

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 018 609**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/04** (2006.01)

**A61N 1/32** (2006.01)

**A61N 1/36** (2006.01)

**A61N 1/40** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.02.2019 PCT/IB2019/051007**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.08.2019 WO19155407**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.02.2019 E 19752004 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.01.2025 EP 3749409**

54 Título: **Dispositivo de estimulación tisular mediante la utilización de escaneo de frecuencias de campos eléctricos y magnéticos**

30 Prioridad:

**07.02.2018 CO 18001283**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**16.05.2025**

73 Titular/es:

**PANACEA QUANTUM LEAP TECHNOLOGY LLC  
(100.00%)  
1801 N. Griffin  
Dallas, TX 75202, US**

72 Inventor/es:

**VELASCO VALCKE, FRANCISCO JAVIER**

74 Agente/Representante:

**GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo**

ES 3 018 609 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Dispositivo de estimulación tisular mediante la utilización de escaneo de frecuencias de campos eléctricos y magnéticos.

### Antecedentes

#### 5 Campo Técnico

La presente divulgación está relacionada con métodos de estimulación tisular con campos electromagnéticos, eléctricos y magnéticos mediante el escaneo de frecuencia, refiriéndose dicho escaneo de frecuencia a la variación del campo electromagnético, campo eléctrico o vector magnético, mediante incrementos en los deltas de frecuencia desde una frecuencia de estimulación inicial hasta una frecuencia de estimulación final. Estos métodos de estimulación tienen aplicaciones para identificar anomalías tisulares y corregir potencialmente dichas anomalías, incluyendo, por ejemplo, la identificación de tejido canceroso e invertir el crecimiento y proliferación de dicho tejido.

### Descripción de la Técnica Relacionada

Está bien documentado que los cambios en el entorno eléctrico de la célula pueden afectar la homeostasis estable normal y permanente de la célula. Más concretamente, 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 incontrolada (metástasis). Como se ha documentado por Yang y 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 de iones con selectividad y permeabilidad iónica específicas.  $V_m$  es una señal biofísica clave en las células no excitables, que modula importantes actividades celulares, como la proliferación y la diferenciación. Por lo tanto, las multiplicidades de varios canales/transportadores de iones expresados en diferentes células se ajustan con precisión para regular el  $V_m$ . Está bien establecido que las células cancerosas poseen propiedades bioeléctricas distintas. En particular, los análisis electrofisiológicos en muchos tipos de células cancerosas han revelado una  $V_m$  despolarizada que favorece la proliferación celular. Los canales/transportadores de iones controlan el volumen y la migración celular, y los nuevos datos también sugieren que el nivel de  $V_m$  tiene papeles funcionales en la migración de las células cancerosas.... Dado que la fluctuación de  $V_m$  puede regular funcionalmente la tumorigénesis, la diferenciación y promover la progresión del cáncer, puede servir como marcador potencial para la detección y el tratamiento de tumores, con valor pronóstico."

Más allá de la simple detección de anomalías tisulares, la literatura también ha sugerido en general que afectar al entorno celular para producir la hiperpolarización de la membrana celular puede en realidad revertir el desarrollo de tumores y metástasis (*véase, por ejemplo*, Ingber, Can cancer be reversed by engineering the tumor microenvironment? (¿Se puede revertir el cáncer mediante la ingeniería del microentorno tumoral?), 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 Dic; 9(6): 065002; y, Kadir, Stacey y Barrett-Jolley, Emerging Roles of the Membrane Potential: Action Beyond the Action Potential, Front. Physiol., 21 November 2018). Lobikin *et al.* (2012) afirman específicamente: "... una disección mecanicista de las vías por las que el huésped reinicia las células cancerosas puede dar lugar a estrategias que normalicen el cáncer [citas suprimidas], en contraste con los enfoques actuales que tratan de eliminar los tumores y, por lo tanto, se arriesgan a una respuesta de proliferación compensatoria por parte de cualquier célula cancerosa restante.... Y lo que es más emocionante, la hiperpolarización forzada... por vía de medios moleculares-genéticos o farmacológicos puede reducir funcionalmente la incidencia tumoral. ... Se espera que al desentrañar las funciones fundamentales de la bioelectricidad en la formación de patrones, la biomedicina pueda algún día activar a voluntad las extraordinarias vías que las especies modelo altamente regenerativas utilizan para normalizar, no matar, el tejido tumoral...".

La técnica anterior, tal como los artículos citados anteriormente, está repleta de sugerencias para utilizar herramientas farmacéuticas y de biología molecular orientadas a canales iónicos para regular el potencial de membrana y obtener los resultados anticancerígenos 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 *et al.* (2018) menciona, "incluso ya a finales de la década de 1930 se detectaban tumores basándose en las lecturas de sus voltímetros (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 estadounidense US7333852B2 (designados como campos de tratamiento de tumores 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 inhibitorio de tumores de los

TTFIELDS se ha atribuido principalmente a dos mecanismos distintos: la interferencia con la formación de los microtúbulos del huso mitótico y la destrucción física de las células durante la escisión, ambos fuertemente dependientes de la orientación del eje de la mitosis frente a los vectores del campo. De acuerdo con la información facilitada por Novocure (véase, <https://biopharmadealmakers.nature.com/users/38001-novocure/posts/16531-ttfIELDS-a-radical-new-approach-to-cancer-treatment-using-electric-fields>), una empresa que comercializa una solución TTF bajo la marca registrada OPTUNE y cesionaria de la patente '852 mencionada anteriormente, "la inhibición de la proliferación celular y la aceleración de la muerte celular 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 altera mejor a 150 kHz en el cáncer de páncreas y el NSCLC, y a 200 kHz en el cáncer de ovario y el GBM. La mitosis en células no cancerosas se interrumpe normalmente a frecuencias de unos 50 kHz". Para obtener resultados óptimos, Novocure añade que los TTFIELDS deben aplicarse durante un mínimo de 18 horas al día. En este sentido, el uso medio diario del dispositivo (es decir, el cumplimiento del tratamiento) es un componente crucial del beneficio clínico. El documento US-A-2016/106976 divulga un dispositivo TENS controlado por impedancia.

## Resumen

La invención se define en la reivindicación 1. Cualquier realización, que contradiga el objeto de la reivindicación 1, no forma parte de la invención.

La presente divulgación se refiere a métodos y dispositivos para la estimulación tisular con campos electromagnéticos mediante escaneo de frecuencia, y, más específicamente, a un primer método para la estimulación tisular con campo eléctrico por variación de frecuencia, un segundo método para la estimulación tisular con campo magnético por variación de frecuencia, un tercer método que combina la estimulación tisular con campos eléctricos y magnéticos por variación de frecuencia, y un dispositivo para la estimulación tisular con campos electromagnéticos.

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

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

Además, la presente divulgación incluye otros medios para la estimulación tisular 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, comprendiendo el dispositivo: una unidad de cómputo; una fuente de alimentación externa conectada a la unidad de cómputo; un circuito de desacoplamiento conectado a la fuente de alimentación externa y a la unidad de cómputo; una disposición de transductores electromagnéticos conectados a la unidad de cómputo y al circuito de desacoplamiento; en el que la unidad de cómputo implementa un método para generar unas señales de activación que reciben la disposición de los transductores electromagnéticos a través del circuito de desacoplamiento.

Existe una necesidad largamente sentida de mejorar la eficacia de la estimulación tisular para evitar la sobreestimulación y adaptar la estimulación de acuerdo con cada tejido en particular. Los métodos divulgados en el presente documento resuelven este problema mediante la retroalimentación de la respuesta de estimulación del tejido y mediante el ajuste dinámico de la señal de estimulación.

## 5 Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 muestra un ejemplo de disposición de transductores sobre un volumen que contiene un tejido.

La Figura 2A muestra un ejemplo de colocación de una disposición de transductores electromagnéticos en contacto y orientados a un tejido del brazo de un individuo.

10 La Figura 2B muestra un ejemplo de colocación de una disposición de transductores electromagnéticos sin contacto y orientados a un tejido del brazo de un individuo.

La Figura 3A muestra un ejemplo de colocación de una disposición de transductores electromagnéticos en contacto y orientados a un tejido de la zona abdominal de un individuo.

La Figura 3B muestra un ejemplo de colocación de una disposición de transductores electromagnéticos sin contacto y orientados a un tejido de la zona abdominal de un individuo.

15 La Figura 4A muestra un ejemplo de colocación de una disposición de transductores electromagnéticos en contacto y orientados a un tejido en la zona de la rodilla de un individuo.

La Figura 4B muestra un ejemplo de colocación de una disposición de transductores electromagnéticos sin contacto y orientados a un tejido en la zona de la rodilla de un individuo.

20 La Figura 5A muestra un ejemplo de la variación de frecuencia de una señal de estimulación a lo largo del tiempo.

La Figura 5B muestra un ejemplo de una señal de activación de onda sinusoidal.

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

La Figura 6 muestra un ejemplo de una señal de activación de onda cuadrada alternante con variación del ciclo de trabajo.

25 La Figura 7 muestra un ejemplo de señal de activación en forma de onda triangular alternante.

La Figura 8 muestra un ejemplo de señal de activación segmentada que combina señales de rampa alternantes con señales de onda cuadrada alternantes.

La Figura 9A muestra un ejemplo de la respuesta de impedancia tisular en forma de banda de rechazo mediante una estimulación electromagnética de escaneo de frecuencia.

30 La Figura 9B muestra un ejemplo de una representación aproximada de la respuesta de impedancia del tejido en forma de banda de rechazo con una estimulación electromagnética de escaneo de frecuencia.

La Figura 9C muestra un ejemplo de respuesta de impedancia tisular en forma de paso bajo de una estimulación electromagnética de escaneo de frecuencia.

35 La Figura 9D muestra un ejemplo de representación aproximada de la respuesta de impedancia tisular en forma de paso bajo de una estimulación electromagnética de escaneo de frecuencia.

La Figura 10A muestra un ejemplo de respuesta de impedancia tisular en forma de banda de rechazo con cuatro bandas de estimulación electromagnética de escaneo de frecuencia.

La Figura 10B muestra un ejemplo de representación aproximada de la respuesta de impedancia tisular en forma de banda de rechazo con cuatro bandas de una estimulación electromagnética de escaneo de frecuencia.

40 La Figura 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 escaneo de frecuencias de campos electromagnéticos.

La Figura 11B muestra un ejemplo de un tipo de tejido maligno en el cuello del mismo individuo de la FIG. 11A, tras ser estimulado con un escaneo de frecuencias de campos electromagnéticos.

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

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

La Figura 12 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación tisular con campos eléctricos de escaneo de frecuencia.

- 5 La Figura 13 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación tisular con campos eléctricos de escaneo de frecuencia con etapas adicionales.

La Figura 14 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación tisular con campos eléctricos de escaneo de frecuencia en el que se desagrega la etapa k.

- 10 La Figura 15 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación tisular con campos magnéticos de escaneo de frecuencia.

La Figura 16 muestra un diagrama de flujo del método para la estimulación tisular con campos eléctricos de escaneo de frecuencia con etapas adicionales en las que la etapa k está desagregada.

La Figura 17 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de un dispositivo de estimulación tisular de la presente divulgación.

- 15 La Figura 18 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de una unidad de cómputo de propósito especial de un dispositivo de estimulación tisular de la presente divulgación.

### Descripción detalla

- 20 La presente divulgación desvela métodos para el escaneo de frecuencias de campos eléctricos y magnéticos, o combinaciones de los mismos, aplicados a un tejido y un dispositivo para la estimulación de campos eléctricos y magnéticos. El primer método de escaneo de frecuencias de campos eléctricos y magnéticos comprende la estimulación tisular con campos eléctricos que incluye las siguientes etapas:

1. a) aplicar un estímulo de campo eléctrico a un tejido a través de una disposición de transductores electromagnéticos que recibe una señal de activación, cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación tisular ( $f_{ie}$ ) hasta una frecuencia final de estimulación tisular ( $f_{fe}$ ) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia ( $\Delta f_e$ ) durante un delta de tiempo ( $\Delta t_e$ );
2. b) medir la respuesta de la impedancia tisular al estímulo de la etapa a);
3. c) establecer un nivel de referencia con la respuesta de impedancia tisular medida en la etapa b);
4. d) establecer una tolerancia (NT) con respecto al nivel de referencia establecido en la etapa c);
5. e) determinar las frecuencias de estimulación tisular inferiores ( $f_{bx}$ ) como el punto en el que la respuesta de impedancia tisular cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa d);
6. f) determinar las frecuencias superiores de estimulación tisular ( $f_{bx}$ ) como el punto en el que la respuesta de impedancia tisular vuelve a la tolerancia (NT) establecida en la etapa d);

en el que las frecuencias superiores de estimulación tisular ( $f_{bx}$ ) son mayores que las frecuencias inferiores de estimulación tisular ( $f_{bx}$ ) y "x" es un número natural mayor o igual a 1.

- 35 Tejido se refiere a los tejidos biológicos de los seres vivos compuestos por una o más células, pueden estar constituidos por células de una sola clase, todas iguales, o por varios tipos de células dispuestas ordenadamente para formar un órgano o un organismo. El tejido citado puede ser tejido sano, tal como tejido epitelial, tejido conjuntivo, tejido muscular, paquete muscular, tejido nervioso o combinaciones de éstos. El tejido también puede ser un tejido con un desequilibrio bioquímico total o parcial en el tejido sano, dicho desequilibrio bioquímico a su vez puede corresponder a tejido benigno, tejido neoplásico, tejido neoplásico maligno o cualquier célula fuera de homeostasis o en homeostasis. Asimismo, tejido puede referirse a células in vivo o antes de la implantación de dichas células en un entorno in vivo.

- 45 El tejido puede provenir o ser de animales incluyendo, sin limitación: mamíferos, especies aviares, que incluye pollos, pavos, gansos y patos; peces, especies de crustáceos (camarones, langostas, cangrejos de río); y reptiles tales como cocodrilos y caimanes. El término "mamífero", tal como se utiliza en el presente documento, se refiere a cualquier mamífero clasificado como mamífero, que incluye a los seres humanos, a los primates no humanos, tales como el mono cynomolgus, los chimpancés, el babuino y el gorila; animales domésticos y de granja, que incluye las especies equinas, bovinas, porcinas, caprinas, caninas, felinas, ovinas, conejos, llamas; ungulados, tales como bovinos, ovinos, porcinos, equinos, caprinos; caninos, felinos, murinos, conejos; y roedores, tales como cobayas, hámsteres y ratas.

La estimulación de un tejido biológico se refiere a administrar energía a dicho tejido biológico con el fin de inducir ciertos cambios las características de dicho tejido biológico tales como la respuesta de impedancia del tejido, vascularización del tejido, temperatura del tejido, salud del tejido, tasa de crecimiento del tejido, entre otros.

- 5 En referencia a la Figura 17 se muestra un ejemplo de dispositivo de estimulación tisular de la presente divulgación, el dispositivo de estimulación tisular comprende una unidad de cómputo (21), una fuente de alimentación externa (22) conectada a la unidad de cómputo (21), un circuito de desacoplamiento (23) conectado a la fuente de alimentación externa (22) y a la unidad de cómputo (21), una disposición de transductores electromagnéticos (1) conectados a la unidad de cómputo (21) y al circuito de desacoplamiento (23); la unidad de cómputo (21) implementa el método para la estimulación tisular con un campo eléctrico de escaneo de frecuencia, el método para la estimulación tisular con un campo magnético de escaneo de frecuencia, y métodos que combinan la estimulación con campos eléctricos y campos magnéticos y puede configurarse con el dispositivo de estimulación tisular para generar señales de activación que reciben los transductores de campo electromagnético, el campo eléctrico o el campo magnético a través del circuito de desacoplamiento (23).

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

- 20 En referencia a la Figura 18, un ejemplo de la unidad de cómputo (21) que es una unidad de cómputo de propósito especial que comprende una unidad central de procesamiento (CPU) (21a) conectada a osciladores de un primer oscilador OSC 1 (21b), un segundo oscilador OSC 2 (21c) a un oscilador OSC n (21d) teniendo cada oscilador salidas de señal de activación (31, 32 y 33), 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 señal de activación. Las salidas de las señales de activación también se denominan como canales.

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

- 30 En otro ejemplo de dispositivo de estimulación tisular los osciladores se sustituyen por generadores de señales.

Opcionalmente, los parámetros de cada señal de activación tales como frecuencia, fase, amplitud, ciclo de trabajo, pueden ser modificados por instrucciones de una unidad de cómputo remota, por un usuario a través de un HID conectado al dispositivo de estimulación tisular.

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

- 40 La retroalimentación (30) es un mecanismo por el cual una cierta porción de la salida de un sistema es redirigida de vuelta a la entrada, con el propósito de controlar su comportamiento. Por ejemplo, al estimular el tejido con campos eléctricos, campos magnéticos o ambos campos, puede haber una variación en la respuesta de impedancia del tejido, puede utilizarse la retroalimentación de la respuesta de impedancia del tejido empleando transductores de campo eléctrico, dicha retroalimentación haciendo posible percibir las variaciones en la respuesta de impedancia del tejido y ajustar de forma dinámica la señal de activación.

- 45 Alternativamente, la retroalimentación no se limita a obtener la respuesta de impedancia del tejido al estímulo tisular. La retroalimentación puede incorporar, por ejemplo, la medición de la temperatura para determinar la fatiga del tejido, imágenes de la superficie del tejido para determinar la vascularización del tejido, mediciones de la respuesta de impedancia del tejido, o combinaciones de éstas.

- 50 Cuando se estimula el tejido con campos eléctricos, o campos magnéticos, o ambos campos, puede haber incrementos de temperatura en la superficie del tejido, puede utilizarse un sensor de temperatura o un dispositivo de medición de temperatura para percibir las variaciones de 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 debidas a sobrecalentamiento.

- 55 Para poder entender esta divulgación, una unidad de cómputo es un dispositivo que procesa datos, por ejemplo, microcontroladores, microprocesadores, DSC (controladores digitales de señal), FPGA (matrices de compuertas programables en campo), CPLD (dispositivos lógicos programables complejos), ASIC (circuitos integrados de aplicación específica), SoC (sistemas en chip), PSoC (sistemas programables en chip), computadoras, servidores, tabletas, teléfonos celulares, teléfonos inteligentes y unidades de cómputo

conocidas por quienes tienen conocimientos expertos en la técnica, y combinaciones de estos. Esta unidad de cómputo puede incluir un dispositivo de almacenamiento, un 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.

- 5 Un dispositivo de almacenamiento incluye, sin limitarse a ello, memoria RAM (memoria caché, SRAM, DRAM, DDR), memoria ROM (Flash, caché, HDD, SSD, EPROM, EEPROM, memoria ROM removible (SD (miniSD, microSD, etc.), MMC (MultiMedia Card), Compact Flash, SMC (Smart Media Card), SDC (Secure Digital Card), MS (Memory Stick), entre otras)), CD-ROM, Disco Versátil Digital (DVD) u otro almacenamiento óptico, casetes magnéticos, cintas magnéticas, almacenamiento o cualquier otro medio que pueda ser utilizado para almacenar información y al cual pueda acceder una unidad de cómputo, entre otros conocidos por quienes tienen conocimientos en la materia, y combinaciones de estos. El dispositivo de almacenamiento dispone de registros de memoria, en los que se almacenan instrucciones, estructuras de datos y módulos de software.

- 10 Una pantalla incluye, sin limitarse a ello, monitores, es decir, cualquier cosa capaz de conectarse a una unidad de cómputo y mostrar su salida. Monitor CRT, pantalla de panel plano, pantalla de cristal líquido (LCD), LCD de matriz activa, LCD de matriz pasiva, pantallas LED, proyectores de imagen, TV (4KTV, HDTV, TV de plasma, Smart TV), pantallas OLED, pantallas AMOLED, pantallas de puntos cuánticos (QD), pantallas segmentadas, entre otros dispositivos capaces de mostrar datos a un usuario, conocidos por quienes tienen conocimientos expertos en la técnica, y combinaciones de estos.

- 15 Un HID incluye, sin limitarse a ello, teclado, ratón, bola de seguimiento, panel táctil, puntero direccional, palanca de mando, pantalla táctil, entre otros dispositivos capaces de permitir que un usuario introduzca datos en la unidad de cómputo del dispositivo de estimulación tisular, conocidos por quienes tienen conocimientos expertos en la materia, y combinaciones de estos.

- 20 El circuito de desacoplamiento permite desacoplar eléctricamente la fuente de alimentación externa de la disposición de transductores electromagnéticos, dicho circuito puede estar basado en optoacopladores, relés, amplificadores operacionales, resistencias, condensadores, transformadores, diodos de combinación de éstos y otros elementos electrónicos para desacoplar eléctricamente dos circuitos o elementos eléctricos.

- 25 La fuente de alimentación externa permite suministrar la energía eléctrica necesaria para el funcionamiento de la disposición de transductores electromagnéticos y puede ser un dispositivo capaz de mantener un diferencial de potencia entre dos o más terminales, tal como una fuente de alimentación de corriente alterna, una fuente de alimentación de corriente continua, baterías, fuente de alimentación fotovoltaica, fuente de alimentación termoeléctrica, entre otros dispositivos capaces de mantener una tensión entre dos o más terminales conocidos por quienes tienen conocimiento experto en la técnica, o combinaciones de los mismos.

- 30 La señal de activación recibida por los transductores de la disposición de transductores electromagnéticos (1), transductores de campo eléctrico o transductores de campo magnético puede ser una señal seleccionada entre una señal de corriente continua o alternante, una señal pulsada, un tren de señales impulsivas alternantes o no alternantes, una señal de onda cuadrada con variación del ciclo de trabajo, una señal de onda triangular, una señal de onda diente de sierra, modulada por amplitud (AM), modulada por frecuencia (FM), modulada por fase (PM), modulada por posiciones de impulso (PPM), modulada por anchura de impulso (PWM), y combinaciones de éstas. Estas señales son generadas por una unidad de cómputo o por un generador de señales o combinaciones de éstos, de acuerdo con programas y retroalimentación.

- 35 Los programas citados por la presente divulgación corresponden a informaciones, codificadas o no, en una unidad de cómputo y que modifican todos los parámetros de la señal de activación que activa los transductores de disposición (1).

- 40 Los generadores de señales pueden seleccionarse del grupo de generadores de ondas profesionales, circuitos integrados sintetizadores DDS (sintetizador digital directo) / DAC (conversión digital a analógica), NCO (oscilador controlado numéricamente), arreglos de amplificadores operacionales en configuración de generador de ondas, circuitos osciladores biestables y combinaciones de los anteriores. El generador de señales también puede denominarse generador de ondas.

- 45 Adicionalmente, la unidad de cómputo (21) hace posible que una o más señales de activación se apliquen a cada transductor en un momento determinado, secuencialmente, fuera de fase con respecto a la otra señal de activación o a varias señales de estimulación, aleatoriamente o de acuerdo con un programa establecido para cada uno de los transductores.

- 50 La señal de activación que activa los transductores de la disposición de transductores electromagnéticos (1) puede entenderse como una señal de estimulación electromagnética, señal de estimulación eléctrica cuando el fenómeno predominante es del campo eléctrico, señal de estimulación magnética cuando el fenómeno predominante es del campo magnético.

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

En la etapa a) del método de la presente divulgación, el método se inicia con la estimulación del tejido aplicando una señal con una frecuencia determinada durante un periodo específico de tiempo que puede ser limitado por un usuario o puede programarse en una unidad de cómputo. Por ejemplo, el método puede iniciarse con una  $f_{ie}$  de 1 Hz aplicada durante un  $\Delta t_e$  de 1 segundo, incrementando la frecuencia  $f_{ie}$  un  $\Delta f_e$  igual a 1 Hz, aplicando la nueva  $f_{ie}$  de 2 Hz durante un  $\Delta t_e$  de 1 segundo, y continuando los incrementos con el mismo  $\Delta f_e$ , aplicando la nueva  $f_{ie}$  durante un  $\Delta t_e$  de 1 segundo.

Una disposición de transductores electromagnéticos puede ser un conjunto de "n" transductores de campo eléctrico o transductores de campo magnético, o una combinación de los mismos, siendo "n" un número natural mayor o igual a 1.

Dichos transductores electromagnéticos pueden designarse como transductores de campo electromagnético, pueden ser transductores de campo eléctrico o transductores de campo magnético o pueden configurarse mediante una combinación de transductores de campo eléctrico y transductores de campo magnético. Los transductores de campo magnético también pueden designarse como transductores magnéticos y los transductores de campo eléctrico también pueden designarse como transductores eléctricos. En el caso de que el fenómeno predominante sea el campo eléctrico, se entiende que dichos transductores electromagnéticos son transductores de campo eléctrico, al mismo tiempo, cuando el fenómeno predominante es el campo magnético, se entiende que los transductores electromagnéticos son transductores de campo magnético.

Los transductores de la disposición de transductores electromagnéticos tienen una cara activa de diferentes formas que pueden seleccionarse, entre otras, del grupo de figuras geométricas tales como cuadrados, rectángulos, círculos, óvalos, anillos concéntricos y combinaciones de los mismos, de tal forma que cubran diferentes áreas de la superficie externa de un volumen que contiene el tejido de interés.

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

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

En referencia a la Figura 1, por ejemplo, se coloca una disposición de transductores electromagnéticos (1) en la superficie de un volumen (2), dicha disposición que comprende desde un transductor electromagnético (1a) hasta un transductor electromagnético (1e'), que, en el ejemplo ilustrado, comprende pares de transductores, un primer par de transductores electromagnéticos compuesto por un transductor (1a) y un transductor (1a'), un segundo par de transductores electromagnéticos, compuesto por un transductor (1b) y un transductor (1b'), un tercer par de transductores electromagnéticos, compuesto por un transductor (1c) y un transductor (1c'), un cuarto par de transductores electromagnéticos, compuesto por un transductor (1d) y un transductor (1d'), un quinto par de transductores electromagnéticos compuesto por un transductor (1e) y un transductor (1e'). Cada par de transductores se enfrentan entre sí y están orientados cada uno con su cara activa de manera que se orienta hacia el interior del volumen (2) que contiene un tejido (3) de interés. Opcionalmente, las caras activas de los transductores están dirigidas hacia el tejido (3).

Además, la disposición (1) cumple opcionalmente 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, tercer, cuarto y quinto par de transductores, y además, cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del segundo par de transductores es ortogonal a cualquier otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del tercer, cuarto y quinto par de transductores, y adicionalmente, cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del tercer par de transductores es ortogonal a cualquier otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del cuarto y quinto par de transductores, y también cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del cuarto par de transductores es ortogonal a cualquier otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del quinto par de transductores, y además, las proyecciones de los planos de las caras activas orientadas hacia el tejido cubren la máxima superficie posible de dicho tejido, asegurando esta configuración una estimulación óptima del tejido.

También es posible que los transductores que comprenden cada par de transductores no estén completamente alineados o paralelos entre sí, o no conserven la condición de ortogonalidad de los transductores descrita en el párrafo anterior, y aun así logren estimular el tejido (3).

5 En un ejemplo de la presente divulgación, la cara activa de los transductores de campo eléctrico en la disposición de transductores electromagnéticos (1) está en contacto con la superficie externa del tejido (3). De este modo, se requiere menos potencia eléctrica para el funcionamiento de los transductores de campo eléctrico en comparación con la otra alternativa en la que los transductores de campo eléctrico se encuentran situados a una distancia determinada de la superficie externa del tejido (3).

10 En otro ejemplo, la cara activa de los transductores que comprenden la disposición de transductores electromagnéticos (1) está separada una distancia determinada de la superficie externa del tejido (3) (necesario, por ejemplo, cuando no es posible establecer contacto físico con la superficie externa del tejido). De este modo, puede requerirse más potencia eléctrica para el funcionamiento de los transductores de campo eléctrico en comparación con la alternativa en la que los transductores de campo eléctrico están en contacto con la superficie externa del tejido (3).

15 Alternativamente, la cara activa de los transductores que comprenden la disposición de transductores electromagnéticos (1) está separada una distancia determinada de la superficie externa del tejido (3) y un segundo grupo de transductores de la disposición de transductores electromagnéticos (1) está en contacto con la superficie externa del tejido (3). Esta configuración mixta del posicionamiento de los transductores permite, por ejemplo, alcanzar eficazmente el tejido (3) que se encuentra en el volumen (2) donde la superficie de dicho  
20 tejido (3) varía de tal manera que algunas áreas toleran el contacto físico con la cara activa del transductor y otras zonas son de difícil acceso o no toleran dicho contacto físico.

Opcionalmente, en la etapa (a), la cara activa de al menos uno de los transductores de campo eléctrico de la disposición de transductores electromagnéticos (1) está en contacto con la superficie externa del tejido (3).

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

Además, es posible que los transductores no estén completamente alineados o paralelos entre sí.

30 Los parámetros de intensidad y dirección de un vector del campo eléctrico hacia el interior del volumen (2) dependen de la disposición de los transductores alrededor del volumen (2) que contiene el tejido (3). Por ejemplo, con una disposición de transductores de campo eléctrico, si la cara activa está en contacto con la superficie del volumen (2), entonces la intensidad del campo eléctrico estará entre 2 V/cm y 5 V/cm. Si, por el contrario, los transductores de campo eléctrico están situados a una distancia definida de la superficie, entonces el valor de intensidad del campo eléctrico estará comprendido entre 330 V/cm y 20 kV/cm para distancias comprendidas entre 0,01 cm y 50 cm, y opcionalmente entre 0,01 cm y 4 cm.

35 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 dentro de un intervalo 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,  
40 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.

50 Opcionalmente, el valor de intensidad del campo eléctrico para los transductores que están situados a una distancia definida de la superficie del tejido puede seleccionarse dentro de un intervalo 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,  
55 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 9,33 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

5 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.

15 Alternativamente, los transductores pueden estar situados a una distancia de la superficie del tejido, una distancia seleccionada dentro de un intervalo 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 de la divulgación, en la etapa (a), la disposición de transductores electromagnéticos (1) tiene al menos dos transductores de campo eléctrico, y al menos dos de dichos transductores se activan simultáneamente mediante un escaneo de frecuencias durante un periodo de tiempo determinado.

25 Alternativamente, los transductores electromagnéticos de la disposición (1) están dispuestos sobre un marco (4) que encierra el volumen (2) y cuyo propósito es proporcionar una estructura de soporte para los transductores de campo eléctrico que están dispuestos con su cara activa apuntando hacia el tejido de interés. El marco (4) también puede utilizarse para modificar la forma de la superficie del volumen (2) con el fin de obtener una superficie plana que pueda hacer posible ajustar la posición de los transductores de campo eléctrico de manera que se obtenga una intensidad óptima del campo eléctrico para la estimulación del tejido (3). El marco (4) puede apoyarse sobre el mismo tejido o apoyarse mecánicamente sobre una base fija o móvil. El tipo de marco (4) puede elegirse del grupo formado por camisas, chalecos, guantes, cascos, gafas, tirantes, medias, botas, zapatos, bufandas, cuellos y otras estructuras que proporcionan soporte a los transductores y combinaciones de los mismos. Además, el marco (4) puede cubrir el volumen (2) total o parcialmente.

35 Opcionalmente, la base sobre la que se asienta el marco (4) puede ser móvil para posibilitar el desplazamiento de la disposición (1) con respecto a la superficie del volumen (2) y así poder alcanzar diferentes volúmenes desde puntos exteriores distintos y variar el vector del campo eléctrico.

40 La Figura 2A ilustra la disposición de una disposición de transductores electromagnéticos (1) sobre un volumen (2) que consiste en el brazo de un individuo. En el interior del brazo se encuentra un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicha disposición de transductores electromagnéticos (1) comprende dos grupos de transductores como se detalla a continuación:

45 Un primer grupo de transductores comprendido 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 están dispuestos radialmente alrededor del húmero con sus caras activas en contacto con la superficie de la piel.

50 Un segundo grupo de transductores comprendido por un par de transductores electromagnéticos: un transductor (1h) y un transductor (1h'), dicho par de transductores electromagnéticos está dispuesto 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 está dispuesto de tal manera que las caras activas de los transductores que comprenden dicho par se enfrentan parcialmente entre sí, están alineadas con sus caras activas en la dirección de la posición del tejido (3) y con sus caras activas en contacto con la piel.

55 Además, la disposición (1) cumple opcionalmente 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, y además, cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del segundo par de transductores es ortogonal a cualquier otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del primer y tercer

par de transductores, y además, las proyecciones de los planos de las caras activas apuntando hacia el tejido cubren la máxima superficie posible de dicho tejido, asegurando esta configuración una estimulación óptima del tejido.

5 También es posible que los transductores que comprenden cada par de transductores no estén completamente alineados o paralelos entre sí, o no conserven la condición de ortogonalidad de los transductores descrita en el párrafo anterior, y aun así logren estimular el tejido (3).

10 Existen diversas herramientas de diagnóstico para conocer la ubicación del tejido (3), por ejemplo: imagen por resonancia magnética, tomografía computarizada, escaneo por PET (tomografía por emisión de positrones), radiografías, ecografía Doppler, electrocardiogramas, diagnóstico por palpación, marcaje con una flecha, entre otros.

También puede ser posible conocer la ubicación del tejido (3) utilizando una medición de la respuesta de impedancia del tejido.

15 La Figura 2B ilustra una disposición similar de los transductores, pero en la que las caras activas de los transductores están a una distancia de entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo, apoyados en un marco (4), y opcionalmente entre 0,01 cm y 4 cm.

La Figura 3A ilustra la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos (1) sobre un volumen (2) que consiste del abdomen de un individuo. En el interior del abdomen se encuentra un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicha disposición de transductores electromagnéticos (1) comprende cinco grupos de transductores que se detallan a continuación:

20 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 transductor (1k) y un transductor (1k'), un cuarto par de transductores: un transductor (1l) y un transductor (1l').

25 Dichos pares de transductores están dispuestos radialmente alrededor de un eje paralelo a la columna vertebral, sobre la zona abdominal y dorsal de tal manera que las caras activas de los transductores se enfrentan entre sí y en la dirección de la posición del tejido (3) y con sus caras 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 superficie posible de dicho tejido, asegurando esta configuración una estimulación óptima del tejido.

30 Además, es posible que los transductores que comprenden cada par no estén completamente alineados o paralelos entre sí.

La Figura 3B ilustra una disposición similar de los transductores, pero en la que las caras activas de los transductores están a una distancia de entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo, apoyados en un marco (4), y opcionalmente entre 0,01 cm y 4 cm.

35 La Figura 4A ilustra la disposición de una disposición de transductores electromagnéticos (1) sobre un volumen (2) que consiste en la rodilla de un individuo. En el interior de la rodilla se encuentra un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicha disposición de transductores electromagnéticos (1) comprende dos pares de transductores como se detalla a continuación:

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

40 Dichos pares de transductores están dispuestos alrededor de la rodilla en la posición del tejido (3) a la altura de la rótula y de tal manera que las caras activas de los transductores se enfrentan entre sí en la dirección de la posición del tejido (3).

45 Además, la disposición (1) cumple opcionalmente 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, y además, cualquier plano paralelo a las superficies de las caras activas del segundo par de transductores es ortogonal a cualquier otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas del primer y tercer par de transductores, y además, las proyecciones de los planos de las caras activas apuntando hacia el tejido cubren la máxima superficie posible de dicho tejido, asegurando esta configuración una estimulación óptima del tejido.

50

También es posible que los transductores que comprenden cada par de transductores no estén completamente alineados o paralelos entre sí, o no conserven la condición de ortogonalidad de los transductores descrita en el párrafo anterior, y aun así logren estimular el tejido (3).

La Figura 4B ilustra una disposición similar de los transductores, pero en la que las caras activas de los transductores están a una distancia de entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo, apoyados en un marco (4), y opcionalmente entre 0,01 cm y 4 cm.

5 Pasando a la etapa (b) del método de la presente divulgación, la etapa (b) consiste en medir la respuesta de impedancia tisular estimulada en la etapa (a). Cuando se aplica el escaneo de frecuencia al tejido, el tejido responde con una variación de sus parámetros que se miden, opcionalmente, utilizando los mismos transductores electromagnéticos. Esta medición del tejido estimulado actúa como retroalimentación y permite modificar dinámicamente las características de la señal de la etapa (a).

10 Posteriormente, la etapa (c) de este método permite establecer un nivel de referencia con la respuesta de impedancia tisular medida en la etapa (b). Dicho nivel de referencia puede ser establecido por un usuario o determinado como una respuesta de impedancia tisular máxima durante un tiempo determinado.

Continuando con la etapa (d) de este método, esta etapa consiste en fijar una tolerancia (NT) en el nivel de referencia establecido en la etapa (c). Esta NT corresponde a un valor en porcentaje del nivel de referencia establecido en la etapa (c), y puede definirse en una unidad de cómputo, o ser introducida por un usuario.

15 En un ejemplo del método, en un ejemplo, en la etapa (d'), la NT puede estar comprendida entre el 5% y el 60% y opcionalmente entre el 25% y el 50%.

Opcionalmente, la NT puede seleccionarse dentro de un intervalo de 5 % a 10 %, de 10 % a 15 %, de 15 % a 20 %, de 20 % a 25 %, de 25 % a 30 %, de 30 % a 35 %, de 35 % a 40 %, de 40 % a 45 %, de 45 % a 50 %, de 50 % a 55 %, de 55 % a 60 %, de 5 % a 10 %, de 5 % a 15 %, de 5 % a 20 %, de 5 % a 25 %, de 5 % a 30 %, de 5 % a 35 %, de 5 % a 40 %, de 5 % a 45 %, de 5 % a 50 %, de 5 % a 55 %, de 5 % a 60 %, de 5 % a 60 %, de 60 % a 55 %, de 55 % a 50 %, de 50 % a 45 %, de 45 % a 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 %.

20 La siguiente etapa e) del método consiste en determinar las frecuencias de estimulación tisular inferiores ( $f_{bx}$ ) como el punto en el que la respuesta de impedancia tisular cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida 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, y una tercera  $f_{b3}$  igual a 450 kHz.

A continuación, la etapa f) del método permite determinar frecuencias de estimulación tisular superiores ( $f_{bx}$ ) como el punto en el que la respuesta de impedancia tisular vuelve a la tolerancia (NT) establecida en la etapa d). Por ejemplo, se determinan tres  $f_{bx}$ , una primera  $f_{t1}$  igual a 100 kHz, una segunda  $f_{t2}$  igual a 350 kHz, y una tercera  $f_{t3}$  igual a 495 kHz.

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

En otro ejemplo del método, en la etapa (e), el intervalo de frecuencias entre la frecuencia de estimulación tisular inferior ( $f_{bx}$ ) y la frecuencia de estimulación tisular superior ( $f_{bx}$ ) corresponde a las frecuencias tisulares centrales.

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

Además de lo anteriormente dicho, lo siguiente de la presente divulgación permite determinar bandas de frecuencia de estimulación con el fin de focalizar los estímulos en dichas bandas hasta que la respuesta de impedancia del tejido vuelva a un nivel de tolerancia o supere un tiempo máximo de estimulación.

40 En referencia a la Figura 12, el primer método de estimulación tisular con campo eléctrico de escaneo de frecuencia comprende las siguientes etapas adicionales:

en una etapa (g) se determinan bandas de frecuencia de estimulación basadas en las frecuencias de estimulación tisular inferiores ( $f_{bx}$ ) determinadas en la etapa (e) junto con las frecuencias de estimulación tisular superiores ( $f_{bx}$ ) determinadas en la etapa (f); y

50 en una etapa h) aplicando un estímulo de campo magnético a un tejido a través de una disposición de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía por las bandas de estimulación de frecuencia 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 los intervalos de frecuencias de interés para ejecutar un escaneo de frecuencias focalizado en dichas bandas de frecuencias y posibilitar una estimulación del tejido más rápida que el escaneo de todo el intervalo de frecuencias comprendido entre  $f_{ie}$  y  $f_{fe}$ .

En un ejemplo específico, se determinan dos  $f_{bx}$ : 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 75kHz y una segunda  $f_{b2}$  igual a 300 kHz en

la etapa (f). Una primera banda de estimulación de frecuencias corresponde a las frecuencias comprendidas entre  $f_{b1}$  y  $f_{t1}$  y una segunda banda de estimulación de frecuencias corresponde a las frecuencias comprendidas entre  $f_{b2}$  y  $f_{t2}$ .

- 5 Se puede determinar un número "x" de bandas de estimulación de frecuencia, 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  $f_{tx}$ .

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

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

- 15 El  $\Delta f_e$  puede ser un valor comprendido entre 0,1 Hz y 1 kHz, el  $\Delta t_e$  puede estar comprendido entre aproximadamente 1 segundo y aproximadamente 1 hora, y opcionalmente entre aproximadamente 1 minuto y aproximadamente 1 hora.

Tal como se utiliza en el presente documento, "aproximadamente" se refiere a una variación de +20% a -20%.

- 20 Opcionalmente, el  $\Delta f_e$  puede seleccionarse dentro de un intervalo 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 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.

- 50 Además, un ejemplo del método es posible, en un ejemplo, donde los  $f_{bx}$  son menores que los  $f_{tx}$  y en la etapa (a) se realizan decrementos en pasos con una frecuencia delta de  $\Delta f_e$ , durante un  $\Delta t_e$  en la frecuencia de la señal de activación.

- 55 Volviendo a la etapa (a) del método, la señal de activación con la frecuencia que varía de una frecuencia inicial de estimulación tisular ( $f_{ie}$ ) a una frecuencia final de estimulación tisular ( $f_{fe}$ ) puede aplicarse a un transductor mediante una disposición de multiplexores que hacen posible que una o varias señales de estimulación del campo eléctrico se apliquen a cada transductor en un momento determinado, secuencialmente, fuera de fase con respecto a la otra señal de estimulación o a varias señales de estimulación, aleatoriamente o de acuerdo con un programa establecido para cada uno de los transductores.

En referencia a las Figuras 7 y 8, se entenderá que una señal de activación puede estar comprendida por una señal moduladora (8) y una señal portadora (9), siendo la señal portadora (9) opcionalmente de un orden de frecuencia superior al de la señal moduladora (8).

5 En un ejemplo del método, la señal moduladora (8) tiene una frecuencia de 100 kHz, mientras que la señal portadora (9) tiene una frecuencia inferior a 1 kHz.

En un ejemplo del método, la  $f_{ie}$  y la  $f_{fe}$  están comprendidas entre 0,1 Hz y 1000 kHz tanto para la señal portadora (9) como para la señal moduladora (8).

Opcionalmente, la frecuencia de  $f_{ie}$  y la  $f_{fe}$  pueden seleccionarse entre los siguientes intervalos: 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 100 Hz a aproximadamente 100 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 200 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.

60 En referencia a la Figura 5A, se observa un gráfico de frecuencia frente a tiempo, que corresponde a una señal moduladora (8) para una señal de activación para la estimulación tisular con campos electromagnéticos de escaneo de frecuencia. En este ejemplo, dicha señal moduladora (8) aumenta 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, aplicándose cada frecuencia durante un  $\Delta t$  de 1 s.

En referencia a la Figura 5B, se muestra un ejemplo de la señal de activación por 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 a 5 Hz con  $\Delta f$  de 1 Hz cada segundo, de 1 a 5 s. La señal portadora (9) es una señal de tipo impulso con un periodo fijo (10) de 2 ms o una frecuencia fija de 500 Hz.

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

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

En referencia a la Figura 7, se muestra un ejemplo de la señal de activación para una estimulación electromagnética con la que la señal moduladora (8) tiene la forma de onda triangular alternante, su frecuencia es fija, y la señal portadora (9) es de tipo pulsante con un periodo fijo (10) de 2  $\mu$ s o una frecuencia fija de 500 kHz.

En referencia a la Figura 8, se muestra un ejemplo de la señal de activación para estimulación electromagnética en el que la señal moduladora (8) tiene una función de tipo segmentado que combina una señal alternante en forma de rampa y una señal alternante en forma de onda cuadrada, la señal portadora (9) es de tipo pulsante con un periodo fijo (10) de 2  $\mu$ s o una frecuencia fija de 500 kHz.

En un ejemplo de la presente divulgación, la señal moduladora (8) cambia el ciclo de trabajo dinámicamente basándose en la respuesta de la respuesta de impedancia del tejido medida en la etapa (b). Dicho ciclo de trabajo está comprendido entre el 0% y el 100% y permite modificar la potencia eléctrica aplicada por transductor o transductores al tejido (3). Un ciclo de trabajo del 0% puede utilizarse, por ejemplo, para detener la activación de la señal durante un periodo de tiempo determinado.

Opcionalmente, el ciclo de trabajo de la señal moduladora (8) y/o de la señal portadora (9) de la señal de activación puede seleccionarse 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% a 100%, de 20% a 100%, de 30% a 100%, de 40% a 100%, del 50% al 100%, del 60% al 100%, del 70% al 100%, del 80% al 100%, del 90% al 100%, del 0% al 90%, del 0% al 80%, del 0% al 70%, del 0% al 60%, del 0% al 50%, del 0% al 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%.

En referencia a la Figura 9A, se muestra un ejemplo de la respuesta de impedancia del tejido, donde un tejido se estimula con campos electromagnéticos de escaneo de frecuencia desde una frecuencia inicial de estimulación ( $f_i$ ) hasta una frecuencia final de estimulación ( $f_f$ ).

Iniciando desde  $f_i$ , se mide y se grafica la respuesta de la impedancia tisular, dicha respuesta comienza con un valor de respuesta para la impedancia tisular que oscila alrededor de un valor de amplitud máxima ( $A_1$ ) y a medida que la frecuencia de estimulación tisular aumenta en pasos desde  $\Delta f$  cada  $\Delta t$  determinado.

Continuando con los incrementos del valor de la frecuencia de estimulación, el valor de la respuesta de impedancia tisular cae por debajo del valor del nivel de tolerancia (NT) de la respuesta de impedancia tisular. Este valor de frecuencia se designa como frecuencia de estimulación tisular inferior ( $f_{bx}$ ).

A medida que aumenta la frecuencia de estimulación tisular, la respuesta de impedancia tisular sigue cayendo hasta un valor mínimo de amplitud ( $A_0$ ), y dicho valor mínimo se mantiene alineado con los aumentos de frecuencia de estimulación tisular.

A medida que aumenta el valor de frecuencia, el valor de respuesta de impedancia tisular comienza a aumentar hasta que alcanza un valor de respuesta de impedancia tisular que oscila alrededor de ( $A_1$ ). Este valor de frecuencia se designa como frecuencia de estimulación tisular superior ( $f_{tx}$ ), que se mantiene hasta que se alcanza  $f_f$ .

En la cita de  $f_i$ ,  $f_f$ ,  $\Delta f$ , y  $\Delta t$  sin el subíndice "e" ( $f_{ie}$ , la  $f_{fe}$ ,  $\Delta f_e$ , y  $\Delta t_e$ ) o "m" ( $f_{im}$ ,  $f_{fm}$ ,  $\Delta f_m$  y  $\Delta t_m$ ), se entenderá que se refieren a cualquiera de los dos fenómenos, a saber, campo magnético o campo eléctrico.

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

- 5 Los filtros digitales se seleccionan, entre otros, del grupo de filtros que consisten en filtros FIR, Parks-McClellan, cuadrados mínimos, ventanas Kaiser, filtros IIR, tales como Butterworth, Chebyshev, filtros elípticos, entre otros conocidos por una persona versada en la técnica. Se entiende que la finalidad de suavizar la señal es eliminar el ruido de la señal o eliminar valores atípicos, mediante una simple media o mediante filtros digitales.

- 10 En referencia a la Figura 9C, se muestra un ejemplo de la respuesta de impedancia tisular, donde un tejido se estimula con campos electromagnéticos con escaneo de frecuencia desde una frecuencia inicial de estimulación ( $f_i$ ) hasta una frecuencia final de estimulación ( $f_f$ ).

Iniciando desde  $f_i$ , se mide y se grafica la respuesta de la impedancia tisular, dicha respuesta comienza con un valor de respuesta para la impedancia tisular que oscila alrededor de un valor de amplitud máxima ( $A_1$ ) a medida que la frecuencia de estimulación tisular aumenta en pasos de  $\Delta f$  en cada  $\Delta t$  determinado.

- 15 Continuando con los incrementos del valor de la frecuencia de estimulación, el valor de la respuesta de impedancia tisular cae por debajo del valor del nivel de tolerancia (NT) de la respuesta de impedancia tisular. Este valor de frecuencia se designa como frecuencia de estimulación tisular inferior ( $f_{bx}$ ).

- 20 A medida que aumenta la frecuencia de estimulación tisular, la respuesta de impedancia tisular continúa cayendo hasta un valor mínimo de amplitud ( $A_0$ ), y dicho valor mínimo se mantiene alineado con los aumentos de frecuencia de estimulación tisular hasta que alcanza una frecuencia de estimulación final ( $f_f$ ).

En referencia a la Figura 9D, corresponde a un ejemplo de representación aproximada de la respuesta del ejemplo descrito en la Figura 9C, en el que la respuesta de impedancia tisular se suaviza mediante el uso de promedios de los valores de impedancia de la respuesta de impedancia tisular, por ejemplo, mediante el uso de filtros digitales para producir dicho suavizado.

- 25 En otro ejemplo de este método, y en referencia a la Figura 13, después de la etapa (h) del método ya descrito anteriormente, se siguen las siguientes etapas adicionales:

i) establecer un tiempo máximo de estimulación ( $t_{max}$ ), que permita proteger el tejido de una sobreestimulación;  
j) medir la respuesta de la impedancia tisular al estímulo de la etapa (h);

- 30 k) verificar que la respuesta de la impedancia tisular medida en la etapa (j) en las bandas de frecuencia de estimulación determinadas en la etapa (g) vuelven a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d) o superen el tiempo máximo de estimulación ( $t_{max}$ ).

En un ejemplo de un ejemplo de este método, el  $t_{max}$  de la etapa (i) puede estar entre aproximadamente 1 hora y aproximadamente 18 horas. Al referirse al  $t_{max}$  "aproximadamente" debe entenderse como una variación del 5% del tiempo máximo de estimulación.

- 35 En un ejemplo específico de este método, y en referencia a la Figura 14, en la etapa (k), se realizan las siguientes verificaciones:

- sí se supera el tiempo máximo de estimulación ( $t_{max}$ ), entonces finalizando;
- si no se supera el tiempo máximo de estimulación ( $t_{max}$ ), y la respuesta de impedancia tisular medida en la etapa (j) está por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d), repetir la etapa (h);
- si la respuesta de impedancia tisular medida en la etapa (j) en las bandas de frecuencia de estimulación determinadas en la etapa (g) exceden la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d), entonces finalizando;

- 45 En referencia a la Figura 10A, se muestra un ejemplo de la respuesta de impedancia tisular de un tejido estimulado con campo eléctrico o campo magnético mediante escaneo de frecuencia de una  $f_i$ . La respuesta de impedancia del tejido se mide y se representa gráficamente de forma simultánea. Dicha respuesta comienza con un valor de respuesta de impedancia tisular que oscila alrededor de un valor de amplitud máxima ( $A_1$ ).

A medida que la frecuencia de estimulación tisular aumenta en pasos de  $\Delta f$ , continúa oscilando alrededor de ( $A_1$ ) hasta que la frecuencia de estimulación alcanza una primera frecuencia de estimulación tisular inferior ( $f_{b1}$ ), que corresponde a un punto en el que el valor de respuesta de impedancia tisular cae por debajo del NT.

- 50 A medida que la frecuencia de estimulación tisular continúa aumentando, el valor de respuesta de impedancia tisular continúa descendiendo hasta un valor de respuesta de impedancia tisular que oscila alrededor de un

valor de amplitud mínimo ( $A_0$ ) donde se mantiene hasta que el valor de respuesta de impedancia tisular comienza a aumentar hasta alcanzar el ( $A_1$ ). Este punto es una primera frecuencia de estimulación tisular superior ( $f_{t1}$ ).

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

- 5 Continuando con el aumento de frecuencia de estimulación tisular, un segundo intervalo de banda de frecuencia de estimulación se encuentra en un intervalo de frecuencias entre  $f_{b2}$  y  $f_{t2}$ , un tercer intervalo de banda de frecuencia de estimulación se encuentra en un intervalo de frecuencias entre  $f_{b3}$  y  $f_{t3}$ , y un cuarto intervalo de banda de frecuencia de estimulación se encuentra en un intervalo de frecuencias entre  $f_{b4}$  y  $f_{t4}$ , hasta que la frecuencia de estimulación alcanza  $f_r$ .

- 10 Estas bandas de estimulación se refieren a un intervalo de frecuencias tisulares centrales que presentan un desequilibrio bioquímico.

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

- 15 Alternativamente, otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos 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 se encuentra en un animal.

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

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

- 25 En otro ejemplo más del método para estimular un tejido con campos electromagnéticos los transductores electromagnéticos están situados 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 está situada a una distancia determinada de la superficie externa del tejido biológico.

- 30 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 electromagnéticos, los transductores electromagnéticos se activan aleatoriamente.

- 35 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, de forma secuencial, fuera de fase con respecto a la otra señal de activación o a varias señales de estimulación, de forma aleatoria o de acuerdo con un programa establecido para cada uno de los transductores.

En referencia a la Figura 10B, corresponde a la representación aproximada de la respuesta del ejemplo descrito en la Figura 10A, en el que la respuesta de impedancia del tejido se suaviza, por ejemplo, mediante el uso de promedios de los valores de respuesta en amplitud, utilizando las herramientas descritas anteriormente.

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

- 50 Los transductores de campo magnético están dispuestos opcionalmente de tal manera que generan campos magnéticos ortogonales a los campos eléctricos de los transductores de campo eléctrico, de tal manera que, se proporciona una estimulación óptima del tejido.

No obstante, puede ser posible que los transductores de campo magnético estén dispuestos en diferentes configuraciones, en las que los campos magnéticos generados por dichos transductores de campo magnético

no sean ortogonales a los campos eléctricos generados por los transductores de campo eléctrico en la disposición.

En otro ejemplo de la presente divulgación, por ejemplo, los transductores de la disposición de transductores electromagnéticos (1) son transductores de campo magnético y pueden o no estar enfrentados por otro transductor de campo magnético u otro transductor de campo eléctrico.

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

En referencia a las Figuras 1 y la Figura 15, otro método de la presente divulgación es la estimulación tisular mediante campos magnéticos y que comprende las siguientes etapas:

a') aplicar un estímulo de campo magnético a un tejido mediante una disposición de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación tisular ( $f_{im}$ ) a una frecuencia final de estimulación tisular ( $f_{fm}$ ) con incrementos o decrementos en pasos de una frecuencia delta ( $\Delta f_m$ ) durante un tiempo delta ( $\Delta t_m$ );

b') medir la respuesta de impedancia tisular al estímulo de campo magnético a través de los transductores de campo eléctrico de la disposición de transductores electromagnéticos;

c') establecer un nivel de referencia con la respuesta de impedancia tisular medida en la etapa (b');

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

e') determinar las frecuencias de estimulación tisular inferiores ( $f_{bx}$ ) como el punto en el que la respuesta de impedancia tisular cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d');

f') determinar las frecuencias de estimulación tisular superiores ( $f_{bx}$ ) como el punto en el que la respuesta de impedancia tisular vuelve a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d');

en el que las frecuencias superiores de estimulación tisular ( $f_{bx}$ ) son mayores que las frecuencias inferiores de estimulación tisular ( $f_{bx}$ ) y "x" es un número natural mayor o igual a 1.

Los transductores magnéticos se disponen 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 generado con cada transductor está controlado por una señal de activación que, opcionalmente, tiene una frecuencia inicial ( $f_{im}$ ) que cambia con el tiempo a una frecuencia final ( $f_{fm}$ ), que puede ser mayor, menor o igual que la frecuencia inicial.

En un ejemplo, la intensidad del campo magnético generado por los transductores de campo magnético cuando se activan por la señal de activación, puede estar comprendida entre 0,1 mT (militeslas) equivalente a 1 Gauss, y 200 mT (militeslas), equivalente a 2000 Gauss, y opcionalmente entre 40 mT (militeslas) equivalente a 400 Gauss, y 200 mT (militeslas), equivalente a 2000 Gauss.

Opcionalmente, la intensidad generada por los transductores de campo magnético se selecciona dentro del intervalo comprendido 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 variar en función de la aplicación requerida para utilizar el método.

La  $f_{im}$  y la  $f_{fm}$ , 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 intervalo aplicables para  $f_{im}$ ,  $f_{fm}$ ,  $\Delta f_m$  y  $\Delta t_m$  para la estimulación magnética son los mismos utilizados para  $f_{ie}$ ,  $f_{fe}$ ,  $\Delta f_e$  y  $\Delta t_e$  en la estimulación electromagnética citada anteriormente en esta divulgación.

Opcionalmente la  $f_{im}$  y la  $f_{fm}$  se encuentran en un intervalo de frecuencias entre aproximadamente 0,1 Hz y aproximadamente 1000 kHz, y opcionalmente entre aproximadamente 25 Hz y aproximadamente 1000 kHz.

Alternativamente, la frecuencia de  $f_{im}$  y la  $f_{fm}$  pueden seleccionarse entre los siguientes intervalos: 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, 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 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.

En un ejemplo de la divulgación, de forma similar a la señal de activación utilizada para la estimulación por campo eléctrico, la señal de activación utilizada para los campos magnéticos también puede estar configurada por una señal portadora (9) y una señal moduladora (8). Por ejemplo, la  $f_{im}$  y la  $f_{fm}$  están comprendidas entre 0,1 Hz y 500 kHz tanto para la señal portadora (9) como para la señal moduladora (8), siendo la señal portadora (9) opcionalmente de un orden de frecuencia mayor que la de la señal moduladora (8).

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

En otro ejemplo de este método, en la etapa (e'), el intervalo de frecuencias entre la frecuencia de estimulación tisular inferior ( $f_{bx}$ ) y la frecuencia de estimulación tisular superior ( $f_{bx}$ ) corresponde a las frecuencias tisulares centrales.

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

Puede utilizarse una función de pulsación para activar el campo magnético, en la que la  $f_{im}$  y la  $f_{fm}$  están comprendidas entre 0,1 Hz y 1000 kHz, el  $\Delta f_m$  tiene un intervalo entre 0,1 Hz y 1 kHz, el  $\Delta t_m$  está entre 1 segundo y 1 hora, y opcionalmente entre 1 minuto y 1 hora.

- 10 Además, puede ser posible utilizar una señal de activación para la estimulación magnética de escaneo de frecuencia en forma de onda cuadrada en una frecuencia de 1 Hz a 50 kHz. Para frecuencias de 1 Hz a 5 kHz, aplicando una variación del ciclo de trabajo de entre el 0,4% y el 5% para una intensidad de campo magnético máxima de 200 mT (militeslas) equivalente a 2000 Gauss. Posteriormente, para frecuencias de 5 kHz a 50 kHz, aplicando una variación del ciclo de trabajo de entre el 5% y el 25% para una intensidad de campo magnético
- 15 máxima de 40 mT (militeslas) equivalente a 400 Gauss. Este escaneo de frecuencia se aplica durante un  $t_{m\acute{a}x}$  de 1 hora y puede repetirse cada día, durante 6 días.

Además de lo anterior, y en referencia a la Figura 15, en otro ejemplo del método, después de la etapa (f'), se completan las etapas siguientes:

- 20 g') determinar bandas de frecuencia de estimulación basadas en las frecuencias de estimulación tisular inferiores ( $f_{bx}$ ) determinadas en la etapa (e') junto con las frecuencias de estimulación tisular superiores ( $f_{bx}$ ) determinadas en la etapa (f);

- h') aplicar un estímulo de campo magnético a un tejido a través de una disposición de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación, cuya frecuencia varía por las bandas de frecuencia de estimulación determinadas en la etapa (g') con incrementos o decrementos en pasos de una frecuencia delta ( $\Delta f_m$ ) durante un tiempo delta ( $\Delta t_m$ );
- 25

En otro ejemplo de este método, y en referencia a la Figura 16, después de la etapa (h') del método ya descrito anteriormente, se siguen las siguientes etapas adicionales:

- i') establecer un tiempo máximo de estimulación ( $t_{m\acute{a}x}$ ), lo que permite proteger el tejido de una sobreestimulación;

- 30 b') medir la respuesta de impedancia del tejido al estímulo de la etapa (h') mediante transductores de campo eléctrico de la disposición de transductores electromagnéticos.

k') verificar que la respuesta de la impedancia tisular medida en la etapa (j') en las bandas de frecuencia de estimulación determinadas en la etapa (g') vuelvan a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d') o superen el tiempo máximo de estimulación ( $t_{m\acute{a}x}$ ).

- 35 En un ejemplo de un ejemplo de este método,  $t_{m\acute{a}x}$  en la etapa (i') puede estar entre aproximadamente 1 hora y aproximadamente 18 horas. Al referirse al  $t_{m\acute{a}x}$  "aproximadamente" debe entenderse como una variación del 5% del tiempo máximo de estimulación.

En un ejemplo específico de este método, en la etapa (k'), se realizan las siguientes verificaciones:

- sí se supera el tiempo máximo de estimulación ( $t_{m\acute{a}x}$ ), entonces finalizando;
- 40 • si no se sobrepasa el tiempo máximo de estimulación ( $t_{m\acute{a}x}$ ) y la respuesta de la impedancia tisular medida en la etapa (j') es inferior a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d'), repetir la etapa (h');
- si la respuesta de la impedancia tisular medida en la etapa (j') en las bandas de frecuencia de estimulación determinadas en la etapa (g') superan la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d'), entonces finalizar;

- 45 Además de lo anterior, la estimulación tisular también puede aplicarse mediante el uso de escaneo espacial, como se describe en la solicitud colombiana NC2018/0001282 presentada el 7 de febrero de 2018.

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

1. A) definir un índice para cada transductor de campo magnético en la disposición de transductores;
- 50 2. B) seleccionar un índice asignado a un transductor mediante la unidad de cómputo;

3. C) activar el transductor de campo magnético que corresponde al índice seleccionado, y estimular el tejido utilizando una frecuencia inicial de estimulación tisular ( $f_i$ ) hasta una frecuencia final de estimulación tisular ( $f_{fm}$ ) en incrementos de una frecuencia delta ( $\Delta f_m$ ) durante un tiempo delta determinado ( $\Delta t_m$ );

- 5 4. D) aumentar el valor del índice y repetir el paso C) hasta que se hayan utilizado todos los índices atribuidos.

Alternativamente, en un ejemplo específico del método, en el paso D), el valor del índice cambia aleatoriamente y se vuelve al paso C).

- 10 Así, los transductores pueden activarse aleatoriamente, y también es posible activarlos en secuencias definidas, que dependerán de la estimulación del tejido objetivo.

Opcionalmente, en otro ejemplo del método para estimular un tejido con campos magnéticos, en la etapa (e'), el intervalo de frecuencias entre la frecuencia de estimulación tisular inferior ( $f_{bx}$ ) y la frecuencia de estimulación tisular superior ( $f_{tx}$ ) corresponde a las frecuencias tisulares centrales.

- 15 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 se encuentra en un animal.

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

Alternativamente, en 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 están situados a una distancia determinada de una superficie externa del tejido biológico.

- 25 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 está situada a una distancia determinada de la superficie externa del tejido biológico.

- 30 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.

- 35 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, de forma secuencial, fuera de fase con respecto a la otra señal de activación o a varias señales de estimulación, de forma aleatoria o de acuerdo con un programa establecido para cada uno de los transductores.

- 40 En otro ejemplo de la presente divulgación, es posible estimular un tejido (3) con una disposición de transductores electromagnéticos (1) con transductores de campo eléctrico y transductores de campo magnético aplicando una combinación de señales de estimulación eléctrica y señales de estimulación magnética que combinan sus características sobre la base de la retroalimentación de la intensidad de campo magnético aplicada al tejido, la retroalimentación de la impedancia del tejido o una combinación de ambas.

Un tercer método para la estimulación tisular es un método para estimular un tejido tanto con campos eléctricos como con campos magnéticos, comprendiendo el método:

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

b\*) medir la respuesta de la impedancia tisular al estímulo de la etapa (a\*) mediante la disposición de transductores electromagnéticos y almacenar dicha medida en un registro de memoria de una unidad de cómputo;

- 50 c\*) modificar los parámetros de la señal de activación de acuerdo con la respuesta de la impedancia tisular medida en la etapa (b\*) mediante la unidad de cómputo y volver a la etapa (a\*);

en el que 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 cuándo el tejido que está siendo estimulado se ve afectado y en base a un nivel de temperatura, la unidad de cómputo toma la decisión de detener el estímulo para evitar daños en el tejido.

Es decir, es posible que la señal de activación de los transductores magnéticos siga un patrón que cambie con la retroalimentación de la temperatura del tejido, y esto también se aplica a la señal de activación de los transductores de campo eléctrico.

Puede ser posible combinar la estimulación tisular con el método de campos eléctricos de escaneo de frecuencia y la estimulación tisular con el método de campos magnéticos de escaneo de frecuencia. En un ejemplo, la disposición de transductores electromagnéticos (1) comprende transductores de campo magnético y transductores de campo eléctrico superpuestos entre sí, dispuestos ortogonalmente entre sí, con sus caras activas en la dirección del tejido (3) para aplicar una estimulación combinada por campos eléctricos y magnéticos siguiendo un patrón de activación.

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

En un ejemplo de la presente divulgación, la estimulación tisular se realiza en un individuo con el siguiente diagnóstico inicial de neoplasia maligna pobremente diferenciada mostrado en la Figura 11A. Los marcadores inmunohistoquímicos presentan los siguientes resultados:

- Citoqueratina 5/6: positiva en células tumorales;
- P 63: positivo en células tumorales;
- Citoqueratina de alto peso molecular: positiva en células tumorales;
- SOX10: negativo en células tumorales; y,
- Ber-EP4: negativo en células tumorales.

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 divulgación. El dispositivo utilizaba 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 su uso como 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.

De acuerdo con 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 (tensión pico a pico) y se aplicó en un escaneo de frecuencias que oscilaba desde una frecuencia inicial de estimulación tisular  $f_{im}$  igual a 1 Hz hasta una frecuencia final de estimulación tisular  $f_{fm}$  igual a 50 kHz. A partir de dicho escaneo de frecuencias, la unidad de cómputo determinó dos bandas de frecuencia de estimulación; la primera banda de frecuencia de estimulación correspondió a un intervalo de frecuencia desde una primera frecuencia de estimulación tisular inferior  $f_{b1}$  igual a 1 Hz hasta una primera frecuencia de estimulación tisular superior  $f_{t1}$  igual a 5 kHz, y la segunda banda de frecuencia de estimulación correspondió a un intervalo de frecuencia desde una segunda frecuencia de estimulación tisular inferior  $f_{b2}$  igual a 5 kHz hasta una segunda frecuencia de estimulación tisular superior  $f_{t2}$  igual a 50 kHz.

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 con una amplitud de 72 Vpp (tensión pico a pico). La señal portadora era un tren de impulsos alternantes con una frecuencia fija de 150 kHz modulada en PWM con un ciclo de trabajo del 15%; la señal moduladora era una forma de onda triangular de frecuencia variable. Esta señal de activación se aplicó en un escaneo de frecuencias que oscilaba desde una frecuencia inicial de estimulación tisular  $f_{ie}$  igual a 1 kHz hasta una frecuencia final de estimulación tisular  $f_{fe}$  igual a 500 kHz. A partir de dicho escaneo de frecuencias, la unidad de cómputo determinó tres bandas de frecuencia de estimulación: la primera banda de frecuencia de estimulación correspondió a un intervalo de

- frecuencia desde una primera frecuencia de estimulación tisular inferior  $f_{b1}$  igual a 1 kHz hasta una primera frecuencia de estimulación tisular superior  $f_{t1}$  igual a 50 kHz; la segunda banda de frecuencia de estimulación correspondió a un intervalo de frecuencia desde una segunda frecuencia de estimulación tisular inferior  $f_{b2}$  igual a 150 kHz hasta una segunda frecuencia de estimulación tisular superior  $f_{t2}$  igual a 250 kHz y la tercera banda de frecuencia de estimulación correspondió a un intervalo de frecuencia desde una tercera frecuencia de estimulación tisular inferior  $f_{b3}$  igual a 320 kHz hasta una tercera frecuencia de estimulación tisular superior  $f_{t3}$  igual a 420 kHz.
- La potencia media medida suministrada 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 delta de frecuencia ( $\Delta f$ ) fueron de 500 Hz, y los pasos delta de tiempo ( $\Delta t$ ), de 1 segundo.
- En referencia a la Figura 11B, se muestra una fotografía del mismo individuo en la que se aprecia una marcada reducción de la masa del tumor maligno tras la pauta de administración señalada anteriormente. Además, el informe del laboratorio tras la estimulación fue negativo para metástasis.
- En referencia a la Figura 11C, el gráfico muestra una señal de impedancia tisular (34) que corresponde a la respuesta de impedancia tisular 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 una etapa intermedia en la respuesta del individuo entre la Figura 11A y la Figura 11B. Como muestra la gráfica, la señal de impedancia tisular (34) empieza a mostrar una caída a los 140 segundos aproximadamente, cuando la frecuencia de estimulación tisular aplicada era de aproximadamente 320 kHz. Este descenso, o valle, duró hasta unos 340 segundos, cuando la frecuencia de estimulación tisular aplicada alcanzó aproximadamente unos 420 kHz.
- Se observó una tendencia mediante la cual el valle de respuesta de impedancia tisular anterior no estaba ligado a frecuencias específicas en el transcurso de cada aplicación. En cambio, se observaron ligeros desplazamientos de frecuencia de la respuesta de la impedancia tisular, que normalmente mostraban una variación de +/- 20%. A lo largo de los 6 días de la administración, los valles de impedancia tisular tendieron a desaparecer.
- La Figura 11D muestra una señal de respuesta de impedancia tisular suavizada (35) y se consiguió promediando la señal de respuesta de impedancia tisular (34).

### Definiciones y Acrónimos

- Modulación de Amplitud AM
- Diodo orgánico emisor de luz de matriz activa AMOLED
- Circuitos integrados de aplicación específica ASIC
- Dispositivos lógicos programables complejos CPLD
- Controladores digitales de señal DSC
- Electroencefalograma EEG
- Campos electromagnéticos EMF
- $f_{bx}$  Frecuencias de estimulación tisular inferiores: se refiere a la frecuencia más baja de una banda de estimulación la estimulación de escaneo de frecuencia.
- $f_{fe}$  Frecuencia final de estimulación tisular: se refiere a la frecuencia final de la estimulación por escaneo de frecuencia con campos eléctricos.
- $f_{fm}$  Frecuencia final de estimulación tisular: se refiere a la frecuencia final de la estimulación por escaneo de frecuencia con campos magnéticos.
- $f_{ie}$  Frecuencia inicial de estimulación tisular: se refiere a la frecuencia inicial de la estimulación de escaneo de frecuencia con campos eléctricos.
- $f_{im}$  Frecuencia inicial de estimulación tisular: se refiere a la frecuencia inicial de la estimulación de escaneo de frecuencia con campos magnéticos.
- Modulación por Frecuencia FM

Matrices de compuertas programables en campo FPGA

$f_{bx}$  Frecuencia de estimulación tisular superior: se refiere a la frecuencia final de la estimulación de escaneo de frecuencia.

Dispositivo de Interfaz Humana HID

5 Pantalla de cristal líquido LCD

Diodo emisor de luz LED

Generador de Campo Magnético MFG

La tolerancia NT es un valor porcentual del valor del nivel de referencia, en que el método determina una  $f_{bx}$  o  $f_{bx}$  en función de si la respuesta de impedancia tisular supera o no dicho valor porcentual.

10 Diodo orgánico emisor de luz OLED

Campos electromagnéticos pulsados PEMF

Modulación de fase PM

Modulación de posición de impulsos PPM

Sistemas programables en chip PSoC

15 Modulación por ancho de pulso PWM

Pantalla cuántica QD

Sistemas en chip SoC

Campos Magnéticos Programados SPMF

20  $\Delta f_e$  Delta de frecuencia: se refiere a los incrementos o decrementos en pasos de la frecuencia de la estimulación de escaneo 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 escaneo de frecuencia con campos magnéticos.

$\Delta t_e$  Tiempo delta: se refiere a la duración o periodo de tiempo de la estimulación de escaneo de frecuencia con campos eléctricos.

25  $\Delta t_m$  Tiempo delta: se refiere a la duración o periodo de tiempo de la estimulación de escaneo 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 tisular en un intervalo de valores de amplitud a presentar o analizar a un usuario.

30 Bandas de frecuencia de estimulación; Se refiere a un intervalo de frecuencias donde la respuesta de impedancia tisular de amplitud cae por debajo de la tolerancia.

La presente divulgación no se limita a lo descrito en los ejemplos ilustrados, ya que, como será obvio para el experto en la técnica, existen posibles variaciones y modificaciones que no se apartan del alcance de la divulgación, que queda definido únicamente por las reivindicaciones siguientes.

35

# REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo para estimular un tejido con campos electromagnéticos, el dispositivo comprendiendo:
  - una unidad de cómputo (21);
  - una fuente de alimentación externa (22) conectada a la unidad de cómputo;
  - 5    - un circuito de desacoplamiento (23) conectado a la fuente de alimentación externa y a la unidad de cómputo; y
  - una disposición de transductores electromagnéticos (1) conectados a la unidad de cómputo y al circuito de desacoplamiento; la disposición estando funcionalmente dispuesta sobre el tejido;
- 10    en el que la unidad de cómputo implementa un método para estimular un tejido con campos electromagnéticos, comprendiendo el método las etapas de:
  - a) aplicar un estímulo de campo eléctrico a un tejido a través de dicha disposición de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación, cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación del tejido  $f_{ie}$  hasta una frecuencia final de estimulación del tejido  $f_{fe}$  con incrementos o decrementos en pasos de una frecuencia delta  $\Delta f_e$  durante un tiempo delta  $\Delta t_e$ ;
  - 15    b) medir la respuesta de la impedancia tisular al estímulo de la etapa a);
  - c) establecer un nivel de referencia con la respuesta de la impedancia tisular medida en la etapa b);
  - d) establecer una tolerancia NT al nivel de referencia establecido en la etapa c);
  - e) determinar las frecuencias de estimulación tisular inferiores  $f_{bx}$  como el punto en el que la respuesta de impedancia tisular cae por debajo de la tolerancia NT establecida en la etapa d); y
  - 20    f) determinar las frecuencias de estimulación tisular superiores  $f_{bx}$  como el punto en el que la respuesta de impedancia tisular vuelve a la tolerancia NT establecida en la etapa d);
- 25    en el que las frecuencias de estimulación tisular superiores  $f_{bx}$  son mayores que las frecuencias de estimulación tisular inferiores  $f_{bx}$  y  $x$  es un número natural mayor o igual a 1.
2. El dispositivo de la Reivindicación 1, en el que la tolerancia NT está comprendida entre aproximadamente 25% y aproximadamente 50%; u opcionalmente
  - en el que la frecuencia inicial de estimulación tisular  $f_{ie}$  y la frecuencia final de estimulación tisular  $f_{fe}$  están comprendidas entre aproximadamente 0,1 Hz y aproximadamente 1000 kHz; u opcionalmente
  - en el que la frecuencia delta  $\Delta f_e$  es un valor comprendido entre aproximadamente 0,1 Hz y aproximadamente 1 kHz; u opcionalmente
- 30    en el que el tiempo delta  $\Delta t_e$  está comprendido entre aproximadamente 1 segundo y aproximadamente 1 hora; u opcionalmente
  - en la que la unidad de cómputo es una unidad de cómputo con propósito especial que comprende una unidad central de procesamiento, CPU, conectada a osciladores de un primer oscilador OSC 1, un segundo oscilador OSC 2 a un oscilador OSC n cada oscilador con una señal de activación de salida; en la que n es un número
  - 35    natural mayor a cero.
3. El dispositivo de la Reivindicación 1, en el que después de la etapa f), se completan las siguientes etapas:
  - g) determinar bandas de frecuencia de estimulación basadas en las frecuencias de estimulación tisular inferiores  $f_{bx}$  determinadas en la etapa e) junto con las frecuencias de estimulación tisular superiores  $f_{bx}$  determinadas en la etapa f); y
  - 40    h) aplicar un estímulo de campo eléctrico a un tejido a través de una disposición de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía según las bandas de frecuencia de estimulación determinadas en la etapa g) con incrementos o decrementos en pasos de una frecuencia delta  $\Delta f_e$  durante un tiempo delta  $\Delta t_e$ ;
  - i) establecer un tiempo máximo de estimulación  $t_{max}$ ;
  - 45    j) medir la respuesta de la impedancia tisular al estímulo de la etapa h); y

k) verificar que la respuesta de la impedancia tisular medida en la etapa j) en las bandas de frecuencia de estimulación determinadas en la etapa g) vuelven a la tolerancia NT establecida en la etapa d) o superan el tiempo máximo de estimulación  $t_{\max}$ ; y opcionalmente en la que la etapa k) comprende las siguientes verificaciones:

- 5 - si se supera el tiempo máximo de estimulación  $t_{\max}$ , entonces se finaliza;  
- si no se supera el tiempo máximo de estimulación  $t_{\max}$ , y la respuesta de impedancia del tejido medida en la etapa j) está por debajo de la tolerancia NT establecida en la etapa d), repetir la etapa h); y  
- si la respuesta de impedancia tisular medida en la etapa j) en las bandas de frecuencia de estimulación determinadas en la etapa g) superan la tolerancia NT establecida en la etapa d), entonces se finaliza.
- 10 4. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que un usuario en una unidad de cómputo está configurado para establecer, y también almacenar en memoria, la frecuencia inicial de estimulación tisular  $f_{ie}$ , la frecuencia final de estimulación tisular  $f_{fe}$ , la frecuencia delta  $\Delta f_e$ , el tiempo delta  $\Delta t_e$ , la tolerancia NT, las frecuencias de estimulación tisular inferiores  $f_{bx}$  y las frecuencias de estimulación tisular superiores  $f_{bx}$ ; ( $f_e$ ), u opcionalmente  
15 en el que la tolerancia NT está comprendida entre aproximadamente el 25% y aproximadamente el 50%; u opcionalmente  
en el que, en la etapa a), la señal de activación se selecciona, entre otras cosas, entre señal directa o alterna, señal pulsada o trenes de pulsos no alternantes, señal de onda cuadrada con variación del ciclo de trabajo, señal de onda triangular, señal de onda en diente de sierra, modulada por amplitud, modulada por frecuencia, modulada por fase, modulada por posiciones de pulso, o combinaciones de éstas; u opcionalmente
- 20 en la que la frecuencia inicial de estimulación tisular  $f_{ie}$  y la frecuencia final de estimulación tisular  $f_{fe}$  están comprendidas entre aproximadamente 0,1 Hz y aproximadamente 1000 kHz; u opcionalmente  
en el que la frecuencia delta  $\Delta f_e$  es un valor comprendido entre aproximadamente 0,1 Hz y aproximadamente 1 kHz; u opcionalmente  
en el que el tiempo delta  $\Delta t_e$  está comprendido entre aproximadamente 1 segundo y aproximadamente 1 hora.
- 25 5. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que en la etapa e), el intervalo de frecuencias entre la frecuencia de estimulación tisular inferior  $f_{bx}$  y la frecuencia de estimulación tisular superior  $f_{bx}$  corresponden a las frecuencias tisulares centrales; u opcionalmente  
en el que la señal de activación de los transductores de campo eléctrico cambia con la retroalimentación de la temperatura del tejido; u opcionalmente
- 30 en el que el tejido biológico estimulado se encuentra en un animal; u opcionalmente  
en el que el tejido biológico estimulado es un animal; u opcionalmente  
en la que los transductores electromagnéticos están en contacto con una superficie externa del tejido; u opcionalmente
- 35 en la que los transductores electromagnéticos están situados a una distancia determinada de una superficie externa del tejido biológico; u opcionalmente  
en la que una primera parte de los transductores electromagnéticos está en contacto con una superficie externa del tejido biológico y una segunda parte de los transductores electromagnéticos está situada a una distancia determinada de la superficie externa del tejido biológico; u opcionalmente
- 40 en la que los transductores electromagnéticos se activan de acuerdo con una secuencia definida; u opcionalmente  
en la que los transductores electromagnéticos se activan aleatoriamente; u opcionalmente  
en el que la señal de activación se aplica a cada transductor en un momento determinado, de forma secuencial, fuera de fase con respecto a la otra señal de activación o a varias señales de estimulación, de forma aleatoria o de acuerdo con un programa establecido para cada uno de los transductores.

45

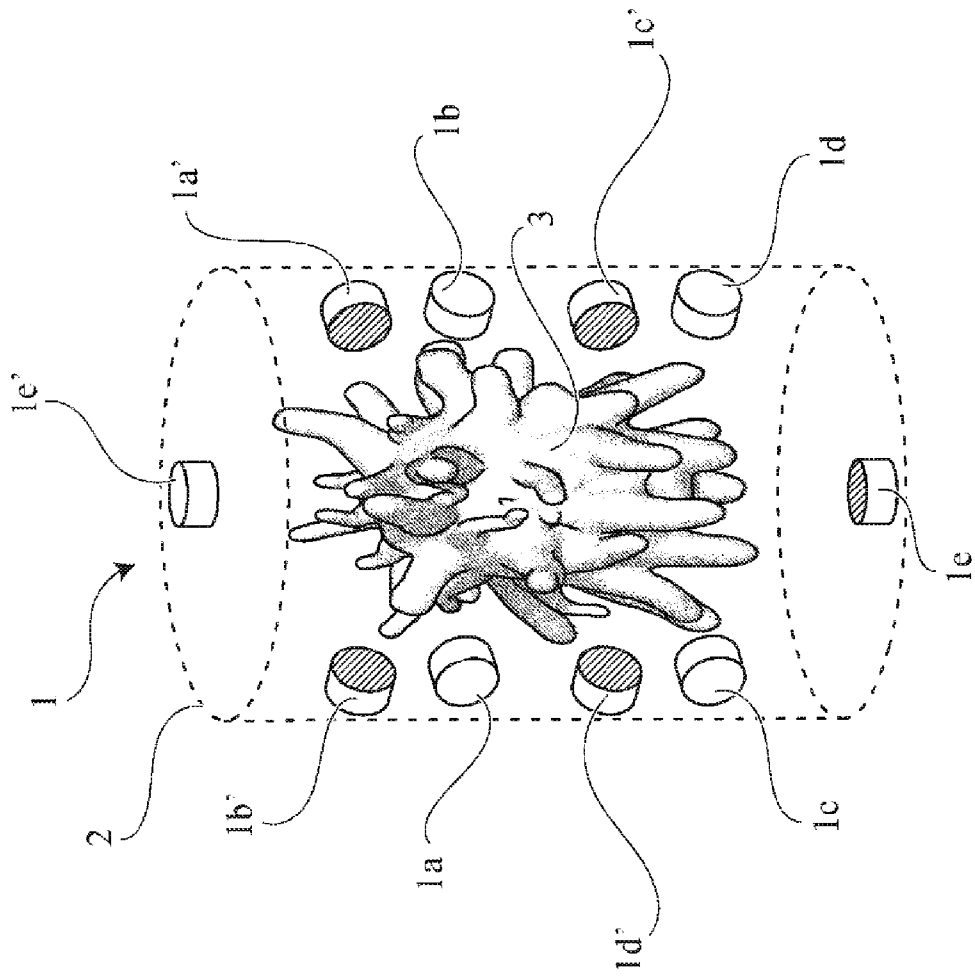


FIG. 1

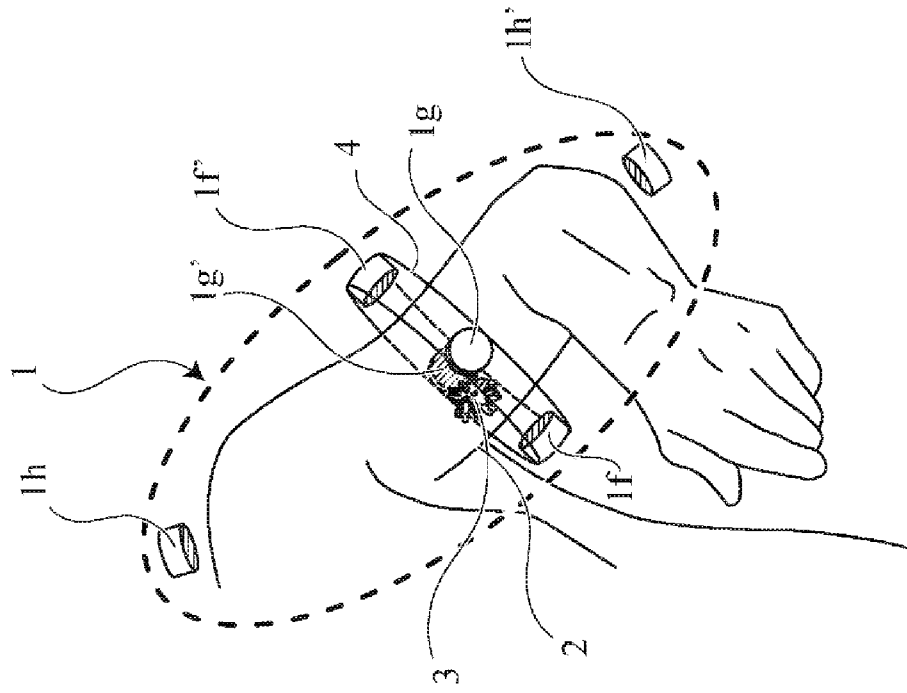


FIG. 2B

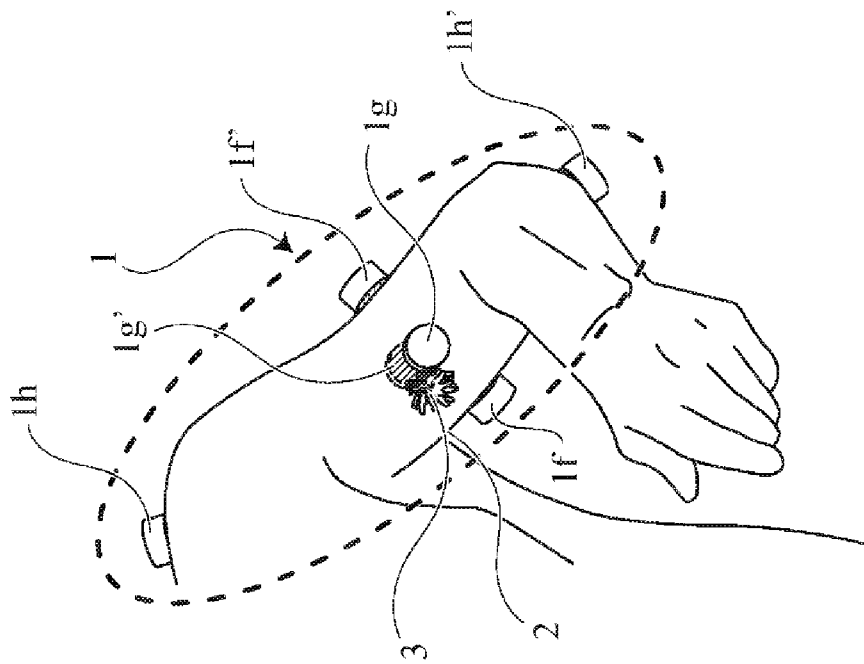


FIG. 2A

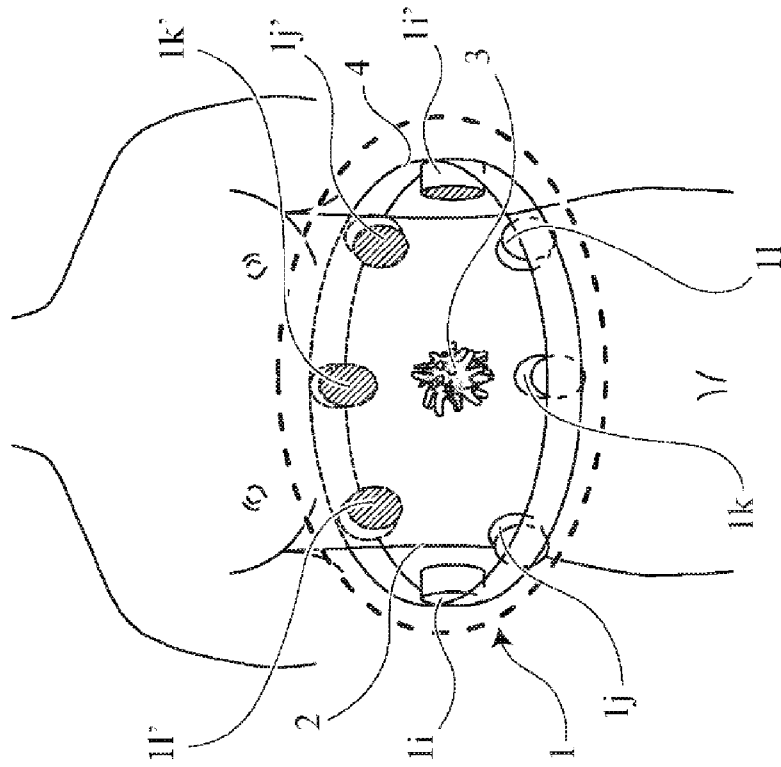


FIG. 3B

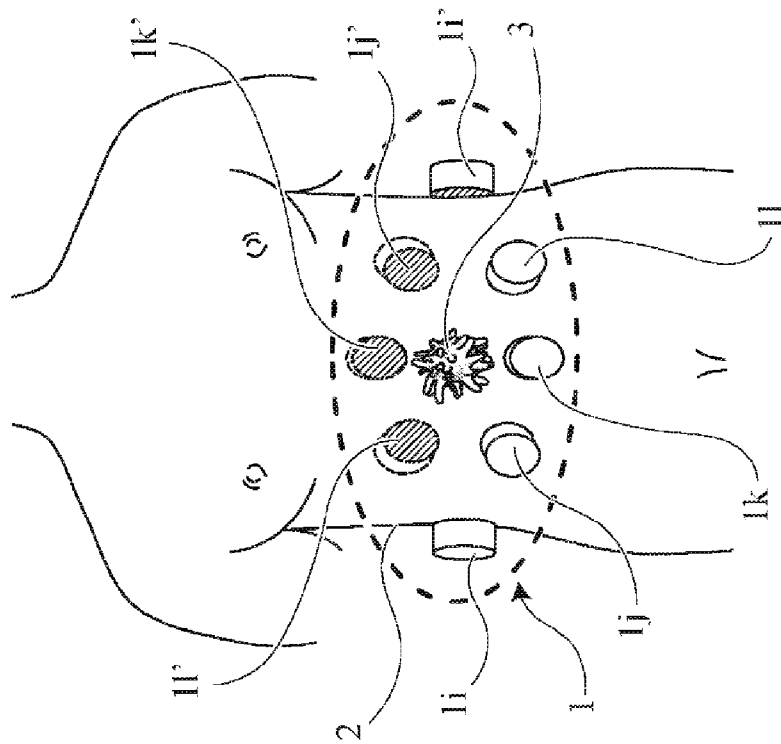


FIG. 3A

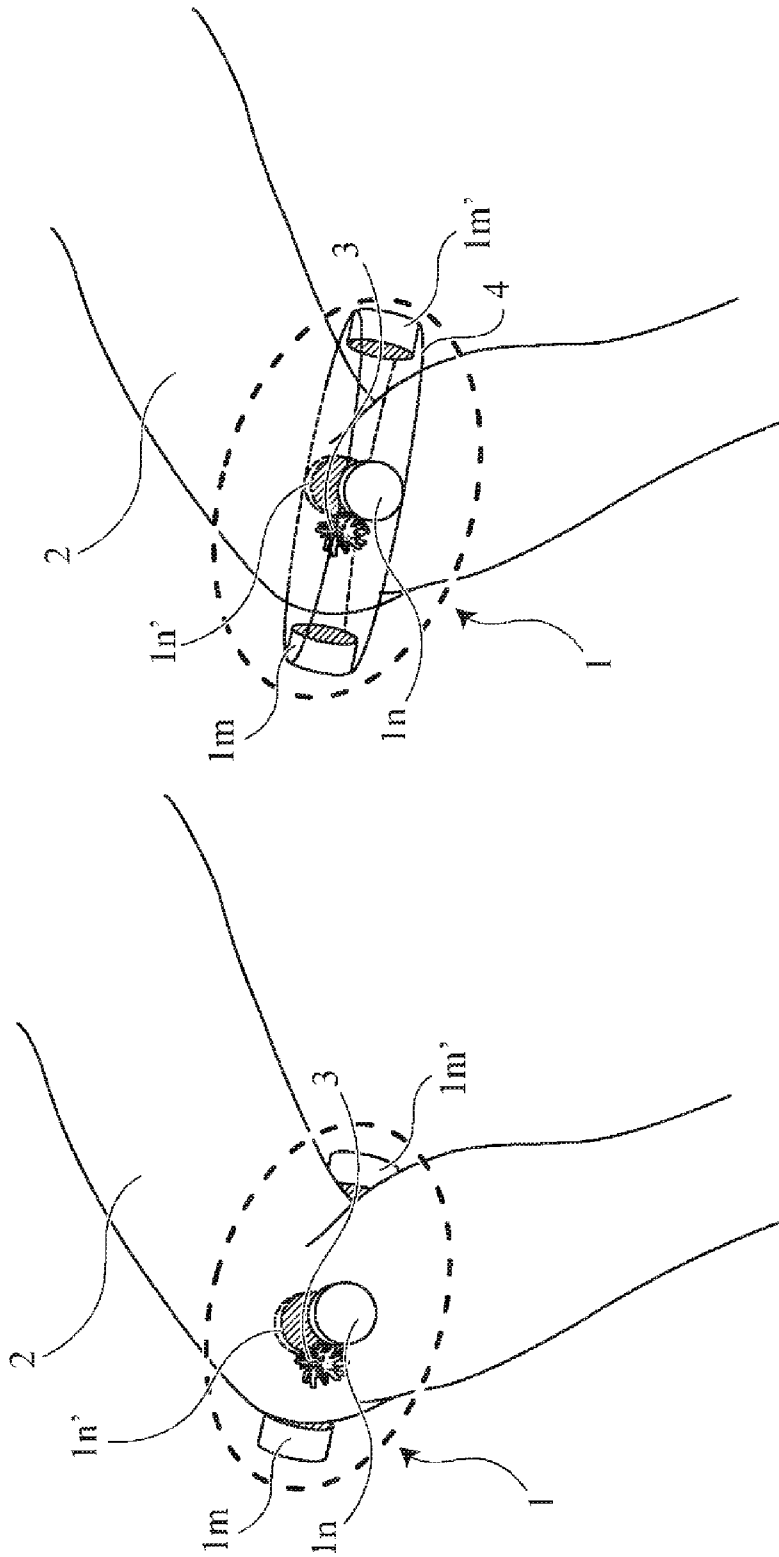
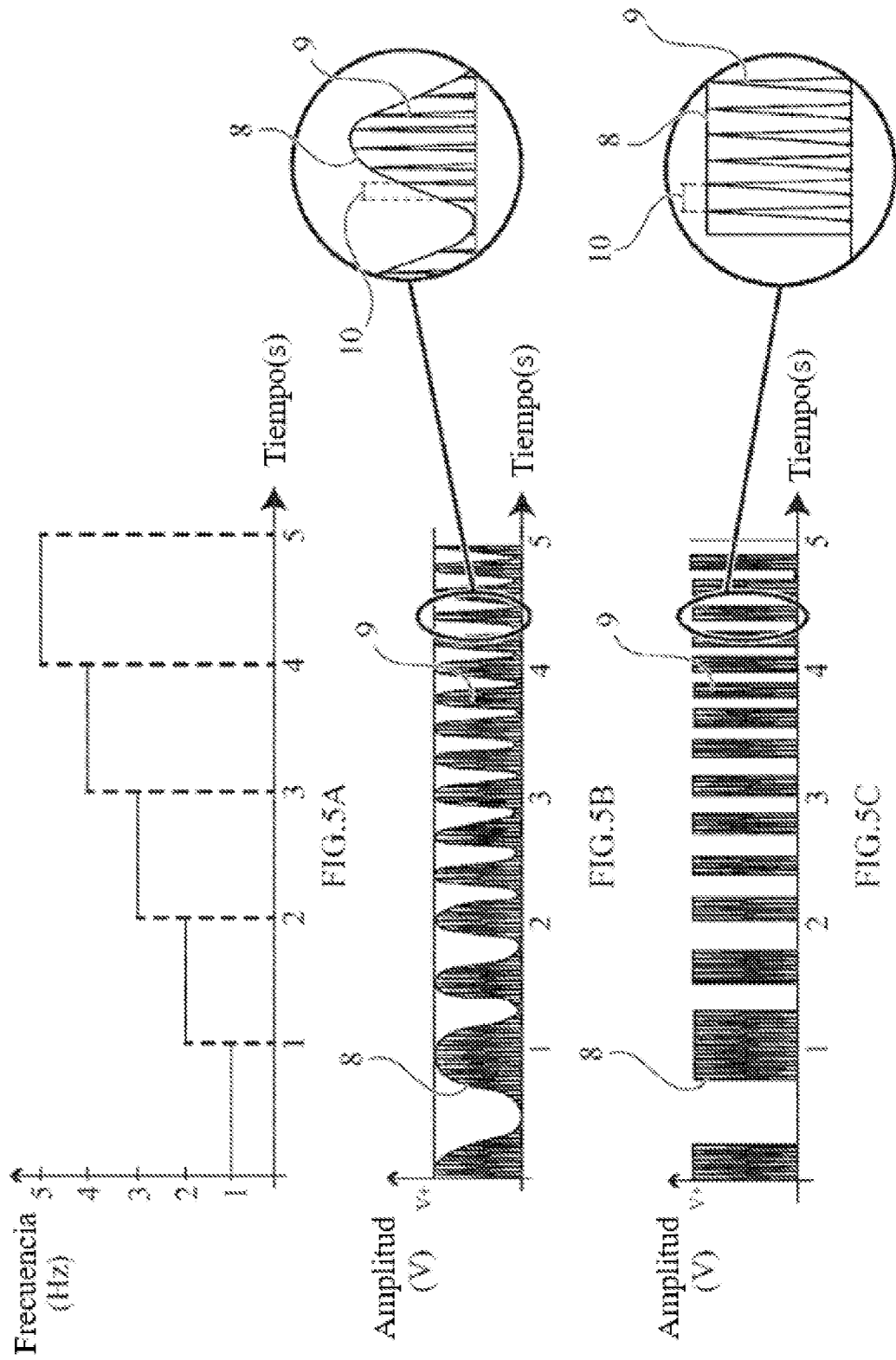


FIG. 4B

FIG. 4A



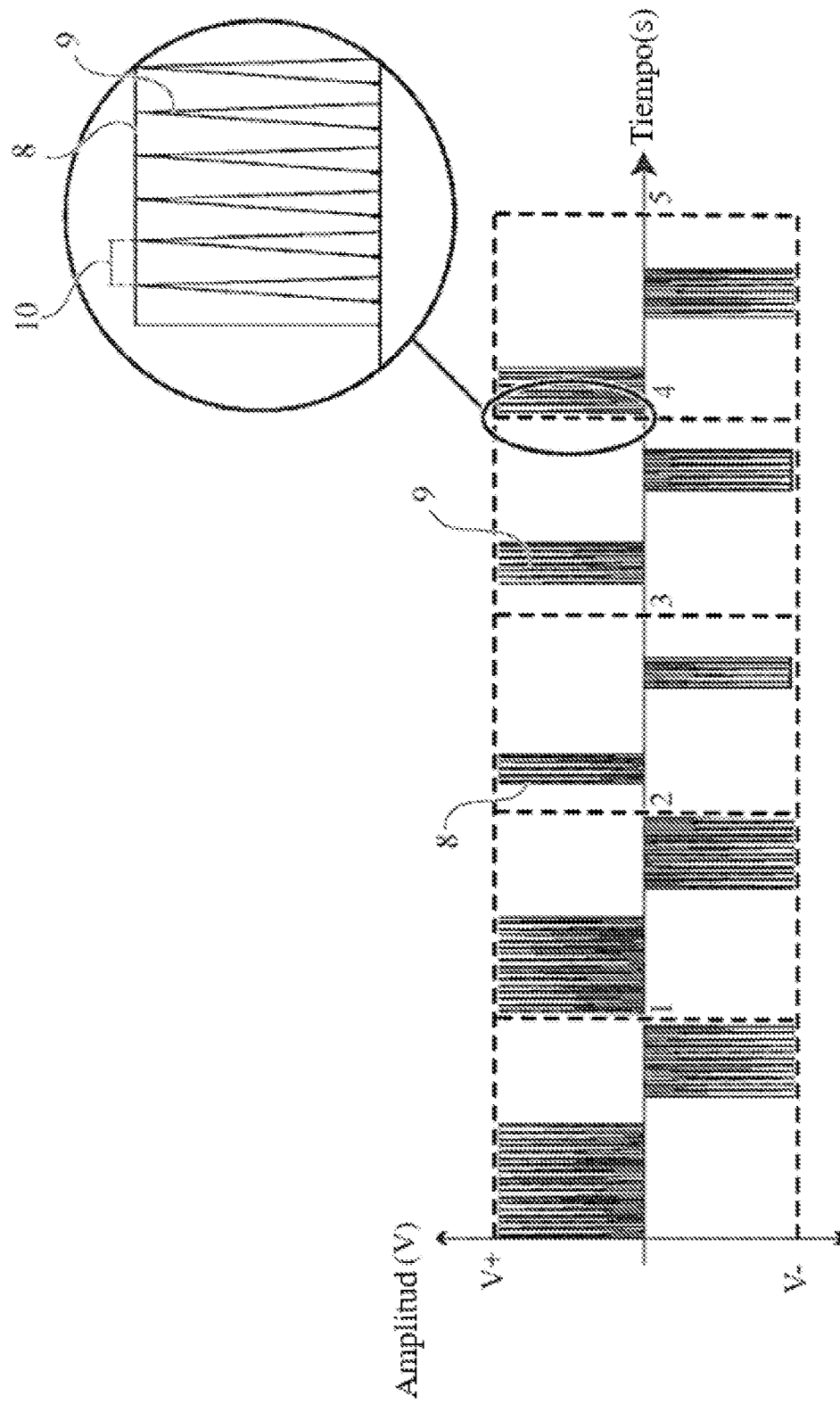


FIG. 6

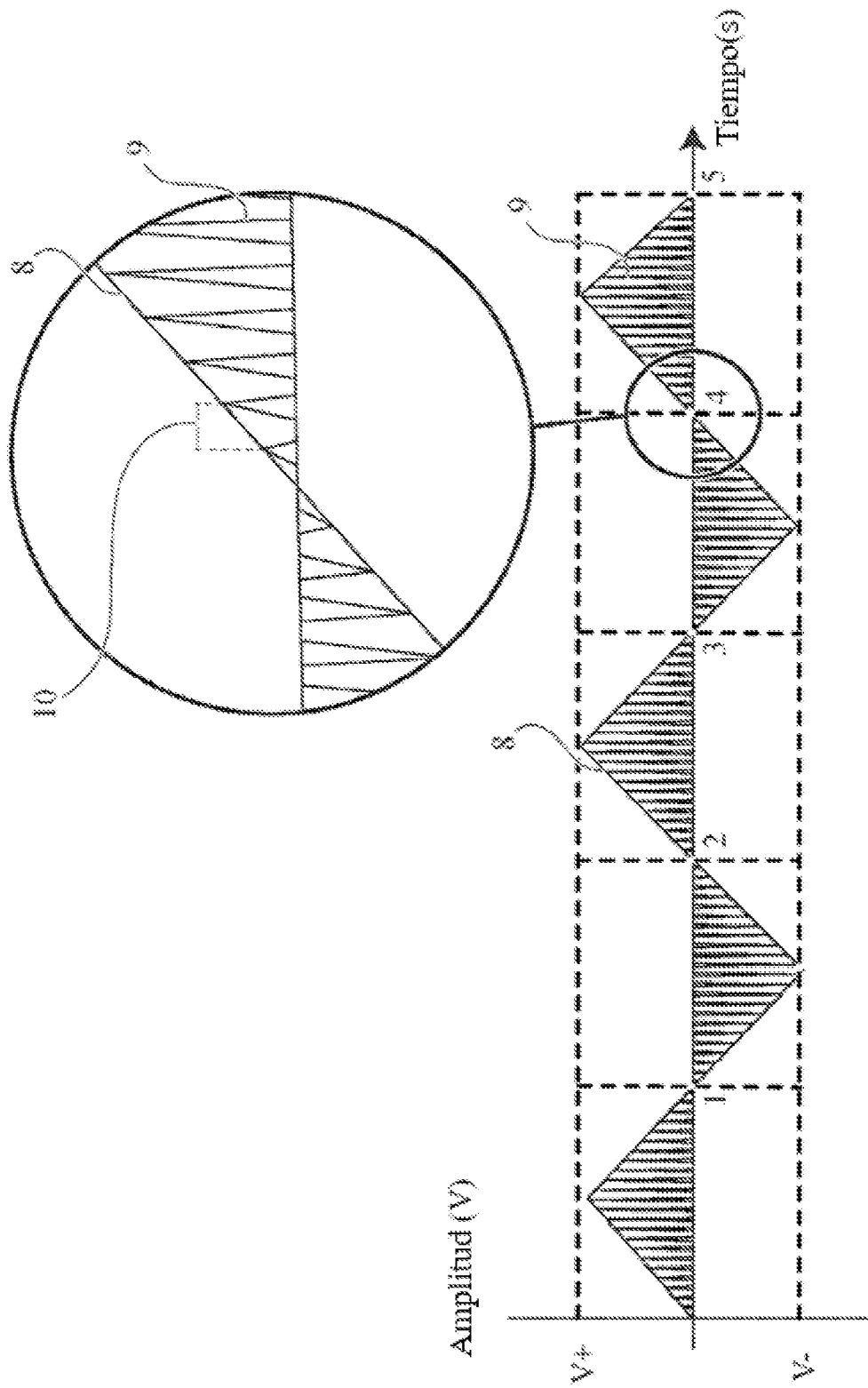


FIG. 7

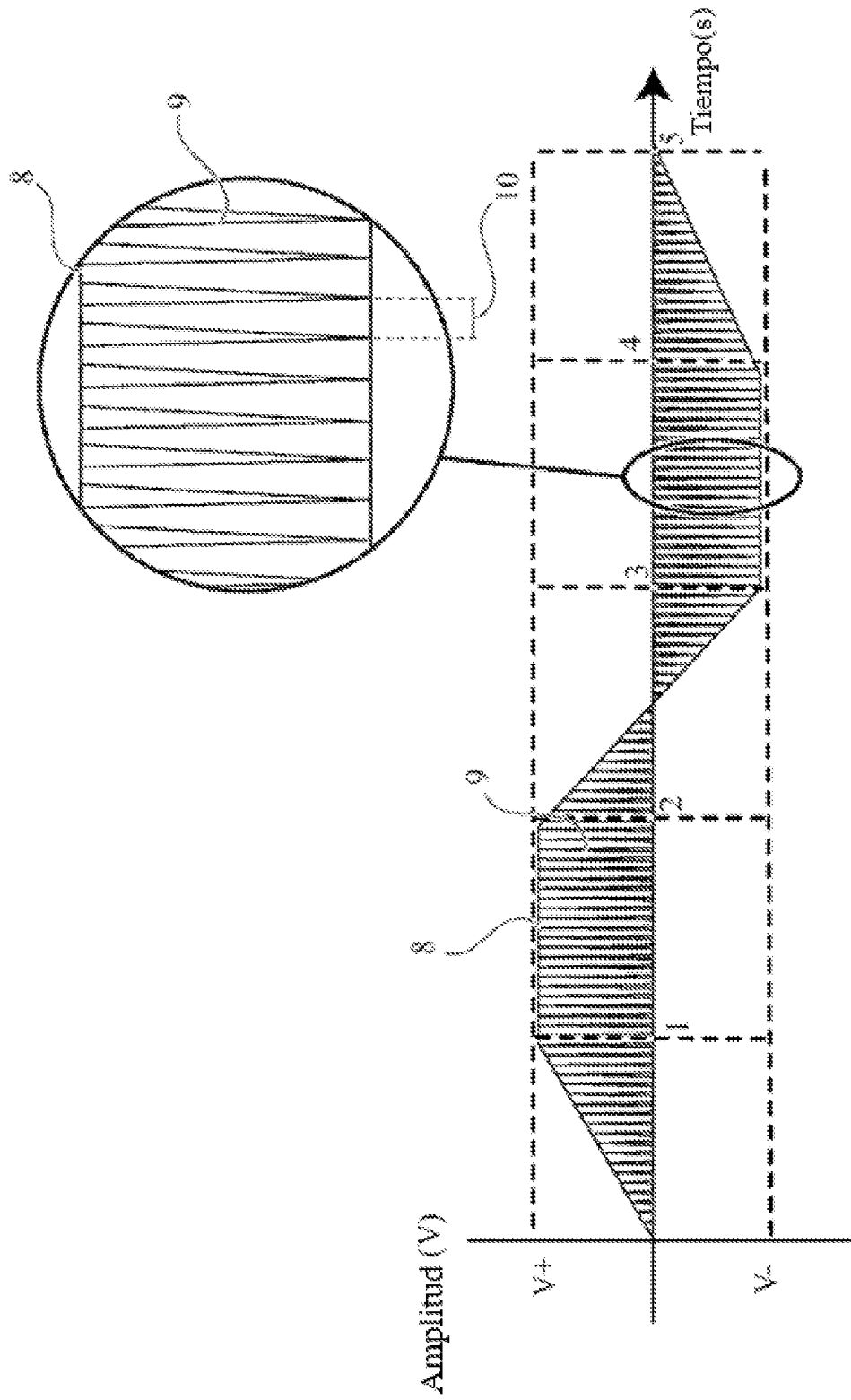
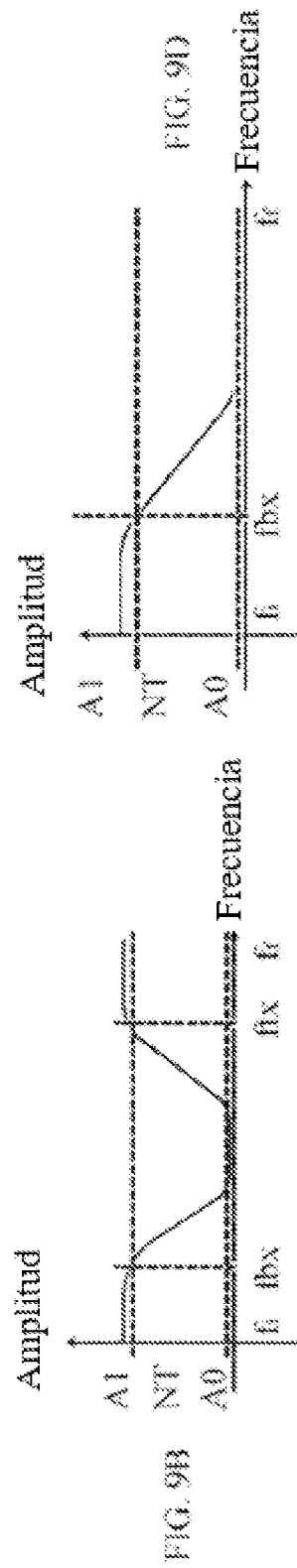
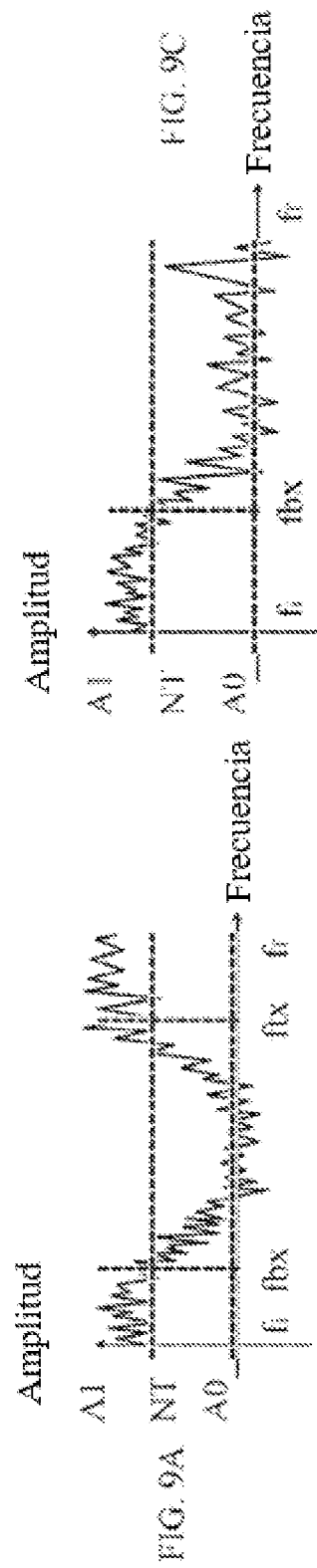
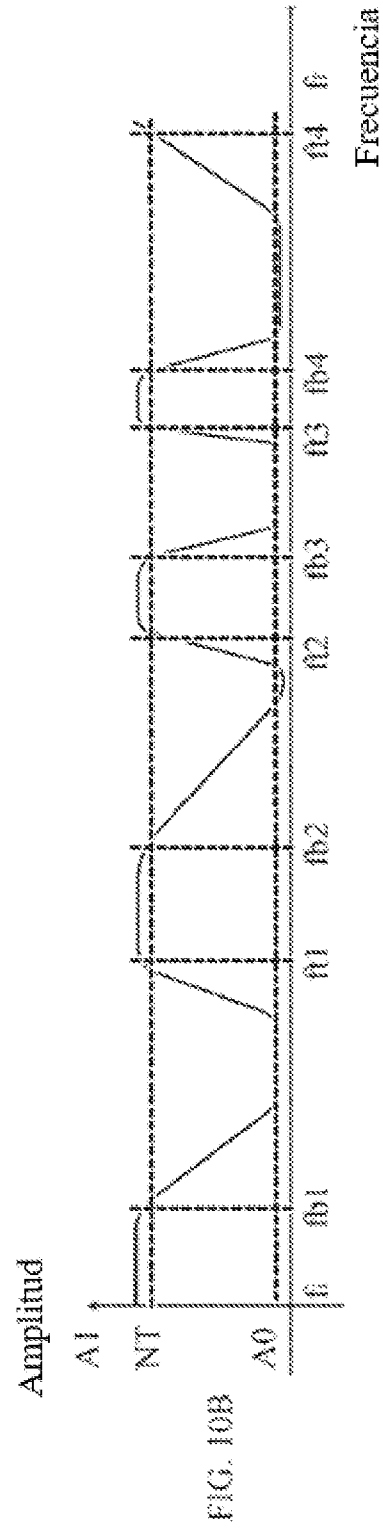
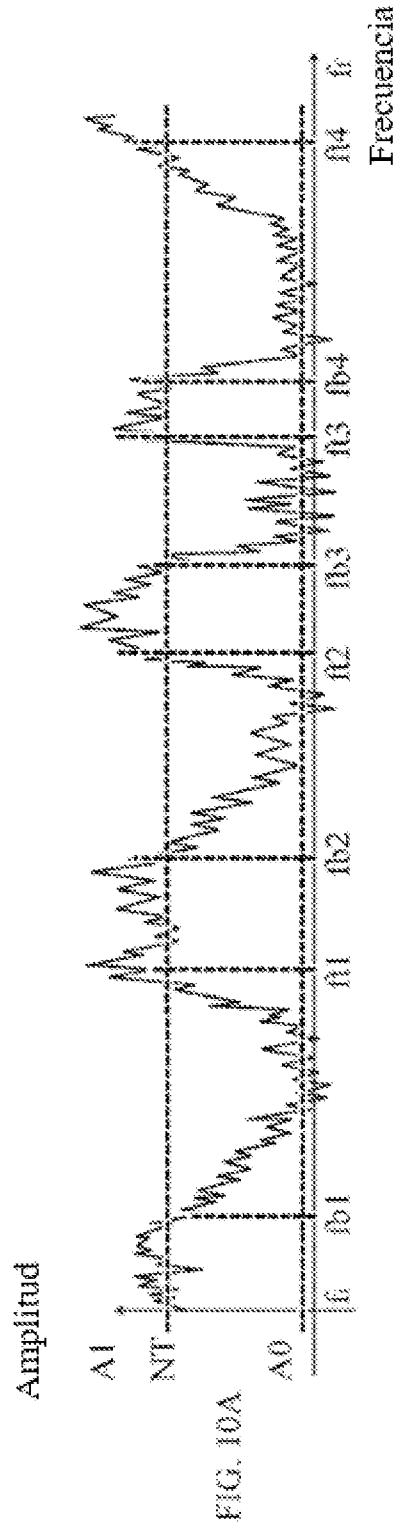


FIG. 8





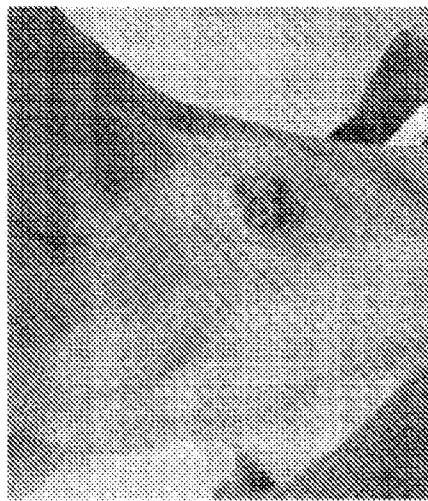


FIG. 11 A



FIG. 11 B

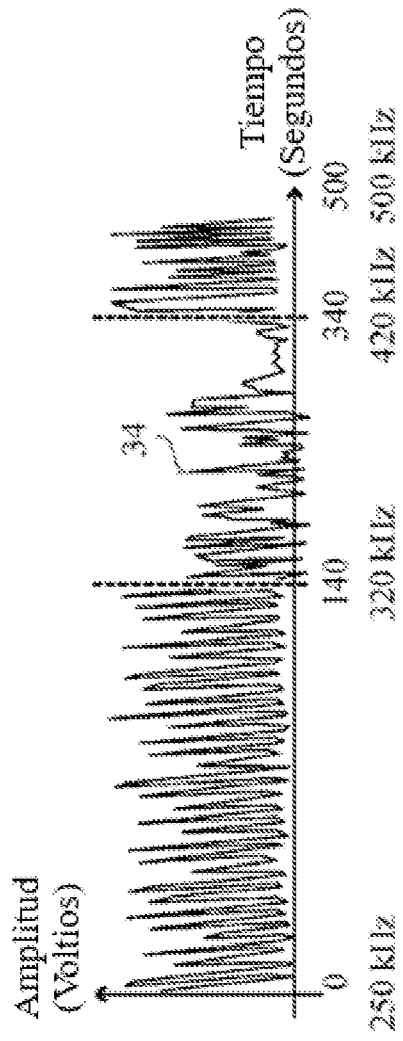


FIG. 11 C

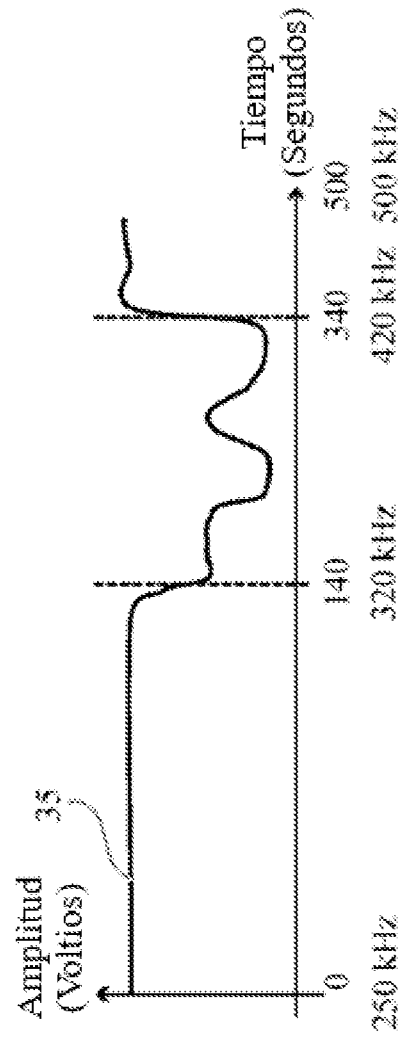


FIG. 11 D

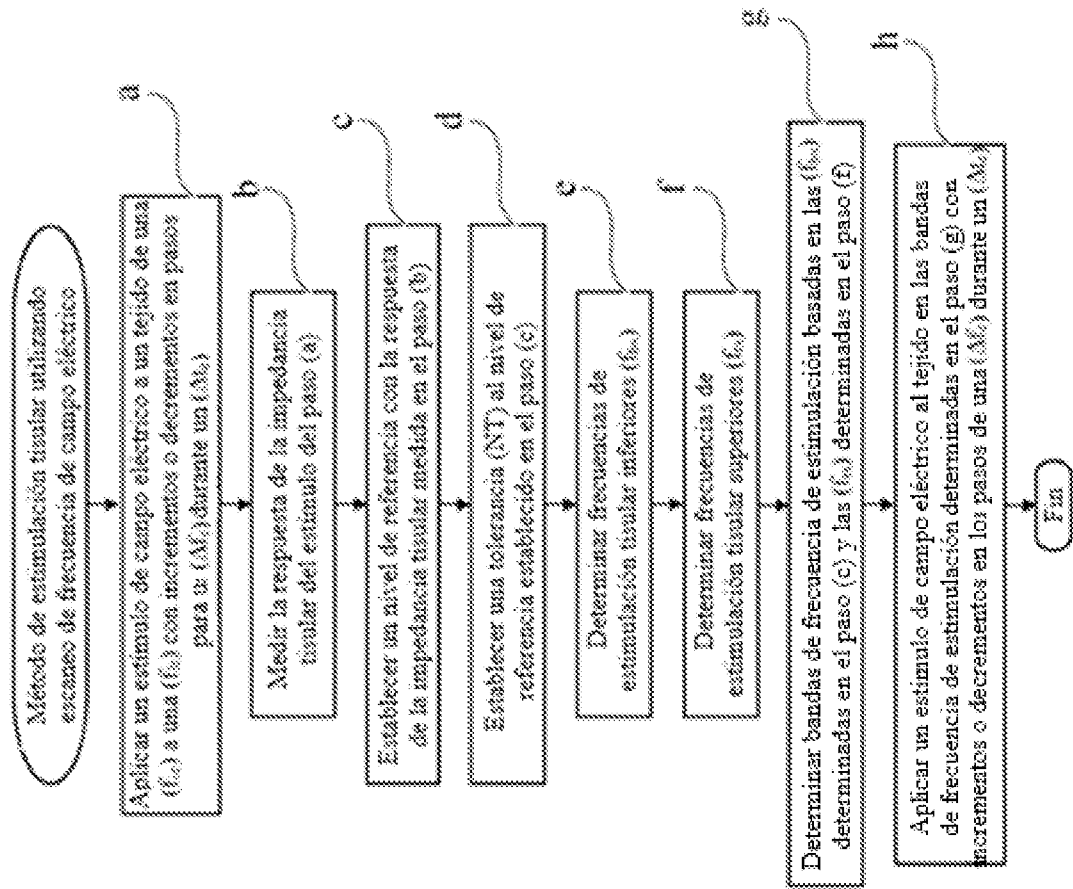


FIG. 12

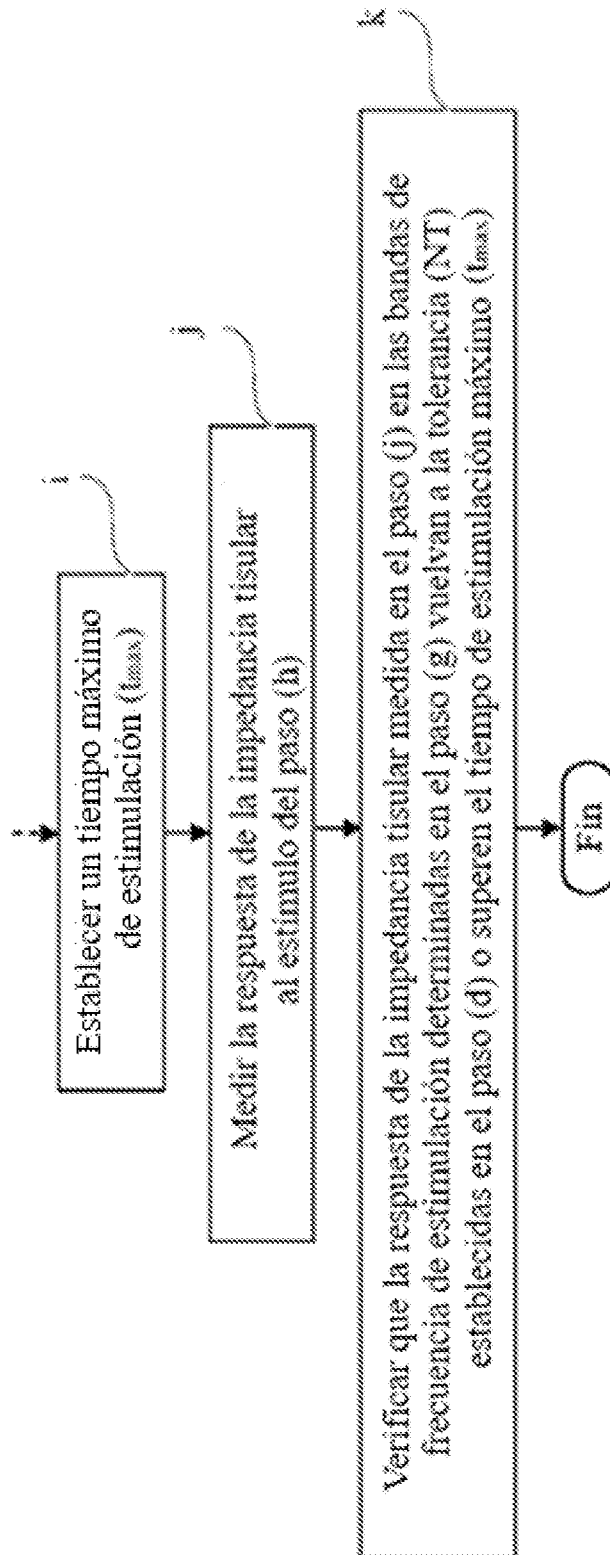


FIG. 13

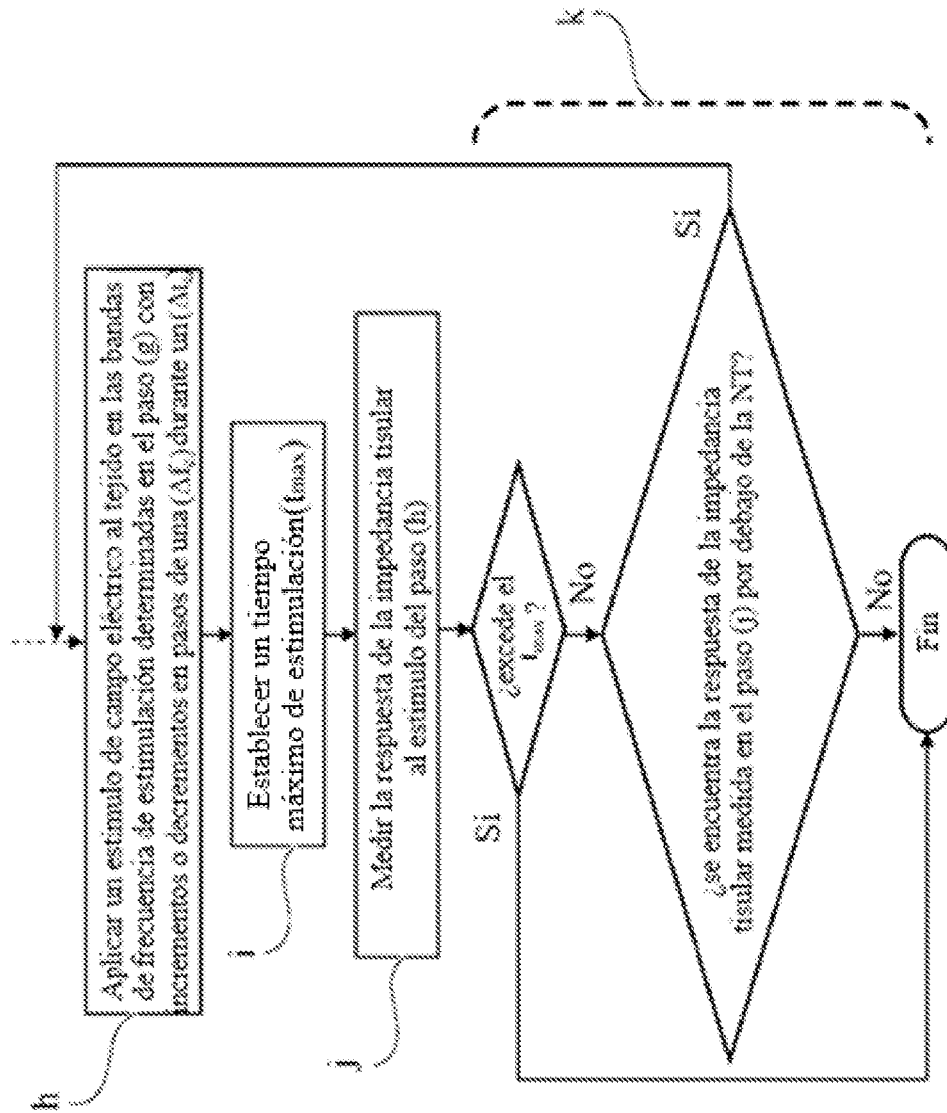


FIG. 14

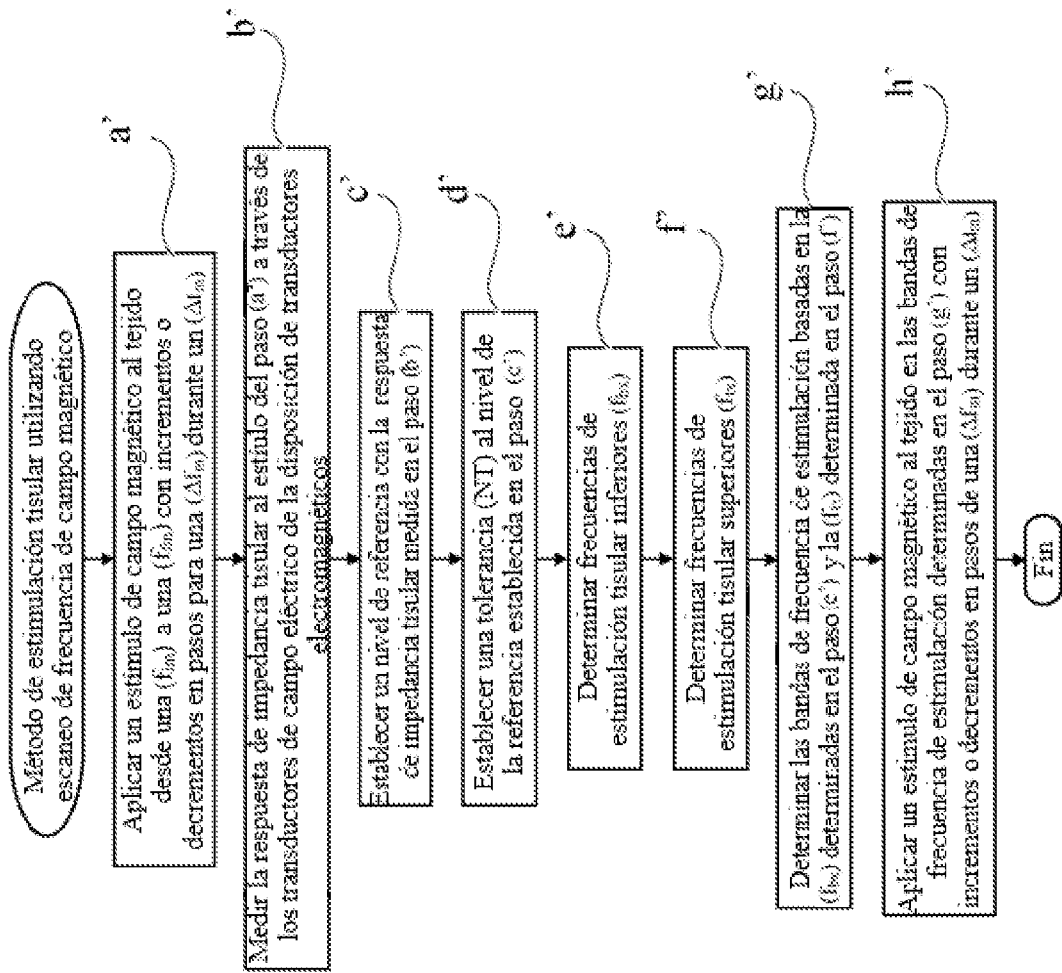


FIG. 15

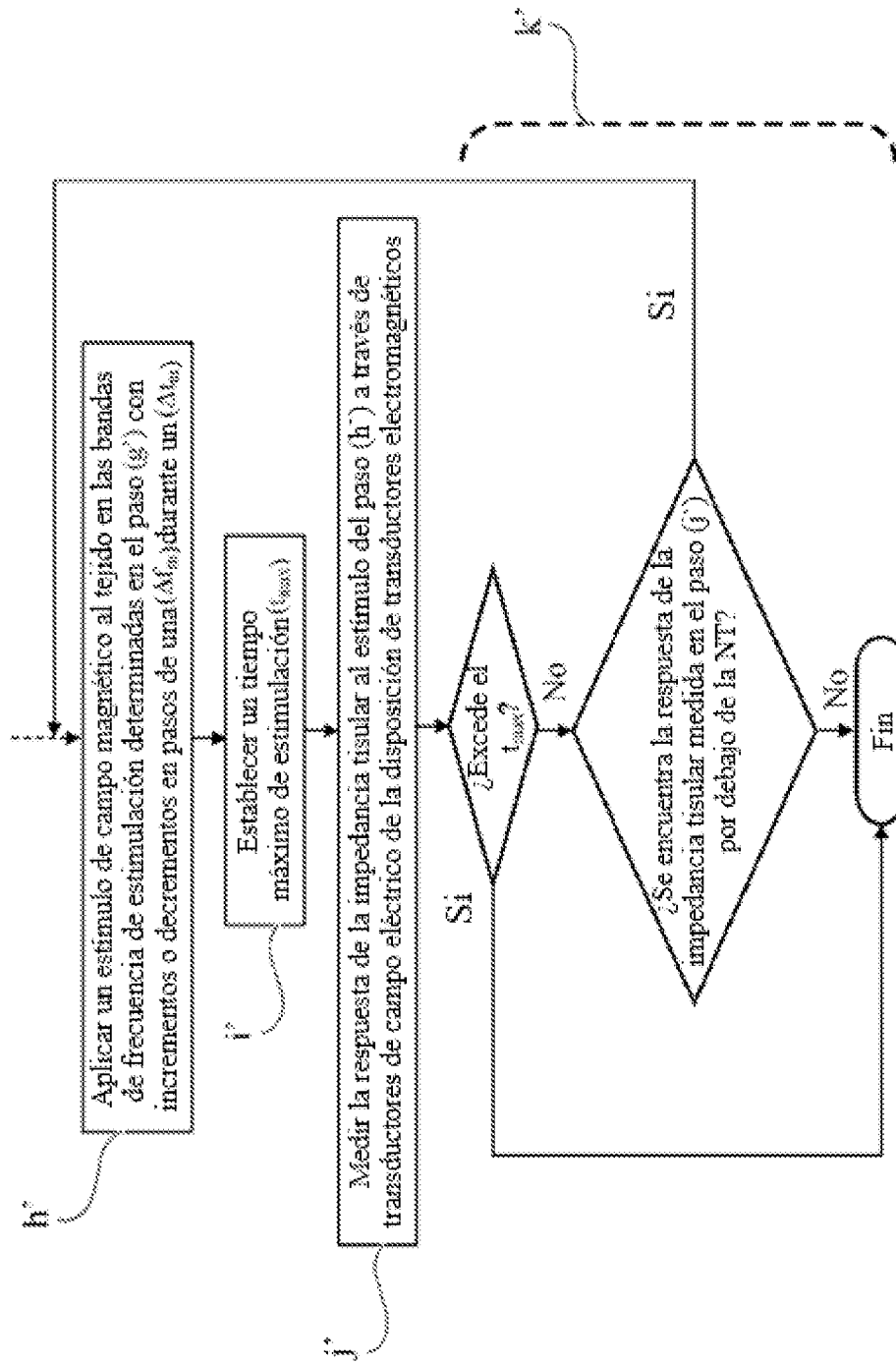


FIG. 16

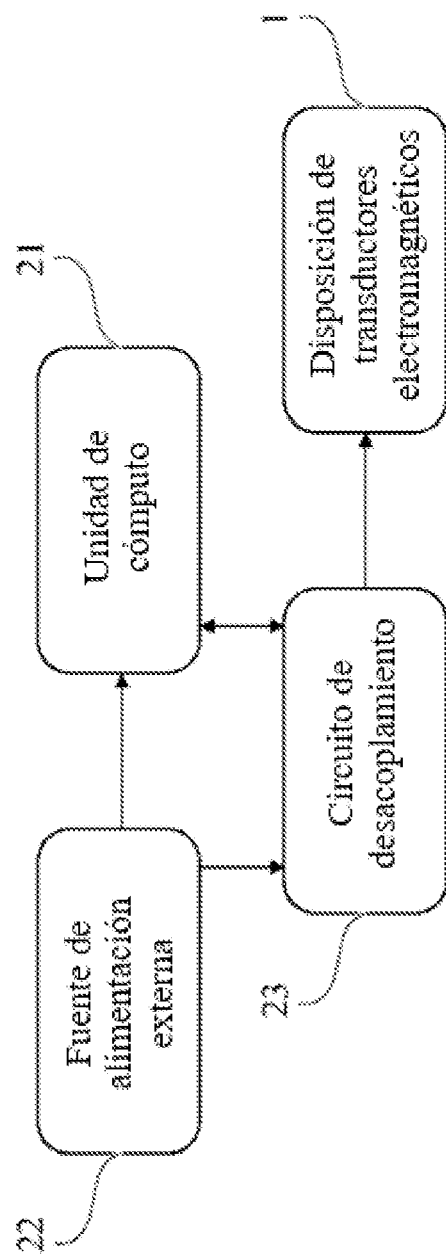


FIG. 17

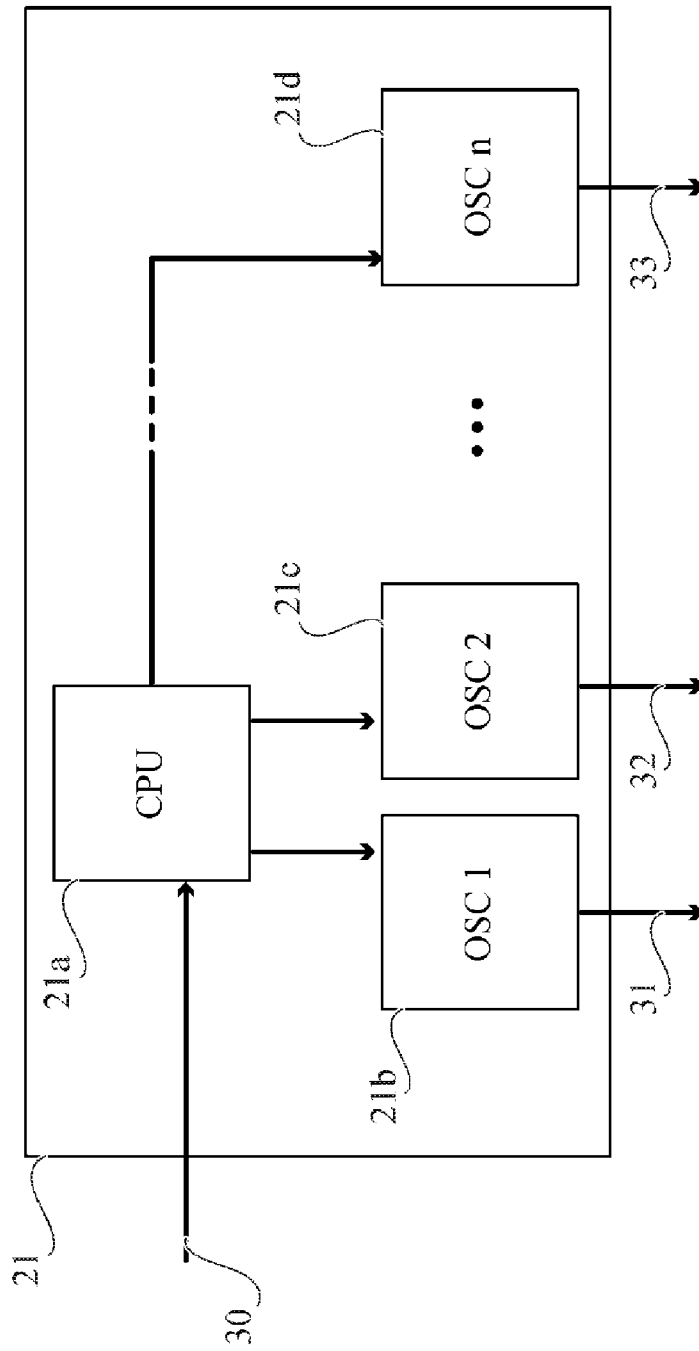


FIG. 18