MÉTODO DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA Y MAGNÉTICA DE TEJIDOS POR BARRIDO ESPACIAL

REFERENCIA CRUZADA A SOLICITUDES RELACIONADAS

Esta solicitud reclama el beneficio de prioridad de la solicitud de Colombia con número de serie NC2018/0001282, presentada el 7 de febrero de 2018. La totalidad de la solicitud de patente mencionada anteriormente se incorpora en el presente documento como referencia y forma parte de esta solicitud.

La estimulación tisular descrita en el presente documento está relacionada con la solicitud colombiana con número de serie. NC2018/0001283, presentada el 7 de febrero de 2018.

ANTECEDENTES

Campo técnico de la invención

La presente invención está relacionada con métodos para la estimulación de tejidos con campos electromagnéticos, eléctricos y magnéticos. Más específicamente la invención está relacionada con la estimulación de tejidos con campos electromagnéticos, eléctricos y magnéticos por barrido espacial, dicho barrido espacial se refiere a la variación del vector de campo electromagnético, campo eléctrico o campo magnético en un espacio tridimensional en sus tres ejes.

Descripción del estado de la técnica

Un organismo vivo se mueve, se alimenta e interactúa con su entorno, a través de reacciones bioquímicas, que además constituyen la actividad eléctrica del organismo.

Esta actividad eléctrica se puede medir en forma de corrientes y campos eléctricos y campos magnéticos, que se registran, por ejemplo, en electromiogramas (EMG), en el caso de la actividad eléctrica del corazón se llama electrocardiograma (ECG), o electroencefalogramas (EEG) en el caso de medir actividad eléctrica en el cerebro.

De igual manera, es posible influenciar al organismo con campos electromagnéticos, similarmente a como se influye cualquier material cargado o que se pueda cargar eléctricamente.

Ha sido demostrado en estudios que estos campos al ser aplicados en organismos vivos, entre otras cosas, pueden inducir regeneración y/o degeneración celular.

En los estudios de la aplicación de campo magnéticos se incluyen áreas de interés como la rehabilitación de grupos musculares dañados o paralizados, como por ejemplo, estimulación magnética del corazón, regeneración de tejido óseo entre otros.

Por otra parte, existen estudios de la aplicación de campo eléctricos que incluyen áreas de interés como el tratamiento de disfunción del sistema nervioso central en los que se tratan

condiciones de disfunción específicas, como por ejemplo, fibromialgia, dolor crónico, déficit de atención, bipolaridad, fatiga crónica, desorden del sueño, depresión, ansiedad entre otros.

Ahora bien, en el arte previo se divulga métodos para la estimulación electromagnética de tejidos, como por ejemplo los divulgados por las patentes US9278231 B2 y US9138585 B2.

El documento US9278231 B2, divulga un dispositivo y métodos para generar campos magnéticos (MFG, por sus siglas en inglés *Magnetic Field Generator*); el dispositivo comprende una bobina eléctrica enrollada circunferencialmente al dispositivo generador de campo magnético, también, divulga un aparato que llama SPMF (por sus siglas en inglés *Sequentially Programmed Magnetic Field*), el cual comprende un arreglo de MFGs para producir campos magnéticos pulsados en una región enfocada, los pulsos son controlados por un sistema de conmutación operacionalmente conectado a un computador que genera un protocolo basado en una lógica embebida que depende del tipo de enfermedad y tratamiento a administrar.

Uno de los métodos divulgados en el documento US9278231 B2 comprende aplicar un campo magnético pulsado a un tejido deseado siguiendo un patrón secuencial en rangos de frecuencia determinados, en otras modalidades, el campo magnético es generado por una pluralidad de pares de MFGs emparejados y opuestos que se activan simultáneamente y desfasados, cada par es disparada en un patrón rotatorio.

Sin embargo, el método divulgado en el documento US9278231 B2 no divulga ajustar la posición de los MFGs de acuerdo a la forma del tejido lo que hace que sea ineficiente al aplicar el campo magnético sobre el tejido.

El documento US9278231 B2 sólo emplea campo magnético y no campo eléctrico por lo cual también la estimulación del tejido es deficiente ya que el efecto técnico de aplicar un campo eléctrico sobre el tejido es prevalente sobre el efecto del campo magnético la estimulación descrita es deficiente comparada con una estimulación que combina campos magnéticos y eléctricos.

El documento US9278231 B2 tampoco divulga alguna retroalimentación para ajustar el patrón de activación de acuerdo al avance de la estimulación del tejido, por lo tanto no se adapta a variaciones del tejido durante la estimulación.

El documento US9278231 B2 divulga que la variación del vector de campo magnético se realiza sobre un plano circular y no sobre otros ejes y por lo tanto no permite que el tejido sea estimulado en donde el vector de campo tenga inclinación respecto al plano circular resultando en una estimulación deficiente del tejido.

El documento US9138585 B2 divulga un método para configurar un dispositivo médico para usar con un sistema de electrodos multipolar que comprende proveer a un usuario una representación gráfica interactiva de vectores de electro estimulación, recibir una selección

de dichos vectores, proveer indicación visual de dicha selección, usar interactivamente dicha selección de vectores para ejecutar una prueba de electro estimulación sobre el tejido a tratar.

El documento US9138585 B2 divulga que se pueden realizar medidas del nivel de impedancia para tomar una decisión de ejecutar más pruebas o detenerse.

El documento US9138585 B2 tampoco divulga que la aplicación de campo eléctrico se adapte a variaciones del tejido durante el tratamiento pese a poseer medición de impedancia del tejido, los parámetros de la aplicación del campo deben ser ajustados por un usuario mediante la interacción con la representación gráfica interactiva de vectores de electro estimulación.

El documento US9138585 B2 sólo se aplica de forma invasiva en el que hay que realizar una incisión a través de un grupo de tejidos para llegar al tejido de interés lo que puede ocasionar daños a tejido sano en un procedimiento riesgoso y complejo para la implantación de los transductores.

El documento US9138585 B2 aunque divulga su empleo para diferentes tipos de tejidos principalmente se usa para el corazón.

Si bien en el estado de la técnica se encuentran documentos que empleen métodos con campos eléctricos y campos para el tratamiento de tejidos, estos no se adaptan a variaciones del tejido durante el tratamiento, tampoco se aplican de forma tal que se genere una variación en el espacio tridimensional de los vectores de campo electromagnéticos pues se limitan a hacer una variación de los vectores de campo electromagnético en un plano restringiendo efectos en beneficio del tejido.

Breve descripción de la invención

La presente invención se refiere a un método para estimulación electromagnética de tejidos por barrido espacial que comprende las siguientes etapas: a) disponer un arreglo de transductores electromagnéticos que abarque un volumen que contiene un tejido; b) activar el arreglo de transductores electromagnéticos siguiendo un patrón de activación por un tiempo determinado; donde el patrón de activación permite variar la intensidad y dirección del vector de campo electromagnético. Dicho barrido espacial se refiere a la variación del vector de campo electromagnético, campo eléctrico o campo magnético en un espacio tridimensional en sus tres ejes.

Opcionalmente, después del paso (b), hay un paso que involucra un cambio en el patrón de activación y que regresa al paso (b), donde dicho cambio puede ser ejecutado por un usuario, puede ser programado en una unidad de cómputo, o se puede ajustar de forma manual o automática a través de una retroalimentación. Dicha retroalimentación puede ser una

intensidad de campo electromagnético, respuesta de impedancia de tejido, temperatura, imágenes de superficie de tejido, respuesta de impedancia de tejido o combinaciones de estos.

Un dispositivo para estimular un tejido con campos electromagnéticos, el dispositivo comprende una unidad de cómputo, una fuente de alimentación externa conectada a la unidad de cómputo, un circuito de desacople conectado a la fuente de alimentación externa y a la unidad de cómputo, un circuito de conmutación conectado a la fuente de poder externa, al circuito de desacople y a la unidad de cómputo, y una disposición de transductores electromagnéticos conectados a la unidad de cómputo y al circuito de conmutación; en donde la unidad de cómputo implementa un método para la estimulación electromagnética de un tejido, el método comprende los pasos de: a) disponer una disposición de transductores electromagnéticos que abarca un volumen que contiene un tejido; y b) aplicar un estímulo de campo electromagnético a un tejido a través de la disposición de transductores electromagnéticos de acuerdo con un patrón de activación durante un período de tiempo determinado; en donde el patrón de activación hace posible variar la intensidad y dirección de un vector de campo electromagnético producido por la disposición de transductores electromagnéticos.

Breve descripción de las figuras

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

La FIG. 2A muestra un sistema coordenado de tres dimensiones en el que se representa un vector de campo eléctrico o magnético.

La FIG. 2B muestra un ejemplo de un corte del tejido con una representación de un vector de campo eléctrico o magnético con un ángulo respecto al plano xy.

La FIG. 2C muestra un ejemplo de un corte del tejido con una representación de un vector de campo eléctrico o magnético con un ángulo respecto al plano xy de 90 grados.

La FIG. 2D muestra un ejemplo de un corte del tejido con una representación de un vector de campo eléctrico o magnético con un ángulo respecto al plano xy de 180 grados.

La FIG. 2E muestra un ejemplo de un corte del tejido con una representación de un vector de campo eléctrico o magnético con un ángulo respecto al plano xy de 360 grados.

La FIG. 3A muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo inicial 1 activa un par de transductores electromagnéticos, en vista isométrica.

La FIG. 3B muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo inicial 1 activa un par de transductores electromagnéticos, en vista superior.

La FIG. 3C muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo inicial 1 activa un par de transductores electromagnéticos, en vista frontal.

La FIG. 4A muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo 2 activa un par de transductores electromagnéticos, en vista isométrica.

La FIG. 4B muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo 2 activa un par de transductores electromagnéticos, en vista superior.

La FIG. 4C muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo 2 activa un par de transductores electromagnéticos, en vista frontal.

La FIG. 5A muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo 3 activa tres transductores electromagnéticos, en vista isométrica.

La FIG. 5B muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo 3 activa tres transductores electromagnéticos, en vista superior.

La FIG. 5C muestra un esquema de un arreglo de transductores en el que el patrón de activación en un tiempo 3 activa tres transductores electromagnéticos, en vista frontal.

La FIG. 6A muestra un esquema en el que dos transductores electromagnéticos en el que sus caras activas se enfrentan de forma colineal.

La FIG. 6B muestra un esquema en el que dos transductores electromagnéticos en el que sus caras activas se enfrentan de forma colineal y una porción del área de sus caras activas está en contacto con el tejido y otra porción de sus caras activas no está en contacto con el tejido.

La FIG. 7A muestra en un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos en contacto y apuntando a un tejido el brazo de un individuo.

La FIG. 7B muestra en un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos sin contacto y apuntando un tejido en el brazo de un individuo.

La FIG. 8A muestra un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos en contacto y apuntando un tejido en la zona del abdomen de un individuo.

La FIG. 8B muestra un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos sin contacto y apuntando un tejido en la zona del abdomen de un individuo.

La FIG. 9A muestra un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos en contacto y apuntando un tejido en la zona de la rodilla de un individuo.

La FIG. 9B muestra un ejemplo de la disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos sin contacto y apuntando un tejido en la zona de la rodilla de un individuo.

La FIG. 10 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de un dispositivo estimulador de tejidos de esta divulgación.

LA FIG. 11 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de una unidad de cómputo de propósito especial de un dispositivo de estimulación de tejidos de esta divulgación.

Descripción detallada de la invención

La presente invención divulga un método para para estimulación electromagnética de tejidos por barrido espacial de un campo electromagnético, dicho barrido espacial se refiere a la variación del vector de campo electromagnético, campo eléctrico o campo magnético en un espacio tridimensional mediante la activación de un arreglo de transductores electromagnéticos y el vector de campo es el vector resultante de varios transductores del arreglo de transductores electromagnéticos actuando simultáneamente sobre el tejido.

Uno de los efectos de la estimulación electromagnética de los tejidos mediante barrido espacial es lograr una mejor distribución de una energía electromagnética asociada con dichos estímulos, en otras palabras, una mejor dosis de estimulación electromagnética a los tejidos que se están estimulando.

Otro efecto de la estimulación electromagnética de los tejidos mediante barrido espacial es el rendimiento superior del dispositivo para la estimulación electromagnética de los tejidos mediante barrido espacial, ya que la potencia suministrada por una fuente de alimentación externa se dosifica de acuerdo con una retroalimentación, por ejemplo, de acuerdo con la respuesta de impedancia del tejido.

El método para la estimulación electromagnética de los tejidos mediante barrido espacial de un campo electromagnético permite evitar el sobrecalentamiento del conjunto de transductores electromagnéticos mediante el uso de un patrón de activación específico para variar la intensidad y la dirección de un vector de campo electromagnético producido por la disposición de los transductores electromagnéticos del dispositivo.

En referencia a la FIG. 1, el método de estimulación electromagnética de tejidos comprende las siguientes etapas: una etapa a) donde se dispone un arreglo de transductores electromagnéticos (1) que abarque un volumen (2) que contiene un tejido (3); una etapa b) correspondiente al arreglo de transductores electromagnéticos (1) siguiendo un patrón de activación por un tiempo determinado, donde el patrón de activación permite variar la intensidad y dirección del vector de campo electromagnético en un espacio tridimensional en tres ejes coordenados “x”, “y” y “z”.

El tejido hace referencia a los tejidos biológicos de los seres vivos conformado por una o más células, puede estar constituido por células de una sola clase, todas iguales, o por varios tipos de células dispuestas ordenadamente formando un órgano u organismo. El tejido mencionado puede ser tejido sano como tejido epitelial, tejido conectivo, tejido muscular, tejido nervioso o combinaciones de estos. El tejido también puede ser un tejido con un

desequilibrio bioquímico total o parcial en un tejido sano, dicho desequilibrio bioquímico a su vez puede corresponder a tejido neoplásico benigno, tejido neoplásico maligno o cualquier célula fuera de homeostasis o en homeostasis. Además, el tejido puede referirse a células in vivo o antes de la implantación de dichas células en un entorno in vivo.

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

La estimulación electromagnética de un tejido biológico o la estimulación de un tejido se refiere a la administración de energía a dicho tejido biológico para inducir ciertos cambios en las características de dicho tejido biológico, como la respuesta de impedancia del tejido, la vascularización del tejido, la temperatura del tejido, la salud del tejido, la tasa de crecimiento del tejido, entre otros.

En referencia a la FIG. 10, se muestra un ejemplo de un dispositivo estimulador de tejido de la presente descripción, el dispositivo estimulador de tejido comprende una unidad de cómputo (21), una fuente de alimentación externa (22) conectada a la unidad de cómputo (21), un circuito de desacople (23) conectado a la fuente de alimentación externa (22) y a la unidad de cómputo (21), un circuito de conmutación (40) conectado al circuito de desacople (23), una disposición de transductores electromagnéticos (1) conectados al circuito de conmutación (40), en donde la unidad de cómputo (21) implementa el método para la estimulación de tejido con un barrido espacial de campos eléctricos, el método para la estimulación de tejido con un barrido espacial de campos magnéticos, y métodos que combinan barrido espacial que tiene campos eléctricos y campos magnéticos, y puede ser configurado con el dispositivo de estimulación de tejidos para generar un patrón de activación que active los transductores electromagnéticos de la disposición de transductores electromagnéticos, campo eléctrico o campo magnético a través del circuito de conmutación (40).

Opcionalmente, la unidad de cómputo (21) implementa un método para la estimulación electromagnética de un tejido, el método comprende los pasos de: a) disponer un arreglo de transductores electromagnéticos que abarca un volumen que contiene un tejido; y b) aplicar un estímulo de campo electromagnético a un tejido a través de la disposición de transductores electromagnéticos de acuerdo con un patrón de activación durante un período de tiempo determinado; en donde el patrón de activación permite variar la intensidad y la dirección de

un vector de campo electromagnético producido por la disposición de transductores electromagnéticos, campo eléctrico o campo magnético a través del circuito de conmutación (40).

Opcionalmente, la conexión realizada entre el circuito de conmutación (40), la disposición de los transductores electromagnéticos (1) y el circuito de desacople (23) se realiza utilizando un bus de datos.

Como se usa en este documento, un bus se refiere a una pluralidad de conectores o conjunto de cables que proporciona transporte para datos, dichos datos pueden ser, por ejemplo, la señal de activación o estar relacionados con el patrón de activación.

Dicho dispositivo estimulador de tejido también puede entenderse como un dispositivo para estimular un tejido con campos electromagnéticos o, un dispositivo para estimular un tejido con campos eléctricos y campos magnéticos o simplemente un dispositivo para estimular un tejido.

En referencia a la FIG. 11, un ejemplo en el que la unidad de cómputo (21) es una unidad de cómputo de propósito especial que comprende una unidad de procesador central (CPU) (21a) conectada a osciladores desde un primer OSC 1, un segundo oscilador OSC 2 a un oscilador OSC n, cada oscilador que tiene una salida de señal de activación (31-33); en donde "n" es un número natural igual o mayor que cero. De acuerdo con esto, la unidad de computación (21) puede tener un máximo de "n" salidas. Opcionalmente, "n" es un valor de entre aproximadamente 1 y aproximadamente 1000, alternativamente "n" es 1 y opcionalmente 200, sin estar limitado a estos valores. Las salidas de señal de activación también pueden denominarse como canales.

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

Opcionalmente, las salidas de señal de activación (31, 32 y 33) de cada oscilador están conectadas a la disposición de transductores electromagnéticos (1) directamente o a través de un circuito de desacople (23).

Alternativamente, las salidas de señal de activación (31, 32 y 33) de cada oscilador están conectadas a la disposición de transductores electromagnéticos (1) directamente o a través de un circuito de conmutación (40) que está conectado a la CPU (21a).

Alternativamente, la CPU (21a) también está conectada a un dispositivo periférico seleccionado entre otros, a partir de dispositivos de almacenamiento como una unidad de memoria, una base de datos y un disco duro, dispositivos de entrada como un teclado, una cámara, una pantalla táctil y un escáner, dispositivos de salida como una pantalla, una impresora y una impresora.

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

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

La unidad de cómputo (21) del dispositivo estimulador de tejido puede usar retroalimentación (30), por ejemplo, una retroalimentación de respuesta de impedancia de tejido para ajustar dinámicamente las salidas de señal de activación (31 - 33) que reciben los transductores y se aplican tejido para estimularlo.

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

Alternativamente, la retroalimentación (30) no está limitada a obtener la respuesta de la impedancia del tejido del estímulo al tejido. Dicha retroalimentación puede ser un bus que transporta datos de medición relacionados con el tejido. Por ejemplo, la retroalimentación (30) puede incorporar, la medición de temperatura para determinar la fatiga del tejido, imágenes de la superficie del tejido para determinar la vascularización del tejido, o medidas de impedancia del tejido o combinaciones de estas.

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

Para el entendimiento de la presente invención una unidad de cómputo se entiende como un dispositivo que procesa datos e información, por ejemplo, microcontroladores, micro procesadores, DSCs (*Digital Signal Controller* por sus siglas en ingles), FPGAs (*Field Programmable Gate Array* por sus siglas en inglés), CPLDs (*Complex Programmable Logic Device* por sus siglas en inglés), ASICs (*Application Specific Integrated Circuit* por sus siglas en inglés), SoCs (*System on Chip* por sus siglas en inglés), PSoCs (*Programmable System on Chip* por sus siglas en inglés), computadores, servidores, tabletas, celulares, celulares inteligentes y otras unidades de cómputo conocidas por una persona medianamente versada en la materia o combinaciones de estas. Esta unidad de cómputo puede incluir un dispositivo

de almacenamiento, dispositivo de visualización y/o un Dispositivo de interfaz humana (HID), puede ser o incluir una unidad cómputo de propósito especial programada para ejecutar el método de esta divulgación..

Un dispositivo de almacenamiento incluye, sin limitación, memoria RAM (memoria caché, SRAM, DRAM, DDR), memoria ROM (Flash, caché, HDD, SSD, EPROM, EEPROM, memoria extraíble ROM (SD (miniSD, microSD, etc.), MMC (Tarjeta MultiMedia), Compact Flash, SMC (Smart Media Card), SDC (Secure Digital Card), MS (Memory Stick), entre otros)), CD-ROM, Disco Versátil Digital (DVD) u otro almacenamiento óptico, casetes magnéticos, cintas magnéticas, almacenamiento o cualquier otro medio que pueda usarse para almacenar información y al que pueda acceder una unidad de cómputo, entre otros conocidos por los expertos en la técnica, y combinaciones de estos. El dispositivo de almacenamiento tiene registros de memoria, en los que se almacenan instrucciones, estructuras de datos y módulos de software.

Una pantalla incluye, sin limitación, monitores: 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) de cristal líquido, LCD de matriz activa, LCD de matriz pasiva, pantallas LED, proyectores de pantalla, TV (4KTV, HDTV, TV de plasma, Smart TV), pantallas OLED, pantallas AMOLED, Pantallas de puntos cuánticos (QD), pantallas de segmentos, entre otros dispositivos capaces de mostrar datos a un usuario, conocidos por los expertos en la materia, y combinaciones de estos.

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

El circuito de desacople (23) permite desacoplar eléctricamente la fuente externa (22) del arreglo de transductores electromagnéticos (1), dicho circuito puede estar construido en optoacopladores, relés, amplificadores operacionales, resistencias, condensadores, transformadores, diodos combinaciones de estos y otros elementos electrónicos para desacoplar eléctricamente dos circuitos o elementos eléctricos. El circuito de desacoplamiento también permite aislar eléctricamente el tejido de interés de la fuente de alimentación externa y garantizar fluctuaciones en el voltaje que son peligrosos para el tejido.

Como se usa en este documento en la presente descripción, el circuito de conmutación (40) puede seleccionarse del grupo de multiplexores (multiplexor digital o multiplexores analógicos), demultiplexores (demultiplexor digital o demultiplexores analógicos), arreglo de transistores, circuitos que combinan condensadores, diodos, resistencias , amplificadores operacionales y una combinación de estos que proporcionan conmutación de datos de un primer circuito eléctrico a otro eléctrico y los conocidos por el experto en la materia.

El circuito de conmutación (40) permite la conmutación entre un número "n" de salidas de señal de activación (31 - 33) a un número "k" de salidas de señal de activación conectadas a cada transductor electromagnético del arreglo de transductores electromagnéticos (1), en donde "n" y “k” son números naturales mayores que cero. Opcionalmente, "n" es un valor de entre aproximadamente 1 y aproximadamente 1000, alternativamente "n" es 1 y opcionalmente 200, sin estar limitado a estos valores. Opcionalmente "k" es un valor de entre aproximadamente 1 y aproximadamente 1000, alternativamente "k" es 1 y opcionalmente 200, sin estar limitado a estos valores.

Es posible que el dispositivo y el método de la presente descripción apliquen un estímulo de campo electromagnético a un tejido de acuerdo con un patrón de activación durante un período de tiempo determinado independientemente de la señal de activación.

Además, en un ejemplo particular de la divulgación, la CPU (21a) genera un patrón de activación para activar los transductores electromagnéticos en el arreglo de transductores electromagnéticos (1), la CPU (21a) genera una señal de activación que es recibida por los transductores electromagnéticos previamente activados, por lo tanto, el vector de estimulación electromagnética de intensidad y dirección inducido en el tejido varía de acuerdo con el patrón de activación en combinación con la señal de activación que varía la intensidad.

La fuente externa (22) permite el suministro de la potencia eléctrica requerida para el funcionamiento del arreglo de transductores electromagnéticos y puede ser un dispositivo capaz de mantener una diferencia de potencial eléctrico entre dos o más terminales como una fuente de corriente alterna, fuente de corriente continua, baterías, fuente fotovoltaica, fuente termoeléctrica, entre otros dispositivos capaces de mantener una diferencia de potencial eléctrico entre dos o más terminales conocidos por una persona medianamente versada en la materia o combinaciones de estas.

A su vez, un volumen (2) se entiende como un cuerpo que ocupa un espacio en tres dimensiones, el volumen (2) puede ser un sólido o contener espacios vacíos.

Activar un transductor electromagnético o activar el arreglo de transductores electromagnéticos (1) significa abastecer de potencia eléctrica a los transductores electromagnéticos o el arreglo de transductores electromagnéticos (1).

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

Dichos transductores electromagnéticos se pueden nombrar como transductores de campo electromagnético, que pueden ser transductores de campo eléctrico o transductores de campo magnético o estar conformados por una combinación de transductor de campo eléctrico y transductor de campo magnético. Los transductores de campo magnético también se pueden nombrar como transductores magnéticos y los transductores de campo eléctrico también se

pueden nombrar como transductores eléctricos. Cuando se habla del fenómeno en el que prevalece el campo eléctrico se entiende que dichos transductores electromagnéticos son transductores de campo eléctrico, a su vez, cuando el fenómeno que prevalece es el campo magnético se entiende que los transductores electromagnéticos son transductores de campo magnético.

Los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1) tienen una cara activa de forma geométrica que se selecciona, entre otros, del grupo de figuras geométricas como cuadrados, rectángulos, círculos, anillos concéntricos, óvalos y figuras geométricas conocidas por una persona medianamente versada en la materia y combinaciones de estas.

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

Opcionalmente, en el método divulgado en la etapa (a) en el arreglo de transductores electromagnéticos (1), los transductores electromagnéticos se seleccionan, entre otros, del grupo de motores, electrodos, transductores fotoeléctricos, actuadores de inducción, resistencias, bobinas que generan campos magnéticos por inducción, antenas, placas de material conductor paralelas o combinaciones de los anteriores.

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

Esta disposición y con el método de la presente invención permite activar los transductores electromagnéticos y aplicar un campo electromagnético de forma distribuida al interior del volumen (2) que contiene el tejido (3), de esta manera se puede estimular el tejido (3) por tiempos prolongados o por tiempos cortos.

Opcionalmente, en la etapa (b) el patrón de activación cambia y posterior a dicho cambio se repite la etapa (b), dicho cambio en el patrón de activación puede ser ejecutado por un usuario, estar programado en una unidad de cómputo, o ajustarse manual o automáticamente mediante la retroalimentación de intensidad de campo electromagnético, impedancia del

tejido (3). La variación del patrón podría suprimir efectos adversos sobre el tejido (3) o regular la potencia que es entregada por los transductores electromagnéticos (1).

El cambio del patrón de activación puede ser secuencial, aleatorio, cambiar con base en la medición de la intensidad de campo electromagnético, con la retroalimentación de la impedancia del tejido o combinación de estas. Por ejemplo, al medir la intensidad de campo eléctrico con un sensor de efecto *Hall*, si se supera cierto nivel de intensidad de campo magnético sobre el tejido (3), por ejemplo, el tiempo en que se aplica el patrón de activación se disminuye proporcionalmente al incremento de intensidad de campo magnético sobre el tejido (3). Alternativamente, en el método descrito cuando el cambio en el patrón de activación se ejecuta sobre la base de una medición de la respuesta de la impedancia del tejido, dicho cambio puede ser proporcional a dicha medición, por ejemplo, si la respuesta de la impedancia del tejido es mayor que cierto nivel de respuesta de impedancia del tejido, aumenta el ciclo de trabajo de una señal de activación del patrón de activación.

Haciendo referencia a la FIG. 2A, un sistema de coordenadas cartesianas en tres dimensiones compuesto por tres planos ortogonales entre sí e intersectados en los ejes coordenados de origen, denominados “Ox”, “Oy” y “Oz”, en dicho sistema de coordenadas cartesianas se representa un vector de campo electromagnético que corresponde a un vector resultante de la variación del campo eléctrico $(\vec{E})$ y/o campo magnético $(\vec{B})$ con un ángulo α respecto al plano conformado por los ejes “x” y “y”.

Haciendo referencia a las FIG. 2A, FIG. 2B, FIG. 2C, FIG. 2D, FIG. 2E se muestra en un ejemplo, un corte (3a) de una porción del tejido (3) en el plano conformado por los ejes “x” y “y”, un vector de campo electromagnético con un ángulo α, dicho vector corresponde a la resultante de la variación del campo eléctrico $(\vec{E})$ y/o campo magnético $(\vec{B})$ sobre la superficie del corte (3a) del tejido (3); las magnitudes de las componentes vectoriales en los ejes “x” “y” y “z” del campo electromagnético representa la intensidad del campo electromagnético que resulta de la combinación de transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1) activos en un tiempo determinado. Se ilustran FIG. 2B, FIG. 2C, FIG. 2D, FIG. 2E sólo ejemplos y no limitan a que el vector de campo electromagnético se encuentre en el origen del plano conformado por los ejes “x” y “y” ya que tanto dicho vector de campo electromagnético como el origen del sistema de coordenadas en tres dimensiones puede estar en cualquier punto del espacio dentro del volumen (2) que contiene un tejido (3).

Haciendo referencia a la FIG. 2B, el ángulo α toma cualquier valor entre 0 grados y 360 grados respecto al plano conformado por los planos “x” y “y” con el método de la presente invención, por medio de un patrón de activación de los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1).

Haciendo referencia a la FIG. 2C, el ángulo α toma un valor igual a 90 grados respecto al plano conformado por los planos “x” y “y” con el método de la presente invención, por medio

de un patrón de activación de los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1).

En un ejemplo, un par de transductores de campo eléctrico del arreglo de transductores electromagnéticos (1) que comprende un primer transductor de campo eléctrico (1e') sobre un plano paralelo al plano conformado por los ejes "x" y "y" a una determinada distancia sobre el eje "z" positivo, un segundo transductor de campo eléctrico (1e) sobre un plano paralelo al plano conformado por los ejes "x" y "y" a una determinada distancia sobre el eje "z" negativo, dicho par de transductores pueden estar o no enfrentados entre sí, y alineados o no alineados. Por ejemplo, al activar el primer transductor de campo eléctrico (1e') y el segundo transductor de campo eléctrico (1e), suministrando un potencial eléctrico negativo al primer transductor respecto al segundo transductor se refuerza la componente del vector campo eléctrico en dirección del eje "z" positivo (α igual a 90 grados), si se invierten las polaridades de dicho par de transductores de campo eléctrico el vector de campo eléctrico apunta en dirección del eje "z" negativo (α igual a 270 grados).

Haciendo referencia a la FIG. 2D, el ángulo α toma un valor igual a 180 grados respecto al plano conformado por los planos "x" y "y" con el método de la presente invención, por medio de un patrón de activación de los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1).

Haciendo referencia a la FIG. 2E, el ángulo α toma un valor igual a 360 grados respecto al plano conformado por los planos "x" y "y" con el método de la presente invención, por medio de un patrón de activación de los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1).

En otro ejemplo, un par de transductores de campo eléctrico del arreglo de transductores electromagnéticos (1) que comprende un tercer transductor de campo eléctrico (1a') sobre un plano paralelo al plano conformado por los ejes "x" y "z" a una determinada distancia sobre el eje "x" positivo, un cuarto transductor de campo eléctrico (1a) sobre un plano paralelo al plano conformado por los ejes "x" y "z" a una determinada distancia sobre el eje "x" negativo, dicho par de transductores pueden estar o no enfrentados entre sí, y alineados o no alineados. Por ejemplo, al activar el tercer transductor de campo eléctrico (1a') y el cuarto transductor de campo eléctrico (1a), suministrando un potencial eléctrico negativo al tercer transductor respecto al segundo transductor se refuerza la componente del vector campo eléctrico en dirección del eje "x" positivo (α igual a 0 o 360 grados), si se invierten las polaridades de dicho par de transductores de campo eléctrico el vector de campo eléctrico apunta en dirección del eje "x" negativo (α igual a 180 grados).

El vector de campo electromagnético puede estar orientado en cualquier dirección del espacio dentro del volumen (2) que contiene el tejido (3) de interés, también puede estar posicionado sobre cualquier punto dentro del volumen (2).

En las figuras desde la FIG. 3A a la FIG. 5C se ilustra un ejemplo de la variación del campo eléctrico en el espacio tridimensional al aplicar un patrón de activación.

En las figuras desde la FIG. 3A a la FIG. 5C, se ilustra la misma disposición del arreglo de transductores electromagnéticos mostrado en la FIG. 1, un sistema de coordenadas cartesianas en tres dimensiones con tres ejes (x, y, z), un volumen (2) centrado en el origen del sistema de coordenadas cartesianas, un arreglo (1) de transductores electromagnéticos que comprende cinco pares de transductores separados en tres grupos de transductores.

Un primer grupo de transductores: un primer par de transductores electromagnéticos: un transductor (1a) y un transductor (1a') y un segundo par de transductores electromagnéticos: un transductor (1b) y un transductor (1b').

Un segundo grupo de transductores conformado por: un primer par de transductores electromagnéticos: un transductor (1c) y un transductor (1c') y un segundo par de transductores electromagnéticos: conformado por un transductor (1d) y un transductor (1d').

Un tercer grupo de transductores conformado por: un par de transductores electromagnéticos: un transductor (1e) y un transductor (1e').

El primer grupo de transductores del arreglo (1) de transductores electromagnéticos están dispuestos de forma radial al eje z a una distancia Z1 del origen, cada par de transductores de este grupo están enfrentados entre sí por su cara activa y orientados de tal forma que sus caras activas apunten al interior del volumen (2) que contiene un tejido (3) de interés, preferiblemente las caras activas de los transductores están en dirección al tejido (3) y cualquier plano paralelo a la superficie de las caras activas del primer par de transductores es ortogonal a cualquier plano paralelo a la superficie de las caras activas del segundo par de transductores.

El segundo grupo de transductores del arreglo (1) de transductores electromagnéticos están dispuestos de forma radial al eje z a una distancia Z2 del origen, cada par de transductores de este grupo están enfrentados entre sí por su cara activa y orientados de tal forma que sus caras activas apunten al interior del volumen (2) que contiene un tejido (3) de interés, preferiblemente las caras activas de los transductores están en dirección al tejido (3) y cualquier plano paralelo a la superficie de las caras activas del primer par de transductores es ortogonal a cualquier plano paralelo a la superficie de las caras activas del segundo par de transductores.

En el ejemplo mostrado en las Figuras 3 a 5 Z1 es mayor a Z2.

El tercer grupo de transductores del arreglo (1) de transductores electromagnéticos longitudinal al eje z el primer transductor a una distancia Z3 positiva, el segundo transductor a una distancia Z4 negativa, dicho par de transductores de este grupo están enfrentados entre sí por su cara activa y orientados de tal forma que sus caras activas apunten al interior del volumen (2) que contiene un tejido (3) de interés, preferiblemente las caras activas de los

transductores están en dirección al tejido (3) y cualquier plano paralelo a la superficie de las caras activas del primer par de transductores es ortogonal a cualquier plano paralelo a la superficie de las caras activas de los planos paralelos de cualquiera de los otros planos paralelos a las caras activas de los transductores del arreglo (1) de transductores electromagnéticos.

En un ejemplo, un programa de la unidad de cómputo que implementa el método realiza tres variaciones al patrón de activación de campos eléctricos, en tres tiempos diferentes: un primer tiempo t1, un segundo tiempo t2 y un tercer tiempo t3.

La FIG 3A, muestra en t1 el patrón de activación activa el transductor (1a) con polaridad negativa respecto a la polaridad del transductor (1a'), dicho vector de campo eléctrico tiene componentes en dos de las tres dimensiones en dirección positiva del eje "x" y negativa del eje "y".

La FIG. 3B, es una vista superior del patrón de activación el t1.

La FIG. 3C, es una vista frontal perpendicular al plano conformado por los ejes "y" y "z" del patrón de activación el t1.

La FIG 4A, muestra en t2 el patrón de activación activa el transductor (1a) con polaridad negativa respecto a la polaridad del transductor (1e'), dicho vector de campo eléctrico tiene componentes en las tres dimensiones en dirección negativa del eje "y" y positiva del eje "x" y negativa del eje "z".

La FIG. 4B, es una vista superior del patrón de activación el t2.

La FIG. 4C, es una vista frontal perpendicular al plano conformado por los ejes "y" y "z" del patrón de activación el t2.

La FIG 5A, muestra en t3 el patrón de activación activa el transductor (1a) con polaridad negativa respecto a la polaridad del transductor (1b), también activa el transductor (1d) con polaridad positiva respecto a la polaridad del transductor (1a) e igual polaridad respecto al transductor (1b), dicho vector de campo eléctrico tiene componentes en las tres dimensiones en dirección negativa del eje "y", negativa del eje "x" y positiva del eje "z".

La FIG. 5B, es una vista superior del patrón de activación el t3.

La FIG. 5C, es una vista frontal perpendicular al plano conformado por los ejes "y" y "z" del patrón de activación el t3.

Es posible aplicar una estimulación campos magnéticos siguiendo el mismo esquema del ejemplo anteriormente descrito e ilustrado en las figuras desde la FIG. 3A a la FIG. 5C.

En un ejemplo de la presente invención, en la etapa (a) la cara activa de los transductores que conforman el arreglo de transductores electromagnéticos (1) está en contacto con la superficie externa del tejido (3), de esta forma se necesita suministrar menos potencial

eléctrico a los transductores electromagnéticos para estimular el tejido (3), en comparación con otra alternativa en la que los transductores electromagnéticos se encuentran a una distancia determinada de la superficie externa del tejido (3), no obstante y en cualquier caso los transductores no son invasivos al tejido (3).

La superficie externa del tejido (3) puede ser la piel de un sujeto u órgano accesible sin implantación quirúrgica invasiva de la disposición de los transductores electromagnéticos (1).

Los parámetros de intensidad y el ángulo α de campo electromagnético dependen de la disposición y activación del arreglo de transductores electromagnéticos que abarcan el volumen (2) que contiene un tejido (3).

En un ejemplo, en la etapa (a) la cara activa de los transductores de campo eléctrico que conforman el arreglo de transductores electromagnéticos (1) está en contacto con la superficie externa del tejido (3), entonces la intensidad del campo eléctrico generada por los transductores de campo eléctrico se encuentra entre 2 V/cm (voltios por centímetro) y 5 V/cm (voltios por centímetro).

Alternativamente, el valor de intensidad del campo eléctrico para transductores que tienen su cara activa en contacto con la superficie del tejido puede seleccionarse entre un rango de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 2,1 V/cm a aproximadamente 4.9 V/cm, de aproximadamente 2.2 V/cm a aproximadamente 4.8 V/cm, de aproximadamente 2.3 V/cm a aproximadamente 4.7 V/cm, de aproximadamente 2.4 V/cm a aproximadamente 4.6 V/cm, de aproximadamente 2.5 V/cm a aproximadamente 4.5 V/cm, de aproximadamente 2.6 V/cm a aproximadamente 4.4 V/cm, de aproximadamente 2.7 V/cm a aproximadamente 4.3 V/cm, de aproximadamente 2.8 V/cm a aproximadamente 4.2 V/cm, de aproximadamente 2.9 V/cm a aproximadamente 4.1 V/cm, de aproximadamente 3 V/cm a aproximadamente 4 V/cm, de aproximadamente 3.1 V/cm a aproximadamente 3.9 V/cm, de aproximadamente 3.2 V/cm a aproximadamente 3.8 V/cm, de aproximadamente 3,3 V/cm a aproximadamente 3,7 V/cm, de aproximadamente 3,4 V/cm a aproximadamente 3,6 V/cm, de aproximadamente 2,2 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 2,4 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 2.6 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 2.8 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 3 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 3.2 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 3.4 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 3.6 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 3.8 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 4 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 4.2 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 4,4 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 4,6 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 4,8 V/cm a aproximadamente 5 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 4.8 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 4.6 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 4.4 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 4.2 V/cm, de

aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 4 V/cm, desde aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 3,8 V/cm, desde aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 3,6 V/cm, desde aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 3,4 V/cm, desde aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 3.2 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 3 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 2.8 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 2.6 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 2.4 V/cm, de aproximadamente 2 V/cm a aproximadamente 2.2 V/cm, de aproximadamente 2.2 V/cm a aproximadamente 2.4 V/cm, de aproximadamente 2.4 V/cm a aproximadamente 2.6 V/cm, de aproximadamente 2.6 V/cm a aproximadamente 2.8 V/cm, de aproximadamente 2.8 V/cm a aproximadamente 3 V/cm, de aproximadamente 3 V/cm a aproximadamente 3.2 V/cm, de aproximadamente 3.2 V/cm a aproximadamente 3.4 V/cm, de aproximadamente 3.4 V/cm a aproximadamente 3.6 V/cm, de aproximadamente 3.6 V/cm a aproximadamente 3.8 V/cm, de aproximadamente 3.8 V/cm a aproximadamente 4 V/cm, de aproximadamente 4 V/cm a aproximadamente 4,2 V/cm, de aproximadamente 4,2 V/cm a aproximadamente 4,4 V/cm, de aproximadamente 4,4 V/cm a aproximadamente 4,6 V/cm, de aproximadamente 4,6 V/cm a aproximadamente 4,8 V/cm, de aproximadamente 4,8 V/cm a aproximadamente 5 V/cm.

En otro ejemplo, en la etapa (a) la cara activa de los transductores de campo magnético que conforman el arreglo de transductores electromagnéticos (1) está en contacto con la superficie externa del tejido (3), entonces la intensidad del campo magnético generada por los transductores de campo magnético se encuentra entre 0,1 mT (mili teslas) equivalente a 1 Gauss y 200 mT (mili teslas) equivalente a 2000 Gauss.

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

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

En otro ejemplo, en la etapa (a) la cara activa de los transductores que conforman el arreglo de transductores electromagnéticos (1) no está en contacto con la superficie externa del tejido (3), de esta manera se requiere suministrar un mayor potencial eléctrico para estimular el tejido (3) en comparación con la alternativa donde los transductores electromagnéticos están en contacto con la superficie externa del tejido (3), y se emplea aunque no está limitado, por ejemplo, cuando no es posible lograr un contacto físico con la superficie externa del tejido (3).

En un ejemplo, en la etapa (a) la cara activa de los transductores de campo eléctrico que conforman el arreglo de transductores electromagnéticos (1) no está en contacto con la superficie externa del tejido (3), la intensidad del campo eléctrico generada por los transductores de campo eléctrico se encuentra entre 330 V/cm (voltios por centímetro) y 20000 V/cm (voltios por centímetro) para distancias definidas entre la cara activa de los transductores electromagnéticos de campo eléctrico y la superficie del tejido (3) entre aproximadamente 0,01 cm y aproximadamente 50 cm, y preferiblemente entre aproximadamente 0,01 cm y aproximadamente 4 cm.

Opcionalmente, el valor de intensidad del campo eléctrico para transductores ubicados a una distancia fija de la superficie del tejido puede seleccionarse entre un rango de

aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 0,83 kV/cm a aproximadamente 19,5 kV/cm, de aproximadamente 1.33 kV/cm a aproximadamente 19 kV/cm, de aproximadamente 1.83 kV/cm a aproximadamente 18.5 kV/cm, de aproximadamente 2.33 kV/cm a aproximadamente 18 kV/cm, de aproximadamente 2.83 kV/cm a aproximadamente 17,5 kV/cm, de aproximadamente 3,33 kV/cm a aproximadamente 17 kV/cm, de aproximadamente 3,83 kV/cm a aproximadamente 16,5 kV/cm, de aproximadamente 4,33 kV/cm a aproximadamente 16 kV/cm, de aproximadamente 4,83 kV/cm a aproximadamente 15,5 kV/cm, desde aproximadamente 5,33 kV/cm a aproximadamente 15 kV/cm, desde aproximadamente 5,83 kV/cm a aproximadamente 14,5 kV/cm, desde aproximadamente 6,33 kV/cm a aproximadamente 14 kV/cm, desde aproximadamente 6,83 kV/cm a aproximadamente 13.5 kV/cm, desde aproximadamente 7.33 kV/cm a aproximadamente 13 kV/cm, desde aproximadamente 7.83 kV/cm a aproximadamente 12.5 kV/cm, desde aproximadamente 8.33 kV/cm a aproximadamente 12 kV/cm, desde aproximadamente 8,83 kV/cm a aproximadamente 11,5 kV/cm, de aproximadamente 9,33 kV/cm a aproximadamente 11 kV/cm, de aproximadamente 9,83 kV/cm a aproximadamente 10,5 kV/cm, fr de aproximadamente 1.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 2.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 3.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 4.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 5.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 6.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 7.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 8.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 9.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 10.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 11.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 12.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 13.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 14.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 15.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 16.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 17.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 18.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 19.33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 19 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 18 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 17 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 16 kV/cm, de aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 15 kV/cm, desde abo ut 0.33 kV/cm a aproximadamente 14 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 13 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 12 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 11 kV/cm, de aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 10 kV/cm, de aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 9 kV/cm, de aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 8 kV/cm, de aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 7 kV/cm, de aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 6 kV/cm, de aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 5 kV/cm, de aproximadamente 0,33

kV/cm a aproximadamente 4 kV/cm, de aproximadamente 0,33 kV/cm a aproximadamente 3 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 2 kV/cm, de aproximadamente 0.33 kV/cm a aproximadamente 1 kV/cm, de aproximadamente 1.33 kV/cm a aproximadamente 2.33 kV/cm, de aproximadamente 2.33 kV/cm a aproximadamente 3,33 kV/cm, desde aproximadamente 3,33 kV/cm a aproximadamente 4,33 kV/cm, desde aproximadamente 4,33 kV/cm a aproximadamente 5,33 kV/cm, desde aproximadamente 5,33 kV/cm a aproximadamente 6,33 kV/cm, desde aproximadamente 6,33 kV/cm a aproximadamente 7.33 kV/cm, de aproximadamente 7.33 kV/cm a aproximadamente 8.33 kV/cm, de aproximadamente 8.33 kV/cm a aproximadamente 9.33 kV/cm, de aproximadamente 9.33 kV/cm a aproximadamente 10.33 kV/cm, de aproximadamente 10,33 kV/cm a aproximadamente 11,33 kV/cm, desde aproximadamente 11.33 kV/cm a aproximadamente 12.33 kV/cm, de aproximadamente 12.33 kV/cm a aproximadamente 13.33 kV/cm, de aproximadamente 13.33 kV/cm a aproximadamente 14.33 kV/cm, de aproximadamente 14.33 kV/cm a aproximadamente 15.33 kV/cm, de aproximadamente 15.33 kV/cm a aproximadamente 16.33 kV/cm, de aproximadamente 16.33 kV/cm a aproximadamente 17.33 kV/cm, de aproximadamente 17.33 kV/cm a aproximadamente 18.33 kV/cm, de aproximadamente 18.33 kV/cm a aproximadamente 19.33 kV/cm, de aproximadamente 19,33 kV/cm a aproximadamente 20 kV/cm .

Alternativamente, los transductores pueden ubicarse a una distancia de la superficie del tejido, una distancia seleccionada entre un rango de aproximadamente 0,01 cm a aproximadamente 50 cm, de aproximadamente 2 cm a aproximadamente 48 cm, de aproximadamente 4 cm a aproximadamente 46 cm, de aproximadamente 6 cm a aproximadamente 44 cm, de aproximadamente 8 cm a aproximadamente 42 cm, de aproximadamente 10 cm a aproximadamente 40 cm, de aproximadamente 12 cm a aproximadamente 38 cm, de aproximadamente 14 cm a aproximadamente 36 cm, de aproximadamente 16 cm a aproximadamente 34 cm , de aproximadamente 18 cm a aproximadamente 32 cm, de aproximadamente 20 cm a aproximadamente 30 cm, de aproximadamente 22 cm a aproximadamente 28 cm, de aproximadamente 24 cm a aproximadamente 26 cm, de aproximadamente 5 cm a aproximadamente 50 cm, de aproximadamente 10 cm hasta aproximadamente 50 cm, desde aproximadamente 15 cm hasta aproximadamente 50 cm, desde aproximadamente 20 cm hasta aproximadamente 50 cm, desde aproximadamente 25 cm hasta aproximadamente 50 cm, desde aproximadamente 30 cm hasta aproximadamente 50 cm, desde aproximadamente 35 cm hasta aproximadamente 50 cm, de aproximadamente 40 cm a aproximadamente 50 cm, de aproximadamente 45 cm a aproximadamente 50 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 45 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 40 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 35 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 30 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 25 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 20 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 15 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 10 cm, de aproximadamente 0.01 cm a aproximadamente 5 cm, de aproximadamente 5 cm a

aproximadamente 10 cm, de aproximadamente 10 cm a aproximadamente 15 cm, de aproximadamente 15 cm a aproximadamente 20 cm, de aproximadamente 20 cm a aproximadamente 25 cm, de aproximadamente 25 cm a aproximadamente 30 cm, de aproximadamente 30 cm a aproximadamente 35 cm, de aproximadamente 35 cm a aproximadamente 40 cm, de aproximadamente 40 cm a aproximadamente 45 cm, de aproximadamente 45 cm a aproximadamente 50 cm.

En otro ejemplo, en la etapa (a) la cara activa de los transductores de campo magnético que conforman el arreglo de transductores electromagnéticos (1) no está en contacto con la superficie externa del tejido (3), entonces el valor de intensidad del campo magnético sobre el tejido (3) se encuentra entre 0,1 mT (militeslas) equivalente a 1 Gauss y 200 mT (mili teslas) equivalente a 2000 Gauss, y preferiblemente entre 40 mT (militeslas) equivalente a 400 Gauss y 200 mT (mili teslas) equivalente a 2000 Gauss.

En un ejemplo, en el paso (a), la cara activa de uno de los transductores electromagnéticos en el arreglo de los transductores electromagnéticos (1) está separada de la superficie externa del tejido (3).

En un ejemplo, en la etapa (a) una porción del área de la cara activa de los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1) está en contacto con el tejido (3) y la otra porción del área de la cara activa no está en contacto con el tejido (3), esta configuración para la disposición de transductores permite, por ejemplo, estimular un tejido (3) que se encuentre en un volumen (2) en donde la superficie de dicho tejido (3) presente variaciones tales que en algunas porciones toleren el contacto físico de la cara activa del transductor y en otras porciones de la superficie del tejido (3) sea de difícil acceso o no tolerado.

En un ejemplo, en la etapa (a) una porción del área de la cara activa de los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1) está en contacto con el tejido (3), en casos en los que el área superficial del tejido (3) disponible para el contacto con los transductores electromagnéticos es inferior al área de la cara activa de los transductores se puede estimular el tejido (3) con sólo una porción del área de la cara activa de los transductores electromagnéticos.

En un ejemplo, en la etapa (a) el arreglo de transductores electromagnéticos (1) es un arreglo unitario de transductores de campo magnético, el campo magnético se genera mediante un sólo transductor electromagnético de campo magnético o con varios transductores campo magnético.

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 a partir de una señal de corriente continua o corriente alterna, una señal pulsada, un tren de energía alterna o señales alternas no impulsivas, una señal de onda cuadrada con variación del ciclo de trabajo, señal de onda triangular, señal de

onda de diente de sierra, modulada por amplitud (AM), modulada por frecuencia (FM), modulada por fase (PM), modulada por posiciones de pulso (PPM), modulada por ancho de pulso (PWM) y combinaciones de estas. Estas señales son generadas por una unidad informática o por un generador de señales o combinaciones de estos, de acuerdo con los programas y la retroalimentación.

Los programas citados por esta divulgación corresponden a información, codificada o no, en una unidad de cómputo y que modifican todos los parámetros de la señal de activación y el patrón de activación que activa el arreglo de transductores (1). Un arreglo unitario de transductores puede entenderse como una disposición de transductores electromagnéticos que tienen un transductor.

En un ejemplo de la invención, en la etapa (a) el arreglo de transductores electromagnéticos (1) tiene dos transductores de campo eléctrico que se activan simultáneamente siguiendo un patrón de activación por un tiempo determinado. Estas señales son generadas por una unidad de cómputo o por un generador de señales o combinaciones de los anteriores.

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

En otro ejemplo, en la etapa (a) del método de la presente invención, el arreglo de transductores electromagnéticos (1) está dispuesto sobre un bastidor (4) que abarca el volumen (2) cuyo propósito es brindar estructura de soporte a los transductores electromagnéticos que se disponen con su cara activa en dirección al tejido (3) de interés.

En otro ejemplo, los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1) se disponen directamente sobre el tejido (3) por medio de un sistema de ventosas de vacío accionadas manualmente, electrónicamente, neumáticamente, sistema de sujeción mediante cinta adhesiva, o adhesivos, sistemas de fijación con velcro y otros sistemas de sujeción conocidos por una persona medianamente versada en la materia o combinaciones de los anteriores.

Opcionalmente, el sistema de ventosas de vacío está en la cara activa del transductor electromagnético, aunque no está limitado a esta posición, el sistema de ventosas de vacío permite que la cara activa se posicione sobre la superficie del tejido (3) de interés a estimular.

El bastidor (4) también puede usarse para deformar la superficie del volumen (2) para obtener una superficie plana para permitir ajustar la posición de los transductores electromagnéticos

tal que se obtenga una intensidad de campo electromagnético óptima en la estimulación del tejido (3).

El bastidor (4) puede estar soportado sobre el mismo tejido o mecánicamente soportado por una base fija o móvil. El tipo de bastidor (4) se selecciona entre otros, entre el grupo conformado por camisas, chalecos, guantes, cascos, lentes, fajas, medias, botas, zapatos, bandanas, collares, y demás estructuras que brinden soporte a los transductores y combinaciones de estos. Adicionalmente, el bastidor (4) puede cubrir parcial o totalmente el volumen (2).

Opcionalmente, la base sobre la cual se fija el bastidor (4) puede ser móvil para permitir que el arreglo de transductores (1) se mueva respecto a la superficie del volumen (2) que abarca al tejido (3) y así poder alcanzar diferentes volúmenes desde distintos puntos exteriores y variar el vector de campo electromagnético.

Opcionalmente, en la etapa (a) del método de la presente invención, los transductores electromagnéticos del arreglo de transductores electromagnéticos (1) no están en contacto con la superficie del tejido (3) al interior del volumen (2) que abarca dicho arreglo.

Haciendo referencia a la FIG. 6A, un volumen (2) que contiene un tejido (3), un arreglo de transductores electromagnéticos (1) dispuesto de forma tal que abarca un volumen (2), dicho arreglo de transductores electromagnéticos (1) comprende un primer transductor eléctrico (1a) con una cara activa (1A) totalmente en contacto con la superficie externa del volumen (2), enfrentado con un segundo transductor de campo eléctrico (1e) con una cara activa (1E) y en dirección al tejido (3) al interior del volumen (2), la cara activa (1E) del segundo transductor de campo eléctrico (1e) también está totalmente en contacto con la superficie externa del volumen (2).

Haciendo referencia a la FIG. 6B, en un ejemplo, un volumen (2) que contiene un tejido (3), un arreglo de transductores electromagnéticos (1) dispuesto de forma tal que abarca un volumen (2), dicho arreglo de transductores electromagnéticos (1) comprende un primer transductor eléctrico (1a) con una cara activa (1A) parcialmente en contacto con la superficie externa del volumen (2), enfrentado con un segundo transductor de campo eléctrico (1e) con una cara activa (1E) y en dirección al tejido (3) al interior del volumen (2), la cara activa (1E) del segundo transductor de campo eléctrico (1e) también está parcialmente en contacto con la superficie externa del volumen (2).

También es posible que los transductores que componen cada par no se encuentren completamente alineados ni paralelos entre sí, igualmente, se puede lograr estimular el tejido (3).

Haciendo referencia a la FIG. 7A, se ilustra una disposición de un arreglo de transductores electromagnéticos (1) sobre un volumen (2) que corresponde al brazo de un individuo. Al interior del brazo está un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicho

arreglo (1) de transductores electromagnéticos comprende dos grupos de transductores como se detallan a continuación:

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

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

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

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

Existen diversas herramientas diagnósticas para conocer la ubicación del tejido (3), por ejemplo: resonancia magnética, tomografía computarizada, tomografía por emisión de positrones (PET por las siglas en inglés de *Positron Emission Tomography*), rayos x, ecografías *Doppler*, electrocardiografía, diagnóstico por palpación, marcación con arpón, entre otras.

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

La FIG. 7B ilustra una disposición de los transductores similar, pero donde las caras activas de los transductores se encuentran a una distancia entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo soportados sobre un bastidor (4), y preferiblemente entre 0,01 cm y 4 cm.

Haciendo referencia a la FIG. 8A, ilustra una disposición de un arreglo (1) de transductores electromagnéticos sobre un volumen (2) que corresponde en el abdomen de un individuo. Al interior de la zona del abdomen está un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicho arreglo (1) de transductores electromagnéticos comprende cinco pares de transductores como se detallan a continuación:

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

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

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

La FIG. 8B ilustra una disposición de los transductores similar, pero donde las caras activas de los transductores se encuentran a una distancia entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo soportados sobre un bastidor (4), y preferiblemente entre 0,01 cm y 4 cm.

Haciendo referencia a la FIG. 9A, se ilustra una disposición de un arreglo (1) de transductores electromagnéticos sobre un volumen (2) que corresponde a la rodilla de un individuo. Al interior de la zona de la rodilla está un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicho arreglo (1) de transductores electromagnéticos comprende dos pares de transductores como se detallan a continuación:

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

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

La FIG. 9B ilustra una disposición de los transductores similar, pero donde las caras activas de los transductores se encuentran a una distancia entre 0,01 cm y 50 cm de la superficie de la piel del individuo soportados sobre un bastidor (4), y preferiblemente entre 0,01 cm y 4 cm.

Opcionalmente, en el arreglo de transductores electromagnéticos (1), en un ejemplo de la presente invención, se posicionan transductores electromagnéticos de campo magnético que no requiere de un transductor par enfrentado para su funcionamiento, para permitir un barrido espacial del campo magnético de acuerdo con el patrón de activación de transductores electromagnéticos.

Por otra parte, preferiblemente el arreglo de transductores electromagnéticos (1) cumple una condición de ortogonalidad en la que un plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas de cada par de transductores es ortogonal a otro plano paralelo a cualquiera de las superficies de las caras activas de los otros pares de transductores dentro del arreglo de

transductores electromagnéticos (1), además, las proyecciones de los planos de las caras activas en dirección al tejido cubren la máxima área superficial posible de dicho tejido (3), con esta configuración se garantiza una óptima estimulación del tejido (3).

También es posible que los transductores del arreglo de transductores electromagnéticos (1) que componen cada par no se encuentren completamente alineados ni paralelos entre sí, ni conservar la condición de ortogonalidad de los transductores descrita en el párrafo anterior, igualmente, se puede lograr estimular el tejido (3).

Pasando a la etapa (b) del método de la presente invención, ésta se ejecuta en una unidad de cómputo y el patrón de activación sigue los siguientes pasos:

Paso A) definir un índice de transductores de campo eléctrico con un valor inicial y un número máximo de pares de transductores de campo eléctrico en una unidad de cómputo;

Paso B) seleccionar un par de transductores de campo eléctrico del arreglo de transductores electromagnéticos (1) simultáneamente en la posición definida por el índice de transductores de campo eléctrico del paso (A);

paso C) activar el par de transductores de campo eléctrico seleccionados en el paso (B) con una polaridad determinada tal que un transductor de campo eléctrico de dicho par posea potencial eléctrica positivo respecto al otro transductor de campo eléctrico de dicho par, durante un tiempo determinado y pasar al paso (D);

Paso E) desactivar el par de transductores de campo eléctrico seleccionados en el paso (B);

Paso F) incrementar un índice de transductores de campo eléctrico y comparar el índice de transductores de campo eléctrico con el número máximo de pares de transductores de campo eléctrico, sí el índice de transductores de campo eléctrico es mayor al número máximo de pares de transductores de campo eléctrico, hacer el índice de transductores de campo eléctrico igual al valor definido en el paso (A) y volver al paso (B); sí el índice de transductores de campo eléctrico es menor o igual al número máximo de pares de transductores de campo eléctrico volver al paso (B);

En donde el índice de transductores de campo eléctrico es menor que el número máximo de pares de transductores de campo eléctrico y el arreglo de transductores electromagnéticos (1) posee n pares de transductores de campo eléctrico con n un número natural mayor de dos.

Alternativamente, en el paso F) de la etapa (b) el valor del índice cambia aleatoriamente y vuelve al paso C).

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

.

También, en el paso F) de la etapa (b) el valor del índice puede cambiar siguiendo una retroalimentación de la impedancia del tejido y vuelve al paso C).

En un ejemplo de la presente invención, después del paso (C) hay un paso (D) en el que se invierte la polaridad del par de transductores de campo eléctrico seleccionados en el paso (B) respecto a la polaridad del paso (C), invertir la polaridad permite cambios abruptos en el vector campo eléctrico.

De esta manera la activación de los transductores de campo eléctrico se puede lograr de manera dinámica siguiendo las variaciones de la impedancia del tejido. Por ejemplo, si el tejido tiene una baja impedancia, estimular por un tiempo prolongado, aumentar el ciclo útil de la señal de estimulación o aumentar la amplitud de la señal de estimulación.

En el paso (E), desactivar el par de transductores de campo eléctrico corresponde a quitar la potencia eléctrica suministrada al par de transductores de campo eléctrico o proveer del mismo potencial eléctrico a transductores de campo eléctrico.

Alternativamente, en la etapa (a) el arreglo de transductores electromagnéticos (1) tiene al menos dos transductores de campo eléctrico y la disposición dichos transductores de campo eléctrico se realiza siguiendo los siguientes pasos:

Paso a) posicionar un primer transductor de campo eléctrico (1a) en una primera posición de tal forma que la cara activa del primer transductor de campo eléctrico apunta en dirección al tejido (3);

Paso b) posicionar un segundo transductor de campo eléctrico (1a’) en una segunda posición de tal forma que su cara activa se enfrente con la cara activa del primer transductor de campo eléctrico (1a) posicionado en el paso (a); y

En donde el primer transductor de campo eléctrico (1a) y el segundo transductor de campo eléctrico (1a’) conforman un par de transductores de activación conjunta.

En el paso (b) la cara activa del segundo transductor (1a’) se enfrenta parcialmente con la cara activa del primer transductor de campo eléctrico (1a).

Opcionalmente, después del paso (b) se disponen pares transductores de activación conjunta de campo eléctrico subsecuentemente desde distintas posiciones siguiendo los pasos (a) y (b).

Alternativamente la etapa (b) se ejecuta en una unidad de cómputo y el patrón de activación sigue los siguientes pasos:

A) definir un índice de transductores magnéticos y un número máximo de transductores magnéticos;

B) seleccionar un transductor magnético del arreglo de transductores electromagnéticos en la posición definida por el índice de transductores magnéticos del paso (A);

C) activar el transductor magnético seleccionado en el paso (B) durante un tiempo determinado y pasar al paso (D);

D) desactivar el transductor magnético seleccionado en el paso (B) y seguir al paso (E);

E) incrementar un índice de transductores magnéticos y comparar el índice de transductores magnéticos con el número máximo de transductores magnéticos,

- sí el índice de transductores magnéticos es mayor al número máximo de transductores magnéticos, hacer el índice de transductores de campo magnético igual al valor definido en el paso (A) y volver al paso (B);

- sí el índice de transductores electromagnéticos es menor o igual al número máximo de transductores magnéticos volver al paso (B);

En donde el índice de transductores magnéticos es menor que el número máximo de transductores magnéticos.

Alternativamente, en el paso F) de la etapa (b) el valor del índice cambia aleatoriamente y vuelve al paso C).

También, es posible que más de un transductor de campo magnético se active al mismo tiempo.

Dichos transductores de campo magnético pueden estar o no enfrentados con sus caras activas paralelas entre sí sobre la superficie del tejido, además pueden estar alineados o no alineados entre sí.

La activación de los transductores de campo magnético se puede lograr de manera aleatoria, igualmente es posible activarlos en secuencias definidas, que dependerá de la estimulación y el tejido que se quiera estimular con el método.

También, en otra modalidad particular del método, en el paso F) de la etapa (b) el valor del índice cambia siguiendo una retroalimentación de la impedancia del tejido y vuelve al paso C).

De esta manera la activación de los transductores de campo magnético se puede lograr de manera dinámica siguiendo las variaciones de la impedancia del tejido. Por ejemplo, si el tejido tiene una baja impedancia, estimular por un tiempo prolongado, aumentar el ciclo útil de la señal de estimulación o aumentar la amplitud de la señal de estimulación.

En el paso (D) desactivar el par de transductores de campo magnético corresponde a quitar la potencia eléctrica suministrada al transductor de campo magnético.

Además de lo anterior, la estimulación del tejido también se puede aplicar mediante el barrido de frecuencia, como se describe en la solicitud colombiana NC2018/0001283 presentada el 7 de febrero de 2018.

En un ejemplo de una combinación del método de la presente divulgación y la divulgación del barrido de frecuencia anteriormente citado, la estimulación del tejido se puede lograr usando un patrón de activación que activa los transductores mientras se aplica simultáneamente una señal de activación específica a través de transductores activos.

DEFINICIONES Y ACRONIMOS

RAM	Memoria de acceso aleatorio	SRAM	Memoria estática de acceso aleatorio
DRAM	Memoria dinámica de acceso aleatorio.	ASIC	Aplicación de Circuitos integrados específicos.
Memoria DDR	Memoria de doble velocidad de datos	CPLD	Dispositivos lógicos programables complejos.
ROM	Memoria de sólo lectura	DSC	Controladores de señal digital.
HDD	Disco duro.	EEG	Electroencefalograma.
SSD	Unidad de estado sólido.	FM	Modulación de frecuencia.
EPROM	Memoria de solo lectura programable y borrable.	FPGA	Matriz de ingresos programables.
EEPROM	Memoria eléctricamente programable y borrable de sólo lectura.	HID	Dispositivo de interfaz humana.
SMC	Tarjeta inteligente de media.	LCD	Pantalla de cristal líquido.
SDC	Tarjeta de memoria Segura Digital.	LED	Diodo emisor de luz.
MS	Tarjeta de memoria.	MFG	Generador de campo magnético.
CD ROM	Disco Compacto - Memoria de Solo Lectura.	OLED	Diodo orgánico emisor de luz.
DVD	Disco digital Versatil.	PM	Modulación de fase.
A.M	Amplitud modulada.	PPM	Modulación de posición de pulso.
EMG	Electromiografos.	PSoC	Sistemas programables en chip.
ECG	Electrocardiógrafos.	PWM	Modulación de ancho de pulso.
SPMF	Campo magnético secuencialmente programado.	QD	Pantalla cuántica.
AMOLED	Diodo emisor de luz orgánico de matriz activa.	SoC	Sistemas en chip.

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