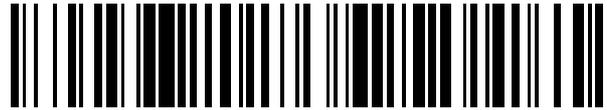


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 541 784**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/14** (2006.01)

**A61B 18/00** (2006.01)

**A61B 17/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.01.2008 E 08826108 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.04.2015 EP 2109407**

54 Título: **Aparato de electrocauterio**

30 Prioridad:

**06.02.2007 US 671911**

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

**24.07.2015**

73 Titular/es:

**AESULAP AG (100.0%)  
Am Aesculap-Platz  
78532 Tuttlingen, DE**

72 Inventor/es:

**KANE, MARK;  
EDER, JOSEPH CHARLES;  
NORDELL, BENJAMIN THEODORE;  
EDELSTEIN, PETER SETH y  
NEZHAT, CAMRAN**

74 Agente/Representante:

**ARIZTI ACHA, Monica**

**ES 2 541 784 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).

Aparato de electrocauterio  
**DESCRIPCIÓN**

5 La invención se refiere a la cauterización de tejido. Más en particular, la invención se refiere a un sistema de electrocauterio con diversos electrodos y un mecanismo para la operación o compensación automática o seleccionada por el usuario de los electrodos.

10 Diversas condiciones fisiológicas exigen la retirada de tejido y órganos. Un problema principal en todos los procedimientos de retirada de tejido es la hemostasis, es decir, el cese de la hemorragia. Todos los vasos sanguíneos que suministran a un órgano o a un segmento de tejido que se va a retirar deben sellarse, bien suturando o cauterizando, para inhibir la hemorragia cuando el tejido se retira. Por ejemplo, cuando se retira el útero en una histerectomía, la hemorragia debe inhibirse en el cuello cervical, que debe extirparse a lo largo de los  
15 determinados vasos que suministran sangre al útero. De manera similar, los vasos sanguíneos dentro del hígado deben sellarse individualmente cuando una porción del hígado se extirpa en conexión con la retirada de un tumor o para otros fines. Lograr la hemostasis es necesario en procedimientos quirúrgicos abiertos así como procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos. En los procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos, el sellado de los vasos sanguíneos puede llevar especialmente mucho tiempo y ser problemático ya que existe un acceso limitado  
20 por medio de una cánula y otros pequeños pasos.

Lograr la hemostasis es particularmente importante en los procedimientos de acceso limitado, donde el órgano u otro tejido debe morcelarse antes de la retirada. La mayoría de órganos son demasiado grandes para retirarse intactos a través de una cánula u otro paso de acceso limitado, necesitando de esta manera que el tejido se  
25 morcele, por ejemplo se corte, se reduzca o de otra manera se divida en partes más pequeñas, antes de la retirada.

Además de los ejemplos anteriores, existe una variedad de otros instrumentos electroquirúrgicos para sellar y dividir láminas de tejido vivo, tales como arterias, venas, vasos linfáticos, nervios, tejido adiposo, ligamentos y otras estructuras de tejido blando. Un número de sistemas conocidos aplican energía de radiofrecuencia (RF) para  
30 necrosar tejido corporal, de hecho, algunos de ellos proporcionan ventajas significativas y disfrutan hoy en día de un uso extendido. Sin embargo, los inventores han intentado identificar y corregir los inconvenientes de los enfoques anteriores, y buscar posibles mejoras, incluso cuando los enfoques conocidos son adecuados.

En este sentido, un problema reconocido por los inventores se refiere al pequeño tamaño de las estructuras de electrodo de hoy en día. En particular, muchos fabricantes de instrumentos electroquirúrgicos limitan la longitud total y el área superficial de los electrodos para mejorar la probabilidad de cubrir completamente los electrodos con tejido. Esta estrategia de electrodos pequeños tiene como resultado que el cirujano tenga que sellar y dividir múltiples veces para sellar y dividir largas láminas de tejido adecuadamente. Tales procesos que consumen tiempo también son perjudiciales para los pacientes, incrementando el tiempo anestésico e incrementando potencialmente el riesgo  
40 de lesiones a las estructuras de alrededor, ya que el reparto de energía y la división del tejido se repiten una y otra vez.

Las consecuencias de la cobertura parcial de los electrodos pueden ser significativas. Esta condición puede provocar la formación de arco eléctrico, carbonización del tejido, y un sellado inadecuado del tejido. La división mecánica, por ejemplo con cuchillas, o electroquirúrgica del tejido se realiza inmediatamente después del sellado del tejido, y la división del tejido sellado inadecuadamente puede suponer un riesgo para el paciente ya que los vasos no sellados pueden sufrir hemorragias. La formación de arco eléctrico presenta su propio conjunto de problemas. Si los electrodos de electrocauterio generan un arco entre ellos, en lugar de hacer pasar la energía de RF a través del tejido específico, el tejido falla al someterse al electrocauterio previsto. Además, dependiendo de la trayectoria del arco, este podría dañar el tejido no específico. Otro problema es que los electrodos adyacentes en un sistema de electrodos múltiples pueden generar un cruce eléctrico o generar un efecto térmico excesivo en la zona de transición entre dos electrodos adyacentes que se activan secuencialmente. Los diseños anteriores evitaban esto imponiendo un separador mecánico para las mordazas sobre las que los electrodos se aseguraban. Sin embargo, este separador evitaba que el tejido muy fino estableciera contacto con los electrodos opuestos, evitando un sellado eléctrico óptimo en estas regiones. Estos separadores, si son demasiado poco profundos, también pueden tener  
50 como resultado la formación de arcos eléctricos entre electrodos.

En frecuencias normales de energía de radiofrecuencia (RF) en el intervalo de 300 kHz 10 MHz, la impedancia del tejido es resistiva en gran medida. Antes de la desecación del tejido, las impedancias iniciales pueden variar en gran medida dependiendo del tipo de tejido y la ubicación, vascularidad, etc. De esta manera, determinar la idoneidad de la cobertura del tejido con los electrodos basándose únicamente en la impedancia local es impreciso y poco práctico. Una metodología viable y segura para determinar la cobertura de los electrodos mediante el tejido permitiría el desarrollo de electrodos de mayor longitud y área superficial para su uso en el sellado y división seguros y rápidos de láminas de tejido durante procedimientos quirúrgicos. Por tanto, sería ventajoso proporcionar una metodología  
60

para determinar el área de cobertura de tejido de uno o más electrodos.

5 El documento US 4.200.104 A divulga un método y un aparato de medición del área de contacto del paciente que incluye un primer elemento de contacto electroconductor adaptado para contactar con el paciente; y un segundo  
elemento de contacto electroconductor separado del primer elemento de contacto y adaptado también para  
contactar con el paciente. Además, una circuitería de medición está dispuesta entre los primeros y segundos  
elementos de contacto electroconductores para medir el área de contacto del paciente con respecto a los elementos  
de contacto. Los elementos de contacto electroconductores pueden comprender cada electrodo de un electrodo de  
10 paciente electroquirúrgico dividido, electrodos activos y pacientes empleados en electrocirugía, o una sonda  
crioquirúrgica junto con un electrodo de monitor adaptado para el contacto con el paciente.

15 El documento EP 1 586 281 A1 va dirigido a un sistema para detectar un contacto electrodo-tejido que comprende un catéter que tiene un sensor de ubicación y un electrodo de extremo distal. El catéter comprende además un  
electrodo de referencia que está protegido de establecer contacto con el tejido. El sistema comprende además un  
generador de señales para transmitir señales de prueba al extremo distal y los electrodos de referencia. El contacto  
con el tejido se detecta comparando las señales por el electrodo de extremo hasta un electrodo de retorno frente a la  
señal por el electrodo de referencia hasta un electrodo de retorno. La energía de ablación puede suministrarse al  
electrodo de extremo distal si se detecta el contacto del electrodo con el tejido.

20 La presente invención proporciona un aparato de electrocauterio tal como se define en la reivindicación 1, o una  
cualquiera de las reivindicaciones dependientes.

25 Se divulga una estructura del electrodo y un mecanismo para la operación o compensación automatizada o  
seleccionada por el usuario de los electrodos, por ejemplo para determinar la cobertura del tejido y evitar la  
formación de arco eléctrico entre electrodos inferiores durante el electrocauterio.

### Breve descripción de los dibujos

30 La FIGURA 1 es un diagrama de bloques de los componentes e interconexiones de un sistema de  
electrocauterio de acuerdo con la invención;

La FIGURA 2 es un bloque de combinación y un diagrama esquemático que ilustran un dispositivo de  
electrocauterio con una primera realización de la circuitería de compensación de acuerdo con la invención;

35 La FIGURA 3 es un bloque de combinación y un diagrama esquemático que ilustran un dispositivo de  
electrocauterio con una segunda realización de la circuitería de compensación de acuerdo con la presente  
invención;

40 La FIGURA 4 es un bloque de combinación y un diagrama esquemático que ilustran un dispositivo de  
electrocauterio con una tercera realización de la circuitería de compensación de acuerdo con la invención;

La FIGURA 5 es un bloque de combinación y un diagrama esquemático que ilustran un dispositivo de  
electrocauterio con circuitería para activar de manera selectiva electrodos de acuerdo con la invención; y

45 La FIGURA 6 es un diagrama de bloques que muestra un electrodo que tiene un revestimiento dieléctrico de  
acuerdo con la invención.

### Descripción detallada

50 A la vista de los problemas de la tecnología convencional que los inventores han reconocido (tal como se ha  
analizado anteriormente), los inventores han intentado mejorar la capacidad de un usuario para controlar los  
electrodos de electrocauterio después de que dichos electrodos se hayan insertado en el cuerpo. Las áreas más  
lejanas de su enfoque incluyen mejorar la eficacia de la transferencia de potencia a las estructuras del electrodo, y  
mejorar la precisión de las medidas tomadas desde la estructura del electrodo *in situ*. Un beneficio de implementar  
55 estas mejoras es la habilidad para usar superficies del electrodo mayores, con las consecuencias ventajosas  
analizadas anteriormente.

60 La FIGURA 1 ilustra una realización del sistema de electrocauterio 100. El sistema 100 incluye una estructura del  
electrodo 102 que se acciona eléctricamente mediante un módulo compensador, selector de electrodos y de  
potencia 108. El módulo 108 funciona de acuerdo con una entrada del usuario transmitida mediante una o más  
interfaces de usuario 110.

Tal como se explicará a continuación en más detalle, ciertos componentes del sistema 100 pueden implementarse  
con características de procesamiento de datos digitales. Estos pueden implementarse de diversas formas.

Algunos ejemplos incluyen un procesador para fines generales, un procesador digital de señales (DSP), un circuito integrado de aplicación específica (ASIC), una matriz de puertas programables en campo (FPGA) u otro dispositivo lógico programable, puerta discreta o lógica de transistor, componentes discretos de hardware, o cualquier combinación de los mismos diseñada para realizar las funciones descritas en el presente documento. Un procesador para fines generales puede ser un microprocesador, pero en la alternativa, el procesador puede ser cualquier procesador convencional, controlador, microcontrolador, o máquina de estado. Un procesador también puede implementarse como una combinación de dispositivos informáticos, por ejemplo, una combinación de un DSP y un microprocesador, una pluralidad de microprocesadores, uno o más microprocesadores junto con un núcleo DSP, o cualquier otra de tales configuraciones.

Como un ejemplo más específico, un procesamiento digital de datos incluye un procesador, tal como un microprocesador, ordenador personal, estación de trabajo, controlador, microcontrolador, máquina de estado, u otra máquina de procesamiento, acoplada al almacenamiento digital de datos. En el presente ejemplo, el almacenamiento incluye un almacenamiento de rápido acceso, así como un almacenamiento no volátil. El almacenamiento de rápido acceso puede usarse, por ejemplo, para almacenar las instrucciones de programación ejecutadas mediante el procesador. El almacenamiento puede implementarse mediante diversos dispositivos. Son posibles muchas alternativas. Por ejemplo, uno de los componentes puede eliminarse. Además, el almacenamiento puede proporcionarse a bordo del procesador, o incluso proporcionarse externamente al aparato.

El aparato también incluye una entrada/salida, tal como un conector, línea, bus, cable, buffer, enlace electromagnético, antena, puerto IR, transductor, red, módem u otro medio para que el procesador intercambie datos con otro hardware externo al aparato.

Como se ha mencionado anteriormente, pueden usarse diversos ejemplos del almacenamiento digital de datos, por ejemplo, para proporcionar almacenamiento usado mediante el sistema 100 (FIGURA 1), para incorporar el almacenamiento, etc. Dependiendo de su aplicación, este almacenamiento digital de datos puede usarse para diversas funciones, tal como almacenar datos, o para almacenar instrucciones legibles a máquina. Estas instrucciones pueden ayudar a realizar diversas funciones de procesamiento, o pueden servir para instalar un programa de software en un ordenador, donde tal programa de software puede ejecutarse después para realizar otras funciones relacionadas con esta divulgación.

Un medio de almacenamiento ejemplar se acopla a un procesador para que el procesador pueda leer información desde, y escribir información, en el medio de almacenamiento. En la alternativa, el medio de almacenamiento puede formar parte del procesador. En otro ejemplo, el procesador y el medio de almacenamiento pueden residir en un ASIC u otro circuito integrado.

En comparación con los medios de almacenamiento que contienen instrucciones ejecutables a máquina (como se ha descrito anteriormente), una realización diferente usa circuitería lógica para implementar características de procesamiento de datos de procesamiento del sistema.

Dependiendo de los requisitos particulares de la aplicación en las áreas de velocidad, gastos, coste de matricería, y similar, esta lógica puede implementarse construyendo un circuito integrado de aplicación específica (ASIC) que tienen miles de pequeños transistores integrados. Tal ASIC puede implementarse con CMOS, TTL, VLSI u otra construcción adecuada. Otras alternativas incluyen un chip de procesamiento digital de señales (DSP), circuitería discreta (tal como resistores, condensadores, diodos, inductores, y transistores), matriz de puertas programables en campo (FPGA), matriz de lógica programable (PLA), dispositivos de lógica programable (PLD) y similares.

#### Estructura del electrodo 102

En referencia a la FIGURA 1, la estructura del electrodo 102 incluye primeras y segundas superficies 103-104 del electrodo. La superficie 104 del electrodo se forma mediante un grupo de electrodos, tal como electrodos 104a, 104b individuales, etc. En un ejemplo, los electrodos pueden ser sustancialmente contiguos. La superficie 103 del electrodo, en un caso, incluye un único electrodo, tal como se ilustra. En otro caso, la superficie 103 incluye múltiples electrodos, del mismo o diferente número que los electrodos 104.

En una realización, las superficies 103-104 del electrodo están dispuestas para proporcionar potencia eléctrica a un área de tejido específica que usa electrodos opuestos y bipolares. El uso de electrodos opuestos y bipolares es ventajoso ya que concentra el flujo de energía entre los electrodos y limita el efecto sobre el tejido adyacente que no se confina dentro de los electrodos opuestos.

En un caso, las estructuras 103-104 del electrodo pueden tener geometrías generalmente similares para contactar con el tejido de manera simétrica. Alternativamente, las estructuras 103-104 del electrodo pueden tener geometrías diferentes. Por ejemplo, una estructura del electrodo puede comprender una sonda para su inserción en un orificio

natural del cuerpo con la otra estructura del electrodo que se estructura para acoplarse a una superficie de tejido exterior separada del orificio del cuerpo. En algunos casos, pueden emplearse más de dos estructuras del electrodo, pero al menos dos estructuras del electrodo o regiones separadas de una única estructura se activan con polaridad opuesta para aplicar energía de RF al tejido específico. En algunos casos, las estructuras del electrodo pueden ser diferentes regiones formadas como parte de una única estructura de soporte, por ejemplo, un único tubo elástico o cubierta que puede colocarse sobre un órgano u otra masa de tejido y que tiene dos o más superficies del electrodo formadas sobre el mismo.

Las diferentes superficies del electrodo están aisladas unas de otras cuando la energía de alta frecuencia de la misma polaridad o polaridad opuesta se aplica a ellas. En otros casos adicionales, una única estructura del electrodo puede tener una pluralidad de regiones activas o eléctricamente conductoras, donde las regiones eléctricamente conductoras pueden activarse con la misma polaridad o una opuesta.

En algunos casos, puede ser aconsejable proporcionar componentes o estructuras adicionales sobre las estructuras del electrodo para mejorar o incrementar el área de contacto eficaz y eléctrica entre la estructura del electrodo y el tejido. En particular, las estructuras del electrodo pueden incluir elementos que penetran en el tejido para mejorar el contacto eléctrico, es decir, reducir la impedancia eléctrica entre el electrodo y el tejido e incrementar la superficie total del área de contacto entre el electrodo y el tejido. Los elementos ejemplares de penetración en el tejido incluyen agujas, alfileres, protuberancias, canales o similares. Un ejemplo particular incluye alfileres que tienen extremos distales afilados para que puedan penetrar a través de la superficie del tejido y dentro de la masa de tejido subyacente. Los alfileres pueden tener profundidades en el intervalo de 1 mm a 5 cm, o desde 3 mm a 1 cm. Los diámetros de los alfileres van desde 0,1 mm a 5 mm, o desde 0,5 mm a 3 mm. En un caso, los alfileres se distribuyen uniformemente sobre el área de contacto del tejido de una estructura del electrodo, con una densidad de alfileres en el intervalo de 0,1 alfileres/cm<sup>2</sup> a 10 alfileres/cm<sup>2</sup>, o desde 0,5 alfileres/cm<sup>2</sup> a 5 alfileres/cm<sup>2</sup>. Cuando se usan elementos de penetración en el tejido, pueden dispersarse de manera uniforme y general por el área eléctricamente activa de la estructura del electrodo. Los alfileres u otros elementos de penetración en el tejido pueden proporcionarse además de una superficie de electrodo eléctricamente conductora adaptable o rígida, pero en algunos casos pueden proporcionar alfileres en toda el área activa o eléctricamente conductora de una estructura de electrodo.

En un ejemplo, los electrodos comprenden una pluralidad de regiones diferentes eléctricamente conductoras, donde las regiones pueden estar eléctricamente aisladas entre sí o pueden estar acopladas eléctricamente entre sí. Las estructuras del electrodo únicas pueden incluir tres, cuatro, cinco y tantas como diez o más regiones discretas eléctricamente conductoras sobre las mismas. Tales regiones eléctricamente conductoras pueden definirse mediante regiones o estructuras eléctricamente aislantes entre ellas.

Un ejemplo de una superficie 104 de múltiples electrodos es una pluralidad de tiras eléctricamente conductoras que están separadas mediante un hueco que puede ser un hueco de aire, un miembro de plástico u otro aislante. El hueco es preferentemente menor de 0,5 mm. Además, los múltiples alfileres de penetración en el tejido pueden estar dispuestos a lo largo de la longitud de cada una de las tiras eléctricamente conductoras. Las tiras eléctricamente conductoras pueden activarse en una configuración de polaridad alternativa. De manera más simple, las tiras opuestas están conectadas a polos opuestos en un único suministro de potencia. Las conexiones eléctricas pueden reorganizarse, sin embargo, para alimentar las tiras virtualmente de cualquier manera. Además, también es posible aislar regiones diferentes de cada tira eléctricamente para permitir alimentar aquellas regiones en diferentes polaridades; o ajustar los electrodos a la misma polaridad pero con diversas secuencias de patrón de activación que pueden incluir activar cada electrodo, activar un electro específico, o activar múltiples electrodos simultáneamente.

Aunque se muestran como placas planas, la estructura del electrodo 102 puede implementarse en una variedad de formas diferentes sin apartarse del alcance de la invención. Por ejemplo, las estructuras 103-104 del electrodo pueden ser generalmente curvadas para facilitar la colocación sobre una estructura de cuerpo tubular o masa de tejido. En un caso, las configuraciones del electrodo están configuradas específicamente para tener una geometría destinada a acoplarse a un órgano en particular o geometría de tejido. En otros casos, las configuraciones del electrodo son adaptables para que puedan acoplarse contra y adaptarse a superficies de tejido muy diferentes. En este sentido, las tiras del electrodo pueden construirse de tal material como, por ejemplo, mallas adaptables, que permiten que las estructuras del electrodo se aplanen o que asuman una amplia variedad de otras configuraciones. Adicionalmente, las estructuras aislantes también pueden formarse a partir de un material flexible o adaptable, que permite una reconfiguración adicional de las estructuras del electrodo. La estructura 102 puede implementarse de acuerdo con una cualquiera, o una combinación, de configuraciones de formas conocidas, que son familiares para el experto habitual en la materia. Algunas formas ejemplares incluyen mordazas opuestas, cilindros, sondas, almohadillas planas, etc. En este sentido, los electrodos pueden configurarse de cualquier manera adecuada para acoplarse a una superficie de tejido.

De esta manera, los electrodos pueden ser rígidos, flexibles, elásticos, inelásticos (no dilatables), planos, no planos, o similares, y opcionalmente pueden emplear elementos de penetración del tejido para mejorar el contacto eléctrico

entre la estructura del electrodo y el tejido, así como incrementar el área del electrodo. Las configuraciones del electrodo pueden ser adaptables para que puedan acoplarse contra y adaptarse a superficies del electrodo ampliamente diferentes, o están específicamente configuradas para tener una geometría destinada a acoplarse a un órgano en particular o geometría de tejido. En ambos casos, las estructuras del electrodo pueden estar provistas además de elementos de penetración del tejido.

Opcionalmente, las estructuras del electrodo pueden incluir tanto una superficie conductora como una superficie no conductora. En algunas realizaciones, esto se logra dejando una superficie como una cara metálica expuesta, mientras que la otra superficie del electrodo se cubre o se aísla con, por ejemplo, un material dieléctrico. En el caso de los electrodos rígidos, el aislamiento puede laminarse, revestirse o aplicarse de otra manera directamente a la superficie opuesta. En el caso de electrodos flexibles y elásticos, la capa de aislamiento es flexible para que pueda expandirse y contraerse junto con el electrodo sin pérdida ni retirada. En algunos casos, una lámina separada y expandible de material cubre la cara para la que se desea el aislamiento. En algunas realizaciones, todas las superficies del electrodo pueden revestirse con un material dieléctrico.

En una realización, las regiones eléctricamente activas de las estructuras del electrodo tienen un área que oscila desde uno a cincuenta  $\text{cm}^2$  o mayor. Los detalles y ejemplos adicionales de estructuras del electrodo se explican en las solicitudes de patente de Estados Unidos tal como se han identificado anteriormente.

## 20 Suministro de potencia 106

El suministro de potencia 106 incluye uno o múltiples suministros de potencia. Básicamente, el suministro de potencia 106 genera potencia de alta frecuencia, tal como potencia de RF, para su aplicación a un tejido específico a través de una o más regiones eléctricamente activas de la estructura 102 del electrodo. Tal como se describe a continuación, la duración y magnitud de la potencia cauteriza o necrosa el tejido entre las superficies 103-104 del electrodo.

Las bandas de frecuencia ejemplares incluyen 100 kHz a 10 MHz o 200 kHz a 750 kHz. Los niveles de potencia dependen del área superficial y el volumen del tejido a tratar, con algunos ejemplos que incluyen un intervalo de 10 W a 500 W, o 25 W a 250 W, o 50 W a 200 W. La potencia puede aplicarse a un nivel desde  $1 \text{ W/cm}^2$  a  $500 \text{ W/cm}^2$ , o  $10 \text{ W/cm}^2$  a  $100 \text{ W/cm}^2$ , por ejemplo.

El suministro de potencia 106 puede implementarse usando diversos suministros de potencia convencionales electroquirúrgicos para fines generales. El suministro de potencia 106 puede emplear ondas sinusoidales o no sinusoidales y puede funcionar con niveles de potencia fijos o controlados. Los suministros de potencia adecuados están disponibles gracias a proveedores comerciales.

En una realización, el suministro de potencia proporciona una potencia de salida constante, con tensión y corriente variable, donde la salida de potencia varía basándose en la carga. De esta manera, si el sistema ve una carga de impedancia muy alta, la tensión se mantiene a un nivel razonable para evitar la formación de arco eléctrico. Con el electrocauterio de tejido, la impedancia oscila desde dos ohmios a 1000 ohmios, por ejemplo. Al aplicar potencia constante, el suministro de potencia 106 puede proporcionar una corriente significativa a una baja impedancia para lograr una desecación inicial cuando el tejido se cauteriza primero y, a medida que la cauterización avanza, aplicar una tensión mayor para completar el proceso de sellado del tejido. De esta manera, el suministro de potencia 106 puede proporcionar una corriente mayor y una tensión menor en el comienzo del proceso de cauterización y una tensión mayor y una corriente menor en la fase de sellado del proceso. El control de tal generador de potencia se basa, al menos en parte, en el sistema 100 de monitorización de potencia.

En una realización, el suministro de potencia 106 incluye un mecanismo para ajustar la potencia deseada. Este ajuste puede ocurrir mediante el control en tiempo real, una selección preestablecida mediante un usuario, ajustes por defecto, selección del perfil predeterminado, etc. En una realización, la modulación por ancho de pulsos se usa en relación con un transformador de líneas. El sistema carga una primaria del transformador de líneas y produce una salida regulada. La secundaria puede regularse, por ejemplo, a 15 voltios hasta un número deseado de amperios para producir la salida de potencia deseada. Basándose en el periodo, tal como se determina mediante el ancho de pulsos que carga la primaria, se determina la curva de potencia. De esta manera, la invención establece un nivel determinado de potencia en la primaria del transformador de líneas y el mismo nivel de potencia se proporciona mediante la secundaria independientemente de la impedancia de la carga, es decir, el tejido.

El suministro de potencia 106 puede incluir equipo de procesamiento digital de datos, tal como se ha mencionado anteriormente. Este equipo opcional, si se implementa, se usa para establecer y controlar características y el funcionamiento del suministro de potencia 106.

Tal como se ilustra, el suministro de potencia 106 es una fuente de potencia para múltiples electrodos de la estructura 102. Por consiguiente, el suministro de potencia 106, o el módulo 108, proporcionan múltiples canales de

salida, cada uno de los cuales es ajustable de manera independiente. En esta realización, el sistema 100 incluye una trayectoria de suministro conductora de múltiples conductores 108c para proporcionar potencia a los electrodos, y una trayectoria de retorno 108b para proporcionar una trayectoria de tierra y/o retroalimentación al suministro de potencia o viceversa, dependiendo de la dirección del flujo de corriente.

5 En una realización más particular, el módulo 108 tiene múltiples salidas 108c dirigidas a los electrodos individuales mediante un procesador digital de datos del módulo 108. Estas múltiples salidas funcionan independientemente mediante el procesador y pueden modularse y asignarse de inmediato. De esta manera, el procesador puede asignar una salida a uno cualquiera o más de los elementos del electrodo en un punto determinado en el funcionamiento de un ciclo de cauterización, y reasignar dinámicamente otros puntos de tiempo. Por ejemplo, si la fuente de potencia fuera una fuente de potencia de cuatro canales y el dispositivo electroquirúrgico tuviera dieciséis electrodos, entonces cada canal podría soportar cuatro electrodos en el dispositivo electroquirúrgico. Sin embargo, esta disposición puede variar para que algunos canales soporten más electrodos que otros.

#### 15 Interfaz de usuario 110

La interfaz de usuario 110 comprende uno o más dispositivos para que un humano intercambie información con el módulo 108, incluyendo el suministro de potencia 106. Puede existir una interfaz de usuario común, o interfaces de usuario separadas para cada componente 106, 107. La interfaz de usuario puede implementarse en diversas formas, con la siguiente que funciona como algunos ejemplos. En cuanto al flujo de humano a máquina, algunos ejemplos de la interfaz 110 incluyen botones, diales, interruptores, teclados, una consola de control remoto, u otros dispositivos mecánicos. Otros ejemplos incluyen dispositivos de señalamiento tales como un ratón, bola de desplazamiento, etc. Otros ejemplos adicionales incluyen almohadillas digitalizadoras, pantallas táctiles, entrada de voz, o cualquier otro ejemplo adecuado para los fines descritos en el presente documento. En cuanto al intercambio de máquina a humano, la interfaz 110 puede emplear un monitor de vídeo, una pantalla visualizadora, LED, indicadores mecánicos, sistemas de audio, u otro ejemplo adecuado para los fines descritos en el presente documento.

La entrada del usuario se transmite desde la interfaz al módulo 108 por medio del enlace 108a.

#### 30 Sensores

El sistema 100 también puede incluir diversos sensores unidos a diversos componentes del sistema 100. Los sensores, que no se muestran en la FIGURA 1 para evitar atestar el diagrama, pueden unirse a componentes tales como electrodos 103-104, subpiezas del módulo 108, equipo del suministro de potencia 106, y similar. Los ejemplos de estos sensores incluyen dispositivos para detectar tensión, corriente, impedancia, ángulo de fase entre tensión aplicada y corriente, temperatura, energía, frecuencia, etc. Más en particular, algunos de estos dispositivos incluyen voltímetros, convertidores de analógico a digital, termistores, transductores, amperímetros, etc.

#### 40 Módulo 108

Tal como se ha mostrado anteriormente, el módulo 108 incluye uno o más suministros de potencia 106. Aparte de esta función, el módulo 108 puede implementarse para realizar algunas o todas las operaciones o compensaciones automatizadas o seleccionadas por el usuario de los electrodos de la manera mostrada a continuación. De acuerdo con un aspecto, el módulo 108 puede usarse para centrarse en una región específica de tejido, o en la orden de control de activación de los electrodos, limitando selectivamente la aplicación de potencia a los electrodos cuya selección es predeterminada, seleccionada a máquina o seleccionada por el usuario. De acuerdo con otro aspecto, el módulo 108 puede introducir impedancia en la circuitería de los electrodos para proporcionar una adaptación de impedancias o compensación predeterminada, seleccionada a máquina, o seleccionada por el usuario.

De acuerdo con un aspecto adicional del módulo 108, el módulo 108 puede enfocarse en una región específica de tejido limitando selectivamente la aplicación de potencia a los electrodos cuya selección es predeterminada, seleccionada a máquina o seleccionada por el usuario. En este sentido, el módulo 108 tiene una variedad de salidas 108b-108c acopladas individualmente a cada uno de los electrodos 103-104. Como un ejemplo, las salidas 108b-108c pueden comprender alambres, cables, buses u otros conductores eléctricos. En el ejemplo ilustrado, existen múltiples conductores 108c que conducen a los múltiples electrodos 104a, 104b, etc.

El módulo 108 aplica tensión desde el suministro de potencia 106 por las primeras y segundas superficies 103-104 del electrodo, de manera que la tensión se aplica exclusivamente a las superficies seleccionadas de los electrodos. Estos electrodos pueden seleccionarse de acuerdo con la entrada del usuario desde la interfaz 110, seleccionarse mediante un análisis implementado a máquina, y/o seleccionarse mediante un estado por defecto. En este sentido, el módulo 108 puede incluir una red de conmutación de interruptores eléctricos y/o mecánicos, relés, u otro mecanismo para proporcionar potencia a aquellos electrodos seleccionados. Tal como se muestra, el suministro de potencia 106 se integra en el módulo 108 y el control por ordenador activa selectivamente los conductores de salida

seleccionados.

Ya sea por la red de conmutación independiente o la activación regulada por ordenador de los conductores de salida, el módulo 108 activa los electrodos de acuerdo con la entrada desde la interfaz de usuario 110, o la entrada desde una máquina tal como un dispositivo de procesamiento digital de datos como se ha analizado anteriormente. Dependiendo de la naturaleza de la aplicación, tal aplicación controlada de potencia a los electrodos puede realizarse de acuerdo con un criterio o análisis, estado por defecto, o entrada del usuario seleccionada a máquina.

La FIGURA 5 ilustra una aplicación típica de un ejemplo de una red de conmutación controlada con un procesador, mostrada en contexto de dos suministros de potencia, estructuras del electrodo, y una región de tejido específica. En este ejemplo, las superficies del electrodo están configuradas como sigue. Las superficies del electrodo son sustancialmente paralelas durante la realización del electrocauterio, cada electrodo de una superficie se alinea con su equivalente en la otra superficie del electrodo. En este ejemplo, existen dos electrodos desde la superficie superior correspondientes a cada electrodo de la superficie inferior.

Significativamente, el módulo 108 limita selectivamente la aplicación de potencia a ciertos electrodos, para enfocarse en una región específica de tejido. Los electrodos pueden seleccionarse para un fin diferente también. Principalmente, el módulo 108 puede monitorizar o controlar la selección de electrodos para evitar activar electrodos adyacentes de la misma superficie del electrodo al mismo tiempo o secuencialmente. Asegurarse de que la activación de los electrodos ocurre de esta manera separada evita la formación no intencionada de arco eléctrico entre electrodos y mejora la eficacia del electrocauterio. En una realización, la orden de activación controlada se implementa mediante control por ordenador, y particularmente, mediante un componente de procesamiento digital de datos del módulo 108. Como una alternativa al control por ordenador, puede usarse un medio mecánico, tal como un distribuidor electromecánico u otro dispositivo.

En otra realización, el módulo 108 puede introducir impedancia en la circuitería del electrodo para proporcionar una adaptación de impedancias o compensación predeterminada, seleccionada a máquina, fijada o seleccionada por el usuario. En otras palabras, el módulo 108 contiene un mecanismo para introducir eléctricamente impedancia en un circuito que contiene el suministro de potencia, las salidas 108b-108c, y los electrodos 103-104.

Más en particular, el módulo 108 incluye condensadores, inductores, y/u otros elementos de impedancia que pueden ajustarse o introducirse selectivamente para controlar la cantidad de impedancia en el circuito que contiene el suministro de potencia y los electrodos 103-104. Estos elementos de impedancia pueden comprender elementos discretos, características de circuito integrado, u otras construcciones adecuadas para los fines descritos en el presente documento. El módulo 108 establece esta adaptación de impedancias o compensación de acuerdo con órdenes de un usuario, análisis implementado a máquina, y/o ajustes por defecto.

Un ejemplo de una impedancia ajustable es un inductor ajustable que puede comprender cualquier inductancia conocida, tal como una bobina de material conductor enrollada alrededor de un núcleo ferromagnético ajustable o inductores discretos. En este ejemplo, la inductancia general se incrementa selectivamente cerrando un interruptor que puede activarse manualmente, mecánicamente, eléctricamente o mediante cualquier medio adecuado a los fines de esta divulgación, por ejemplo, por medio de la interfaz de usuario 110.

La FIGURA 2 ilustra una disposición del electrodo que tiene una inductancia en serie con cada electrodo de una superficie superior del electrodo (tal como se ilustra). La FIGURA 3 muestra un ejemplo diferente, que incluye una inductancia en serie con cada electrodo de la superficie inferior del electrodo (tal como se muestra). Todavía en un ejemplo diferente, la FIGURA 4 contiene una red de tipo "T" donde un condensador se coloca en serie con cada electrodo de la superficie superior del electrodo. Adicionalmente, un inductor diferente se coloca en paralelo con cada par de electrodos que están diseñados para activarse juntos. Los ejemplos de las FIGURAS 2-4 pueden emplear elementos de impedancia que son fijos, ajustables o una combinación de fijo y ajustable. Además, en relación con los electrodos que tienen un revestimiento dieléctrico en su superficie, un número casi ilimitado de configuraciones adicionales de circuitería para adaptación de impedancia y/o compensación será aparente para los expertos habituales en la materia que tienen el beneficio de esta divulgación.

Además de la disposición para introducir impedancia en los circuitos del electrodo, otra consideración es el valor de tales elementos de impedancia. En un ejemplo, la impedancia se selecciona para lograr una transferencia de potencia máxima y para realizar mediciones de potencia precisas. En este sentido, la impedancia se elige para mantener una adaptación de impedancias entre el generador de RF, principalmente, el suministro de potencia 106, y el tejido. La adaptación de impedancias se logra cuando el ángulo de fase entre la tensión aplicada y la corriente es cero. Principalmente, la inductancia adicional se incrementa para compensar la reactancia capacitiva incrementada. En un ejemplo, esto se lleva a cabo con un inductor continuamente variable, con un intervalo finito y resolución casi infinita. Tal inductor puede ajustarse a una fase casi cero. En un ejemplo diferente, la adaptación de impedancias se lleva a cabo usando elementos inductivos discretos en una disposición apropiada, tal como se muestra en las FIGURAS 2-4, para encontrar el al menos posible ángulo de fase, aunque este puede no ser exactamente cero.

Habiendo descrito las características estructurales de la invención, se describirán los aspectos operativos de la invención. Las etapas de cualquier método, proceso o algoritmo descrito en relación con las realizaciones divulgadas en el presente documento pueden incorporarse directamente en hardware, en un módulo de software ejecutado mediante hardware, etapas realizadas por humanos, o una combinación de estas.

Una secuencia para realizar un procedimiento de electrocauterio usa un sistema de electrocauterio que incluye una estructura del electrodo y un mecanismo para la operación o compensación automatizada o seleccionada por el usuario de los electrodos. Para facilidad de la explicación, pero sin ninguna limitación prevista, este ejemplo se describe en el contexto específico del sistema 100 de la FIGURA 1.

En una primera etapa, se seleccionan los diferentes parámetros para hacer funcionar el sistema 100. En un ejemplo, uno o más usuarios humanos seleccionan estos parámetros y los transfieren al sistema 100 por medio de la interfaz de usuario 110. En un ejemplo diferente, los parámetros para hacer funcionar el sistema 100 se seleccionan mediante equipo de procesamiento digital de datos a bordo del módulo 108. En este caso, los parámetros se configuran de acuerdo con la entrada del usuario, valores por defecto, medidas recogidas mediante los diversos sensores instalados en el sistema 102, programación del módulo 108, etc.

Sin ninguna limitación prevista, los siguientes son algunos ejemplos no exclusivos de parámetros que pueden seleccionarse en la primera etapa:

- (1) Identidad de electrodos individuales a activar, por ejemplo, FIGURA 5, para enfocar la energía de los electrodos 103-104 en una región específica de tejido.
- (2) Orden de activación de los electrodos.
- (3) Evaluación o medición de la magnitud de impedancia, por ejemplo, FIGURAS 2-4, a usar en la compensación y/o adaptación de impedancias entre el suministro de potencia 106 y los electrodos 103-104.
- (4) Parámetros de potencia eléctrica a aplicarse en el electrocauterio, tales como magnitud, frecuencia, fase u otras características de tensión, corriente, potencia, etc.
- (5) Cualquier otro parámetro por el que el funcionamiento del sistema 100 pueda variar.

En una etapa posterior, el personal apropiadamente entrenado aplica los electrodos 103-104 en una región de tejido específica a ser electrocauterizada. La manera de aplicar los electrodos 103-104 varía de acuerdo con la construcción de los electrodos 103-104, la naturaleza de la parte del cuerpo específica, el procedimiento a realizar, y otros de tales factores. Pueden existir circunstancias donde tanto las estructuras del electrodo 103-104 se usen dentro del cuerpo, y otras realizaciones donde un electrodo se inserte en el cuerpo y el otro electrodo se use externamente, es decir, en aplicaciones bipolares o monopolares, tal como se conoce en la técnica.

En un ejemplo específico de esta próxima etapa, existen múltiples electrodos de una superficie, tal como 104, correspondientes a un electrodo de la otra superficie, tal como 103. Opcionalmente, el personal dispone las primeras y segundas superficies 103-104 del electrodo para que las superficies del electrodo sean sustancialmente paralelas, y cada uno de los segundos electrodos se alinee con su primer electrodo correspondiente, aunque la alineación se obtiene preferentemente durante la fabricación del dispositivo. Las FIGURAS 2-5 muestran ejemplos de la disposición final.

En una etapa adicional, se proporcionan las órdenes para comenzar con el electrocauterio. Esto ocurre mediante la entrada del usuario enviada por medio de la interfaz 110. Por ejemplo, un usuario puede presionar un botón de comienzo, pronunciar una orden de inicio, presionar un pedal de pie, activar una palanca, o realizar otra acción. En un ejemplo diferente, esto ocurre electrónicamente tras la expiración de un temporizador iniciado por el usuario.

Todavía en una etapa adicional, el sistema 100 responde a la orden de inicio y se lleva a cabo el electrocauterio. En este caso, el sistema 100 dirige la potencia de RF bipolar a regiones de tejido específicas definidas mediante la colocación separada de las estructuras 103-104 del electrodo. El uso de electrodos opuestos y bipolares concentra la energía entre los electrodos y limita el efecto en el tejido adyacente que no está confinado dentro de los electrodos opuestos. En la práctica, la potencia puede aplicarse durante un tiempo suficiente para elevar la temperatura del tejido en la masa de tejido a tratar hasta por encima de un nivel de umbral requerido para la cauterización o la necrosis, tal como 60-80 °C o incluso mayor.

Más específicamente, el electrocauterio se realiza de acuerdo con la configuración establecida. Por ejemplo, el suministro de potencia 106 funciona de acuerdo con los ajustes de potencia establecidos. Además, el módulo 108 funciona para invocar a algunos electrodos individuales de acuerdo con la combinación de electrodos seleccionada. En otras palabras, el módulo 108 aplica tensión desde el suministro de potencia 106 por las primeras y segundas superficies 103-104 del electrodo, de manera que la tensión se aplica exclusivamente a los electrodos seleccionados. En el caso del control por ordenador, esto se logra mediante el módulo 108 que aplica selectivamente potencia a los electrodos seleccionados.

- Como una mejora adicional al uso de los electrodos seleccionados, los electrodos pueden activarse usando una orden de activación seleccionada. En este ejemplo, el módulo 108 aplica tensión desde el suministro de potencia 106 por las primeras y segundas superficies 103-104 del electrodo, de manera que la tensión se aplica a uno o más de los primeros electrodos 102 y uno o más de los segundos electrodos 103 en cualquier momento, y el módulo 108 evita la activación de electrodos adyacentes de la misma superficie del electrodo al mismo tiempo o de manera secuencial. El módulo 108 puede implementar además una orden de activación predeterminada o seleccionada por el usuario.
- Por ejemplo, una manera de evitar la interacción, ya sea térmica o eléctrica, entre dos o más de múltiples electrodos en un dispositivo de RF con múltiples electrodos es alterar la secuencia de activación de los electrodos para que los electrodos adyacentes nunca se carguen secuencialmente. Por ejemplo, en lugar de la activación secuencial de un sistema de cuatro electrodos, donde los electrodos se enumeran secuencialmente 1, 2, 3, 4, la invención los activa en un orden tal como 3, 1, 4, 2, 4, 2, 4, 1, 3, 1, 3, etc. para que los electrodos adyacentes no se activen secuencialmente. Los tiempos de activación pueden ser diferentes para que cada electrodo equilibre la energía suministrada en tal secuencia donde algunos electrodos se activan más frecuentemente que otros. Esto evita el cruce durante la transmisión desde un electrodo a otro así como los efectos acumulativos del crecimiento secuencial de calor en el área de transición entre los dos electrodos. Adicionalmente, los electrodos redondeados pueden minimizar el efecto de borde que ocurre entre electrodos y en cualquier superficie de transición.
- Adicionalmente, si una superficie del electrodo o ambas superficies opuestas de electrodos conductores, normalmente de metal, se revisten con materiales dieléctricos y no conductores, la energía de RF todavía puede transmitirse a través del tejido entre ellos por medio de un acoplamiento capacitivo. La FIGURA 6 es un diagrama de bloques que muestra un electrodo que tiene un revestimiento dieléctrico y de acuerdo con la invención. Sin embargo, debido a la naturaleza no conductora del revestimiento de superficie, las superficies del electrodo no crean un cortocircuito si entran en proximidad cercana o contacto. De esta manera, si una porción de un par de electrodos captura solo parcialmente el tejido, es decir, existe un pequeño hueco de aire de 5 mm entre una porción de los electrodos, la energía de RF todavía pasa a través del tejido, en oposición a ir alrededor del tejido y fluir directamente entre los electrodos en proximidad cercana. Esto es especialmente importante más adelante en el ciclo de sellado a medida que aumenta la impedancia del tejido. Cuando la impedancia del tejido es alta la energía busca caminos alternativos o una resistencia menor, tal como entre secciones de electrodo expuestas. Estas capas dieléctricas pueden ser finas envolturas de polímeros, tales como Teflón, óxidos de metal, tales como titanio, tungsteno, o tantalio, o cerámico. Para obtener una capacitancia adecuada estas capas pueden tener un espesor en el intervalo de micras.
- En una realización alternativa, puede lograrse una variedad de diferentes patrones de cauterización de tejido con el sistema 100 activando selectivamente diferentes superficies o regiones del electrodo. Al activar selectivamente dos electrodos adyacentes, mientras que se dejan los otros electrodos sin activar, una región de tejido limitada se cauteriza. En comparación, al activar otras múltiples superficies del electrodo, una región más grande se cauteriza. Los patrones ligeramente diferentes se logran dependiendo del patrón preciso de polaridad de la superficie del electrodo. En otras realizaciones, las superficies del electrodo pueden activarse en un patrón alternativo de polaridad para producir un patrón de cauterización de tejido. También pueden usarse diferentes patrones para producir patrones un poco diferentes de tejido cauterizado.
- Se emplea un enfoque diferente para la activación seleccionada para evitar que las áreas locales de gran impedancia afecten a la impedancia general del sistema a lo largo de todo el electrodo, y de esta manera, reduzcan potencialmente la salida de potencia de todo el sistema a medida que la tensión alcanza su máxima capacidad. En este caso, los electrodos se activan para evitar que un área que ya se ha sellado bien y que, de esta manera, ha alcanzado un gran valor de impedancia, afecte a otras regiones en las que el tejido aún no se ha sellado y que, de esta manera, se encuentra a una impedancia menor. Opcionalmente, el módulo 108 puede emplear perfiles únicos de suministro de potencia y energía para cada electrodo o par de electrodos, basándose en las propiedades del tejido en una ubicación/posición de electrodo específica.
- La realización del electrocauterio emplea la compensación y/o adaptación de impedancias seleccionada. Como resultado, la potencia suministrada desde el suministro de potencia 106 se suministra a la región de tejido específica con menos pérdida eléctrica.
- El sistema 100 puede además detectar y ajustar automáticamente la impedancia de adaptación conjugada. En respuesta, el módulo 108 ajusta la impedancia aplicada a la trayectoria conductora que contiene las superficies del electrodo 103-104 y el suministro de potencia 106. Alternativamente, los sensores pueden proporcionar datos sin procesar al módulo 108, que analiza cómo ajustar la impedancia y si debe hacerse. En un ejemplo distinto, el módulo 108 puede ajustar la impedancia en respuesta a órdenes o datos desde los sensores. Esto puede llevarse a cabo cambiando la frecuencia o energía de RF suministrada mediante el suministro de potencia 106. Por ejemplo, en una realización, el módulo 108 detecta si hay o no tejido presente en cada electrodo en el comienzo de un ciclo

de cauterización midiendo cualquiera de impedancia, presión, o cualquier combinación de estas y/u otros parámetros. Si el tejido no está presente en cada electrodo, entonces tal par de electrodos está inactivo; el módulo 108 desactiva la activación de este electrodo, y/o proporciona un aviso a un operador por medio de la interfaz de usuario 110. El módulo 108 puede también proporcionar un indicador de estado para cada par de electrodos que indica si el ciclo de sellado está activo o se ha completado en relación con cada par de electrodos. En esta realización, cada par de electrodos puede incluir un indicador de estado del modo, tal como un LED por ejemplo, que indica cualquiera de una condición inactiva, activa o completa, una vez que ha comenzado un ciclo de cauterización.

La invención también va dirigida al problema de determinar el área de cobertura de tejido de uno o más electrodos a través del uso de superficies del electrodo revestidas y dieléctricas (Véase la FIGURA 6). Con un generador de RF adecuado y con superficies del electrodo revestidas con un revestimiento dieléctrico, la determinación de la cobertura de tejido puede obtenerse midiendo el ángulo de fase de tensión y corriente de RF. Ya que un revestimiento dieléctrico forma esencialmente un acoplamiento capacitivo con el tejido, para un espesor determinado de material dieléctrico, la capacitancia es una función del área de cobertura.

La fórmula básica para un condensador es:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r A/d$$

Expresado en Faradios, donde  $\epsilon_0$  es la permitividad de espacio libre ( $8.854E-12$ ),  $\epsilon_r$  es la permitividad relativa de la dieléctrica,  $A/d$  es la relación del área y el espesor dieléctrico.

En una frecuencia determinada, la reactancia se expresa como

$$X_c = 1/\omega C$$

donde  $\omega$  es  $2 \cdot \text{Pi} \cdot \text{Frecuencia}$ .

Se necesita un generador de RF adecuado para insertar una inductancia de impedancia conjugada en este caso para cancelar la reactancia capacitiva con un electrodo totalmente cubierto y para medir el ángulo de fase de tensión y corriente de RF. Cuando un electrodo solo está parcialmente cubierto, la capacitancia cambia, es decir, se vuelve menor, ya que el área efectiva es menor. Como resultado, la reactancia y, en último lugar, el ángulo de fase de tensión y corriente de RF cambian. Mientras que la magnitud de cambio queda afectada en parte por la resistencia del tejido, se cree que esta metodología permite el mayor grado de determinación de cobertura del electrodo por el tejido.

Una ventaja adicional de tal metodología puede señalar al algoritmo de control del generador de RF para cambiar la frecuencia, por ejemplo incrementar, con áreas superficiales menores, manteniendo de esta manera una transferencia de potencia máxima mientras que se minimizan las oportunidades de formación de arco eléctrico y carbonización de tejido. Las condiciones potenciales de formación de arco eléctrico y carbonización de tejido pueden detectarse rápidamente mediante rápidos cambios en fase y/o impedancia y apreciando que los electrodos que solo están cubiertos parcialmente con el tejido pueden usarse para señalar al algoritmo de control del generador de RF para que acorte o cambie los parámetros de tratamiento.

Para lograr la máxima transferencia de potencia y para realizar mediciones precisas de potencia, es aconsejable mantener una adaptación de impedancias entre el generador de RF y el tejido. La adaptación de impedancias se logra cuando el ángulo de fase es cero. Pueden usarse varias metodologías para lograr la fase casi cero. Una de tales metodologías usa elementos reactivos adicionales, por ejemplo, mayor inductancia, para compensar la reactancia capacitiva incrementada. Este enfoque puede lograrse de dos maneras diferentes:

- (1) Por medio de la inserción de un inductor continuamente variable con un intervalo finito y resolución casi infinita, tal inductor puede ajustarse a una fase casi cero; o
- (2) Por medio de la inserción de elementos discretos, por ejemplo, inductores para encontrar la fase más baja, aunque esta puede no ser la fase casi cero.

En ambos casos, se necesitan dispositivos electromecánicos dentro del generador de RF.

Otra metodología para lograr la máxima transferencia de potencia, por ejemplo fase cero, es cambiando la frecuencia de RF. Dado que la reactancia depende de la frecuencia, esta metodología permite que el generador de RF compense la discrepancia de fase cambiando electrónicamente la frecuencia. Esto puede no requerir ningún dispositivo mecánico tal como relés, servomecanismos, etc. Además, el generador de RF puede cambiar la frecuencia durante el funcionamiento en lugar de interrumpir primero la potencia de RF para cambiar elementos. De esta manera, esta puede ser la metodología más aconsejable.

Aunque la invención se ha descrito en el presente documento en referencia a la realización preferente, un experto en

la materia apreciará de inmediato que otras aplicaciones pueden sustituirse por aquellas expuestas en el presente documento sin apartarse del alcance de la presente invención, tal como se define mediante las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Un aparato de electrocauterio, que comprende:

5 una pluralidad de primeros electrodos adyacentes que forman una primera matriz de electrodos (104, 104A, 104B);  
 al menos un segundo electrodo (103),  
 un suministro de potencia (106) que tiene salidas acopladas eléctricamente a los primeros electrodos y dicho al  
 menos un segundo electrodo;  
 10 medios (108) para aplicar selectivamente una tensión desde el suministro de potencia entre dos o más  
 electrodos entre cualquiera de los electrodos en la primera matriz de electrodos y dicho al menos un segundo  
 electrodo; y  
 medios para determinar el área de cobertura de tejido de al menos uno de cualquiera de dichos primeros  
 electrodos y dicho al menos un segundo electrodo,  
 15 **caracterizado por que** dicho suministro de potencia comprende un generador de RF que puede hacerse  
 funcionar selectivamente mediante dichos medios para aplicar selectivamente una tensión desde el suministro de  
 potencia para insertar una impedancia conjugada en la forma de una inductancia para cancelar la reactancia  
 capacitiva con un electrodo totalmente cubierto y para permitir la medición del ángulo de fase de tensión y  
 corriente de RF;  
 20 en el que cuando un electrodo solo se encuentra parcialmente cubierto, la capacitancia cambia; y en el que,  
 como resultado, la reactancia y el ángulo de fase de tensión y corriente de RF cambian,  
 y en el que dichos medios para aplicar selectivamente una tensión desde el suministro de potencia comprenden  
 además un algoritmo de control del generador de RF para cambiar la frecuencia del generador de RF tras la  
 detección de áreas menores superficiales del electrodo para mantener una máxima transferencia de potencia  
 25 mientras se minimiza la formación de arco eléctrico y un reparto de energía subóptimo y/o excesivo,  
 y en el que dichos medios para aplicar selectivamente una tensión desde el suministro de potencia comprenden  
 además medios para detectar la formación de arco eléctrico y evitar un reparto de energía subóptimo y/o  
 excesivo determinando cambios rápidos en la fase y/o impedancia, y  
 30 en el que dichos medios para detectar la formación de arco eléctrico y evitar el reparto de energía subóptimo y/o  
 excesivo están configurados además para señalar dicho algoritmo de control del generador de RF para que  
 acorte o cambie los parámetros de tratamiento cuando los electrodos solo están parcialmente cubiertos con el  
 tejido.

2. El aparato de la reivindicación 1, en el que dicho al menos un segundo electrodo comprende al menos un  
 35 electrodo de retorno.

3. El aparato de la reivindicación 1, en el que al menos uno de dicho primer electrodo y dicho segundo electrodo  
 tiene bordes redondeados para minimizar un efecto de borde que ocurre tanto entre electrodos como en cualquier  
 40 superficie de transición.

4. El aparato de la reivindicación 1, en el que al menos uno de dichos primeros electrodos y dicho al menos un  
 segundo electrodo comprende además una superficie del electrodo revestida con un material dieléctrico o no  
 conductor que permite que la energía de RF se transmita entre dichos electrodos por medio de acoplamiento  
 45 capacitivo.

5. El aparato de la reivindicación 4, en el que al menos una porción de dichos primeros electrodos y dicho al menos  
 un segundo electrodo tiene una relación separada que define un hueco de aislamiento de menos de 0,5 mm.

6. El aparato de la reivindicación 4, en el que dicho revestimiento de superficie del electrodo comprende un polímero.  
 50

7. El aparato de la reivindicación 6, comprendiendo dicho polímero cualquiera de:

teflón(R), óxidos de metal de cualquiera de titanio, tungsteno y tantalio, o un material cerámico.

8. El aparato de la reivindicación 4, comprendiendo dicho revestimiento de superficie: al menos una capa de  
 55 revestimiento.

9. El aparato de la reivindicación 1, comprendiendo además dichos medios para aplicar selectivamente una tensión  
 desde el suministro de potencia: medios para activar dichos electrodos en un orden de activación seleccionado que  
 60 evita la activación de electrodos adyacentes al mismo tiempo o secuencialmente.

10. El aparato de la reivindicación 4, comprendiendo dichos medios para determinar el área de cobertura del tejido:  
 medios para medir un ángulo de fase de tensión y corriente de RF; en el que dicho revestimiento dieléctrico forma un  
 acoplamiento capacitivo con el tejido; y en el que para un espesor determinado de revestimiento dieléctrico, la

capacitancia es una función del área de cobertura.

5 11. El aparato de la reivindicación 1, comprendiendo además dichos medios para aplicar selectivamente una tensión desde el suministro de potencia: medios para mantener una adaptación de impedancias entre dicho generador de RF y el tejido; en el que se logra una adaptación de impedancias cuando un ángulo de fase es aproximadamente cero.

10 12. El aparato de la reivindicación 11, comprendiendo además dichos medios para mantener una adaptación de impedancias entre dicho generador de RF y el tejido: uno o más elementos reactivos que compensan la reactancia capacitiva incrementada.

15 13. El aparato de la reivindicación 12, comprendiendo además dichos medios para mantener una adaptación de impedancias entre dicho generador de RF y el tejido cualquiera de: medios para la inserción de un inductor continuamente variable con un intervalo finito y una resolución casi infinita, en el que dicho inductor es ajustable a una fase casi cero; medios para la inserción de elementos discretos para encontrar una fase más baja; y medios para cambiar la frecuencia de dicho generador de RF, en el que dicho generador de RF compensa la discrepancia de fase cambiando electrónicamente la frecuencia.

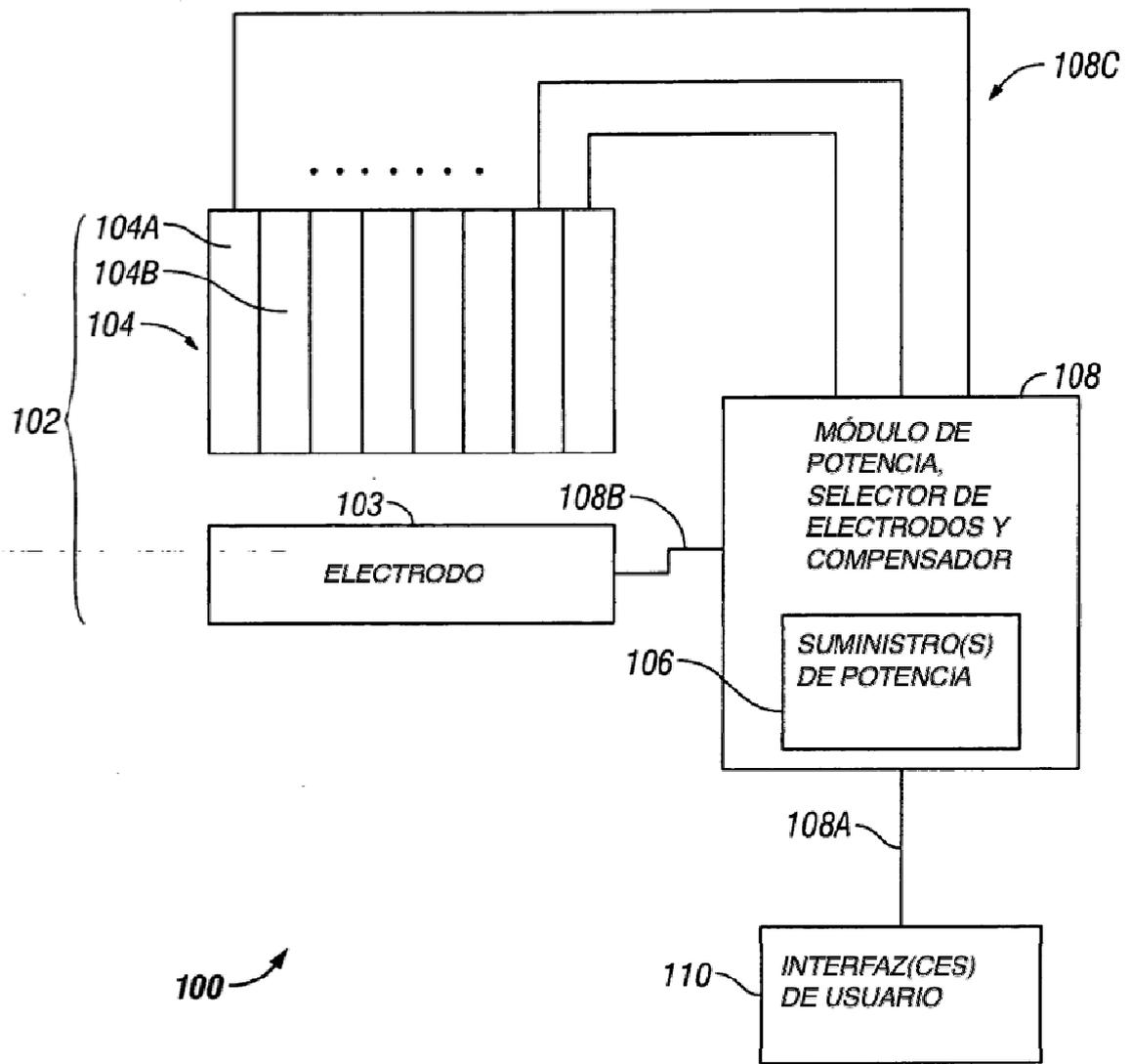


FIG. 1

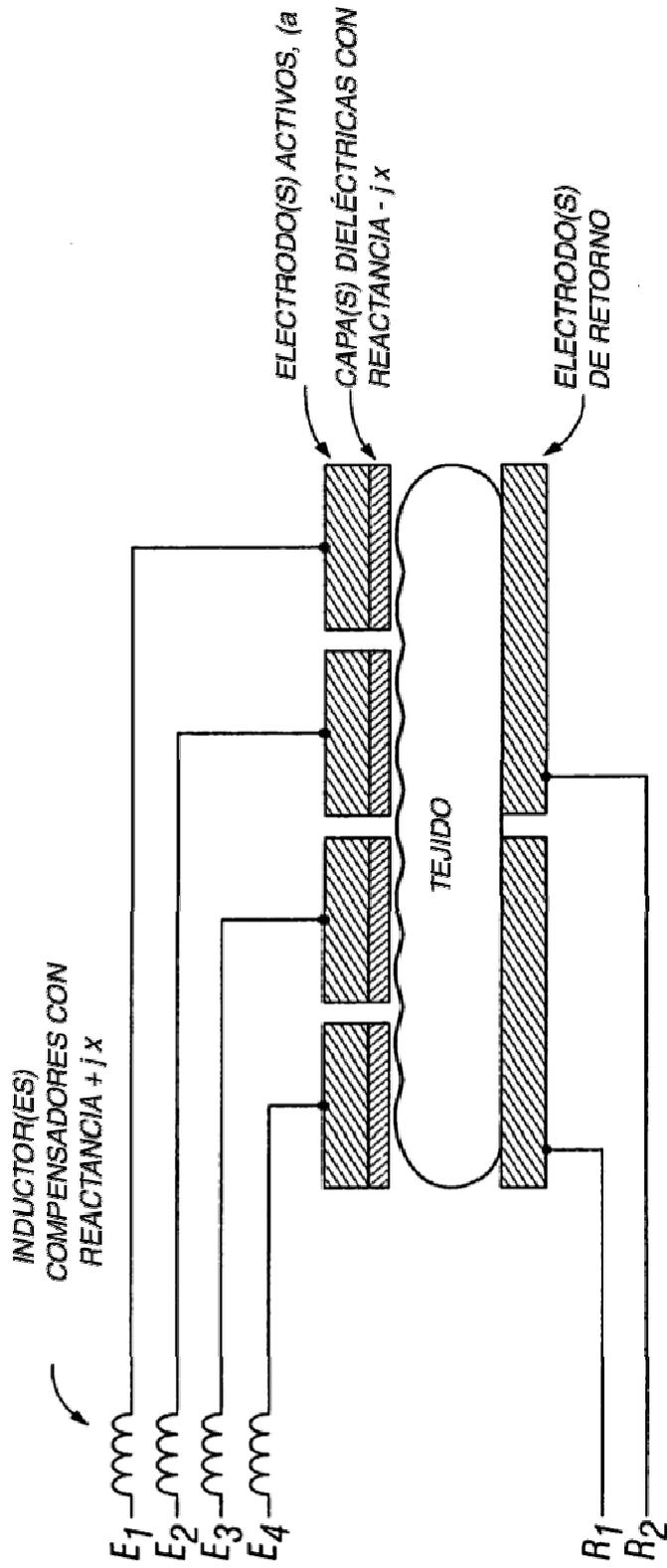


FIG. 2

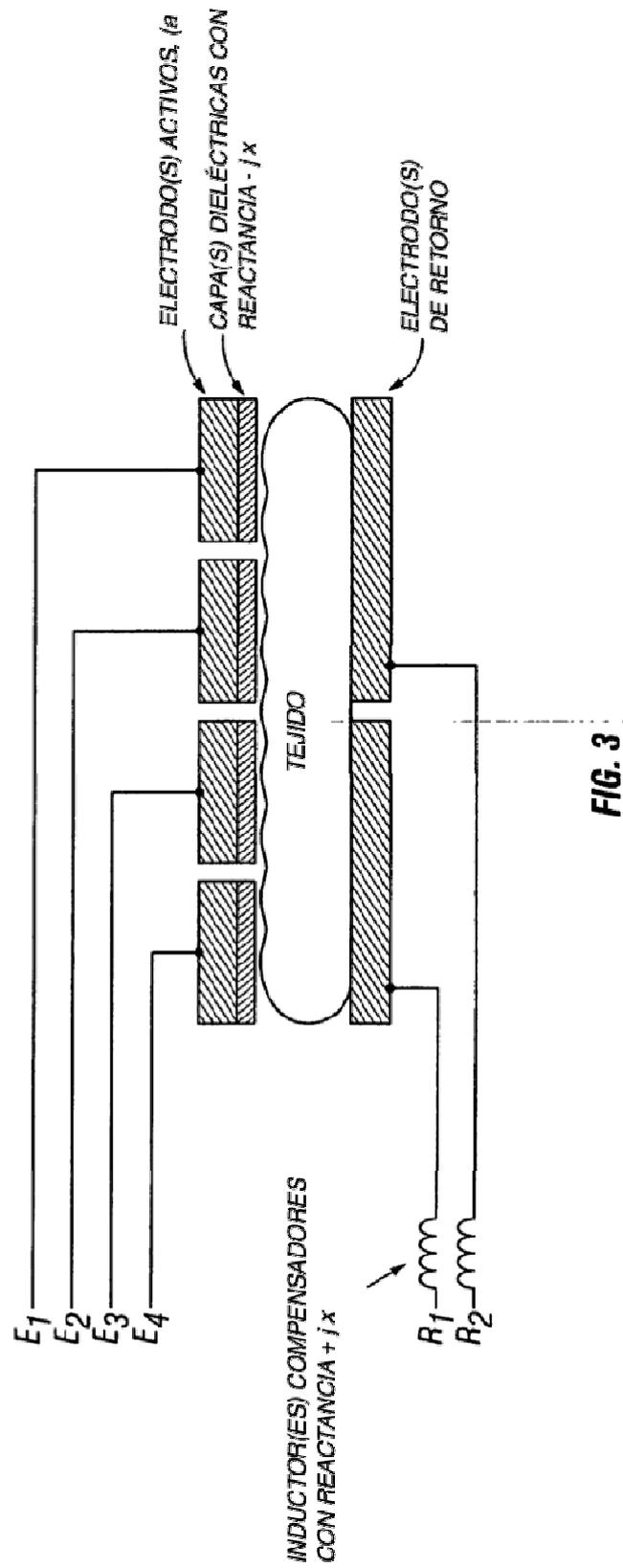


FIG. 3

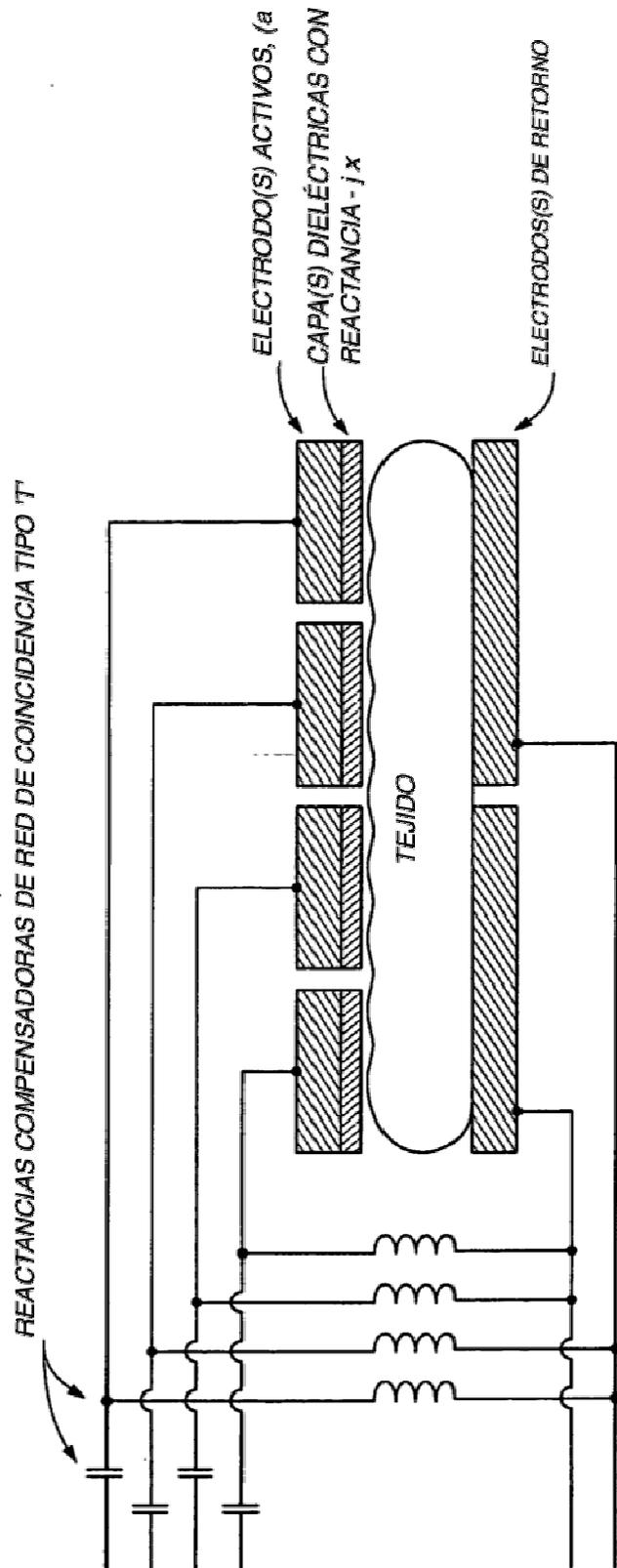


FIG. 4

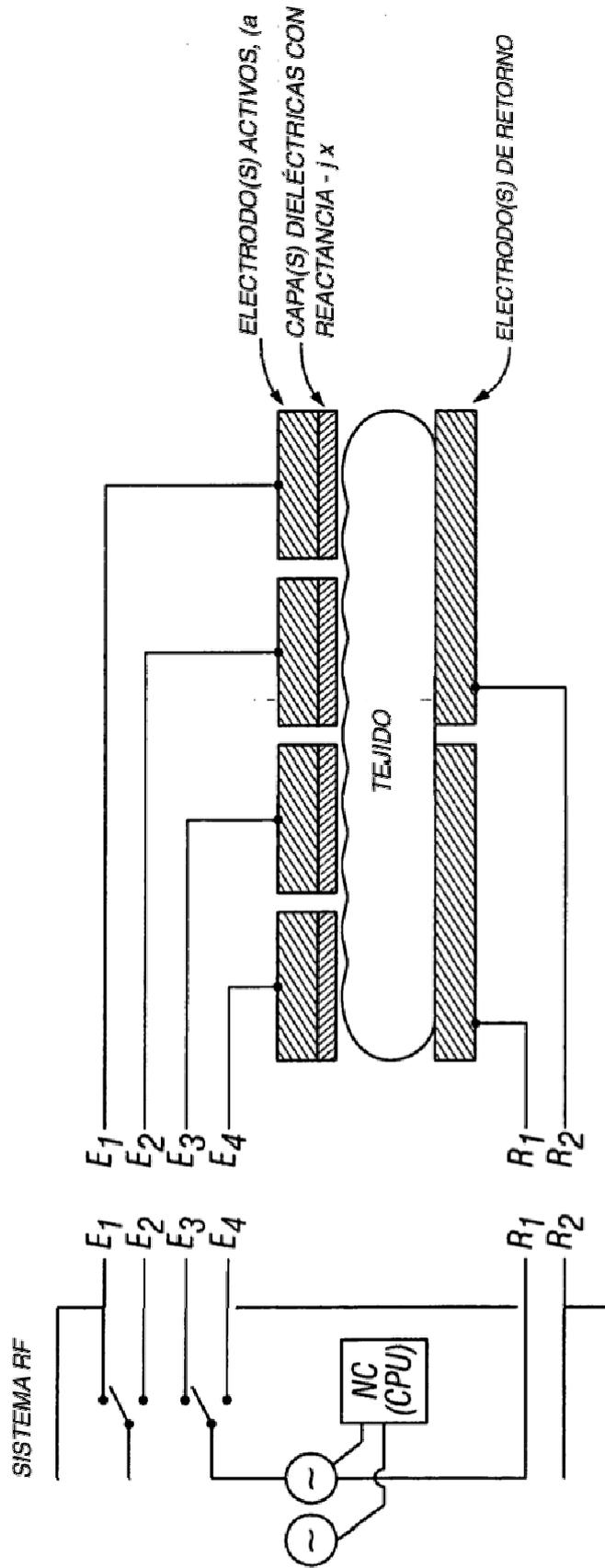
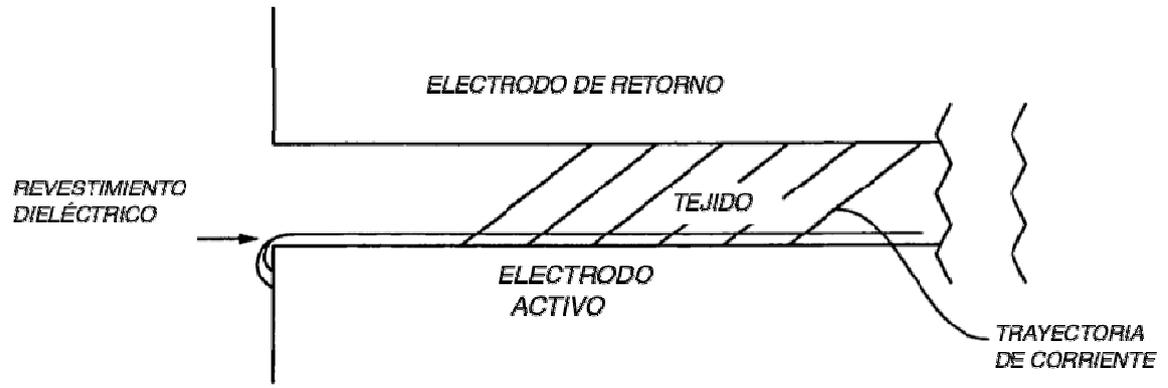


FIG. 5



**FIG. 6**