

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 694 274**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.05.2009 PCT/US2009/043833**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.12.2009 WO09146260**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.05.2009 E 09755622 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.09.2018 EP 2293733**

54 Título: **Sistema para realizar procedimientos electroquirúrgicos**

30 Prioridad:

12.05.2009 US 464591
13.05.2008 US 52733 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
19.12.2018

73 Titular/es:

MEGADYNE MEDICAL PRODUCTS, INC. (100.0%)
11506 S.State Street
Draper, UT 84020, US

72 Inventor/es:

ARAMAYO, THOMAS, F.

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 694 274 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

Sistema para realizar procedimientos electroquirúrgicos

5 **Antecedentes de la invención**1. Campo de la invención

10 La presente invención se refiere en general a sistemas electroquirúrgicos. Más específicamente, la presente invención se refiere al uso de una combinación de un electrodo electroquirúrgico afilado con una curva de potencia personalizada para mejorar la eficiencia de corte del electrodo, reducir el daño no deseado al tejido y facilitar una mejor cicatrización postoperatoria.

15 2. Tecnología relevante

15 En el área de la electrocirugía, los procedimientos médicos de corte de tejido y / o cauterización de vasos sanguíneos con fugas se realizan utilizando energía eléctrica de radiofrecuencia (RF). La energía de RF es producida por un generador de ondas y se transmite al tejido de un paciente a través de un electrodo de mano que es operado por un cirujano. El electrodo manual libera una descarga eléctrica a la materia celular del cuerpo del
20 paciente adyacente al electrodo. La descarga hace que la materia celular se caliente para cortar tejido y / o cauterizar los vasos sanguíneos.

25 El documento EP0136855A2 describe un generador electroquirúrgico. En él se describe un generador que tiene un modo de operación en el que también se calcula una potencia de carga requerida en función de la impedancia de carga calculada y una potencia nominal seleccionada por un operador. Con impedancias de carga bajas de menos de 70 ohmios, la potencia requerida calculada se reduce para evitar daños o sobrecalentamiento de la salida de RF. En particular, la corriente de carga se mantiene constante en este intervalo de impedancia de bajo valor. En un intervalo medio que se extiende desde aproximadamente 70 a 100 ohmios, la potencia requerida calculada se
30 mantiene constante a la potencia nominal seleccionada. En impedancias superiores a 100 ohmios, el operador puede elegir uno de los dos modos. La potencia requerida calculada se reduce en el primero de estos modos y la tensión se mantiene constante. En el segundo modo, la potencia requerida calculada se reduce a una tasa que es sustancialmente mayor que la que se produce cuando la tensión se mantiene constante. Preferentemente, la potencia requerida calculada se reduce, en el segundo modo, como el cuadrado de la impedancia de carga. Así, por ejemplo, la potencia requerida calculada para una carga con una impedancia de 200 ohmios es una cuarta parte de
35 la requerida para una impedancia de carga de 100 ohmios. Cuando la impedancia aumenta a aproximadamente 800 ohmios, por ejemplo, en el segundo modo de operación, se puede implementar una característica de tensión constante, ya que a este nivel, los niveles de potencia pueden volverse poco prácticos.

40 El documento EP181033A2 describe electrocirugía y, en particular, un sistema de control para un generador electroquirúrgico. El sistema de control tiene un algoritmo de control que se ajusta continuamente a los cambios en las condiciones iniciales del tejido para mejorar la fusión del tejido.

45 El documento US6066137A describe electrocirugía y más particularmente electrodos electroquirúrgicos (por ejemplo, sondas, cuchillas, fórceps y similares) para uso en la realización de electrocirugía.

El documento US 7060063B2 describe un sistema de electrodo electroquirúrgico que es capaz de extirpar una muestra de tejido mediante la creación de un arco en el electrodo.

50 El documento US 7137980B2 describe una cirugía electroquirúrgica y, en particular, un sistema de control de circuito cerrado para un generador electroquirúrgico.

El documento JP 2001 120566 A describe un aparato electroquirúrgico, y más particularmente, un aparato electroquirúrgico caracterizado por una sección de control de salida de corriente de alta frecuencia.

55 El documento WO9639085A1 describe un sistema de control para una unidad electroquirúrgica neuroquirúrgica.

El documento US5167658A describe un método y un aparato para una medición electroquirúrgica.

60 Las altas temperaturas involucradas en la electrocirugía pueden causar necrosis térmica del tejido adyacente al electrodo. Cuanto más largo sea el tejido expuesto a las altas temperaturas involucradas en la electrocirugía, más probable es que el tejido sufra necrosis térmica. La necrosis térmica del tejido puede disminuir la velocidad de corte del tejido y aumentar las complicaciones postoperatorias, la producción de escaras y el tiempo de curación, además de aumentar la incidencia de daño por calor al tejido lejos del sitio de corte.

65 Como se ha señalado anteriormente, la energía de RF es producida por un generador de ondas y se transmite al cuerpo de un paciente adyacente al electrodo durante la electrocirugía. La concentración de la descarga de energía

de RF afecta tanto a la eficiencia con la que el electrodo puede cortar el tejido como a la posibilidad de que el tejido se dañe lejos del sitio de corte. Con una geometría de electrodo estándar, la energía de RF tiende a distribuirse uniformemente sobre un área relativamente grande adyacente al sitio de incisión deseado. La distribución generalmente uniforme de la descarga de energía de RF aumenta la probabilidad de pérdida de carga extraña en el tejido circundante, lo que aumenta la probabilidad de daño tisular no deseado en el tejido circundante.

Además, los generadores de ondas electroquirúrgicas típicos requieren que el cirujano u otro personal del quirófano ajusten varios parámetros de salida del generador de ondas, como el nivel de potencia y / o la frecuencia de la descarga eléctrica que se enviará al tejido del paciente. El ajuste adecuado de estos diversos parámetros requiere un gran conocimiento, habilidad y atención por parte del cirujano u otro personal. Una vez que el cirujano ha realizado los ajustes deseados en las distintas configuraciones del generador, el generador mantiene esos parámetros de salida durante la electrocirugía. Por ejemplo, si el cirujano estableciera el nivel de potencia de salida del generador en 50 W y luego tocara el electrodo con el paciente para realizar la electrocirugía, el nivel de potencia del generador aumentaría rápidamente y se mantendría en 50 W. Mientras que configurar el nivel de potencia a un ajuste específico, como 50 W, permitirá al cirujano cortar el tejido del paciente, manteniendo un nivel de potencia tan alto que aumenta la probabilidad de necrosis térmica del tejido del paciente.

Por lo tanto, sería una ventaja tener un generador de ondas que pudiera proporcionar suficiente potencia para realizar efectivamente la electrocirugía y un electrodo que aumenta la concentración de la descarga de energía de RF, mientras que al mismo tiempo limita el daño no deseado al tejido y reduce las complicaciones postoperatorias y facilitan una curación más rápida. Sin embargo, el objeto reivindicado en el presente documento no se limita a realizaciones que resuelven desventajas o que operan solo en entornos como los descritos anteriormente. Más bien, esta información solo se proporciona para ilustrar un área de tecnología de ejemplo donde se pueden practicar algunas realizaciones descritas en el presente documento.

Breve resumen de la invención

La invención es como se define en la reivindicación 1 adjunta. Las reivindicaciones dependientes 2-15 revelan realizaciones de ejemplo.

La presente invención se refiere a la combinación de un electrodo electroquirúrgico que tiene un borde de trabajo afilado y una masa o espesor relativamente limitados, y una curva de potencia adaptada generada por un generador de ondas que está específicamente diseñado para trabajar con la cuchilla electroquirúrgica afilada. Más específicamente, la presente invención se refiere a la combinación de un electrodo electroquirúrgico que tiene un borde de trabajo afilado, una masa o grosor limitados, y una curva de potencia adaptada generada por un generador de ondas electroquirúrgicas, siendo la curva de potencia adaptada tal que durante un procedimiento electroquirúrgico, la potencia del electrodo aumenta rápidamente hasta un nivel predeterminado de impedancia del tejido, y, luego, a medida que la impedancia del tejido aumenta por encima del nivel predeterminado de la impedancia del tejido, la potencia del electrodo se reduce rápidamente en proporción inversa a aumentos adicionales en la impedancia del tejido.

El generador está adaptado para detectar la impedancia tisular de un paciente sustancialmente en tiempo real y ajustar automáticamente el nivel de potencia de salida del generador en respuesta al nivel de impedancia del tejido. El ajuste automático del nivel de potencia de salida en respuesta al cambio de impedancia del tejido mejora los resultados del procedimiento de electrocirugía. Los resultados mejorados incluyen reducir la dificultad de realizar procedimientos, minimizar la necrosis térmica y las complicaciones postoperatorias típicamente asociadas con la electrocirugía, mejorar la calidad y la velocidad de la curación postoperatoria, así como proporcionar características de autorregulación que mejoran el rendimiento de la cirugía. Electrodo activo y contribuye a la reducción de la necrosis térmica.

La implementación de una realización de ejemplo de la presente invención tiene lugar en asociación con una superficie, tal como al menos una porción de la superficie de una punta de electrodo electroquirúrgico (también denominada en el presente documento una cuchilla o cuchilla de electrodo) que se puede usar para cortar tejido y / o cauterizar los vasos sanguíneos de un paciente durante una operación electroquirúrgica que incluye el uso de un generador de ondas electroquirúrgicas que adapta automáticamente el nivel de potencia de salida del generador a un nivel predeterminado basado en el nivel de impedancia del circuito.

Una realización de ejemplo de la presente invención proporciona un electrodo electroquirúrgico que tiene una superficie de trabajo que está conformada o afilada. La conformación de la (s) superficie (s) geométrica (s) que se utilizarán para efectuar el corte electroquirúrgico logra una importante concentración de energía electroquirúrgica para permitir un corte más rápido y efectivo de tejido. Además, debido a que el corte se efectúa como resultado de la concentración de energía electroquirúrgica, en lugar de la agudeza de un bisturí mecánico normal, es más seguro manejar un electrodo de acuerdo con la presente invención que un bisturí porque la superficie de trabajo de la punta del electrodo no es tan afilado como un escalpelo, lo que reduce el riesgo de un corte mecánico para un médico u otro personal de la sala de operaciones mientras se maneja el electrodo. La concentración del campo eléctrico y la transferencia de energía (como se describe a continuación) debido al borde de trabajo afilado de la

punta del electrodo proporciona una mejora notable en la concentración de carga y la separación del tejido y da como resultado una necrosis térmica reducida, un corte más rápido y una producción de escara reducida.

5 Una realización de ejemplo de la presente invención también proporciona una punta de electrodo electroquirúrgico que tiene un espesor y / o masa total limitada. Limitar el grosor y / o la masa de la punta del electrodo limita la cantidad de calor latente que la punta del electrodo puede retener. El calor latente que puede acumularse en la punta de un electrodo durante un procedimiento electroquirúrgico se puede transferir al tejido alrededor de la punta del electrodo. Esta transferencia de energía térmica puede causar un daño necrótico indeseable en el tejido que rodea el lugar de la incisión y no solo en el lugar de la incisión. Por lo tanto, reducir el grosor y / o la masa de la punta del electrodo también reduce la cantidad de calor latente que la punta del electrodo puede transferir al tejido circundante, reduciendo así la cantidad de daño no deseado en el tejido que rodea el sitio de la incisión.

15 Realizaciones de ejemplo de la presente invención proporcionan una punta de electrodo electroquirúrgica afilada y recubierta. El recubrimiento de la punta del electrodo electroquirúrgico puede comprender un recubrimiento antiadherente, como el politetrafluoroetileno ("PTFE") o TEFLON®, o un material híbrido que puede incluir una combinación de al menos uno de un material orgánico y un material inorgánico para proporcionar varios elementos deseables. propiedades del electrodo, como estabilidad a alta temperatura, flexibilidad y aplicación a baja temperatura.

20 Además, una realización de ejemplo de la presente invención proporciona un generador de ondas electroquirúrgicas que se puede usar en combinación con la punta del electrodo electroquirúrgico de masa limitada afilada para minimizar el daño tisular. El generador de ondas electroquirúrgicas puede incluir componentes para generar una onda eléctrica que se puede usar para efectuar la electrocirugía. El generador de ondas electroquirúrgicas también puede incluir sensores para detectar diversos parámetros del circuito electroquirúrgico, como la tensión, la corriente que fluye a través del circuito y la impedancia del tejido de un paciente, por ejemplo. Además, el generador de ondas electroquirúrgicas puede equiparse con un procesador que puede programarse para cambiar automáticamente, a una velocidad / muestreo relativamente alta, varios parámetros de salida del generador de ondas según los parámetros del circuito detectado. Por ejemplo, el generador de ondas puede programarse para mantener un nivel de potencia de salida específico siempre que la impedancia del tejido detectada por el generador de ondas permanezca dentro de un intervalo predeterminado. Si la impedancia del tejido cae fuera del intervalo predeterminado, el generador de onda puede reducir automáticamente el nivel de potencia de salida para evitar daños no deseados en el tejido. Una vez que la impedancia del tejido vuelve a estar dentro del intervalo predeterminado, el generador de ondas puede aumentar automáticamente el nivel de potencia de salida para permitir que la punta del electrodo continúe cortando el tejido.

35 La combinación de una punta afilada de electrodos de baja masa y una curva de potencia personalizada según la presente invención produce un sistema electroquirúrgico autolimitado y autorregulador. Por ejemplo, el sistema electroquirúrgico regula la cantidad de energía suministrada a la punta del electrodo en función de la impedancia entre la punta del electrodo y el tejido que está en contacto con la punta del electrodo. Por lo tanto, a medida que cambia la impedancia, ya sea debido a cambios en la temperatura del tejido o la cantidad de área de contacto entre la punta del electrodo y el tejido, la potencia suministrada a la punta del electrodo se ajusta automáticamente para tener en cuenta estos cambios. De manera similar, el sistema electroquirúrgico puede regular la potencia de salida en función de los cambios que se producen al cambiar las técnicas quirúrgicas, como la velocidad de corte.

45 Aunque varios aspectos de la invención, como el uso de electrodos afilados y / o recubiertos y varias curvas y perfiles de potencia del generador, se han utilizado anteriormente en la técnica, la combinación de i) la geometría de la cuchilla descrita en el presente documento, ii) la potencia del generador perfil descrito en el presente documento, y iii) se ha encontrado que el monitoreo y control automatizados de alta velocidad por los circuitos del generador de los parámetros de salida del generador producen un rendimiento significativamente mejorado en la eficiencia de corte, una reducción dramática en el daño no deseado al tejido y una recuperación postoperatoria mejorada Al punto que la invención rivaliza con el rendimiento de los escalpelos quirúrgicos mecánicos.

55 Este resumen se proporciona para presentar una selección de conceptos de forma simplificada que se describen con más detalle a continuación en la Descripción detallada. Este Resumen no tiene la intención de identificar características clave o características esenciales de la materia reclamada, ni pretende ser utilizado como una ayuda para determinar el alcance de la materia reclamada.

60 Las características y ventajas adicionales de la presente invención se expondrán en la descripción que sigue, y en parte serán obvias a partir de la descripción, o pueden aprenderse mediante la práctica de la invención. Las características y ventajas de la invención se pueden realizar y obtener por medio de los instrumentos y combinaciones particularmente señaladas en las reivindicaciones adjuntas. Estas y otras características de la presente invención serán más completamente evidentes a partir de la siguiente descripción y reivindicaciones adjuntas o se pueden aprender mediante la práctica de la invención, como se expone a continuación en el presente documento.

65

Breve descripción de las figuras

Para aclarar adicionalmente las ventajas y características anteriores y otras más de la presente invención, se dispondrá de una descripción más concreta de la invención mediante referencia a realizaciones específicas de la misma que se ilustran en las figuras adjuntas. Se aprecia que estos dibujos representan solo realizaciones típicas de la invención y, por lo tanto, no deben considerarse limitantes de su alcance. La invención se describirá y explicará con especificidad y detalle adicional mediante el uso de las figuras adjuntas, en las que:

- 5
 - 10
 - 15
 - 20
 - 25
 - 30
 - 35
 - 40
 - 45
 - 50
- La figura 1 ilustra un sistema electroquirúrgico de ejemplo de acuerdo con la presente invención;
- La figura 2 ilustra un ejemplo de punta de electrodo electroquirúrgico para usar con el sistema electroquirúrgico de la Figura 1 para cortar tejido y cauterizar vasos sanguíneos en cirugía general;
- La figura 3 es una vista en perspectiva de una punta de electrodo electroquirúrgica que incorpora principios de acuerdo con la presente invención;
- La figura 3A es una vista de extremo de la sección transversal de la punta del electrodo electroquirúrgico de la figura 3 que representa una superficie de trabajo afilada;
- La figura 4 es una vista en perspectiva de una punta de electrodo electroquirúrgico del tipo de bisturí de acuerdo con una realización de ejemplo de la presente invención;
- La figura 5 es una vista en perspectiva de una punta de electrodo electroquirúrgico de gancho en L de acuerdo con una realización de ejemplo de la presente invención;
- La figura 6 es una vista en perspectiva de una punta de electrodo electroquirúrgico de gancho en J de acuerdo con una realización de ejemplo de la presente invención;
- La figura 7 es una vista en perspectiva de otra punta de electrodo electroquirúrgico que incorpora principios según la presente invención;
- La figura 8 ilustra un ejemplo de punta de electrodo electroquirúrgico tipo aguja para usar en el sistema operativo adecuado de la Figura 1 para cortar tejido y cauterizar vasos sanguíneos en áreas particularmente densas;
- La figura 9 ilustra un ejemplo de punta de electrodo electroquirúrgico no según la invención para uso en el sistema operativo adecuado de la figura 1 para eliminar grandes secciones de tejido;
- La figura 10 ilustra un ejemplo de punta de electrodo electroquirúrgico no según la invención para usar en el sistema operativo adecuado de la Figura 1 para cauterizar vasos sanguíneos con fugas y sellar estructuras abiertas;
- La figura 11 ilustra un ejemplo de punta de electrodo electroquirúrgico no acorde con la invención para uso en el sistema operatorio adecuado de la figura 1 para aislar tejido y cortar o cauterizar de forma independiente;
- La figura 12 es una representación esquemática de un campo eléctrico típico existente entre un implemento de superficie redondeada y un electrodo de retorno de trabajo;
- La figura 13 es una representación esquemática de una concentración de campo eléctrico modificado asociada con un implemento que tiene borde afilado;
- La figura 11 ilustra una punta de electrodo electroquirúrgico de ejemplo no ac 3A.
- La figura 15 ilustra una punta de electrodo afilada que corta a través del tejido de un paciente y el área afectada por la punta de electrodo;
- La figura 16 es un diagrama esquemático que ilustra componentes de un circuito electroquirúrgico de ejemplo de acuerdo con la presente invención;
- La figura 17 es una ilustración gráfica de varias curvas de potencia producidas por generadores de ondas electroquirúrgicas;
- La figura 18 es una ilustración gráfica de curvas de potencia personalizadas a modo de ejemplo según la presente invención;
- La figura 19 ilustra una punta de electrodo simplificada que corta a través del tejido de un paciente a una Vcut de velocidad.
- La figura 20 es un diagrama de flujo que ilustra las etapas del proceso seguidas por un generador de ondas para producir una curva de potencia según la presente invención; y

Descripción detallada

La presente invención se refiere al uso de una punta de electrodo electroquirúrgica conformada con una curva de potencia personalizada. Más específicamente, la presente invención se refiere al uso de una punta de electrodo electroquirúrgico que tiene una superficie de trabajo afilada y una masa / espesor limitados, y a la aplicación de una curva de potencia personalizada producida por un generador de ondas a la punta del electrodo electroquirúrgico para introducir y / o mejorar las propiedades. , características y / o atributos en la superficie de trabajo.

La siguiente descripción se agrupa en cuatro subtítulos, a saber, "Sistema operativo de ejemplo", "Geometría de la punta del electrodo", "Curva de potencia personalizada" y "Ejemplos de ensayos clínicos". La utilización de los subtítulos es solo para conveniencia del lector y no debe interpretarse como limitante en ningún sentido.

Sistema operativo de ejemplo

La figura 1 y la discusión correspondiente pretenden proporcionar una breve descripción general de un sistema operativo en el que se puede implementar una realización de la invención. Aunque no es obligatorio, la invención se

describirá en el contexto general de proporcionar propiedades, atributos y / o características específicas a un electrodo electroquirúrgico y una superficie de trabajo del mismo, y aplicar una curva de potencia personalizada a la punta del electrodo electroquirúrgico para mejorar la calidad de operaciones electroquirúrgicas y limitar el daño al tejido de un paciente como resultado de la electrocirugía. Los expertos en la materia, sin embargo, apreciarán que las realizaciones de la presente invención se pueden practicar en asociación con una variedad de diferentes superficies y curvas de potencia para proporcionar propiedades, atributos y / o características deseables durante la electrocirugía.

Con referencia a la Figura 1, se ilustra un sistema de ejemplo que puede incluir las características de la presente invención. En la Figura 1, se ilustra el sistema electroquirúrgico 100, que incluye un generador de ondas 110, un electrodo de mano 120 y una punta de electrodo 130. El generador 110, en una realización preferida, es un generador de ondas de RF. Un cirujano puede usar el sistema electroquirúrgico 100 durante los procedimientos quirúrgicos para cortar tejido y / o cauterizar los vasos sanguíneos del cuerpo de un paciente.

En electrocirugía, la energía eléctrica de radiofrecuencia (RF) es producida por un generador de ondas, como el generador de ondas 110, y se introduce en el cuerpo de un paciente mediante un electrodo de mano, como el electrodo 120, que está acoplado eléctricamente al generador de ondas 110. e incluye la punta del electrodo 130. El generador de ondas 110 puede incluir un oscilador y amplificadores de alta frecuencia para generar una onda de energía eléctrica de RF que se puede usar para cortar tejidos y / o cauterizar vasos sanguíneos durante la electrocirugía. La onda de energía eléctrica de RF alimenta al electrodo 120 y se transmite desde el generador de onda 110 al electrodo 120 a través del cable 140. Se envía una descarga eléctrica desde la punta del electrodo 130 al paciente para provocar el calentamiento de la materia celular del paciente que está en contacto extremadamente estrecho con la punta del electrodo 130. El calentamiento se realiza a una temperatura adecuada para permitir que se utilice el electrodo 120 para realizar la electrocirugía. Un electrodo de conexión a tierra (no mostrado) proporciona una ruta eléctrica de retorno al generador de ondas 110 para cualquier carga excesiva que se disipe en el tejido circundante del cuerpo del paciente.

Durante la electrocirugía, el electrodo 120 se puede usar para cortar y cauterizar de forma independiente o simultánea. Una onda sinusoidal constante suministrada por el generador de ondas 110 y transmitida al electrodo 120 permite que la punta del electrodo 130 corte el tejido del cuerpo del paciente. Alternativamente, una onda amortiguada suministrada por el generador de ondas 110 y transmitida al electrodo 120 permite que la punta del electrodo 130 cauterice vasos sanguíneos con fugas. El generador de ondas 110 puede suministrar una combinación de la onda sinusoidal constante y la onda amortiguada al electrodo 120 para permitir que la punta del electrodo 130 se corte y cauterice simultáneamente, minimizando así el trauma del tejido y la pérdida de sangre durante el procedimiento quirúrgico.

Geometría de la punta del electrodo

Las Figuras 2-11 ilustran un surtido de ejemplo de puntas de electrodo intercambiables, que incluyen una punta de electrodo estándar, una punta de electrodo con forma con superficies de trabajo afiladas, una punta de electrodo tipo bisturí, un electrodo de aguja, un electrodo de bola modificado y varios electrodos laparoscópicos, para úselo con un soporte electroquirúrgico convencional, como el electrodo de mano 120 que se ve en la Figura 1, para facilitar los actos de corte de tejido y / o cauterización de vasos sanguíneos. Cada una de las puntas de electrodo intercambiables tiene un extremo de conexión que se puede acoplar al electrodo de mano 120 para permitir que la energía eléctrica de RF generada por el generador de onda 110 se transmita a través de electrodo de mano 120 a la punta del electrodo. Las longitudes de los extremos de conexión de las diversas puntas de electrodo pueden variar según el tipo específico de punta de electrodo y / o el tipo de procedimiento para el cual se utiliza la punta de electrodo. Las longitudes de los extremos de conexión de las diversas puntas de electrodo pueden variar según el tipo específico de punta de electrodo y / o el tipo de procedimiento para el cual se utiliza la punta de electrodo. Por ejemplo, las longitudes de los extremos de conexión pueden variar desde aproximadamente 6,35 cm hasta aproximadamente 48 cm. En algunas realizaciones, las longitudes de los extremos de conexión son aproximadamente 6,35 cm, 6,9 cm, 10,16 cm, 15,24 cm, 33 cm, 45 cm y 48 cm. Se apreciará que las longitudes de los extremos de conexión pueden ser de cualquier longitud adecuada y no pretenden limitar el alcance de la presente invención.

Se apreciará que las longitudes de los extremos de conexión pueden ser de cualquier longitud adecuada y no pretenden limitar el alcance de la presente invención. Cada una de las puntas de electrodos ilustradas también incluye un extremo de trabajo que aplica la descarga eléctrica al cuerpo del paciente. Un manguito o recubrimiento puede rodear al menos una parte de la punta del electrodo para que actúe como un aislante, proporcione protección y facilite el agarre de la punta del electrodo con el electrodo 120 manual. Por ejemplo, se puede aplicar un material aislante a una parte del extremo de trabajo de la punta del electrodo para proporcionar una barrera aislante entre una parte del extremo de trabajo y el tejido de un paciente. En una realización, el material aislante se aplica alrededor del extremo de trabajo de la punta del electrodo, dejando solo una pequeña parte de la punta del electrodo expuesta para su uso durante la electrocirugía. Por ejemplo, el material aislante puede cubrir todo el extremo de trabajo, excepto unos 0,3 cm al final de la punta del electrodo. La porción expuesta se puede usar para realizar una electrocirugía sin descarga eléctrica entre el resto del extremo de trabajo y el tejido del paciente. En una realización,

el revestimiento puede comprender un material de PARYLENE. Los materiales de PARYLENE son polímeros de poli (p-xilileno) que se depositan mediante vapores químicos y que brindan una barrera contra la humedad y propiedades aislantes eléctricas. Los materiales de PARYLENE son polímeros de poli (p-xilileno) que se depositan mediante vapores químicos y que brindan una barrera contra la humedad y propiedades aislantes eléctricas. Se puede aplicar un material de PARYLENE, por ejemplo, a una porción del extremo de trabajo de la punta del electrodo para proporcionar una barrera aislante entre una parte del extremo de trabajo y el tejido de un paciente.

Los extremos de trabajo de los electrodos ilustrados pueden configurarse para proporcionar una gran versatilidad en el corte y / o cauterización de tejidos y / o vasos sanguíneos en una variedad de diferentes procedimientos quirúrgicos. Además, las puntas de los electrodos se pueden configurar para producir un rendimiento significativamente mejorado en la eficiencia de corte, una reducción drástica en el daño no deseado al tejido y una recuperación postoperatoria mejorada. Por ejemplo, cada una de las puntas de electrodo ilustradas en las Figuras 2-11 incluye o podría formarse con uno o más bordes de trabajo afilados o con forma. Como se describe con mayor detalle a continuación, los bordes de trabajo conformados concentran la energía eléctrica transferida desde la punta del electrodo al tejido del paciente. La energía eléctrica concentrada reduce la cantidad de pérdida de carga extraña en el tejido circundante, lo que reduce la cantidad de daño necrótico en el tejido que rodea el lugar de la incisión. De manera similar, cada una de las puntas de electrodo ilustradas tiene o podría formarse con un espesor y / o masa limitados para limitar la cantidad de calor latente o energía térmica que puede acumularse en la punta del electrodo. Como se explica a continuación, reducir la cantidad de calor latente dentro de la punta del electrodo reduce la cantidad de calor latente que se transfiere desde la punta del electrodo al tejido, lo que reduce la cantidad de daño tisular causado en el tejido que rodea el sitio de la incisión.

Volviendo a las Figuras 2-11, ahora se describirán varios aspectos de cada una de las puntas de electrodos ilustradas. Como se indicó anteriormente y se identifica a continuación en relación con las realizaciones ilustradas en las Figuras 2-8, cada una de las puntas de los electrodos incluye una o más superficies con forma o afiladas. Si bien estas superficies con forma / afiladas se identifican en relación con la discusión de las Figuras 2 a 8, una discusión más detallada de las características y parámetros aplicables a cada una de estas superficies con forma / afilada, independientemente de la configuración general de la punta del electrodo en particular, siga la discusión de las realizaciones individuales de la punta del electrodo. Además, una discusión más detallada de los aspectos de masa / grosor aplicables a cada una de las puntas de electrodos ilustradas seguirá la discusión de las características y los parámetros aplicables a las superficies perfiladas / afiladas.

La figura 2 ilustra la punta del electrodo 210, que es una punta de electrodo que se puede usar en cirugía general para cortar tejido y / o para cauterizar vasos sanguíneos. La punta del electrodo 210 incluye el extremo de conexión 212 para acoplar la punta del electrodo 210 al electrodo de mano 120. La descarga eléctrica se envía al cuerpo del paciente desde el extremo de trabajo 214, que se encuentra en una configuración estándar tipo cuchilla de electrodo. En esta configuración ilustrativa, el extremo de trabajo 214 tiene dos lados paralelos que son planos para permitir que el extremo de trabajo 214 funcione de manera similar a un bisturí tradicional; sin embargo, el extremo de trabajo 214 puede tener varias otras configuraciones conocidas por los expertos en la técnica, que incluyen pero no se limitan a lados afilados o lados parcialmente afilados (como se explica a continuación con referencia a las Figuras 3-7, por ejemplo). En la configuración ilustrada, en lugar de emplear una acción mecánica para cortar a través del tejido, la descarga eléctrica permite que el extremo de trabajo 214 se deslice a través del tejido a medida que el tejido se sobrecalienta a una temperatura apropiada para realizar el procedimiento electroquirúrgico. La punta del electrodo 210 también incluye un revestimiento o manguito 216 que rodea al menos una parte de la punta 210.

La figura 3 muestra una punta de electrodo similar a la que se muestra en las figuras 1 y 2. Por lo tanto, en la Figura 3 se ve un electrodo electroquirúrgico 220 que tiene un extremo de conexión 222 equipado con un manguito 224 posicionado alrededor del vástago del electrodo para proporcionar protección y facilitar la retención del electrodo por un soporte electroquirúrgico convencional como se ve en la Figura 1. El electrodo también incluye un extremo de trabajo 226 que está formado con una geometría con forma o afilada. La realización ilustrada en la Figura 3 presenta una geometría de sección transversal que incluye dos bordes opuestos 228A y 228B que están afilados como se muestra en la Figura 3A. Además, el extremo de trabajo 226 también puede incluir un borde 228C que tiene una forma de sección transversal similar a los bordes 228A y 228B. Los bordes 228A, 228B y 228C se pueden usar para cortar tejido y / o cauterizar vasos sanguíneos durante un procedimiento electroquirúrgico.

La figura 3A es una vista en sección del extremo de trabajo 226 de la punta del electrodo 220 tomada a lo largo de las líneas de sección 3A a 3A de la Figura 3. Allí se verá un cuerpo principal eléctricamente conductor 230 que puede ser de cualquier material adecuado tal como, preferentemente, acero inoxidable de grado quirúrgico. El cuerpo 230 ha sido afilado en dos superficies opuestas a los bordes 228A y 228B, cada uno de los cuales, como se describe con más detalle a continuación en relación con las Figuras 12-14, concentra o enfoca el campo eléctrico creado cuando se aplica potencial eléctrico a la punta del electrodo. aumentando así la concentración de energía eléctrica transferida y mejorando de manera correspondiente la eficiencia con la que el implemento logra una acción de corte, p. ej., corta el tejido y reduce la cantidad de pérdida de carga extraña en el tejido que no está cerca del punto o borde afilado. Además, como también se explica con mayor detalle a continuación, afilar al menos uno de los bordes de trabajo de la punta del electrodo también reduce la masa de la punta del electrodo. La masa reducida

limita la cantidad de calor latente transferido al tejido circundante, lo que reduce la profundidad de tejido de la necrosis asociada con el proceso electroquirúrgico.

Volviendo ahora a la Figura 4, se ve una punta de electrodo 240 que también se puede usar en cirugía general para cortar tejido y / o para cauterizar vasos sanguíneos. La punta de electrodo 240 incluye el extremo de conexión 242 y el extremo de trabajo 244. El extremo de trabajo 244 está en una configuración de cuchilla similar a un escalpelo que tiene un perfil que se asemeja a un escalpelo mecánico y que se describe con más detalle a continuación. La punta del electrodo 240 también incluye un manguito o recubrimiento aislante 246 para brindar protección y facilitar la sujeción de la punta del electrodo 240 con el electrodo 120 de mano.

Similar a la punta de electrodo 220 ilustrada en las Figuras 3 y 3A, la punta de electrodo 240 incluye bordes de trabajo de forma múltiple o afilados 248A, 248B, 248C y 248D. Los bordes de trabajo 248A, 248B, 248C y 248D tienen formas de sección transversal similares a los bordes 228A, 228B y 228C descritos anteriormente. Más específicamente, los bordes de trabajo 248A, 248B, 248C y 248D tienen forma o se afilan para concentrar o enfocar el campo eléctrico creado cuando se aplica potencial eléctrico a la punta del electrodo 220. Como se indicó, los detalles de la conformación o el afilado de los bordes de trabajo se analizarán con más detalle a continuación con referencia a las Figuras 12-14.

Debido a que el corte con los bordes de trabajo 228A, 228B, 228C, 248A, 248B, 248C y 248D se efectúa como resultado de la concentración de energía electroquirúrgica en lugar de la nitidez de un bisturí mecánico normal, un electrodo según la presente invención es más seguro maneja el bisturí porque los bordes de trabajo del electrodo no requieren ser tan afilados como un bisturí mecánico, reduciendo así el riesgo de un corte mecánico para un médico u otro personal de la sala de operaciones mientras se maneja el electrodo.

Como puede verse en la Figura 4, los bordes de trabajo 248A, 248B, 248C y 248D están formados con diferentes longitudes y pueden estar inclinados entre sí. Las diferentes longitudes y la orientación de los bordes de trabajo 248A, 248B, 248C y 248D en la realización ilustrada dan al extremo de trabajo 244 un perfil que se asemeja a un bisturí mecánico. El perfil tipo escalpelo permite una gran versatilidad cuando se utiliza la punta 240 del electrodo. Las diferentes longitudes y la orientación de los bordes de trabajo pueden permitir que un cirujano realice muchos tipos diferentes de incisiones y cauterice áreas grandes o pequeñas con una sola punta de electrodo. Por ejemplo, la inclusión de un borde de trabajo más corto y un borde de trabajo más largo en un solo electrodo permite al cirujano utilizar el mismo electrodo para crear diferentes tipos de incisiones durante un solo procedimiento sin tener que cambiar los electrodos. Más bien, el cirujano puede simplemente girar el electrodo para utilizar el borde de trabajo deseado. A modo de ejemplo no limitativo, el borde de trabajo 248A puede dimensionarse para hacer incisiones relativamente poco profundas y / o delicadas en la piel de un paciente.

La longitud del borde de trabajo 248A también puede ayudar a evitar que un cirujano realice un corte demasiado profundo sin darse cuenta. La longitud del borde de trabajo 248A también puede ayudar a evitar que un cirujano realice un corte demasiado profundo sin darse cuenta. Una vez que se realiza la incisión superficial, el cirujano puede girar la punta del electrodo 240 en 180 ° y usar el borde de trabajo 248D para hacer una incisión más profunda, como en una capa subcutánea. En una realización, el borde de trabajo 248A tiene aproximadamente 3 mm de largo y el borde de trabajo 248D tiene aproximadamente 8 mm de largo. En otra realización, el borde de trabajo 248A tiene aproximadamente 4 mm de largo y el borde de trabajo 248D tiene aproximadamente 11 mm de largo. También se pueden utilizar otras longitudes y combinaciones para los diferentes bordes de trabajo. Además, el borde de trabajo 248C puede dimensionarse para permitir que un cirujano corte y / o cauterice un área muy pequeña sin tener que reemplazar la punta del electrodo 240 con un electrodo de aguja, por ejemplo. En una realización, el borde de trabajo 248C tiene aproximadamente 0,5 mm de largo. Se apreciará que la punta 240 del electrodo puede formarse con menos o más bordes de trabajo 248. Por lo tanto, la forma y el tamaño del borde de trabajo 248C pueden proporcionar la capacidad de realizar incisiones y / o coagulaciones casi precisas.

La figura 5 ilustra la punta del electrodo 250, que es una punta de electrodo que puede facilitar que un cirujano reduzca el daño a tejidos extraños al permitir que los tejidos individuales o los vasos sanguíneos se aislen y se corten y / o cautericen independientemente. La punta del electrodo 250 incluye el extremo de conexión 252 y el extremo de trabajo 254. El extremo de trabajo 254 tiene tres bordes de trabajo: 256A, 256B y 256C, cada uno de los cuales está moldeado o afilado como se describe en el presente documento. Se apreciará que la punta del electrodo 250 puede formarse con menos o más bordes de trabajo 256. Al igual que con las otras puntas de electrodo, la punta de electrodo 250 incluye un revestimiento o manguito 258 que rodea al menos una parte de la punta de electrodo 250 para que actúe como aislante, proporcione protección y facilite la sujeción de la punta de electrodo 250.

La figura 6 ilustra la punta del electrodo 260 que es similar a la punta del electrodo 250. La punta de electrodo 260 incluye el extremo de conexión 262 y el extremo de trabajo 264. El extremo de trabajo 264 está en una configuración de gancho en J y tiene dos bordes de trabajo 266A y 266B, cada uno de los cuales está moldeado o afilado como se describe en el presente documento. La punta del electrodo 260 se puede formar con menos o más bordes de trabajo 266 y también incluye un recubrimiento o manguito 268 que rodea al menos una parte de la punta del electrodo 260.

La figura 7 ilustra la punta del electrodo 270 que incluye el extremo de conexión 272 y el extremo de trabajo 274. El extremo de trabajo 274 tiene tres bordes de trabajo 276A, 276B y 276C, cada uno de los cuales tiene forma o está afilado como se describe en el presente documento. La punta del electrodo 270 se puede formar con menos o más bordes de trabajo 276. Al igual que con las otras puntas de electrodo, la punta de electrodo 270 incluye un recubrimiento 278 que rodea al menos una parte de la punta de electrodo 270 para que actúe como aislante.

La figura 8 ilustra la punta del electrodo 280, que es una punta de electrodo que se puede usar para cortar tejido y cauterizar vasos sanguíneos con fugas en áreas particularmente densas del cuerpo de un paciente, como las que se experimentan en operaciones cerebrales. La punta de electrodo 280 incluye el extremo de conexión 282 y el extremo de trabajo 284. El extremo de trabajo 284 está en una configuración en forma de aguja que llega a un punto para permitir procedimientos quirúrgicos muy precisos en áreas densas del cuerpo del paciente. La punta y / o los lados del extremo de trabajo 284 se pueden moldear o afilar como se describe en el presente documento. Además, la punta del electrodo 280 incluye un revestimiento o manguito 286 que rodea al menos una parte de la punta 280. Mediante el uso de la punta del electrodo 280, los delicados tejidos cerebrales pueden eliminarse con precisión prácticamente sin dañar las membranas circundantes y con un sangrado y / o hinchazón mínimos como resultado del procedimiento.

Las Figuras 9 a 11 ilustran puntas de electrodo adicionales que se pueden usar en conexión con el sistema electroquirúrgico 100. Si bien las puntas de electrodo de las Figuras 9-11 no se ilustran porque tienen un borde de trabajo afilado, se apreciará que cada una de las puntas de electrodo ilustradas en las Figuras 9-11 se puede formar con uno o más bordes de trabajo afilados como se describe en el presente documento.

La figura 9 ilustra la punta del electrodo 290, que es una punta de electrodo que se puede usar para la extracción de grandes secciones de tejido, como en, por ejemplo, la extirpación de la próstata y el tumor. El extremo de conexión 292 está acoplado al electrodo de mano, mientras que el extremo de trabajo 294 se utiliza para suministrar energía eléctrica al cuerpo del paciente. El extremo de trabajo 294 está en una configuración similar a un bucle. Un revestimiento o manguito 296 puede rodear al menos una parte de la punta del electrodo 290.

La figura 10 ilustra la punta del electrodo 300, que es una punta de electrodo que se puede usar para cauterizar específicamente los vasos sanguíneos con fugas y para sellar estructuras abiertas. La punta de electrodo 300 incluye un extremo de conexión 302 y un extremo de trabajo esférico 304. Un revestimiento o manguito 306 puede rodear al menos una parte de la punta del electrodo 300.

La figura 11 ilustra la punta del electrodo 310, que es una punta de electrodo que puede facilitar que un cirujano reduzca el daño a tejidos extraños al permitir que los tejidos individuales o los vasos sanguíneos se aislen y se corten y / o cautericen independientemente. La punta del electrodo 310 incluye un extremo de conexión 312 y un extremo de trabajo en forma de gancho 314. Un manguito o revestimiento 316 puede rodear al menos una parte de la punta del electrodo 310.

Como se indicó, cada una de las puntas de electrodo descritas anteriormente incluye o puede formarse con uno o más bordes de trabajo afilados o con forma. Como también se señaló, el borde de trabajo con forma de tesis concentra la descarga eléctrica desde la punta del electrodo, lo que reduce la cantidad de pérdida de carga extraña en el tejido que no está cerca del punto o borde afilado. Los principios físicos subyacentes a la marcada mejora anterior pueden entenderse a partir de las figuras 12 a 14. La figura 12 es un diagrama que ilustra líneas de patrón de campo eléctrico para un campo eléctrico existente entre un conductor o punta de electrodo 320 que tiene una superficie exterior anular o curvada 322 y un contraelectrodo 324. Aunque el electrodo 320 se muestra en la Figura 12 como hueco, el patrón de campo eléctrico mostrado será esencialmente el mismo si el electrodo fuera sólido. Ahora se verá que la densidad de las líneas del campo eléctrico dentro de la elipse 326 es casi uniforme y, por lo tanto, el campo eléctrico no varía sustancialmente dentro de esa región. Sin embargo, en la Figura 13, se observará que si la geometría del electrodo 330 se hace para incluir una región puntiaguda representada por el punto o el borde 332, el campo eléctrico correspondiente se vuelve mucho más concentrado que la densidad de línea mucho mayor de la electricidad. líneas de campo (dentro de la elipse 334) entre el electrodo 330 y el contraelectrodo 336. Por lo tanto, en un conductor de forma irregular, la carga tiende a acumularse en lugares donde la curvatura de la superficie es mayor, es decir, en puntos afilados o bordes. Al afilar el borde de la cuchilla, la carga se concentra a lo largo de un área o área de superficie mucho más pequeña, lo que hace que las líneas del campo eléctrico se concentren en una disposición más cerrada que reduce la pérdida de carga extraña en el tejido que no está cerca del punto o borde afilado. No es necesario que el borde de corte del electrodo esté bien puntiagudo, solo se debe conformar (afilar) para concentrar la transferencia de energía al grado deseado para un corte óptimo.

A modo de ilustración, un electrodo no afilado convencional tiene un grosor de borde de aproximadamente 0,33 mm y en un modo de corte típico puede utilizar una configuración de potencia cercana a los 50 vatios. Cuando se afila a un grosor de borde de aproximadamente 0,00735 mm, una "nitidez" por debajo de la requerida de una hoja de bisturí mecánica, los electrodos de las Figuras 3-11 pueden cortar rápidamente el tejido a menos de 20 vatios, una configuración de potencia del 50% menos que el requerido para un electrodo no afilado típico. Además, tales cuchillas cortan más rápidamente con menos resistencia, menos producción de escaras, menos necrosis térmica y mejor control del operador.

Los principios anteriores se ilustran en la Figura 14. Como se señaló anteriormente, la Figura 14 es una vista simplificada que ilustra una concentración típica de campo eléctrico proyectado desde un borde afilado 228B del electrodo 220 ilustrado en las Figuras 3 y 3A. Para facilitar la claridad y la simplicidad de la presentación, solo se muestran las líneas 338 que representan el campo eléctrico en la dirección del punto o borde afilado 228B.

Se observará que el electrodo de la Figura 14 es el ilustrado anteriormente en la Figura 3A. Por lo tanto, se muestra el cuerpo principal 230 eléctricamente conductor con bordes afilados o puntos 228A y 228B. Cuando se aplica potencial electroquirúrgico al cuerpo 230 en presencia de tejido para el que se desea la separación, la densidad de la transferencia de energía se concentra en el vértice 228B como lo representan los rayos más largos dentro del haz de rayos 338. Así, en el ejemplo ilustrado, la energía se concentra a lo largo del eje principal del cuerpo principal 230 que se extiende desde el borde 228B. Se apreciará que la punta del electrodo 320 se usa a modo de ejemplo, y la presente discusión es aplicable a los bordes de trabajo afilados de cada una de las puntas de electrodo descritas anteriormente. También debe entenderse que, si bien la geometría preferida de las puntas de los electrodos incorpora al menos un borde (o punto) completamente afilado, las características eficaces que fluyen de la invención comienzan a observarse significativamente cuando la dimensión del ancho del borde de trabajo (es decir, el ancho 232 del borde de trabajo 228A en la Figura 3A, por ejemplo) está generalmente entre 0,0254 mm y 0,1270 mm, más preferentemente entre 0,076 mm y 0,1270 mm, y lo más preferentemente 0,1016 mm.

Además de las dimensiones anteriores para una superficie de trabajo de una punta de electrodo, a continuación se presenta una explicación adicional de cómo una punta de electrodo con forma o afilada reduce la cantidad de daño de tejido no deseado alrededor de un sitio de incisión. Como se indica en el presente documento, una punta de electrodo con forma o afilada concentra el campo eléctrico en el borde con forma o afilado de la punta del electrodo, creando así un campo eléctrico más fuerte que el que está presente con una punta de electrodo estándar. Este campo eléctrico más fuerte provoca un rápido aumento de la temperatura en la superficie de la punta del electrodo. El aumento rápido de la temperatura en la superficie de la punta del electrodo provoca un aumento rápido correspondiente de la temperatura en el tejido que está muy cerca de la punta del electrodo. El rápido aumento de la temperatura del tejido adyacente a la punta del electrodo hace que una profundidad más estrecha del tejido alcance rápidamente la coagulación. Como se discutió en otra parte del presente documento, el sistema electroquirúrgico 100 puede reducir rápida y automáticamente la corriente electroquirúrgica que fluye a través de la punta del electrodo una vez que el tejido que está cerca de la punta del electrodo alcanza la coagulación. La rápida reducción de la corriente electroquirúrgica evita que la temperatura del tejido que rodea el lugar de la incisión se eleve lo suficiente como para causar necrosis.

Ahora se hace referencia a la Figura 15, que ilustra una punta de electrodo simplificada 340 que se utiliza para cortar el tejido 342. La punta del electrodo 340 incluye un borde de trabajo con forma / afilado 344 que concentra o enfoca la descarga eléctrica entre la punta del electrodo 340 y el tejido 342 durante la electrocirugía, como se describe en el presente documento. Durante el desempeño de la electrocirugía, surge una impedancia R entre la punta del electrodo 340 y el tejido 342. La impedancia R se puede definir por:

$$R = \frac{\rho_c \lambda}{A} \quad \text{Ecuación 1}$$

donde ρ_c es la resistividad en masa del tejido 342, λ es la profundidad de cauterización, o la profundidad del tejido afectado por el procedimiento electroquirúrgico, y A es el área sobre la cual se realiza la electrocirugía. El área A es igual a L x ds, donde L es la longitud de la punta del electrodo 340 que está en contacto con el tejido 342 y ds es la distancia alrededor del borde de trabajo 344 que está en contacto con el tejido 342. La punta de electrodo de afilado 340 reduce el valor de ds, que a su vez reduce el área de contacto A en comparación con el uso de una punta de electrodo estándar.

Como es bien sabido, la resistividad en masa del tejido ρ_c es dependiente del tejido. Los tejidos se pueden categorizar ampliamente según la resistividad en masa ρ_c en uno de cuatro grupos: resistividad muy alta, resistividad alta, resistividad media y resistividad baja. Los ejemplos de tejidos que caen dentro de cada una de estas categorías incluyen tejido cicatricial (resistividad muy alta), tejido adiposo (resistividad alta), tejido abdominal (resistividad media) y tejido muscular (resistividad baja). Además, la resistencia en masa ρ_c del tejido también depende de la temperatura. A medida que aumenta la temperatura del tejido T_t , la resistividad en masa del tejido ρ_c disminuye hasta que se alcanza una temperatura crítica de desecación T_d . Cuando la temperatura del tejido aumenta por encima de la temperatura de desecación T_d , la resistividad del tejido ρ_c comienza a aumentar rápidamente. Por lo tanto, el rápido aumento de la resistividad volumétrica del tejido ρ_c se puede utilizar como una indicación de la finalización del proceso electroquirúrgico. La dependencia de la temperatura de la resistividad volumétrica del tejido ρ_c se puede definir por:

$$\rho_c = \rho_{c0} + f(T) \quad \text{Ecuación 2}$$

donde ρ_0 es la resistividad inicial del tejido y $f(T)$ es una función de la temperatura.

De las ecuaciones 1 y 2 se puede ver que la impedancia R es dependiente de la temperatura debido a su dependencia de la resistividad volumétrica del tejido dependiente de la temperatura ρ_c . En consecuencia, la velocidad a la que cambia la impedancia R como resultado del cambio de temperatura se puede definir como:

$$\frac{\partial R}{\partial T} = \frac{\lambda}{A} \frac{\partial \rho_c}{\partial T} \quad \text{Ecuación 3}$$

Esta relación revela que, con un borde de trabajo 344 con forma o afilado, el área de contacto A más pequeña aumenta el cambio de impedancia del tejido para el mismo cambio de temperatura ∂T . El mayor cambio en la impedancia con respecto al mismo cambio de temperatura permite que el generador electroquirúrgico detecte más rápidamente cuando el tejido ha alcanzado la temperatura de desecación T_d . Esta retroalimentación más rápida y más fuerte al generador electroquirúrgico da como resultado una reducción más rápida de la potencia cuando el tejido comienza a desecarse, lo que resulta en una reducción más rápida de la potencia total aplicada al tejido cuando el tejido se deseca. Las características de reducción de potencia de la presente invención se discutirán con mayor detalle a continuación. Sin embargo, a partir de esta discusión, debe entenderse que cuanto más fuerte sea el mecanismo de retroalimentación, más rápidamente se puede reducir la potencia, lo que minimiza ventajosamente la profundidad de daño en el tejido que rodea el sitio de la incisión.

La combinación de la punta afilada del electrodo y la rápida reducción de la potencia de salida suministrada por el generador electroquirúrgico (que se explica en detalle a continuación) proporciona un mecanismo de retroalimentación rápida que corrige / regula automáticamente la técnica electroquirúrgica y reduce sustancialmente la profundidad del daño necrótico del tejido. Los efectos de la punta afilada del electrodo y la combinación de salida de potencia ajustable se mejoran aún más cuando la masa de la punta del electrodo es limitada. Como se señaló anteriormente, la cantidad de calor latente que puede retener una punta de electrodo está directamente relacionada con la masa de la punta de electrodo. El calor más latente puede ser retenido por puntas de electrodo de masa más grande que por puntas de electrodo de masa más pequeña. Por lo tanto, limitar la masa de la punta del electrodo limita la cantidad de calor latente que la punta del electrodo puede retener.

El calor latente que puede acumularse en la punta de un electrodo durante un procedimiento electroquirúrgico se puede transferir al tejido alrededor de la punta del electrodo. Esta transferencia de energía térmica puede causar un daño necrótico indeseable en el tejido que rodea el lugar de la incisión y no solo en el lugar de la incisión. Por lo tanto, reducir la masa de la punta del electrodo también reduce la cantidad de calor latente que la punta del electrodo puede transferir al tejido circundante, reduciendo así la cantidad de daño no deseado en el tejido que rodea el sitio de la incisión. Mientras que las puntas de electrodos de baja masa aún transfieren energía térmica latente al tejido circundante, la cantidad de energía térmica latente que una punta de electrodo de baja masa transfiere al tejido circundante es relativamente pequeña en comparación con la cantidad de energía de la descarga eléctrica que se gasta para cauterizar el Tejido durante el procedimiento electroquirúrgico. Por lo tanto, para mejorar aún más los efectos de la punta afilada del electrodo y la combinación de salida de potencia ajustable, la masa de la punta del electrodo se puede limitar para reducir aún más la cantidad de daño tisular excesivo e indeseable que rodea el lugar de la incisión.

Para determinar qué tan delgada debe ser la punta de un electrodo de acero inoxidable para limitar el daño al tejido causado por la acumulación de calor latente excesivo, comenzamos por igualar la energía térmica de la punta del electrodo de acero inoxidable a una temperatura T_B con el Energía térmica del área del tejido a una temperatura T_t . La determinación del grosor máximo deseado de la punta del electrodo de la siguiente manera asegura que el calor latente de la punta del electrodo solo hará que la temperatura del tejido T_t se eleve lo suficiente como para causar homeostasis en el área del tejido que está muy cerca de la punta del electrodo. En otras palabras, limitar el grosor de la punta del electrodo de acuerdo con los siguientes cálculos limitará la acumulación de calor latente dentro de la punta del electrodo que, de lo contrario, causaría un daño necrótico no deseado más profundo en el tejido que rodea el lugar de la incisión..

La igualación de la energía térmica de la punta del electrodo y el tejido proporciona:

$$\lambda \partial T_t \rho_t C_t = \partial T_B \rho_B C_B W_b \quad \text{Ecuación 4}$$

En la ecuación 4, C_B , ρ_B , y W_b son, respectivamente, la capacidad calorífica, la densidad y el grosor de la punta del electrodo de acero, y C_t , ρ_t , y λ son, respectivamente, la capacidad calorífica, la densidad y la profundidad de cauterización del tejido. Al reorganizar la ecuación 4 se puede ver que:

$$\lambda \delta T_t = \delta T_B \frac{\rho_B C_B}{\rho_t C_t} W_b \quad \text{Ecuación 5}$$

Se sabe que la capacidad calorífica C_B y la densidad ρ_B del acero son, respectivamente, aproximadamente 0,42 kJ / kg °C y 7850 kg / m³.

De forma similar, se sabe que la capacidad calorífica C_t y la densidad ρ_t del tejido son, respectivamente, aproximadamente 0,42 kJ/kg °C y 7850 kg /m³
Usando estos valores, la Ecuación 5 se reduce a:

$$\lambda \delta T_t = 0,78 \delta T_B W_b \quad \text{Ecuación 6}$$

Al insertar los valores típicos de cambio de temperatura experimentados durante la electrocirugía en el tejido y la punta del electrodo, la Ecuación 6 se puede reorganizar para encontrar el grosor de la punta del electrodo de acero W_B en función de la profundidad de cauterización del tejido λ . Durante la electrocirugía, la temperatura del tejido generalmente aumenta entre 50 y 100 ° C y la temperatura de la punta del electrodo generalmente aumenta entre 250 y 350 ° C. Por lo tanto, el grosor de la punta del electrodo debe ser:

$$W_B \leq \frac{\lambda}{3} \quad \text{Ecuación 7}$$

Como se discute en el presente documento, es deseable minimizar la profundidad del daño tisular experimentado alrededor de un sitio de incisión. Por lo tanto, es preferible minimizar la profundidad de cauterización λ mientras sigue causando la homeostasis en el sitio de incisión. Una profundidad de cauterización aceptable es de unos 0,5 mm. Por lo tanto, para evitar daños excesivos en el tejido como resultado de la acumulación de calor latente en la punta del electrodo, se puede usar la Ecuación 7 y la profundidad de cauterización aceptable de 0,5 mm para determinar que el grosor de la punta del electrodo debe ser aproximadamente 0,17mm o menos. A partir de la discusión en el presente documento, será fácilmente evidente para un experto en la técnica que las puntas de electrodo con dimensiones más delgadas que 0,17 mm reducirán aún más la cantidad de daño tisular causado por el calor latente de la punta del electrodo. Como se señaló anteriormente, por ejemplo, las características eficaces que se derivan de la invención pueden observarse significativamente cuando la punta del electrodo tiene una dimensión generalmente entre 0,0254 mm y 0,1270 mm, más preferentemente entre 0,076 mm y 0,1270 mm, y la mayoría Preferentemente 0,1016 mm.

Además de limitar el grosor / masa de la punta del electrodo y afilar una superficie de trabajo de los extremos 214, 226, 244, 254, 264, 274, 284, 294, 304 y 314, al menos una porción de los extremos 214, 226, 244, 254, 264, 274, 284, 294, 304 y 314 pueden recubrirse para proporcionar uno o más atributos y / o propiedades deseables en la superficie de trabajo. Dichas propiedades y / o atributos deseables pueden incluir una estabilidad a alta temperatura para soportar las temperaturas de la electrocirugía y una flexibilidad para aumentar la durabilidad de la punta del electrodo. Además, un recubrimiento antiadherente puede servir para eliminar o reducir la adherencia del tejido carbonizado a la cuchilla, reduciendo así la incidencia de daños no deseados en el tejido. Un material antiadherente adecuado para usar como recubrimiento en los extremos 214, 226, 244, 254, 264, 274, 284, 294, 304 y 314 puede ser, pero no se limita a, PTFE o un material híbrido que puede incluir una combinación de al menos uno de un material orgánico y un material inorgánico, y que proporciona a la superficie recubierta propiedades deseables, tales como una estabilidad a alta temperatura, flexibilidad y una condición de aplicación a baja temperatura para que la capa de recubrimiento pueda aplicarse por una Proceso de pulverización o inmersión. No. 559, titulada "Utilización de un material híbrido en un recubrimiento de superficie de un instrumento electroquirúrgico", publicado el 4 de octubre de 2005 a Greep.

Curva de potencia personalizada

Los generadores de ondas electroquirúrgicas son bien conocidos en la técnica. Los generadores de onda comúnmente incluyen un oscilador de alta frecuencia y amplificadores que generan energía eléctrica de RF que puede transferirse a través de una punta de electrodo al tejido de un paciente.

Los generadores de ondas electroquirúrgicas típicos generan varias frecuencias operativas de energía eléctrica de RF y niveles de potencia de salida. La frecuencia de operación específica y la salida de potencia de un generador de onda varían según el generador electroquirúrgico particular utilizado y las necesidades del médico durante el procedimiento electroquirúrgico. La frecuencia de operación específica y los niveles de salida de potencia deben ser ajustados manualmente en el generador de ondas por un médico u otro personal de la sala de operaciones. En general, los generadores de ondas utilizados para la electrocirugía se adaptan para producir ondas de RF con una potencia de salida en el intervalo de 1 a 300 W en modo de corte y 1 a 1 W en modo de coagulación, y una

frecuencia en el intervalo de 300 a 600 kHz. Los generadores de onda típicos están adaptados para mantener los ajustes seleccionados durante la electrocirugía.

La figura 16 es una representación esquemática del sistema electroquirúrgico 100 de la Figura 1. El sistema electroquirúrgico 100 es alimentado por una fuente de CA 402 que proporciona 120 V o 240 V. La tensión suministrada por la fuente de CA 402 se dirige a un convertidor de CA / CC 404 que convierte los 120 V o 240 V de corriente alterna a 360 V de corriente continua. Los 360 V de corriente continua se dirigen entonces a un convertidor 406. El convertidor reductor 406 es un convertidor de CC a CC descendente. El convertidor reductor 406 está adaptado para bajar los 360 V entrantes a un nivel deseado dentro de un intervalo entre 0 y 150 V.

El sistema electroquirúrgico 100 también incluye un procesador 408. El procesador 408 puede programarse para regular diversos aspectos, funciones y parámetros del sistema electroquirúrgico 100. Por ejemplo, el procesador 408 puede determinar el nivel de potencia de salida deseado en la punta del electrodo 130 y el convertidor directo 406 para reducir la tensión a un nivel específico a fin de proporcionar la potencia de salida deseada.

Conectado entre el procesador 408 y el convertidor reductor 406 hay un convertidor digital a analógico ("DAC") 410. El DAC 410 está adaptado para convertir un código digital creado por el procesador 408 en una señal analógica (corriente, tensión o carga eléctrica) que gobierna la reducción de tensión realizada por el convertidor 406. Una vez que el convertidor de 406 escalones baja los 360 V a ese nivel que el procesador 408 ha determinado proporcionará el nivel de potencia de salida deseado, la tensión reducida se dirige a la punta del electrodo 130 para efectuar el corte electroquirúrgico del tejido de un paciente. El sensor de tensión 412 y el sensor de corriente 414 están adaptados para detectar la tensión y la corriente presentes en el circuito electroquirúrgico y comunican los parámetros detectados al procesador 408 para que el procesador 408 pueda determinar si se debe ajustar el nivel de potencia de salida.

Como se indicó anteriormente, los generadores de onda típicos están adaptados para mantener los ajustes seleccionados a lo largo de un procedimiento electroquirúrgico. Por ejemplo, la Figura 17 ilustra las curvas de potencia A y B que son representativas de los perfiles de potencia típicos generados por los generadores de onda conocidos en la técnica. En el caso de la curva de potencia A, el nivel de potencia de salida se estableció manualmente en 50 W, mientras que el nivel de potencia de salida para la curva de potencia B se estableció manualmente en 100 W. Cada una de las curvas de potencia A y B tiene una porción de meseta extendida en sus respectivos Ajustes de nivel de potencia de salida. Estas porciones de meseta extendida ilustran gráficamente cómo los generadores de onda típicos mantienen el nivel de potencia de salida seleccionado manualmente mientras la punta del electrodo está activada. Con los ajustes de potencia en el intervalo de 1–300 W como se ilustra con las curvas de potencia A y B, el generador de ondas debe mantener la potencia a un nivel constante para generar suficiente calor en la punta del electrodo para cortar el tejido. Sin embargo, como se explicó anteriormente, mantener tales niveles de potencia puede causar daños no deseados al tejido, como necrosis y / o carbonización del tejido.

En contraste, las realizaciones de ejemplo del generador de ondas 110 de la presente invención están adaptadas para crear una curva de potencia tal como la curva de potencia C ilustrada en la Figura 17. A diferencia de las curvas de potencia A y B, varios parámetros de la curva de potencia C, como la frecuencia y el nivel de potencia, no son establecidos manualmente por un médico u otro personal, sino que son programados y ajustados automáticamente por el generador de ondas 110 en función de los parámetros detectados a través de electrodo y alimentado al generador de ondas 110 como se describe en el presente documento. Además, la curva de potencia C no necesariamente mantiene una configuración de salida particular durante todo el tiempo que se activa la punta del electrodo. Más bien, el procesador 408 y los sensores de tensión y corriente 412 y 414 detectan varios parámetros del circuito electroquirúrgico, como la impedancia del tejido de un paciente, y ajustan automáticamente los diversos parámetros de salida en función de los parámetros del circuito detectado como se describe en el presente documento. Los sensores usados en circuitos electroquirúrgicos para detectar / medir parámetros de circuitos, tales como tensión y corriente, son bien conocidos en la técnica. Además, cualquier procesador capaz de realizar las funciones descritas en el presente documento puede usarse en asociación con el generador de ondas 110.

En una realización de ejemplo, el generador de ondas 110 está programado con una curva de potencia de salida específica, generalmente indicada como curva de potencia C en la Figura 17. Para producir la curva de potencia programada, los sensores de tensión y corriente 412 y 414 del generador de ondas 110 detectan la tensión y la corriente del circuito electroquirúrgico y envían las mediciones al procesador 408, que calcula la impedancia del circuito / tejido. Sobre la base de la impedancia del circuito / tejido, el procesador 408 ajusta automáticamente la potencia de salida a ese nivel en la curva de potencia de salida programada asociada con la impedancia detectada / calculada del circuito / tejido. El procesador 408, a través de los sensores de tensión y corriente 412 y 414, está adaptado para muestrear la tensión y la corriente del circuito electroquirúrgico, calcular la impedancia del circuito / tejido y ajustar el nivel de potencia de salida aproximadamente cada 20 milisegundos. El muestreo de los parámetros del circuito y el ajuste de la potencia de salida cada 20 milisegundos permite al generador de ondas 110 responder a los cambios rápidos en la impedancia del circuito / tejido para evitar daños no deseados en el tejido como se describe en el presente documento. Además, como se mencionó anteriormente, el borde de trabajo con forma o afilado de la punta del electrodo causa un cambio más grande y más rápidamente detectable en la impedancia sin un aumento de temperatura correspondientemente grande.

Como puede verse en la curva de potencia C en la Figura 17, cuando se inicia el procedimiento electroquirúrgico, la impedancia del tejido está en o cerca de 0 ohm. A medida que la señal de RF se transmite desde el generador de ondas 110, a través de la punta del electrodo 130, y hacia el tejido del paciente, la impedancia del tejido comienza a aumentar. El aumento de la impedancia del tejido de 0 Ω a un nivel de impedancia predeterminado se asocia con un rápido aumento en el nivel de potencia de salida. El aumento del nivel de potencia hace que la punta del electrodo atraviese el tejido y entre en contacto con el tejido fresco. El tejido fresco tiene un nivel de impedancia más bajo que el tejido previamente cortado, lo que permite que el nivel de potencia permanezca alto, facilitando el corte del tejido fresco. Como se ilustra en la Figura 17, el nivel máximo de potencia de salida para el generador de ondas 110 es sustancialmente más alto que el de los generadores de ondas típicos conocidos en la técnica.

A medida que aumenta el nivel de impedancia del tejido, también aumenta la probabilidad de daño tisular. Por lo tanto, si la impedancia del tejido supera el nivel de impedancia predeterminado, el nivel de potencia de salida cae rápidamente por debajo de un nivel de potencia predeterminado para evitar daños no deseados en el tejido. Como se explica con mayor detalle a continuación, por encima del nivel de impedancia predeterminado, el generador de ondas 110 reduce la potencia de salida en proporción inversa a aumentos adicionales en la impedancia del tejido por encima del nivel de impedancia predeterminado. El nivel de potencia de salida permanece por debajo del nivel de potencia predeterminado hasta que la impedancia del tejido cae por debajo del nivel de impedancia predeterminado. Una vez que la impedancia del tejido disminuye por debajo del nivel de impedancia predeterminado, el nivel de potencia de salida nuevamente comienza a aumentar como se describe anteriormente.

En otras palabras, el generador de ondas 110 está programado para crear una curva de potencia que aumenta rápidamente la potencia de salida de 0 W a un nivel de energía sustancialmente más alto que el producido por un generador de ondas típico. El generador de ondas 110 también mantiene el nivel de potencia más alto hasta que la impedancia del tejido alcanza un máximo predeterminado, en cuyo punto el generador de ondas 110 reduce rápidamente la potencia de salida para no causar daños no deseados en los tejidos. Una vez que la impedancia del tejido cae por debajo del máximo predeterminado, el generador de ondas 110 aumenta rápidamente el nivel de potencia de salida para permitir el corte del tejido. Este ciclo continúa mientras la punta del electrodo esté activada y en contacto con el tejido del paciente. Se apreciará que los valores ilustrados en la Figura 17 para los niveles de potencia de salida y las impedancias para la curva de potencia C son solo para fines ilustrativos.

Por ejemplo, los niveles de potencia de salida producidos por un generador de onda particular o para un procedimiento particular pueden ser más altos o más bajos que los ilustrados en la Figura 17. Por ejemplo, los niveles de potencia de salida producidos por un generador de onda particular o para un procedimiento particular pueden ser más altos o más bajos que los ilustrados en la Figura 17. Para ilustrar, la Figura 18 representa múltiples curvas de potencia de ejemplo contempladas dentro del alcance de la presente invención en las cuales los niveles de potencia de salida asociados con valores de impedancia específicos son mayores o menores que los ilustrados en la Figura 17 en relación con la curva de potencia C. En general, la Figura 18 ilustra los límites superiores e inferiores aproximados para la curva de potencia de salida actualmente preferida. Como se ilustra gráficamente en la Figura 18, los resultados deseables descritos en el presente documento aún se obtienen con niveles de potencia de salida que son más altos o más bajos que los de la curva de potencia C actualmente preferida, ilustrada en la Figura 17. De manera similar, también se apreciará que los valores de impedancia asociados con un nivel de potencia de salida particular también pueden ser diferentes, según el generador de onda utilizado o un procedimiento específico. Finalmente, se apreciará que la curva de potencia de la presente invención puede tener niveles de impedancia asociados con niveles de potencia de salida que son diferentes de los ilustrados en las Figuras 17 y 18 o no ilustrados en absoluto en las Figuras.

A continuación se presenta una discusión adicional de cómo la curva de potencia personalizada de la presente invención reduce la cantidad de daño tisular no deseado alrededor de un sitio de incisión. Durante este análisis de la curva de potencia personalizada, se hará referencia a la Figura 19, que ilustra una punta de electrodo 500 que crea una incisión 502 dentro del tejido 504 a una velocidad V_{cut} y a una potencia de salida P.

Como se describió anteriormente, el cambio en la temperatura del tejido ∂T_t causa el efecto electroquirúrgico, y λ representa la profundidad del tejido en el que se realiza el efecto electroquirúrgico. El producto de la profundidad de desecación del tejido λ y el aumento de la temperatura promedio ∂T_t del tejido sobre la profundidad están relacionados aproximadamente con la longitud de la punta del electrodo L, la densidad del tejido ρ_t y la capacidad térmica del tejido C_t de la siguiente manera:

$$\lambda^2 \partial T_t = \frac{R L P}{2 V_{cut} \rho_t C_t \rho_{c0}} \quad \text{Ecuación 8}$$

La ecuación 8 se puede invertir para resolver la potencia P en función de la impedancia R, lo que resulta en:

$$P = \frac{K_0}{R} \lambda^2 \partial T_t \quad \text{Ecuación 9}$$

en la que

$$K_0 = \frac{2V_{cut} \rho_t C_t \rho_{c0}}{L}$$

Ecuación 10

5 De la ecuación 9 se puede ver que la potencia P es inversamente proporcional a la impedancia R y directamente proporcional a la cantidad $\lambda 2\partial Tt$. Como se entenderá a partir de la divulgación en el presente documento, la cantidad de $\lambda 2\partial Tt$ está relacionada con la cantidad de daño tisular acumulativo o posible necrosis cerca del sitio electroquirúrgico.

10 Cuando se usa un generador de energía constante, como los que se usan para generar las curvas de potencia A y B de la Figura 17, la cantidad de daño tisular (es decir, la cantidad $\lambda 2\partial Tt$) variará inversamente a la impedancia R debido a los cambios en el contacto área A y la resistividad del volumen del tejido ρ_c (Ver Ecuación 1). En otras palabras, la única manera de mantener la potencia P a un nivel constante cuando aumenta la impedancia R es aumentar la cantidad $\lambda 2\partial Tt$ (es decir, la cantidad de daño causado al tejido).

15 Al permitir o forzar al generador electroquirúrgico a reducir la potencia de salida P de acuerdo con la inversa de la impedancia electroquirúrgica R, la cantidad de daño tisular (es decir, $\lambda 2\partial Tt$) se puede mantener constante a pesar de las variaciones en el área de contacto A y la resistividad de volumen del tejido ρ_c . Por ejemplo, a medida que cambia la impedancia, ya sea debido a cambios en la temperatura del tejido o la cantidad de área de contacto entre
 20 la punta del electrodo y el tejido, la potencia suministrada a la punta del electrodo se ajusta automáticamente para tener en cuenta estos cambios. A modo de ejemplo, cuando la punta del electrodo penetra más profundamente en el tejido, el área de contacto A entre la punta del electrodo y el tejido aumenta.. El aumento en el área de contacto A reduce la impedancia R entre la punta del electrodo y el tejido (consulte la Ecuación 1). La impedancia reducida R, a su vez, hace que la potencia P proporcionada por el generador aumente (consulte la Ecuación 9), lo que mejora el
 25 efecto de corte y facilita que el cirujano realice el corte más profundo.

De manera similar, el sistema compensa las diferentes técnicas quirúrgicas, como la velocidad de corte. De las ecuaciones 9 y 10, se puede ver que la potencia de salida P está directamente relacionada con la velocidad de corte V_{cut} . Cuando un cirujano mueve la punta del electrodo a través del tejido, la punta del electrodo entra en contacto
 30 con el tejido fresco como se describió anteriormente. El tejido fresco tiene una impedancia R más baja que el tejido que ya se ha cortado. Por lo tanto, a medida que la punta del electrodo se mueve a través del tejido a una velocidad mayor, la impedancia permanece relativamente constante debido al contacto continuo con el tejido fresco. La impedancia relativamente constante ayuda a mantener un mayor nivel de potencia, lo que resulta en un efecto de corte y velocidad mejorados. Por el contrario, si la punta del electrodo se mueve lentamente a través del tejido, la
 35 temperatura del tejido y, por lo tanto, la impedancia comienza a aumentar. El aumento de la impedancia provoca una caída en la potencia de salida y el efecto de corte. Por lo tanto, el monitoreo de la impedancia R y el ajuste de la potencia de salida P en función del valor cambiante de la impedancia R como se describe anteriormente proporciona un mecanismo de retroalimentación autolimitado y autorregulador que compensa automáticamente las variaciones en el contenido de tejido y la técnica quirúrgica.

40 Con referencia continua a las Figuras 16-18, la atención se dirige ahora a la Figura 20, que ilustra un método que no es conforme a la invención para aproximar la curva de potencia C ilustrada en la Figura 17, o cualquiera de las curvas de potencia ilustradas en la Figura 18. De acuerdo con el método, el procesador 408 determina si la punta del electrodo 130 se ha activado en el paso 510. El procesador continuará monitoreando el estado de activación de la
 45 punta del electrodo 130 hasta que se detecte la activación. Una vez que se ha activado la punta del electrodo 130, los sensores de tensión y corriente 412 y 414 miden varios parámetros del circuito, como la tensión y la corriente, en el paso 512. Estas mediciones se envían al procesador 408, que a su vez calcula la impedancia del circuito / tejido. La impedancia del circuito / tejido se puede calcular comparando la tensión suministrada por el generador de ondas 110 a la corriente que fluye a través del circuito, por ejemplo.

50 Una vez que el procesador 408 ha determinado la impedancia del circuito / tejido, el procesador 408 luego compara la impedancia del circuito / tejido con varios intervalos de impedancia predeterminados y clasifica la impedancia del circuito / tejido dentro de uno de esos intervalos en el paso 514. Por ejemplo, como se ilustra en la Figura 20, el valor de impedancia calculado se compara y clasifica dentro de uno de los cinco intervalos de impedancia, es decir, las
 55 impedancias son aproximadamente menores de 100 Ω , entre 100–199 Ω , entre 200–700, entre 701–1930, y más de 1930 Ω .

60 Con la impedancia calculada clasificada dentro del intervalo correcto, el procesador 408 calcula la potencia de salida adecuada que se proporcionará a través de la punta del electrodo 130 en el paso 516. Por ejemplo, si la impedancia calculada es inferior a 100, el procesador 408 calcula el nivel de potencia de salida apropiado multiplicando la impedancia calculada por aproximadamente 1,5. Si la impedancia calculada es mayor o igual a 100 Ω e inferior a 200, el procesador 408 establece el nivel de potencia de salida en aproximadamente 150 vatios. Si la impedancia calculada es mayor o igual a 200 y menor o igual a 700, el procesador 408 calcula el nivel de potencia de salida apropiado multiplicando la impedancia calculada por aproximadamente 0,192 y restando ese valor de

aproximadamente 188. De manera similar, para impedancias mayores a 700 Ω y menores o iguales a 1930, el procesador 408 calcula el nivel de potencia de salida apropiado multiplicando la impedancia calculada por aproximadamente 0,034 y restando ese valor de aproximadamente 85,7. Finalmente, para impedancias calculadas por encima de 1930 Ω , la potencia de salida se establece en aproximadamente 20 W.

5 Se apreciará que los diversos intervalos de impedancia calculados mostrados en la Figura 20 y descritos anteriormente son solo de ejemplo. De manera similar, los cálculos utilizados para determinar el nivel de potencia de salida apropiado para cada uno de los intervalos de impedancia, como se ilustra en la Figura 20 y se describen anteriormente, también son solo para ilustración y no pretenden limitar ese alcance de la presente invención.

10 Además, como se mencionó anteriormente, los resultados deseables descritos en el presente documento se obtienen incluso cuando la curva de potencia de salida varía por encima o por debajo de los valores de ejemplo expuestos anteriormente. Los valores específicos para la potencia de salida son, como se describió anteriormente, inversamente proporcionales a la impedancia del tejido detectada por la punta del electrodo.

15 Una vez que el procesador 408 ha calculado el nivel de potencia de salida adecuado para la impedancia calculada del circuito, el procesador 408 dirige al convertidor 406 para ajustar el nivel de potencia de salida para que coincida con el nivel de potencia de salida deseado calculado anteriormente en el paso 518. El procesador 408 luego regresa al paso inicial para detectar si la punta del electrodo 130 todavía está activada. Si el procesador 408 determina que la punta del electrodo 130 ya no está activada, entonces la alimentación a través de la punta del electrodo 130 se

20 apaga y el procesador 408 continúa monitoreando el estado de activación de la punta del electrodo 130. Si el procesador 408 determina que la punta del electrodo 130 todavía está activada o se ha reactivado, entonces el generador de ondas 110 determina nuevamente la impedancia del circuito / tejido y ajusta el nivel de potencia de salida como se describió anteriormente.

25 El generador de ondas 110 se puede adaptar para detectar los parámetros del circuito, calcular la impedancia del tejido y ajustar la potencia de salida P en respuesta a la impedancia del tejido cambiante. Además, el generador 110 puede realizar este proceso autolimitante sustancialmente en tiempo real (es decir, un ciclo de 20 milisegundos). Esto es importante porque, como se señaló anteriormente, la probabilidad de daño tisular aumenta a medida que aumenta la impedancia del tejido. Por lo tanto, al ajustar el nivel de potencia de salida sustancialmente en tiempo

30 real en relación con los cambios en la impedancia del tejido, el generador de ondas 110 puede reducir o eliminar las incidencias de daños no deseados en el tejido.

Ejemplos de ensayos clínicos

35 Se realizaron ensayos clínicos para comparar la velocidad y la calidad de la curación de las incisiones creadas por diferentes dispositivos. En los ensayos, se realizaron seis incisiones en la piel porcina utilizando diferentes dispositivos. En particular, se hicieron dos incisiones con cada una de i) un bisturí quirúrgico; ii) un sistema electroquirúrgico estándar que utiliza una cuchilla recubierta, no afilada (catálogo MegaDyne n.º 0012, 0,33 mm) a 50 W, referida en el presente documento como sistema de cauterización estándar; y iii) un sistema electroquirúrgico

40 de acuerdo con una realización de ejemplo de la presente invención, a saber, un sistema que usa un electrodo con un borde afilado y un generador de ondas programado con una curva de potencia personalizada como se describe en el presente documento, referido en el presente documento como un sistema de cauterio prototipo. Las incisiones fueron suturadas cerradas y monitoreadas durante 30 días. Después de dos semanas, se retiraron las suturas y, después de 30 días, se recolectaron y analizaron los sitios de las incisiones. Cada una de las incisiones se dividió en

45 tres secciones para su análisis.

Las dos primeras incisiones, que se muestran en las Fotografías A – D, se realizaron con un bisturí quirúrgico estándar. El análisis de la primera incisión de bisturí, que se muestra en las fotografías A y B a continuación, reveló lo siguiente:

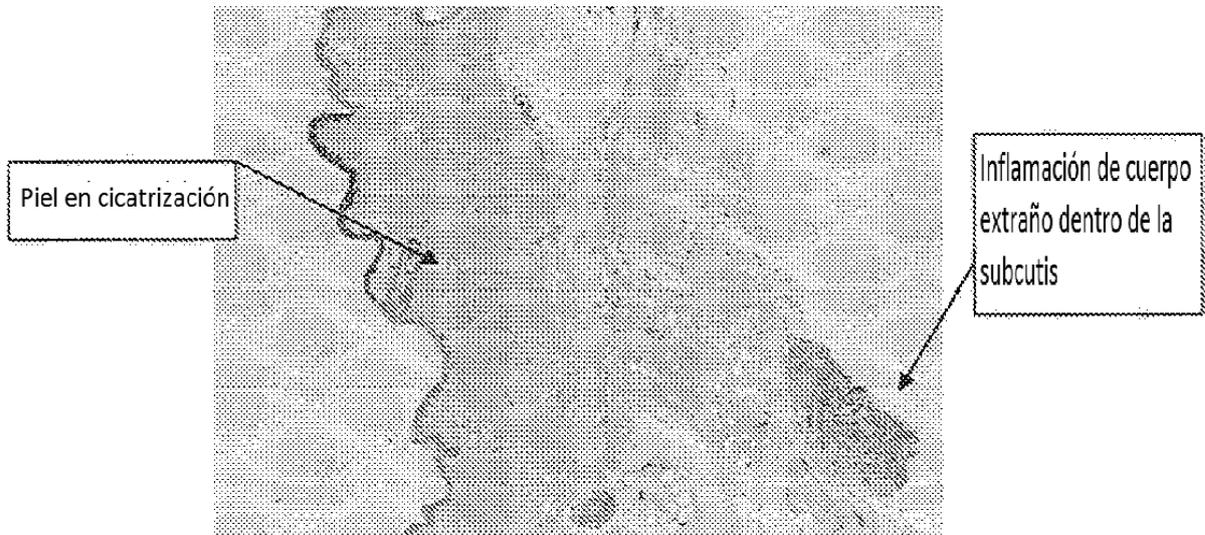
- 50
- Sección de piel 1: Esta sección de la piel no tuvo ningún cambio microscópico.
 - Sección de piel 2: Focalmente dentro del tejido subcutáneo de esta sección de la piel había una pieza parcial de material de sutura rodeada e infiltrada por una leve a moderada cantidad de inflamación de cuerpo extraño y fibrosis. Enfocados en la dermis superficial a profunda que cubre el material de sutura, el tejido dérmico

55 tuvo un leve aumento en el tejido conjuntivo fibroso y con un pequeño número de fibroblastos mezclados con las fibras dérmicas de colágeno. La epidermis que cubría las secciones de la piel era normal.

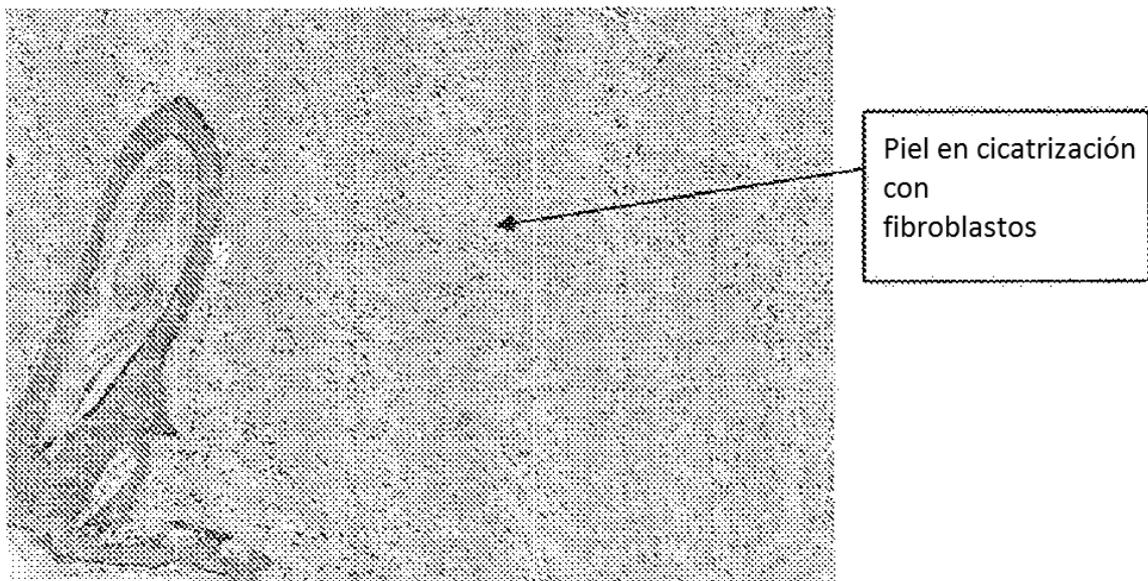
 - Sección 3 de la piel: Esta sección de la piel tenía una arteria dentro del tejido subcutáneo que estaba parcialmente obstruida con un tejido organizado unido a la capa de la íntima del vaso. Este tejido organizado

60 podría ser la proliferación de la íntima o un trombo organizado.

65



Fotografía A



Fotografía B

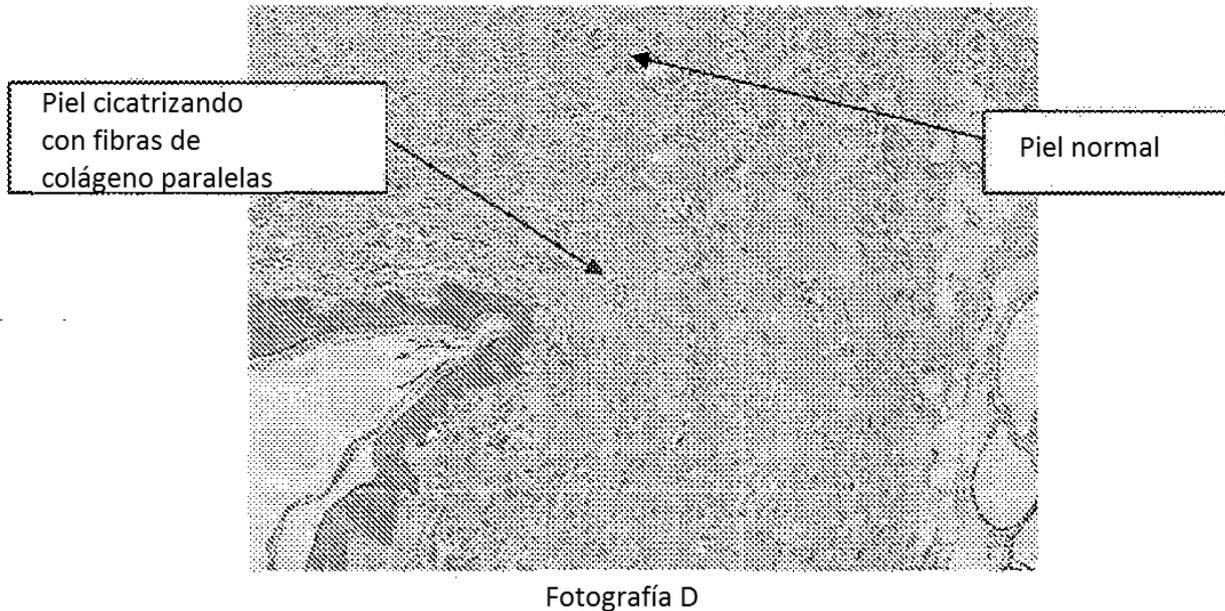
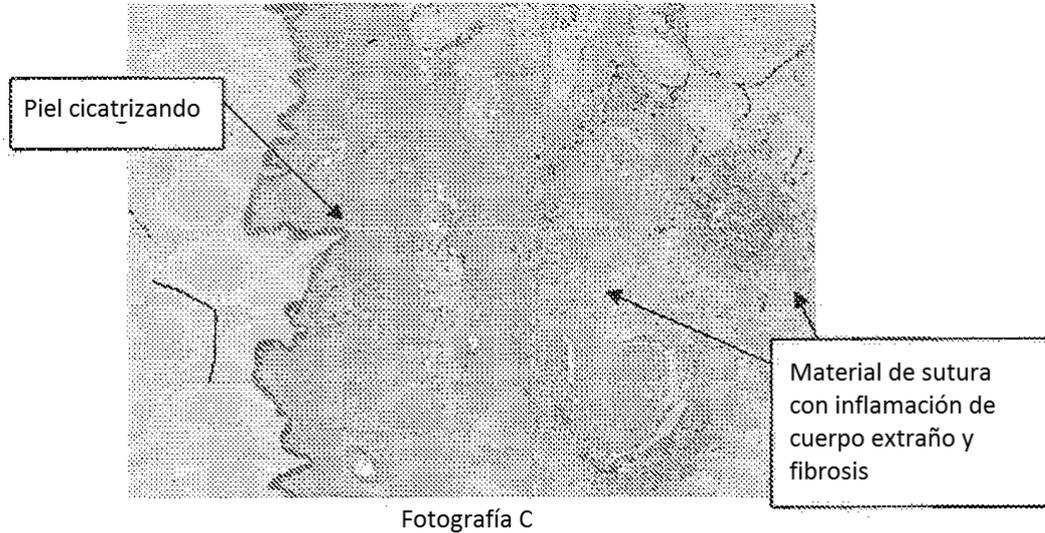
5 De manera similar, el análisis de las tres secciones de la segunda incisión de bisturí, que se muestra en las Fotografías C y D, reveló lo siguiente:

- 10
- 15
- Sección de piel 1: Hubo un pequeño foco de fibras paralelas organizadas de tejido conjuntivo / colágeno en la dermis superficial a profunda de esta sección de tejido.. La epidermis era normal. También dentro de esta sección de la piel, algo por debajo de la fibrosis dérmica, había un foco largo y delgado de tejido conjuntivo fibroso que atraviesa la capa muscular debajo del tejido subcutáneo. Dentro del área inmediatamente adyacente al tejido conjuntivo había varias miofibras degenerativas y regeneradoras.
 - Sección de piel 2: Hubo un pequeño foco de fibras paralelas organizadas de tejido conjuntivo / colágeno en la dermis superficial a profunda de esta sección de tejido.. La epidermis era normal. Subyacentes a la fibrosis dérmica, en el tejido subcutáneo, había dos grandes secciones de material de sutura transparente rodeadas e infiltradas por una gran cantidad de inflamación de cuerpos extraños y fibrosis. Hubo un pequeño foco delgado de tejido conjuntivo fibroso acompañado por unas pocas miofibras regeneradoras que atraviesan la capa muscular debajo del tejido subcutáneo, adyacente a donde está el material de sutura. Hubo pequeñas

áreas de hemorragia dentro de la inflamación granulomatosa que rodea el material de sutura y en el borde profundo de la sección de la piel. La hemorragia es probable por el procesamiento histológico de los tejidos.

- Sección 3 de la piel: Hubo un pequeño foco de tejido conjuntivo paralelo y ondulado / fibras de colágeno en la dermis superficial a profunda de esta sección de tejido. La epidermis era normal.

5



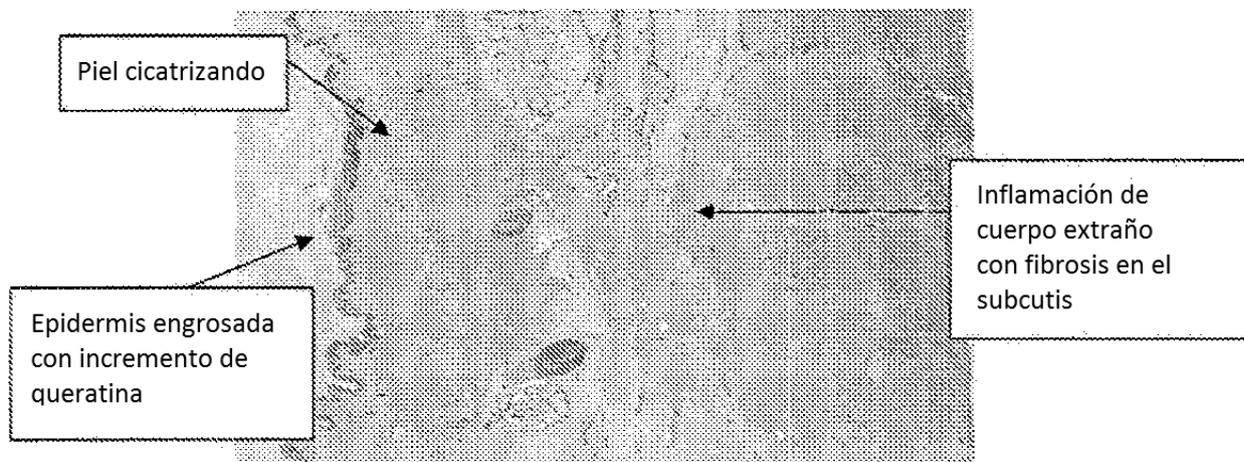
10 Las siguientes dos incisiones, que se muestran en las Fotografías E – H, se realizaron con un sistema de cauterización estándar. El análisis de las tres secciones de la primera incisión de cauterio estándar, que se muestra en las Fotografías E y F, reveló lo siguiente:

- Sección de piel 1: Focalmente dentro de la dermis había una cantidad moderada de tejido conjuntivo fibroso en maduración y contenía varios vasos pequeños y unas pocas células gigantes multinucleadas y macrófagos. La epidermis que cubre esta área de la dermis era mínimamente hiperplásica con un ligero aumento de la queratina. El tejido conjuntivo fibroso de la dermis se extiende desde la dermis profunda, a través del tejido subcutáneo y hacia la capa muscular debajo del tejido subcutáneo. Mezclados a lo largo del tejido conjuntivo del tejido subcutáneo y la capa muscular, se encontraron individuos con pequeños nidos de células gigantes multinucleadas, macrófagos (algunos con melanina) y linfocitos (inflamación de cuerpos extraños).

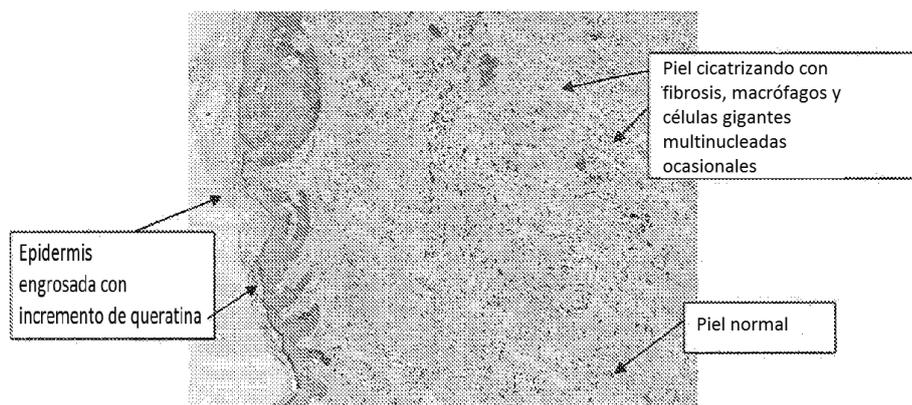
15

20

- Sección de piel 2: Focalmente dentro de la dermis había una cantidad moderada de tejido conjuntivo fibroso que maduraba y contenía varios vasos pequeños y unas pocas células gigantes multinucleadas y macrófagos. La epidermis que cubre esta área de la dermis era mínimamente hiperplásica con un aumento mínimo de la queratina. La superficie de la piel dentro del área de la fibrosis dérmica estaba ligeramente abultada. El tejido conjuntivo dérmico se extendió desde la dermis profunda hasta el subcutis superficial. Acompañando el tejido conjuntivo en el subcutis había una leve cantidad de inflamación de cuerpo extraño.
- Sección 3 de la piel: Focalmente dentro de la dermis había una cantidad moderada de tejido conjuntivo fibroso que maduraba y contenía varios vasos pequeños y unas pocas células gigantes multinucleadas y macrófagos. La epidermis que cubre esta área de la dermis era mínimamente hiperplásica con un aumento mínimo de la queratina. La superficie de la piel dentro del área de la fibrosis dérmica estaba ligeramente abultada. Dentro de la zona subcutánea, justo debajo del área de la fibrosis dérmica, había una gran sección de material de sutura transparente rodeado de tejido conjuntivo fibroso maduro mezclado con una inflamación de un cuerpo extraño. La reacción del tejido que rodea el material de sutura se extiende hacia la capa muscular, debajo del tejido subcutáneo.



Fotografía E

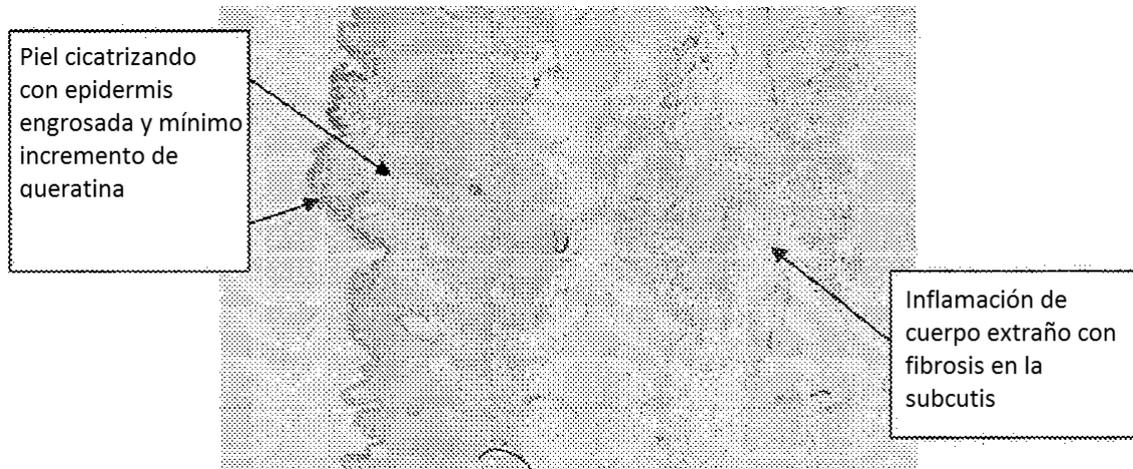


Fotografía F

De manera similar, el análisis de las tres secciones de la segunda incisión de cauterio estándar, que se muestra en las Fotografías G y H, reveló lo siguiente:

- Sección de piel 1: Focalmente dentro de la dermis había una pequeña cantidad de tejido conjuntivo fibroso que maduraba y que contenía varios vasos pequeños. La epidermis que cubre esta área de la dermis era mínimamente hiperplásica con un aumento mínimo de la queratina. Dentro de la zona subcutánea, justo debajo del área de la fibrosis dérmica, había una gran sección de material de sutura transparente rodeado de tejido conjuntivo fibroso maduro mezclado con una inflamación de un cuerpo extraño.

- Sección de piel 2: Focalmente dentro de la dermis había una pequeña cantidad de tejido conjuntivo fibroso que maduraba y que contenía varios vasos pequeños. La epidermis que cubre esta área de la dermis tuvo un aumento mínimo de la queratina. El tejido conjuntivo de la dermis se infiltró levemente en el subcutáneo subyacente, y había un pequeño número de células gigantes multinucleadas dentro del subcutáneo mezcladas con el tejido conjuntivo y adyacentes. La capa muscular debajo de la fibrosis subcutánea contenía un pequeño foco de inflamación de cuerpo extraño. Hubo una pequeña cantidad de hemorragia en el borde de la sección del tejido, que es secundaria al procesamiento histológico de los tejidos..
- Sección 3 de la piel: Focalmente dentro de la dermis había una pequeña cantidad de tejido conjuntivo fibroso que maduraba y que contenía varios vasos pequeños. La epidermis que cubre esta área de la dermis era mínimamente hiperplásica con un aumento mínimo de la queratina. La fibrosis de la dermis se extendió focalmente hacia el subcutis profundo. Dentro del tejido conjuntivo subcutáneo había varios vasos pequeños acompañados por muy pocos macrófagos y una célula gigante multinucleada ocasional. Hubo una pequeña cantidad de hemorragia en el borde de la sección del tejido, que es secundaria al procesamiento histológico de los tejidos..



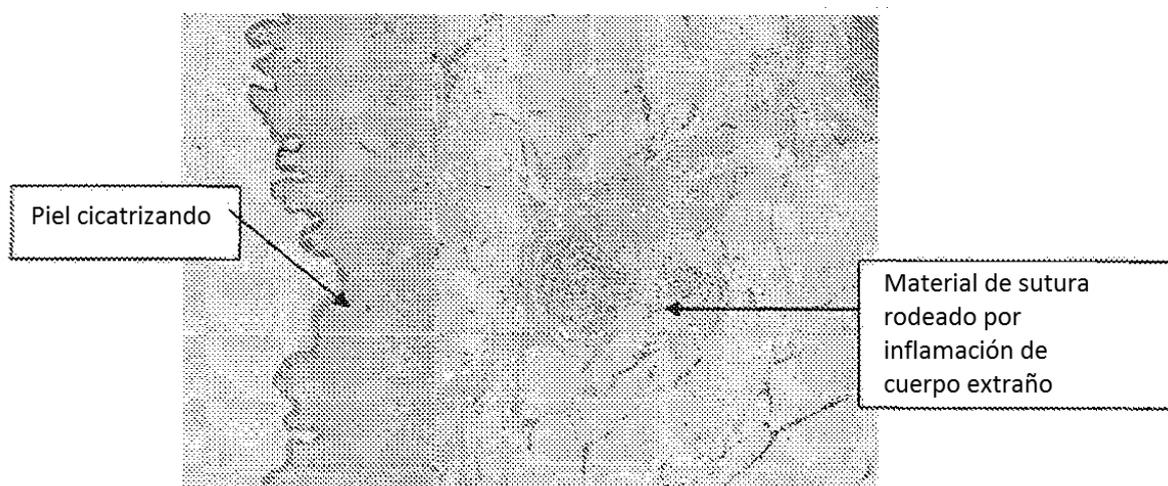
Fotografía G



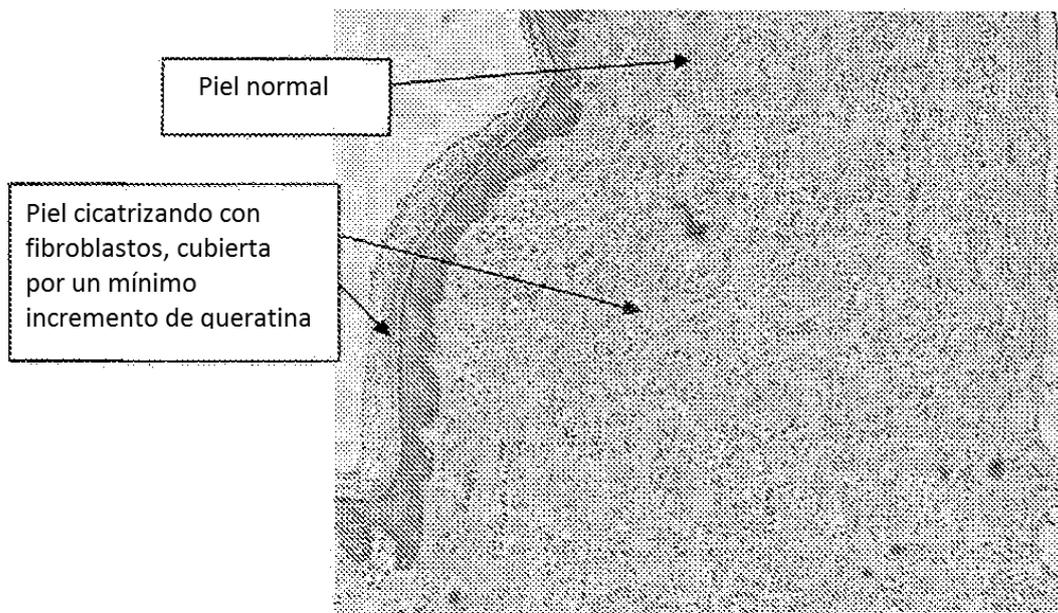
Fotografía H

20 Finalmente, las dos incisiones que se muestran en las Fotografías I – L se realizaron con un prototipo de sistema de cauterio utilizando un electrodo afilado en combinación con una curva de potencia personalizada de acuerdo con una realización de ejemplo de la presente invención. El análisis de las tres secciones de la primera incisión de cauterio prototipo, que se muestra en las Fotografías I y J, reveló lo siguiente:

- Sección de piel 1: Focalmente dentro de la dermis hubo un aumento mínimo de los fibroblastos mezclados con las fibras de colágeno. La epidermis que cubre esta área de la dermis era mínimamente hiperplásica. La fibrosis dérmica se extiende mínimamente en el subcutis. Había unas pocas células gigantes multinucleadas dentro del tejido conjuntivo del tejido subcutáneo (inflamación de un cuerpo extraño). Hubo un pequeño foco de fibrosis dentro de la capa muscular. Hubo tres áreas de inflamación de cuerpo extraño dentro de la dermis superficial a profunda y al tejido subcutáneo superficial. La inflamación dentro de la dermis superficial se estaba infiltrando en la epidermis adyacente y había una pequeña área de degeneración epidérmica.
- Sección de piel 2: Focalmente dentro de la dermis hubo un aumento mínimo de los fibroblastos mezclados con las fibras de colágeno. La epidermis que cubre esta área de la dermis era mínimamente hiperqueratósica. La fibrosis dérmica se extendió hacia el tejido subcutáneo subyacente. El tejido conjuntivo subcutáneo rodeaba una gran sección de material de sutura transparente. También se observó una inflamación de cuerpo extraño en el tejido conjuntivo subcutáneo. Hubo un foco moderado de fibrosis dentro de la capa muscular debajo de la fibrosis subcutánea y la inflamación.
- Sección 3 de la piel: Focalmente dentro de la dermis hubo un aumento mínimo de los fibroblastos mezclados con las fibras de colágeno. La epidermis que cubre esta área de la dermis era normal. Hubo un foco moderado de fibrosis dentro de la capa muscular cerca de donde se encontraba la fibrosis dérmica.



Fotografía I



Fotografía J

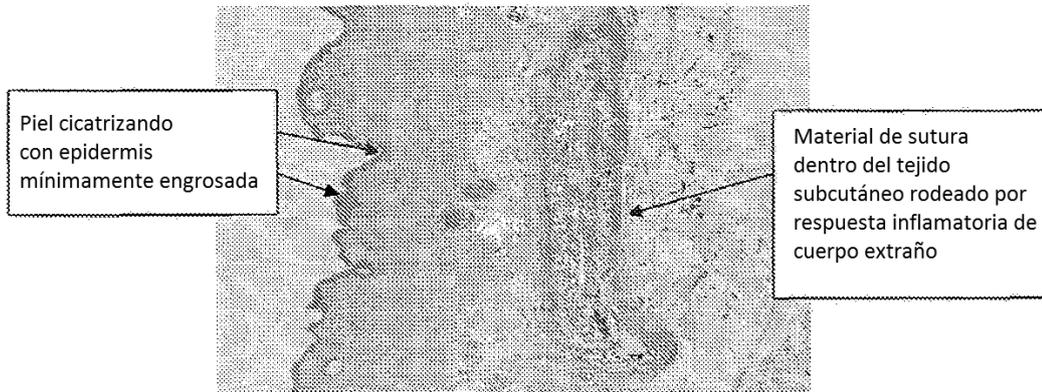
20

De manera similar, el análisis de las tres secciones de la segunda incisión de cauterio prototipo, que se muestra en las Fotografías K y L, reveló lo siguiente:

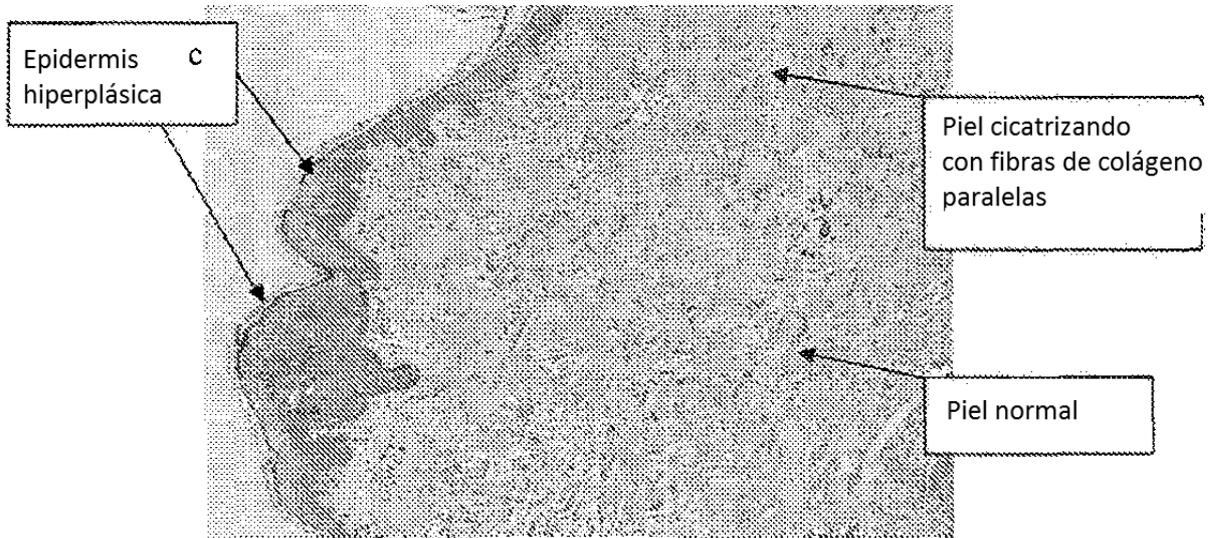
Sección de piel 1: Focalmente dentro de la dermis hubo un aumento escaso en los fibroblastos con más organización de las fibras de colágeno que la dermis circundante. La epidermis era normal. Había dos pequeños pedazos de material de sutura transparente mezclados con unos pocos macrófagos y células gigantes multinucleadas dentro de la subcutis superficial, justo debajo del área de la dermis mencionada anteriormente. Hubo un gran foco de fibrosis dentro de la subcutánea profunda y la capa muscular subyacente.

Sección de piel 2: No hubo cambios microscópicos en esta sección de tejido.

Sección 3 de la piel: Focalmente dentro de la dermis hubo un aumento escaso en los fibroblastos con más organización de las fibras de colágeno que la dermis circundante. La epidermis era normal. Había un gran segmento de material de sutura transparente rodeado e infiltrado por tejido conjuntivo fibroso maduro y una inflamación de cuerpo extraño dentro del tejido subcutáneo, debajo del área de la dermis mencionada anteriormente. Hubo un foco moderado de fibrosis en el tejido muscular subyacente al material de sutura subcutánea.



Fotografía K



Fotografía L

Aunque existía lo que se consideraría curación normal de la epidermis, dermis, subcutis y capa muscular de la piel en todas las incisiones analizadas, las incisiones de bisturí y prototipo de cauterización se curaban más rápido que las incisiones creadas por el cauterio estándar. Para cada una de las incisiones, hubo una cantidad mínima de cicatrización del tejido focal en los sitios de incisión de la piel, y la mayor parte de la cicatrización del tejido se encontró principalmente en la dermis. Además, hubo una cantidad mínima de fibroblastos con orientación paralela de las fibras de colágeno dérmicas en el bisturí y prototipo de sitios de incisión cauterio. Sin embargo, los sitios de incisión de cauterio estándar contenían más fibroblastos y tejido conjuntivo aún dentro de los sitios de incisión de cicatrización dérmica que los hallados en el escalpelo y el prototipo de cauterio que curaba las incisiones cutáneas. Además, hubo hiperplasia y / o hiperqueratinización epidérmica en todos los sitios de incisión de curación con cauterio estándar, mientras que solo dos de los sitios de incisión con curación de piel con cauterio prototípico tuvieron una hiperplasia y / o hiperqueratinización epidérmica mínima, y ninguno de los sitios de curación de la piel con bisturí tuvo ninguno. Cambios epidérmicos. La hiperplasia e hiperqueratinización epidérmica son resultados de la irritación crónica. Por lo tanto, será fácilmente evidente para un experto en la técnica que el cauterio prototipo de

la presente invención produce resultados que son similares a los producidos por un bisturí quirúrgico típico y que están muy mejorados que los resultados de un sistema estándar de cauterio. .

5 Por lo tanto, como se explica en el presente documento, las realizaciones de la presente invención abarcan la
utilización de una punta de electrodo de masa / grosor afilada y limitada en combinación con una curva de potencia
personalizada. La punta del electrodo se puede afilar para concentrar la energía eléctrica en el punto de incisión. La
masa / grosor de la punta del electrodo se puede limitar para evitar la acumulación de calor latente que puede
causar daños no deseados en el tejido. La curva de potencia se caracteriza por un nivel de potencia de salida
10 máximo que es sustancialmente más alto que el que se usa normalmente en electrocirugía, y que se ajusta
automáticamente en tiempo real según la impedancia del circuito / tejido. La potencia de salida de la curva de
potencia personalizada se puede ajustar automáticamente para que permanezca inversamente proporcional a la
impedancia del circuito / tejido. La combinación del uso de la punta afilada y limitada del electrodo de masa / espesor
con la curva de potencia personalizada reduce o elimina el daño no deseado al tejido en y alrededor del punto de
15 incisión. La reducción del daño tisular reduce la incidencia de complicaciones postoperatorias y aumenta la calidad y
la velocidad de la recuperación y la curación postoperatorias.

Si bien los métodos y procesos de ejemplo no de acuerdo con la invención han demostrado ser particularmente
útiles en el área de la electrocirugía, los expertos en la técnica pueden apreciar que los métodos y procesos pueden
usarse en una variedad de diferentes tipos de superficies y en una variedad de diferentes áreas de aplicación para
20 realizar una tarea particular.

La presente invención puede materializarse en otras formas específicas sin apartarse de sus características
esenciales como se define en las reivindicaciones. Las realizaciones descritas se tienen que considerar en todos los
aspectos únicamente como ilustrativas y no restrictivas. Por tanto, el alcance de la invención viene indicado por las
25 reivindicaciones adjuntas más que por la descripción anterior. Todos los cambios que vienen con el significado e
intervalo de equivalencia de las reivindicaciones deben contemplarse dentro de su alcance.

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un sistema electroquirúrgico (100) que comprende:

5 un electrodo electroquirúrgico (130, 220, 230, 240, 250, 260, 270, 280, 290, 300, 310, 330, 340) adaptado para transmitir energía eléctrica al tejido del paciente durante un procedimiento electroquirúrgico, teniendo el electrodo una superficie de trabajo (228A, 228B, 248A – 248D, 256A – 256C, 266A – 266B, 276A – 276C, 332) que se afila para concentrar la energía eléctrica transmitida desde el electrodo al tejido del paciente durante un procedimiento electroquirúrgico; y

10 un generador de ondas electroquirúrgicas (110) acoplado eléctricamente al electrodo, el generador de ondas está adaptado para detectar diversos parámetros del sistema electroquirúrgico y ajustar automáticamente el nivel de energía eléctrica que se transmite desde el electrodo al tejido del paciente en función de una curva de potencia personalizada almacenada en el generador de ondas, la curva de potencia personalizada es tal que durante un procedimiento electroquirúrgico, la potencia del electrodo aumenta rápidamente hasta un nivel predeterminado de impedancia del tejido, y luego a medida que la impedancia del tejido aumenta por encima del nivel predeterminado de impedancia del tejido, La potencia del electrodo se reduce rápidamente en proporción inversa a aumentos adicionales en la impedancia del tejido.

20 2. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que la superficie de trabajo afilada del electrodo tiene un grosor de entre aproximadamente 0,0254 mm y aproximadamente 0,127 mm, o en donde el electrodo tiene una masa reducida para minimizar la cantidad de calor latente retenido por el electrodo y transferido al tejido circundante.

25 3. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que el generador de ondas está adaptado para detectar una tensión y una corriente del sistema electroquirúrgico.

4. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 3, en el que el generador de ondas está adaptado para calcular una impedancia del sistema electroquirúrgico a partir de la tensión y la corriente detectados..

30 5. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que el generador de ondas comprende un procesador que está adaptado para:

calcule la impedancia del sistema electroquirúrgico a partir de los parámetros detectados del sistema electroquirúrgico;

35 use la impedancia calculada del sistema electroquirúrgico para calcular el nivel de energía eléctrica en la curva de potencia personalizada asociada con el nivel de impedancia calculada; y

ajuste el nivel de energía eléctrica que se transmite a través del electrodo al nivel en la curva de potencia personalizada asociada con la impedancia calculada.

40 6. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que el generador de ondas está adaptado para detectar los diversos parámetros del sistema electroquirúrgico y ajustar automáticamente el nivel de energía eléctrica que se transmite desde el electrodo al tejido del paciente aproximadamente cada 20 milisegundos.

45 7. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que el generador de ondas comprende: un sensor adaptado para detectar los diversos parámetros del sistema electroquirúrgico; y un procesador programado con la curva de potencia personalizada, el procesador está adaptado para ajustar automáticamente el nivel de energía eléctrica que se transmite desde el electrodo al tejido del paciente en función de los parámetros detectados del sistema electroquirúrgico y la curva de potencia personalizada.

50 8. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 7, en el que la superficie de trabajo afilada del electrodo tiene un espesor de aproximadamente 0,1 mm.

9. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 7, en el que el sensor está en comunicación eléctrica con el electrodo.

55 10. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 7, en el que la superficie de trabajo afilada del electrodo está recubierta con un revestimiento antiadherente.

11. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 7, en el que el generador de ondas está adaptado para:

60 perciba los diversos parámetros del sistema electroquirúrgico y ajuste automáticamente la energía eléctrica que se comunica al tejido del paciente en tiempo real; o generar energía eléctrica en un intervalo de aproximadamente 0 vatios a aproximadamente 150 vatios; o

calcule la impedancia del sistema electroquirúrgico basándose en los parámetros detectados del sistema electroquirúrgico.

65

12. Sistema electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que la superficie de trabajo tiene un espesor de aproximadamente 0,2 mm o menos para facilitar la concentración de la energía eléctrica entre el electrodo y el tejido del paciente; en el que el generador de ondas electroquirúrgicas está adaptado para generar la energía eléctrica para la transmisión al tejido del paciente a través del electrodo.

5 13. Un sistema electroquirúrgico según la reivindicación 12, en el que el generador de ondas está adaptado para calcular la impedancia del tejido basándose en los parámetros detectados del sistema electroquirúrgico.

10 14. Un sistema electroquirúrgico según la reivindicación 12, en el que el nivel de energía eléctrica generada por el generador de ondas es directamente proporcional a la velocidad a la que se mueve el electrodo a través del tejido.

15. Un sistema electroquirúrgico según la reivindicación 12, en el que el generador de ondas está adaptado para:

15 detecte los diversos parámetros del sistema electroquirúrgico y adapte automáticamente el nivel de energía eléctrica al nivel de energía eléctrica correspondiente en la curva de potencia personalizada al menos cada 20 milisegundos; o
generar energía eléctrica para la transmisión al tejido del paciente a través del electrodo en un intervalo de aproximadamente 0 vatios a aproximadamente 150 vatios.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

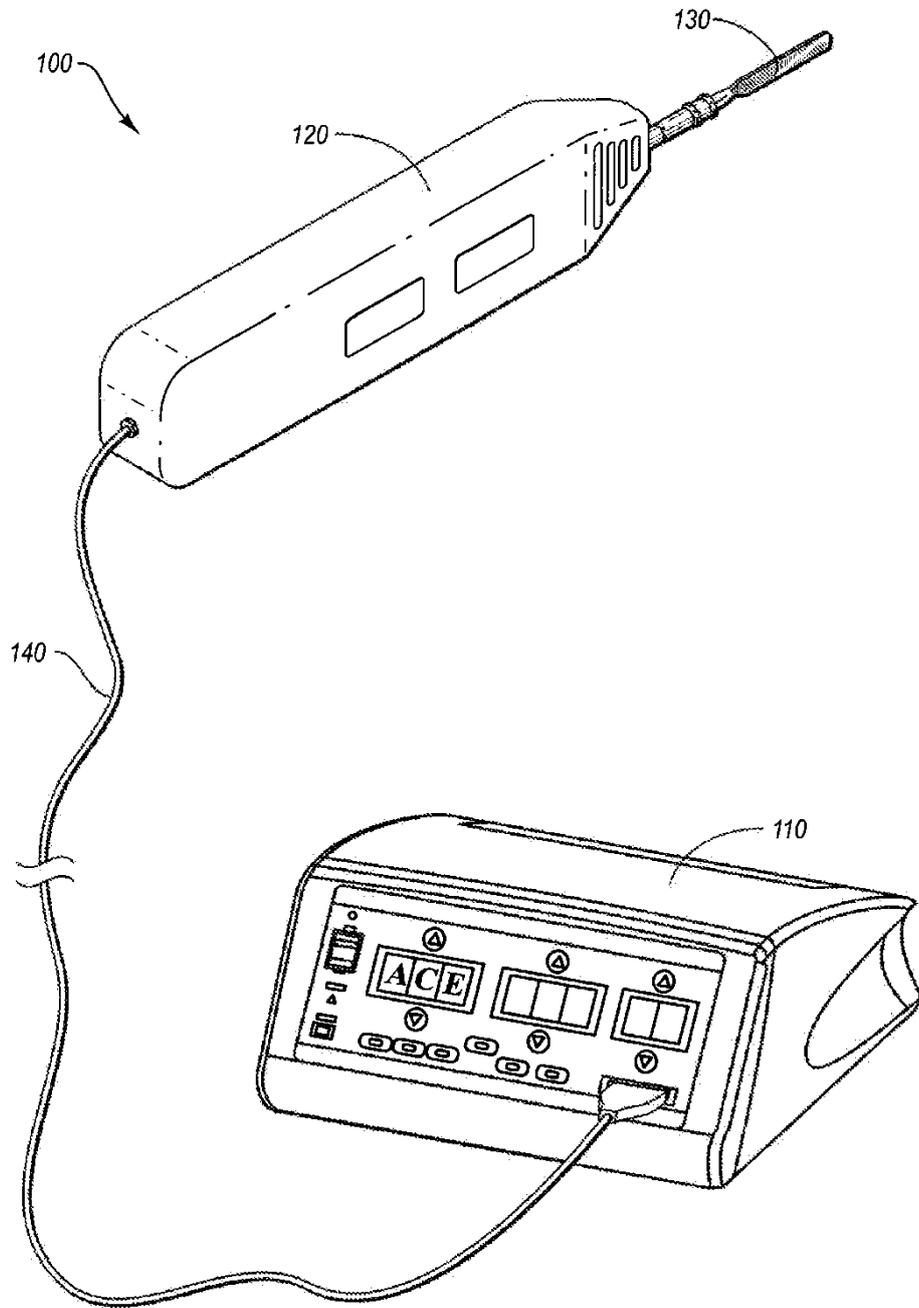


FIG. 1

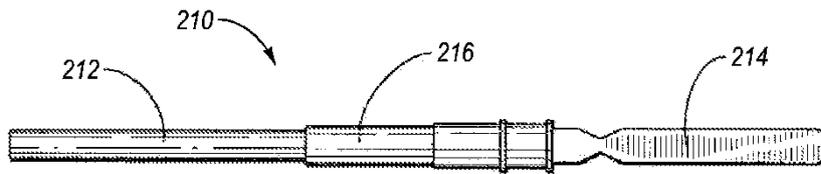


FIG. 2

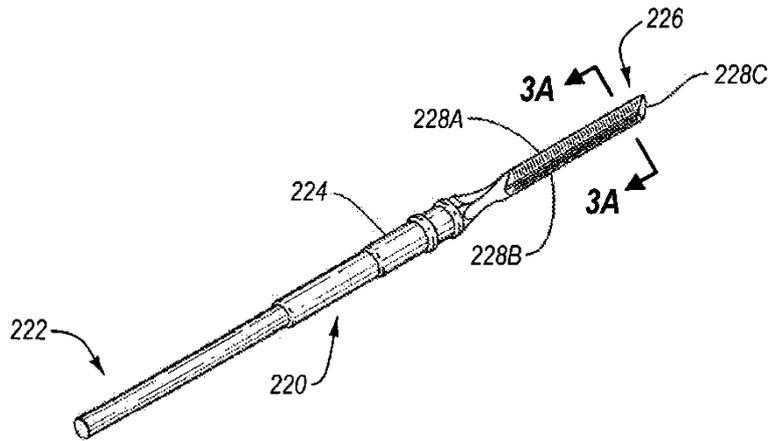


FIG. 3

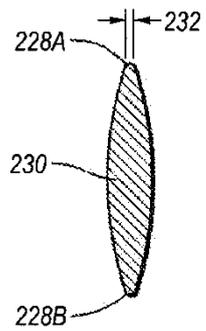


FIG. 3A

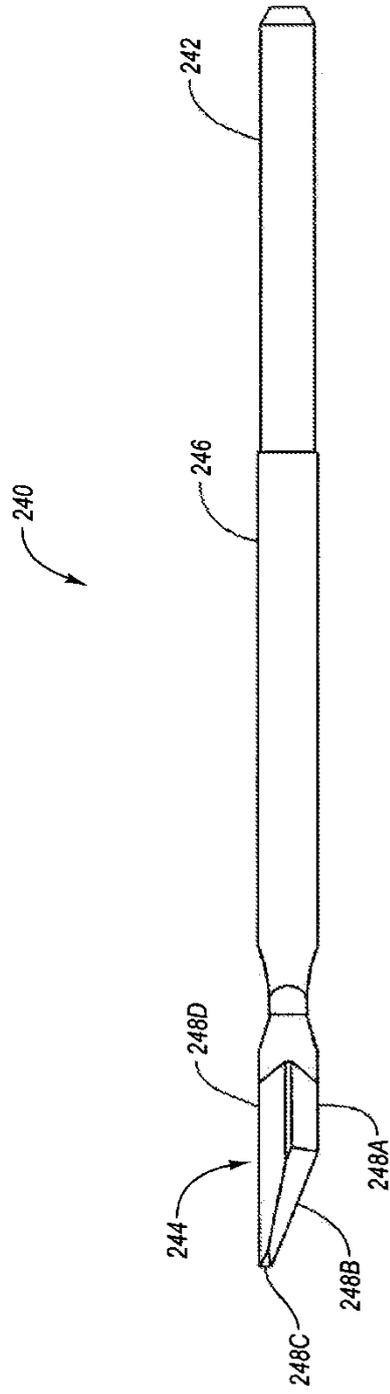


FIG. 4

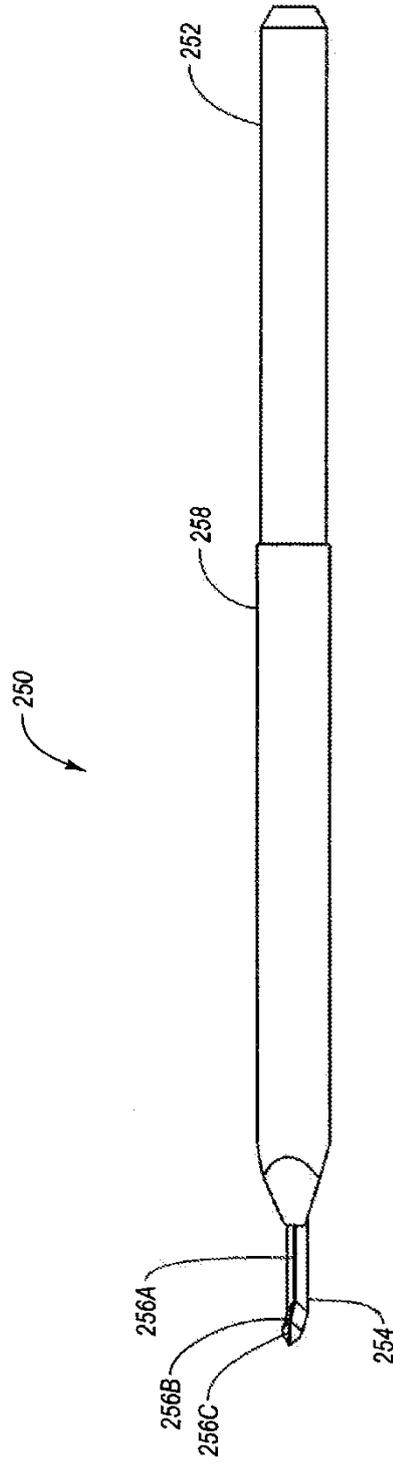


FIG. 5

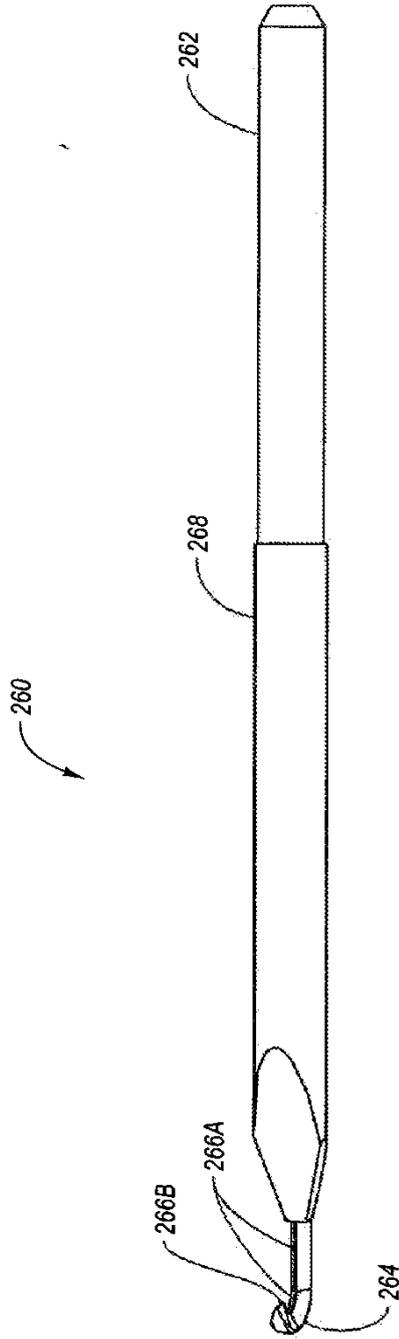


FIG. 6

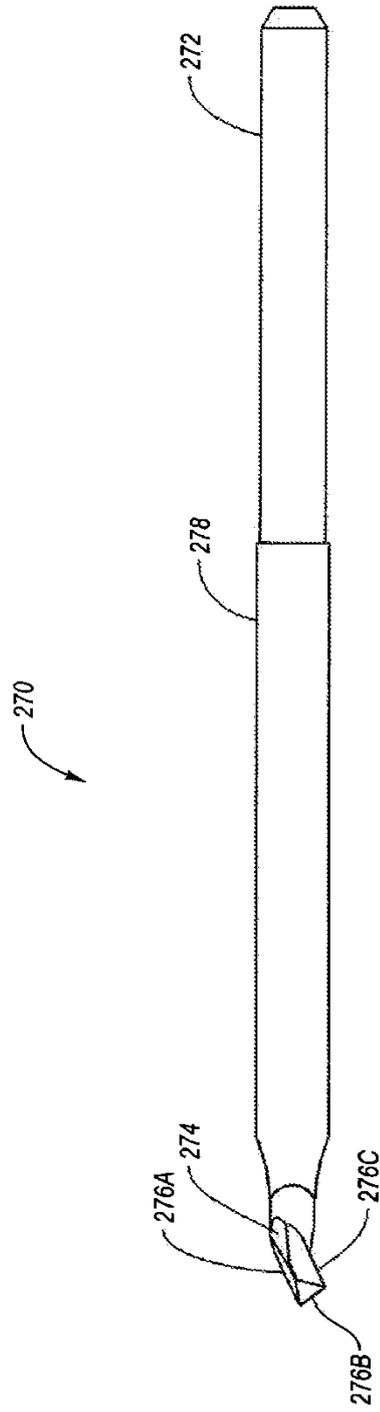


FIG. 7

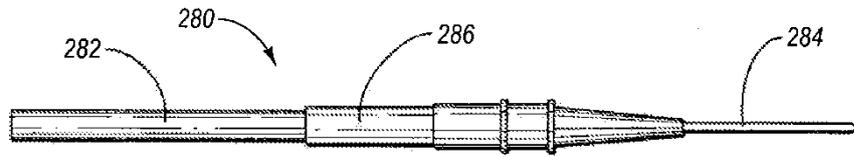


FIG. 8

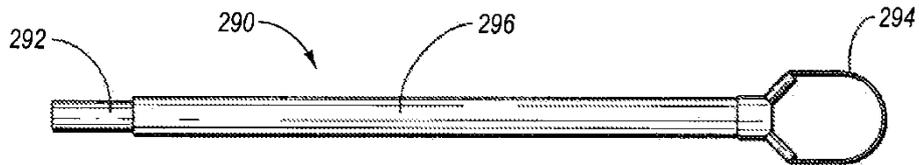


FIG. 9

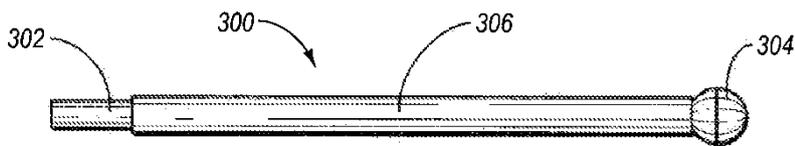


FIG. 10

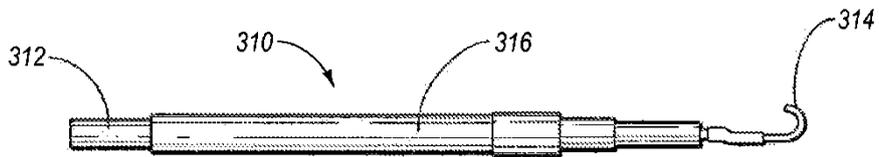


FIG. 11

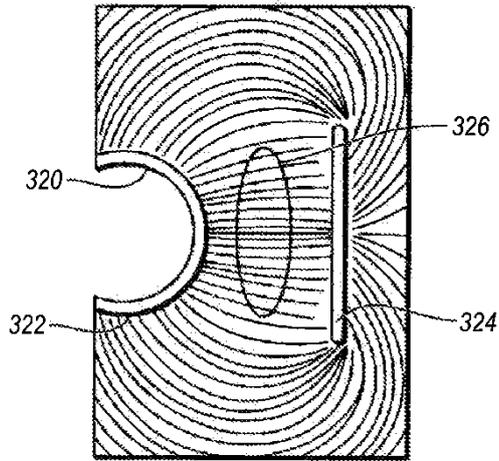


FIG. 12

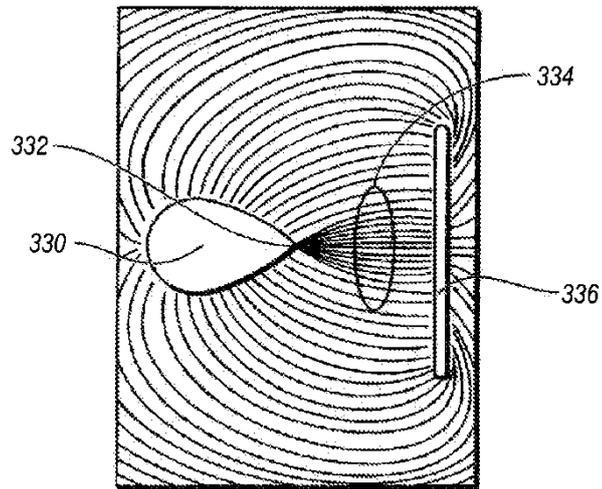


FIG. 13

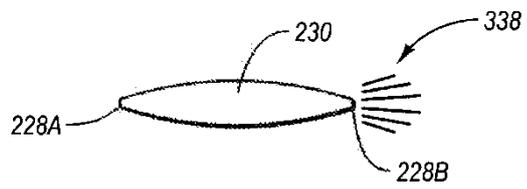


FIG. 14

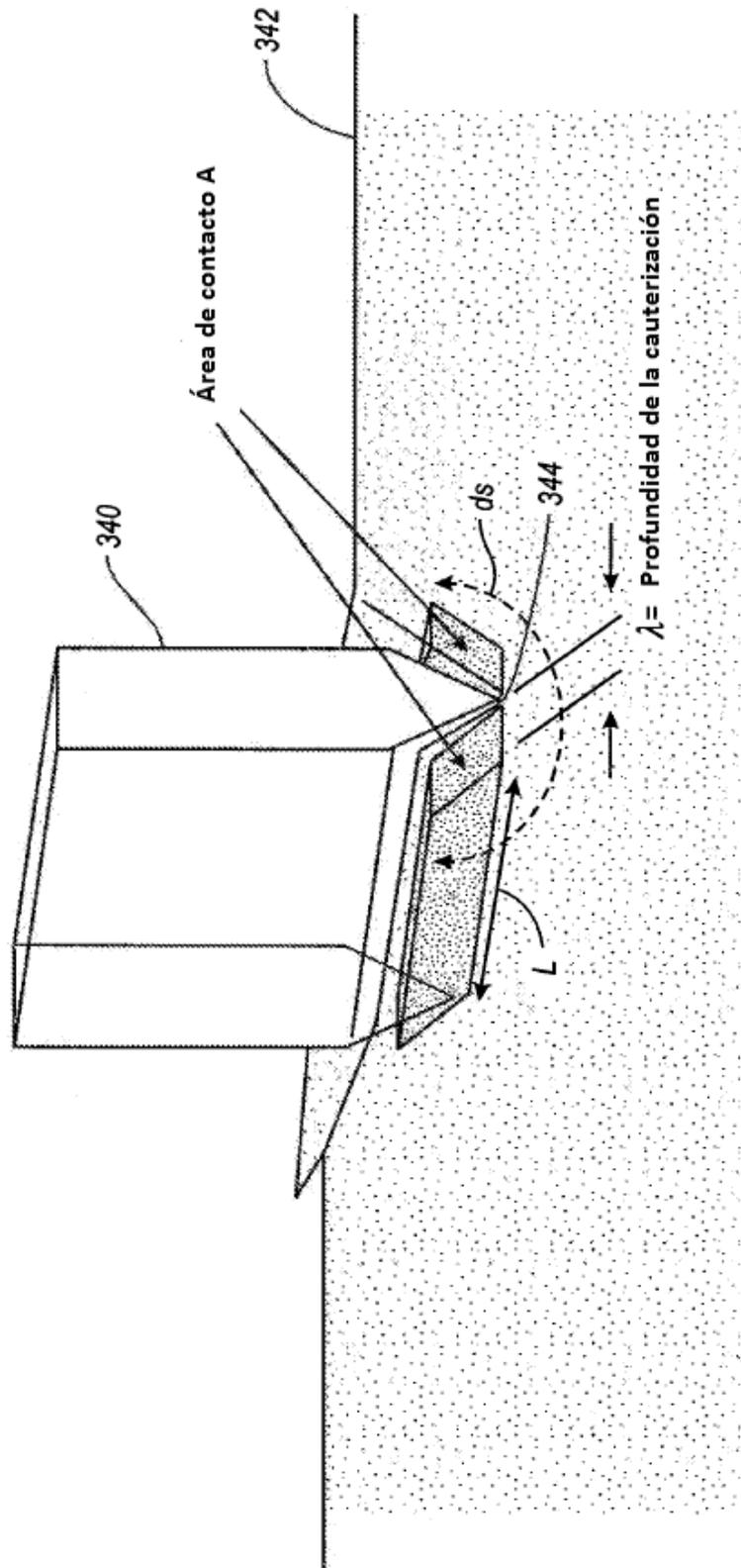


FIG. 15

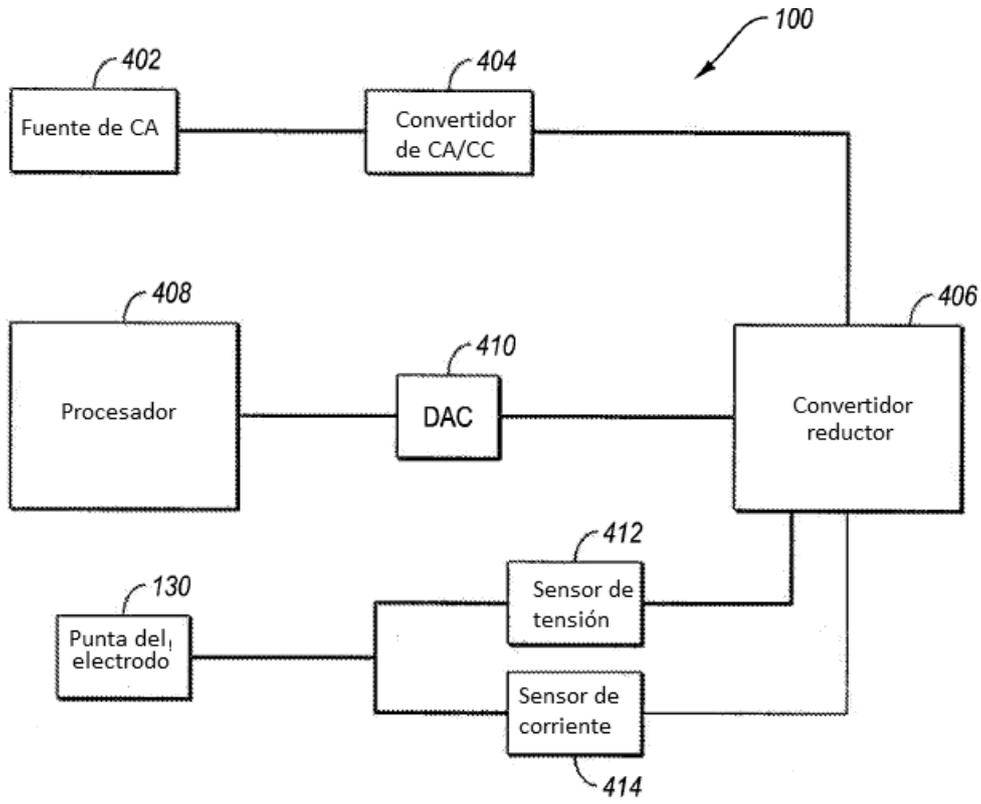


FIG. 16

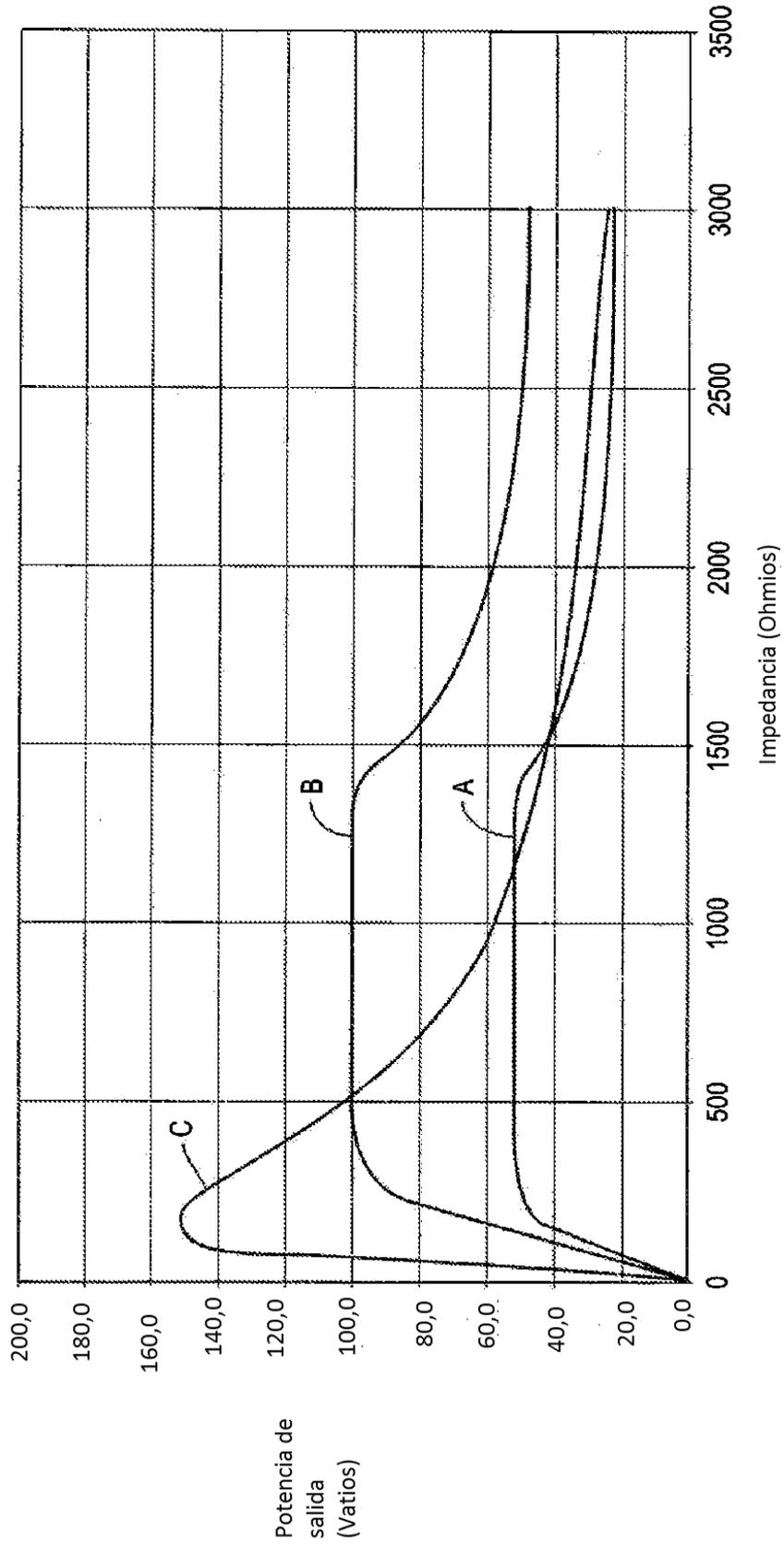


FIG. 17

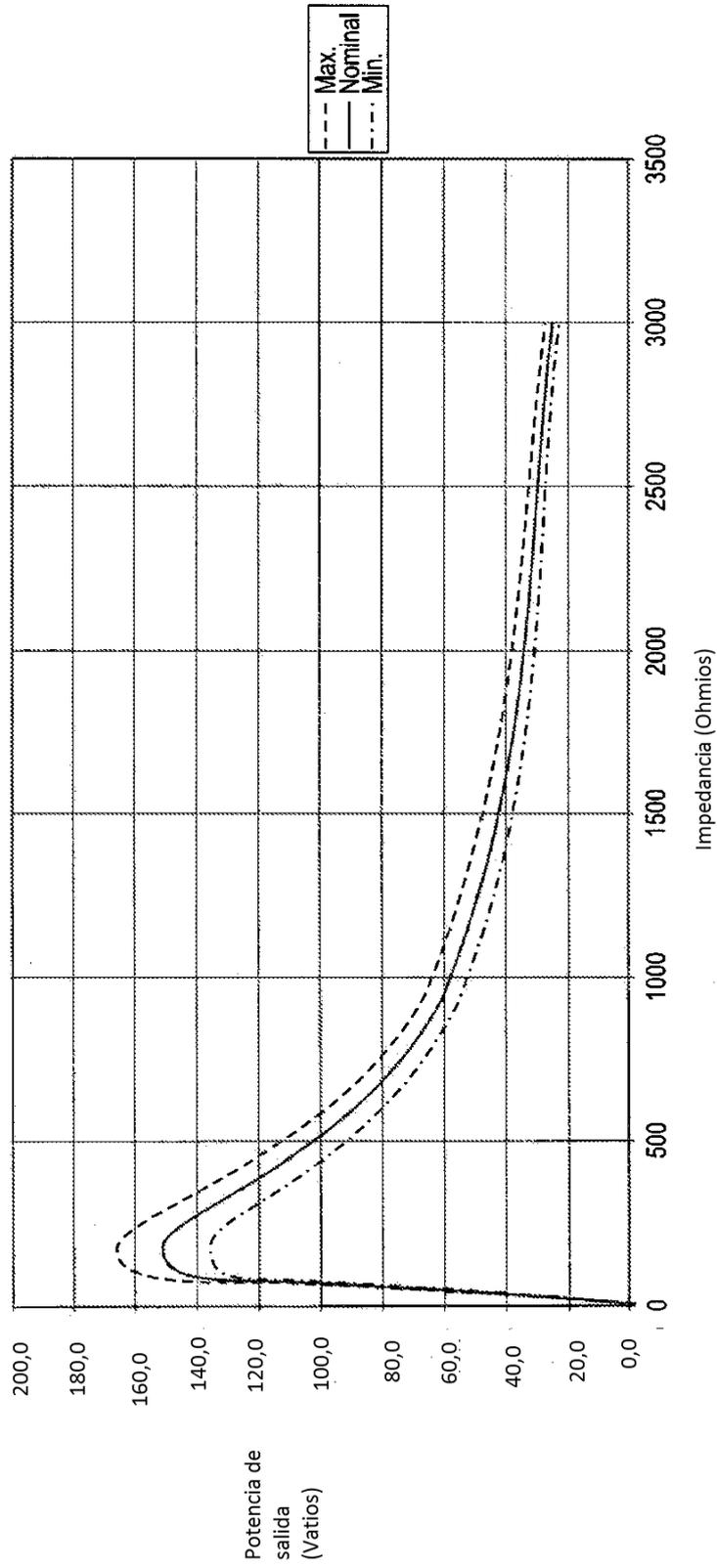


FIG. 18

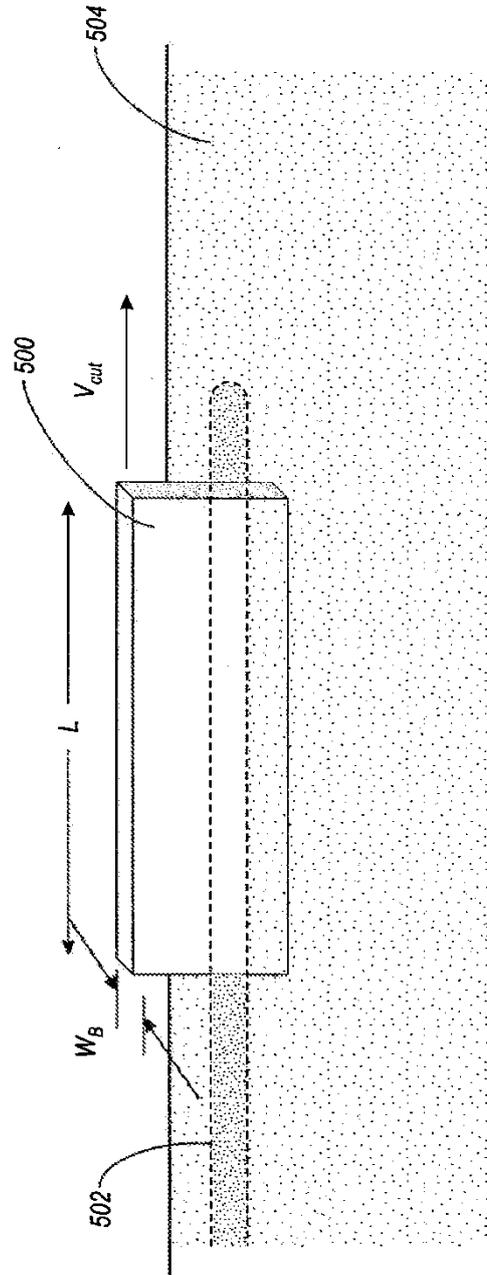


FIG. 19

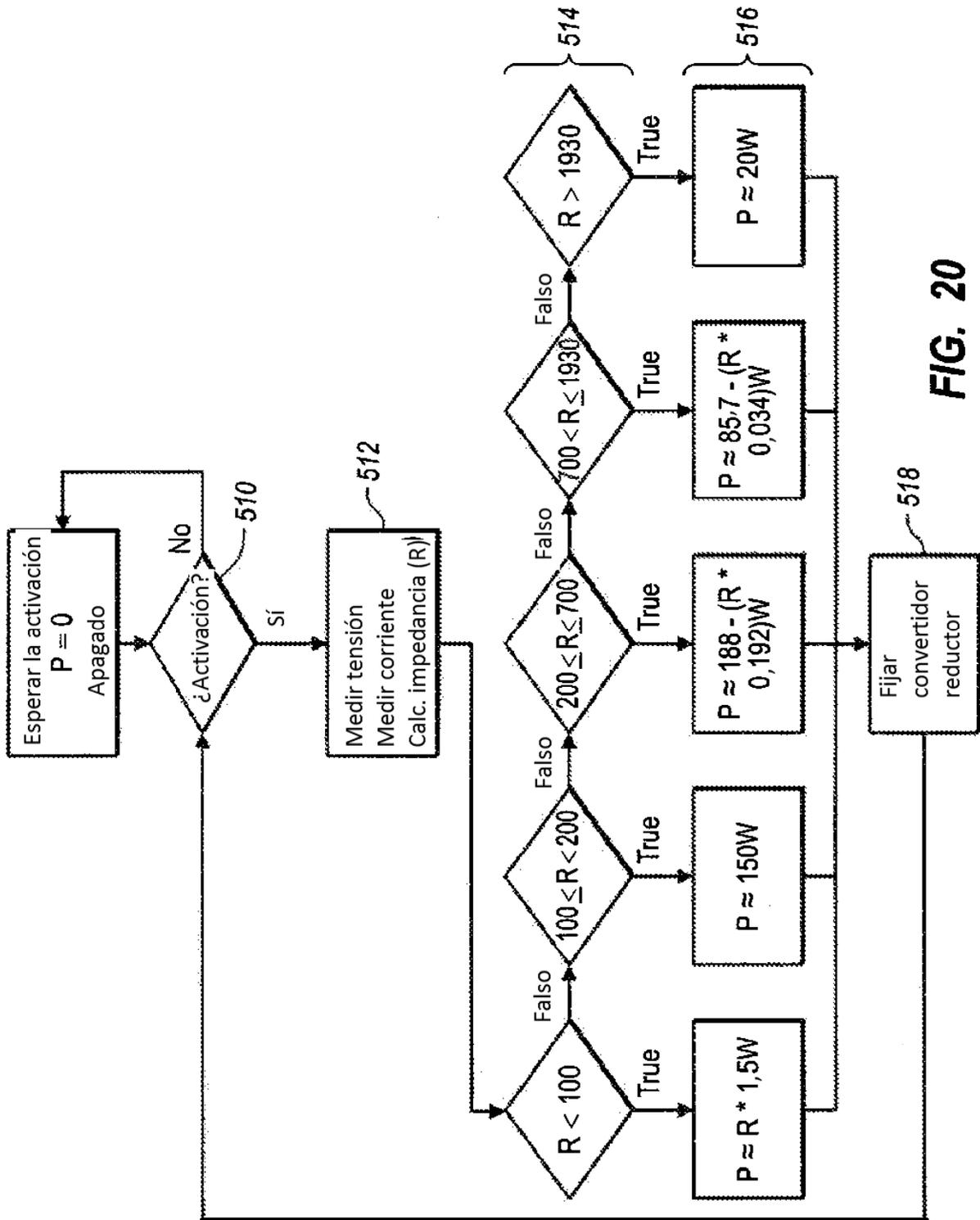


FIG. 20