



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 366 450**

51 Int. Cl.:  
**A61B 18/12** (2006.01)  
**A61B 17/00** (2006.01)  
**A61B 18/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07010673 .7**  
96 Fecha de presentación : **30.05.2007**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1862137**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **05.12.2007**

54 Título: **Sistema para controlar la tasa de calentamiento del tejido antes de la vaporización celular.**

30 Prioridad: **30.05.2006 US 442785**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**20.10.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**20.10.2011**

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

72 Inventor/es: **Buysse, Steven P. y**  
**Weinberg, Craig**

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 366 450 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 controlar la tasa de calentamiento del tejido antes de la vaporización celular

**Antecedentes**

Campo técnico

- 5 La presente invención está relacionada con un sistema para realizar procesos electroquirúrgicos. Más en particular, la presente invención está relacionada con un sistema para controlar la tasa de calentamiento del tejido antes de la vaporización celular, ajustando la salida de un generador electroquirúrgico basándose en la realimentación del tejido detectada.

Antecedentes de la técnica relacionada

- 10 El tratamiento del tejido basado en la energía es muy conocido en la técnica. Se aplican diversos tipos de energía (por ejemplo, eléctrica, ultrasónica, microondas, criogénica, calor, láser, etc.) al tejido para conseguir un resultado deseado. La electrocirugía implica la aplicación de una corriente eléctrica de alta frecuencia a un lugar quirúrgico para cortar, extirpar, coagular o sellar el tejido. En la electrocirugía unipolar, un electrodo fuente o activo entrega la energía de radiofrecuencia desde el generador electroquirúrgico al tejido y un electrodo de retorno devuelve la corriente al generador. En la electrocirugía unipolar, el electrodo fuente es típicamente parte del instrumento quirúrgico mantenido por el cirujano y es aplicado al tejido a tratar. Se coloca un electrodo de retorno del paciente a distancia del electrodo activo para transportar la corriente devolviéndola al generador.

- 15 La ablación es el proceso unipolar más común que es particularmente útil en el campo del tratamiento del cáncer, donde uno o más electrodos de aguja de ablación de RF (usualmente de geometría cilíndrica alargada) se insertan en el cuerpo vivo. Una forma típica de tales electrodos de aguja incorpora una funda aislada desde la cual se extiende una punta descubierta (no aislada). Cuando se proporciona una energía de RF entre el electrodo de retorno y el electrodo de ablación insertado, la corriente de RF fluye desde el electrodo de aguja a través del cuerpo. Típicamente, la densidad de corriente es muy alta cerca de la punta del electrodo de aguja, lo cual tiende a calentar y destruir el tejido circundante.

- 20 En la electrocirugía bipolar, uno de los electrodos del instrumento de mano funciona como el electrodo activo, y el otro como electrodo de retorno. El electrodo de retorno es colocado en estrecha proximidad con el electrodo activo, de forma que se forma un circuito eléctrico entre los dos electrodos (por ejemplo, el fórceps electroquirúrgico). De esta manera, la corriente eléctrica aplicada está limitada al tejido corporal situado entre los electrodos. Cuando los electrodos están suficientemente separados uno del otro, el circuito eléctrico se abre y por tanto el contacto involuntario con el tejido corporal con cualquiera de los dos electrodos no produce ningún flujo de corriente.

- 25 El documento EP 1 810 630 fue citado como técnica anterior bajo el artículo 54(3) EPC durante el examen de esta patente. Se divulga un sistema para realizar y terminar un tratamiento electroquirúrgico en un algoritmo de realimentación de impedancia.

- 30 El documento US 2005/0101951 divulga un sistema de sellado de vasos. El preámbulo de la reivindicación 1 está basado en este documento.

Es sabido en la técnica que se puede utilizar la realimentación del tejido detectada para controlar la aplicación de energía electroquirúrgica. Por tanto, existe la necesidad de desarrollar un sistema electroquirúrgico que permita el control preciso de la salida de un generador electroquirúrgico basándose en la realimentación detectada del tejido.

**Sumario**

- 40 Se divulga un sistema y un método para controlar la energía de salida de un generador electroquirúrgico durante las fases iniciales de aplicación de la energía. En las reivindicaciones no se describe ningún método y por tanto el método no forma un modo de realización de la presente invención. En particular, el sistema genera una trayectoria de impedancia deseada que incluye una pluralidad de valores objetivo de la impedancia, basándose en variables obtenidas dinámicamente o bien predefinidas. De ahí en adelante, el sistema supervisa la impedancia del tejido y ajusta la salida del generador electroquirúrgico, para hacer coincidir la impedancia del tejido con los correspondientes valores objetivo de la impedancia.

La presente invención proporciona un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1 y un sistema electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3.

- 50 De acuerdo con un aspecto de la presente divulgación, se divulga un sistema electroquirúrgico. El sistema incluye un generador electroquirúrgico adaptado para suministrar energía electroquirúrgica al tejido con un cierto nivel de salida y para transmitir una señal de interrogación para obtener la impedancia inicial del tejido y deducir un valor de la

impedancia de partida. El generador electroquirúrgico incluye un microprocesador adaptado para generar una trayectoria de la impedancia deseada en función de la impedancia inicial del tejido o del valor de la impedancia de partida. La trayectoria de la impedancia deseada incluye una pluralidad de valores objetivo de la impedancia. El microprocesador está adaptado también para conducir la impedancia del tejido a lo largo de la trayectoria de la impedancia deseada, ajustando el nivel de salida para hacer coincidir sustancialmente la impedancia del tejido con un valor objetivo correspondiente de la impedancia. El sistema incluye también un instrumento electroquirúrgico que incluye al menos un electrodo activo adaptado para aplicar energía electroquirúrgica al tejido.

También se divulga un método para realizar un proceso electroquirúrgico. En las reivindicaciones no se describe ningún método y por tanto el método no forma un modo de realización de la presente invención. El método incluye los pasos de aplicar energía electroquirúrgica al tejido con un cierto nivel de salida desde un generador electroquirúrgico y transmitir una señal de interrogación para obtener una impedancia inicial del tejido y deducir un valor de impedancia de salida. El método incluye también el paso de generar una trayectoria de impedancia deseada en función de la impedancia inicial del tejido o bien del valor de la impedancia de salida, donde la trayectoria de la impedancia deseada incluye una pluralidad de valores objetivo de la impedancia. El método incluye también el paso de conducir la impedancia del tejido a lo largo de la trayectoria de impedancia deseada, ajustando el nivel de salida para hacer coincidir sustancialmente la impedancia del tejido con un valor de impedancia objetivo correspondiente.

De acuerdo con un aspecto adicional de la presente divulgación, se divulga un generador electroquirúrgico. El generador electroquirúrgico incluye unos circuitos sensores adaptados para suministrar energía con un nivel de salida al tejido. El generador electroquirúrgico está adaptado para transmitir una señal de interrogación para obtener la impedancia inicial del tejido y deducir el valor de impedancia de partida. El generador electroquirúrgico incluye también un microprocesador adaptado para generar una trayectoria de impedancia deseada en función de la impedancia inicial del tejido o bien del valor de la impedancia de salida, donde la trayectoria de la impedancia deseada incluye una pluralidad de valores objetivo de la impedancia. El generador electroquirúrgico está adaptado para conducir la impedancia del tejido a lo largo de la trayectoria de impedancia deseada, ajustando el nivel de salida para hacer coincidir sustancialmente la impedancia del tejido con un valor de impedancia objetivo correspondiente.

#### Breve descripción de los dibujos

Se describen ahora diversos modos de realización de la presente divulgación con referencia a los dibujos, en los cuales:

La figura 1 es un diagrama esquemático de bloques de un sistema electroquirúrgico de acuerdo con un modo de realización de la presente divulgación;

La figura 2 es un diagrama esquemático de bloques de un generador de acuerdo con un modo de realización de la presente divulgación;

La figura 3 es un diagrama de flujo que ilustra un método que no forma parte de la presente invención;

La figura 4 es un gráfico ilustrativo de la impedancia en función del tiempo, que ilustra los cambios de impedancia que ocurren dentro del tejido durante la aplicación de la energía de RF al mismo; y

La figura 5 es un gráfico ilustrativo de la impedancia en función del tiempo que ilustra los cambios de impedancia que ocurren dentro del tejido durante la aplicación de la energía de RF al mismo.

#### Descripción detallada

Se describirán a continuación modos de realización particulares de la presente divulgación, con referencia a los dibujos que se acompañan. En la descripción siguiente, no se describen con detalle funciones o construcciones muy conocidas para evitar oscurecer la presente divulgación con detalles innecesarios. Los expertos en la técnica comprenderán que el método aquí divulgado, que no forma un aspecto de la presente invención, puede ser adaptado para supervisar el uso con sistemas electroquirúrgicos unipolares o bipolares.

Los métodos pueden extenderse a otros efectos del tejido y modalidades basadas en la energía, incluyendo, aunque sin limitarse a ello, tratamientos del tejido ultrasónicos, láser, microondas y criogénicos. Los métodos divulgados están basados también en la medición y supervisión de la impedancia, pero se pueden utilizar otras propiedades adecuadas del tejido y de la energía para determinar el estado del tejido, tal como la temperatura, la corriente, la tensión, la potencia, la energía, la fase de la tensión y de la corriente. El método puede ser llevado a cabo utilizando un sistema de realimentación incorporado en un sistema electroquirúrgico o puede ser un modo de realización modular autónomo (por ejemplo, un circuito modular extraíble configurado para ser acoplado eléctricamente a diversos componentes, tales como un generador, del sistema electroquirúrgico).

Un método que no forma un aspecto de la presente invención controla la tasa de cambios en el tejido durante el

precalentamiento y/o las fases de desecación temprana que ocurren antes de la vaporización de los fluidos intracelulares y/o extracelulares, haciendo coincidir la impedancia del tejido con la impedancia objetivo, basándose en la tasa de cambio deseada de la impedancia con respecto al tiempo. Por tanto, se puede utilizar un método de acuerdo con la presente divulgación con métodos de control de la realimentación que ajustan la salida de energía, como respuesta a la impedancia medida del tejido. En particular, la salida de la energía puede ser ajustada antes de la transición de fases del tejido para controlar la tasa de desecación y las fases de vaporización.

La figura 1 es una ilustración esquemática de un sistema electroquirúrgico de acuerdo con un modo de realización de la presente divulgación. El sistema incluye un instrumento electroquirúrgico 10 que tiene uno o más electrodos para tratar el tejido de un paciente P. El instrumento 10 puede ser del tipo unipolar, que incluye uno o más electrodos activos (por ejemplo, una sonda de corte electroquirúrgica, electrodo(s) de ablación, etc.) o bien del tipo bipolar que incluye uno o más electrodos activos y de retorno (por ejemplo, el fórceps de sellado electroquirúrgico). La energía electroquirúrgica de RF se suministra al instrumento 10 por medio de un generador 20 a través de una línea 12 de alimentación, que está conectada a un terminal activo de salida, que permite al instrumento 10 coagular, sellar, seccionar y/o tratar el tejido de alguna otra manera.

Si el instrumento 10 es del tipo unipolar, la energía puede ser devuelta al generador 20 a través de un electrodo de retorno (no ilustrado explícitamente) que puede ser uno o más terminales de electrodo dispuestos sobre el cuerpo del paciente. El sistema puede incluir una pluralidad de electrodos de retorno que están dispuestos de manera que minimizan las probabilidades de dañar el tejido, maximizando la zona de contacto global con el paciente P. Además, el generador 20 y el electrodo unipolar de retorno pueden ser configurados para supervisar el contacto denominado "tejido a paciente" para asegurar que existe un contacto suficiente entre ellos para minimizar aún más las probabilidades de daños al tejido.

Si el instrumento 10 es del tipo bipolar, el electrodo de retorno está dispuesto en la proximidad del electrodo activo (por ejemplo, en las mordazas opuestas del fórceps bipolar). El generador 20 puede incluir también una pluralidad de terminales de alimentación y retorno y un correspondiente número de conductores de electrodos.

El generador 20 incluye controles de entrada (por ejemplo, botones, activadores, interruptores, pantalla táctil, etc.) para controlar el generador 20. Además, el generador 20 puede incluir una o más pantallas de presentación para proporcionar al cirujano una diversidad de información de salida (por ejemplo, ajustes de intensidad, indicadores completos del tratamiento, etc.). Los controles permiten al cirujano ajustar la potencia de la energía de RF, la forma de onda y otros parámetros, para conseguir la forma de onda adecuada deseada para un tarea en particular (por ejemplo, coagulación, sellado del tejido, ajuste de la intensidad, etc.). El instrumento 10 puede incluir también una pluralidad de controles de entrada que pueden ser redundantes con ciertos controles de entrada del generador 20. Al colocar los controles de entrada en el instrumento 10 se permite una modificación más fácil y más rápida de los parámetros de la energía de RF durante el proceso quirúrgico, sin requerir la interacción con el generador 20.

La figura 2 muestra un diagrama esquemático de bloques del generador 20, que tiene un controlador 24, una fuente de alimentación 27 de alta tensión de CC ("HVPS") y una etapa 28 de salida de RF. La HVPS 27 proporciona potencia de alta tensión de CC a una etapa 28 de salida que convierte la potencia de la alta tensión de CC en energía de RF y entrega energía de RF al electrodo activo. En particular, la etapa 28 de salida genera formas de onda sinusoidales de alta energía de RF. La etapa 28 de salida de RF está configurada para generar una pluralidad de formas de onda con diversos ciclos de trabajo, tensiones de pico, factores de cresta y otros parámetros adecuados. Ciertos tipos de formas de onda son adecuados para modos electroquirúrgicos específicos. Por ejemplo, la etapa 28 de salida de RF genera una forma de onda sinusoidal del 100% del ciclo de trabajo en el modo de corte, que es el más adecuado para la ablación, la fusión y la disección del tejido y una forma de onda del 1-25% del ciclo de trabajo, en el modo de coagulación, que es el más adecuado para cauterizar el tejido y detener el sangrado.

El controlador 24 incluye un microprocesador 25 que está operativamente conectado a una memoria 26, que puede ser una memoria del tipo volátil (por ejemplo, una RAM) y/o una memoria del tipo no-volátil (por ejemplo, un medio flash, un medio de disco, etc.). El microprocesador 25 incluye una puerta de salida que está operativamente conectada a la HVPS 27 y/o a la etapa 28 de salida de RF, que permite al microprocesador 25 controlar la salida del generador 20, de acuerdo con esquemas de control de bucle abierto y/o cerrado. Los expertos en la técnica apreciarán que el microprocesador 25 puede ser sustituido por cualquier procesador lógico (por ejemplo un circuito de control) adaptado para realizar los cálculos estudiados en esta memoria.

Un esquema de control en bucle cerrado es un bucle de control realimentado en el que los circuitos sensores 22, que pueden incluir una pluralidad de sensores que miden una diversidad de propiedades del tejido y de la energía (por ejemplo, impedancia del tejido, temperatura del tejido corriente y/o tensión de salida, etc.), proporciona una realimentación al controlador 24. Tales sensores están dentro del alcance de los expertos en la técnica. El controlador 24 señala entonces al HVPS 27 y/o a la etapa 28 de salida de RF, que ajustan entonces la fuente de alimentación de CC y/o de RF, respectivamente. El controlador 24 recibe también señales de entrada desde los controles de entrada del generador 20 o del instrumento 10. El controlador 24 utiliza las señales de entrada para ajustar la potencia de salida del generador 20 y/o para realizar otras funciones de control en él.

La figura 4 muestra un gráfico de la impedancia en función del tiempo que ilustra diversas fases por las que pasa el tejido durante una aplicación particular de energía en él. La disminución de impedancia del tejido cuando se aplica energía en él, tiene lugar cuando se funde el tejido (es decir, cuando se sellan los vasos), se extirpa o se deseca. En particular, durante la fusión del tejido, la ablación o la desecación, el calentamiento del tejido da como resultado una disminución de la impedancia hacia un valor mínimo que está por debajo de la impedancia inicial detectada. Sin embargo, la impedancia del tejido comienza a elevarse casi inmediatamente cuando se coagula o se vaporiza el tejido, como se ilustra en la figura 5 y se estudia con más detalle a continuación. El método ilustrado en la figura 3, que no forma un aspecto de la presente invención, no será estudiado con respecto a las aplicaciones de fusión, ablación y desecación.

Durante la fase 1, que es una etapa de precalentamiento y desecación temprana, el nivel de energía suministrada al tejido es suficientemente bajo y la impedancia del tejido comienza en un valor de impedancia inicial. A medida que se aplica más energía al tejido, la temperatura en él se eleva y la impedancia del tejido disminuye. En un momento posterior, la impedancia del tejido alcanza un valor de impedancia mínimo 201 que está en correlación con la temperatura del tejido de aproximadamente 100°C, una temperatura de ebullición que es la del fluido intra y extracelular.

La Fase II es una fase de vaporización o una fase de desecación tardía, durante la cual el tejido ha conseguido una transición de fases desde unas propiedades de humedad conductora, a una de sequedad no conductora. En particular, como la mayoría de los fluidos intra y extracelulares comienzan a hervir rápidamente durante el final de la fase I, la impedancia comienza a elevarse por encima del valor mínimo 201 de la impedancia. Como se aplica continuamente suficiente energía al tejido durante la fase II, la temperatura puede elevarse más allá del punto de ebullición coincidiendo con el valor mínimo 201 de la impedancia. A medida que la impedancia continúa elevándose, el tejido sufre un cambio de fase desde el estado más húmedo a un estado sólido y eventualmente a un estado completamente seco. A medida que se aplica más energía, el tejido se seca por completo y eventualmente se vaporiza, produciendo vapor, vapores del tejido y carbonización.

Los algoritmos anteriores de control de impedancia durante la fase I, aplicaban generalmente energía de manera incontrolada el tejido, permitiendo que la impedancia cayera rápidamente hasta alcanzar el valor mínimo 201 de la impedancia. A medida que se entrega continuamente energía al tejido, el tejido puede efectuar una transición incontrolada a través del valor mínimo 201 de la impedancia. Es particularmente deseable mantener la impedancia en un valor mínimo 201 de impedancia, ya que la impedancia mínima coincide con la conductancia máxima. Por tanto, se ha determinado que al controlar la tasa a la cual se tiene el valor mínimo 201 de la impedancia, se proporcionan efectos mejorados para el tejido. Sin embargo, el valor mínimo 201 de la impedancia depende de muchos factores, incluyendo el tipo de tejido, el nivel de hidratación del tejido, la zona de contacto del electrodo, la distancia entre electrodos, la energía aplicada, etc. La presente invención proporciona un sistema para controlar la tasa de cambio del tejido durante la fase I y antes de la transición del tejido a la fase II, a la vista de estos muchos factores variables del tejido.

La figura 3 muestra un método, que no forma un aspecto de la presente invención, para controlar la salida de un generador como respuesta a la impedancia supervisada del tejido. En el paso 100, el instrumento 10 se lleva al lugar del tratamiento del tejido y se transmite una señal de interrogación de la potencia al tejido, para obtener una característica inicial del tejido. La señal de interrogación se transmite antes de la aplicación de la energía electroquirúrgica. Esta característica inicial del tejido describe el estado natural del tejido y se utiliza en cálculos posteriores para determinar una pendiente o trayectoria objetivo correspondiente a una respuesta deseada del tejido durante la fase I.

Si se utiliza la energía electroquirúrgica para tratar el tejido, la señal de interrogación será entonces un impulso eléctrico y la característica del tejido que se está midiendo puede ser la energía, la potencia, la impedancia, la corriente, la tensión, el ángulo de fase eléctrica, la potencia reflejada, la temperatura, etc. Si se está utilizando otra energía para tratar el tejido, entonces la señal de interrogación y las propiedades del tejido detectadas pueden ser otro tipo de señal de interrogación. Por ejemplo, la señal de interrogación puede conseguirse térmicamente, audiblemente, ópticamente, ultrasónicamente, etc., y la característica inicial del tejido puede ser correspondientemente la temperatura, la densidad, la opacidad, etc. Se estudia un método que utiliza energía electroquirúrgica y las correspondientes propiedades del tejido (por ejemplo, la impedancia). Los expertos en la técnica apreciarán que el método puede ser adoptado utilizando otras aplicaciones de energía estudiadas anteriormente.

En el paso 110, el generador 20 suministra energía electroquirúrgica al tejido a través del instrumento 10. En el paso 120, durante la aplicación de energía al tejido, se supervisa continuamente la impedancia por medio de los circuitos sensores 22. En particular, se supervisan las señales de tensión y corriente y se calculan los valores de impedancia en los circuitos sensores 22 y/o en el microprocesador 25. Se pueden calcular también la potencia y otras propiedades de la energía, basándose en las señales de tensión y corriente recogidas. El microprocesador 25 almacena la tensión, la corriente y la impedancia recogidas dentro de la memoria 26.

En el paso 130, se calculan los valores objetivo de la impedancia basándose en la característica inicial del tejido y en una pendiente objetivo deseada. En particular, los valores objetivo de la impedancia adoptan la forma de una trayectoria 200 de impedancia deseada cuando se considera la posición de los valores objetivo de impedancia con el tiempo. La trayectoria deseada 200 se dibuja con respecto al valor mínimo 201 de impedancia. Más específicamente, se define un punto 210 de inicio basándose en la señal inicial de interrogación. El punto 210 de inicio se mide directamente (por ejemplo, correspondiente a la impedancia inicial del tejido) y se calcula por medio del generador 20. La trayectoria 200 deseada puede ser un valor predeterminado importado desde una tabla de consulta almacenada en la memoria 26 o en una entrada codificada de hardware. El valor predeterminado y la entrada codificada por hardware pueden ser seleccionados basándose en la impedancia inicial del tejido. Por tanto, la trayectoria 200 deseada incluye una pluralidad de valores objetivo calculados de la impedancia, basándose en los parámetros de entrada deseados (por ejemplo, la pendiente deseada) a partir del punto 210 de inicio hasta un punto final 220 deseado (por ejemplo, el valor mínimo 201 de la impedancia). La trayectoria deseada 200 es lineal, como se ilustra en la figura 4.

En el paso 140, el generador 20 lleva la impedancia hacia abajo desde el punto 210 de inicio hasta el valor mínimo 201 de la impedancia, a lo largo de la trayectoria deseada 200, ajustando el nivel de energía para hacer coincidir los valores de impedancia medidos con los correspondientes valores objetivo de la impedancia. Esto se consigue con incrementos específicos del tiempo, que pueden ser predeterminados o definidos dinámicamente. O sea, para cada incremento de tiempo, se calcula la reacción del tejido y se controla la salida del generador 20 para hacer coincidir la impedancia medida con la correspondiente impedancia objetivo.

A medida que la aplicación de energía continúa ajustando su salida y haciendo coincidir la impedancia a lo largo de la trayectoria 200 deseada, el generador 20 supervisa continuamente el error objetivo, que es la diferencia entre el valor objetivo de la impedancia y el valor real de la impedancia. Este valor se utiliza para determinar la aplicación de energía requerida para obtener y/o para mantener una pendiente de impedancia deseada. O sea, el error objetivo representa la cantidad que la impedancia del tejido que se desvía de un correspondiente valor objetivo de la impedancia. Por tanto, la salida de energía se ajusta basándose en el valor del error objetivo. Si el error objetivo muestra que la impedancia medida está por debajo de la impedancia objetivo, se disminuye la salida del generador 20. Si el error objetivo muestra que la impedancia medida está por encima de la impedancia objetivo, se aumenta la salida del generador 20.

En el paso 150, durante la etapa de calentamiento controlado, se obtiene el valor mínimo 201 de la impedancia. A medida que se aplica energía y se disminuye la impedancia objetivo y la del tejido, el sistema está supervisando continuamente la impedancia del tejido para ver el valor mínimo. Se supervisa continuamente la impedancia comparando un valor de impedancia medido actualmente con una impedancia previamente medida y seleccionando el valor bajo de los dos valores de la impedancia como la impedancia mínima actual.

En el paso 160, durante la etapa de calentamiento controlado, como el generador 20 lleva la impedancia hacia un valor bajo, el error objetivo se supervisa también continuamente para determinar si el error excede de un umbral predeterminado. Este evento ayuda a identificar que el interfaz electrodo-tejido así como la impedancia, están en un mínimo y no pueden ser llevados más abajo. El error objetivo puede ser combinado con un reloj temporizador para delimitar un tiempo de desviación después de que el error objetivo haya excedido de un valor particular. El valor mínimo 201 de la impedancia puede ser considerado durante la supervisión del error objetivo para determinar una desviación sostenida desde el mínimo o de un evento instantáneo ajeno (por ejemplo, un arco eléctrico).

Durante la etapa de calentamiento controlado, como se describe en el paso 140, la impedancia medida se hace coincidir con la impedancia objetivo de manera que la impedancia del tejido disminuye de acuerdo con la trayectoria 200 de impedancia deseada, hasta que se alcanza una condición particular del tejido o una impedancia predeterminada (por ejemplo, el valor mínimo 201 de la impedancia).

En el paso 170, el punto de desecación y/o de vaporización de la fase II se identifica por medio de un aumento de la impedancia por encima del valor mínimo 201 de impedancia medido dinámicamente en combinación con una desviación desde el valor objetivo. Por tanto, se supervisa el valor mínimo 201 de la impedancia y el error objetivo y son obtenidos en los pasos 150 y 160, respectivamente, y son utilizados para determinar si el tejido ha avanzado hacia la fase II. Esta transformación puede ser definida por el umbral que está por encima del mínimo del error objetivo y/o un umbral absoluto o relativo definido por el usuario o bien por otras entradas, tales como una tabla de consulta basada en la información inicial de la interrogación. En algunos modos de realización, las propiedades del tejido y/o de la energía (por ejemplo, energía, potencia, impedancia, corriente, tensión, ángulo de fase eléctrica, potencia reflejada, temperatura, etc.) son comparadas con valores de referencia para identificar la vaporización y/o la desecación. En particular, el sistema busca que la impedancia se eleve por encima de un umbral y que el objetivo se desvíe a un nivel dinámico o predeterminado instantáneamente y/o durante un tiempo predeterminado.

Una vez identificado el evento que coincide con el inicio de la desecación y/o vaporización, el paso 180 controla la energía para completar la aplicación del tratamiento (por ejemplo, la fusión, la ablación, el sellado, etc.). Después de este momento, se controla la salida de energía para mantener el valor mínimo 201 de la impedancia. Esto optimiza

la entrega de energía manteniendo los niveles de energía de RF más apropiados para mantener el calentamiento. La entrega de energía puede ser controlada utilizando generadores y algoritmos existentes, tales como los generadores Ligasure® disponibles por Valleylab, Inc. de Boulder, Colorado.

5 Como se ha estudiado anteriormente, si la impedancia del tejido no baja y como contraste empieza a elevarse casi inmediatamente, el tejido se coagula y se vaporiza. La diferencia en el comportamiento de la impedancia es atribuible a los distintos parámetros de la energía asociados con la coagulación y la vaporización. Se estudia particularmente un modo de realización del método ilustrado en la figura 3, con respecto a la coagulación y la vaporización.

10 En el caso de aplicaciones de coagulación y vaporización, se aplica energía para conseguir una rápida transición de fases en el tejido (es decir, a la fase II). La figura 5 muestra un gráfico de impedancias que ilustra los cambios de impedancia que tienen lugar dentro del tejido durante la coagulación y la vaporización, donde la impedancia aumenta al comenzar la aplicación de energía. Por tanto, en aplicaciones de energía donde se desea una rápida transición de fases en el tejido, se puede utilizar también un método para llevar la impedancia a lo largo de una trayectoria 300 de pendiente positiva. Tal método no forma un modo de realización de la presente invención.

15 El método para llevar la impedancia a lo largo de la trayectoria deseada 300 es sustancialmente similar al método estudiado anteriormente e ilustrado en la figura 3, con la única diferencia de que la trayectoria deseada 300 no alcanza una impedancia mínima y es llevada a lo largo de una pendiente positiva.

20 La determinación de si la impedancia ha de llevarse en una dirección descendente o bien ascendente se hace antes de la aplicación. Es decir, la selección la hace el usuario basándose en la intención clínica (por ejemplo, fusión, desecación y ablación o bien coagulación y vaporización), tipo del tejido, modo de funcionamiento, tipo de instrumento, etc.

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Un generador electroquirúrgico (20) que comprende unos circuitos sensores adaptados para suministrar energía con un cierto nivel al tejido, estando adaptado el generador electroquirúrgico para transmitir una señal de interrogación para obtener una impedancia inicial del tejido y deducir un valor de impedancia de partida; y caracterizado por:
- un microprocesador (25) adaptado para generar una trayectoria deseada (200) de la impedancia en función de al menos uno entre la impedancia inicial del tejido y el valor de impedancia de partida, donde la trayectoria de la impedancia deseada incluye una pluralidad de valores objetivo de impedancia, estando adaptado el generador electroquirúrgico para llevar la impedancia del tejido a lo largo de la trayectoria de impedancia deseada, ajustando el nivel de salida para hacer coincidir la impedancia del tejido con un correspondiente valor objetivo de la impedancia;
- 10 donde la trayectoria deseada de la impedancia representa una fase de pre-desección de un proceso electroquirúrgico, y donde la pendiente de la trayectoria deseada de la impedancia incluye una pendiente lineal negativa.
- 15 2. Un generador electroquirúrgico, según la reivindicación 1, en el que el generador electroquirúrgico está adaptado además para supervisar un error objetivo que representa la diferencia entre la impedancia del tejido y el correspondiente valor objetivo de la impedancia.
3. Un sistema electroquirúrgico que comprende:
- 20 el generador electroquirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que está adaptado para suministrar energía electroquirúrgica al tejido y transmitir una señal de interrogación para obtener una impedancia inicial del tejido y para deducir un valor de impedancia de partida; y
- un instrumento electroquirúrgico (10) que incluye al menos un electrodo activo adaptado para aplicar al tejido la energía electroquirúrgica.

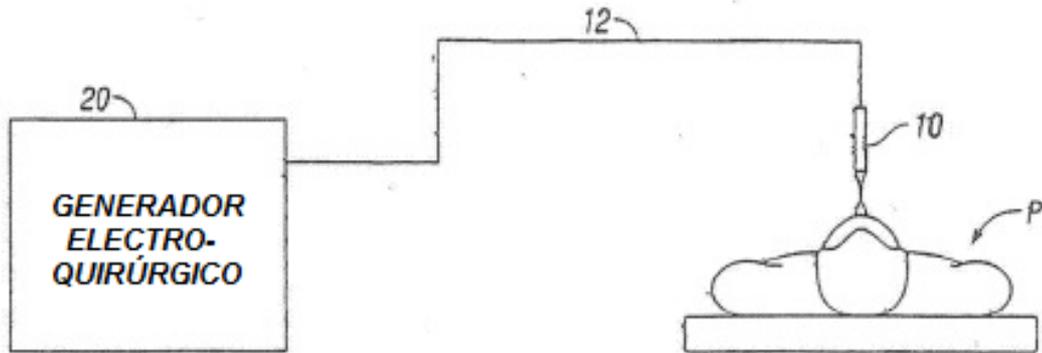


FIG. 1

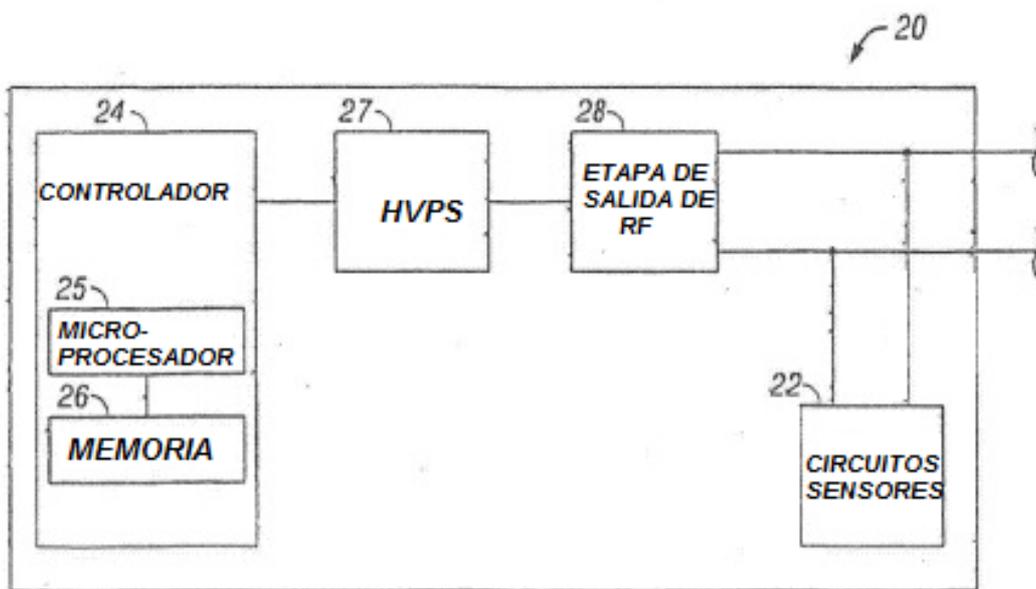


FIG. 2

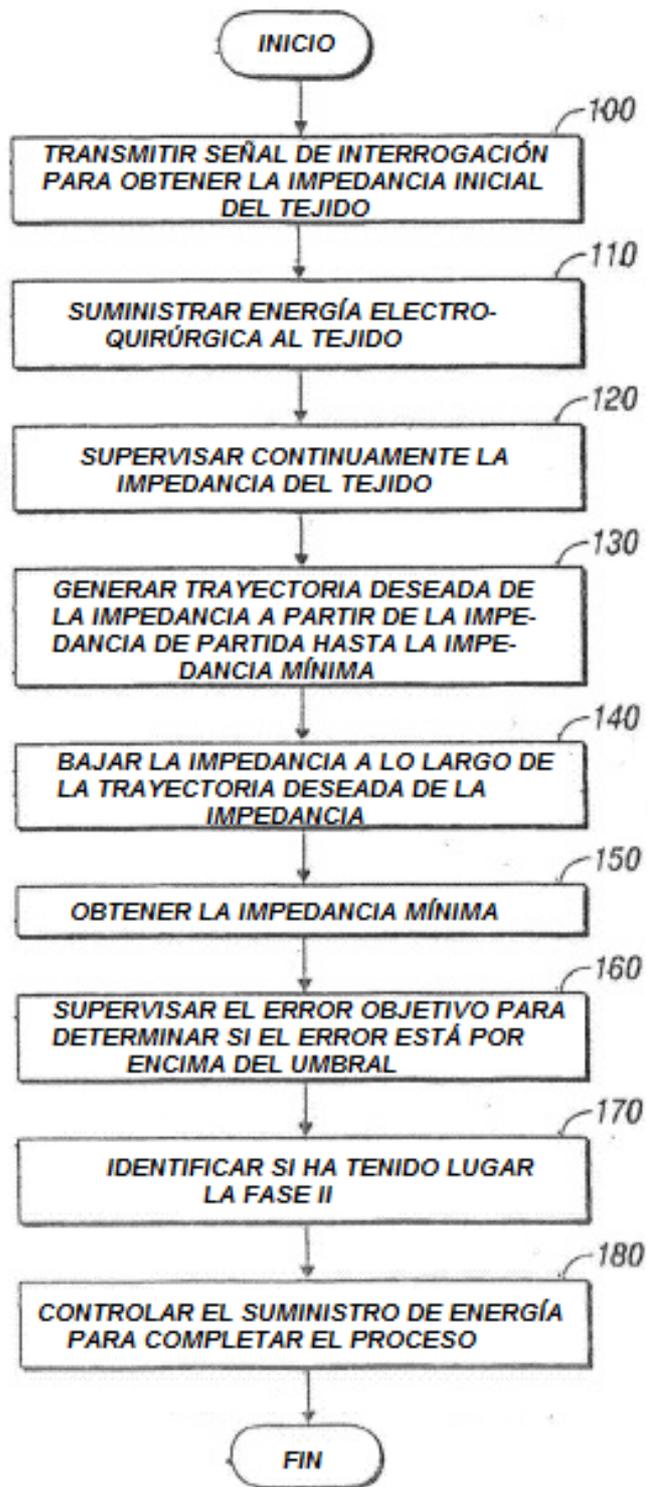


FIG. 3

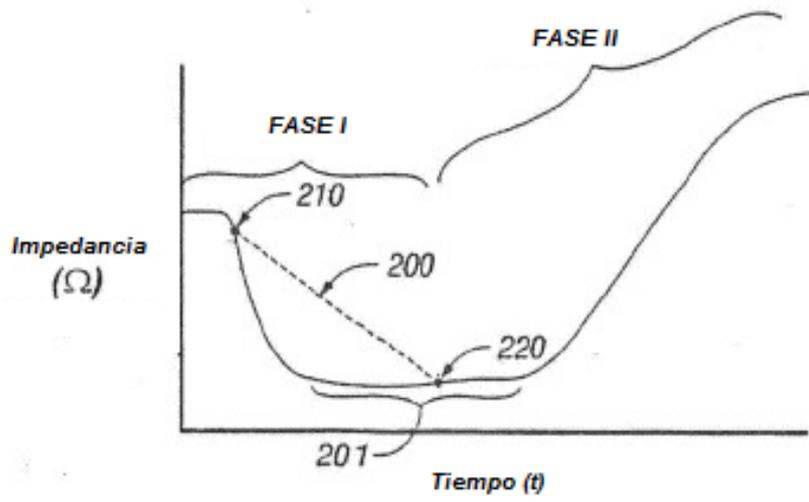


FIG. 4

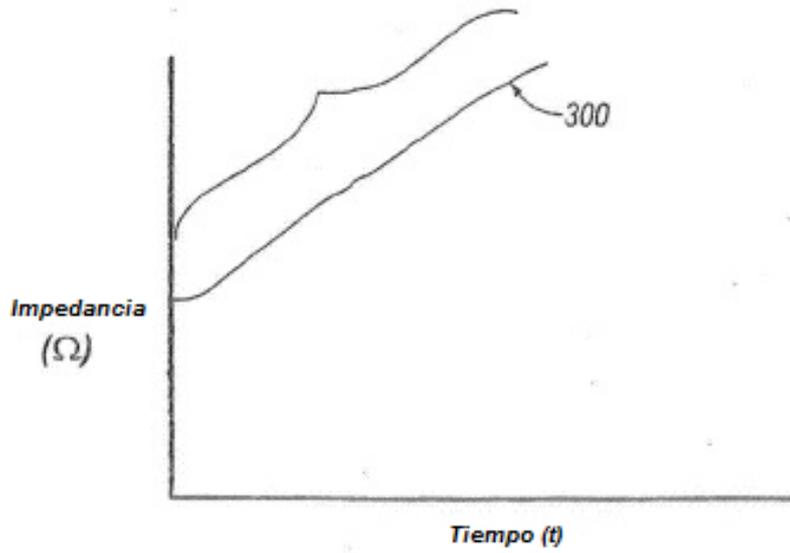


FIG. 5