

# **[MÉTODO DE ESTIMULACIÓN DE TEJIDOS CON CAMPOS ELÉCTRICOS Y MAGNÉTICOS POR BARRIDO EN FRECUENCIA**

## **REFERENCIA CRUZADA A SOLICITUDES RELACIONADAS**

- 5 Esta solicitud reclama el beneficio de prioridad de la solicitud de Colombia con número de serie. NC2018/0001283, presentada el 7 de febrero de 2018. La totalidad de la solicitud de patente mencionada anteriormente se incorpora en el presente documento como referencia y forma parte de esta solicitud.
- La estimulación de tejido descrita en el presente documento está relacionada con la
- 10 solicitud colombiana con número de serie. NC2018/0001282, presentada el 7 de febrero de 2018.

## **ANTECEDENTES**

### **15 Campo técnico de la invención**

- La presente invención está relacionada con métodos para la estimulación de tejidos con campos electromagnéticos, eléctricos y magnéticos por barrido en frecuencia, dicho barrido en frecuencia se refiere a la variación del vector de campo electromagnético, campo eléctrico o campo magnético mediante incrementos en deltas de frecuencia desde una frecuencia
- 20 inicial de estimulación hasta un a frecuencia final de estimulación. Estos métodos de estimulación tienen aplicaciones para identificar anomalías tisulares y potencialmente corregir tales anomalías, que incluyen, por ejemplo, la identificación de tejido canceroso y revertir el crecimiento y la proliferación de dicho tejido.

### **Descripción del estado de la técnica**

- 25 Está bien reportado que los cambios en el entorno eléctrico de la célula pueden afectar la homeostasis normal de la célula. Más específicamente, la homeostasis celular está relacionada con el mantenimiento de un potencial de membrana en reposo saludable, y los cambios en este potencial de membrana tienen conexiones con la proliferación y diferenciación celular no controlada (metástasis). Según lo informado por Yang y
- 30 Brackenbury (2013):
- “El potencial de membrana ( $V_m$ ), el voltaje a través de la membrana plasmática, surge debido a la presencia de diferentes canales / transportadores iónicos con selectividad y permeabilidad específicas por ciertos iones.  $V_m$  es una señal biofísica clave en las células no excitables, que modulan actividades celulares importantes, como la proliferación y la diferenciación. Por lo
- 35 tanto, las multiplicidades de varios canales/transportadores de iones expresados en diferentes células se ajustan finamente para regular el  $V_m$ . Está bien establecido que las células cancerosas poseen distintas propiedades bioeléctricas. En particular, los análisis electrofisiológicos en muchos tipos de células cancerosas han revelado un  $V_m$  despolarizada

que favorece la proliferación celular. Los canales/transportadores iónicos controlan el volumen y la migración celular, y los datos emergentes también sugieren que el nivel de  $V_m$  tiene roles funcionales en la migración de células cancerosas. ...Dado que la fluctuación del  $V_m$  puede regular funcionalmente la tumorigénesis, la diferenciación y promover la progresión del cáncer, puede servir como un marcador potencial para la detección y el tratamiento del tumor, con valor pronóstico".

Más allá de la simple detección de anomalías en los tejidos, la literatura también ha sugerido en general que afectar el entorno celular para producir hiperpolarización de la membrana celular puede revertir en realidad el desarrollo de tumores y metástasis (ver, por ejemplo, Ingber, *Can cancer be reversed by engineering the tumor microenvironment?*, Semin Cancer Biol. 2008 Oct; 18 (5): 356–364; Lobikin, Chernet, Lobo y Levin, *Resting Potential, Oncogene-induced Tumorigenesis, and Metastasis: The Bioelectric Basis of Cancer in vivo*, Phys Biol. 2012 Dec; 9 (6): 065002; y, Kadir, Stacey y Barrett-Jolley, *Emerging Roles of the Membrane Potential: Action Beyond the Action Potential*, Front. Physiol. 21 de noviembre de 2018). Lobikin y col. (2012) declaran específicamente, "...una disección mecanística de las vías por las cuales el hospedero reinicia las células cancerosas puede dar lugar a estrategias que normalizan el cáncer [citadas eliminadas], en contraste con los enfoques actuales que buscan matar tumores y, por lo tanto, arriesgarse a una respuesta de compensación a la proliferación por cualquier célula cancerosa restante. ...Lo más emocionante es que la hiperpolarización forzada... a través de medios moleculares o farmacológicos puede reducir funcionalmente la incidencia de tumores. ...Se espera que al desentrañar los roles fundamentales de la bioelectricidad en la formación de patrones, la biomedicina algún día pueda activar a voluntad las vías notables que utilizan las especies modelo altamente regenerativas para normalizar, no matar, el tejido tumoral..."

El arte previo, como los artículos citados anteriormente, está repleta de sugerencias para usar herramientas farmacéuticas y de biología molecular dirigidas a canales iónicos para regular el potencial de membrana y obtener los resultados contra el cáncer sugeridos anteriormente. Sin embargo, las soluciones propuestas que aplican campos eléctricos para identificar tejido canceroso o intentar revertir la formación de tumores son mucho más limitadas. Kadir y col. (2018) mencionan que "incluso desde fines de la década de 1930 se detectaron tumores en función de sus lecturas de voltímetro (Burr et al., 1938; Burr, 1940)". Más recientemente, la aplicación de campos eléctricos para tratar el cáncer ha sido propuesta e implementada, por ejemplo, por Palti en la patente de EE.UU. US7333852B2 (designada como tratamiento de tumores con campos o TTF). Los resultados clínicos de estos TTF se describen en la publicación, Kirson, Dbalý, Tovaryš, Vymazal, Soustiel, Itzhaki, Mordechovich, Steinberg-Shapira, Gurvich, Schneiderman, Wasserman, Salzberg, Ryffel, Goldsher, Dekel y Palti, *Alternating electric fields arrest cell proliferation in animal tumor models and human brain tumors*, PNAS 12 de junio de 2007 104 (24) 10152-10157. El efecto inhibidor tumoral de TTFs (TTCampos) se ha atribuido principalmente a dos mecanismos separados: interferencia con la formación de los microtúbulos del huso mitótico y destrucción física de las células durante la escisión, que dependen en gran medida de la orientación del eje de

mitosis frente a los vectores del campo. De acuerdo con la información provista por Novocure (ver <https://biopharmadealmakers.nature.com/users/38001-novocure/posts/16531-ttfields-a-radical-new-approach-to-cancer-treatment-using-electric-fields>), una compañía que comercializa una solución de TTF bajo la marca registrada OPTUNE y el cesionario de la patente '852 mencionada anteriormente, “la inhibición de la proliferación celular y la muerte celular acelerada por TTFields son óptimas a intensidades de 1-5 V cm<sup>-1</sup> y frecuencias entre 100 y 500 kHz, dependiendo del tipo de célula: el huso mitótico se interrumpe mejor a 150 kHz en cáncer pancreático y NSCLC, y a 200 kHz en cáncer de ovario y GBM. La mitosis en las células no cancerosas generalmente se interrumpe a frecuencias de aproximadamente 50 kHz”. Para obtener resultados óptimos, Novocure agrega que TTFields debe aplicarse durante un mínimo de 18 horas por día. En este sentido, el uso diario promedio del dispositivo (es decir, el cumplimiento del tratamiento) es un componente crucial del beneficio clínico.

### **Breve descripción de la invención**

La presente invención se refiere a métodos para estimulación de tejidos con campos electromagnéticos por medio de barrido de frecuencia, y más específicamente a un primer método para estimulación de tejidos con campo eléctrico por variación de frecuencia, un segundo método para estimulación de tejidos con campo magnético por variación de frecuencia, y un tercer método que combina la estimulación de tejidos con campos eléctricos y magnéticos por variación de frecuencia, y un dispositivo para la estimulación de tejidos con campos electromagnéticos.

El primer método para estimulación de tejidos con campos eléctricos que comprende las siguientes etapas: a) aplicar a un tejido un estímulo de un campo eléctrico mediante un arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación de tejido ( $f_{ie}$ ) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido ( $f_{fe}$ ) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_e$ ) durante un delta de tiempo ( $\Delta t_e$ ); b) medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de la etapa (a); c) establecer un nivel de referencia con la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (b); d) establecer una tolerancia (NT) al nivel de referencia establecido en la etapa (c); e) determinar frecuencias inferiores de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d); f) determinar frecuencias superiores de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido retorna a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d); donde las frecuencias superiores de estimulación de tejido  $f_{tx}$  son mayores que las frecuencias inferiores de estimulación de tejido  $f_{bx}$  y “x” es un número natural mayor o igual a 1.

El segundo método para estimulación de tejidos con campos magnéticos que comprende las siguientes etapas: a’) aplicar a un tejido un estímulo de un campo magnético mediante un arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación de tejido ( $f_{im}$ ) hasta una

frecuencia final de estimulación de tejido ( $f_{fm}$ ) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_m$ ) durante un delta de tiempo ( $\Delta t_m$ ); b') medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de campo magnético mediante los transductores de campo eléctrico del arreglo de transductores electromagnéticos; c') establecer un nivel de referencia con la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (b'); d') establecer una tolerancia (NT) al nivel de referencia establecido en la etapa (c'); e') determinar frecuencias inferiores de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d'); f') determinar frecuencias superiores de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido retorna a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d'); donde las frecuencias superiores de estimulación de tejido  $f_{tx}$  son mayores que las frecuencias inferiores de estimulación de tejido  $f_{bx}$  y "x" es un número natural mayor o igual a 1.

También, en la presente invención se incluyen otros medios para la estimulación de tejidos con combinaciones de campos magnéticos y campos eléctricos con retroalimentación para ajustar dinámicamente las señales de estimulación electromagnética.

El dispositivo para estimular un tejido con campos electromagnéticos, el dispositivo comprende: una unidad de cómputo; una fuente de alimentación externa conectada a la unidad de cómputo; un circuito de desacople conectado a la fuente de alimentación externa y a la unidad de cómputo; un arreglo de transductores electromagnéticos conectados a la unidad de cómputo y al circuito de desacople; en donde la unidad de cómputo implementa un método para generar señales de activación que reciben el arreglo de los transductores electromagnéticos a través del circuito de desacople.

Existe una gran necesidad de mejorar la eficiencia de la estimulación del tejido para evitar la sobreestimulación y adaptar la estimulación de acuerdo con cada tejido en particular. Los métodos descritos en el presente documento resuelven este problema mediante la retroalimentación de la respuesta de estimulación del tejido y ajustando dinámicamente la señal de estimulación.

### **Breve descripción de las figuras**

La FIG. 1 muestra un ejemplo de un arreglo de transductores sobre un volumen que contiene un tejido.

La FIG. 2A muestra en un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos en contacto y apuntando a un tejido el brazo de un individuo.

La FIG. 2B muestra en un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos sin contacto y apuntando un tejido en el brazo de un individuo.

La FIG. 3A muestra un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos en contacto y apuntando un tejido en la zona del abdomen de un individuo.

La FIG. 3B muestra un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos sin contacto y apuntando un tejido en la zona del abdomen de un individuo.

5 La FIG. 4A muestra un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos en contacto y apuntando un tejido en la zona de la rodilla de un individuo.

La FIG. 4B muestra un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos sin contacto y apuntando un tejido en la zona de la rodilla de un individuo.

La FIG. 5A muestra un ejemplo de variación de la frecuencia de una señal de estimulación en el tiempo.

10 La FIG. 5B muestra un ejemplo de una señal de activación sinusoidal.

La FIG. 5C muestra un ejemplo de una señal de activación cuadrada.

La FIG. 6 muestra un ejemplo de una señal de activación alterna cuadrada con variación de ciclo útil.

La FIG. 7 muestra un ejemplo de una señal de activación de forma alterna triangular.

15 La FIG. 8 muestra un ejemplo de una señal de activación segmentada que combina señales alterna rampa y alterna cuadrada.

La FIG. 9A muestra un ejemplo de respuesta de la impedancia del tejido con forma de banda de detención con una estimulación electromagnética de barrido en frecuencia.

20 La FIG. 9B muestra un ejemplo de una representación aproximada de la respuesta de la impedancia del tejido con forma de banda de detención con una estimulación electromagnética de barrido en frecuencia.

La FIG. 9C muestra un ejemplo de respuesta de la impedancia del tejido con forma de paso bajo de una estimulación electromagnética de barrido en frecuencia.

25 La FIG. 9D muestra un ejemplo de una representación aproximada de la respuesta de la impedancia del tejido con forma de paso bajo de una estimulación electromagnética de barrido en frecuencia.

La FIG. 10A muestra un ejemplo de respuesta de la impedancia del tejido con forma tipo banda de detención con cuatro bandas de estimulación electromagnética de barrido en frecuencia.

30 La FIG. 10B muestra un ejemplo de una representación aproximada de la respuesta de la impedancia del tejido con forma tipo banda de detención con cuatro bandas de una estimulación electromagnética de barrido en frecuencia.

La FIG. 11A muestra una fotografía de un ejemplo de un tipo de tejido maligno en el cuello de un individuo antes de ser estimulado con un barrido en frecuencia de campos electromagnéticos.

5 La FIG. 11B muestra una fotografía de un ejemplo de un tipo de tejido maligno en el cuello del mismo individuo de la FIG. 11A, después de ser estimulado con un barrido en frecuencia de campos electromagnéticos.

La FIG. 11C muestra una señal de impedancia de tejido que corresponde a la respuesta de impedancia de tejido sobre un único canal de campo eléctrico del individuo en una etapa intermedia entre la FIG. 11A y la FIG. 11B.

10 La FIG. 11D muestra una señal de impedancia tisular suavizada de la señal de impedancia tisular mostrada en la FIG. 11C.

La FIG. 12 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación de un tejido con campos eléctricos por barrido en frecuencia.

15 La FIG. 13 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación de un tejido con campos eléctricos por barrido en frecuencia con etapas adicionales.

La FIG. 14 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación de un tejido con campos eléctricos por barrido en frecuencia en el que se desagrega la etapa k.

La FIG. 15 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación de un tejido con campos magnéticos por barrido en frecuencia.

20 La FIG. 16 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación de un tejido con campos eléctricos por barrido en frecuencia con etapas adicionales en la que se desagrega la etapa k'.

La FIG. 17 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de un dispositivo estimulador de tejidos de esta descripción.

25 La FIG. 18 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de una unidad de cómputo de propósito especial de un dispositivo estimulador de tejidos de esta descripción.

## **DESCRIPCIÓN DETALLADA**

30 La presente invención divulga métodos para el barrido en frecuencia de campos eléctrico y magnético, o combinaciones de los mismos, aplicados sobre un tejido y un dispositivo para la estimulación con campos eléctricos y magnéticos. El primer método para el barrido en frecuencia de campos eléctrico y magnético comprende la estimulación de tejidos con campos eléctricos que incluye las siguientes etapas:

a) aplicar a un tejido un estímulo de un campo eléctrico mediante un arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una

frecuencia inicial de estimulación de tejido ( $f_{ie}$ ) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido ( $f_{fe}$ ) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_e$ ) durante un delta de tiempo ( $\Delta t_e$ );

b) medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de la etapa (a);

5 c) establecer un nivel de referencia con la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (b);

d) establecer una tolerancia (NT) al nivel de referencia establecido en la etapa (c);

10 e) determinar frecuencias inferiores de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d);

f) determinar frecuencias superiores de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido retorna a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d);

donde las frecuencias superiores de estimulación de tejido  $f_{tx}$  son mayores que las frecuencias inferiores de estimulación de tejido  $f_{bx}$  y "x" es un número natural mayor o igual a 1.

15 El tejido hace referencia a los tejidos biológicos de los seres vivos conformado por una o más células, puede estar constituido por células de una sola clase, todas iguales, o por varios tipos de células dispuestas ordenadamente formando un órgano u organismo. El tejido mencionado puede ser tejido sano como tejido epitelial, tejido conectivo, tejido muscular, tejido nervioso o combinaciones de estos. El tejido también puede ser un tejido con un  
20 desequilibrio bioquímico total o parcial en un tejido sano, dicho desequilibrio bioquímico a su vez puede corresponder a tejido neoplásico benigno, tejido neoplásico maligno o cualquier célula fuera de homeostasis o en homeostasis. Además, el tejido puede referirse a células in vivo o antes de la implantación de dichas células en un entorno in vivo.

El tejido puede provenir o ser de animales, incluidos, entre otros: mamíferos, especies de  
25 aves, incluidos pollos, pavos, gansos y patos; peces, especies de crustáceos (camarones, langostas, cangrejos de río); y reptiles como cocodrilos y caimanes. El término "mamífero", como se usa en el presente documento, se refiere a cualquier mamífero clasificado como mamífero, incluidos humanos, primates no humanos, tales como mono cynomolgus, chimpancés, babuino y gorila; animales domésticos y de granja, incluidas especies equinas,  
30 especies bovinas, especies porcinas, especies caprinas, especies caninas, especies felinas, especies ovinas, conejos, llamas; ungulados, tales como bovinos, ovinos, porcinos, equinos, caprinos; canino, felino, murino, conejo; y roedores como conejillos de indias, hámsters y ratas.

La estimulación de un tejido biológico se refiere a la administración de energía a dicho tejido  
35 biológico para inducir ciertos cambios en las características de dicho tejido biológico, como

la respuesta de impedancia del tejido, la vascularización del tejido, la temperatura del tejido, la salud del tejido, la tasa de crecimiento del tejido, entre otros.

En referencia a la FIG. 17 se muestra un ejemplo de un dispositivo estimulador de tejido de la presente descripción, el dispositivo estimulador de tejido comprende una unidad de  
5 cómputo (21), una fuente de alimentación externa (22) conectada a la unidad de cómputo (21), un circuito de desacople (23) conectado a la fuente de alimentación externa (22) y a la unidad de cómputo (21), un arreglo de transductores electromagnéticos (1) conectados a la unidad de cómputo (21) y al circuito de desacople (23); la unidad de cómputo (21) implementa el método para la estimulación de tejido con un campo eléctrico de barrido de  
10 frecuencia, el método para la estimulación de tejido con un campo magnético de barrido de frecuencia, y métodos que combinan estimulación con campos eléctricos y campos magnéticos y pueden configurarse con la estimulación de tejido dispositivo para generar señales de activación que reciben los transductores de campo electromagnético, campo eléctrico o campo magnético a través del circuito de desacople (23).

15 Dicho sistema de control también puede entenderse como un dispositivo estimulador de tejido, un dispositivo para estimular un tejido con campos electromagnéticos o simplemente un dispositivo para estimular un tejido.

En referencia a la FIG. 18, un ejemplo de la unidad de cómputo (21) es una unidad de cómputo de propósito especial que comprende una unidad de procesador central (CPU) (21a) conectada a osciladores desde un primer OSC 1 (21b), un segundo oscilador OSC 2 (21c) a  
20 un oscilador OSC n (21d) cada oscilador que tiene salidas de señal de activación (31, 32 y 33), en donde n es un número natural igual o mayor que cero, de acuerdo con esto la unidad de cómputo (21) puede tener un máximo de n salidas de señales de activación. Las salidas de señales de activación también se denominan canales.

25 Opcionalmente, la salida de señal de activación (31, 32 y 33) de cada oscilador está conectada al arreglo de transductores electromagnéticos (1) directamente o a través de un circuito de desacople (23). Alternativamente, la CPU (21a) también está conectada a un dispositivo periférico seleccionado entre otros, a partir de dispositivos de almacenamiento como una unidad de memoria, una base de datos y un disco duro, dispositivos de entrada como un  
30 teclado, una cámara, una pantalla táctil y un escáner, dispositivos de salida como una pantalla y una impresora.

En otro ejemplo del dispositivo estimulador de tejidos, los osciladores son reemplazados por generadores de señales.

Opcionalmente, los parámetros de cada señal de activación, tales como frecuencia, fase, amplitud, ciclo de trabajo, pueden modificarse mediante instrucciones de una unidad de  
35 cómputo remota, por un usuario a través de un HID conectado al dispositivo estimulador de tejido.

La unidad de cómputo (21) del dispositivo de estimulación de tejido puede usar retroalimentación (30), por ejemplo, una retroalimentación de respuesta de impedancia de tejido para ajustar dinámicamente las salidas de la señal de activación (31, 32 y 33) que son recibidas por los transductores y aplicadas al tejido para estimularlo.

- 5 La retroalimentación (30) es un mecanismo por el cual cierta porción de la salida de un sistema de control se redirige a la entrada, con el objetivo de controlar su comportamiento. Por ejemplo, al estimular el tejido con campos eléctricos, o campos magnéticos o ambos campos, se puede presentar variación en la impedancia del tejido, se puede usar la retroalimentación de la respuesta de la impedancia del tejido empleando transductores de  
10 campo eléctrico, dicha retroalimentación permite percibir variaciones la impedancia del tejido y ajustar dinámicamente la señal de activación.

Alternativamente, la retroalimentación no está limitada a obtener la respuesta de la impedancia del tejido del estímulo al tejido. La retroalimentación puede incorporar, por ejemplo, la medición de temperatura para determinar la fatiga del tejido, imágenes de la  
15 superficie del tejido para determinar la vascularización del tejido, medidas de impedancia del tejido o combinaciones de estas.

Al estimular el tejido con campos eléctricos, o campos magnéticos o ambos campos, se puede presentar incrementos de temperatura en la superficie del tejido, se puede usar un sensor de temperatura o dispositivo de medición de temperatura para percibir variaciones de  
20 temperatura y ajustar dinámicamente la señal de activación del estímulo de campos eléctricos, campos magnéticos, o ambos campos para por ejemplo, evitar lesiones en el tejido por sobrecalentamiento.

Una unidad de cómputo es un dispositivo que procesa datos, por ejemplo, microcontroladores, micro procesadores, DSCs (*Digital Signal Controller* por sus siglas en  
25 ingles), FPGAs (*Field Programmable Gate Array* por sus siglas en inglés), CPLDs (*Complex Programmable Logic Device* por sus siglas en inglés), ASICs (*Application Specific Integrated Circuit* por sus siglas en inglés), SoCs (*System on Chip* por sus siglas en inglés), PSoCs (*Programmable System on Chip* por sus siglas en inglés), computadores, servidores, tabletas, celulares, celulares inteligentes y unidades de cómputo conocidas por una persona  
30 medianamente versada en la materia o combinaciones de estas. Esta unidad de cómputo puede incluir un dispositivo de almacenamiento, dispositivo de visualización y/o un Dispositivo de interfaz humana (HID), puede ser o incluir una unidad de cómputo de propósito especial programada para ejecutar el método de esta divulgación.

Un dispositivo de almacenamiento incluye, sin limitación, memoria RAM (memoria caché,  
35 SRAM, DRAM, DDR), memoria ROM (Flash, caché, HDD, SSD, EPROM, EEPROM, memoria extraíble ROM (SD (miniSD, microSD, etc.), MMC (Tarjeta MultiMedia), Compact Flash, SMC (Smart Media Card), SDC (Secure Digital Card), MS (Memory Stick), entre otros)), CD-ROM, Disco Versátil Digital (DVD) u otro almacenamiento óptico, casetes magnéticos, cintas magnéticas, almacenamiento o cualquier otro medio que pueda usarse

para almacenar información y al que pueda acceder una unidad de computadora, entre otros conocidos por los expertos en la técnica, y combinaciones de estos. El dispositivo de almacenamiento tiene registros de memoria, en los que se almacenan instrucciones, estructuras de datos y módulos de software.

- 5 Una pantalla incluye, sin limitación, monitores: cualquier cosa capaz de conectarse a una unidad informática y mostrar su salida. Monitor CRT, pantalla de panel plano, pantalla de cristal líquido (LCD) de cristal líquido, LCD de matriz activa, LCD de matriz pasiva, pantallas LED, proyectores de pantalla, TV (4KTV, HDTV, TV de plasma, Smart TV), pantallas OLED, pantallas AMOLED, Pantallas de puntos cuánticos (QD), pantallas de  
10 segmentos, entre otros dispositivos capaces de mostrar datos a un usuario, conocidos por los expertos en la materia, y combinaciones de estos.

- Un HID incluye, sin limitación, teclado, mouse, trackball, touchpad, dispositivo de puntero, joystick, pantalla táctil, entre otros dispositivos capaces de permitir que un usuario ingrese datos en la unidad de cómputo del dispositivo estimulador de tejidos, conocido por los  
15 expertos en el arte y combinaciones de estos.

- El circuito de desacople permite desacoplar eléctricamente la fuente externa del arreglo de transductores electromagnéticos, dicho circuito puede estar basado en optoacopladores, relés, amplificadores operacionales, resistencias, condensadores, transformadores, diodos combinaciones de estos y otros elementos electrónicos para desacoplar eléctricamente dos  
20 circuitos o elementos eléctricos.

- La fuente externa permite el suministro de la potencia eléctrica requerida para el funcionamiento del arreglo de transductores electromagnéticos y puede ser un dispositivo capaz de mantener una diferencia de potencial eléctrico entre dos o más terminales como una fuente de corriente alterna, fuente de corriente continua, baterías, fuente fotovoltaica, fuente  
25 termoeléctrica, entre otros dispositivos capaces de mantener una diferencia de potencial eléctrico entre dos o más terminales conocidos por una persona medianamente versada en la materia o combinaciones de estas.

- La señal de activación que reciben los transductores del arreglo (1) de transductores electromagnéticos, transductores de campo eléctrico o transductores de campo magnético es  
30 una señal que se selecciona de señal alterna o directa, pulsada, tren de impulsos alternos o no alternos, señal cuadrada con variación de ciclo útil, triangular, diente de sierra, modulada en amplitud, modulada en frecuencia, modulada en fase, modulada por posición de pulsos o combinaciones de estas. Estas señales son generadas por una unidad de cómputo o por un generador de señales o combinaciones de los anteriores con base en programas y  
35 retroalimentación.

Los programas a los que hace referencia la presente invención corresponden a información codificada o no en una unidad de cómputo y que modifican todos los parámetros de la señal de activación que activa los transductores del arreglo (1).

Los generadores de señales se pueden seleccionar a partir del grupo de generadores de ondas profesionales, sintetizadores de circuitos integrados DDS (sintetizador digital directo) / DAC (conversión digital a analógica), NCO (oscilador controlado numéricamente), conjuntos de amplificadores operacionales en configuración de generador de ondas, oscilador biestable  
5 circuitos y combinaciones de los anteriores. El generador de señal también puede denominarse generador de onda.

Adicionalmente, la unidad de cómputo (21) permite que una o varias señales de activación se apliquen a cada transductor en un tiempo determinado de forma secuencial, en desfase respecto a otra señal de activación o varias señales de estimulación, de forma aleatoria u  
10 obedeciendo a un programa establecido para cada uno de los transductores.

La señal de activación que activa los transductores del arreglo (1) de transductores electromagnéticos también se entiende por señal de estimulación electromagnética, señal de estimulación eléctrica cuando el fenómeno prevalente sea de campo eléctrico, señal de estimulación magnética cuando el fenómeno prevalente sea de campo magnético.

Para activar los transductores de campo eléctrico, la señal de activación puede seleccionarse, entre otras cosas, de señal de corriente continua o de corriente alterna, señal pulsada, un tren de señales impulsivas alternas o no alternas, señal de onda cuadrada con variación del ciclo útil, ciclo, señal de onda triangular, señal de onda de diente de sierra, modulada por amplitud (AM), modulada por frecuencia (FM), modulada por fase (PM), modulada por posiciones de pulso (PPM), modulada por ancho de pulso (PWM) y combinaciones de estas.  
20

En la etapa a) del método de la presente invención, el método inicia con la estimulación del tejido aplicando una señal con una frecuencia determinada por un tiempo específico que puede ser parametrizado por un usuario o ser programado en una unidad de cómputo. Por ejemplo, el método puede iniciar con una  $f_{ie}$  de 1 Hz aplicada por un  $\Delta t_e$  de 1 segundo, incrementar la frecuencia  $f_{ie}$  un  $\Delta f_e$  igual a 1 Hz, aplicar la nueva  $f_{ie}$  de 2 Hz durante un  $\Delta t_e$   
25 de 1 segundo, y continuar realizando incrementos con el mismo  $\Delta f_e$ , aplicando la nueva  $f_{ie}$  durante un  $\Delta t_e$  de 1 segundo.

Un arreglo de transductores electromagnéticos es un conjunto de “n” transductores de campo eléctrico, o de transductores de campo magnético, o combinación de estos, siendo “n” un  
30 número natural mayor o igual a 1.

Dichos transductores electromagnéticos se pueden nombrar como transductores de campo electromagnético, estos pueden ser transductores de campo eléctrico o transductores de campo magnético o estar conformados por una combinación de transductor de campo eléctrico y transductor de campo magnético. Los transductores de campo magnético también  
35 se pueden nombrar como transductores magnéticos y los transductores de campo eléctrico también se pueden nombrar como transductores eléctricos. Cuando se habla del fenómeno en el que prevalece el campo eléctrico se entenderá que dichos transductores electromagnéticos son transductores de campo eléctrico, a su vez, cuando el fenómeno que

prevalece es el campo magnético se entenderá que los transductores electromagnéticos son transductores de campo magnético.

Los transductores del arreglo de transductores electromagnéticos tienen una cara activa de diferentes formas que se seleccionan, entre otros, del grupo de figuras geométricas como  
5 cuadrados, rectángulos, círculos, óvalos, anillos concéntricos y combinaciones de estas, de manera tal que cubran diferentes áreas de la superficie externa de un volumen que contiene un tejido de interés.

La cara activa de un transductor es la superficie del transductor por la cual la señal de campo eléctrico, campo magnético, o campo electromagnético tiene mayor intensidad.

10 Los transductores de campo eléctrico se seleccionan, entre otros, del grupo que consiste de motores, electrodos, transductores fotoeléctricos, actuadores de inducción eléctrica, placas conductoras que generan campo eléctrico, antenas o combinaciones de los anteriores. Los transductores de campos magnéticos se seleccionan, entre otros, del grupo que consiste de  
15 motores, actuadores de inducción magnética, bobinas con núcleo o sin núcleo que generan campos magnéticos, electroimanes, antenas o combinaciones de los anteriores.

Haciendo referencia a la FIG. 1, por ejemplo, se dispone sobre la superficie de un volumen (2) un arreglo (1) de transductores electromagnéticos que comprende desde un transductor electromagnético (1a) hasta un transductor electromagnético (1e'), que en la modalidad  
20 ilustrada que comprende pares de transductores, un primer par de transductores electromagnéticos conformado por un transductor (1a) y un transductor (1a'), un segundo par de transductores electromagnéticos conformado por un transductor (1b) y un transductor (1b'), un tercer par de transductores electromagnéticos conformado por un transductor (1c) y un transductor (1c'), un cuarto par de transductores electromagnéticos conformado por un transductor (1d) y un transductor (1d'), un quinto par de transductores electromagnéticos  
25 conformado por un transductor (1e) y un transductor (1e'). Cada par de transductores están enfrentados entre sí y orientados cada uno con su cara activa de forma tal que apunten al interior del volumen (2) que contiene un tejido (3) de interés. Preferiblemente las caras activas de los transductores están en dirección al tejido (3).

Por otra parte, preferiblemente el arreglo (1) cumple una condición de ortogonalidad en la  
30 que un plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del primer par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del segundo, tercer, cuarto y quinto par de transductores, también cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del segundo par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del tercer, cuarto y  
35 quinto par de transductores, adicionalmente, cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del tercer par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del cuarto y quinto par de transductores, también cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del cuarto par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del

quinto par de transductores, además, las proyecciones de los planos de las caras activas en dirección al tejido cubren la máxima área superficial posible de dicho tejido, con esta configuración se garantiza una óptima estimulación del tejido.

5 También es posible que los transductores que componen cada par de transductores no se encuentren completamente alineados ni paralelos entre sí, ni conservar la condición de ortogonalidad de los transductores descrita en el párrafo anterior, igualmente, se puede lograr estimular el tejido (3).

10 En un ejemplo de la presente invención, la cara activa de los transductores de campo eléctrico en el arreglo (1) de transductores electromagnéticos está en contacto con la superficie externa del tejido (3). De esta forma, se requiere menos potencial eléctrico para el funcionamiento de los transductores de campo eléctrico en comparación con otra alternativa donde los transductores de campo eléctrico se encuentran a una distancia determinada de la superficie externa del tejido (3).

15 En otro ejemplo, la cara activa de los transductores que conforman el arreglo (1) de transductores electromagnéticos está separada una distancia determinada de la superficie externa del tejido (3) (necesario, por ejemplo, cuando no es posible lograr un contacto físico con la superficie externa del tejido). De esta manera se requiere de mayor potencial eléctrico para el funcionamiento de los transductores de campo eléctrico en comparación con la alternativa donde los transductores de campo eléctrico están en contacto con la superficie  
20 externa del tejido (3).

Alternativamente, la cara activa de los transductores que conforman el arreglo (1) de transductores electromagnéticos está separada una distancia determinada de la superficie externa del tejido (3) y un segundo grupo de transductores del arreglo (1) de transductores electromagnéticos está en contacto con la superficie externa del tejido (3). Esta  
25 configuración mixta de disposición de transductores permite, por ejemplo, alcanzar de manera eficiente un tejido (3) que se encuentren en un volumen (2) en donde la superficie de dicho tejido (3) presente variaciones tales que en algunas porciones toleren el contacto físico de la cara activa del transductor y en otras áreas sea de difícil acceso o no tolerado.

Opcionalmente, en la etapa (a) la cara activa de al menos uno de los transductores de campo  
30 eléctrico del arreglo (1) de transductores electromagnéticos no está en contacto con la superficie externa del tejido (3).

Las proyecciones de los planos de las caras activas de los transductores se disponen en dirección al tejido (3) y cubren la máxima área superficial posible de dicho tejido (3), con esta configuración se garantiza una óptima estimulación del tejido.

35 También, es posible que los transductores no se encuentren completamente alineados ni paralelos entre sí.

Los parámetros de intensidad y dirección de un vector de campo eléctrico al interior del volumen (2) dependen de la disposición los transductores alrededor del volumen (2) que contiene un tejido (3). Por ejemplo, con un arreglo de transductores de campo eléctrico, si la cara activa se encuentra en contacto con la superficie del volumen (2), entonces la intensidad del campo eléctrico se encuentra entre 2 V/cm y 5 V/cm. Si por otro lado, los transductores de campo eléctrico se encuentran a una distancia definida de la superficie entonces el valor de intensidad del campo eléctrico se encuentra entre 330 V/cm y 20 kV/cm para distancias entre 0,01 cm y 50 cm, y preferiblemente entre 0,01 cm y 4 cm.

Alternativamente, el valor de intensidad del campo eléctrico para los transductores que tienen su cara activa en contacto con la superficie del tejido puede seleccionarse entre un rango de 2 V/cm a 5 V/cm, de 2.1 V/cm a 4.9 V/cm, de 2.2 V/cm a 4.8 V/cm, de 2.3 V/cm a 4.7 V/cm, de 2.4 V/cm a 4.6 V/cm, de 2.5 V/cm a 4.5 V/cm, de 2.6 V/cm a 4.4 V/cm, de 2.7 V/cm a 4.3 V/cm, de 2.8 V/cm a 4.2 V/cm, de 2.9 V/cm a 4.1 V/cm, de 3 V/cm a 4 V/cm, de 3.1 V/cm a 3.9 V/cm, de 3.2 V/cm a 3.8 V/cm, de 3.3 V/cm a 3.7 V/cm, de 3.4 V/cm a 3.6 V/cm, de 2.2 V/cm a 5 V/cm, de 2.4 V/cm a 5 V/cm, de 2.6 V/cm a 5 V/cm, de 2.8 V/cm a 5 V/cm, de 3 V/cm a 5 V/cm, de 3.2 V/cm a 5 V/cm, de 3.4 V/cm a 5 V/cm, de 3.6 V/cm a 5 V/cm, de 3.8 V/cm a 5 V/cm, de 4 V/cm a 5 V/cm, de 4.2 V/cm a 5 V/cm, de 4.4 V/cm a 5 V/cm, de 4.6 V/cm a 5 V/cm, de 4.8 V/cm a 5 V/cm, de 2 V/cm a 4.8 V/cm, de 2 V/cm a 4.6 V/cm, de 2 V/cm a 4.4 V/cm, de 2 V/cm a 4.2 V/cm, de 2 V/cm a 4 V/cm, de 2 V/cm a 3.8 V/cm, de 2 V/cm a 3.6 V/cm, de 2 V/cm a 3.4 V/cm, de 2 V/cm a 3.2 V/cm, de 2 V/cm a 3 V/cm, de 2 V/cm a 2.8 V/cm, de 2 V/cm a 2.6 V/cm, de 2 V/cm a 2.4 V/cm, de 2 V/cm a 2.2 V/cm, de 2.2 V/cm a 2.4 V/cm, de 2.4 V/cm a 2.6 V/cm, de 2.6 V/cm a 2.8 V/cm, de 2.8 V/cm a 3 V/cm, de 3 V/cm a 3.2 V/cm, de 3.2 V/cm a 3.4 V/cm, de 3.4 V/cm a 3.6 V/cm, de 3.6 V/cm a 3.8 V/cm, de 3.8 V/cm a 4 V/cm, de 4 V/cm a 4.2 V/cm, de 4.2 V/cm a 4.4 V/cm, de 4.4 V/cm a 4.6 V/cm, de 4.6 V/cm a 4.8 V/cm, de 4.8 V/cm a 5 V/cm.

Opcionalmente, el valor de intensidad del campo eléctrico para los transductores ubicados a una distancia definida de la superficie del tejido puede seleccionarse entre un rango de 0.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 0.83 kV/cm a 19.5 kV/cm, de 1,33 kV/cm a 19 kV/cm, de 1,83 kV/cm a 18,5 kV/cm, de 2,33 kV/cm a 18 kV/cm, de 2,83 kV/cm a 17,5 kV/cm, de 3,33 kV/cm a 17 kV/cm, de 3.83 kV/cm a 16.5 kV/cm, de 4.33 kV/cm a 16 kV/cm, de 4.83 kV/cm a 15.5 kV/cm, de 5.33 kV/cm a 15 kV/cm, de 5.83 kV/cm a 14.5 kV/cm, de 6.33 kV/cm a 14 kV/cm, de 6.83 kV/cm a 13.5 kV/cm, de 7.33 kV/cm a 13 kV/cm, de 7.83 kV/cm a 12.5 kV/cm, de 8.33 kV/cm a 12 kV/cm, de 8.83 kV/cm a 11.5 kV/cm, de 9.33 kV/cm a 11 kV/cm, de 9.83 kV/cm a 10.5 kV/cm, de 1.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 2,33 kV/cm a 20 kV/cm, de 3,33 kV/cm a 20 kV/cm, de 4,33 kV/cm a 20 kV/cm, de 5,33 kV/cm a 20 kV/cm, de 6.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 7.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 8.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 9.3 3 kV/cm a 20 kV/cm, de 10.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 11.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 12.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 13.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 14.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 15.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 16.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 17.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 18.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 19.33 kV/cm a 20 kV/cm, de 0.33 kV/cm a 19 kV/cm, de 0.33 kV/cm a 18 kV/cm, de 0.33 kV/cm a 17 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 16 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 15 kV/cm, de 0,33 kV/cm

a 14 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 13 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 12 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 11 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 10 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 9 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 8 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 7 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 6 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 5 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 4 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 3 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 2 kV/cm, de 0,33 kV/cm a 1 kV/cm, de 1,33 kV/cm a 2,33 kV/cm, de 2,33 kV/cm a 3,33 kV/cm, de 3,33 kV/cm a 4,33 kV/cm, de 4,33 kV/cm a 5,33 kV/cm, de 5,33 kV/cm a 6,33 kV/cm, de 6,33 kV/cm a 7,33 kV/cm, de 7,33 kV/cm a 8,33 kV/cm, de 8,33 kV/cm a 9,33 kV/cm, de 9,33 kV/cm a 10,33 kV/cm, de 10,33 kV/cm a 11,33 kV/cm, de 11,33 kV/cm a 12,33 kV/cm, de 12,33 kV/cm a 13,33 kV/cm, de 13,33 kV/cm a 14,33 kV/cm, de 14,33 kV/cm a 15,33 kV/cm, de 15,33 kV/cm a 16,33 kV/cm, de 16,33 kV/cm a 17,33 kV/cm, de 17,33 kV/cm a 18,33 kV/cm, de 18,33 kV/cm a 19,33 kV/cm, de 19,33 kV/cm a 20 kV/cm.

Alternativamente, los transductores pueden ubicarse a una distancia de la superficie del tejido, una distancia seleccionada entre un rango de 0.01 cm a 50 cm, de 2 cm a 48 cm, de 4 cm a 46 cm, de 6 cm a 44 cm, de 8 cm a 42 cm, de 10 cm a 40 cm, de 12 cm a 38 cm, de 14 cm a 36 cm, de 16 cm a 34 cm, de 18 cm a 32 cm, de 20 cm a 30 cm, de 22 cm a 28 cm, de 24 cm a 26 cm, de 5 cm a 50 cm, de 10 cm a 50 cm, de 15 cm a 50 cm, de 20 cm a 50 cm, de 25 cm a 50 cm, de 30 cm a 50 cm, de 35 cm a 50 cm, de 40 cm a 50 cm, de 45 cm a 50 cm, de 0.01 cm a 45 cm, de 0.01 cm a 40 cm, de 0.01 cm a 35 cm, de 0.01 cm a 30 cm, de 0.01 cm a 25 cm, de 0.01 cm a 20 cm, de 0.01 cm a 15 cm, de 0.01 cm a 10 cm, de 0.01 cm a 5 cm, de 5 cm a 10 cm, de 10 cm a 15 cm, de 15 cm a 20 cm, de 20 cm a 25 cm, de 25 cm a 30 cm, de 30 cm a 35 cm, de 35 cm a 40 cm, de 40 cm a 45 cm, de 45 cm a 50 cm.

En otro ejemplo del invento, en la etapa (a) el arreglo de transductores electromagnéticos (1) tiene al menos dos transductores de campo eléctrico, y al menos dos de dichos transductores se activan simultáneamente por medio de un barrido en frecuencia por un tiempo determinado.

Alternativamente, los transductores electromagnéticos del arreglo (1) están dispuestos sobre un bastidor (4) que envuelve el volumen (2) y cuyo propósito es brindar estructura de soporte a los transductores de campo eléctrico que se disponen con su cara activa en dirección al tejido de interés. El bastidor (4) también puede usarse para deformar la superficie del volumen (2) para obtener una superficie plana para permitir ajustar la posición de los transductores de campo eléctrico tal que se obtenga una intensidad de campo eléctrico óptima en la estimulación del tejido (3). El bastidor (4) puede estar soportado sobre el mismo tejido o mecánicamente soportado por una base fija o móvil. El tipo de bastidor (4) se selecciona entre el grupo conformado por camisas, chalecos, guantes, cascos, lentes, fajas, medias, botas, zapatos, bandanas, collares, y demás estructuras que brinden soporte a los transductores y combinaciones de estos. Adicionalmente el bastidor (4) puede cubrir parcial o totalmente el volumen (2).

Opcionalmente, la base sobre la cual se fija el bastidor (4) puede ser móvil para permitir que el arreglo (1) se mueva respecto a la superficie del volumen (2) y así poder alcanzar diferentes volúmenes desde distintos puntos exteriores y variar el vector de campo eléctrico.

La FIG. 2A ilustra un arreglo de un arreglo (1) de transductores electromagnéticos sobre un volumen (2) que consiste en el brazo de un individuo. Al interior del brazo está un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicho arreglo (1) de transductores electromagnéticos comprende dos grupos de transductores como se detallan a continuación:

un primer grupo de transductores conformado por dos pares de transductores electromagnéticos. Un primer par de transductores electromagnéticos: un transductor (1f) y un transductor (1f'), un segundo par de transductores electromagnéticos: un transductor (1g) y un transductor (1g'), el primer par y el segundo par de transductores electromagnéticos se disponen de forma radial al húmero con sus caras activas en contacto con la superficie de la piel.

Un segundo grupo de transductores conformado por un par de transductores electromagnéticos: un transductor (1h) y un transductor (1h'), dicho par de transductores electromagnéticos se dispone sobre un plano normal al eje del húmero, la cara activa del transductor (1h) sobre el hombro y en contacto con la piel y la cara activa del transductor (1h') sobre el codo y en contacto con la piel.

Cada par de transductores se dispone de forma tal que las caras activas de los transductores que componen dicho par se enfrenten paralelamente entre sí, se encuentren alineados con sus caras activas en dirección a la posición del tejido (3) y con sus caras activas en contacto con la piel.

Por otra parte, preferiblemente el arreglo (1) cumple una condición de ortogonalidad en la que un plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del primer par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del segundo y tercer par de transductores, también cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del segundo par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del primer y tercer par de transductores además, las proyecciones de los planos de las caras activas en dirección al tejido cubren la máxima área superficial posible de dicho tejido, con esta configuración se garantiza una óptima estimulación del tejido.

También es posible que los transductores que componen cada par de transductores no se encuentren completamente alineados ni paralelos entre sí, ni conservar la condición de ortogonalidad de los transductores descrita en el párrafo anterior, igualmente, se puede lograr estimular el tejido (3).

Existen diversas herramientas diagnósticas para conocer la ubicación del tejido (3), por ejemplo: resonancia magnética, tomografía computarizada, tomografía por emisión de positrones (PET por las siglas en inglés de *Positron Emission Tomography*), rayos x,

ecografías *Doppler*, electrocardiografía, diagnóstico por palpación, marcación con arpón, entre otras.

También es posible conocer la ubicación del tejido (3) empleando una medida de la impedancia del tejido.

- 5 La FIG. 2B ilustra un arreglo de los transductores similar, pero donde las caras activas de los transductores se encuentran a una distancia entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo soportados sobre un bastidor (4), y preferiblemente entre 0,01 cm y 4 cm.

La FIG. 3A ilustra un arreglo de un arreglo (1) de transductores electromagnéticos sobre un volumen (2) que consiste en el abdomen de un individuo. Al interior de la zona del abdomen  
10 está un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicho arreglo (1) de transductores electromagnéticos comprende cinco pares de transductores como se detallan a continuación:

un primer par de transductores: un transductor (1i) y un transductor (1i'), un segundo par de transductores: un transductor (1j) y un transductor (1j'), un tercer par de transductores: un  
15 transductor (1k) y un transductor (1k'), un cuarto par de transductores: un transductor (1l) y un transductor (1l').

Dichos pares de transductores se disponen de forma radial a un eje paralelo la columna vertebral, sobre la región abdominal y dorsal de forma tal que las caras activas de los transductores se enfrenten entre sí y en dirección a la posición del tejido (3) y con sus caras  
20 activas en contacto con la piel.

Las proyecciones de los planos de las caras activas de los transductores se disponen en dirección al tejido y cubren la máxima área superficial posible de dicho tejido, con esta configuración se garantiza una óptima estimulación del tejido.

También es posible que los transductores que componen cada par no se encuentren  
25 completamente alineados ni paralelos entre sí.

La FIG. 3B ilustra un arreglo de los transductores similar, pero donde las caras activas de los transductores se encuentran a una distancia entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo soportados sobre un bastidor (4), y preferiblemente entre 0,01 cm y 4 cm.

La FIG. 4A ilustra un arreglo de un arreglo (1) de transductores electromagnéticos sobre un  
30 volumen (2) que consiste en la rodilla de un individuo. Al interior de la zona de la rodilla está un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicho arreglo (1) de transductores electromagnéticos comprende dos pares de transductores como se detallan a continuación:

un primer par de transductores: un transductor (1m) y un transductor (1m') y un segundo par  
35 de transductores: un transductor (1n) y un transductor (1n').

Dichos pares de transductores se disponen alrededor de la rodilla en la posición del tejido (3) a la altura de la rótula y de forma tal que las caras activas de los transductores se enfrenten entre sí, estén en dirección a la posición del tejido (3).

5 Por otra parte, preferiblemente el arreglo (1) cumple una condición de ortogonalidad en la que un plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del primer par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del segundo y tercer par de transductores, también cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del segundo par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del primer y tercer par de transductores además, las proyecciones de los planos de las caras activas en dirección al tejido cubren la máxima área superficial posible de dicho tejido, con esta configuración se garantiza una óptima estimulación del tejido.

15 También es posible que los transductores que componen cada par de transductores no se encuentren completamente alineados ni paralelos entre sí, ni conservar la condición de ortogonalidad de los transductores descrita en el párrafo anterior, igualmente, se puede lograr estimular el tejido (3).

La FIG. 4B ilustra un arreglo de los transductores similar, pero donde las caras activas de los transductores se encuentran a una distancia entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo soportados sobre un bastidor (4), y preferiblemente entre 0,01 cm y 4 cm.

20 Pasando a la etapa (b) del método de la presente invención, ésta consiste en medir la respuesta de la impedancia del tejido estimulado en la etapa (a). Cuando se aplican los barridos en frecuencia al tejido, éste responde con una variación en sus parámetros los cuales se miden preferiblemente usando los mismos transductores electromagnéticos. Esta medición del tejido estimulado actúa como retroalimentación y permite cambiar dinámicamente las características de la señal de la etapa (a).

Posteriormente, la etapa (c) del método de la presente invención permite establecer un nivel de referencia con la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (b). Dicho nivel de referencia puede ser establecido por un usuario o determinado cómo un valor máximo de la respuesta de la impedancia de un tejido durante un tiempo determinado.

30 Continuando con la etapa (d) de la presente invención, ésta consiste en establecer una tolerancia (NT) al nivel de referencia establecido en la etapa (c). Este NT corresponde a un valor de un porcentaje del nivel referencia establecido en la etapa (c), y puede estar definido en una unidad de cómputo o ser ingresado por un usuario.

35 En un ejemplo del método, en un ejemplo, en la etapa (d'), el NT está entre 5% y 60%, y preferiblemente entre 25% y 50%.

Opcionalmente, el NT se puede seleccionar entre un rango de 5% a 10%, de 10% a 15%, de 15% a 20%, de 20% a 25%, de 25% a 30%, de 30% a 35 %, del 35% al 40%, del 40% al

45%, del 45% al 50%, del 50% al 55%, del 55% al 60%, del 5% al 10%, del 5% al 15% , del 5% al 20%, del 5% al 25%, del 5% al 30%, del 5% al 35%, del 5% al 40%, del 5% al 45%, del 5% al 50%, del 5% al 55%, del 5% al 60%, del 5% al 60%, del 60% al 55%, del 55% al 50%, del 50% al 45%, del 45% al 40%, de 40% a 35%, de 35% a 30%, de 30% a 25%, de 25% a 20%, de 20% a 15%, de 15% a 10%, de 10% a 5%.

La siguiente etapa (e) del método consiste en determinar frecuencias inferiores de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo del NT establecido en la etapa (d). Por ejemplo, se determinan tres  $f_{bx}$ , una primera  $f_{b1}$  igual a 75 kHz, una segunda  $f_{b2}$  igual a 300 kHz, una tercera  $f_{b3}$  igual a 450 kHz.

Seguidamente, la etapa (f) del método permite determinar frecuencias superiores de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido retorna al NT establecido en la etapa (d). Por ejemplo, se determinan tres  $f_{tx}$ , una primera  $f_{t1}$  igual a 100 kHz, una segunda  $f_{t2}$  igual a 350 kHz, una tercera  $f_{t3}$  igual a 495 kHz.

Alternativamente, en un ejemplo, las  $f_{tx}$  son mayores a las  $f_{bx}$ .

En otra realización de la presente invención, en la etapa (e) el rango de frecuencias entre la frecuencia inferior de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) y la frecuencia superior de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) corresponden a frecuencias centrales del tejido.

Las frecuencias centrales del tejido hacen referencia a las frecuencias en que la señal de estimulación electromagnética se atenúa por efectos de absorción energética en el tejido, por ejemplo, la señal de estimulación electromagnética cae por debajo del 25% de un nivel de tolerancia (NT).

Además de lo anterior, lo posterior de esta descripción permite determinar las bandas de frecuencia de estimulación para enfocar los estímulos en dichas bandas hasta que la respuesta de impedancia del tejido vuelva a un nivel de tolerancia o exceda un tiempo de estimulación máximo.

Haciendo referencia a la FIG. 12, el primer método de estimulación de tejidos con campo eléctrico por barrido en frecuencia comprende las siguientes dos etapas adicionales:

en la etapa (g) se determinan bandas de frecuencias de estimulación con base en las frecuencias inferiores de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) determinadas en la etapa (e) y las frecuencias superiores de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) determinadas en la etapa (f); y

una etapa h) se aplica al tejido un estímulo de un campo eléctrico mediante el arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía en las bandas de frecuencias de estimulación determinadas en la etapa (g) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_e$ ) durante un delta de tiempo ( $\Delta t_e$ ). De esta forma, por ejemplo, es posible definir rangos de frecuencias de interés para realizar

barridos en frecuencia focalizados en dichas bandas de frecuencia y permitir estimular el tejido de una forma más rápida que barrer todo el rango de frecuencias entre  $f_{ie}$  y  $f_{fe}$ .

En un ejemplo en específico, se determinan dos  $f_{tx}$ : una primera  $f_{t1}$  igual a 100 kHz y una segunda  $f_{t2}$  igual a 350 kHz en la etapa (e) y se determinan dos  $f_{bx}$ : una primera  $f_{b1}$  igual a 75 kHz y una segunda  $f_{b2}$  igual a 300 kHz en la etapa (f). Una primera banda de frecuencia de estimulación corresponde a las frecuencias entre  $f_{b1}$  y  $f_{t1}$  y una segunda banda de frecuencias de estimulación corresponde a las frecuencias entre  $f_{b2}$  y  $f_{t2}$ .

Se pueden determinar un número “x” de bandas de frecuencias de estimulación siendo “x” un número natural mayor o igual a 1, es decir desde una banda entre  $f_{b1}$  y  $f_{t1}$ , continuando con una segunda banda entre  $f_{b2}$  y  $f_{t2}$  hasta una banda entre  $f_{bx}$  y  $f_{tx}$ .

En un ejemplo del método, se aplica un estímulo en una primera banda de frecuencias de estimulación desde una frecuencia  $f_{b1}$  igual a 75 kHz y  $f_{t1}$  igual a 100 kHz en pasos de  $\Delta f_e$  de 100 Hz en deltas de tiempo  $\Delta t_e$  igual a 10 minutos y un segundo estímulo en una segunda banda de frecuencias de estimulación desde una frecuencia  $f_{b2}$  igual a 300 kHz y  $f_{t2}$  igual a 350 kHz en pasos de  $\Delta f_e$  de 1 kHz en deltas de tiempo  $\Delta t_e$  igual a 5 minutos.

Las  $f_{ie}$  y  $f_{fe}$ , el  $\Delta f_e$ , el NT y el  $\Delta t_e$  todos pueden ser establecidos por un usuario en una unidad de cómputo y almacenados en un registro de memoria.

El  $\Delta f_e$  es un valor entre 0,1 Hz y 1 kHz, el  $\Delta t_e$  está entre 1 segundo y 1 hora, y preferiblemente entre 1 minuto y 1 hora.

Como se usa en el presente documento, "aproximadamente" se refiere a una variación de +20% a -20%.

Opcionalmente, el  $\Delta f_e$  se puede seleccionar de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 0.8 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 0.6 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 0.4 Hz, de aproximadamente 0.9 Hz a aproximadamente 0.2 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.9 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.8 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.6 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.4 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.2 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 0.5 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 0.7 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 0.9 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 200 Hz a aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 700 Hz, de aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 600 Hz, de aproximadamente 500 Hz a aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 400 Hz, de aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 800 Hz a aproximadamente 200 Hz, de

aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 100 Hz, de aproximadamente 1000 Hz a aproximadamente 0.1 Hz, de aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 200 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 500 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 800 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 700 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 600 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 400 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 200 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 100 Hz, de aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 200 Hz, de aproximadamente 200 Hz a aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 400 Hz, de aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 500 Hz a aproximadamente 600 Hz , de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 700 Hz, de aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 800 Hz a aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 1000 Hz.

También, es posible en una modalidad del método, en un ejemplo, las  $f_{tx}$  sean menores a las  $f_{bx}$  y en la etapa (a) se hagan decrementos en pasos de un delta de frecuencia  $\Delta f_e$  durante un  $\Delta t_e$  en la frecuencia de la señal de activación.

Regresando a la etapa (a) del método, la señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación de tejido ( $f_{ie}$ ) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido ( $f_{fe}$ ) se puede aplicar a transductor por medio de un arreglo de multiplexores que permite que una o varias señales de estimulación de campo eléctrico se apliquen a cada transductor en un tiempo determinado de forma secuencial, en desfase respecto a otra señal de estimulación o varias señales de estimulación, de forma aleatoria u obedeciendo a un programa establecido para cada uno de los transductores.

Haciendo referencia a las FIGS. 7 y 8, se entenderá que una señal de activación puede estar conformada por una señal moduladora (8) y una señal portadora (9), la señal portadora (9) es preferiblemente de un orden de frecuencia superior al de la señal moduladora (8).

En una modalidad de la invención, la señal moduladora (8) tiene una frecuencia de 100 Hz, mientras que la señal portadora (9) tiene una frecuencia de al menos 1 kHz.

En una modalidad de la invención, la  $f_{ie}$  y la  $f_{fe}$  están entre 0,1 kHz y 500 kHz tanto para la señal portadora (9) como para la señal moduladora (8).

Opcionalmente, la frecuencia de  $f_{ie}$  y  $f_{fe}$  se puede seleccionar de los siguientes rangos: de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 0.8 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 0.6 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 0.4 Hz, de aproximadamente 0.9 Hz a aproximadamente 0.2 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.9 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.8 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.6 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.4 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.2 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 0.5 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 0.7 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 0.9 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 200 Hz a aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 700 Hz, de aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 600 Hz, de aproximadamente 500 Hz a aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 400 Hz, de aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 800 Hz a aproximadamente 200 Hz, de aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 100 Hz, desde aproximadamente 1000 Hz a aproximadamente 0.1 Hz, de aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 200 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 500 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 800 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 700 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 600 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 400 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 200 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 100 Hz, de aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 200 Hz, de aproximadamente 200 Hz a aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 400 Hz, de aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 500 Hz a aproximadamente 600 Hz, de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 700 Hz, de aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 800 Hz a aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 100 kHz a aproximadamente 900 kHz, de aproximadamente 200 kHz a aproximadamente 800 kHz, de aproximadamente 300 kHz a aproximadamente 700 kHz, de aproximadamente 400 kHz a aproximadamente 600 kHz, de aproximadamente 100 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 200 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 300 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 400 kHz

a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 500 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 600 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 700 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 800 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 900 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 900 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 800 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 700 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 600 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 500 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 400 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 300 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 200 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 100 kHz, de aproximadamente 100 kHz a aproximadamente 200 kHz, de aproximadamente 200 kHz a aproximadamente 300 kHz, de aproximadamente 300 kHz a aproximadamente 400 kHz, de aproximadamente 400 kHz a aproximadamente 500 kHz, de aproximadamente 500 kHz a aproximadamente 600 kHz, de aproximadamente 600 kHz a aproximadamente 700 kHz, de aproximadamente 700 kHz a aproximadamente 800 kHz, de aproximadamente 800 kHz a aproximadamente 900 kHz, de aproximadamente 900 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 1 Hz a aproximadamente 500 kHz, de aproximadamente 1 kHz a aproximadamente 500 kHz, de aproximadamente 1 kHz a aproximadamente 50 kHz, de aproximadamente 1 Hz a aproximadamente 50 kHz.

Haciendo referencia a la FIG. 5A, se observa una gráfica de frecuencia vs tiempo, que corresponde a una señal moduladora (8) de una señal de activación para una estimulación de tejidos con campos electromagnéticos por barrido en frecuencia. En este ejemplo dicha señal moduladora (8) incrementa su frecuencia cada segundo aplicando un  $\Delta f$  de 1 Hz, desde una frecuencia inicial de 1 Hz hasta una frecuencia final de 5 Hz, cada frecuencia se aplica por un  $\Delta t$  de 1 s.

Haciendo referencia a la FIG. 5B, se muestra un ejemplo de la señal de activación para una estimulación electromagnética aplicada a los transductores electromagnéticos en el que la señal moduladora (8) tiene forma sinusoidal y su frecuencia varía desde una frecuencia inicial de 1 Hz hasta 5 Hz con  $\Delta f$  de 1 Hz cada segundo, desde 1 hasta 5 s. La señal portadora (9) es del tipo impulsiva con un periodo (10) fijo de 2 ms o una frecuencia fija de 500 Hz.

Haciendo referencia a la FIG. 5C, se muestra otro ejemplo de la señal de activación para una estimulación electromagnética en el que la señal moduladora (8) tiene forma cuadrada y su frecuencia se varía desde una frecuencia inicial de 1 Hz hasta 5 Hz con  $\Delta f$  de 1 Hz cada segundo, desde 1 hasta 5 s. La señal portadora (9) es del tipo impulsiva con un periodo (10) fijo de 100 ms o una frecuencia fija de 10 kHz.

Haciendo referencia a la FIG. 6, se muestra un ejemplo de la señal de activación para una estimulación electromagnética en el que la señal moduladora (8) tiene forma alterna cuadrada y variación de ciclo útil, su frecuencia permanece fija, y la señal portadora (9) es del tipo impulsiva con un periodo (10) fijo de 200  $\mu$ s o una frecuencia fija de 5 kHz.

Haciendo referencia a la FIG. 7, se muestra un ejemplo de la señal de activación para una estimulación electromagnética en el que la señal moduladora (8) tiene forma alterna triangular, su frecuencia permanece fija, y la señal portadora (9) es del tipo impulsiva con un periodo (10) fijo de 2  $\mu$ s o una frecuencia fija de 500 kHz.

- 5 Haciendo referencia a la FIG. 8, se muestra un ejemplo de la señal de activación para una estimulación electromagnética en el que la señal moduladora (8) tiene forma de función segmentada que combina una señal de forma tipo alterna rampa y alterna cuadrada, la señal portadora (9) es del tipo impulsiva con un periodo (10) fijo de 2  $\mu$ s o una frecuencia fija de 500 kHz.
- 10 En una modalidad de la presente invención, la señal moduladora (8) cambia el ciclo útil dinámicamente con base a la respuesta de la impedancia del tejido medido en la etapa (b). Dicho ciclo útil está entre 0% y 100% y permite cambiar la potencia eléctrica aplicada por transductor o transductores en el tejido (3). Un ciclo útil en 0% sirve por ejemplo, para quitar la activación de la señal para un periodo de tiempo determinado.
- 15 Opcionalmente, el ciclo de trabajo de la señal de modulación (8) y/o la señal portadora (9) de la señal de activación se puede seleccionar de 0% a 100%, de 5% a 95%, de 10% a 90%, de 15 % a 85%, de 20% a 80%, de 25% a 75%, de 30% a 70%, de 35% a 65%, de 40% a 60%, de 45% a 55%, de 10% al 100%, del 20% al 100%, del 30% al 100%, del 40% al 100%, del 50% al 100%, del 60% al 100%, del 70% al 100%, del 80% al 100%, de 90% a 100%, de 0% a 90%, de 0% a 80%, de 0% a 70%, de 0% a 60%, de 0% a 50%, de 0% a 40 %, del 0% al 30%, del 0% al 20%, del 0% al 10%, del 10% al 20%, del 20% al 30%, del 30% al 40%, del 40% al 50% , del 50% al 60%, del 60% al 70%, del 70% al 80%, del 80% al 90%, del 90% al 100%.

Haciendo referencia a la FIG. 9A, se observa un ejemplo de la respuesta de la impedancia de un tejido, donde se estimula con campos electromagnéticos un tejido con barrido en frecuencia desde una frecuencia inicial de estimulación ( $f_i$ ) hasta una frecuencia final de estimulación ( $f_f$ ).

30 Iniciando desde la  $f_{ie}$ , se mide y se grafica la respuesta de la impedancia del tejido, dicha respuesta inicia con un valor de respuesta de la impedancia del tejido que oscila alrededor de un valor máximo de amplitud (A1) conforme la frecuencia de estimulación de tejido aumenta en pasos de  $\Delta f$  cada  $\Delta t$  determinado.

Al seguir con el incremento del valor de la frecuencia de estimulación, el valor de respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo de valor del nivel de tolerancia (NT) de respuesta de la impedancia del tejido. A este valor de frecuencia se le designa como frecuencia inferior de estimulación del tejido ( $f_{bx}$ ).

Conforme se aumenta la frecuencia de estimulación del tejido, la respuesta de la impedancia del tejido sigue en descenso hasta un valor mínimo de amplitud (A0) en el que se mantiene en dicho valor mínimo acorde a incrementos en frecuencia de estimulación de tejido.

Al seguir con el incremento del valor de la frecuencia, el valor de la respuesta de la impedancia del tejido inicia un ascenso hasta alcanzar nuevamente un valor de respuesta de la impedancia del tejido que oscila alrededor de ( $A_1$ ). A este valor de frecuencia se le designa como frecuencia superior de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) en el que se mantiene hasta alcanza la  $f_f$ .

Cuando se hable de la  $f_i$ , la  $f_f$ , el  $\Delta f$ , y el  $\Delta t$  sin el sub índice “e” (la  $f_{ie}$ , la  $f_{fe}$ , el  $\Delta f_e$ , y el  $\Delta t_e$ ) o “m” (la  $f_{im}$ , la  $f_{fm}$ , el  $\Delta f_m$ , y el  $\Delta t_m$ ) se entenderá que se refiere a cualquiera de los dos fenómenos, es decir campo magnético o campo eléctrico.

Haciendo referencia a la FIG. 9B, corresponde a un ejemplo de la representación aproximada de la respuesta del ejemplo descrito en la FIG. 9A en la que se suaviza la respuesta de la impedancia del tejido mediante el uso de promedios de los valores de la respuesta de la impedancia del tejido, por ejemplo, empleando filtros digitales para dicho suavizado.

Los filtros digitales se seleccionan, entre otros, del grupo de filtros que consiste de FIR, Parks-McClellan, mínimos cuadrados, ventana de Kaiser, filtros IIR, como Butterworth, Chebyshev, elípticos, entre otros conocidos por una persona medianamente versada en la materia. Se entenderá que el propósito de suavizar la señal es para eliminar ruido de señal o eliminar valores atípicos, mediante un promedio simple o filtros digitales.

Haciendo referencia a la FIG. 9C, se observa un ejemplo de la respuesta de la impedancia de un tejido, donde se estimula con campos electromagnéticos un tejido con barrido en frecuencia desde una frecuencia inicial de estimulación ( $f_i$ ) hasta una frecuencia final de estimulación ( $f_f$ ).

Iniciando desde la  $f_i$ , se mide y se grafica la respuesta de la impedancia del tejido, dicha respuesta inicia con un valor de respuesta de la impedancia del tejido que oscila alrededor de un valor máximo de amplitud ( $A_1$ ) conforme la frecuencia de estimulación de tejido aumenta en pasos de  $\Delta f$  cada  $\Delta t$  determinado.

Al seguir con el incremento del valor de la frecuencia de estimulación, el valor de la respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo de valor del nivel de tolerancia (NT) de la respuesta de la impedancia del tejido. A este valor de frecuencia se le designa como frecuencia inferior de estimulación del tejido ( $f_{bx}$ ).

Conforme se aumenta la frecuencia de estimulación del tejido, la respuesta de la impedancia del tejido sigue en descenso hasta un valor mínimo de amplitud ( $A_0$ ) en el que se mantiene en dicho valor mínimo acorde a incrementos en frecuencia de estimulación de tejido hasta alcanzar la frecuencia final de estimulación ( $f_f$ ).

Haciendo referencia a la FIG. 9D, corresponde a un ejemplo de la representación aproximada de la respuesta del ejemplo descrito en la FIG. 9C en la que se suaviza la respuesta de respuesta de la impedancia del tejido, mediante el uso de promedios de los valores de la

respuesta de la impedancia del tejido, por ejemplo, empleando filtros digitales para dicho suavizado.

En otra modalidad de la presente invención, y haciendo referencia a la FIG. 13, después de la etapa (h) del método ya descrito anteriormente, se siguen las siguientes etapas adicionales:

- 5 i) establecer un tiempo máximo de estimulación ( $t_{\max}$ ), el cual permite proteger al tejido de ser sobre estimulado;
- j) medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de la etapa (h);
- k) verificar que la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (j) en las bandas de frecuencias de estimulación determinadas en la etapa (g) retorne a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d) o se supere el tiempo máximo de estimulación ( $t_{\max}$ ).
- 10

En un ejemplo de una realización de la presente invención, el  $t_{\max}$  en la etapa (i) está entre 1 hora y 18 horas. Cuando se hace referencia al  $t_{\max}$ , "aproximadamente" debe entenderse como una variación del 5% del tiempo máximo de estimulación.

- En una modalidad específica de la presente invención, y haciendo referencia a la FIG. 14, en la etapa (k) se realizan las siguientes verificaciones:
- 15

- si se supera el tiempo máximo de estimulación ( $t_{\max}$ ) entonces finalizar;
- si no se supera el tiempo máximo de estimulación ( $t_{\max}$ ) y la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (j) se encuentra por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d) repetir la etapa (h);
- 20 - si la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (j) en las bandas de frecuencias de estimulación determinadas en la etapa (g) supera la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d) entonces finalizar.

Haciendo referencia a la FIG. 10A, se observa un ejemplo de la respuesta de la impedancia de un tejido estimulado con campo eléctrico o campo magnético por barrido en frecuencia desde una  $f_i$ . De forma simultanea se mide y se grafica la respuesta de la impedancia del tejido. Dicha respuesta inicia con un valor de respuesta de la impedancia del tejido que oscila alrededor de un valor máximo de amplitud ( $A1$ ).

25

Conforme la frecuencia de estimulación de tejido aumenta en pasos de  $\Delta f$ , se mantiene oscilando alrededor de ( $A1$ ) hasta que la frecuencia de estimulación alcanza una primera frecuencia inferior de estimulación del tejido ( $f_{b1}$ ), que corresponde a un punto en el que el valor de respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo del NT.

30

Conforme sigue aumentando la frecuencia de estimulación del tejido, el valor de respuesta de la impedancia del tejido sigue en descenso hasta un valor de respuesta de la impedancia del tejido que oscila alrededor de un valor mínimo de amplitud ( $A0$ ) en el que se mantiene hasta que el valor de la respuesta de la impedancia del tejido inicia un ascenso hasta alcanzar

35

nuevamente el (A1). Este punto es una primera frecuencia superior de estimulación de tejido ( $f_{t1}$ ).

El rango de frecuencias entre  $f_{b1}$  y  $f_{t1}$  es una primera banda de estimulación.

Continuando con el incremento de la frecuencia de estimulación del tejido, se presentan una  
5 segunda banda de estimulación en un rango de frecuencias entre  $f_{b2}$  y  $f_{t2}$ , una tercera banda de estimulación en un rango de frecuencias entre  $f_{b3}$  y  $f_{t3}$ , y una cuarta banda de estimulación en un rango de frecuencias entre  $f_{b4}$  y  $f_{t4}$ , hasta que la frecuencia de estimulación alcance  $f_t$ .

Estas bandas de estimulación hacen referencia a un rango de frecuencias centrales del tejido que presenta un desequilibrio bioquímico.

10 Opcionalmente, otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, en la etapa (e), el rango de frecuencias entre la frecuencia de estimulación de tejido inferior ( $f_{bx}$ ) y la frecuencia de estimulación de tejido superior ( $f_{tx}$ ) corresponde a las frecuencias de tejido central.

Alternativamente, otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos  
15 electromagnéticos, la señal de activación para los transductores de campo eléctrico cambia con la retroalimentación de la temperatura del tejido.

En otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, el tejido biológico estimulado está en un animal.

En otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, el tejido  
20 biológico estimulado es un animal.

Alternativamente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, los transductores electromagnéticos están en contacto con una superficie externa del tejido.

En otro ejemplo más del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, los  
25 transductores electromagnéticos se encuentran a una distancia determinada de una superficie externa del tejido biológico.

En un ejemplo del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, una primera porción de los transductores electromagnéticos está en contacto con una superficie externa del tejido biológico y una segunda porción de los transductores electromagnéticos se  
30 encuentra a una distancia determinada de la superficie externa del tejido biológico.

Opcionalmente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, los transductores electromagnéticos se activan de acuerdo con una secuencia definida.

Alternativamente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos  
35 electromagnéticos, los transductores electromagnéticos se activan aleatoriamente.

Opcionalmente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, la señal de activación se aplica a cada transductor en un momento determinado, secuencialmente, desfasado en relación con la otra señal de activación o con varias señales de estimulación, aleatoriamente o de acuerdo con Un programa establecido para cada uno de los transductores.

Haciendo referencia a la FIG. 10B, corresponde a un ejemplo de la representación aproximada de la respuesta del ejemplo descrito en la FIG. 10A en la que se suaviza la respuesta de la impedancia del tejido, por ejemplo, mediante el uso de promedios de los valores de la respuesta en amplitud, usando las herramientas antes descritas.

Además, en una modalidad de método, en una etapa (a') se aplica al tejido un estímulo de campo magnético mediante el arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación de tejido ( $f_{im}$ ) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido ( $f_{fm}$ ) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_m$ ) durante un delta de tiempo ( $\Delta t_m$ ), lo que permite que se puedan obtener beneficios de una estimulación combinada de estimulación con campo magnético y campo eléctrico, como por ejemplo, ampliar la zona de estimulación con campo eléctrico sobre el tejido. En otro ejemplo, en la etapa (a) el estímulo del campo magnético es ortogonal al estímulo de campo eléctrico.

Los transductores de campo magnético se disponen preferiblemente de forma tal que generen campos magnéticos ortogonales a los campos eléctricos de los transductores de campo eléctrico, de esta forma, se garantiza una estimulación óptima del tejido.

No obstante, es posible que los transductores de campo magnético se dispongan en configuraciones diferentes, en las que los campos magnéticos generados por dichos transductores de campo magnético no sean ortogonales a los campos eléctricos generados por transductores de campo eléctrico en el arreglo.

En otra realización de la presente invención, por ejemplo, los transductores del arreglo (1) de transductores electromagnéticos son transductores de campo magnético y pueden estar o no enfrentados con otro transductor de campo magnético u otro transductor de campo eléctrico.

Para activar los transductores de campo magnético, la señal de activación se puede seleccionar, entre otras cosas, de la señal de corriente continua o corriente alterna, señal pulsada, un tren de señales impulsivas alternas o no alternas, señal de onda cuadrada con variación del ciclo útil, señal de onda triangular, señal de onda de diente de sierra, modulada por amplitud (AM), modulada por frecuencia (PM), modulada por fase (PM), modulada por posiciones de pulso (PPM), modulada por ancho de pulso (PWM) y combinaciones de estas.

Haciendo referencia a las FIG. 1 y FIG. 15, otro método es la estimulación de tejidos usando campos magnéticos y comprende las siguientes etapas:

- a') aplicar a un tejido un estímulo de un campo magnético mediante un arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación de tejido ( $f_{im}$ ) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido ( $f_{fm}$ ) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_m$ ) durante un delta de tiempo ( $\Delta t_m$ );
- b') medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de campo magnético mediante los transductores de campo eléctrico del arreglo de transductores electromagnéticos;
- c') establecer un nivel de referencia con la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (b');
- d') establecer una tolerancia (NT) al nivel de referencia establecido en la etapa (c');
- e') determinar frecuencias inferiores de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d');
- f') determinar frecuencias superiores de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido retorna a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d');
- donde las frecuencias superiores de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) son mayores que las frecuencias inferiores de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) y "x" es un número natural mayor o igual a 1.

La disposición de los transductores magnéticos se hace sobre un volumen (2) que contiene el tejido (3) a estimular. Cada transductor magnético genera un campo magnético que se aplica al tejido (3). El campo que se genera con cada transductor obedece a una señal de activación que preferiblemente presenta una frecuencia inicial ( $f_{im}$ ) que cambia con el tiempo hasta una frecuencia final ( $f_{fm}$ ), la cual puede ser más alta que la frecuencia inicial, más baja o igual.

En un ejemplo, la intensidad del campo magnético generada por los transductores de campo magnético al ser activados por la señal de activación, se encuentra entre 0,1 mT (militeslas) equivalente a 1 Gauss y 200 mT (mili teslas) equivalente a 2000 Gauss, y preferiblemente entre 40 mT (militeslas) equivalente a 400 Gauss y 200 mT (mili teslas) equivalente a 2000 Gauss.

Opcionalmente, la intensidad generada por los transductores de campo magnético se selecciona entre el rango de 1 mT a 10 mT, de 10 mT a 20 mT, de 20 mT a 30 mT, de 30 mT a 40 mT, de 40 mT a 50 mT, de 50 mT a 60 mT, de 60 mT a 70 mT, de 70 mT a 80 mT, de 80 mT a 90 mT, de 90 mT a 100 mT, de 100 mT a 110 mT, de 110 mT a 120 mT, de 120 mT a 130 mT, de 130 mT a 140 mT, de 140 mT a 150 mT, de 150 mT a 160 mT, de 160 mT a 170 mT, de 170 mT a 180 mT, de 180 mT a 190 mT, de 190 mT a 200 mT, de 1 mT a 10 mT, de 1 mT a 20 mT, de 1 mT a 30 mT, de 1 mT a 40 mT, de 1 mT a 50 mT, de 1 mT a 60 mT, de 1 mT a 70 mT, de 1 mT a 80 mT, de 1 mT a 90 mT, de 1 mT a 100 mT, de 1 mT a

110 mT, de 1 mT a 120 mT, de 1 mT a 130 mT, de 1 mT a 140 mT, de 1 mT a 150 mT, de 1 mT a 160 mT, de 1 mT a 170 mT, de 1 mT a 180 mT, de 1 mT a 190 mT, de 1 mT a 200 mT, de 1 mT a 200 mT, de 200 mT a 190 mT, de 190 mT a 180 mT, de 180 mT a 170 mT, de 170 mT a 160 mT, de 160 mT a 150 mT, de 150 mT a 140 mT, de 140 mT a 130 mT, de 130 mT a 120 mT, de 120 mT a 110 mT, de 110 mT a 100 mT, de 100 mT a 90 mT, de 90 mT a 80 mT, de 80 mT a 70 mT, de 70 mT a 60 mT, de 60 mT a 50 mT, de 50 mT a 40 mT, de 40 mT a 30 mT, de 30 mT a 20 mT, de 20 mT a 10 mT.

El  $\Delta t_m$  definido se refiere a un periodo de tiempo que puede variarse dependiendo de la aplicación para la que se requiera utilizar el método.

10 Las  $f_{im}$  y  $f_{fm}$ , el  $\Delta f_m$  y el  $\Delta t_m$  son establecidos por un usuario en una unidad de cómputo y almacenados en un registro de memoria. Los valores de rango aplicables para  $f_{im}$ ,  $f_{fm}$ ,  $\Delta f_m$  y  $\Delta t_m$  para estimulación magnética son los mismos que se usan para  $f_{ie}$ ,  $f_{fe}$ ,  $\Delta f_e$  y  $\Delta t_e$  en estimulación electromagnética citados anteriormente en esta descripción.

15 Opcionalmente, las  $f_{im}$  y  $f_{fm}$  están en un rango de frecuencias entre 0,1 Hz y 1000 kHz, y preferiblemente entre 25 Hz y 500 kHz.

Alternativamente, la frecuencia de  $f_{im}$  y  $f_{fm}$  se puede seleccionar de los siguientes rangos: de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 0.8 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 0.6 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 0.4 Hz, de aproximadamente 0.9 Hz a aproximadamente 0.2 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.9 Hz a aproximadamente 1 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.8 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.6 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.4 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 0.2 Hz, de aproximadamente 0.3 Hz a aproximadamente 0.5 Hz, de aproximadamente 0.5 Hz a aproximadamente 0.7 Hz, de aproximadamente 0.7 Hz a aproximadamente 0.9 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 200 Hz a aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 700 Hz, de aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 600 Hz, de aproximadamente 500 Hz a aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 400 Hz, de aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 800 Hz a aproximadamente 200 Hz, de aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 100 Hz, de aproximadamente 1000 Hz a aproximadamente 0.1 Hz, de aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 200 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 500 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 800 Hz a

aproximadamente 1000 Hz, de aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 1000 Hz, de  
aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a  
aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 700 Hz, de  
aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 600 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a  
5 aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 400 Hz, de  
aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a  
aproximadamente 200 Hz, de aproximadamente 0.1 Hz a aproximadamente 100 Hz, de  
aproximadamente 100 Hz a aproximadamente 200 Hz, de aproximadamente 200 Hz a  
aproximadamente 300 Hz, de aproximadamente 300 Hz a aproximadamente 400 Hz, de  
10 aproximadamente 400 Hz a aproximadamente 500 Hz, de aproximadamente 500 Hz a  
aproximadamente 600 Hz, de aproximadamente 600 Hz a aproximadamente 700 Hz, de  
aproximadamente 700 Hz a aproximadamente 800 Hz, de aproximadamente 800 Hz a  
aproximadamente 900 Hz, de aproximadamente 900 Hz a aproximadamente 1000 Hz , de  
aproximadamente 100 k Hz a aproximadamente 900 kHz, de aproximadamente 200 kHz a  
15 aproximadamente 800 kHz, de aproximadamente 300 kHz a aproximadamente 700 kHz, de  
aproximadamente 400 kHz a aproximadamente 600 kHz, de aproximadamente 100 kHz a  
aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 200 kHz a aproximadamente 1000 kHz ,  
de aproximadamente 300 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 400 kHz  
a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 500 kHz a aproximadamente 1000 kHz,  
20 de aproximadamente 600 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 700 kHz  
a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 800 kHz a aproximadamente 1000 kHz,  
de aproximadamente 900 kHz a aproximadamente 1000 kHz, de aproximadamente 0,0001  
kHz a aproximadamente 900 kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 800  
kHz, de aproximadamente 0,0001 kHz a aproximadamente 700 kHz, de aproximadamente  
25 0,0001 kHz a aproximadamente 600 kHz, de aproximadamente 0.0001 kHz a  
aproximadamente 500 kHz, de aproximadamente 0.0001 kHz a aproximadamente 400 kHz,  
de aproximadamente 0.0001 kHz a aproximadamente 300 kHz, de aproximadamente 0.0001  
kHz a aproximadamente 200 kHz, de aproximadamente 0.0001 kHz a aproximadamente 100  
kHz, de aproximadamente 100 kHz a aproximadamente 200 kHz, de aproximadamente 200  
30 kHz a aproximadamente 300 kHz, de aproximadamente 300 kHz a aproximadamente 400  
kHz, de aproximadamente 400 kHz a aproximadamente 500 kHz, de aproximadamente 500  
kHz a aproximadamente 600 kHz, de aproximadamente 600 kHz a aproximadamente 700  
kHz, de aproximadamente 700 kHz a aproximadamente 800 kHz, de aproximadamente 800  
kHz a aproximadamente 900 kHz, de aproximadamente 900 kHz a aproximadamente 1000  
35 kHz, de aproximadamente 1 Hz a aproximadamente 500 kHz, de aproximadamente 1 kHz a  
aproximadamente 500 kHz, de aproximadamente 1 kHz a aproximadamente 50 kHz, de  
aproximadamente 1 Hz a aproximadamente 50 kHz.

En un ejemplo de la invención, de forma similar a la señal de activación empleada para la  
estimulación con campos eléctricos, la señal de activación empleada para campos  
40 magnéticos, también puede estar conformada por una señal portadora (9) y una señal  
moduladora (8). Por ejemplo, la  $f_{im}$  y la  $f_{fm}$  están entre 0,1 kHz y 500 kHz tanto para la señal

portadora (9) como para la señal moduladora (8), con la señal portadora (9) que es preferiblemente de un orden de frecuencia superior al de la señal moduladora (8).

En un ejemplo del método, en un ejemplo, en la etapa (d'), el NT está entre 5% y 60%, y preferiblemente entre 25% y 50%. Los valores de rango aplicables para NT para estimulación magnética son los mismos utilizados para NT en estimulación electromagnética citados anteriormente en este documento.

En otra realización particular de la presente invención, en la etapa (e') el rango de frecuencias entre la frecuencia inferior de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) y la frecuencia superior de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) corresponden a frecuencias del tejido central.

Adicionalmente, la unidad de control puede programarse para que escoja la frecuencia inicial de estimulación de tejido ( $f_{im}$ ), la frecuencia final de estimulación de tejido ( $f_{fm}$ ) y el delta de frecuencia ( $\Delta f_m$ ) y, preferiblemente, estas características son establecidas por un usuario y almacenadas en un registro de memoria para la aplicación del método.

Es posible utilizarse una función impulsiva para activar el campo magnético, donde la  $f_{im}$  y la  $f_{fm}$  están entre 0,1 Hz y 1000 kHz, el  $\Delta f_m$  presenta un rango entre 0,1 Hz y 1 kHz, el  $\Delta t_m$  está entre 1 segundo y 1 hora, y preferiblemente entre 1 minuto y 1 hora.

También, es posible usar una señal de activación para la estimulación magnética de forma cuadrada con barrido en frecuencia desde 1 Hz a 50 kHz. Para frecuencias de 1 Hz a 5 kHz, aplicar una variación de ciclo útil de entre 0,4% y 5% para una intensidad de campo magnético de máximo 200 mT (militeslas) equivalente a 2000 Gauss. Posteriormente, para frecuencias de 5 kHz a 50 kHz, aplicar una variación de ciclo útil de entre 5% y 25% para una intensidad de campo magnético de máximo 40 mT (militeslas) equivalente 400 Gauss. Este barrido en frecuencia se aplica durante un  $t_{max}$  de 1 hora y se repite cada día, durante 6 días.

Adicional a lo anterior, y haciendo referencia a la FIG. 15, en otra modalidad del método, después de la etapa (f') se realizan las siguientes etapas:

g') determinar de bandas de frecuencias de estimulación con base en las frecuencias inferiores de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) determinadas en la etapa (e') y las frecuencias superiores de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) determinadas en la etapa (f');

h') aplicar al tejido un estímulo de un campo magnético mediante el arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía en las bandas de frecuencias de estimulación determinadas en la etapa (g') con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_m$ ) durante un delta de tiempo ( $\Delta t_m$ );

En otra modalidad de la presente invención, y haciendo referencia a la FIG. 16, después de la etapa (h') del método ya descrito anteriormente, se siguen las siguientes etapas adicionales:

i') establecer un tiempo máximo de estimulación ( $t_{\max}$ ), el cual permite proteger al tejido de ser sobre estimulado;

j') medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de la etapa (h') mediante los transductores de campo eléctrico del arreglo de transductores electromagnéticos;

- 5 k') verificar que la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (j') en las bandas de frecuencias de estimulación determinadas en la etapa (g') retorne a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d') o se supere el tiempo máximo de estimulación ( $t_{\max}$ ).

En un ejemplo de una realización de la presente invención, el  $t_{\max}$  en la etapa (i') está entre 1 hora y 18 horas. Cuando se hace referencia al  $t_{\max}$ , "aproximadamente" debe entenderse como  
10 una variación del 5% del tiempo máximo de estimulación.

En una modalidad específica de la presente invención, en la etapa (k') se realizan las siguientes verificaciones:

- si se supera el tiempo máximo de estimulación ( $t_{\max}$ ) entonces finalizar;
  - si no se supera el tiempo máximo de estimulación ( $t_{\max}$ ) y la respuesta de la impedancia del  
15 tejido medida en la etapa (j') se encuentra por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d') repetir la etapa (h');
  - si la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (j') en las bandas de frecuencias de estimulación determinadas en la etapa (g') supera la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d') entonces finalizar.
- 20 Adicional a lo anterior, la estimulación del tejido también se puede aplicar efectuando barrido espacial, como se describe en la solicitud colombiana NC2018/0001282 radicada el 7 de febrero de 2018.

En otra modalidad del método, la señal de activación obedece a un patrón definido, que sigue los siguientes pasos:

- 25 A) definir un índice a cada transductor de campo magnético del arreglo de transductores;
- B) seleccionar por medio de la unidad de cómputo un índice atribuido a un transductor;
- C) activar el transductor de campo magnético que corresponde al índice seleccionado, y estimular el tejido usando una frecuencia inicial de estimulación de tejido ( $f_i$ ) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido ( $f_{fm}$ ) en incrementos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_m$ )  
30 durante un delta de tiempo determinado ( $\Delta t_m$ );
- D) incrementar el valor del índice y repetir el paso C) hasta que se haya recorrido todos los índices atribuidos.

Alternativamente, en una modalidad particular de la invención, en el paso D) de la etapa (b) el valor del índice cambia aleatoriamente y vuelve al paso C).

De esta manera la activación de los transductores se puede lograr de manera aleatoria, igualmente es posible activarlos en secuencias definidas, que dependerá de la estimulación y del tejido blanco.

5 Opcionalmente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos magnéticos, en la etapa (e'), el rango de frecuencias entre la frecuencia más baja de estimulación de tejido ( $f_{bx}$ ) y la frecuencia mayor de estimulación de tejido ( $f_{tx}$ ) corresponde a las frecuencias de tejido central

10 Alternativamente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos magnéticos, la señal de activación para los transductores de campo eléctrico cambia con la retroalimentación de la temperatura del tejido.

En otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos magnéticos, el tejido biológico estimulado está en un animal.

En otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos magnéticos, el tejido biológico estimulado es un animal.

15 Alternativamente, otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos magnéticos, los transductores electromagnéticos están en contacto con una superficie externa del tejido.

En otro ejemplo más del método para estimular un tejido con campos magnéticos, los transductores electromagnéticos se encuentran a una distancia determinada de una superficie externa del tejido biológico.

20 En un ejemplo diferente del método para estimular un tejido con campos magnéticos, una primera porción de los transductores electromagnéticos está en contacto con una superficie externa del tejido biológico y una segunda porción de los transductores electromagnéticos se encuentra a una distancia determinada de la superficie externa del tejido biológico.

25 Opcionalmente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos magnéticos, los transductores electromagnéticos se activan de acuerdo con una secuencia definida.

Alternativamente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, los transductores electromagnéticos se activan aleatoriamente.

30 Opcionalmente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos magnéticos, la señal de activación se aplica a cada transductor en un momento determinado, secuencialmente, desfasado en relación con la otra señal de activación o con varias señales de estimulación, aleatoriamente o según a un programa establecido para cada uno de los transductores.

35 En otro ejemplo de la presente invención, es posible estimular un tejido (3) con un arreglo (1) de transductores electromagnéticos con transductores de campo eléctrico y transductores de campo magnético aplicando una combinación de señales de estimulación eléctrica y

estimulación magnética que cambian sus características con base en la retroalimentación de intensidad de campo magnético aplicado sobre el tejido, la retroalimentación de la impedancia del tejido o combinación de las anteriores de estas dos.

5 Un tercer método para la estimulación de tejidos es un método para estimular un tejido con campos eléctricos y campos magnéticos, el método comprende:

a \*) aplicar un campo eléctrico y un estímulo de campo magnético a un tejido a través de un arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación, cuyos parámetros varían en el tiempo;

10 b \*) medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de la etapa (a \*) a través del arreglo de transductores electromagnéticos y almacenar dicha medida en un registro de memoria de una unidad de cómputo;

c \*) cambiar los parámetros de la señal de activación de acuerdo con la respuesta de impedancia del tejido medida en la etapa (b \*) a través de la unidad de cómputo y volver a la etapa (a \*);

15 en donde los parámetros de la señal de activación son, modulación, fase, frecuencia, amplitud, duración, ciclo de trabajo y forma.

Adicionalmente, es posible medir la temperatura sobre el tejido para determinar en qué momento se puede estar afectando el tejido que se está estimulando y con base en un nivel de temperatura, la unidad de cómputo toma la decisión de detener el estímulo con el fin de  
20 evitar daños al tejido.

Es decir, es posible que la señal de activación de los transductores de campo magnético siga un patrón que cambia con una retroalimentación de temperatura del tejido, esto también, aplica para la señal de activación de los transductores de campo eléctrico.

Es posible combinar método para estimulación de tejidos con campos eléctricos por barrido  
25 en frecuencia con el método para estimulación de tejidos con campos magnéticos por barrido en frecuencia. En un ejemplo, el arreglo de transductores electromagnéticos (1) comprenda transductores de campo magnético y los transductores de campo eléctrico sobrepuestos entre sí, dispuestos ortogonalmente entre sí, con sus caras activas en dirección al tejido (3) para aplicar una estimulación combinada con campos eléctricos y magnéticos siguiendo un patrón  
30 de activación.

#### *Ejemplo del método de la invención aplicado en un individuo*

En un ejemplo de esta descripción, la estimulación de tejido se realiza en un individuo con el siguiente diagnóstico inicial de neoplasia maligna mal diferenciada que se muestra en la FIG. 11A. Marcadores de inmunohistoquímica presentan los siguientes resultados:

35 - Citoqueratina 5/6: positivo en células tumorales;

- P 63: positivo en células tumorales;
- Citoqueratina de Alto Peso Molecular: positivo en células tumorales;
- SOX10: negativo en células tumorales; y,
- BERE4: negativo en células tumorales.

5 El tejido se estimuló con un dispositivo para estimular un tejido con campos electromagnéticos que implementa el método para estimular un tejido de la presente descripción. El dispositivo utilizó la siguiente disposición de transductores electromagnéticos:

- 2 pares de transductores de campo eléctrico dispuestos ortogonalmente (electrodos de electroterapia desechables de 2 x 3.5 pulgadas fabricados por Compass Health Brands Corp., para usar como una interfaz adhesiva conductora desechable entre la piel del paciente y el estimulador eléctrico), y
- 1 par de transductores de campo magnético dispuestos ortogonalmente a los dos pares de transductores de campo eléctrico.

15 Según la disposición descrita, un estímulo de campo magnético y un estímulo de campo eléctrico se aplican ortogonalmente entre sí.

La unidad de cómputo del dispositivo genera la señal de activación de acuerdo con un programa establecido para cada transductor magnético. Específicamente, el par de transductores de campo magnético se conectó a un primer y segundo canal del dispositivo y recibió una señal de activación que tenía una amplitud de 72 Vpp (voltaje pico a pico) y se aplicó en una exploración de frecuencia que abarcaba desde una estimulación de tejido inicial frecuencia  $f_{im}$  igual a 1 Hz a una frecuencia de estimulación de tejido final  $f_{fm}$  igual a 50 kHz. A partir de dicha exploración de frecuencia, dos bandas de frecuencia de estimulación fueron determinadas por la unidad de cómputo; la primera banda de frecuencia de estimulación correspondió a un rango de frecuencia desde una primera frecuencia más baja de estimulación de tejido  $f_{b1}$  igual a 1 Hz a una primera frecuencia más alta de estimulación de tejido  $f_{t1}$  igual a 5 kHz, y la segunda banda de frecuencia de estimulación que correspondió a un rango de frecuencia desde una segunda frecuencia más baja de estimulación de tejido  $f_{b2}$  igual a 5 kHz a una segunda frecuencia más alta de estimulación de tejido  $f_{t2}$  igual a 50 kHz.

30 Los dos pares de transductores de campo eléctrico se conectaron respectivamente a un tercer, cuarto, quinto y sexto canal del dispositivo. Cada par recibió una señal de activación que tenía una amplitud de 72 Vpp (voltaje pico a pico). La señal portadora era un tren de impulsos alternos con una frecuencia fija de 150 kHz modulada en PWM con un ciclo de trabajo del 15%; La señal de modulación era una forma de onda triangular de frecuencia variable. Esta señal de activación se aplicó en una exploración de frecuencia que varía desde una frecuencia de estimulación de tejido inicial  $f_{ie}$  igual a 1 kHz hasta una frecuencia de estimulación de

tejido final  $f_{fe}$  igual a 500 kHz. A partir de dicho barrido de frecuencia, la unidad de cómputo determinó tres bandas de frecuencia de estimulación: la primera banda de frecuencia de estimulación correspondía a un rango de frecuencia desde una primera frecuencia más baja de estimulación de tejido  $f_{b1}$  igual a 1 kHz hasta una primera frecuencia más alta de estimulación de tejido  $f_{t1}$  igual a 50 kHz; la segunda banda de frecuencia de estimulación correspondía a un rango de frecuencia desde una segunda frecuencia más baja de estimulación de tejido  $f_{b2}$  igual a 150 kHz a una segunda frecuencia de estimulación más alta de tejido  $f_{t2}$  igual a 250 kHz; y la tercera banda de frecuencia de estimulación correspondía a un rango de frecuencia desde una tercera frecuencia más baja de estimulación de tejido  $f_{b3}$  igual a 320 kHz a una tercera frecuencia más alta de estimulación de tejido  $f_{t3}$  igual a 420 kHz.

La potencia media medida entregada al tejido del ejemplo anterior osciló entre 0,2 W y 0,5 W. La temperatura del electrodo nunca superó los 40 ° C.

Después de determinar las bandas de frecuencia de estimulación, el dispositivo para estimular un tejido con campos electromagnéticos aplicó señales de activación en cada una de estas bandas de frecuencia de estimulación durante una hora cada día durante un total de 6 días. En todos los casos, los pasos el delta de frecuencia ( $\Delta f$ ) fueron de 500 Hz, y los pasos de tiempo delta ( $\Delta t$ ) fueron de 1 segundo.

En referencia a la FIG. 11B, se muestra una fotografía del mismo individuo que muestra una marcada reducción de la masa del tumor maligno después del horario de administración mencionado anteriormente. Además, el informe de laboratorio después de la estimulación fue negativo para metástasis.

En referencia a la FIG. 11C, el gráfico muestra una señal de impedancia de tejido (34) que corresponde a la respuesta de impedancia de tejido a través de los canales 5 y 6 a la tercera banda de frecuencia de estimulación mencionada anteriormente ( $f_{b3} = 320$  kHz;  $f_{t3} = 420$  kHz), y se correlaciona en el tiempo con un etapa intermedia en la respuesta del individuo entre la FIG. 11A y la FIG. 11B. Como muestra el gráfico, la señal de impedancia del tejido (34) comienza a mostrar una caída a aproximadamente 140 segundos, cuando la frecuencia de estimulación del tejido aplicada fue de aproximadamente 320 kHz. Esta caída, o valle, duró hasta aproximadamente 340 segundos, cuando la frecuencia de estimulación de tejido aplicada alcanzó aproximadamente 420 kHz.

Se observó una tendencia por la cual el valle de respuesta de impedancia tisular anterior no estaba unido a frecuencias específicas en el transcurso de cada aplicación. En cambio, se observaron ligeros cambios de frecuencia de la respuesta de impedancia del tejido, que típicamente muestran una variación de  $\pm 20\%$ . En el transcurso de los 6 días de parto, los valles de impedancia del tejido tendieron a desaparecer.

La FIG. 11D muestra una señal de respuesta de impedancia tisular suavizada (35) y se logró promediando la señal de respuesta de impedancia tisular (34).

DEFINICIONES Y ACRÓNIMOS

|                                      |                                                                                                                                                                                                                          |
|--------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| AM                                   | Amplitud modulada                                                                                                                                                                                                        |
| AMOLED                               | Diodo orgánico emisor de luz de matriz activa                                                                                                                                                                            |
| ASIC                                 | Aplicación de circuitos integrados específicos                                                                                                                                                                           |
| CPLD                                 | Dispositivos lógicos programables complejos                                                                                                                                                                              |
| DSC                                  | Controladores de señal digital                                                                                                                                                                                           |
| EEG                                  | Electroencefalograma                                                                                                                                                                                                     |
| EMF                                  | Campos electromagnéticos                                                                                                                                                                                                 |
| $f_{bx}$                             | Frecuencias más bajas de estimulación de tejido: se refiere a la frecuencia más baja de una banda de estimulación, estimulación de barrido de frecuencia.                                                                |
| $f_{fe}$                             | Frecuencia final de estimulación tisular: se refiere a la frecuencia final de la estimulación de barrido de frecuencia con campos eléctricos.                                                                            |
| $f_{fm}$                             | Frecuencia final de estimulación tisular: se refiere a la frecuencia final de la estimulación de barrido de frecuencia con campos magnéticos.                                                                            |
| $f_{ie}$                             | Frecuencia inicial de estimulación tisular: se refiere a la frecuencia inicial de la estimulación de barrido de frecuencia con campos eléctricos.                                                                        |
| $f_{im}$                             | Frecuencia inicial de estimulación del tejido: se refiere a la frecuencia inicial de la estimulación de barrido de frecuencia con campos magnéticos.                                                                     |
| FM                                   | Modulación de frecuencia                                                                                                                                                                                                 |
| FPGA                                 | Matriz de ingresos programables                                                                                                                                                                                          |
| $f_{tx}$                             | Frecuencia de estimulación del tejido superior: se refiere a la frecuencia final de la estimulación de exploración de frecuencia.                                                                                        |
| HID                                  | Dispositivo de interfaz humana                                                                                                                                                                                           |
| LCD                                  | Pantalla de cristal líquido                                                                                                                                                                                              |
| LED                                  | Diodo emisor de luz                                                                                                                                                                                                      |
| MFG                                  | Generador de campo magnético.                                                                                                                                                                                            |
| NT                                   | La tolerancia es un valor porcentual del valor del nivel de referencia, que el método determina un $f_{bx}$ o $f_{tx}$ en función de si la respuesta de la impedancia del tejido excede o no dicho valor porcentual      |
| OLED                                 | Diodo orgánico emisor de luz                                                                                                                                                                                             |
| PEMF                                 | Campos electromagnéticos pulsados.                                                                                                                                                                                       |
| PM                                   | Modulación de fase                                                                                                                                                                                                       |
| PPM                                  | Modulación de posición de pulso                                                                                                                                                                                          |
| PSoC                                 | Sistemas programables en chip                                                                                                                                                                                            |
| PWM                                  | Modulación de ancho de pulso                                                                                                                                                                                             |
| QD                                   | Pantalla cuántica                                                                                                                                                                                                        |
| SoC                                  | Sistemas en chip                                                                                                                                                                                                         |
| SPMF                                 | Campos magnéticos programados.                                                                                                                                                                                           |
| $\Delta f_e$                         | Delta de Frecuencia: se refiere a los incrementos o decrementos en pasos de la frecuencia de la estimulación de barrido de frecuencia con campos eléctricos.                                                             |
| $\Delta f_m$                         | Delta de Frecuencia: se refiere a los incrementos o decrementos en pasos de la frecuencia de la estimulación de barrido de frecuencia con campos magnéticos.                                                             |
| $\Delta t_e$                         | Delta de Tiempo: se refiere a la duración o período de tiempo de la estimulación del barrido de frecuencia con campos eléctricos.                                                                                        |
| $\Delta t_m$                         | Delta de Tiempo: se refiere a la duración o período de tiempo de la estimulación de barrido de frecuencia con campos magnéticos.                                                                                         |
| Nivel de Referencia                  | Se refiere a un valor establecido por un usuario o unidad de cómputo para escalar o ajustar o fijar la respuesta de impedancia del tejido en un rango de valores de amplitud que se presentará o analizará a un usuario. |
| Bandas de Frecuencia de Estimulación | Se refiere a un rango de frecuencias donde la amplitud de la respuesta de impedancia del tejido de cae por debajo de la tolerancia.                                                                                      |

La presente invención no se halla limitada a las modalidades descritas e ilustradas, pues como será evidente para una persona versada en el arte, existen variaciones y modificaciones posibles que no se apartan del espíritu de la invención, el cual solo se encuentra definido por las siguientes reivindicaciones.