

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 616 602**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.09.2009 PCT/GB2009/002194**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.04.2010 WO2010038001**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.09.2009 E 09785105 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.02.2017 EP 2362757**

54 Título: **Instrumento y sistema electroquirúrgico**

30 Prioridad:

30.09.2008 GB 0817920

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

13.06.2017

73 Titular/es:

GYRUS MEDICAL LIMITED (100.0%)

Fortan Road

St. Mellons, Cardiff CF3 0LT, GB

72 Inventor/es:

CURTIS, RICHARD, J.

74 Agente/Representante:

DURÁN MOYA, Luis Alfonso

ES 2 616 602 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 y sistema electroquirúrgico

5 La presente invención se refiere a un sistema electroquirúrgico que comprende un generador y un instrumento electroquirúrgico que incluye electrodos electroquirúrgicos para recibir energía de radiofrecuencia (RF) desde el generador. Dichos sistemas se usan habitualmente para cortar y/o coagular tejido en una intervención quirúrgica, más habitualmente en cirugía de "ojo de cerradura" o mínimamente invasiva, pero también en cirugía "abierta".

10 Los criterios para un instrumento de corte eficaz son diferentes de los requeridos para un instrumento eficaz de coagulación. La Patente U.S.A. Nº 6.004.319 intenta tratar este problema con un par de electrodos que están diseñados para poder operar eficazmente en modo de corte o de coagulación.

15 La Patente U.S.A. Nº 6.984.231 y la Solicitud de Patente Publicada U.S.A. Nº 2003/0163123 describen cada una de ellas un sistema en el que un instrumento electroquirúrgico tiene tres electrodos y la energía electroquirúrgica se conmuta entre los electrodos según la selección entre corte electroquirúrgico o coagulación electroquirúrgica.

20 La presente invención proporciona una solución alternativa a este problema y, según un aspecto, constituye un sistema electroquirúrgico que incluye un instrumento electroquirúrgico y un generador electroquirúrgico, incluyendo el instrumento electroquirúrgico por lo menos primero, segundo y tercero electrodos, separados entre sí por elementos aislantes situados entre ellos, teniendo el primer electrodo una característica tal que está adaptado para constituir un primer electrodo activo, teniendo el segundo electrodo una característica tal que está adaptado para constituir un primer electrodo de retorno, y teniendo el tercer electrodo una característica tal que está adaptado para constituir un segundo electrodo de retorno, incluyendo el generador electroquirúrgico una fuente de energía de radiofrecuencia capaz de producir una forma de onda de RF de coagulación o una forma de onda de RF de corte, y una primera, segunda y tercera conexiones de salida conectadas al primer, segundo y tercer electrodo respectivamente del instrumento electroquirúrgico, incluyendo además el generador un medio de conmutación que tiene dichas primera, segunda y tercera conexiones de salida (-62A-, -62B-, -62C-) como salidas y un controlador, siendo el controlador tal que cuando se selecciona la forma de onda de RF de corte, el medio de conmutación dirige la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida, pero no la tercera conexión de salida, de tal manera que la forma de onda de RF de corte se suministra al primer y segundo electrodo, pero no al tercer electrodo y, cuando se selecciona una forma de onda RF de coagulación, el medio de conmutación dirige la forma de onda de RF de coagulación RF entre las primera y tercera conexiones de salida y, por lo tanto, entre los electrodos primero y tercero.

35 El generador utiliza el mismo electrodo como electrodo activo tanto para corte como para coagulación, pero conmuta entre utilizar el primer electrodo de retorno cuando se requiere corte de RF y el segundo electrodo de retorno cuando se requiere coagulación RF. El primer y segundo electrodo de retorno se pueden diseñar de manera que sean particularmente adecuados para su finalidad prevista y, por lo tanto, no es necesario utilizar el mismo electrodo de retorno tanto para corte como para coagulación.

40 Esta disposición difiere de las disposiciones descritas en la Patente U.S.A. Nº 6.984.231 y en la Solicitud publicada de los Estados Unidos de América No. 2003/0163123, dado en la presente disposición se utiliza el mismo electrodo activo tanto para corte como para coagulación. En cada uno de los sistemas dados a conocer en estas dos publicaciones, el electrodo empleado como electrodo activo en la operación de corte no se emplea en absoluto en la operación de coagulación.

45 Preferentemente, la separación entre los electrodos primero y tercero es mayor que la de entre los electrodos primero y segundo. Además, la característica que adapta el primer electrodo para constituir un electrodo activo es preferentemente el área del electrodo, dado que es la característica que adapta los electrodos segundo y tercero para constituir electrodos de retorno. Preferentemente, el área del primer electrodo es menor que la del tercer electrodo. Convenientemente, el área del primer electrodo es también menor que la del segundo electrodo. En una disposición, el área tanto del primero como del segundo electrodos es menor que la del tercer electrodo.

50 Determinando el área de los electrodos qué electrodo constituirá el electrodo activo y cuáles los electrodos de retorno, el instrumento está diseñado de tal modo que la distancia entre el electrodo activo y el electrodo de retorno que se usa durante la operación de corte es relativamente pequeña, con el fin de promover intensidades de campo eléctrico relativamente altas sobre un área relativamente pequeña. Esto favorece la "activación" efectiva del electrodo de corte, especialmente cuando el instrumento se utiliza en un campo húmedo o en un entorno de "electrocirugía subacuática", en el que el instrumento se utiliza sumergido en un fluido eléctricamente conductor. Por el contrario, el instrumento está diseñado de tal manera que la distancia entre el electrodo activo y el electrodo de retorno que se utiliza durante la operación de coagulación es relativamente grande, con el fin de proporcionar coagulación sobre una zona relativamente grande de tejido. Las relativamente pequeñas separaciones entre electrodos utilizadas para instrumentos de corte conocidos eficaces significan que cualquier coagulación producida cuando se utilizan estos instrumentos conocidos en el modo de coagulación está restringida a una zona muy reducida y, por lo tanto, son coaguladores muy malos. La ventaja del sistema electroquirúrgico descrito en esta

memoria es que para cortar se utiliza una separación pequeña entre electrodos, pero para coagulación se utiliza una separación más grande entre electrodos. De este modo, se pueden proporcionar tanto corte como coagulación eficaz desde el mismo instrumento, mediante el uso de diferentes electrodos de retorno para cada funcionamiento.

5 En una disposición conveniente, el tercer electrodo está situado axialmente hacia atrás con respecto al primer y segundo electrodo a lo largo del eje longitudinal del instrumento electroquirúrgico. Habitualmente, el segundo electrodo está también situado axialmente hacia atrás con respecto al primer electrodo a lo largo del eje longitudinal del instrumento electroquirúrgico, con el fin de proporcionar los tres electrodos separados axialmente a lo largo del instrumento. En algunas disposiciones, se prevén más de tres electrodos, proporcionando cada electrodo adicional diferentes grados de separación entre electrodos para diferentes efectos de corte o coagulación.

15 En una disposición conveniente, cuando se selecciona una forma de onda de RF de coagulación, el medio de conmutación dirige la forma de onda de RF de coagulación entre la primera conexión de salida y tanto la segunda como la tercera conexiones de salida y, por lo tanto, al primer electrodo y tanto al segundo como al tercero electrodos. De este modo se utilizan ambos electrodos de retorno en el proceso de coagulación, proporcionando una coagulación relativamente precisa entre los electrodos primero y segundo y una coagulación relativamente amplia entre el primer y tercer electrodo.

20 Posiblemente, el generador está provisto de un modo de mezcla en el que el medio de conmutación dirige la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida y, por lo tanto, el primer y segundo electrodo y también dirige la forma de onda de RF de coagulación entre las primera y tercera conexiones de salida y, por lo tanto, el primer y tercer electrodo. Esto proporciona un efecto combinado de corte y coagulación, en el que el tejido se corta y se coagula al mismo tiempo. En una disposición, el generador dirige la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida y, por lo tanto, el primer y segundo electrodo simultáneamente dirigiendo la forma de onda RF de coagulación entre las primera y tercera conexiones de salida y por lo tanto el primero y tercero electrodos. Esto puede requerir el uso de más de una fuente de radiofrecuencia, o el uso de señales de RF a diferentes frecuencias, para evitar que la forma de onda de corte de RF interfiera con la forma de onda de coagulación de RF. Alternativamente, el generador se alterna rápidamente entre dirigir la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida y dirigir la forma de onda de RF de coagulación entre las primera y tercera conexiones de salida. Con una alternancia suficientemente rápida entre las formas de onda de corte y de coagulación, se logra un efecto de tejido simultáneo sin que la forma de onda de corte y la forma de onda de coagulación se interfieran entre sí.

35 De acuerdo con un aspecto alternativo de la invención, se prevé un sistema electroquirúrgico que incluye un instrumento electroquirúrgico y un generador electroquirúrgico, incluyendo el instrumento electroquirúrgico por lo menos el primer, segundo y tercer electrodo, separados entre sí por el elemento aislante entre ellos, incluyendo el generador electroquirúrgico una fuente de energía de radiofrecuencia capaz de producir una forma de onda de RF de coagulación o una forma de onda de RF de corte, y estando las primera, segunda y tercera conexiones de salida conectadas al primer, segundo y tercer electrodo, respectivamente, del instrumento electroquirúrgico, incluyendo además el generador un medio de conmutación que tiene dichas primera, segunda y tercera conexiones de salida como salidas, y un controlador, siendo el controlador tal que cuando se selecciona una forma de onda de RF de corte, el medio de conmutación dirige la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida, pero no la tercera conexión de salida, de tal manera que la forma de onda RF de corte se suministra a los electrodos primero y segundo pero no al tercer electrodo y, cuando se selecciona una forma de onda de RF de coagulación, el medios de conmutación dirige la forma de onda de RF de coagulación entre las primera y tercera conexiones de salida y, por consiguiente, los electrodos primero y tercero, teniendo el primer electrodo una característica tal que está adaptado para constituir un electrodo activo, teniendo el tercer electrodo una característica tal que está adaptado para constituir un electrodo de retorno y teniendo el segundo electrodo una característica tal que está adaptado para constituir un electrodo activo o un electrodo de retorno, dependiendo de las circunstancias.

50 De esta manera, el segundo electrodo unas veces actúa como electrodo activo y otras veces actúa como electrodo de retorno. En una disposición conveniente, el segundo electrodo está adaptado para constituir un electrodo de retorno cuando la forma de onda RF de corte se suministra entre las primera y segunda conexiones de salida. En la otra situación, el segundo electrodo está adaptado para constituir un electrodo activo adicional cuando la forma de onda de coagulación de RF se suministra entre las primera y tercera conexiones de salida. Preferentemente, los medios de conmutación conectan las primera y segunda conexiones de salida en común cuando la salida de RF de coagulación se suministra entre las primera y tercera conexiones de salida. En esta disposición, la coagulación puede tener lugar entre el primer y tercer electrodo, y también entre el segundo y tercer electrodo.

60 La invención se describirá a continuación, solo a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema electroquirúrgico según la presente invención, la figura 2 es una vista lateral esquemática de la parte distal de un instrumento electroquirúrgico utilizado en el sistema de la figura 1,

65 la figura 3 es un diagrama de bloques esquemático de un generador electroquirúrgico utilizado en el sistema de la figura 1,

las figuras 4A y 4B son diagramas de bloques esquemáticos de las etapas de salida del generador electroquirúrgico de la figura 3, mostrados en diferentes etapas de funcionamiento, la figura 5 es una vista lateral esquemática de la parte distal de una realización alternativa de un instrumento electroquirúrgico utilizado en el sistema de la figura 1, la figura 6 es una vista lateral esquemática en sección parcial de la parte distal de otra realización alternativa del instrumento electroquirúrgico utilizada en el sistema de la figura 1, la figura 7 es una vista esquemática en planta de la parte distal de otra realización más del instrumento electroquirúrgico utilizado en el sistema de la figura 1, y las figuras 8 y 9 son vistas laterales en perspectiva y en sección de una realización adicional de un instrumento electroquirúrgico según la presente invención.

Haciendo referencia a la figura 1, un generador -10- tiene una toma de salida -10S- que proporciona una salida de radiofrecuencia (RF) para un instrumento -12- a través de un cable de conexión -14-. La activación del generador se puede realizar desde el instrumento -12- a través de una conexión en el cable -14- o por medio de una unidad de interruptor de pie -16-, tal como se muestra, conectada a la parte trasera del generador mediante un cable de conexión de interruptor de pie -18-. En la realización mostrada, la unidad de interruptor de pie -16- tiene dos interruptores de pie -16A- y -16B- para seleccionar un modo de coagulación y un modo de corte del generador, respectivamente. El panel frontal del generador tiene pulsadores -20- y -22- para establecer respectivamente los niveles de potencia de coagulación y de corte, que se indican en una pantalla -24-. Los pulsadores -26- se proporcionan como medio para seleccionar entre formas de onda de coagulación y corte alternativas.

La figura 2 muestra una realización del instrumento -12- con más detalle. El instrumento -12- tiene un eje aislado -2- y una región distal -3-. En la misma punta del instrumento hay un electrodo activo -4-, separado de un primer electrodo de retorno -6- por un elemento aislante -5-, sirviendo el elemento aislante para situar axialmente hacia atrás el electrodo de retorno con respecto al electrodo activo -4-. Se prevé un segundo electrodo de retorno -7- separado del primer electrodo de retorno por un elemento aislante -8- de tal manera que el segundo electrodo de retorno está situado axialmente hacia atrás con respecto al primer electrodo de retorno. De esta manera, la distancia entre el electrodo activo -4- y el primer electrodo de retorno -6- es mucho menor que la distancia entre el electrodo activo -4- y el segundo electrodo de retorno -7-.

La zona de superficie expuesta del electrodo activo -4- es menor que la del primer electrodo de retorno -6- o el segundo electrodo de retorno -7-. Esto ayuda a asegurar que el electrodo -4- actúa como electrodo activo y los electrodos -6- y -7- actúan como electrodos de retorno durante el proceso de corte o de coagulación electroquirúrgico. Los electrodos -4-, -6- y -7- están conectados al generador electroquirúrgico -10- a través del cable de conexión -14-, en el que están conectados a diferentes conexiones de salida, como se describirá a continuación.

Haciendo referencia a la figura 3, el generador comprende una etapa de salida de radiofrecuencia (RF) en forma de un oscilador de potencia -60- que tiene un par de líneas de salida -60C- para acoplarse a través del circuito de conmutación -62- al instrumento -12-. El circuito de conmutación -62- tiene primera, segunda y tercera conexiones de salida -62A-, -62B- y -62C- para la conexión a los electrodos del instrumento, como se describirá más adelante. La energía se suministra al oscilador -60- mediante una fuente de alimentación en modo conmutado -66-.

En la realización preferida, el oscilador de RF -60- funciona aproximadamente a 400 kHz, con cualquier frecuencia desde 300 kHz hacia arriba en el rango de HF que sea factible. La fuente de alimentación en modo conmutado funciona habitualmente a una frecuencia en el rango de 25 a 50 kHz. Acoplado a través de las líneas de salida -60C- está un detector de umbral de tensión -68- que tiene una primera salida -68A- acoplada a la fuente de alimentación en modo conmutado -66- y una segunda salida -68B- acoplada a un circuito de control de tiempo de "encendido" -70-. Un controlador de microprocesadores -72- acoplado a los controles y la pantalla del operador (mostrada en la figura 1) está conectado a una entrada de control -66A- de la fuente de alimentación -66- para ajustar la potencia de salida del generador mediante la variación de la tensión de alimentación y a una entrada de umbral -68C- del detector de umbral de tensión -68- para ajustar los límites de tensión de salida de RF máxima.

En funcionamiento, el controlador de microprocesadores -72- hace que se aplique potencia a la fuente de alimentación en modo conmutado -66- cuando el cirujano que opera una disposición de conmutador de activación solicita energía electroquirúrgica, que se puede proporcionar en un dispositivo manual o un interruptor de pie (véase la figura 1). Un umbral de tensión de salida constante se ajusta independientemente de la tensión de alimentación a través de la entrada -68C- según los ajustes de control en el panel frontal del generador (véase la figura 1). Habitualmente, para desecación o coagulación, el umbral se fija en un valor umbral de desecación entre 150 voltios y 200 voltios. Cuando se requiere una salida de corte o vaporización, el umbral se establece en un valor en el intervalo de 250 o 300 voltios a 600 voltios. Estos valores de tensión son valores máximos. Sus valores máximos significan que para la desecación o coagulación por lo menos es preferible tener una forma de onda de RF de salida de bajo factor de cresta para dar potencia máxima antes de que la tensión quede fijada en los valores dados. Habitualmente se alcanza un factor de cresta de 1,5 o menos.

Cuando el generador se activa por primera vez, el estado de la entrada de control -60I- del oscilador de RF -60- (que está conectado al circuito de control de tiempo de "encendido" -70-) está "encendido", de tal manera que el

dispositivo de conmutación de potencia que forma el elemento de oscilación del oscilador -60- se conecta durante un periodo máximo de conducción durante cada ciclo de oscilación de RF. La potencia suministrada al tejido depende en parte de la tensión de alimentación aplicada al oscilador de RF -60- desde la fuente de alimentación en modo conmutado -66- y parcialmente de la impedancia del tejido. El umbral de tensión para una salida de desecación se ajusta para que las señales de disparo se envíen al circuito de control de tiempo de "encendido" -70- y a la fuente de alimentación en modo conmutado -66- cuando se alcanza el umbral de tensión. El circuito de control de tiempo de "encendido" -70- tiene el efecto de reducir de manera instantánea virtualmente el tiempo de "encendido" del dispositivo de conmutación del oscilador de RF. Simultáneamente, la alimentación en modo conmutado se desactiva de modo que la tensión suministrada al oscilador -60- comienza a descender. El funcionamiento del generador de esta manera se describe en detalle en la Solicitud de Patente Europea publicada N ° 0754437, cuya descripción se incorpora a modo de referencia.

Las conexiones de salida -62A-, -62B- y -62C- desde el generador -10- están conectadas eléctricamente a los tres electrodos -4-, -6- y -7- (figura 2) respectivamente, a través del hilo -14-. Cuando se desea funcionar con el instrumento -12- en un modo de corte, el conmutador de interruptor de pie -16A- se deja de pulsar, lo que hace que se envíe una señal al controlador -72-, que establece el circuito de conmutación -62- en su posición de "corte". Esto se ilustra en la figura 4A, en la que las señales procedentes del oscilador -60- están conectadas entre las primera y segunda conexiones de salida -62A-, -62B-. Esto significa que la señal de potencia de RF se aplica entre el electrodo de corte -4- y el primer electrodo de retorno -6-. La tercera conexión de salida -62C- (y por lo tanto el segundo electrodo de retorno -7-) no está energizada.

Al mismo tiempo que el controlador -72- ajusta el circuito de conmutación a la posición en la figura 4A, envía también una señal a través del cable -68C- al detector de umbral de tensión -68- para ajustar el límite máximo de la tensión de salida a un nivel de "corte" relativamente alto. El control de esta señal de corte se describe con más detalle en el documento EP 0754437, mencionado anteriormente. En el modo de corte, la salida del generador es una tensión relativamente alta, con el consiguiente nivel de corriente bajo, y la distancia relativamente pequeña entre los electrodos activos -4- y -6- y el primer electrodo de retorno asegura que el conjunto de electrodo se dispare y corte tejido, incluso si la punta del instrumento está sumergida en un fluido eléctricamente conductor.

Alternativamente, cuando se desea funcionar con el instrumento -12- en un modo de coagulación, se pulsa el conmutador de interruptor de pie -16B-, lo que hace que el controlador -72- ponga el circuito de conmutación -62- en su estado de "coag", tal como se ilustra en la figura 4B. En esta configuración, las señales de potencia del oscilador están conectadas entre las primera y tercera conexiones de salida -62A-, -62C-. Esto significa que la señal de potencia de RF se aplica entre el electrodo activo -4- y el segundo electrodo de retorno -7-. Al mismo tiempo, el controlador envía una señal al detector de umbral de tensión -68- para fijar el límite de tensión máxima de salida en un nivel de "coagulación", de nuevo tal como se describe más concretamente en el documento EP 0754437. En el modo "coag", la salida del generador es una tensión relativamente menor, con una corriente relativamente mayor correspondiente, y la distancia relativamente mayor entre los electrodos activo y segundo de retorno -4- y -7- asegura que se produzca una zona efectiva de coagulación.

En una disposición de conmutación alternativa (no mostrada), cuando el instrumento -12- se ha de accionar en modo de coagulación, el circuito de conmutación conecta las señales de potencia del oscilador entre la primera conexión de salida -62A- y ambas de la segunda y tercera conexiones de salida -62B- y -62C-. De esta manera, se utilizan ambos electrodos de retorno, -6-, -7- en el proceso de coagulación, proporcionando ambos una coagulación relativamente precisa entre el electrodo activo -4- y el primer electrodo de retorno -6-, y una coagulación relativamente amplia entre el electrodo activo -4- y el segundo electrodo de retorno -7-.

La figura 5 muestra un instrumento alternativo -12- en el que tanto un electrodo activo -4- como el primer electrodo de retorno -6- están situados en la punta distal del instrumento. Se proporciona un solo elemento aislante -5- para separar los dos electrodos -4-, -6- entre sí, y también desde un segundo electrodo de retorno -7- que está situado axialmente hacia atrás con respecto a los electrodos activo y primero de retorno -4-, -6-. El funcionamiento del instrumento es similar al descrito anteriormente, en el sentido de que las señales de corte del generador -10- son suministradas a las primera y segunda conexiones de salida -62A-, -62B- y, por lo tanto, a los electrodos de retorno activo y primero -4-, -6-. De esta manera, el corte electroquirúrgico tiene lugar entre los dos electrodos -4-, -6- en la punta distal del instrumento. En esta situación, el primer electrodo de retorno -6- actúa como electrodo de retorno para la operación de corte.

Cuando se requiere coagulación, la salida de coagulación del generador se suministra a las primera y tercera conexiones de salida -62A-, -62C- y, por lo tanto, a los electrodos de retorno activo y segundo -4-, -7-. Opcionalmente en esta disposición, las primera y segunda conexiones de salida -62A-, -62B- se pueden conectar entre sí durante la fase de coagulación, de manera que la coagulación tiene lugar entre uno o ambos de los electrodos de retorno activo y primero -4-, -6- por una parte, y el segundo electrodo de retorno -7- por otra parte. En esta situación, el primer electrodo de retorno -6- actúa como un electrodo activo adicional para la operación de coagulación.

La figura 6 muestra una realización alternativa en la que el electrodo activo -4- está presente en la punta distal del instrumento -12-, y el primer electrodo de retorno -6- rodea al electrodo activo -4-, tal como se muestra. En este caso, el primer electrodo de retorno -6- tiene una superficie anular expuesta en una parte de superficie dirigida distalmente de la región distal del instrumento -3-. El elemento aislante -5- separa el electrodo activo 4 del primer electrodo de retorno -6- y el otro elemento aislante -8- separa estos dos electrodos -4-, -6- a partir de un segundo electrodo de retorno -7- situado axialmente detrás. El funcionamiento de este dispositivo es tal como se ha descrito previamente, teniendo lugar el corte electroquirúrgico entre los primeros electrodos de retorno activo -4- y -6- sobre la relativamente corta distancia entre ellos, produciéndose una coagulación electroquirúrgica entre los segundos electrodos de retorno electrodo activo -4-, -7-, en una distancia mucho mayor.

La figura 7 muestra un instrumento de cuatro electrodos, que utiliza una combinación de las características de las realizaciones anteriores mostradas en las figuras 2 y 5. Un electrodo activo -4- y un primer electrodo de retorno -6- están ambos presentes en la punta del instrumento -12-, separados por medio del elemento aislante -5- entre sí y también de un segundo electrodo de retorno -7- que está axialmente situado hacia atrás con respecto a los primeros dos electrodos -4-, -6-. Sin embargo, se proporciona adicionalmente un tercer electrodo de retorno -9- axialmente situado detrás del segundo electrodo de retorno -7- por medio de otro elemento aislante -11-. El generador tiene una conexión de salida adicional que se puede seleccionar por el medio de conmutación -62- (véase la figura 3) para conectarse al tercer electrodo de retorno -9-. De esta manera, el instrumento tiene tres configuraciones diferentes, "corte", "coagulación enfocada" y "coagulación extendida". En el modo de corte, la forma de onda de RF de corte se dirige entre el electrodo activo -4- y el primer electrodo de retorno -6-. En el modo de coagulación enfocada, una forma de onda de RF de coagulación se dirige entre el electrodo activo y el segundo electrodo de retorno -7-. En el modo de coagulación extendida la forma de onda de coagulación RF se dirige entre el electrodo activo y el tercer electrodo de retorno -9-. En cada caso, aumenta la distancia entre el electrodo activo y cada electrodo de retorno respectivo, de manera que la coagulación tiene lugar sobre una zona de tejido aún mayor que la coagulación enfocada.

Las figuras 8 y 9 muestran una realización alternativa del instrumento basada en la descrita en la Solicitud de Patente U.S.A. publicada US2009/0048592, cuyo contenido completo se incorpora aquí como referencia. En este instrumento, el electrodo activo -4- está situado dentro de un aislador cerámico -36-. El electrodo activo -4- está alojado dentro de una cámara -33- proporcionada en el aislante cerámico -36-. Este electrodo de tratamiento de tejido -4- está formado de tungsteno o de una aleación de tungsteno y platino. Está formado con una abertura de aspiración -4a-, y está provisto de un saliente -4b- respectivo en cada uno de sus esquinas, proporcionándose los salientes para concentrar el campo eléctrico en cada una de las esquinas del electrodo activo. Los salientes -4b- también sirven para crear una pequeña separación entre la superficie plana -30- del electrodo activo -4- y el tejido a tratar. Esto permite que el fluido conductor circule sobre la superficie plana y evita el sobrecalentamiento del electrodo o del tejido.

Tal como se muestra en la figura 9, el electrodo activo -4- comprende una parte superior -35- que incluye la superficie plana -30- y los salientes -4b- y una parte inferior -31-, que incluye una parte en forma de quilla -32-. Para montar el instrumento, el electrodo activo -4- se introduce en una cámara -33- presente dentro del aislante cerámico -36-. Un tubo de aspiración -37- se empuja a continuación hacia delante para situarlo sobre la parte de quilla -32- del electrodo activo y fijarlo en su sitio. El movimiento hacia delante del tubo de aspiración -37- empuja el electrodo activo -4- hacia delante en la cámara -33-, bloqueando de este modo el electrodo activo en su sitio.

Para reducir los problemas de producción de burbujas de vapor y ayudar con la eliminación de material en partículas (tal como restos de tejido) de la región que rodea al electrodo de tratamiento de tejido -4-, el instrumento está provisto de una bomba de aspiración (no mostrada) que puede eliminar burbujas de vapor a través del eje del instrumento a través de la abertura -4a- en el electrodo activo. El tubo de aspiración -37- está hecho de un material eléctricamente conductor, tal como acero inoxidable o cobre dorado, y conecta la abertura de aspiración -4a- a la bomba de aspiración. El tubo -37- también constituye un medio para conectar eléctricamente el electrodo activo -4- al generador -10-.

El electrodo de retorno -7- está constituido por la parte de extremo distal del eje -40-, y un manguito -41- de politetrafluoretileno, poliolefina, poliéster o tetrafluoroetileno de etileno rodea la parte proximal del árbol -40- contiguo al electrodo de retorno -7-. El tubo de aspiración -37- está formado con una ranura longitudinal -42- en su extremo distal. Tal como se muestra en las figuras, el extremo distal del tubo de aspiración -37- se extiende en el interior de la cámara -33- definida por el aislante cerámico -36- por debajo del electrodo activo -4-. La ranura -42- es contigua a la abertura -4a- en el electrodo activo -4-, que va suavemente hasta el electrodo de tratamiento de tejido en un ángulo de aproximadamente 45 grados. Se proporciona un rebaje ciego -43- en el electrodo -4-. Este rebaje -43- se proporciona puramente para permitir el ensamblaje automatizado del instrumento electroquirúrgico y no proporciona una abertura de aspiración, ya que no pasa completamente a través del electrodo -4-.

El aislante cerámico -36- está rodeado con una caperuza metálica -44- que forma el primer electrodo de retorno -6- y que está conectado a través de un conductor externo -45- al generador -10- y al circuito de conmutación -62- descrito anteriormente con referencia a las figuras -4A- y -4B-. Cuando se utiliza el instrumento para cortar tejido, el circuito de conmutación entrega la señal de potencia de RF entre el electrodo activo -4- y la caperuza -44- (es decir,

5 el primer electrodo de retorno -6-). Sin embargo, cuando el instrumento se utiliza para coagular tejido, el circuito de conmutación entrega la señal de potencia de RF entre el electrodo activo -4- y el segundo electrodo de retorno -7-. La distancia entre el electrodo activo y los primeros electrodos -4-, -6- es menor que la que existe entre los segundos electrodos de retorno activo -4-, -7-, de manera que existe una separación entre electrodos relativamente pequeña cuando el instrumento se está usando para cortar tejido, mientras que existe una separación entre electrodos relativamente mayor cuando el instrumento se está usando para coagular tejido.

10 Resultará evidente que son posibles otras combinaciones de electrodos y conmutación de generador. Los instrumentos se pueden emplear directamente en contacto con tejidos como instrumentos de campo seco, o se pueden utilizar sumergidos en un fluido conductor como instrumentos de campo húmedo. El circuito de conmutación -62- se puede utilizar simplemente para conmutar entre los modos de corte y coagulación, o se puede utilizar para proporcionar un modo de corte y coagulación mezclado en el que alterna rápidamente entre los dos estados, tal como se describe con más detalle en la Patente U.S.A. Nº 6.966.907. Los expertos en la técnica apreciarán cómo se pueden emplear estas diferentes variaciones, dependiendo de los requisitos de cada procedimiento o preferencia del cirujano.

15

REIVINDICACIONES

1. Sistema electroquirúrgico que incluye un instrumento electroquirúrgico (12) y un generador electroquirúrgico (10), comprendiendo el instrumento electroquirúrgico por lo menos los electrodos primero, segundo y tercero (4, 6, 7) separados entre sí por el elemento aislante (5, 8; 36) entre ellos, teniendo el primer electrodo (4) una característica tal que está adaptada para constituir un electrodo activo, teniendo el segundo electrodo (6) una característica tal que está adaptado para constituir un primer electrodo de retorno, y teniendo el tercer electrodo (7) una característica tal que está adaptado para constituir un segundo electrodo de retorno, incluyendo el generador electroquirúrgico una fuente (60) de energía de radiofrecuencia capaz de producir una forma de onda de RF de coagulación o una forma de onda de RF de corte, y conexiones de salida primera, segunda y tercera (62A, 62B, 62C) conectadas al primer, segundo y tercer electrodo respectivamente del instrumento electroquirúrgico, comprendiendo además el generador un medio de conmutación (62) que tiene dichos electrodos primero, segundo y tercero (62A, 62B, 62C) como salidas, y un controlador (72), siendo el controlador tal que cuando se selecciona una forma de onda de RF de corte, el medio de conmutación dirige la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida pero no la tercera conexión de salida, de tal manera que la forma de onda de corte de RF se suministra al primer y segundo electrodo (4, 6) pero no al tercer electrodo, y cuando se selecciona una forma de onda de RF de coagulación, el medio de conmutación dirige la forma de onda de RF de coagulación entre las primera y tercera conexiones de salida y, por lo tanto, al primer y tercer electrodo (4, 7).
2. Sistema electroquirúrgico, según la reivindicación 1, **caracterizado porque** la separación entre el primer y tercer electrodo (4, 7) es mayor que la del primer y segundo electrodo (4, 6).
3. Sistema electroquirúrgico, según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** la característica que adapta el primer electrodo (4) para constituir un electrodo activo es la zona de electrodo.
4. Sistema electroquirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado porque** la característica que adapta el segundo y tercer electrodo (6, 7) para constituir electrodos de retorno es la zona de electrodo.
5. Sistema electroquirúrgico, según las reivindicaciones 3 y 4, **caracterizado porque** la zona del primer electrodo (4) es menor que la del tercer electrodo (7).
6. Sistema electroquirúrgico, según la reivindicación 5, **caracterizado porque** la zona del primer electrodo (4) es menor que la del segundo electrodo (6).
7. Sistema electroquirúrgico, según la reivindicación 5 o 6, **caracterizado porque** el área del primer y segundo electrodo (4, 6) es menor que la del tercer electrodo (7).
8. Sistema electroquirúrgico, según cualquier reivindicación precedente, **caracterizado porque** el tercer electrodo (7) está situado axialmente hacia atrás con respecto al primero y segundo electrodo (4, 6) a lo largo de un eje longitudinal del instrumento electroquirúrgico y en una dirección alejada de una punta del instrumento.
9. Sistema electroquirúrgico, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado porque** está dispuesto de tal manera que, cuando se selecciona una forma de onda de RF de coagulación, el medio de conmutación (62) dirige la forma de onda de RF de coagulación entre la primera conexión de salida (62A) y tanto las segunda y tercera conexiones de salida (62B, 62C) y, por lo tanto, el primer electrodo (4) y tanto el segundo como el tercer electrodo (6, 7).
10. Sistema electroquirúrgico, según cualquier reivindicación precedente, **caracterizado porque** el generador (10) está provisto de un modo de mezcla en el que el medio de conmutación (62) dirige la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida (62A, 62B) y, por lo tanto, el primero y segundo electrodo (4, 6), y dirige asimismo la forma de onda de RF de coagulación entre las primera y tercera conexiones de salida (62A, 62C) y, por lo tanto, el primero y tercer electrodo (4, 7).
11. Sistema electroquirúrgico, según la reivindicación 10, **caracterizado porque** está dispuesto de tal manera que, en el modo de mezcla, el generador (10) alterna rápidamente entre dirigir la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida (62A, 62B) y dirigir la forma de onda de coagulación RF entre las primera y tercera conexiones de salida (62A, 62C).
12. Sistema electroquirúrgico que incluye un instrumento electroquirúrgico (12) y un generador electroquirúrgico (10), comprendiendo el instrumento electroquirúrgico por lo menos los electrodos primero, segundo y tercero (4, 6, 7) separados entre sí por elementos aislantes, incluyendo el generador electroquirúrgico una fuente (60) de energía de radiofrecuencia capaz de producir una forma de onda de RF de coagulación o una forma de onda de RF de corte y primera, segunda y tercera conexiones de salida (62A, 62B, 62C) conectadas al primero segundo y tercer electrodo (4, 6, 7) respectivamente del instrumento electroquirúrgico, incluyendo además el generador un medio de conmutación (62) que tiene dichas primera, segunda y tercera conexiones de salida (62A, 62B, 62C) como salidas, y un controlador (72), siendo el controlador tal que cuando se selecciona una forma de onda de RF de corte, el

- 5 medio de conmutación dirige la forma de onda de RF de corte entre las primera y segunda conexiones de salida, pero no la tercera conexión de salida, de tal manera que la forma de onda de corte de RF se suministra al primer y segundo electrodo (4, 6), pero no al tercer electrodo, y cuando se selecciona una forma de onda de RF de coagulación, el medio de conmutación dirige la forma de onda RF de coagulación entre las primera y tercera conexiones de salida y, por lo tanto, el primer y tercer electrodo (4, 7), teniendo el primer electrodo (4) una característica tal que está adaptado para constituir un electrodo activo, teniendo el tercer electrodo (7) una característica tal que está adaptado para constituir un electrodo de retorno y teniendo el segundo electrodo (6) una característica tal que está adaptado para constituir un electrodo activo o un electrodo de retorno, dependiendo de si el generador suministra una forma de onda de RF de coagulación o una forma de onda de RF de corte.
- 10
13. Sistema electroquirúrgico, según la reivindicación 12, **caracterizado por que** el segundo electrodo (6) está adaptado para constituir un electrodo de retorno cuando la forma de onda RF de corte se suministra entre las primera y segunda conexiones de salida (62A, 62B).
- 15
14. Sistema electroquirúrgico, según la reivindicación 12 o la reivindicación 13, **caracterizado por que** el segundo electrodo (6) está adaptado para constituir un electrodo activo adicional cuando la forma de onda de RF de coagulación se suministra entre las primera y tercera conexiones de salida.
- 20
15. Sistema electroquirúrgico, según la reivindicación 14, **caracterizado por que** está dispuesto de tal manera que el medio de conmutación (62) conecta las primera y segunda conexiones de salida (62A, 62B) en común cuando la salida de coagulación RF se suministra entre las primera y tercera conexiones de salida (4, 7).

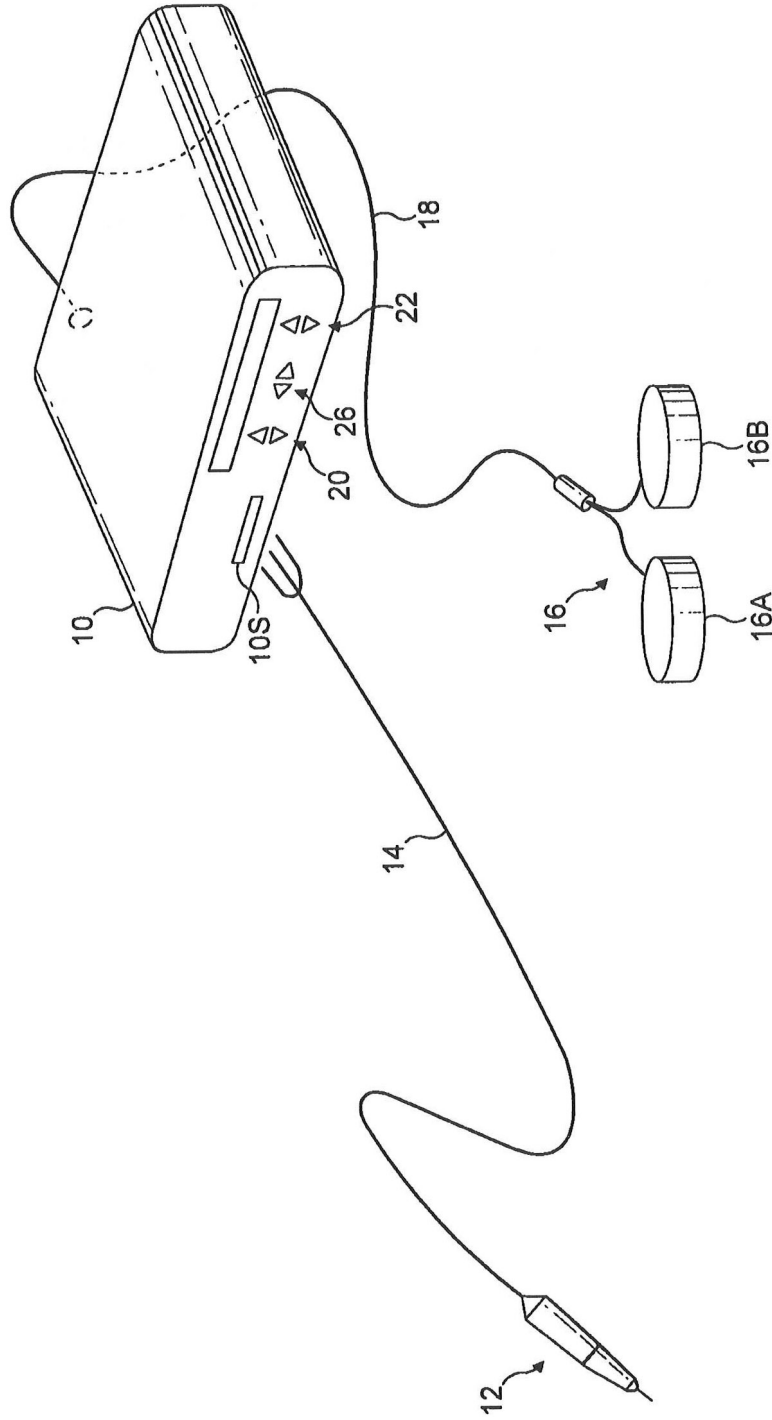


FIG. 1

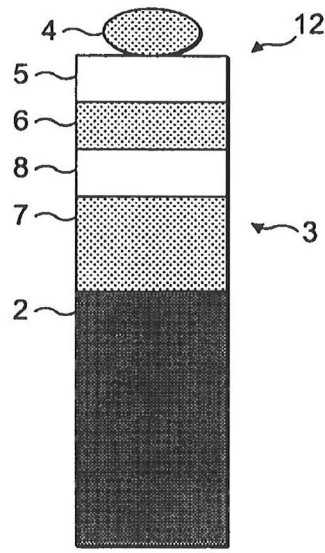


FIG. 2

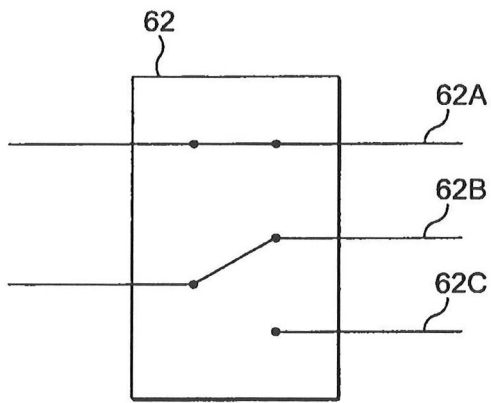


FIG. 4A

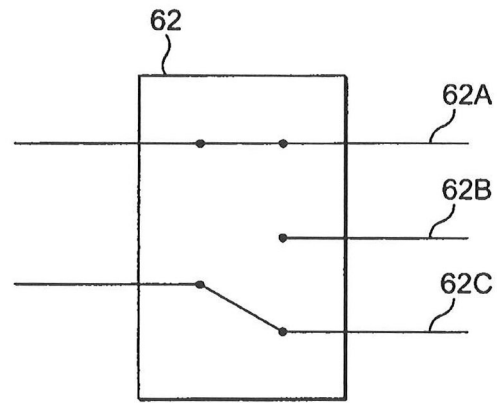


FIG. 4B

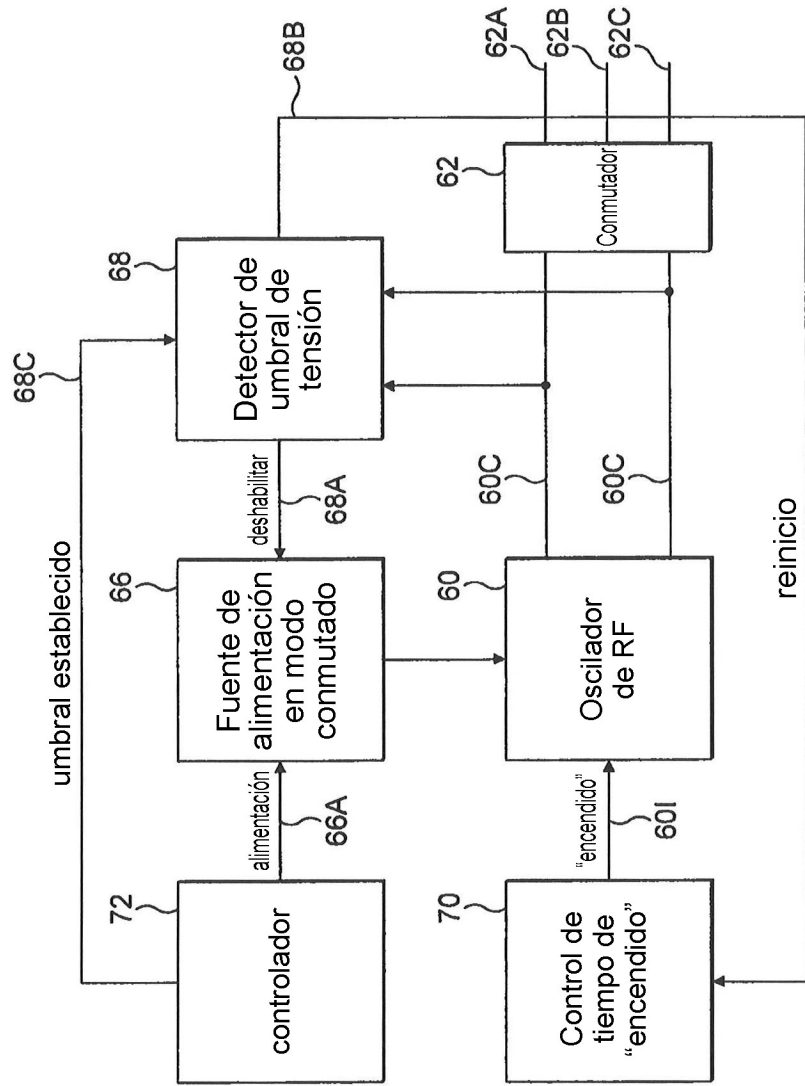


FIG. 3

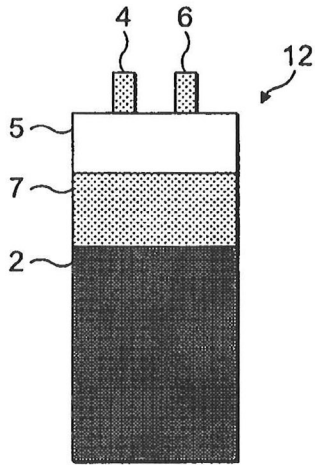


FIG. 5

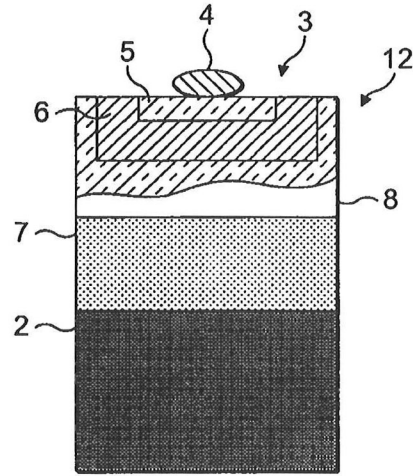


FIG. 6

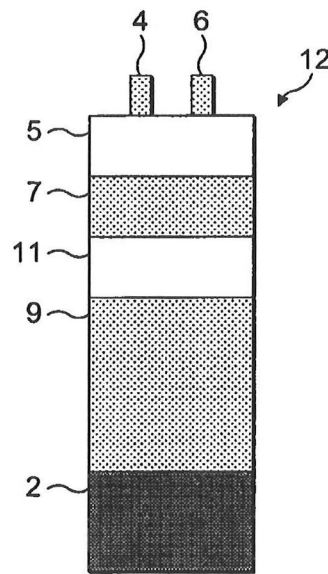


FIG. 7

