

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 623 366**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/04**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.05.2006 PCT/US2006/017362**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.11.2006 WO06119492**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.05.2006 E 06759133 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.02.2017 EP 1878091**

54 Título: **Cable eléctrico mejorado para un dispositivo electrónico tal como un dispositivo implantable**

30 Prioridad:

**04.05.2005 US 677418 P**

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

**11.07.2017**

73 Titular/es:

**BOSTON SCIENTIFIC NEUROMODULATION CORPORATION (50.0%)  
25155 RYE CANYON LOOP  
VALENCIA, CA 91355, US y  
MRI INTERVENTIONS, INC. (50.0%)**

72 Inventor/es:

**ATALAR, ERGIN y  
FERHANOGLU, ONUR**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 623 366 T3**

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

**DESCRIPCIÓN**

Cable eléctrico mejorado para un dispositivo electrónico tal como un dispositivo implantable

**Referencia cruzada a la solicitud relacionada****Campo de la invención**

- 5 La presente invención se refiere a cable eléctricos para dispositivos tales como, sin limitación, dispositivos implantables, y en particular se refiere a un cable eléctrico que resiste la inducción de corrientes de un campo electromagnético externo y por lo tanto reduce la probabilidad de un calentamiento excesivo producido por tales campos.

**Antecedentes de la invención**

- 10 La formación de Imagen por resonancia magnética (IRM) es generalmente considerada como una técnica de diagnóstico no invasiva extremadamente segura. Sin embargo, la IRM puede representar una amenaza para los pacientes que tienen dispositivos implantables, tales como, sin limitación, un dispositivo de estimulación cerebral profunda (DBS), un marcapasos, un neuroestimulador, o un desfibrilador cardiovascular. Actualmente, los pacientes con implantes metálicos no están autorizados a someterse a una exploración para IRM. Una de las principales razones de esto es el calentamiento excesivo producido por la concentración de campo electromagnético alrededor de los cable eléctricos de un implante durante un procedimiento de IRM.

- Muchos casos en los que se produce un aumento sustancial de la temperatura durante la exploración para IRM se han informado y revisado. Por ejemplo, en el documento de Achenbach S, W Moshage, Diem B, Bieberle T, V Schibgilla, Bachmann K., "Efectos de la formación de Imagen por Resonancia Magnética en Marcapasos y Electro-  
20 dos Cardiacos" Am Heart J 1997; 134: 467 - 473, se informó de un aumento de temperatura máximo de 63,1°C durante 90 segundos de la exploración para IRM. Además, en una evaluación in vitro de 44 cables eléctricos de marcapasos disponibles comercialmente, se informó en el documento de Sommer T, C Hahlhaus, Lauck G, et al, "Formación de Imagen por MR y Marcapasos Cardiacos: Evaluación in vitro e in vivo en 51 pacientes a 0,5 T.," Radiology 2000; 215: 869 - 879, la observación de un aumento de temperatura de 23,5°C en un experimento de 0,5 Tesla. Aumentos de temperatura sustanciales también se observaron en exploraciones para IRM con pacientes con neuro-  
25 estimuladores, como se informa en el documento de Gleason CA, Kaula NF, Hricak H, et al, "El efecto de Reproductores de Imagen de Resonancia Magnética en Neuroestimuladores," Pacing Clin Electrophysiolgy 1992: 15; 81 - 94. Además, 1,5 T y un SAR de 3,0 W / kg que demuestran que produce necrosis severa en las membranas mucosas de los perros con cable eléctricos de estimulación cardiaca transesofágicos como se informa en el documento de Hofman MB, CC de Cock, van der Linden JC, et al, "Estimulación Cardiaca Transesofágica durante la Formación de Imagen por Resonancia Magnética: Consideraciones de viabilidad y seguridad," Magn Reson Med 1996; 35 : 413 -  
30 422.

- Además, se observó un aumento de temperatura 16,8°C en un hilo de media longitud de onda en un experimento de fantasma de gel y se informó en el documento de Smith CD, Kildishev AV, Nyenhuis JA, Foster KS, Bourland JD, "Interacciones de campos magnéticos de IRM con implantes médicos alargados" J Applied Physiscs 2000; 87:  
35 6188 - 6190. Como se informó en el documento de Konings MK, Bartels LW, Smits HJ, Bakker CJ, "Calentamiento alrededor de hilos de guía intravasculares por ondas de RF resonantes" J Magn Reson Imaging 2000; 12: 79 - 85, se observaron aumentos de temperatura debido a los hilos de guía endovasculares entre 26°C y 74°C en experimentos en baños de solución salina de hasta 30 segundos de tiempo de exploración. En otro experimento con solución salina, se informó en el documento de Nitz WR, Oppelt A, W Renz, Manke C, M Lenhart, Link J., "Sobre el calentamiento de las estructuras lineales conductoras tales como Hilos de Guía y Catéteres en la IRM Intervencionista" J Magn Reson Imaging 2001; 13: 105 - 114, se observó un aumento de hasta 34°C de la temperatura en un cable eléctrico de media longitud de onda. Se debe hacer notar que se observaron quemaduras de primer, segundo o tercer orden en muchos de los estudios in vivo que se han mencionado más arriba.

- En un estudio reciente se llevó a cabo para uno de los sistemas de neuroestimulación más utilizados, el Sistema de Control de Temblores Activa vendido por Medtronic. Se evaluaron diferentes configuraciones para evaluar escenarios de peor caso y de posicionamiento clínicamente relevantes, y se realizaron experimentos in vitro en sistema de MR a 64MHz utilizando fantasmas de gel para representar el tejido humano. Como se informó en el documento de Rezaei AR, Finelli D, Nyenhuis JA, et al, "Neuroestimulador para la Estimulación Cerebral Profunda: Evaluación ex vivo de calentamiento relacionado con la IRM a 1,5 Teslas". J Magn Reson Imaging 2002: 15: 241 - 250, el cambio de temperatura observado más alto fue de 25,3°C para la bobina de RF y 7,1°C para la bobina de la cabeza. Estos resultados indican que el calentamiento puede ser peligroso bajo ciertas condiciones de exploración para IRM.

- El neuroestimulador funcional implantable del sistema FREEHAND es una neuroprótesis con control del motor alimentado por RF disponible comercialmente que consiste en ambos componentes implantados y externos vendidos por NeuroControl Corporation de Cleveland, OH. Los resultados de un experimento de calentamiento inducido por IRM durante el cual el sistema FREEHAND se expuso a un SAR promediado de todo el cuerpo de 1,1 W / kg duran-  
55

te 30 minutos mostraron que los aumentos de temperatura localizados no eran no mayores que 2,7°C con el dispositivo en un fantasma lleno de gel. Un paciente con un sistema FREEHAND de esta manera puede someterse solamente a un procedimiento de IRM bajo ciertos niveles de potencia de entrada para un escáner de 1,5 Tesla.

Debido a los problemas de seguridad creados por el potencial para un calentamiento excesivo como se ha descrito más arriba, se han desarrollado varias estrategias para promover la seguridad de la IRM para paciente que tienen implantes metálicos. Una de las básicas es fijar un umbral de potencia que asegura que sólo se producirá una cantidad razonable de calentamiento. Una metodología para una limitación de potencia de este tipo se ha publicado con anterioridad en el documento de Yeung CJ, Susil RC, Atalar E., "Seguridad de RF en los hilos en IRM de Intervención: Uso de un índice de seguridad" *Magn Reson Med* 2002; 47: 187 - 193. Sin embargo, muchas secuencias de impulsos de IRM modernos, tales como el eco de espín rápido o de precesión libre en estado estacionario (SSFP), requieren niveles elevados de potencia de RF y por lo tanto no hay ninguna garantía de que imágenes de buena calidad pueden ser adquiridas si la energía de RF es limitada.

La mayor parte de los estudios sobre el calentamiento de los implantes metálicos se concentran en el calentamiento de los conductores del implante más que en el generador del implante. Esto se debe principalmente al hecho de que los generadores típicamente son dispositivos suaves con bordes curvados y por lo tanto son estructuras menos amenazantes que los cable eléctricos en términos de concentración de campo electromagnético. Como resultado, se observa un menor calentamiento y se espera que el aumento de temperatura sea menor en los generadores. Véase, por ejemplo, los resultados informados en el documento de Ferhanoglu O, Tasci O.T, El - Sharkawy A, Altintas A, E Atalar, " Investigación de calentamiento de RF en marcapasos en IRM utilizando un índice de seguridad", *Proc. de la Sociedad Internacional de Resonancia Magnética en Medicina, Encuentro Científico 12, Kyoto, 2004*, y Ferhanoglu O, El - Sharkawy A, E Atalar, "Calentamiento por RF en la punta de los cable eléctricos de marcapasos" *Proc. Sociedad Europea de Resonancia Magnética en Medicina y Biología, Encuentro Científico 21, Copenhague 2004*.

La Patente de Estados Unidos número 6.284.971 desvela un cable eléctrico coaxial que puede ser un cable eléctrico coaxial de formación de imagen por resonancia magnética diseñado para una mayor seguridad con el fin de reducir el riesgo de calentamiento excesivo o quemaduras a un usuario. El cable eléctrico tiene un conductor interior alargado orientado axialmente y un conductor exterior de blindaje orientado axialmente en relación de separación con respecto al mismo con un primer material dieléctrico dispuesto entre ellos. Sin embargo, en este diseño, se deben emplear materiales de alta permitividad. Este requisito puede crear problemas de flexibilidad ya que los materiales de alta permitividad son frágiles y rígidos. Además, puede haber más de un cable eléctrico lo cual puede requerir el uso de cables eléctricos coaxiales separados. En tal caso, la miniaturización del diseño es una tarea difícil.

Bobinas de amortiguamiento de RF y filtros se han utilizado en varios estudios previos. Por ejemplo, como se ha descrito en el documento de Susil RC, et al, "Dispositivos de intervención multifuncionales para RMI: Catéter de Electrofisiología / IRM combinados" ., *MRM* 47: 594 - 600 (2002), las bobinas de amortiguamiento de RF se utilizaron en el diseño de un catéter combinado de electrofisiología / IRM, y como se ha descrito en el documento de Ladd ME, et. al., " Reducción del calentamiento por RF resonante en catéteres intravasculares usando bobinas de amortiguamiento coaxiales", *MRM*. 43: 615 - 619 (2000), se utilizaron bobinas de amortiguamiento triaxiales para presentar una alta impedancia a las corrientes que fluyen sobre la superficie exterior del triax.

La patente de Estados Unidos número 6.539.253 desvela un dispositivo médico implantable que incorpora filtros de muesca de circuito integrado, y la patente de Estados Unidos número 5.817.136 desvela un marcapasos con protección EMI. Ambos de los diseños aseguran que la interferencia electromagnética no es un problema, sin embargo la seguridad en términos de calentamiento no está garantizada. Una alta corriente puede seguir fluyendo a través de cables eléctricos largos y estas altas corrientes puede causar calentamiento excesivo y quemaduras.

La patente de Estados Unidos número 5.217.010 describe la transmisión de señal óptica entre el generador y el órgano en un marcapasos, que proporciona seguridad puesto que no hay acoplamiento entre el sistema óptico y el campo electromagnético. Sin embargo, la eficiencia de la conversión de energía eléctrica a óptica y de óptica a eléctrica es limitada y por lo tanto el tiempo de vida del generador de impulsos se reduce significativamente. La miniaturización en este caso también es una tarea difícil.

La patente de Estados Unidos número 5.246.438 desvela un aparato de ablación cardíaca, incluyendo una antena solenoidal. Por ejemplo, la antena solenoidal puede ser en forma de una hélice con tres terminales y cubierta por un manguito de plástico.

Por tanto, es evidente que existe la necesidad de un cable eléctrico que pueda ser utilizado, por ejemplo, con implantes metálicos, que resista la inducción de corrientes de un campo electromagnético externo, tal como el campo que está presente durante la IRM, y por lo tanto reduzca la probabilidad de un calentamiento excesivo producido por tales campos.

**Sumario de la invención**

5 En una realización, la invención se refiere a un cable eléctrico para un dispositivo electrónico que resista la inducción de una corriente de un campo electromagnético externo al cable eléctrico, como puede estar presente durante un proceso de IRM. El cable eléctrico incluye uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico, incluyendo cada uno de los pares un primer segmento de hilo eléctrico y un segundo segmento de hilo eléctrico. Los segmentos adyacentes de hilo eléctrico pueden ser hilos eléctricos mono -conductores o hilos eléctricos multi -conductores. El cable eléctrico también incluye una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas, en el que cada una de las bobinas de amortiguamiento de RF blindada está dispuesta entre el primer segmento de hilo eléctrico y el segundo segmento de hilo eléctrico de los uno o más pares de segmentos adyacentes respectivos. La bobina de amortiguamiento de RF blindada tiene un primer extremo acoplado operativamente al primer segmento de hilo eléctrico y un segundo extremo acoplado operativamente al segundo segmento de hilo eléctrico del par respectivo de segmentos adyacentes. Preferiblemente, el uno o más pares de segmentos adyacentes comprende una pluralidad de pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico y la una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas comprende una pluralidad bobinas de amortiguamiento de RF blindadas.

10 15 En una realización particular, el campo electromagnético incluye energía electromagnética que tiene una primera longitud de onda, y el primer segmento de hilo eléctrico y el segundo segmento de hilo eléctrico en cada uno de la pluralidad de pares de segmentos adyacentes de cable eléctrico tiene cada uno una longitud de no más de aproximadamente un porcentaje predeterminado, tal como el veinticinco por ciento, de la primera longitud de onda. El dispositivo electrónico puede ser un dispositivo soportado por el cuerpo de un paciente, tal como un dispositivo implantable.

20 25 Las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas pueden incluir un inductor cubierto por una o más capas de material de blindaje conductor, tal como un material de blindaje metálico. Preferiblemente, un primer extremo de las una o más capas de material de blindaje conductor está eléctricamente conectado al inductor y un segundo extremo de la una o más capas de material de blindaje conductor se encuentra ya sea flotante o conectado a un aislante. Además, cada inductor en las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas puede incluir un núcleo, tal como un núcleo paramagnético. Como alternativa, las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas pueden comprender inductores toroidales, en los que una espiral se enrolla alrededor de un núcleo en forma de rosquilla. Además, una o más capas de blindaje eléctrico, tales como capas metálicas, se pueden proporcionar alrededor de todo el inductor toroidal para proporcionar una protección adicional.

30 En otra realización, el cable eléctrico puede incluir, además, una capa de material aislante que cubre al menos una porción de los uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico y al menos una porción de las una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas.

35 En una realización particular, una o más de las una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas comprende un primer conductor y un primer inductor conectados en serie y dispuestos entre el primer segmento de hilo eléctrico y el segundo segmento de hilo eléctrico de los uno o más pares de segmentos adyacentes respectivos, al menos una capa de material de blindaje conductor que cubre el primer conductor y el primer inductor, y un condensador dispuesto entre el primer conductor y la al menos una capa de material de blindaje conductor.

40 En todavía otra realización, la invención se refiere a un aparato que puede ser implantado dentro del cuerpo de un paciente que resiste la inducción de una corriente de un campo electromagnético externo al aparato. El aparato incluye un generador para generar uno o más impulsos eléctricos, y un cable eléctrico para la entrega de los uno o más impulsos eléctricos al tejido en el interior del cuerpo del paciente. El cable eléctrico en el aparato puede estar estructurado de acuerdo con las diversas realizaciones que se han descrito más arriba.

45 En todavía una realización adicional, la invención se refiere a un procedimiento de fabricación de un dispositivo implantable que incluye las diversas realizaciones del cable eléctrico que se ha descrito más arriba. En particular, el procedimiento incluye proporcionar uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico, incluyendo cada uno de los pares un primer segmento de hilo eléctrico y un segundo segmento de hilo eléctrico, y proporcionar una bobina de amortiguamiento de RF blindada, como se ha descrito en las diversas realizaciones más arriba, entre el primer segmento de hilo eléctrico y el segundo segmento de hilo eléctrico de cada uno de los uno o más pares de segmentos adyacentes.

50 **Breve descripción de los dibujos**

Los dibujos que se acompañan ilustran realizaciones de la invención actualmente preferidas, y junto con la descripción general que se ha dado más arriba y la descripción detallada que se da a continuación, sirven para explicar los principios de la invención. Como se muestra en todos los dibujos, los mismos números de referencia designan partes similares o correspondientes.

la figura 1 es un diagrama esquemático de un cable eléctrico de acuerdo con una primera realización de la presente invención;

la figura 2 es un diagrama esquemático que muestra el cable eléctrico de la figura 1 que se está utilizando en un dispositivo implantable;

5 las figuras 3 a 10 son diagramas esquemáticos de diversas realizaciones alternativas de un cable eléctrico de acuerdo con la presente invención;

la figura 11 muestra resultados de la simulación para el cable eléctrico de acuerdo con una realización de la invención;

10 la figura 12 muestra un conjunto para un experimento de fantasma de gel que se realizó en un marcapasos incluyendo un cable eléctrico de acuerdo con una realización de la invención; y

la figura 13 muestra los perfiles de temperatura de los experimentos de fantasma de gel realizados en un marcapasos incluyendo un cable eléctrico de acuerdo con una realización de la invención.

### **Descripción de las realizaciones preferidas**

15 La figura 1 es un diagrama esquemático de un cable eléctrico 5 para un dispositivo electrónico soportado por el cuerpo de un paciente de acuerdo con una primera realización de la presente invención. Tal como se utiliza en la presente memoria descriptiva, el término "paciente" se refiere a cualquier miembro del reino animal, incluidos los seres humanos. Tal como se utiliza en la presente memoria descriptiva, con los términos "soportado por el cuerpo del paciente" en referencia al dispositivo se entenderá que el dispositivo puede ser implantado dentro del cuerpo del paciente, usado en o unido externamente al cuerpo del paciente, o alguna combinación de los mismos. En la realización preferida como se muestra esquemáticamente en la figura 2, el cable eléctrico 5 que se muestra en la figura 1 forma una parte de un dispositivo implantable, tales como, sin limitación, un dispositivo de estimulación profunda del cerebro (DBS), un marcapasos, un neuroestimulador, o un cardio desfibrilador, para entregar señales eléctricas (por ejemplo, pulsos eléctricos) desde un generador 15 a una localización 20, tal como un órgano u otro tejido, dentro del cuerpo al que se han de aplicar las señales eléctricas (con fines ilustrativos, la figura 2 muestra un dispositivo DBS). Como se ha descrito en mayor detalle en la presente memoria descriptiva, el cable eléctrico 5 permite una exploración para IRM a los pacientes más segura por la disminución de la cantidad de calentamiento provocado por el campo de RF.

20 Haciendo referencia de nuevo a la figura 1, el cable eléctrico 5 incluye una pluralidad de segmentos de hilo eléctrico 25 que, en esta realización, comprende cada uno un hilo mono - conductor. Preferiblemente, cada uno de los segmentos de hilo eléctrico 25 comprende un hilo mono - conductor aislado flexible. Como se aprecia en la figura 1, el cable eléctrico 5 incluye una bobina de amortiguamiento de RF blindada 30 que se inserta entre dos segmentos adyacentes del hilo eléctrico 25. Tal como se utiliza en la presente memoria descriptiva, el término "bobina de amortiguamiento de RF blindada" se refiere a un inductor que atrapa un campo o campos electromagnéticos dentro de un área confinada y de esta manera resiste la penetración de los campos electromagnéticos externos en el área confinada y por lo tanto resiste la interacción entre los campos electromagnéticos externos y con los campos electromagnéticos que puedan existir en la zona confinada.

25 En la realización que se muestra en la figura 1, la bobina de amortiguamiento de RF blindada 30 comprende un inductor 33 en forma de una bobina, rodeado por una capa de material de blindaje eléctrico 35, tal como un material de blindaje metálico como cobre, aluminio, oro, plata o nitinol. La capa de material de blindaje 35 ayuda a reducir el riesgo de acoplamiento magnético durante un proceso de exploración para IRM. Como se aprecia en la figura 1, un primer extremo del inductor 33 está acoplado eléctricamente a uno de los segmentos adyacentes del hilo eléctrico 25 y el extremo opuesto del inductor 33 está acoplada eléctricamente al otro de los segmentos adyacentes de hilo eléctrico 25. Además, un extremo de la capa de material de blindaje conductor 35 está conectado eléctricamente al inductor 33 y el otro extremo de la capa de material de blindaje conductor 35 flota o toca el material aislante, si está presente, que rodea al hilo eléctrico 25.

30 Aunque sólo se muestran en las figuras 1 y 2 dos segmentos adyacentes de hilo eléctrico 25 y una bobina de amortiguamiento de RF blindada 30, se debe entender que el cable eléctrico 5 puede incluir múltiples segmentos adyacentes de hilo eléctrico 25 y múltiples bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 conectadas como se indica en la figura 1 y se han descrito más arriba. De hecho, en la realización preferida del cable eléctrico 5, el cable eléctrico 5 incluye una longitud que consiste en varios segmentos adyacentes del hilo eléctrico 25 y múltiples bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 proporcionadas entre los mismos. En esta realización preferida, cada segmento de hilo eléctrico 25 es sustancialmente más corto que la mitad de la longitud de onda del campo electromagnético con el que se desea utilizar el cable eléctrico 5. Como se apreciará, si son posibles múltiples campos electromagnéticos, entonces se elige la más corta de las longitudes de onda para este parámetro de diseño. En la realización más preferida, cada segmento de hilo eléctrico 25 es menor que o igual a aproximadamente un cuarto de la longitud de

onda ( $\lambda / 4$ ) del campo electromagnético (por ejemplo, el campo de RF que se utiliza en un proceso de exploración para IRM, la frecuencia más común utilizada en la exploración para IRM son 64 MHz, aunque sistemas de 42 MHz y 128 MHz también son comunes) con los que se desea utilizar el cable eléctrico 5. En una realización, el cable eléctrico preferido 5 puede ser cable eléctrico convencional que se utiliza para los dispositivos implantables que está modificado en serie para incluir las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 a intervalos predeterminados, tales como intervalos de al menos cada  $\lambda / 4$ . Alternativamente, en otra realización, el cable eléctrico preferido 5 puede ser fabricado especialmente para incluir las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 a intervalos predeterminados tales como intervalos de al menos cada  $\lambda / 4$ .

Como es conocido en la técnica, las bobinas de amortiguamiento de RF resisten el flujo de corrientes de ciertas frecuencias y pasan corrientes de ciertas frecuencias relativamente más bajas (el término "trampa de RF" también se usa comúnmente). Por lo tanto, en el cable eléctrico 5, la bobina o bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 resistirán (y posiblemente impedirán totalmente) el flujo de corriente a altas frecuencias, tales como las frecuencias del campo de RF de un dispositivo de IRM, y al mismo tiempo dejarán pasar la corriente a frecuencias más bajas, por ejemplo, las frecuencias del dispositivo implantable con el que se utiliza. Como resultado, se reduce la posibilidad de la inducción de corriente y por lo tanto la producción de calor debido al campo de RF de la IRM (y posiblemente será totalmente impedida), al tiempo que permite la transmisión de señales desde un generador 15 a una localización 20 como se muestra en la figura 2. En la realización preferida, el segmento de hilo eléctrico 25 que se proporciona dentro de la localización 20, tal como un órgano u otro tejido, no incluye una bobina de amortiguamiento de RF blindada 30, y por el contrario es preferiblemente más corta que  $\lambda / 2$  y por lo tanto relativamente segura.

La figura 3 es un diagrama esquemático de un cable eléctrico 5' de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención que es similar al cable eléctrico 5 excepto en que incluye una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30' que, en lugar de utilizar una única capa de material de blindaje 35, emplean múltiples capas de material de blindaje 35A y 35B para mejorar el desacoplamiento del campo magnético. Preferiblemente, el cable eléctrico 5' incluye múltiples bobinas de amortiguamiento de RF 30 separadas a intervalos como se ha descrito. Como se aprecia en la figura 3, en cada capa de material de blindaje 35A y 35B, un extremo de la capa está conectado eléctricamente al inductor 33 y el otro extremo de la capa, flota o toca el material aislante, si está presente, que rodea al hilo eléctrico 25.

La figura 4 es un diagrama esquemático de un cable eléctrico 5" de acuerdo con la tercera realización adicional alternativa de la presente invención que es similar al cable eléctrico 5 excepto en que incluye una o más bobina de amortiguamiento de RF blindadas 30" en forma de inductores 33, teniendo cada uno un núcleo 40 provisto dentro del inductor 33. El núcleo 40 dentro de cada inductor 33 proporciona una inductancia más alta para una resistencia dada. Preferiblemente, un material paramagnético, tal como, sin limitación, aluminio o diversos materiales plásticos, se utiliza para formar el núcleo 40. Preferiblemente, los materiales ferromagnéticos no deben ser utilizados para el núcleo 40 para resistir cualquier atracción por el campo magnético de la IRM.

La figura 5 es un diagrama esquemático de un cable eléctrico 45 de acuerdo con todavía otra realización alternativa de la presente invención. El cable eléctrico 45 es similar al cable eléctrico 5 que se muestra en la figura 1 puesto que incluye una pluralidad de segmentos de hilo eléctrico 25. El cable eléctrico 45 en esta realización incluye una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 47 teniendo cada una de ellas la forma de inductor toroidal que incluye, preferiblemente, una espiral en forma de toro 50 enrollada alrededor de un núcleo en forma de rosquilla 55. Las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 47 realizan esencialmente la misma función que las bobina de amortiguamiento de RF blindadas 30 que se han descrito más arriba cuando las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 47 atrapan campos electromagnéticos 47 dentro del núcleo en forma de rosquilla 55 y resisten la inducción de corrientes como consecuencia de los campos electromagnéticos externos. Preferiblemente, el cable eléctrico 45 incluye múltiples bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 47 espaciadas a intervalos tal como se ha descrito más arriba en relación con las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30. Cuando las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 47 se utilizan, puede no haber necesidad de una capa de material de blindaje (como en las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30, 30' y 30" ) cuando el campo electromagnético es atrapado en el interior del núcleo 55.

La figura 6A es un diagrama esquemático de un cable eléctrico 60 de acuerdo con todavía otra realización alternativa de la presente invención. El cable eléctrico 60 incluye una pluralidad de segmentos de hilo eléctrico 25', que, en esta realización, comprenden cada uno un hilo multi - conductor, preferiblemente en forma de un hilo multi - conductor aislado flexible o un cable eléctrico coaxial. El cable eléctrico 60 es similar al cable eléctrico 5 que se muestra en la figura 1, puesto que incluye una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 incluyendo un inductor 33 rodeado por la capa de material de blindaje 35 como se ha descrito más arriba. Preferiblemente, como se muestra en la figura 6B, el cable eléctrico 60 incluye múltiples bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 espaciadas a intervalos tal como se ha descrito más arriba en relación con la figura 1. Como se aprecia en las figuras 6A y 6B, un primer extremo de cada inductor 33 de cada bobina de amortiguamiento de RF blindada 30 está acoplado eléctricamente a cada uno de los cable eléctricos de uno de los segmentos adyacentes de hilo eléctrico 25' y el extremo opuesto del inductor 33 de cada bobina de amortiguamiento de RF blindada RF 30 está acoplado eléctricamente a cada uno de los hilos de los otros segmentos adyacentes de hilo eléctrico 25' . Además, se debe apreciar que, en

variaciones de esta realización, una capa o capas adicionales de material de blindaje se pueden proporcionar como se muestra en la figura 3, un núcleo 40 se puede proporcionar en la bobina de amortiguamiento de RF blindada 30 como se muestra en la figura 4, y / o una bobina de amortiguamiento de RF toroidal 47 puede ser utilizada, como se muestra en la figura 5.

5 La figura 7 es un diagrama esquemático de un cable eléctrico 60' de acuerdo con otra realización alternativa de la presente invención que es similar al cable eléctrico 60 que se muestra en la figura 6. El cable eléctrico 60' difiere del cable eléctrico 60 en que, en lugar de una única bobina de amortiguamiento de RF 30 dispuesta entre los segmentos adyacentes de hilo eléctrico 25', se proporcionan múltiples bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 entre los segmentos adyacentes de hilo eléctrico 25'. Específicamente, como se muestra en la figura 7, una bobina de amortiguamiento de RF blindada 30 se proporciona para cada conductor contenido en los segmentos de hilo eléctrico 25'. La figura 8 es un diagrama esquemático de un cable eléctrico 60" de acuerdo con todavía otra realización alternativa de la presente invención que es similar al cable eléctrico 60 que se muestra en la figura 6 excepto en que cada bobina de amortiguamiento de RF blindada 30 es sustituida por una bobina de amortiguamiento de RF blindada toroidal 47 como se muestra en la figura 5.

15 Las figuras 9A y 9B son diagramas esquemáticos de cable eléctricos 65A y 65B, respectivamente, de acuerdo con realizaciones alternativa adicional de la presente invención. Como se aprecia en la figura 9A, el cable eléctrico 65A incluye una pluralidad de segmentos de hilo eléctrico 25', comprendiendo cada uno de ellos un hilo multi - conductor preferiblemente en la forma de un hilo multi - conductor aislado flexible. Como se ha indicado en la presente memoria descriptiva en otra parte, el hilo multi - conductor o cada conductor en el mismo puede ser, por ejemplo y sin limitación, un cable eléctrico coaxial o un cable eléctrico triaxial. El cable eléctrico 65A incluye una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 67A alternativas que están espaciadas preferiblemente a intervalos como se ha descrito más arriba en relación con la figura 1. Como se aprecia en la figura 9A, cada bobina de amortiguamiento de RF blindada 67A comprende una capa de material de blindaje 35, como se ha descrito más arriba, que cubre pero no está en contacto con las porciones conductoras 75 situadas entre los segmentos adyacentes de hilo eléctrico 25', y un condensador 70 dispuesto entre cada uno de tales conductores 75 y la capa de material de blindaje 35. Además, en la bobina de amortiguamiento de RF blindada 67A, se proporciona un inductor 33 entre cada conductor 75 y el segmento de hilo eléctrico 25' que se encuentra eléctricamente aguas arriba (en términos de flujo de corriente) desde el punto en el que el condensador 70 está conectado al conductor 75. En la realización que se muestra en la figura 9A, los condensadores 70 están sintonizados. El cable eléctrico 65B que se muestra en la figura 9B es similar al cable eléctrico 65A, excepto que en el cable eléctrico 65B, se proporciona un inductor 33 entre cada conductor 75 y el segmento de hilo eléctrico 25' que se encuentra eléctricamente aguas abajo (en términos de flujo de corriente) desde el punto en el que el condensador 70 está conectado al conductor 75. En el cable eléctrico 65B, los condensadores 70 se encuentran en corto a frecuencias relativamente altas (del orden de 100 MHz) y por lo tanto ninguna señal es transmitida por el cable eléctrico 65B, y por lo tanto no se proporciona ninguna señal a la localización 20 (tal como el cerebro o algún otro órgano o tejido dentro del cuerpo) como se muestra en la figura 2. Como alternativa, en cualquiera cable eléctrico 65A o 65b, los inductores 33 pueden ser enrollados juntos.

La figura 10 es una variación de la realización que se muestra en la figura 6, en el que una capa de material de aislamiento 80 tal como, sin limitación, teflón, polietileno, nylon, caucho o PVC, se proporciona alrededor de los segmentos de hilo eléctrico 25' y las bobinas de amortiguamiento de RF blindadas 30 con excepción de aquellas áreas que deben permanecer expuestas para el correcto funcionamiento del dispositivo implantable con el que el cable eléctrico 60 se va a utilizar (como se sabe, algunos dispositivos implantables, tales como marcapasos, requieren que una o más porciones de los conductores se encuentren expuestas de manera que se pueda hacer una conexión o conexiones eléctricas al cuerpo). La capa de material aislante 80 proporcionará una seguridad adicional puesto que las cargas pueden tender a acumularse en los bordes de la capa de material de blindaje 35. El uso de la capa de material aislante 80 no está limitado al cable eléctrico 60, sino que también se puede utilizar con las otras realizaciones que se muestran en la presente memoria descriptiva. Además, cuando el cable eléctrico 60 (o los otros cable eléctricos que se han descrito en la presente memoria descriptiva) se usan con un dispositivo implantable, la capa de material aislante 80 puede cubrir también el generador 15 (figura 2).

Una serie de simulaciones del rendimiento del cable eléctrico 5 fueron realizadas por los presentes inventores. Los resultados de la simulación se representan en las figuras 11A y 11B. La figura 11A muestra la corriente inducida normalizada en un hilo regular y en un cable eléctrico 5. La figura 11B muestra la distribución SAR en la superficie del hilo regular y en el cable eléctrico 5. A partir de estas simulaciones, es obvio que el cable eléctrico 5 es capaz de separar el hilo en dos hilos.

Además, con el fin de evaluar la eficacia de la presente invención, los experimentos con fantasma de gel se realizaron en un marcapasos regular y en un marcapasos que incluía un cable eléctrico 5. La configuración del fantasma de gel se muestra en la figura 12 e incluye una sonda de temperatura 1 situada en la punta del cable eléctrico de marcapasos en cada caso y una sonda de referencia 2. La configuración del fantasma gel para cada marcapasos (regular y segura, es decir, incluyendo el cable eléctrico 5) que se muestra en la figura 12 se sometió a una exploración para IRM y los perfiles de las temperaturas medidas por las sondas se muestran en la figura 13. Como se puede ver, el marcapasos que incluía el cable eléctrico 5 experimentó significativamente menos calentamiento.

5 Aunque se han descrito e ilustrado más arriba realizaciones preferidas de la invención, se debe entender que estos son ejemplos de la invención y no deben ser considerados como limitativos. Por ejemplo, la mayoría de la descripción contenida en la presente memoria descriptiva ha descrito el conmutador de ráfagas 10 como activador de una unidad de procesamiento 15. Se debe apreciar que el conmutador de ráfagas 10 se puede utilizar para activar cualquier tipo de dispositivo electrónico que pueda entrar en un estado inactivo, de reposo. Otras adiciones, supresiones, sustituciones y modificaciones también se pueden hacer. Por consiguiente, la invención no debe ser considerada como limitada por la descripción que antecede, sino que sólo está limitada por el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

1. Un cable eléctrico (5, 5', 5", 45, 60, 60') para un dispositivo electrónico que resiste la inducción de una corriente de un campo electromagnético externo al citado cable eléctrico, que comprende:
  - 5 uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25'), incluyendo cada uno de los citados pares (25, 25; 25', 25') un primer segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) y un segundo segmento (25; 25' ) de hilo eléctrico; y
  - 10 una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47), estando dispuestas cada una de las citadas bobina de amortiguamiento de RF blindadas entre el primer segmento de hilo eléctrico (25; 25') y el segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) de uno respectivo de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25, 25; 25', 25' ) y que tiene un primer extremo acoplado operativamente al primer segmento de hilo eléctrico (25; 25') y un segundo extremo acoplado operativamente al segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) del uno respectivo de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25, 25; 25', 25' ),
  - 15 en el que cada una de las una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47) comprende ya sea a) un inductor (33) cubierto por al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B), o b) un inductor toroidal que incluye una espiral en forma de toro (50) enrollada alrededor de un núcleo en forma de rosquilla (55).
2. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el citado uno o más pares de segmentos adyacentes (25, 25; 25', 25') comprende una pluralidad de pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') y en el que las citadas una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47) comprende una pluralidad de bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47).
3. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el citado campo electromagnético incluye energía electromagnética que tiene una primera longitud de onda, y en el que el primer segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) y el segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25') en cada uno de la pluralidad de pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') tienen una longitud no mayor que aproximadamente un porcentaje predeterminado de la citada primera longitud de onda.
4. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que el citado porcentaje predeterminado de la citada primera longitud de onda es del veinticinco por ciento.
5. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el citado dispositivo electrónico está adaptado para ser soportado por el cuerpo de un paciente, en el que se proporciona el citado cable eléctrico entre un generador (15) del citado dispositivo electrónico y el tejido dentro del citado cuerpo, y en el que la citada porción de cable eléctrico del hilo eléctrico situado dentro del citado tejido tiene una longitud igual o no superior aproximadamente el cincuenta por ciento de la citada primera longitud de onda.
6. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 5, en el que la citada primera porción y la citada pluralidad de pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') comprenden sustancialmente la totalidad del citado cable eléctrico.
7. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el citado dispositivo electrónico está adaptado para ser soportado por el cuerpo de un paciente.
8. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 7, en el que el citado dispositivo electrónico es un dispositivo implantable.
9. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) comprende dos o más capas de material de blindaje conductor.
10. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) comprende un material de blindaje metálico.
11. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que en cada caso, un primer extremo de la al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) está conectado eléctricamente al inductor (33) y un segundo extremo de la al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) está bien flotando o conectado a un aislante.
12. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que cada inductor citado (33) tiene un núcleo (40, 55).

13. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que cada inductor citado (33) un tiene un núcleo (40) que comprende un material paramagnético.
14. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que cada uno de los segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') es un hilo eléctrico mono -conductor (25).
- 5 15. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que cada uno de los segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') es un hilo eléctrico multi - conductor (25')
- 10 16. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende, además, una capa de material aislante (80) que cubre al menos una porción de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') y al menos una porción de las citadas una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47).
- 15 17. El cable eléctrico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que una o más de las citadas una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30' . 30", 47) comprende un primer conductor (75) y un primer inductor (33) conectados en serie y dispuestos entre el primer segmento del hilo eléctrico (25' ) y el segundo segmento de hilo eléctrico (25') del respectivo uno de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25', 25'), al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) que cubre el citado primer conductor (75) y el citado primer inductor (33), y un condensador (70) dispuesto entre el citado primer conductor (75) y la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B).
- 20 18. Un aparato que puede ser implantado dentro del cuerpo de un paciente, que resiste a la inducción de una corriente de un campo electromagnético externo al citado aparato, que comprende:
- un generador (15) para generar uno o más impulsos eléctricos;
- un cable eléctrico (5, 5', 5", 45, 60, 60') para suministrar el uno o más impulsos eléctricos al tejido dentro del cuerpo del paciente, incluyendo el citado cable eléctrico:
- 25 uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25'), incluyendo cada uno de los citados pares (25, 25; 25', 25') un primer segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) y un segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25' ); y
- 30 una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47), estando dispuesta cada una de las citadas bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47) entre el primer segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) y el segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) de uno respectivo de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25, 25; 25', 25' ) y teniendo un primer extremo acoplado operativamente al primer segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) y un segundo extremo acoplado operativamente al segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) del par respectivo de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25, 25; 25', 25'),
- 35 en el que cada una de las una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47) comprende o bien a) un inductor (33) cubierto por al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) o b) un inductor toroidal (47) que incluye una bobina en forma de toro (50) enrollada alrededor de un núcleo en forma de rosquilla (55).
- 40 19. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25, 25; 25', 25') comprenden una pluralidad de pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') y en el que las citadas una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47) comprenden una pluralidad de bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47).
- 45 20. El aparato de acuerdo con la reivindicación 19, en el que el citado campo electromagnético incluye energía electromagnética que tiene una primera longitud de onda, y en el que el primer segmento de hilo eléctrico (25, 25' ) y el segundo segmento de hilo eléctrico (25, 25') en cada una de las pluralidad de pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') tiene una longitud no superior a aproximadamente un porcentaje predeterminado de la citada primera longitud de onda.
21. El aparato de acuerdo con la reivindicación 20, en el que el citado porcentaje predeterminado de la citada primera longitud de onda es del veinticinco por ciento.
- 50 22. El aparato de acuerdo con la reivindicación 21, en el que el citado cable eléctrico incluye una primera porción de hilo eléctrico situado dentro del citado tejido que tiene una longitud igual a no más de aproximadamente el cincuenta por ciento de la citada primera longitud de onda.

23. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) comprende dos o más capas de material de blindaje conductor (35A, 35B).
24. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) comprende un material de blindaje metálico.
- 5 25. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que en cada caso, un primer extremo de la al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) está conectado eléctricamente al inductor (33) y un segundo extremo de la al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) está bien flotante o conectado a un aislante.
26. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que cada inductor citado (33) tiene un núcleo (40, 55).
- 10 27. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que cada inductor citado (33) tiene un núcleo (40) que comprende un material paramagnético.
28. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que cada uno de los segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') es un hilo eléctrico mono - conductor (25).
- 15 29. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que cada uno de los segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') es un hilo eléctrico multi - conductor (25').
30. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, que comprende, además, una capa de material aislante (80) que cubre al menos una porción del citado cable eléctrico y al menos una porción del citado generador (15).
31. El aparato de acuerdo con la reivindicación 30, en el que la citada capa de material aislante (80) cubre sustancialmente la totalidad del citado cable eléctrico a excepción de porciones del citado cable eléctrico que deben estar expuestas para el correcto funcionamiento del citado aparato.
- 20 32. El aparato de acuerdo con la reivindicación 18, en el que una o más de las citadas una o más bobinas de amortiguamiento de RF blindadas (30, 30', 30", 47) comprende un primer conductor (75) y un primer inductor (33) conectados en serie y dispuestos entre el primer segmento de hilo eléctrico (25' ) y el segundo segmento de hilo eléctrico (25') del par respectivo de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25', 25'), al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) que cubre el citado primer conductor (75) y el citado primer inductor (33), y un condensador (70) dispuesto entre el citado primer conductor (75) y la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B).
- 25 33. Un procedimiento de fabricación de un aparato que puede ser implantado dentro del cuerpo de un paciente, que resiste la inducción de una corriente de un campo electromagnético externo al citado aparato, que comprende:
- 30 proporcionar un generador (15) para generar uno o más impulsos eléctricos;
- fabricar un cable eléctrico (5, 5', 5", 45, 60, 60') para la entrega de los uno o más impulsos eléctricos al tejido dentro del cuerpo del paciente por (i) proporcionando uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25'), incluyendo cada uno de los citados pares (25, 25; 25', 25') un primer segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) y un segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25' ), y (ii) proporcionando una bobina de amortiguamiento de RF blindada (30, 30', 30", 47) entre el primer segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) y el segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) de cada uno de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25, 25; 25', 25'), en el que la bobina de amortiguamiento de RF blindada (30, 30', 30", 47) comprende o bien a) un inductor (33) cubierto por al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) o b) un inductor toroidal que incluye una bobina en forma de toro (50) enrollada alrededor de un núcleo en forma de rosquilla (55); y
- 35 40 acoplar de forma operativa el citado generador (15) al citado cable eléctrico (5, 5', 5", 45, 60, 60').
34. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que la etapa de proporcionar uno o más pares de segmentos adyacentes de cable eléctrico (25, 25; 25', 25') incluye proporcionar una pluralidad de pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25').
- 45 35. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 34, en el que el citado campo electromagnético incluye energía electromagnética que tiene una primera longitud de onda, y en el que el primer segmento de hilo eléctrico (25; 25' ) y el segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25') en cada una de las pluralidades de pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') tiene una longitud de no más de aproximadamente un porcentaje predeterminado de la citada primera longitud de onda.
- 50 36. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 35, en el que el citado porcentaje predeterminado de la citada primera longitud de onda es del veinticinco por ciento.

37. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) comprende dos o más capas de material de blindaje conductor (35A, 35B).
38. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) comprende un material de blindaje metálico.
- 5 39. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que la etapa de proporcionar una bobina de amortiguamiento de RF blindada (30, 30', 30'', 47) comprende conectar eléctricamente un primer extremo de la al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) al inductor (33) y, o bien permitir que un segundo extremo de la al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) flote o conectar el segundo extremo de la al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) a un aislador.
- 10 40. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que cada inductor citado (33) tiene un núcleo (40, 55).
41. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 40, en el que cada inductor citado (33) tiene un núcleo (40) que comprende un material paramagnético.
- 15 42. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que la etapa de proporcionar uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') comprende proporcionar uno o más pares de segmentos adyacentes de un hilo eléctrico mono - conductor (25) .
43. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que la etapa de proporcionar uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') comprende proporcionar uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico multi - conductor (25').
- 20 44. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, que comprende, además, proporcionar una capa de material aislante (80) sobre al menos una porción de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes de hilo eléctrico (25, 25; 25', 25') y al menos una porción de cada bobina de amortiguamiento de RF blindada (30, 30', 30'', 47).
- 25 45. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 44, en el que la etapa de proporcionar una capa de material aislante (80) comprende, además, proporcionar una capa de material (80) aislante sobre al menos una porción del citado generador (15).
- 30 46. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación 33, en el que cada bobina de amortiguamiento de RF blindada (30, 30', 30'', 47) comprende un primer conductor (75) y un primer inductor (33) conectados en serie y dispuestos entre el primer segmento de hilo eléctrico ( 25; 25' ) y el segundo segmento de hilo eléctrico (25; 25') del par respectivo de los citados uno o más pares de segmentos adyacentes (25, 25; 25', 25'), al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B) que cubre el citado primer conductor (75) y el citado primer inductor (33), y un condensador (70) dispuesto entre el citado primer conductor (75) y la citada al menos una capa de material de blindaje conductor (35, 35A, 35B).

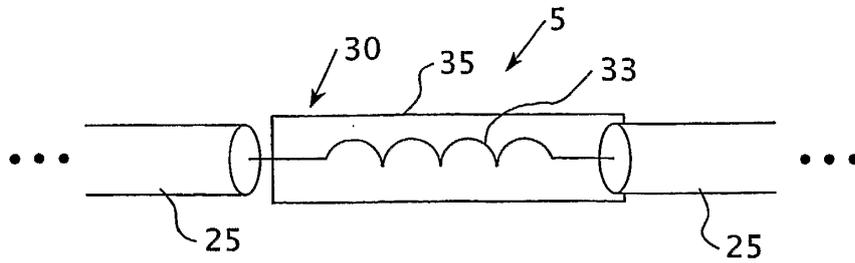


FIG. 1

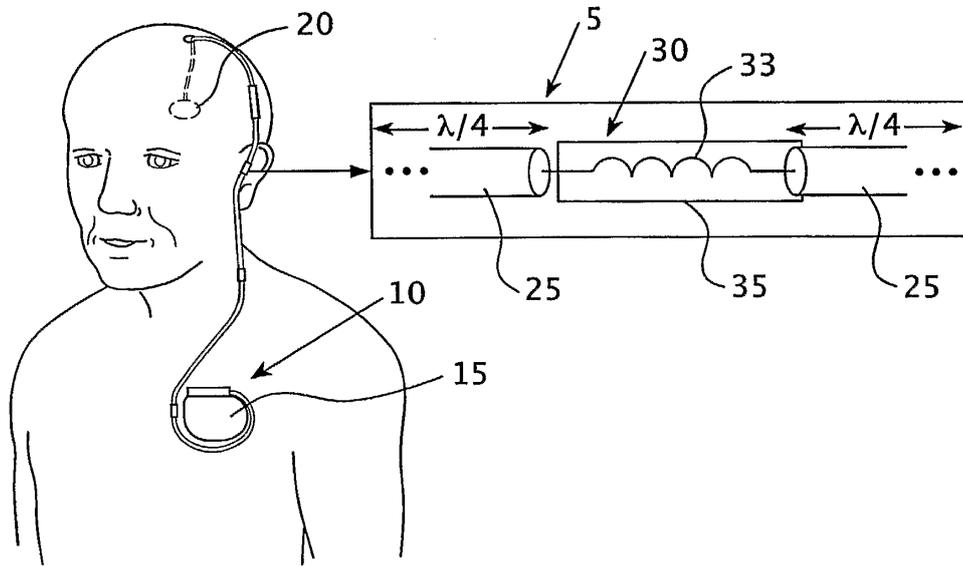


FIG. 2

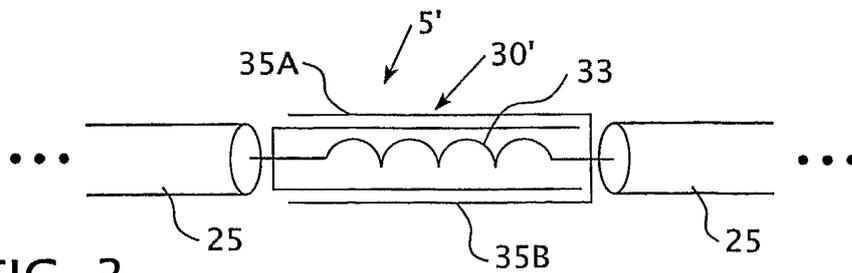


FIG. 3

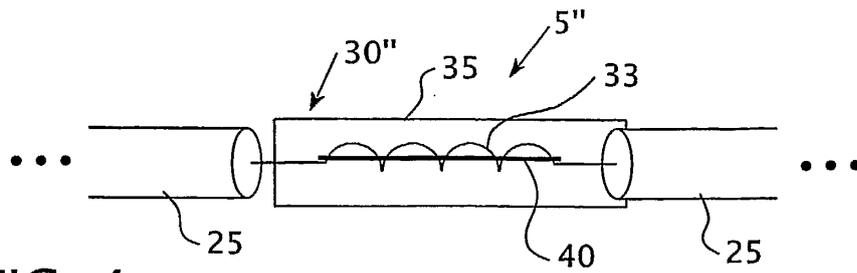


FIG. 4

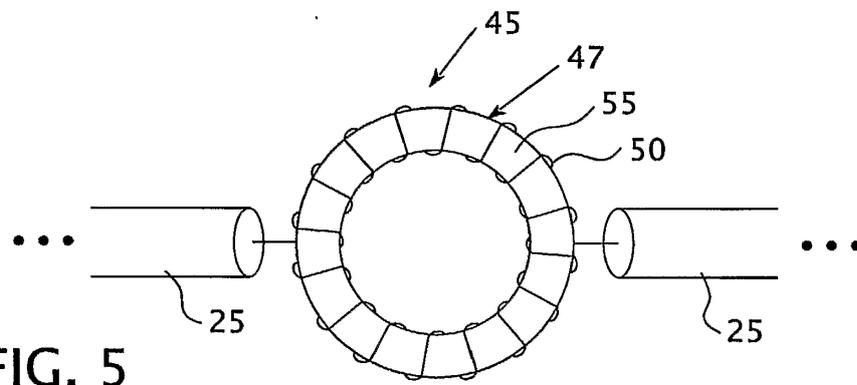


FIG. 5

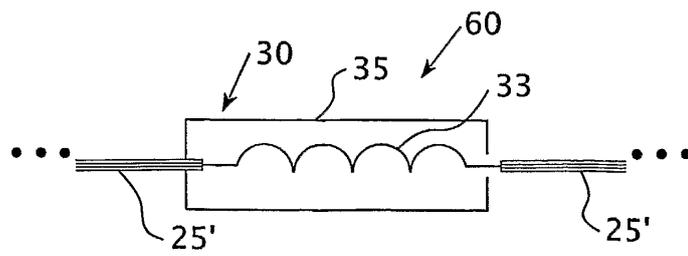


FIG. 6A

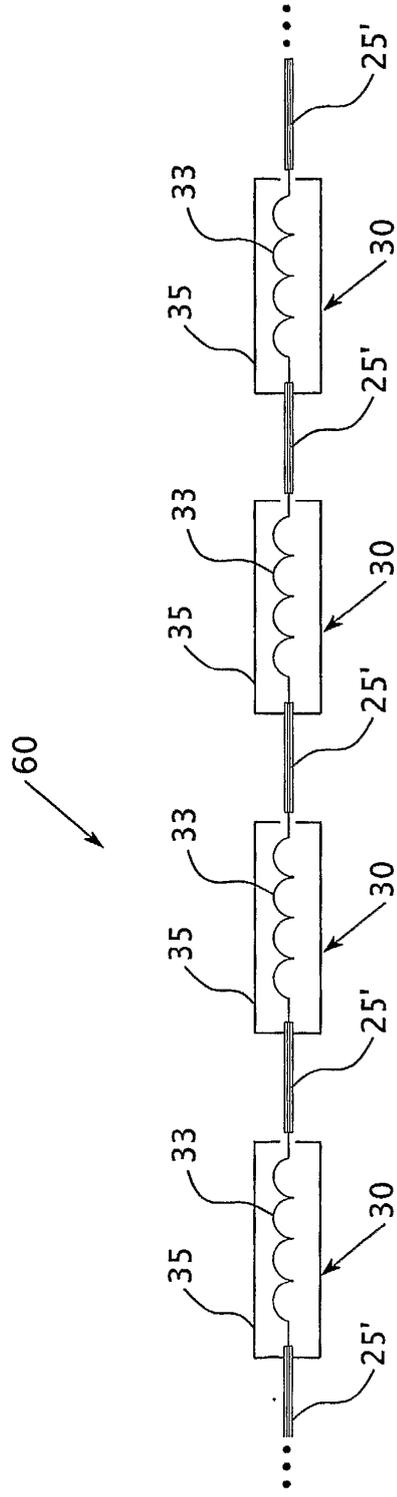


FIG. 6B

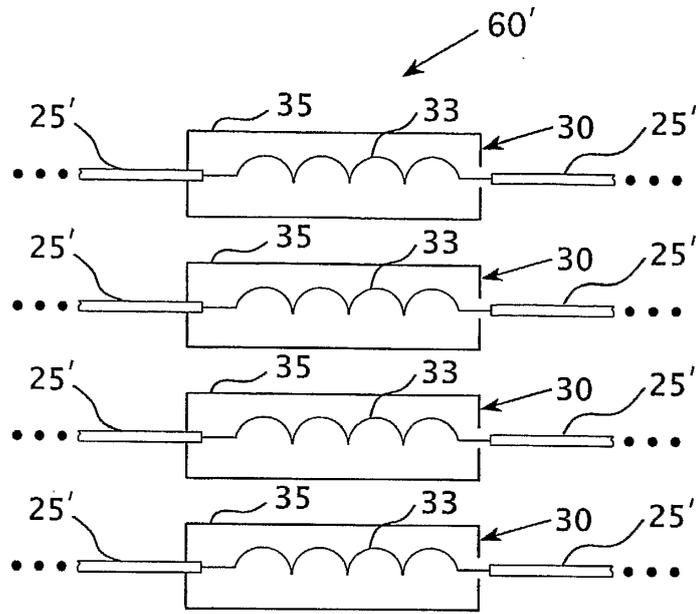


FIG. 7

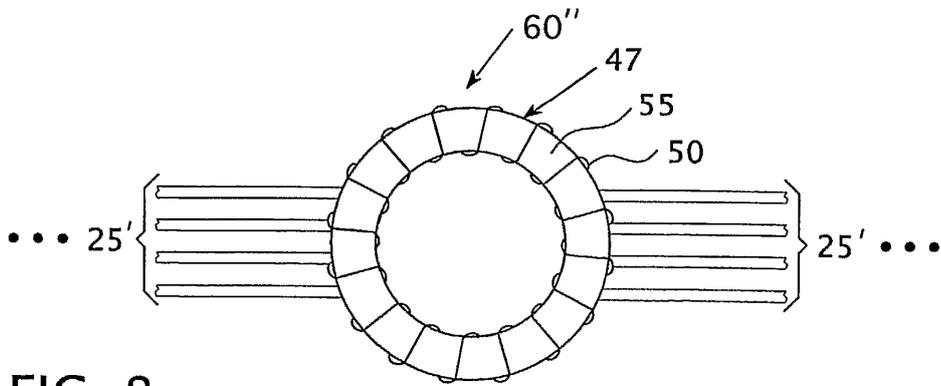


FIG. 8

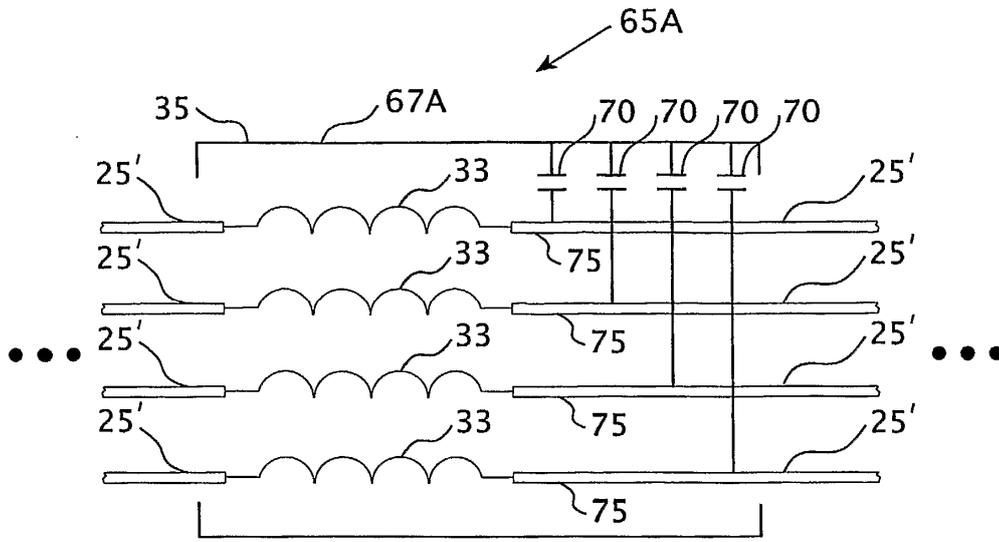


FIG. 9A

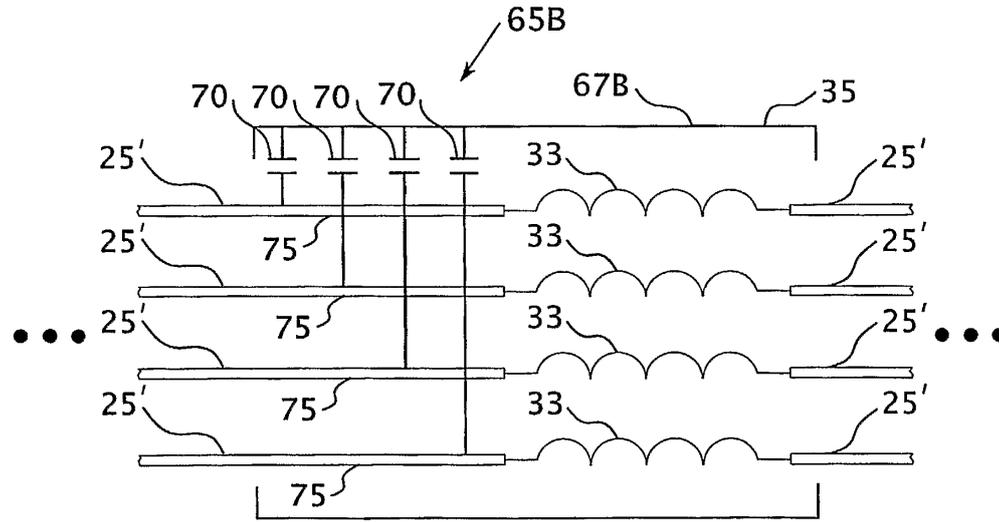


FIG. 9B

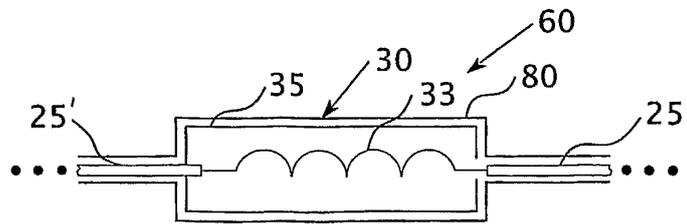


FIG. 10

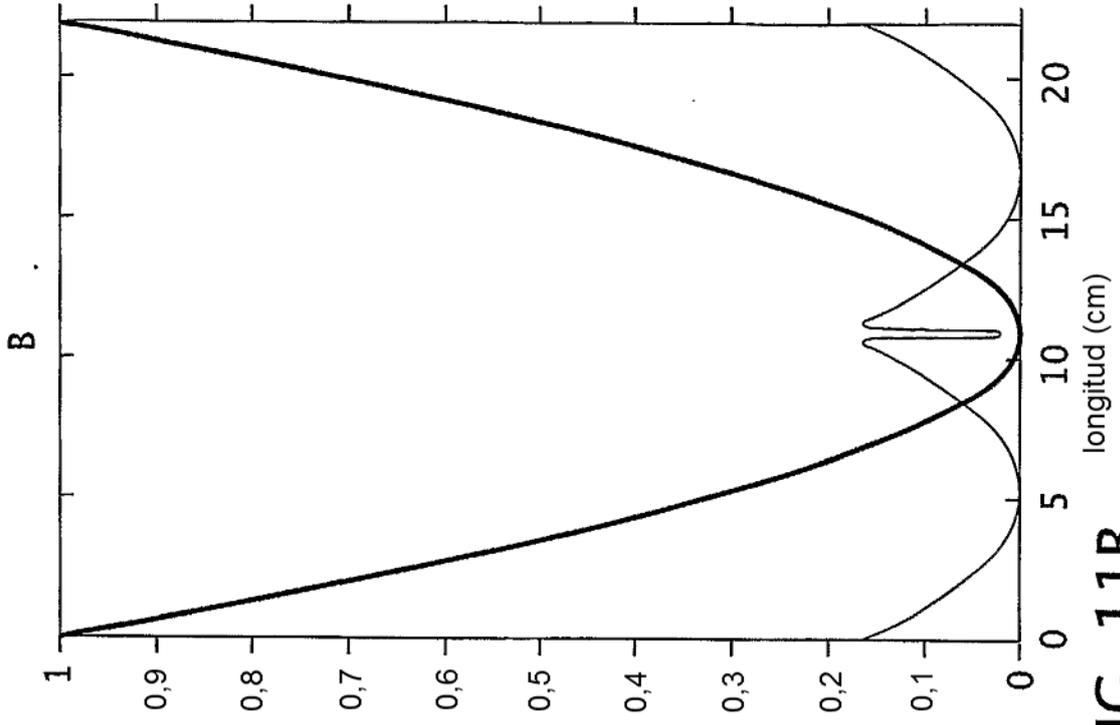


FIG. 11B

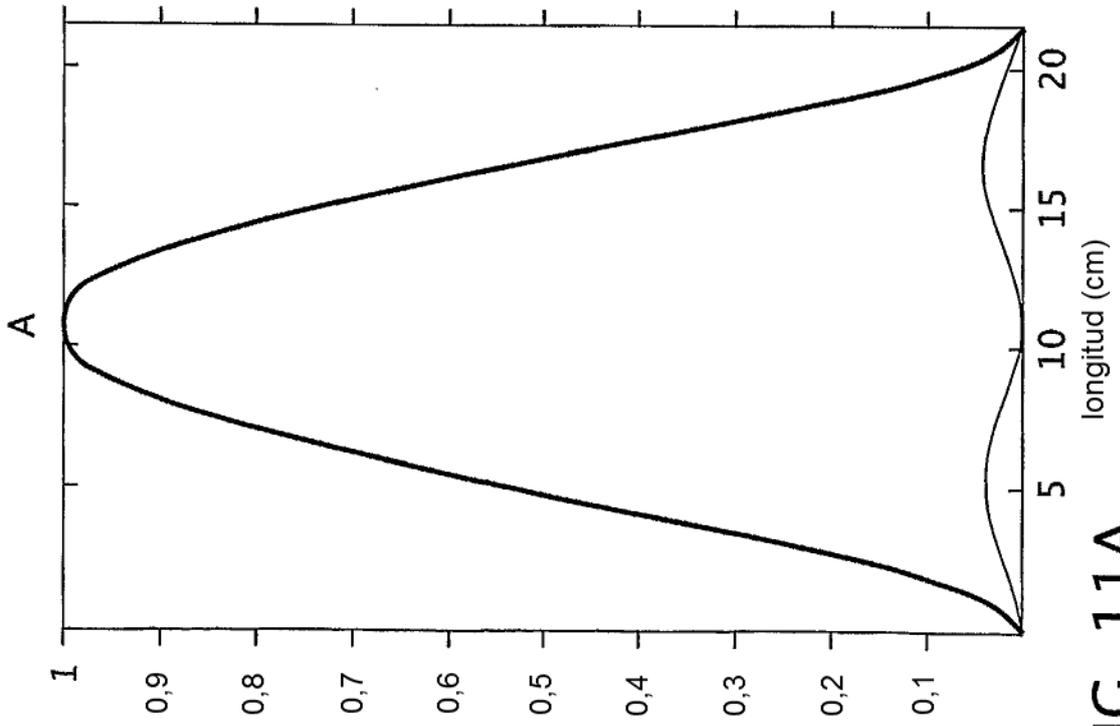


FIG. 11A

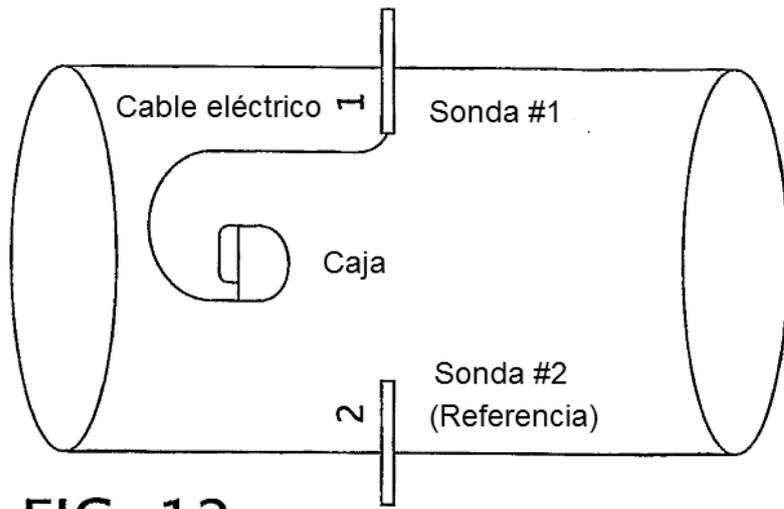


FIG. 12

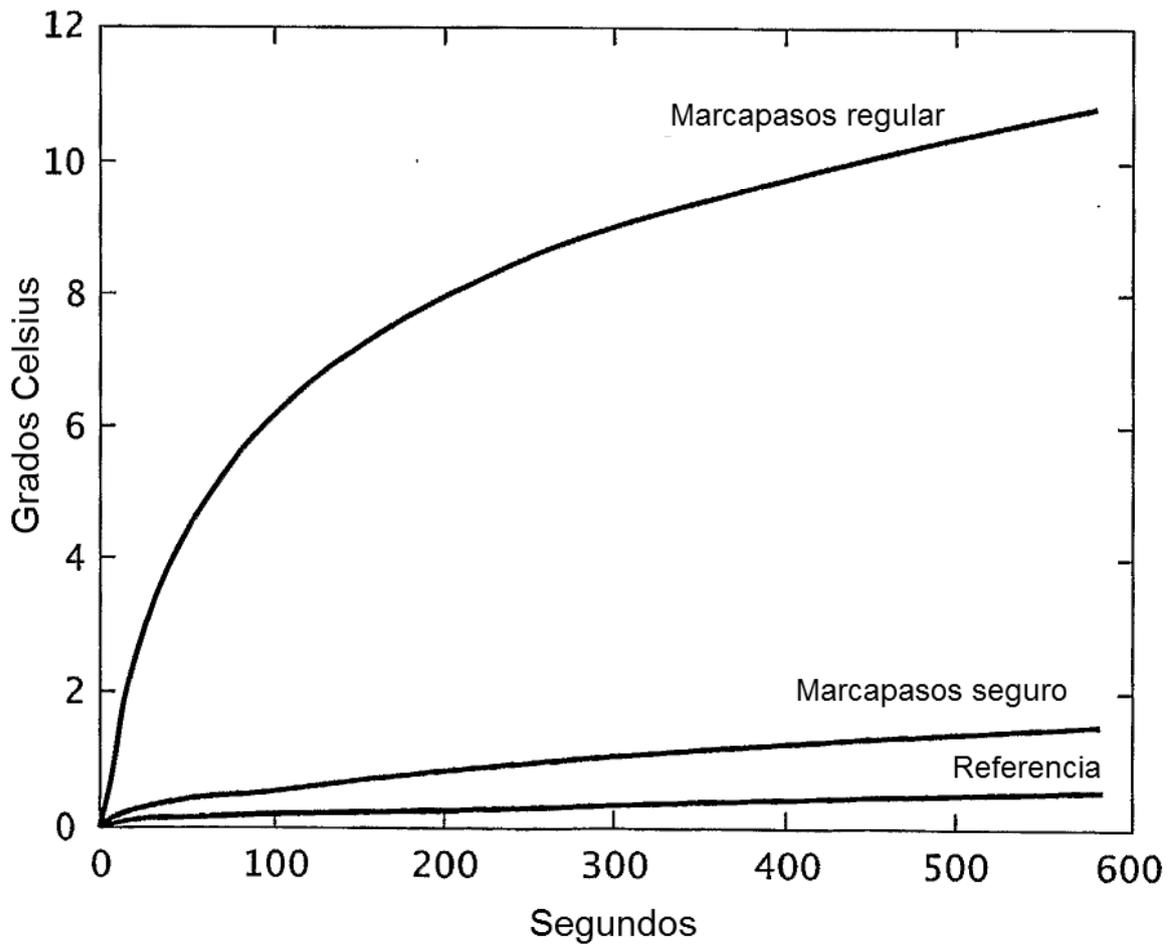


FIG. 13