

¡MÉTODO DE ESTIMULACIÓN DE TEJIDOS CON CAMPOS ELÉCTRICOS Y MAGNÉTICOS POR BARRIDO EN FRECUENCIA

Campo técnico de la invención

La presente invención está relacionada con métodos para la estimulación de tejidos con campos electromagnéticos, eléctricos y magnéticos por barrido en frecuencia, dicho barrido en frecuencia se refiere a la variación del vector de campo electromagnético, campo eléctrico o campo magnético mediante incrementos en deltas de frecuencia desde una frecuencia inicial de estimulación hasta una frecuencia final de estimulación que se ajusta con una realimentación de respuesta de la impedancia de un tejido.

10 Descripción del estado de la técnica

Es bien sabido que campos electromagnéticos de cierto rangos de frecuencias e intensidad son inherentes a los tejidos vivos y se ha encontrado que al estimular con ciertas frecuencias de campos electromagnéticos (EMF, por sus siglas en inglés *ElectroMagnetic Fields*) que resuenan con las de un tejido vivo, este campo eléctrico o un campo magnético puede provocar efectos positivos o negativos sobre dicho tejido.

Debido a este conocimiento, existen dispositivos generadores de pulsos de campos electromagnéticos (PEMF, por sus siglas en inglés *Pulsed ElectroMagnetic Fields*) diseñados para disminuir el dolor, mejorar el sueño, mejorar la circulación, regenerar nervios, ayudar a la curación de heridas, mejorar el sistema inmune y la densidad ósea de los organismos vivos.

Adicionalmente, diversas áreas de interés han sido el foco de estudio de estimulación magnética. Por ejemplo, la rehabilitación de grupos musculares dañados o paralizados; estimulación magnética del corazón como marcapasos externo capaz de estimular cada ventrículo del corazón de forma independiente y de manera secuencial; tratamiento de espina dorsal, para bloquear la transmisión del dolor de vía nervios ubicados en la espalda baja. Además, la estimulación magnética también demuestra tener otros efectos, como por ejemplo, como antidepresivo al estimular el cerebro.

Así, en el estado del arte se divulgan métodos para la estimulación electromagnética de tejidos, como por ejemplo los divulgados por las patentes US9278231 B2 y US8494625.

El documento US9278231 B2 divulga un sistema y métodos para generar campos magnéticos secuencialmente programados (SPMF por sus siglas en inglés *Sequentially Programmed Magnetic Field*). El dispositivo comprende varios generadores de campo magnético (MFGs, por sus siglas en inglés *Magnetic Field Generator*), controlados por un computador, con los cuales se generan pulsos de campo magnético en secuencia, que responde a la lógica embebida que, dependiendo del tipo de enfermedad y tratamiento a administrar, selecciona la potencia y frecuencia de los pulsos de campo. Particularmente, uno de los métodos divulgados en el documento US9278231 B2 consiste en aplicar pulsos

de campo magnético a un tejido objetivo, siguiendo una patrón secuencial ordenado con rangos de frecuencia determinados; en otras modalidades, el campo magnético es generado por una pluralidad de pares de MFGs opuestos que se activan simultáneamente y desfasados, cada par de MFGs se activa en un patrón que sigue una disposición rotatoria.

5 Sin embargo, este método no emplea campos eléctricos.

A su vez, el documento US9278231 B2 enseña el uso de campos magnéticos, pero no divulga una realimentación que permita medir las variaciones en el tejido como respuesta a la estimulación, por lo que no se puede ajustar dinámicamente y automáticamente la estimulación magnética del tejido de acuerdo con su respuesta a los estímulos generados. Esta falta de retroalimentación conlleva a que las variaciones del tejido pueden producir una sobre estimulación muscular innecesaria, que además, provoque fatiga en el músculo tratado y que a la larga cause daños en el músculo. Al mismo tiempo, el dispositivo no permite monitorear el resultado de la estimulación en tiempo real, en términos de duración o niveles mínimos de esfuerzo de un tejido muscular. Adicionalmente, otro efecto de no realimentar las variaciones del tejido es que no se permite adaptar dinámicamente a las necesidades de diversos tejidos. Adicionalmente, el documento no divulga un barrido en frecuencia para estimular el tejido, por lo que un operario del equipo debe seleccionar de forma precisa con la frecuencia de estimulación. Esto hace que sea ineficiente en la estimulación ya que esta frecuencia de estimulación varía de individuo a individuo diversos factores como edad, sexo, color de piel, hábitos alimenticios, raza, actividad metabólica entre otros parámetros asociados a la actividad bioquímica del tejido del individuo.

Finalmente, respecto al documento US8494625, éste divulga un aparato y métodos para el tratamiento de disfunciones neurológicas, donde el aparato comprende un circuito que genera una señal de estimulación eléctrica que reduce la impedancia del tejido e incrementa la profundidad de penetración de la señal. El método comprende los siguientes pasos: proveer un aparato para estimulación de tejidos configurado para alternar dinámicamente el uso de unos terminales eléctricos para conducir voltajes de biopotencial, conducir señales eléctricas para estimular tejidos, y conmutar la tierra eléctrica del aparato, en respuesta de un análisis computacional de los datos de biopotencial de una región de tejido a ser estimulada. Particularmente uno de los métodos incluye los pasos para determinar valores paramétricos de una señal de estimulación eléctrica de tejidos tomando medidas de las propiedades eléctricas de un individuo por medio de un acople inductivo de los cables de los sensores de un electroencefalograma (por sus siglas en inglés, EEG) que se realizan en una frecuencia entre 1 y 42 Hz que corresponde a la señal moduladora.

35 Sin embargo, el documento de patente US8494625, al utilizar las señales de medición del tejido de un EEG por medio de acople inductivo en los cables de los sensores del EEG es una forma ineficiente de transmitir y recibir las señales puesto a que estas se distorsionan, lo que puede ocasionar que se estimule deficientemente el tejido por la diferencia entre la señal de estimulación generada y la que efectivamente va hacia los sensores del EEG,

además, el funcionamiento se limita las frecuencias de la señal moduladora a las permitidas por el EEG por lo que se restringe al área neuronal.

Breve descripción de la invención

La presente invención se refiere a métodos para estimulación de tejidos con campos electromagnéticos por medio de barrido de frecuencia, y más específicamente a un primer método para estimulación de tejidos con campo eléctrico por variación de frecuencia, un segundo método para estimulación de tejidos con campo magnético por variación de frecuencia, y además, a otros métodos que combinan el primero y segundo.

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

El segundo método para estimulación de tejidos con campos magnéticos que comprende las siguientes etapas: a’) aplicar a un tejido un estímulo de un campo magnético mediante un arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación de tejido (f_{im}) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido (f_{fm}) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia (Δf_m) durante un delta de tiempo (Δt_m); b’) medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de campo magnético mediante los transductores de campo eléctrico del arreglo de transductores electromagnéticos; c’) establecer un nivel de referencia con la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (b’); d’) establecer una tolerancia (NT) al nivel de referencia establecido en la etapa (c’); e’) determinar frecuencias inferiores de estimulación de tejido (f_{bx}) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d’); f’) determinar frecuencias superiores de estimulación de tejido (f_{tx}) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido retorna a la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d’); donde las frecuencias superiores de estimulación de tejido f_{tx} son mayores

que las frecuencias inferiores de estimulación de tejido f_{bx} y “x” es un número natural mayor o igual a 1.

También, en la presente invención se incluyen otras modalidades para la estimulación de tejidos con combinación de campos magnéticos y campos eléctricos con realimentación para ajustar dinámicamente las señales de estimulación electromagnética.

Breve descripción de las figuras

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Descripción detallada de la invención

La presente invención divulga métodos para el barrido en frecuencia de campos eléctrico y magnético, o combinaciones de los mismos, aplicados sobre un tejido.

El primer método comprende la estimulación de tejidos con campos eléctricos que incluye las siguientes etapas:

a) aplicar a un tejido un estímulo de un campo eléctrico mediante un arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación de tejido (f_{ie}) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido (f_{fe}) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia (Δf_e) durante un delta de tiempo (Δt_e);

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

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

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

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

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

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

El 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.

El arreglo de transductores electromagnéticos está conectado operativamente a un sistema de control. En algunas modalidades de la invención, el sistema de control comprende una unidad de cómputo, una fuente de corriente externa conectada a la unidad de cómputo, un circuito de desacople conectado a la fuente corriente externa y a la unidad de cómputo, un

arreglo de transductores electromagnéticos conectado a la unidad de cómputo y al circuito de desacople; la unidad de cómputo implementa los métodos de la invención (método para estimular un tejido con campo eléctrico por barrido en frecuencia, método para estimular un tejido con campo magnético por barrido en frecuencia y métodos que combinan la estimulación con campos eléctricos y con campos magnéticos) y está configurada con el sistema de control para generar las señales de activación que reciben los transductores de campo electromagnético, campo eléctrico o campo magnético mediante un circuito de desacople.

La unidad de cómputo puede usar una realimentación de la respuesta de la impedancia del tejido para ajustar dinámicamente las señales de activación que reciben los transductores y que se aplican al tejido para estimularlo.

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

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

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

Una unidad de cómputo es un dispositivo que procesa datos, por ejemplo, microcontroladores, micro procesadores, DSCs (*Digital Signal Controller* por sus siglas en ingles), FPGAs (*Field Programmable Gate Array* por sus siglas en inglés), CPLDs (*Complex Programmable Logic Device* por sus siglas en inglés), ASICs (*Application Specific Integrated Circuit* por sus siglas en inglés), SoCs (*System on Chip* por sus siglas en inglés), PSoCs (*Programmable System on Chip* por sus siglas en inglés), computadores, servidores, tabletas, celulares, celulares inteligentes y unidades de cómputo conocidas por una persona medianamente versada en la materia o combinaciones de estas.

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

La fuente externa permite el suministro de la potencia eléctrica requerida para el funcionamiento del arreglo de transductores electromagnéticos y puede ser un dispositivo capaz de mantener una diferencia de potencial eléctrico entre dos o más terminales como una fuente de corriente alterna, fuente de corriente continua, baterías, fuente fotovoltaica, fuente termoelectrónica, 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.

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

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

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

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

Para activar los transductores de campo eléctrico, la señal de activación se selecciona, entre otras, de señal alterna o directa, pulsada, tren de impulsos alternos o no alternos, señal cuadrada con variación de ciclo útil, triangular, diente de sierra, modulada en amplitud, modulada en frecuencia, modulada en fase, modulada por posición de pulsos o combinaciones de estas.

En la etapa a) del método de la presente invención, el método inicia con la estimulación del tejido aplicando una señal con una frecuencia determinada por un tiempo específico que

puede ser parametrizado por un usuario o ser programado en una unidad de cómputo. Por ejemplo, el método puede iniciar con una f_{ie} de 1 Hz aplicada por un Δt_e de 1 segundo, incrementar la frecuencia f_{ie} un Δf_e igual a 1 Hz, aplicar la nueva f_{ie} de 2 Hz durante un Δt_e de 1 segundo, y continuar realizando incrementos con el mismo Δf_e , aplicando la nueva f_{ie} durante un Δt_e de 1 segundo.

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

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

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

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

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

Haciendo referencia a la FIG. 1, por ejemplo, se dispone sobre la superficie de un volumen (2) un arreglo (1) de transductores electromagnéticos que comprende desde un transductor electromagnético (1a) hasta un transductor electromagnético (1e’), que en la modalidad 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).

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

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).

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

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

Alternativamente, la cara activa de los transductores que conforman el arreglo (1) de transductores electromagnéticos está separada una distancia determinada de la superficie

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

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

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

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

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

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

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

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

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

10 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
15 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
20 (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.

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

También es posible que los transductores que componen cada par de transductores no se
35 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. 2B 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.

La FIG. 3A ilustra una disposición de un arreglo (1) de transductores electromagnéticos sobre un volumen (2) que consiste en el abdomen de un individuo. Al interior de la zona del abdomen 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.

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

La FIG. 3B 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.

La FIG. 4A ilustra una disposición de un arreglo (1) de transductores electromagnéticos sobre un volumen (2) que consiste en la rodilla de un individuo. Al interior de la zona de la rodilla está un tejido (3) que se desea estimular electromagnéticamente. Dicho arreglo (1)

de transductores electromagnéticos comprende dos pares de transductores como se detallan a continuación:

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

- 5 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).

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

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

La FIG. 4B 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.

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

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

- 35 Continuando con la etapa (d) de la presente invención, ésta consiste en establecer una tolerancia (NT) al nivel de referencia establecido en la etapa (c). Este NT corresponde a un

valor de un porcentaje del nivel referencia establecido en la etapa (c), y puede estar definido en una unidad de cómputo o ser ingresado por un usuario.

En una modalidad de la invención, en un ejemplo, en la etapa (d'), el NT está entre 5% y 60%, y preferiblemente entre 25% y 50%.

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

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

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

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

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

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

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

una etapa h) se aplica al tejido un estímulo de un campo eléctrico mediante el arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía en las bandas de frecuencias de estimulación determinadas en la etapa (g) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia (Δf_e) durante un delta de tiempo (Δt_e).
30 De esta forma, por ejemplo, es posible definir rangos de frecuencias de interés para realizar barridos en frecuencia focalizados en dichas bandas de frecuencia y permitir estimular el tejido de una forma más rápida que barrer todo el rango de frecuencias entre f_{ie} y f_{fe} .

En un ejemplo en particular, se determinan dos f_{tx} : una primera f_{t1} igual a 100 kHz y una segunda f_{t2} igual a 350 kHz en la etapa (e) y se determinan dos f_{bx} : una primera f_{b1} igual a
35 75 kHz y una segunda f_{b2} igual a 300 kHz en la etapa (f). Una primera banda de frecuencia

de estimulación corresponde a las frecuencias entre f_{b1} y f_{t1} y una segunda banda de frecuencias de estimulación corresponde a las frecuencias entre f_{b2} y f_{t2} .

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

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

Las f_{ie} y f_{fe} , el Δf_e , el NT y el Δt_e todos pueden ser establecidos por un usuario en una unidad de cómputo y almacenados en un registro de memoria.

El Δf_e es un valor entre 0,1 Hz y 1 kHz, el Δt_e está entre 1 segundo y 1 hora, y preferiblemente entre 1 minuto y 1 hora.

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

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

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

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

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

Haciendo referencia a la FIG. 5A, se observa una gráfica de frecuencia vs tiempo, que corresponde a una señal moduladora (8) de una señal de activación para una estimulación de tejidos con campos electromagnéticos por barrido en frecuencia. En este ejemplo dicha
35 señal moduladora (8) incrementa su frecuencia cada segundo aplicando un Δf de 1 Hz,

desde una frecuencia inicial de 1 Hz hasta una frecuencia final de 5 Hz, cada frecuencia se aplica por un Δt de 1 s.

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

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

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

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

Haciendo referencia a la FIG. 8, se muestra un ejemplo de la señal de activación para una
estimulación electromagnética en el que la señal moduladora (8) tiene forma de función
segmentada que combina una señal de forma tipo alterna rampa y alterna cuadrada, la señal
25 portadora (9) es del tipo impulsiva con un periodo (10) fijo de 2 μ s o una frecuencia fija de 500 kHz.

En una modalidad de la presente invención, la señal moduladora (8) cambia el ciclo útil
dinámicamente con base a la respuesta de la impedancia del tejido medido en la etapa (b).
Dicho ciclo útil está entre 0% y 100% y permite cambiar la potencia eléctrica aplicada por
30 transductor o transductores en el tejido (3). Un ciclo útil en 0% sirve por ejemplo, para quitar la activación de la señal para un periodo de tiempo determinado.

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

Iniciando desde la f_{ie} , se mide y se grafica la respuesta de la impedancia del tejido, dicha
respuesta inicia con un valor de respuesta de la impedancia del tejido que oscila alrededor

de un valor máximo de amplitud (A_1) conforme la frecuencia de estimulación de tejido aumenta en pasos de Δf cada Δt determinado.

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

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

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

Cuando se hable de la f_i , la f_f , el Δf , y el Δt sin el sub índice “e” (la f_{ie} , la f_{fe} , el Δf_e , y el Δt_e) o “m” (la f_{im} , la f_{fm} , el Δf_m , y el Δt_m) se entenderá que se refiere a cualquiera de los dos fenómenos, es decir campo magnético o campo eléctrico.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

En un ejemplo de una realización de la presente invención, el t_{max} en la etapa (i) está entre 1 hora y 18 horas.

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

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

35 Haciendo referencia a la FIG. 10A, se observa un ejemplo de la respuesta de la impedancia de un tejido estimulado con campo eléctrico o campo magnético por barrido en frecuencia

desde una f_i . De forma simultanea se mide y se grafica la respuesta de la impedancia del tejido. Dicha respuesta inicia con un valor de respuesta de la impedancia del tejido que oscila alrededor de un valor máximo de amplitud ($A1$).

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

10 Conforme sigue aumentando la frecuencia de estimulación del tejido, el valor de respuesta de la impedancia del tejido sigue en descenso hasta un valor de respuesta de la impedancia del tejido que oscila alrededor de un valor mínimo de amplitud ($A0$) en el que se mantiene hasta que el valor de la respuesta de la impedancia del tejido inicia un ascenso hasta alcanzar nuevamente el ($A1$). Este punto es una primera frecuencia superior de estimulación de tejido (f_{t1}).

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

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

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

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

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

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

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

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

10 Para activar los transductores de campo magnético, la señal de activación se selecciona de señal alterna o directa, pulsada, tren de impulsos alternos o no alternos, señal cuadrada con variación de ciclo útil, triangular, diente de sierra, modulada en amplitud, modulada en frecuencia, modulada en fase, modulada por posición de pulsos o combinaciones de estas.

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

- 15 a') aplicar a un tejido un estímulo de un campo magnético mediante un arreglo de transductores electromagnéticos que reciben una señal de activación cuya frecuencia varía desde una frecuencia inicial de estimulación de tejido (f_{im}) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido (f_{fm}) con incrementos o decrementos en pasos de un delta de frecuencia (Δf_m) durante un delta de tiempo (Δt_m);
- 20 b') medir la respuesta de la impedancia del tejido al estímulo de campo magnético mediante los transductores de campo eléctrico del arreglo de transductores electromagnéticos;
- c') establecer un nivel de referencia con la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (b');
- d') establecer una tolerancia (NT) al nivel de referencia establecido en la etapa (c');
- 25 e') determinar frecuencias inferiores de estimulación de tejido (f_{bx}) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido cae por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d');
- f') determinar frecuencias superiores de estimulación de tejido (f_{tx}) como el punto donde la respuesta de la impedancia del tejido retorna a la tolerancia (NT) establecida en la etapa
- 30 (d');

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

La disposición de los transductores magnéticos se hace sobre un volumen (2) que contiene el tejido (3) a estimular. Cada transductor magnético genera un campo magnético que se

35

aplica al tejido (3). El campo que se genera con cada transductor obedece a una señal de activación que preferiblemente presenta una frecuencia inicial (f_{im}) que cambia con el tiempo hasta una frecuencia final (f_{fm}), la cual puede ser más alta que la frecuencia inicial, más baja o igual.

- 5 En un ejemplo, la intensidad del campo magnético generada por los transductores de campo magnético al ser activados por la señal de activación, se encuentra entre 0,1 mT (militeslas) equivalente a 1 Gauss y 200 mT (mili teslas) equivalente a 2000 Gauss, y preferiblemente entre 40 mT (militeslas) equivalente a 400 Gauss y 200 mT (mili teslas) equivalente a 2000 Gauss.
- 10 El Δt_m definido se refiere a un periodo de tiempo que puede variarse dependiendo de la aplicación para la que se requiera utilizar el método.

Las f_{im} y f_{fm} , el Δf_m y el Δt_m son establecidos por un usuario en una unidad de cómputo y almacenados en un registro de memoria.

- 15 Las frecuencias f_{im} y f_{fm} están en un rango de frecuencias entre 0,1 Hz y 500 kHz, y preferiblemente entre 25 Hz y 500 kHz.

- En una modalidad de la invención, de forma similar a la señal de activación empleada para la estimulación con campos eléctricos, la señal de activación empleada para campos magnéticos, también puede estar conformada por una señal portadora y una señal moduladora. Por ejemplo, la f_{im} y la f_{fm} están entre 0,1 kHz y 500 kHz tanto para la señal
- 20 portadora como para la señal moduladora, la señal portadora es preferiblemente de un orden de frecuencia superior al de la señal moduladora.

En una modalidad de la invención, en un ejemplo, en la etapa (d'), el NT está entre 5% y 60%, y preferiblemente entre 25% y 50%.

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

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

Es posible utilizarse una función impulsiva para activar el campo magnético, donde la f_{im} y la f_{fm} están entre 0,1 Hz y 500 kHz, el Δf_m presenta un rango entre 0,1 Hz y 1 kHz, el Δt_m está entre 1 segundo y 1 hora, y preferiblemente entre 1 minuto y 1 hora.

- También, es posible usar una señal de activación para la estimulación magnética de forma
- 35 cuadrada con barrido en frecuencia desde 1 Hz a 50 kHz. Para frecuencias de 1 Hz a 5 kHz, aplicar una variación de ciclo útil de entre 0,4% y 5% para una intensidad de campo

magnético de máximo 200 mT (militeslas) equivalente a 2000 Gauss. Posteriormente, para frecuencias de 5 kHz a 50 kHz, aplicar una variación de ciclo útil de entre 5% y 25% para una intensidad de campo magnético de máximo 40 mT (militeslas) equivalente 400 Gauss. Este barrido en frecuencia se aplica durante un $t_{\max}$ de 1 hora y se repite cada día, durante 6 días.

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

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

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

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

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

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

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

En un ejemplo de una realización de la presente invención, el $t_{\max}$ en la etapa (i') está entre 1 hora y 18 horas.

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

- si se supera el tiempo máximo de estimulación ($t_{\max}$) entonces finalizar;

- si no se supera el tiempo máximo de estimulación ($t_{\max}$) y la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (j') se encuentra por debajo de la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d') repetir la etapa (h');

- si la respuesta de la impedancia del tejido medida en la etapa (j') en las bandas de frecuencias de estimulación determinadas en la etapa (g') supera la tolerancia (NT) establecida en la etapa (d') entonces finalizar.

Adicional a lo anterior, la estimulación del tejido también se puede aplicar efectuando barrido espacial, como se describe en la solicitud colombiana _____ radicada el _____.

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

- A) definir un índice a cada transductor de campo magnético del arreglo de transductores;
 - B) seleccionar por medio de la unidad de cómputo un índice atribuido a un transductor;
 - C) activar el transductor de campo magnético que corresponde al índice seleccionado,
10 y estimular el tejido usando una frecuencia inicial de estimulación de tejido (f_i) hasta una frecuencia final de estimulación de tejido (f_{fm}) en incrementos de un delta de frecuencia (Δf_m) durante un delta de tiempo determinado (Δt_m);
 - D) incrementar el valor del índice y repetir el paso C) hasta que se haya recorrido todos los índices atribuidos.
- 15 Alternativamente, en una modalidad particular de la invención, en el paso D) de la etapa (b) el valor del índice cambia aleatoriamente y vuelve al paso C).

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

- 20 En otro ejemplo de la presente invención, es posible estimular un tejido (3) con un arreglo (1) de transductores electromagnéticos con transductores de campo eléctrico y transductores de campo magnético aplicando una combinación de señales de estimulación eléctrica y estimulación magnética que cambian sus características con base en la realimentación de intensidad de campo magnético aplicado sobre el tejido, la
25 realimentación de la impedancia del tejido o combinación de las anteriores.

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

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

- Es posible combinar método para estimulación de tejidos con campos eléctricos por barrido en frecuencia con el método para estimulación de tejidos con campos magnéticos por
35 barrido en frecuencia. En un ejemplo, el arreglo de transductores electromagnéticos (1)

comprenda transductores de campo magnético y los transductores de campo eléctrico sobrepuestos entre sí, dispuestos ortogonalmente entre sí, con sus caras activas en dirección al tejido (3) para aplicar una estimulación combinada con campos eléctricos y magnéticos siguiendo un patrón de activación.

5 *Aplicación del método de la invención en un individuo*

En una realización de la presente invención se realiza la estimulación del tejido de un individuo con el siguiente diagnóstico inicial de neoplasia maligna pobremente diferenciada:

Marcadores de inmunohistoquímica con los siguientes resultados:

- 10 - Citoqueratina 5/6: positivo en células tumorales;
 - P 63: positivo en células tumorales;
 - Citoqueratina Alto Peso Molecular: positivo en células tumorales;
 - SOX10: negativo en células tumorales; y,
 - BEREPI-4: negativo en células tumorales.
- 15 Haciendo referencia a la FIG. 11A, se muestra una fotografía del individuo con un tejido maligno en la zona de cuello antes de ser estimulado con un barrido en frecuencia de campos electromagnéticos. El tejido fue estimulado durante 6 días por una hora cada día con barridos de campos electromagnéticos usando el siguiente arreglo de transductores electromagnéticos:
- 20 - 2 pares de transductores de campo eléctrico configurados de forma ortogonal, y
 - 1 par de transductores magnéticos dispuesto ortogonal a los dos pares de transductores de campo eléctrico.

Las señales de campo magnético se aplicaron de forma ortogonal a una señal de campo eléctrico y una señal de campo magnético siguiendo el esquema de identificación de bandas de frecuencias de estimulación descrito en el método con señales cuadradas con variación de ciclo útil.

Se empleó una señal de activación para la estimulación magnética con barrido en frecuencia en un rango de f_{im} igual a 1 Hz a una f_{fm} 50 kHz, para empezar, se aplica en una primera banda desde una f_{b1} igual a 1 Hz hasta una f_{t1} igual a 5 kHz y finalmente se utiliza un barrido en frecuencia en una segunda banda desde una f_{b2} igual a 5 kHz hasta una f_{t2} igual a 50 kHz

Se emplea una señal de activación para la estimulación eléctrica con barrido en frecuencia en un rango de f_{ie} igual a 1 kHz a una f_{fe} 500 kHz, para iniciar, se aplica en una primera banda desde una f_{b1} igual a 1 kHz hasta una f_{t1} igual a 50 kHz, seguidamente, se utiliza un

barrido en frecuencia en una segunda banda desde una f_{b2} igual a 50 kHz hasta una f_{t2} igual a 300 kHz y finalmente se utiliza un barrido en frecuencia en una tercera banda desde una f_{b3} igual a 5 kHz hasta una f_{t3} igual a 50 kHz.

5 Haciendo referencia a la FIG. 11B se muestra una fotografía del mismo individuo mostrando una marcada reducción de la masa del tejido maligno. Adicionalmente, el informe de laboratorio posterior a la estimulación fue negativo para metástasis.

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
10 encuentra definido por las siguientes reivindicaciones.