectiva de la cuchilla 85 puede ser impedida hasta que el conmutador 50 haya sido presionado para generar al menos la primera respuesta táctil.
- 20 Aunque varias realizaciones de la descripción han sido mostradas en los dibujos, no se pretende que la descripción esté limitada a ellas, puesto que se pretende que la descripción sea tan amplia en alcance como lo permita la técnica y que la memoria descriptiva se pueda leer de manera similar. Por lo tanto, la descripción anterior no se debe interpretar como limitativa, sino meramente como ejemplificaciones de realizaciones particulares. Los expertos en la técnica contemplarán otras modificaciones dentro del alcance de las reivindicaciones anexas a la presente.
- 25

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico bipolar (10) que comprende:

5 ejes primero y segundo (12a, 12b) teniendo cada uno un miembro de mordaza (110, 120) que se extiende desde un extremo distal del mismo y una empuñadura (15, 17) dispuesta en un extremo proximal para efectuar el movimiento de los miembros de mordaza, uno con relación al otro, alrededor de un pivote (65) desde una primera posición en la que los miembros de mordaza están dispuestos en relación de separación uno del otro a una segunda posición en la que los miembros de mordaza cooperan para agarrar un tejido entre ellos, estando adaptado cada miembro de mordaza para conectarse a una fuente de energía electroquirúrgica de tal manera que los miembros de mordaza puedan conducir selectivamente la energía a través del tejido sujeto entre ellos para efectuar un sellado del tejido;

10 incluyendo al menos uno de los miembros de mordaza, un canal (115) de la cuchilla definido a lo largo de una longitud del mismo, estando dimensionado el canal de la cuchilla para producir el movimiento alternativo de un mecanismo de corte (85) a largo del mismo para cortar el tejido agarrado entre los miembros de mordaza;

15 un actuador (40) para hacer avanzar selectivamente el mecanismo de corte desde una primera posición en la que el mecanismo de corte está dispuesto proximal al tejido agarrado entre los miembros de mordaza a por lo menos una posición subsiguiente en la que el mecanismo de corte está dispuesto distal al tejido sujeto entre los miembros de mordaza; y

20 un conmutador (50) dispuesto sobre el primer eje, que se caracteriza porque el conmutador (50) está configurado para ser presionado entre una primera posición y al menos una posición subsiguiente con la aplicación forzada con una interfaz mecánica dispuesta sobre el segundo eje cuando se produce el movimiento de los miembros de mordaza desde la primera posición a la segunda posición, en la que la primera posición del conmutador transmite información al usuario que corresponde a una presión deseada sobre el tejido agarrado entre los miembros de mordaza y la al menos una posición subsiguiente activa el instrumento para suministrar energía electroquirúrgica a los miembros de mordaza.
2. El fórceps electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el conmutador genera una primera respuesta táctil después del movimiento del mismo a la primera posición y una respuesta táctil subsiguiente después del movimiento del mismo a la al menos una posición subsiguiente.
3. El instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que la presión deseada está en el intervalo de aproximadamente 3 kg / cm² a aproximadamente 16 kg / cm² medida por al menos un medidor de tensión dispuesto dentro del fórceps.
4. El instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que la presión deseada está en el intervalo de aproximadamente 3 kg / cm² a aproximadamente 16 kg / cm² determinados por una proximidad detectada de los ejes primero y segundo uno con respecto al otro.
5. El fórceps electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 1, 2, 3 o 4, en el que la primera posición del conmutador corresponde a una presión de cierre inicial de los ejes primero y segundo y la al menos una posición subsiguiente del conmutador corresponde a una presión de cierre subsiguiente de los ejes primero y segundo que es mayor que la presión de cierre inicial.
6. El instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 1, 2, 3, 4 o 5 que comprende, además, un bloqueo de seguridad (43, 47) configurado para impedir el movimiento alternativo del mecanismo de corte cuando los miembros de mordaza están dispuestos en la primera posición
7. Un instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los hilos conductores primero y segundo (71a, 71b, 71c) que producen los potenciales eléctricos primero y segundo están agrupados en un único cable (210) que se acopla operativamente a uno de los ejes primero y segundo.
8. El instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que al menos uno de los hilos conductores primero y segundo está dispuesto a través del pivote.
9. Un instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que cada uno de los miembros de mordaza incluye una superficie de sellado conductora eléctricamente (112a, 112b) y al menos uno de los miembros de mandíbula incluye al menos un miembro de tope no conductor (750) dispuesto en la superficie de sellado conductora eléctricamente configurado para controlar la distancia entre las superficies de sellado opuestas conductoras eléctricamente cuando el tejido está sujeto entre ellos.
10. El instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la respuesta táctil subsiguiente indica la activación de la energía electroquirúrgica a los miembros de mordaza.

11. El fórceps electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 10, en el que la primera posición del conmutador corresponde a una presión de cierre inicial entre los miembros de mordaza y la al menos una posición subsiguiente del conmutador corresponde a una presión de cierre subsiguiente entre los miembros de mordaza que es mayor que la presión de cierre inicial.
- 5 12. El instrumento electroquirúrgico bipolar de acuerdo con la reivindicación 10 u 11, que comprende, además, un bloqueo de seguridad (43. 47) configurado para impedir el movimiento alternativo del mecanismo de corte cuando los miembros de mordaza están dispuestos en la primera posición.

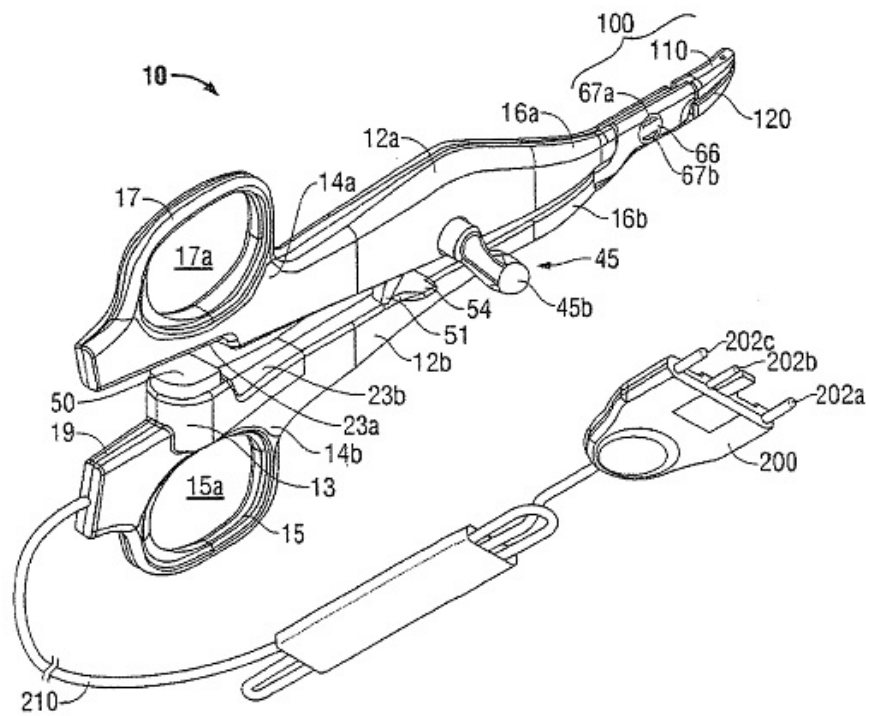


FIG. 1

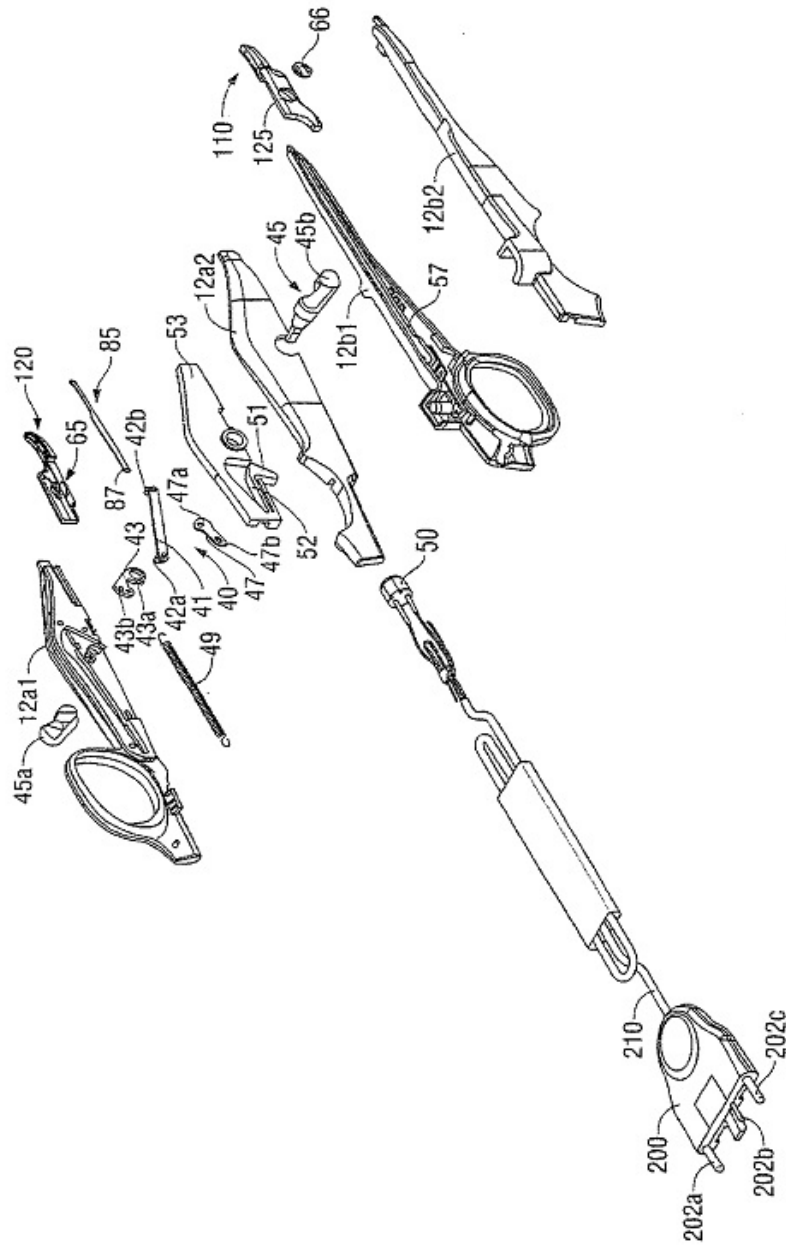


FIG. 2

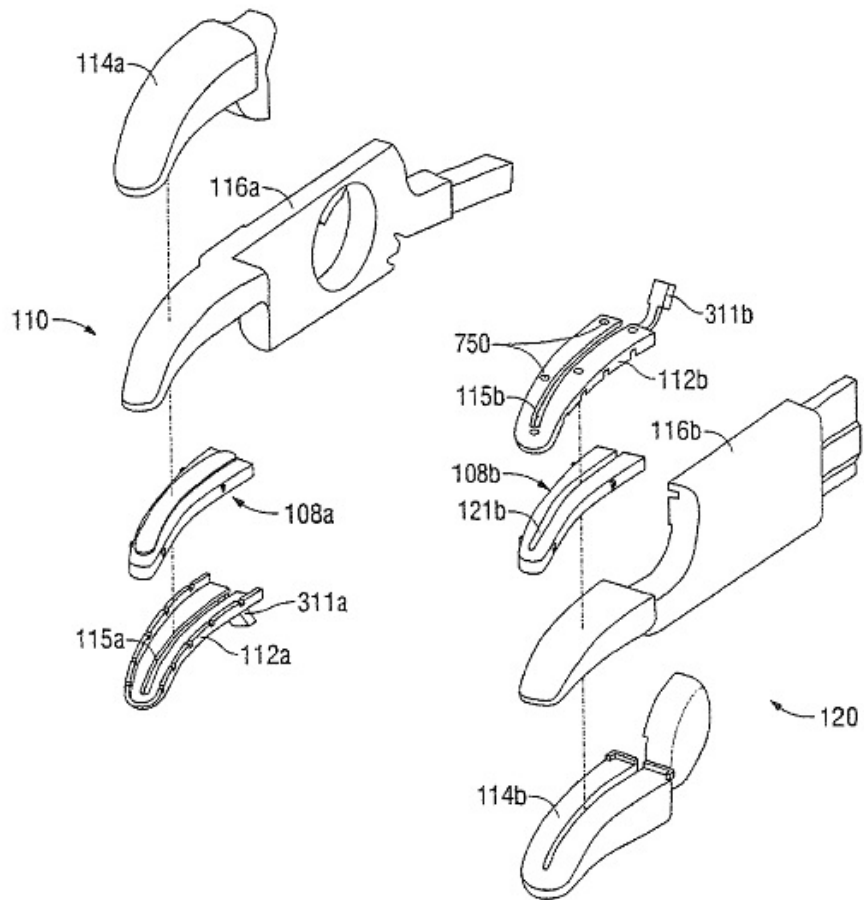


FIG. 3A

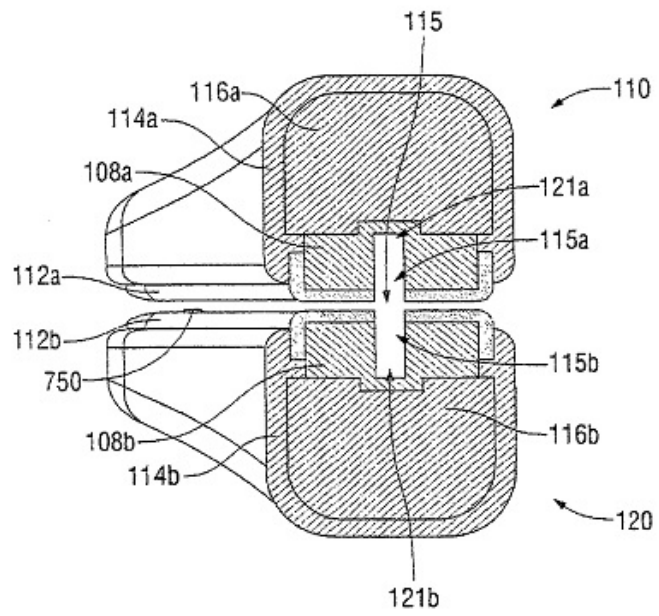


FIG. 3B

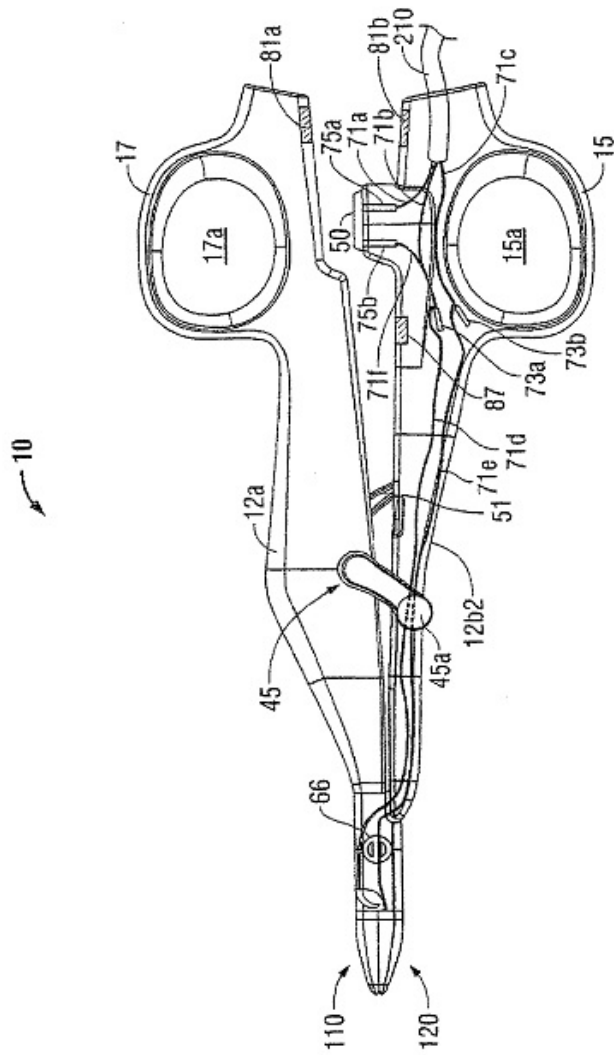


FIG. 4A

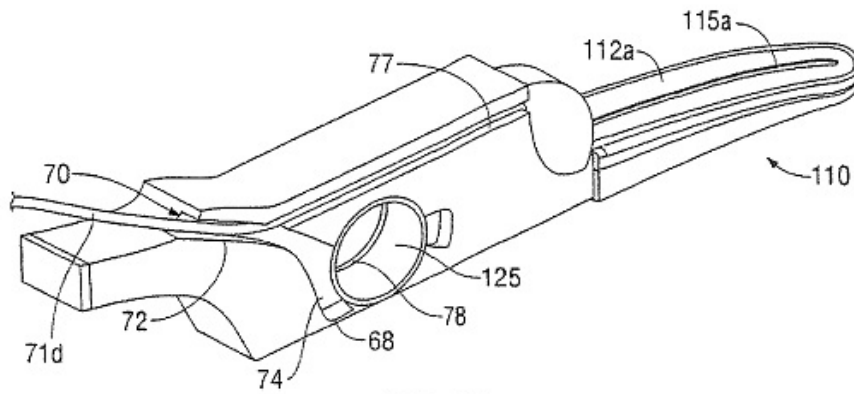


FIG. 4B

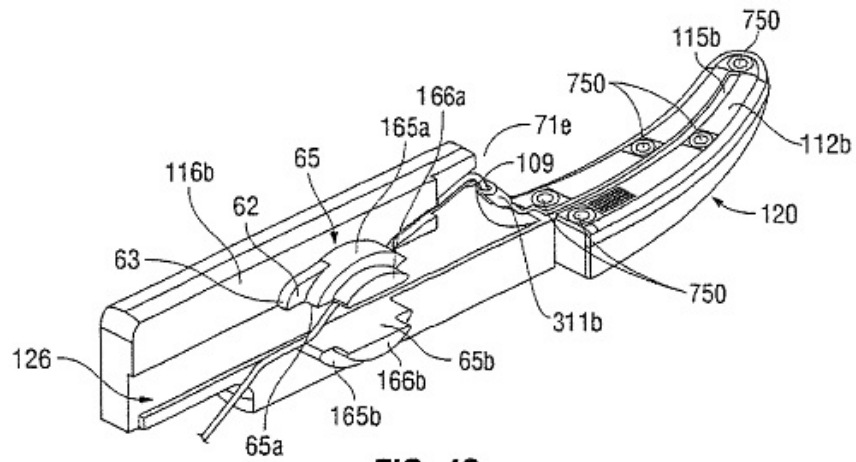


FIG. 4C

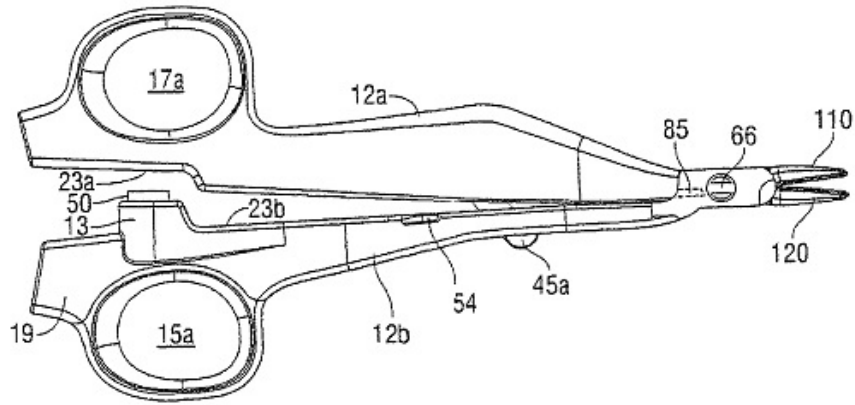


FIG. 5A

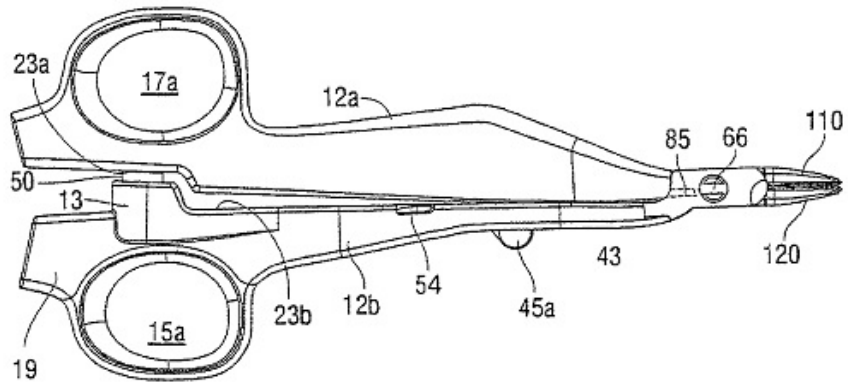


FIG. 5B

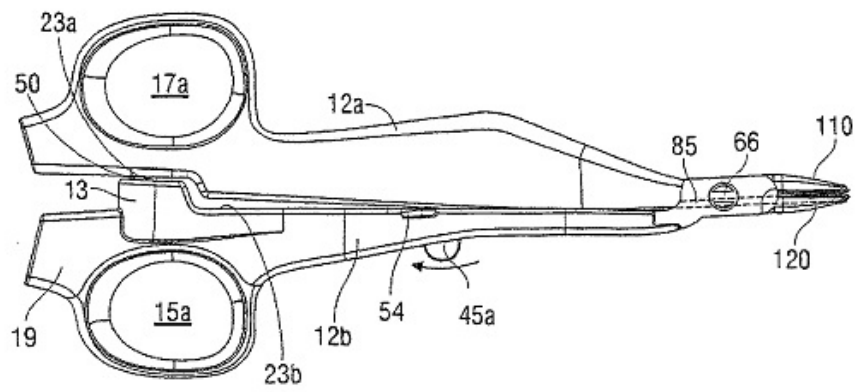


FIG. 5C

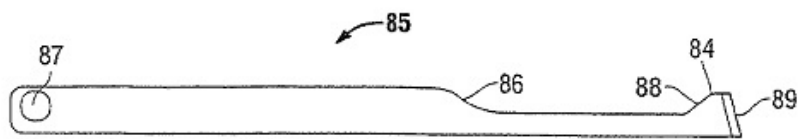


FIG. 6