

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 434 851**

51 Int. Cl.:

A61B 5/05

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.03.2006 E 06728196 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.10.2013 EP 1890596**

54 Título: **Sensores electromagnéticos para la caracterización de tejidos**

30 Prioridad:

29.03.2005 US 665842 P

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

17.12.2013

73 Titular/es:

**DUNE MEDICAL DEVICES LTD. (100.0%)
20 ALON HATAVOR STREET, INDUSTRY PARK
CAESARIA 38 900, IL**

72 Inventor/es:

**HASHIMSHONY, DAN;
COHEN, GIL y
GELTNER, IDDO**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 434 851 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

Sensores electromagnéticos para la caracterización de tejidos.

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un sensor para la caracterización de tejidos por resonancia de señales de ondas electromagnéticas reflejadas.

10 **Antecedentes de la invención**

Se conoce la caracterización de tejidos mediante sus propiedades de reflexión electromagnéticas para la diferenciación entre tipos de tejidos. En general, esto implica la propagación de una onda electromagnética aproximadamente en el rango de microondas, en un cable coaxial, a partir de un generador de ondas electromagnéticas al tejido a caracterizar. En el extremo proximal con respecto al tejido, el cable coaxial se puede cortar y poner en contacto con el tejido. Como alternativa, se pueden proporcionar diversas geometrías, tales como extremos coaxiales, que funcionan como sondas para tejidos.

Por ejemplo, Burdette y col. [Burdette y col, "In Vivo Probe Measurement Technique for Determining Dielectric Properties at VFW Through Microwave Frequencies", IEEE Trans. On Microwave Theory & Techniques, MTT-28 (4): 414-427, 1980] describen teórica y experimentalmente el uso de una técnica de sonda para determinar las propiedades dieléctricas de materiales semisólidos y de tejido vivo, in situ. Este método es ventajoso en comparación con los métodos anteriores conocidos por el siguiente contexto:

1. permitir medidas de las propiedades dieléctricas en tejido vivo en un intervalo de frecuencias continuas de entre aproximadamente 0,1 GHz y aproximadamente 10 GHz,
2. eliminar la necesidad de la preparación tediosa de muestras, y
3. permitir el procesamiento de datos en una base de tiempo real.

La idea de Burdette es usar una antena de monopolo corto, adecuada para su inserción en tejidos vivos, tal como la sonda in vivo. La sonda está diseñada en forma de un cable coaxial que tiene un conductor externo y uno interno (centro) separados por un material dieléctrico de Teflón. El cable del conductor interno es ligeramente más largo que el del externo para crear un campo eléctrico de un monopolo en la punta distal con respecto al operario. Esta punta se va a insertar en el tejido, cuyas propiedades dieléctricas se van a medir. El conductor externo se puede conectar a tierra para minimizar efectos marginales. Un conector SMA está unido a la sonda mediante una primera eliminación del conductor interno y del material dieléctrico de Teflón, soldándolo al conductor externo y a continuación volviendo a montar la sonda con el conductor central en forma del perno central del conector. Cuando se desmontan, los conductores de la sonda se sueldan con un revestimiento de níquel y a continuación se revisten con oro para reducir las reacciones químicas entre la sonda y el electrolito dentro del tejido a examinar. Este proceso elimina prácticamente la oxidación de las superficies metálicas de las sondas y ayuda a minimizar los efectos de polarización del electrodo en las frecuencias más bajas.

La patente de Estados Unidos Nº 5.744.971, de Chan y col., enseña el uso de una sonda coaxial para medir las propiedades dieléctricas de materiales adecuados, aunque no de forma exclusiva así, para el uso en la monitorización no invasiva del tratamiento de conservación del material cultural, por ejemplo, obras de arte tales como lienzos. La sonda es un dispositivo similar a una aguja con la estructura coaxial que se extiende hasta la punta distal con respecto al operario. La sonda es extracorpórea en oposición a la sonda invasiva de Burdette. El diseño de esta sonda coaxial difiere ligeramente de la de Burdette y col.

La patente de Estados Unidos Nº 6.026.323, de Skladnev y col. describe una sonda para caracterizar tipos de tejidos que combina ensayos ópticos y eléctricos en un solo dispositivo, capaz de proporcionar los datos ópticos y eléctricos casi simultáneamente a partir de áreas muy pequeñas de una superficie de tejido. En este enfoque es fundamental un instrumento capaz de hacer mediciones ópticas y eléctricas casi simultáneas en las mismas pequeñas áreas de tejido. Cada medida implica una secuencia compleja de sucesos que incluyen: estimulaciones de tejido ópticas y eléctricas con la detección, filtración y digitalización posterior de la respuesta del tejido; extracción de parámetros específicos a partir de las señales ópticas y eléctricas; comprobación de errores y clasificación posterior de los parámetros extraídos en diversas categorías de tipos de tejido; y retroalimentación al operario del sistema. La sonda tiene una fibra óptica central, que conduce la radiación electromagnética a un diodo fotodetector en el tirador y está colocado en el centro de un haz de fibras ópticas todas las cuales están colocadas dentro de un tubo externo. Tres electrodos de oro se colocan adyacentes y se apoyan contra la superficie interna del tubo externo. El cable de la sonda consta de muchos conductores coaxiales individuales con una sola protección general trenzada, encerrado en una cubierta externa de silicona clasificada médicamente. Ambos extremos del cable tienen conectores redondos de clavija macho de plástico. Los electrodos y las fibras ópticas se ponen en contacto directo con el tejido para la estimulación y la detección de las características del tejido. La punta de la sonda está pulida y alisada y tiene bordes perfilados. Una resina de epoxi aísla eléctricamente y cierra herméticamente la sección de la punta.

La patente de Estados Unidos N° 6.813.515 de propiedad común de Hashimshony enseña una sonda, método y sistema para examinar tejidos, para diferenciarlos de otros tejidos, de acuerdo con sus propiedades dieléctricas. El método consiste en generar un campo marginal eléctrico en el tejido examinado para producir un pulso reflejado a partir del mismo con radiación insignificante que penetra en el propio tejido; detectar el pulso eléctrico reflejado; y
 5 comparar las características eléctricas del pulso eléctrico reflejado con respecto al pulso eléctrico aplicado para proporcionar una indicación de las propiedades dieléctricas del tejido examinado. El dispositivo de medida está construido como una sonda coaxial con una cavidad en su punta distal con respecto al operario en la que se localiza una muestra del tejido a examinar. La sonda en sí misma tiene conductor interno aislado de, y encerrado por, un conductor externo abierto en un extremo y que se extiende más allá del conductor interno en la dirección axial,
 10 definiendo una cavidad abierta en el extremo distal de la sonda con respecto al operario. El conductor interno incluye una punta dentro de la cavidad abierta, punta que está formada con al menos dos diámetros diferentes para mejorar el campo eléctrico marginal.

La patente de Estados Unidos N° 6.370.426, de Campbel y col., describe un método y un aparato para medir la hidratación relativa de un sustrato. Las medidas de las características eléctricas del sustrato, la fuerza aplicada a éste y la temperatura del sustrato durante la medida proporcionan datos para determinar dicha hidratación relativa del sustrato. La estructura del sensor usado en este caso es de dos conductores coaxiales, uno de los cuales pasa a lo largo del eje de simetría, separado por un aislante coaxial y que tiene un aislante coaxial fuera del conductor externo. Ambos conductores y el aislante de separación acaban en un plano perpendicular al eje de simetría en la punta distal con respecto al operario, de modo que la estructura coaxial se pone en contacto con el tejido examinado pero no lo penetra.
 15
 20

La patente británica N° GB01153980, de Einat y col., describe una antena de RF, que funciona como una sonda para la identificación y la caracterización en campo cercano. Esta tiene una primera y una segunda porciones radiativas, que generan campos electromagnéticos, que básicamente están en oposición, con el fin de suprimir la radiación en campo lejano. La supresión del campo lejano minimiza la contribución desde el campo lejano, cuando se busca la caracterización en el campo cercano.
 25

La patente de Estados Unidos N° 6.380.747, de Goldfine y col., describe un método para procesar, optimizar, calibrar y visualizar señales medidas de dielectrometría. Un estimador de propiedad está acoplado por medio de instrumentación a una estructura de electrodo y traduce respuestas electromagnéticas detectadas en estimaciones de una o más propiedades o dimensiones del material seleccionados previamente, tales como permitividad dieléctrica y conductividad óhmica, espesor de la capa, u otras propiedades físicas que afectan a las propiedades dieléctricas, o la presencia de otros objetos con pérdidas o metálicos. Se desvela un sensor de dielectrometría, el cual puede estar conectado de diversas maneras para tener diferentes profundidades de penetración eficaces de campos eléctricos pero con todas las configuraciones con el mismo hueco de aire, hueco de fluido, o compensación de partida del corrector de compatibilidad, proporcionando de este modo la mejora en gran medida del rendimiento de los estimadores de propiedad al disminuir el número de incógnitas. La geometría del sensor consiste en una estructura periódica con, en todo momento, un solo elemento de detección que proporciona múltiples longitudes de onda dentro de la misma huella del sensor.
 30
 35
 40

Los sistemas que se han descrito anteriormente en el presente documento no son resonantes, de modo que las diferencias entre las señales a partir de diferentes tipos de tejidos son pequeñas.

45 Por el contrario, la patente de Estados Unidos N° 5.227.730, de King y col., la patente de Estados Unidos N° 5.334.941, de King, y la patente de Estados Unidos N° US6411103, de Tobias añaden un elemento de resonancia.

La patente de Estados Unidos N° 5.227.730, de King y col. enseña un método y equipos para detectar propiedades dieléctricas complejas de materiales dieléctricos con pérdidas (disipativos) in vivo o in vitro, en particular tejidos biológicos. Esta idea se basa en un sensor de resonancia similar a una aguja, que se inserta en el material de ensayo para medir sus propiedades dieléctricas en la frecuencia de resonancia. La ventaja principal, en comparación con los sensores que se han descrito anteriormente en el presente documento, es que debido al efecto de resonancia, las constantes dieléctricas se pueden medir con una precisión y resolución mayores, y sobre un volumen mucho más grande (del orden de un centímetro cúbico). Por lo tanto, el sensor de resonancia es capaz de distinguir mejor entre tumores y tejido normal. El sensor de resonancia similar a una aguja, tal como se diseña en King y col., tiene la forma de un resonador de dipolo que está colocado en paralelo y adyacente a un cable de alimentación coaxial en miniatura y está aislado eléctricamente de éste. El resonador de dipolo está acoplado de forma inductiva a la potencia del microondas en el cable coaxial por medio de un corte de separación circunferencial eléctricamente corto en la protección del cable. Mediante el acoplamiento del hueco al dipolo en su centro, se inducen corrientes en el dipolo de una manera perfectamente equilibrada y simétrica. Con un diseño apropiado del hueco de alimentación, la impedancia del dipolo se puede emparejar bien con el cable coaxial con una reflexión muy pequeña a partir del hueco en la frecuencia de resonancia del dipolo. Para regular el grado de acoplamiento entre el dipolo y el medio de ensayo, una cubierta dieléctrica cilíndrica fina encierra todo el conjunto. Dicha cubierta puede ser, por ejemplo, un catéter dieléctrico dentro del cual se inserta el cable coaxial con su resonador de dipolo unido.
 50
 55
 60
 65

La patente de Estados Unidos N° 5.334.941, de King, describe un sensor in situ de contacto directo, altamente sensible para medir o controlar de forma no destructiva las propiedades dieléctricas y conductoras complejas de sólidos, líquidos, o gases a frecuencias de microondas. Un resonador de dipolo en microbanda de metal está grabado sobre la superficie de un sustrato dieléctrico que está unido a un plano de tierra de cobre. El resonador de dipolo se acciona de forma electromagnética por acoplamiento inductivo mutuo a una ranura de alimentación no resonante corta formada en el plano de tierra. La ranura está impulsada por una línea de alimentación coaxial o una línea de alimentación en microbanda que se extiende desde una fuente de frecuencia de microondas de barrido que excita a la onda incidente. Como alternativa, el resonador de metal se omite y la longitud de la ranura se incrementa de modo que se convierte en el resonador. En la práctica, el sensor se coloca en contacto físico estrecho con el material de ensayo que tiene una constante dieléctrica compleja $\epsilon^* (= \epsilon' - j\epsilon'')$ o conductividad σ . Dado que la frecuencia de la fuente de microondas se barre, se produce una brusca caída en la onda reflejada a la frecuencia de resonancia, con la condición de que la línea de alimentación coaxial o la línea de alimentación en microbanda estén acopladas casi críticamente a la corriente del sensor. La medida de la frecuencia de resonancia y el factor de acoplamiento de entrada determina pequeños cambios en ϵ' , ϵ'' y σ con gran resolución. Para disminuir el acoplamiento electromagnético entre el resonador y el material de ensayo, y para proteger el resonador de daños y desgaste, se puede añadir un superestrato.

La patente de Estados Unidos N° 6.411.103, de Tobias y col., describe un sensor de campo de dispersión para medir las propiedades dieléctricas de sustancias que incluye elementos de generación para generar un campo eléctrico y proteger elementos para la protección del campo eléctrico generado. Los elementos de protección tienen al menos dos aberturas para el acoplamiento del campo eléctrico hacia el espacio exterior de modo que el campo eléctrico está situado al menos parcialmente fuera de los elementos de protección.

Además, las solicitudes alemanas DE 19705260A1, DE 19734978A1 describe en sistemas en los que las sustancias a examinar se ponen en el resonador, para influir en la frecuencia de resonancia del circuito de resonancia.

El documento US2003/036674- A1 desvela sensores de tejido con elementos sensores que realizan la caracterización de tejidos.

El documento US2004/0065158- A1 desvela un método y un dispositivo para determinar la concentración de una sustancia en líquidos corporales mediante la aplicación de una frecuencia de resonancia a un electrodo que forma un condensador en un circuito de resonancia y para medir la respuesta.

El documento US2004/0254457- A1 enseña un aparato y un método para la formación de imágenes en campo cercano de tejidos usando energía electromagnética de banda ancha pulsada o continua aplicada a través de antenas en campo cercano tales como las puntas de sonda coaxial.

Sumario de la invención

La presente invención se refiere a un sensor para la caracterización de tejidos, que comprende: un resonador, configurado para su colocación proximalmente en un borde de un tejido para su caracterización, sin penetrar en el tejido, resonador que comprende una estructura conductora asociada con una dimensión D de diámetro equivalente, en un plano básicamente paralelo con el borde y un tamaño de elemento d; y al menos un cable conductor, para proporcionar comunicación con un sistema externo, en el que el resonador está configurado para resonar a una frecuencia que corresponde a un intervalo de longitud de onda al aire libre de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ , en el que λ es al menos aproximadamente diez veces el diámetro equivalente de D, y en el que después de recibir una señal en el intervalo de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ , el sensor se configura para inducir campos eléctricos y magnéticos, en una zona cercana, en el tejido, zona cercana que tiene un diámetro de aproximadamente D, de modo que el tejido en la zona cercana funciona de manera eficaz como parte del resonador, que influye en sus valores de resonancia, y por lo tanto el tejido en la zona cercana se caracteriza de este modo por sus propiedades electromagnéticas, mediante la respuesta de resonancia del resonador.

A menos que se defina de otro modo, todos los términos técnicos y científicos usados en el presente documento tienen el mismo significado tal como normalmente lo entiende un experto habitual en la materia a la que pertenece la presente invención. Aunque en la práctica o en el ensayo de la presente invención se pueden usar métodos y materiales similares o equivalentes a los que se describen en el presente documento, métodos y materiales adecuados se describen a continuación. En caso de conflicto, la memoria descriptiva de la patente, que incluye definiciones, lo controlará. Además, los materiales, métodos y ejemplos solamente son ilustrativos y no pretenden ser limitantes.

Breve descripción de los dibujos

La invención se describe en el presente documento, solamente a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos. Con referencia específica ahora a los dibujos en detalle, se hace hincapié en que los datos mostrados son solo a modo de ejemplo y para fines de análisis ilustrativo de las realizaciones preferentes de la presente invención, y se presentan en la causa de proporcionar lo que se cree que es la descripción más útil y más fácilmente

comprensible de los principios y aspectos conceptuales de la invención. En este sentido, no se hace ningún intento de mostrar detalles estructurales de la invención con más detalle que el que es necesario para una comprensión fundamental de la invención, y la descripción proporcionada con los dibujos hace evidente para los expertos en la materia cómo se pueden realizar en la práctica las varias formas de la invención.

- 5 En los dibujos:
- La Figura 1 ilustra de forma esquemática un sistema y un sensor para caracterización de tejidos, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención;
- 10 Las Figuras 2A - 2B ilustran de forma esquemática circuitos esquemáticos del sensor para caracterización de tejidos, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención;
- Las Figuras 3A - 3N ilustran de forma esquemática diversas geometrías de las estructuras conductoras del sensor para caracterización de tejidos, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención;
- 15 Las Figuras 4A - 4C ilustran de forma esquemática el sensor para caracterización de tejidos, formado como una estructura flexible, fina, de acuerdo con una realización de la presente invención;
- Las Figuras 5A - 5G ilustran de forma esquemática el sensor para caracterización de tejidos que funciona con una cubierta, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención;
- Las Figuras 6A - 6C ilustran de forma esquemática diversas maneras de combinar espiral y una hélice, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención;
- 20 y
- Las Figuras 7A and 7B ilustran de forma esquemática datos experimentales del sensor para la caracterización de tejidos de la presente invención.

25 Descripción de las realizaciones preferentes

- La presente invención se refiere a un sensor para caracterización de tejidos de acuerdo con la reivindicación 1, un sistema de acuerdo con la reivindicación 2 y un uso de acuerdo con la reivindicación 3. Modificaciones ventajosas establecen en las reivindicaciones dependientes adjuntas.
- 30 Antes de explicar al menos una realización de la invención en detalle, se debe entender que la invención no está limitada en su aplicación a los detalles de la estructura y a la colocación de los componentes que se exponen en la siguiente descripción o que se ilustran en los dibujos. La invención es capaz de otras realizaciones o de ser puesta en práctica o realizada de diversas maneras. Además, se debe entender que la fraseología y la terminología usada en el presente documento es para el fin de la descripción y no se debería considerar como limitante.
- 35 Haciendo referencia ahora a los dibujos, las Figura 1 ilustra de forma esquemática un sistema 10, que tiene un sensor 20 para caracterización de tejidos, de acuerdo con una primera realización de la presente invención.
- El sensor 20 tiene extremos proximal y distal, 21 y 29, con respecto a un tejido 18, que es el tejido que se va a caracterizar.
- 40 El sensor 20 incluye una estructura conductora 42, configurada para su colocación proximalmente a un extremo 13 del tejido 18 para su caracterización, mientras que está en el aire 16, es decir, sin penetrar en el tejido 18.
- 45 De acuerdo con una primera realización, ilustrada en la Figura 1, la estructura conductora 42 funciona como un sensor de resonancia 20.
- Una estructura conductora 42 define un D de diámetro equivalente - el diámetro de un círculo que tiene un área de sección transversal que es básicamente la misma que el área de sección transversal del elemento 42. Por lo tanto, D define un área de sección transversal en un lado del borde 13, básicamente paralelo con el borde 13. Preferentemente, D es de entre aproximadamente 3 mm y 25 mm. Se observará que otros valores, que son mayores o menores, se pueden usar de forma similar. La estructura conductora 42 define adicionalmente una característica del elemento d, que está basada, por ejemplo, en un espesor del cable y un espaciamiento del cable, tal como se muestra más adelante en el presente documento, en conjunto con la Figura 3B.
- 55 Además, la estructura conductora 42 está asociada con un circuito 40, por acoplamiento de resistencia o por acoplamiento inductivo o de capacitancia. El circuito 40 se comunica con un sistema externas de control de generación de señales y análisis 30, a través de un acoplador 50 y una línea de transmisión, por ejemplo, un cable coaxial 56.
- 60 La estructura conductora 42 está configurada para resonar en un intervalo de longitudes de onda al aire libre de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ , en la que, es al menos aproximadamente diez veces el diámetro equivalente D. Por lo tanto, el intervalo de longitudes de onda al aire libre es de entre aproximadamente λ , y aproximadamente 40λ es generalmente equivalente a un intervalo de frecuencias de entre aproximadamente 10
- 65 Mhz y aproximadamente 5 Ghz.

Después de recibir una señal en el intervalo de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ , la estructura conductora 42 se configura para inducir un campo eléctrico 12 y un campo magnético 14, en una zona cercana 17 del tejido 18, en la que el campo eléctrico 12 penetra en el tejido 18 hasta una profundidad de $d(E)$ y el campo magnético 14 penetra en el tejido 18 hasta una profundidad de $d(B)$, siendo ambos del orden de magnitud del tamaño del elemento d . Preferentemente, $d(B)$ es algo mayor que $d(E)$, por ejemplo, por un factor de entre 1,1 y 5. Como alternativa, éstos son básicamente los mismos. Sin embargo, se observará que en algunos casos, $d(B)$ puede ser menor que $d(E)$.

Por lo tanto, la región de penetración es generalmente un disco 15 de un diámetro, que es aproximadamente el diámetro equivalente D , y un espesor de aproximadamente el tamaño del elemento d , que comienza con el borde del tejido 13. El tejido 18 en el disco 15 funciona de forma eficaz como parte del resonador, variando su respuesta de resonancia. En consecuencia, el tejido 18 en el disco 15 se puede caracterizar basándose en sus propiedades electromagnéticas, por su respuesta de resonancia.

Además, la estructura conductora 42 está configurada como una antena ineficaz, para el intervalo de longitudes de onda al aire libre de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ , de modo que su eficacia de radiación en una zona lejana 19 es inferior a un 0,1 %, y preferentemente inferior a un 0,01 %. Como resultado, las contribuciones en la zona lejana se minimizan y la caracterización del tejido está limitada al disco 15 de la zona cercana 17, muy cerca del borde 13.

El efecto es similar al conseguido por la Patente Británica N° GB01153980, de Einat y col., que describe una antena de RF, que funciona como una sonda para la identificación y la caracterización del campo cercano. Tiene una primera y segunda porciones radiativas, que generan campos electromagnéticos, que están básicamente en oposición, con el fin de suprimir la radiación del campo lejano. La supresión del campo lejano minimiza la contribución desde el campo lejano, cuando se busca la caracterización en el campo cercano.

El sistema externo de control y análisis de generación de señales 30 incluye preferentemente un generador de señales 32, un analizador 34 y un controlador 36, aunque éstos se pueden integrar en una sola unidad. Se puede proporcionar una interfaz de usuario, por ejemplo, en forma de discos de lectura y escritura 31, tales como, un disquete, un CD, un DVD, un disco de tipo llave y similares, para proporcionar parámetros y ajustes de funcionamiento y para almacenar los resultados del ensayo. Una pantalla de visualización 38 puede mostrar la respuesta de resonancia. Se observará que también son posibles otros medios de salida, por ejemplo, una impresora o un fax. Se puede usar un teclado 35 para los datos de entrada tales como detalles del paciente, fecha y hora de un ensayo en particular, parámetros de la señal y similares. Además, el controlador 36 puede incluir otros dispositivos de entrada y salida, por ejemplo, un puerto USB 33 y otras características, tal como se conoce.

Además, haciendo referencia a los dibujos, las Figuras 2A y 2B ilustran circuitos esquemáticos del sensor 20, de acuerdo con otras realizaciones de la presente invención, en los que la estructura conductora 42 en conjunto con una estructura de soporte electrónico funciona como el sensor de resonancia 20.

Tal como se observa en la Figura 2A, el sensor 20 se puede representar como un circuito 40, que incluyen la estructura conductora 42, configurada para su colocación proximalmente al tejido 18. Además, el circuito 40 puede incluir un componente eficaz 44, que tiene una resistencia eficaz, una inductancia eficaz y una capacitancia eficaz, y que se puede conectar en serie con la estructura conductora 42, y un componente eficaz 46 que tiene una resistencia eficaz, una inductancia eficaz y una capacitancia eficaz, y que se puede conectar en paralelo con la estructura conductora 42.

En consecuencia, el componente eficaz 44 o los componentes eficaces 44 y 46 pueden formar la estructura de soporte electrónico. Por lo tanto, el sensor de resonancia 20 puede estar formado de forma eficaz por la estructura conductora 42 y el componente eficaz 44, o por la estructura conductora 42 y los componentes eficaces tanto 44 como 46. Por lo tanto, de acuerdo con la presente realización, el sensor general 20 es el que está configurado para resonar a una frecuencia que corresponde con un intervalo de longitudes de onda al aire libre de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ .

El acoplador 50 incluye preferentemente una estructura de conexión 52, que proporciona preferentemente al menos una de las capacidades de sintonización, conmutación y sustitución, por ejemplo, para cambiar la impedancia total del circuito 40, o de los componentes 44 y 46. Estas capacidades se pueden desear para optimizar de forma intercambiable el sensor 20 para caracterizar diferentes tipos de tejido, por ejemplo, tejido de mama, que es predominantemente grasa, tejido muscular, tejido de la piel y hueso.

Un conector 54 conecta la estructura de conexión 52 y la línea de transmisión 56, preferentemente, a la vez que asegura la combinación y el equilibrio de impedancias.

Tal como se observa en la Figura 2B, el sensor 20 se puede representar como dos circuitos 40A y 40B, que forman dos resonadores, 20A y 20B y que incluye dos estructuras conductoras 42A y 42B, conectadas en paralelo. Además, los circuitos 40A y 40B pueden incluir a los componentes eficaces 44A y 44B, teniendo cada uno una resistencia

eficaz, una inductancia eficaz y una capacitancia eficaz, y que se pueden conectar en serie con las estructuras conductoras 42A y 42B y los componentes eficaces 46A y 46B, teniendo cada uno una resistencia eficaz, una inductancia eficaz y una capacitancia eficaz, y que se pueden conectar en paralelo con las estructuras conductoras 42A y 42B.

5 El resonador 20A puede estar formado de forma eficaz por la estructura conductora 42A y por el componente eficaz 44A, o por la estructura conductora 42A y por los componentes eficaces tanto 44A como 46A. El sensor de resonancia 20B puede estar formado de forma eficaz por la estructura conductora 42B y por el componente eficaz 44B, o por la estructura conductora 42B y por los componentes eficaces tanto 44B como 46B

10 Además, los dos circuitos 40A y 40B pueden estar asociados con las estructuras de conexión 52A y 52B, que proporcionan preferentemente al menos una de las capacidades de sintonización, conmutación y sustitución a los circuitos 42A y 42B.

15 El conector 54 conecta las estructuras de conexión 52A y 52B y la línea de transmisión 56, preferentemente, a la vez que asegura la combinación y el equilibrio de impedancias.

Además, haciendo referencia a las figuras, las Figuras 3A - 3N ilustran de forma esquemática diversas geometrías para la estructura conductora 42 del sensor 20 para la caracterización de tejidos, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

20 Tal como se observa en las Figuras 3A y 3B, la estructura conductora 42 está formada como una espiral plana 22, de un material conductor, tal como cobre, oro, u otro conductor, tal como se conoce. Un extremo interno 41 se puede conectar de forma resistiva al acoplador 50, a través de un cable conductor 43. Sin embargo, un segundo extremo 47 puede estar libre, para que se pueda acoplar de forma inductiva o capacitiva al circuito 40 (Figura 2A). Como alternativa, el segundo extremo 47 puede estar conectado al acoplador 50, a la vez que el primer extremo 41 puede estar libre.

30 La espiral 22 está asociada con el diámetro equivalente D.

Tal como se observa en la Figura 3B, la espiral 22 se puede depositar sobre un sustrato 49, hasta un espesor de aproximadamente 2-30 micrómetros. Se observará que otras dimensiones se pueden usar de forma similar. El sustrato puede ser, por ejemplo, policarbonato, cuarzo, u otro material tal como se conoce. La finalidad del sustrato 49 es proporcionar un soporte mecánico al sensor 20.

35 Preferentemente, una capa de aislamiento 48, por ejemplo, Kapton, de aproximadamente 4-50 micrómetros, se puede aplicar sobre la espiral 22. Se observará que otras dimensiones se pueden usar de forma similar.

40 La anchura d1 del material conductor 45 y la separación d2 generalmente son del mismo orden de magnitud, y se denominan tamaño del elemento, indicado aquí como d. El tamaño del elemento d puede influir en la capacidad de resolución del sensor 20, especialmente en la resolución espacial y preferentemente no es superior a la mitad del tamaño de la capacidad de resolución deseada. Por ejemplo, cuando se busca un tamaño de objeto mínimo detectable de aproximadamente 0,25 mm, se puede usar un tamaño del elemento que es aproximadamente de aproximadamente 0,1 mm, siendo un 40 % de la capacidad de resolución deseada.

45 Preferentemente, el tamaño del elemento d es de entre aproximadamente 1/10 y 1/20 del diámetro equivalente D.

50 La Figura 3C ilustra la espiral 22, con los extremos tanto 41 como 47 acoplados de forma resistiva al circuito 40, a través de cables conductores 43.

La Figura 3D ilustra una espiral doble 22A, con los dos extremos interiores 41 acoplados de forma resistiva y estando libres los dos extremos exteriores 47.

55 Las Figuras 3E y 3F ilustran de forma esquemática una hélice cónica 24, que se deposita de forma similar sobre el sustrato 49. Sin embargo, el sustrato 49 tiene la forma de un embudo, para proporcionar el material conductor 45 con la forma de cono.

60 La hélice cónica 24 está asociada con el diámetro equivalente D y con una longitud L. Además, está asociado con la anchura d1 del material conductor 45 y la separación d2, del mismo modo que para la espiral 22. La hélice cónica 24 se muestra acoplada de forma resistiva. Como alternativa, puede estar acoplada de forma inductiva o capacitiva.

Las Figuras 3G - 3K ilustran de forma esquemática la estructura conductora 42, en la que el material conductor 45 está formado por dos peines 45A y 45B, insertados el uno en el otro, tal como se muestra en las Figuras 3H y 3I, para formar una estructura 28.

65

El material conductor 45 que forma la estructura 28 se puede depositar sobre el material aislante 48, tal como Kapton, de un espesor de aproximadamente 100 micrómetros, y se puede cubrir con el material aislante 48, tal como Kapton, de un espesor de entre aproximadamente 4 y 50 micrómetros.

5 Los puntos de contacto 55 proporcionan acoplamiento resistivo a la estructura 28.

Preferentemente, la estructura 28 se coloca sobre una región hueca 51, formada por una cubierta 53. La finalidad de la región hueca 51 es evitar una respuesta desde un lado distal de la estructura 28. Como alternativa, se puede usar un aislante eléctrico 51 en lugar de la región hueca 51.

10 Las Figuras 3L y 3N ilustran adicionalmente la hélice cónica 24, de la Figura 3F, depositada sobre el sustrato 49, en forma de embudo, para proporcionar el material conductor 45 con la forma de cono.

15 Una pared preferentemente tubular 37 de un material conductor encierra la hélice cónica 24, extendiéndose más allá de la hélice cónica en el lado proximal 21 con respecto al tejido, para formar una cavidad abierta 39.

Por lo tanto, mientras que la hélice cónica 24 tiene una longitud L, la pared 37 tiene una longitud L1, que en cierto modo es mayor que L, por ejemplo, en un 10 - 100 %.

20 Al igual que anteriormente, la hélice cónica 24 está asociada con el diámetro equivalente D y con los tamaños del elemento d1 y d2, de valor básicamente similar, con el fin de que se considere d, en la que el tamaño del elemento d es preferentemente de aproximadamente una décima parte del diámetro equivalente D. La hélice cónica 24 se muestra acoplada de forma resistiva. Como alternativa, puede estar acoplada de forma inductiva o capacitiva.

25 En esencia, la cavidad abierta 39 es tal como se enseña en la Patente de Estados Unidos N° 6.813.515 del mismo solicitante de Hashimshony, que describe un método y un sistema para examinar tejidos mediante: aplicación de un pulso eléctrico al tejido a examinar a través de una sonda formada con una cavidad abierta de modo que la sonda genera un campo eléctrico marginal en el tejido examinado dentro de la cavidad abierta y produce un pulso eléctrico reflejado a partir del mismo con una variación insignificante que penetra en otros tejidos u órganos biológicos cerca del tejido examinado; detección del pulso eléctrico reflejado; y comparación de las características eléctricas del pulso eléctrico reflejado con respecto al pulso eléctrico aplicado para proporcionar una indicación de las propiedades dieléctricas del tejido examinado.

35 En el presente ejemplo, visto en la Figura 3N, la región de penetración del tejido 18 está contenida dentro de la cavidad 39. El tejido 18 contenido dentro de la cavidad 39 funciona de forma eficaz como parte del resonador, variando su respuesta de resonancia. En consecuencia, el tejido 18 contenido dentro de la cavidad 39 se puede caracterizar basándose en sus propiedades electromagnéticas, mediante su respuesta de resonancia.

40 Mientras que el ejemplo de la Figura 3N ilustra una cavidad abierta cónica, una cavidad abierta cilíndrica, por ejemplo, formada por adición de las paredes tubulares conductoras 37 a la realización de las Figuras 3A y 3B, es igualmente posible.

45 Se observará que la estructura conductora 42 de una cualquiera de las Figuras 3A - 3N también puede estar asociada con el circuito 40 de la Figura 2A, por acoplamiento de resistencias o por acoplamiento inductivo o capacitivo, en la que el circuito 40 se comunica con el sistema externo de control y análisis de generación de señales 30, a través del acoplador 50 y la línea de transmisión, por ejemplo, el cable coaxial 56.

50 Como alternativa, la estructura conductora 42 de una cualquiera de las Figuras 3A - 3N también puede estar asociada con los circuitos 40A y 40B de la Figura 2B, por acoplamiento de resistencias o por acoplamiento inductivo o capacitivo.

Haciendo referencia adicional a los dibujos, las Figuras 4A - 4C ilustran de forma esquemática el sensor 20, formado como una estructura flexible, fina 75, de acuerdo con una realización de la presente invención.

55 Preferentemente, el sensor 20 incluye la espiral 22, de un espesor de aproximadamente 2 - 30 micrómetros, depositada en el material aislante 48, tal como Kapton, de un espesor de aproximadamente 100 micrómetros, y cubierta con el material aislante 48, tal como Kapton de un espesor de aproximadamente 4 - 50 micrómetros, siendo de este modo básicamente un autosoporte.

60 La estructura flexible 75 está configurada para doblarse en una línea 77, de modo que en funcionamiento, la espiral 22 está básicamente en un ángulo recto con el resto de la estructura flexible 75. Además, la estructura flexible 75 está adaptada para el funcionamiento cuando se inserta en una cubierta hueca 74, que tiene una cubierta superior 57 de policarbonato, en la que la espiral 22 forma una cubierta proximal sobre la cubierta superior 57 de policarbonato, para la formación de contacto o casi contacto con el borde 13 del tejido 18 (Figura 1). La cubierta hueca 74 proporciona básicamente la región hueca eficaz 51, en el lado distal del sensor 22.

65

Se observará que la cubierta 74 puede estar rellena con un material aislante.

Se observará que la estructura flexible 75 puede estar unida a la cubierta 74 en lugar de estar insertada en ésta.

5 Haciendo referencia adicional a los dibujos, las Figuras 5A - 5G, ilustran de forma esquemática el sensor 20 que funciona con una cubierta 70, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

10 De acuerdo con la presente realización, el sensor 20 puede incluir la espiral 22 y una hélice 26. Éstas pueden estar conectadas en serie, o en paralelo, tal como se muestra en la Figura 2B. Además, cada una puede estar acoplada de forma resistiva. Como alternativa, cada una puede estar acoplada de forma inductiva o capacitiva, con el fin de que tenga un extremo libre.

15 La cubierta 70 incluye preferentemente una estructura de soporte interno 65, que tiene una cabeza circular 62 y una pata 64, con el fin de que tenga una sección transversal en forma de T y que tiene unos extremos proximal y distal 61 y 69, con respecto al tejido.

La espiral 22 está colocada preferentemente en la cabeza 62. La hélice 26 puede estar enrollada alrededor de la pata 64. La pata 64 se puede usar adicionalmente para alojar el cable conductor 43 de la espiral 22.

20 La Figura 5G ilustra de forma esquemática el acoplador 50 que tiene la estructura de conexión 52 y el conector 54, en el extremo distal 69 de la cubierta 70.

Haciendo referencia a los dibujos, las Figuras 6A - 6C ilustran de forma esquemática diversas maneras de combinar la espiral 22 y la hélice 26, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

25 En la Figura 6A, la espiral 22 y la hélice 26 están conectados en paralelo y ambas están acopladas de forma inductiva o capacitiva.

30 En la Figura 6B, la espiral 22 y la hélice 26 están conectadas en serie, and y ambas están acopladas de forma inductiva o capacitiva. Se observará que también es posible una conexión en serie que está acoplada de forma resistiva.

35 En la Figura 6C, la espiral 22 y la hélice 26 están conectados en paralelo y ambas están acopladas de forma resistiva, a través de los contactos 25.

Las Figuras 7A y 7B ilustran de forma esquemática datos experimentales del sensor para la caracterización de tejidos de la presente invención.

40 La Figura 7A ilustra una amplitud del coeficiente de reflexión de una señal de reflexión.

La Figura 7B ilustra una fase del coeficiente de reflexión de una señal de reflexión.

Se observará que se puede usar al menos una de la amplitud y de la fase. Además, se pueden usar ambas.

45 Las Figuras 7A y 7B ilustran la naturaleza de la banda ancha del resonador de la presente invención. Definiendo una respuesta como un cambio de al menos un 10 % en la amplitud del coeficiente de reflexión de una señal de reflexión (Figura 7A), se indica que el intervalo de la respuesta en la Figura 7A es de aproximadamente 180 a aproximadamente 260 MHz. En el presente ejemplo de la Figura 7A, el intervalo es de 80 MHz alrededor de un valor de resonancia de 220 MHz.

50 La banda ancha a menudo se define como $\Delta f/f$, o en el presente ejemplo, 80/220. La expresión de la banda ancha en porcentaje lleva a un valor de un 36 %, o de ± 18 %.

55 De acuerdo con otros ejemplos de la presente invención, la banda ancha puede prácticamente de ± 50 %. Como alternativa, puede ser de al menos ± 25 %, o de al menos ± 15 %.

Tal como se usa en el presente documento, el término "básicamente" hace referencia a ± 10 %.

60 Tal como se usa en el presente documento, los términos "generalmente," y "aproximadamente" hacen referencia a ± 30 %.

65 Se observará que determinadas características de la invención, que, por claridad, se describen en el contexto de realizaciones separadas, también se pueden proporcionar en combinación con una sola realización. Por el contrario, diversas características de la invención, que, por brevedad, se describen en el contexto de una sola realización, también se pueden proporcionar separadamente o en cualquier subcombinación adecuada.

Aunque la invención se ha descrito en conjunto con realizaciones específicas de la misma, es evidente que muchas alternativas, modificaciones y variaciones serán evidentes para los expertos en la materia. En consecuencia, se pretende abarcar todas dichas alternativas, modificaciones y variaciones que entran dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

5

REIVINDICACIONES

1. Un sensor (20) para caracterización de tejido en la zona cercana, que comprende:

5 un resonador (40), configurado para su colocación proximalmente a un borde de un tejido para su caracterización, sin penetrar en el tejido, resonador que comprende una estructura conductora (42) asociada a una dimensión de diámetro equivalente D, en un plano básicamente en paralelo con el borde (13),
 y
 10 al menos un cable conductor (43), para proporcionar comunicación con un sistema externo, estando el resonador configurado para resonar a una frecuencia que corresponde a un intervalo de longitudes de onda al aire libre de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ , en el que λ es al menos aproximadamente diez veces el diámetro equivalente D,
 y en el que después de recibir una señal en el intervalo de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ , el sensor está configurado para inducir campos eléctricos y magnéticos en la zona cercana en el tejido en el que en
 15 una zona lejana, el sensor tiene una eficacia de radiación inferior a un 0,1 %, para el intervalo de longitudes de onda al aire libre de entre aproximadamente λ y aproximadamente 40λ , minimizando las contribuciones de la zona lejana, siendo la zona cercana una región generalmente con forma de disco, delimitada por un diámetro de aproximadamente D y una profundidad de penetración, y
 20 siendo el sensor para conexión con un sistema externo de control y análisis de generación de señales (30), en comunicación con el sensor, a través de al menos un cable conductor para proporcionar la señal y caracterizar dicho tejido usando una respuesta de resonancia del resonador;
 en el que
 la estructura conductora (42) es una de espiral plana; espiral doble; hélice cónica o dos peines insertados entre
 25 sí que tiene una anchura del conductor (d1) y una separación (d2) generalmente del mismo orden de magnitud que un tamaño del elemento (d);
 siendo el resonador un resonador de banda ancha, resonador de banda ancha que está diseñado con un intervalo de respuesta en banda ancha $\Delta f/f$ de al menos $\pm 15 \%$, siendo Δf un intervalo de frecuencias para las que hay un cambio de al menos un 10 % en la amplitud del coeficiente de reflexión de una señal de reflexión del resonador, y f una frecuencia de resonancia correspondiente, y siendo la profundidad de la zona cercana de
 30 penetración dicho tamaño del elemento (d), la profundidad de penetración, con dicha minimización de la zona lejana, asegurando que el tejido que está localizado en la zona cercana varía las respuestas de resonancia del resonador, y permitiendo que el tejido en la zona cercana se **caracterice por** sus propiedades electromagnéticas, por la respuesta de resonancia del resonador de banda ancha.

35 2. Un sistema para caracterización de tejidos que comprende:

el sensor de la reivindicación 1, y un sistema externo de control y análisis de generación de señales (30), en comunicación con el sensor, a través de al menos un cable conductor.

40 3. Uso de un sensor de acuerdo con la reivindicación 1 o de un sistema de acuerdo con la reivindicación 2 o caracterización de tejidos.

45 4. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que el tamaño del elemento d es entre aproximadamente 1/10 y 1/20 del diámetro equivalente D.

5. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que el resonador comprende adicionalmente una estructura de soporte electrónico.

50 6. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que la respuesta de resonancia está seleccionada entre grupo que consiste en una amplitud del coeficiente de reflexión de una señal de reflexión y una fase del coeficiente de reflexión de una señal de reflexión.

55 7. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que el resonador está configurado para reaccionar en un intervalo seleccionado entre el grupo que consiste en al menos aproximadamente $\pm 50 \%$ alrededor de un valor de resonancia, al menos aproximadamente $\pm 25 \%$ alrededor de un valor de resonancia.

60 8. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que el sensor incluye adicionalmente un conector a una línea de transmisión, conector que proporciona un emparejamiento de impedancia básica entre el sensor y la línea de transmisión.

65 9. El sensor de la reivindicación 8 o el sistema de la reivindicación 8 o el uso de la reivindicación 8, en los que el sensor incluye adicionalmente una estructura de conexión, asociada con el conector, para proporcionar una capacidad seleccionada entre el grupo que consiste en una capacidad de sintonización, una capacidad de conmutación y una capacidad de sustitución, a componentes del conector, para optimizar el sensor de forma intercambiable a diferentes aplicaciones.

10. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que el sensor está formado como una estructura, seleccionada entre el grupo que consiste en:

una estructura flexible fina,

- 5 una estructura flexible fina, adaptada para funcionar cuando está unida a una cubierta hueca,
una estructura flexible fina, adaptada para funcionar cuando está unida a una cubierta, rellena con un material eléctricamente aislante,
10 una estructura flexible fina, adaptada para funcionar cuando se inserta en una cubierta hueca, una estructura flexible fina, adaptada para funcionar cuando se inserta en una cubierta, rellena con un material eléctricamente aislante.

11. El sensor de la reivindicación 1 o sistema de la reivindicación 2 o uso de la reivindicación 3, en los que la estructura conductora es la espiral plana o la espiral doble, el sensor está formado como una estructura flexible fina, adaptada para funcionar de una forma seleccionada entre el grupo:

15 cuando está unida a una cubierta, y
cuando está insertada en una cubierta,
en los que la estructura conductora se dobla para formar una parte superior proximal a la cubierta.

20 12. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que la estructura conductora está formada como una hélice cónica y uso en el que el sensor está depositado en un sustrato con forma de embudo.

25 13. El sensor o sistema o uso de la reivindicación 12, en los que el sensor incluye adicionalmente una pared tubular de un material conductor, que se extiende de forma proximal hacia el tejido, para formar una cavidad abierta, seleccionada entre el grupo que consiste en:

30 una cavidad abierta cónica, y
una cavidad abierta cilíndrica.

14. El sensor o sistema o uso de la reivindicación 15, en los que la zona cercana está contenida dentro de la cavidad abierta.

35 15. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que la estructura conductora está seleccionada entre el grupo que consiste en:

una estructura conductora depositada sobre un sustrato de autoaporte,
una estructura conductora, depositada sobre un sustrato fino y colocada sobre una cubierta que forma una región hueca, y
40 una estructura conductora, depositada sobre un sustrato fino y colocada sobre una cubierta, que está formada por un aislante eléctrico.

45 16. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que la estructura conductora está formada por dos partes, una espiral básicamente plana y una hélice, y adicionalmente en los que las dos partes están conectadas de una manera seleccionada entre el grupo que consiste en, en paralelo y en serie.

50 17. El sensor de la reivindicación 1 o el sistema de la reivindicación 2 o el uso de la reivindicación 3, en los que el D está entre aproximadamente 3 y aproximadamente 25 mm.

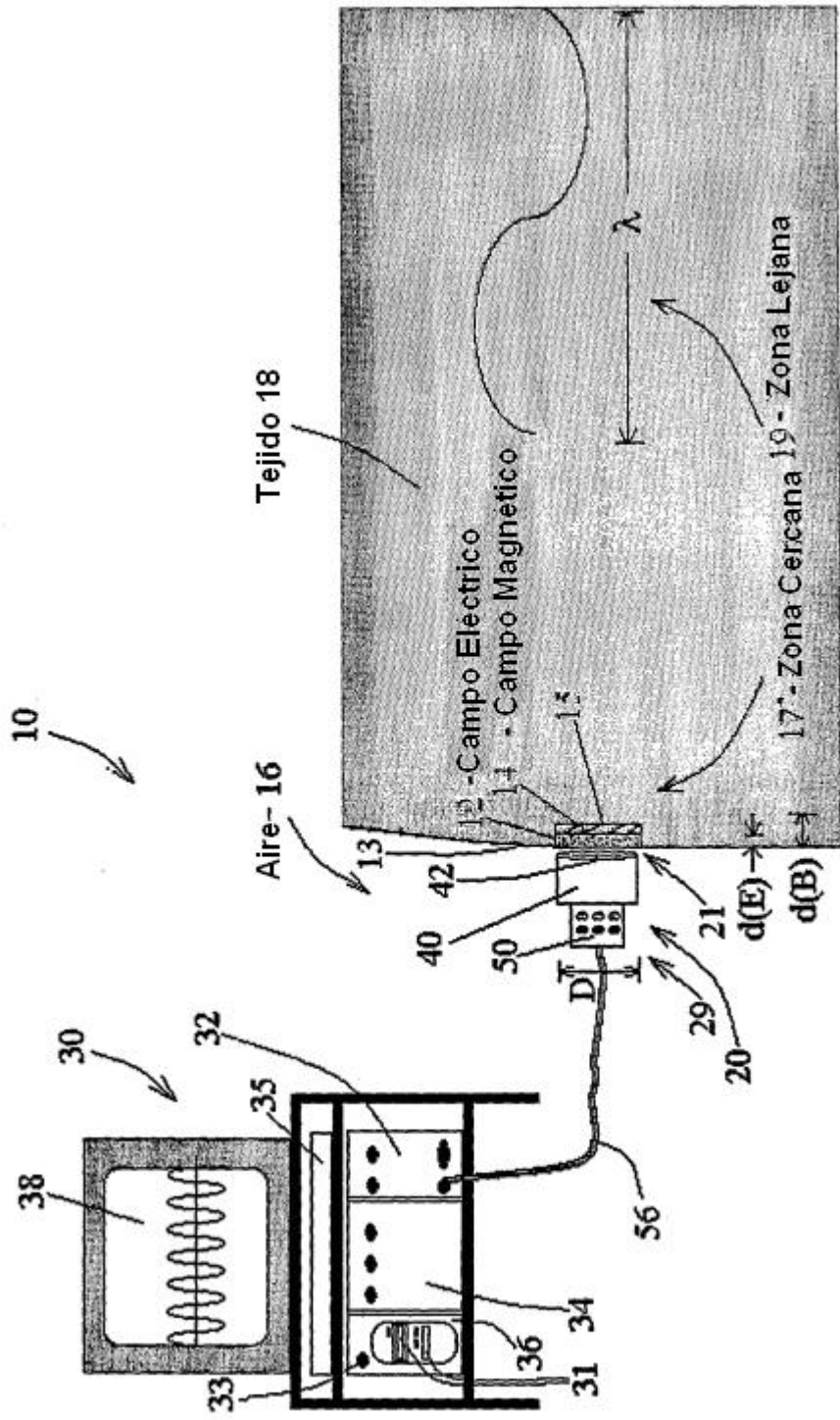


Figura 1

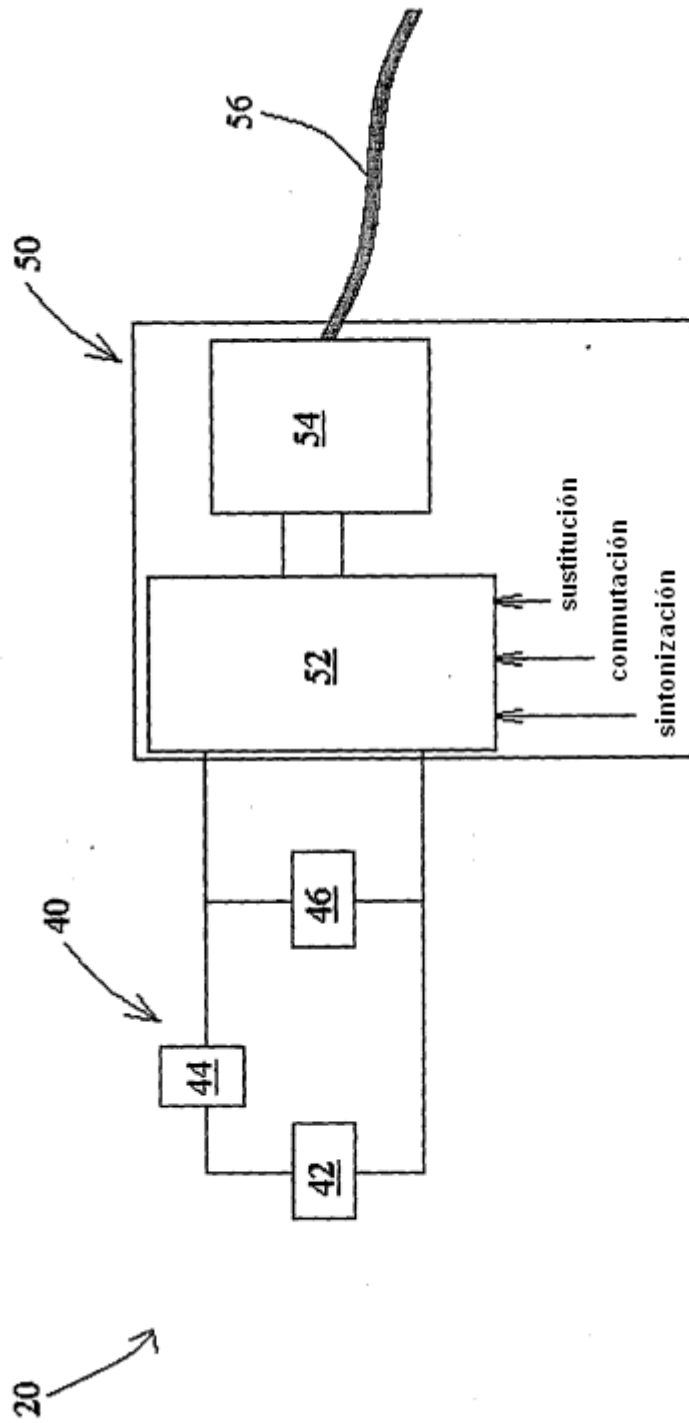


Figura 2A

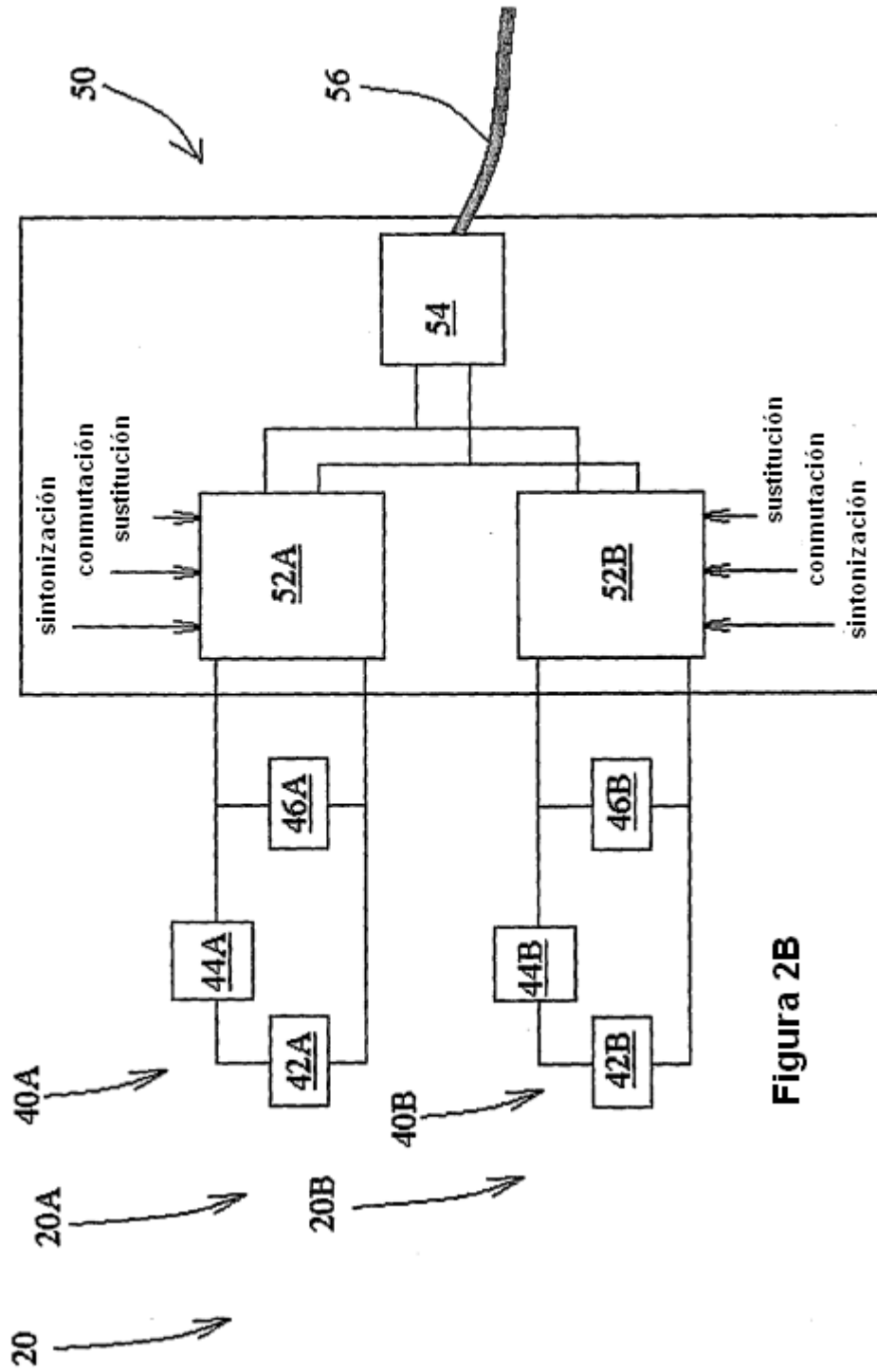
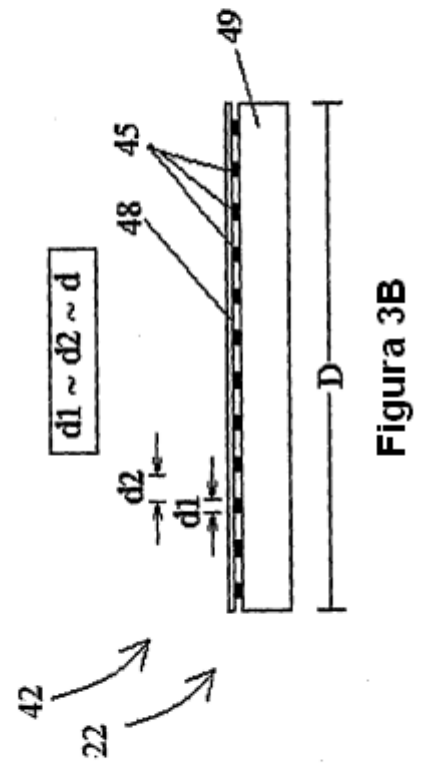
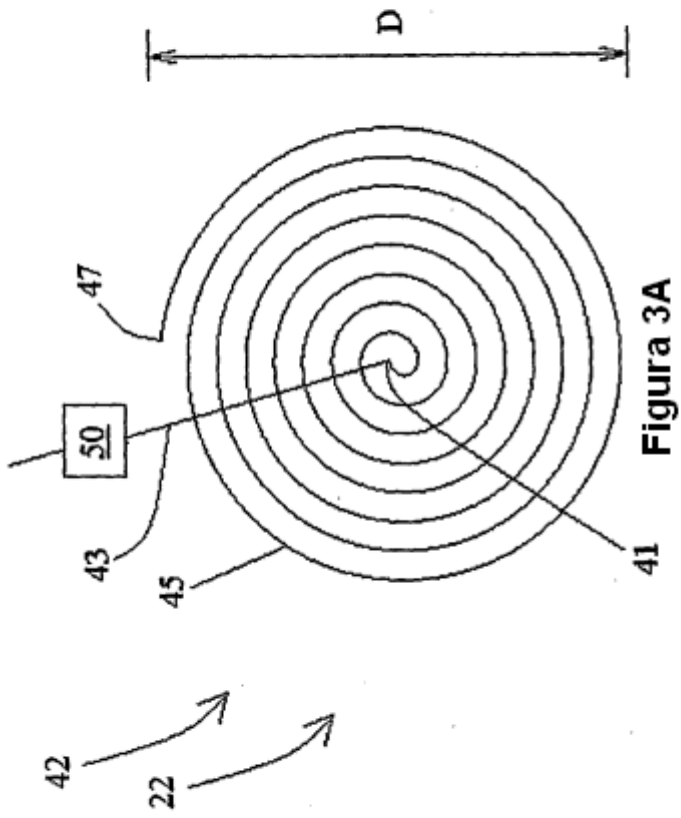


Figura 2B



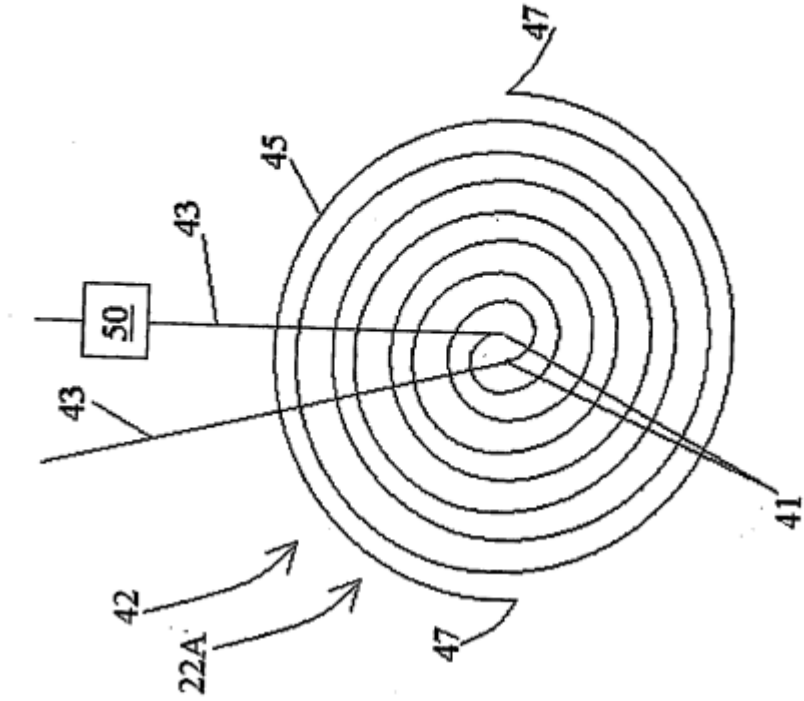


Figura 3D

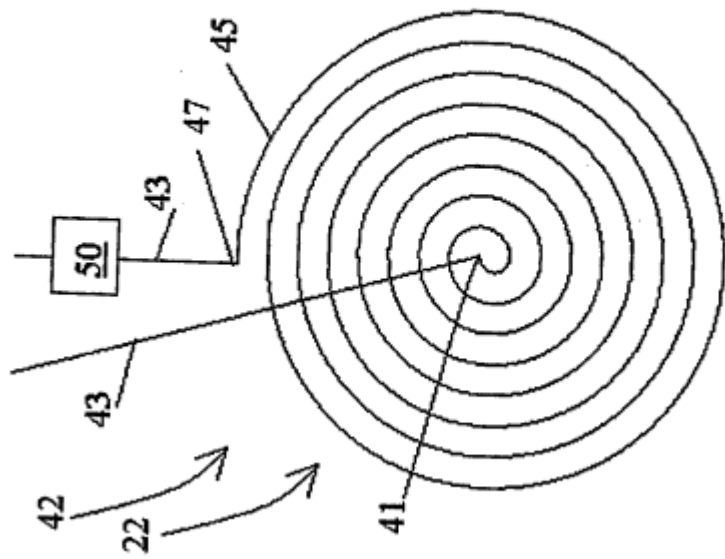


Figura 3C

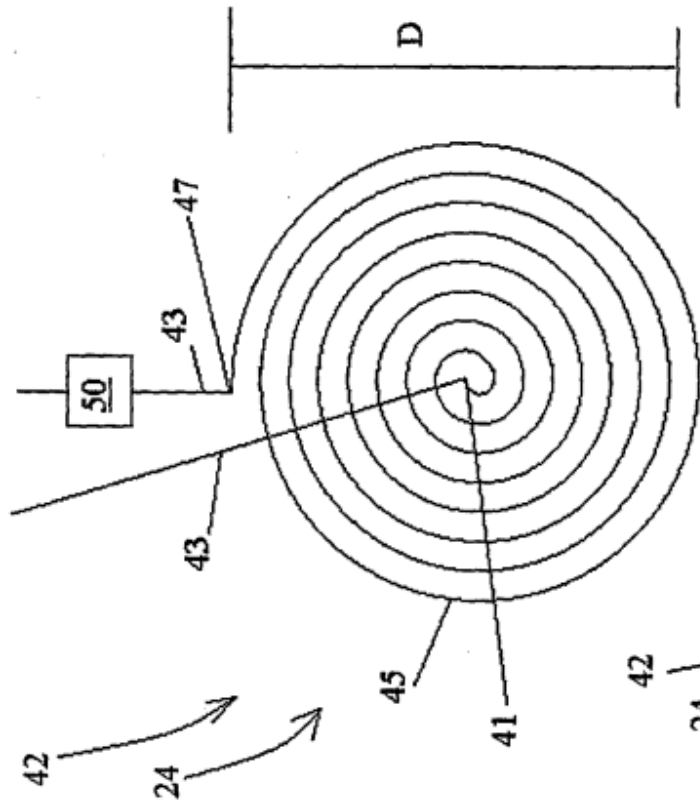


Figura 3E

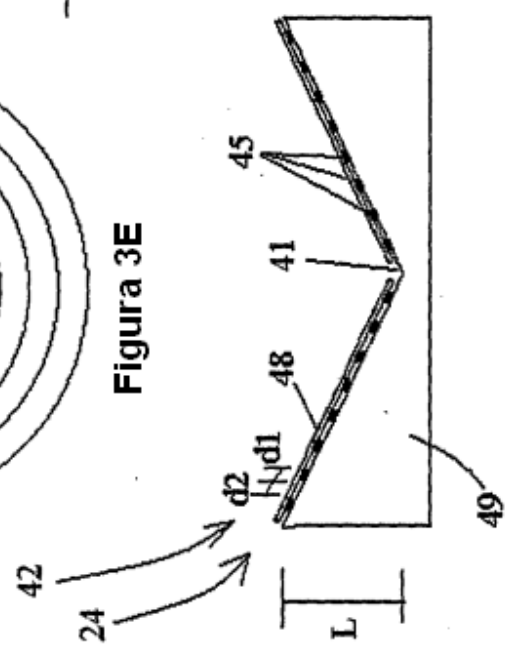


Figura 3F

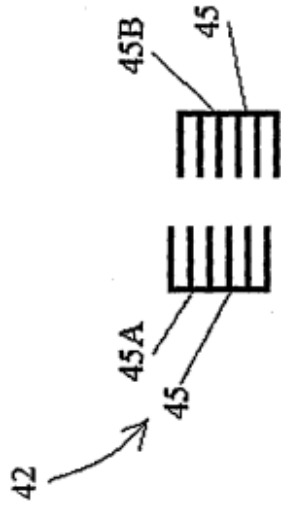


Figura 3H

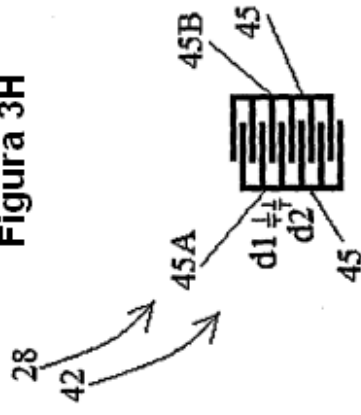


Figura 3I

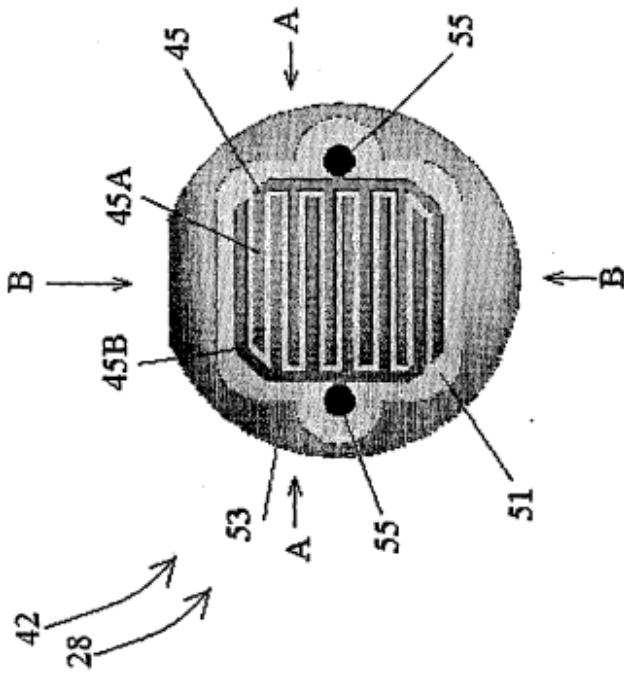


Figura 3G

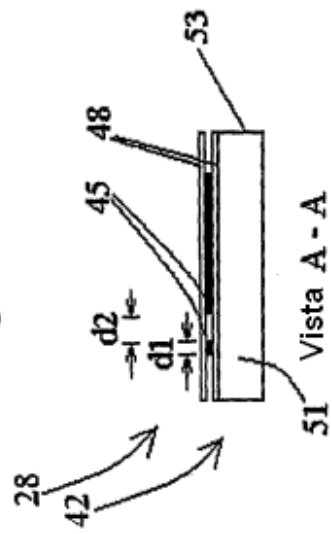


Figura 3J

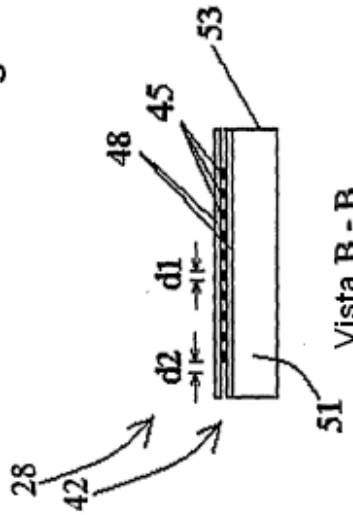


Figura 3K

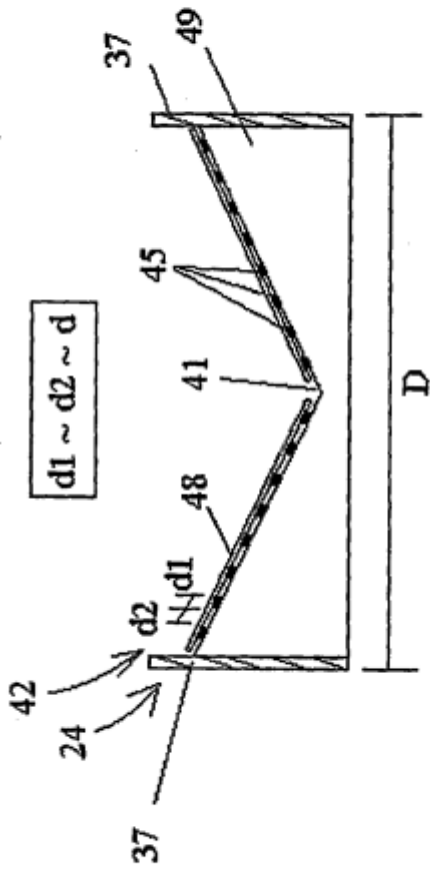


Figura 3L

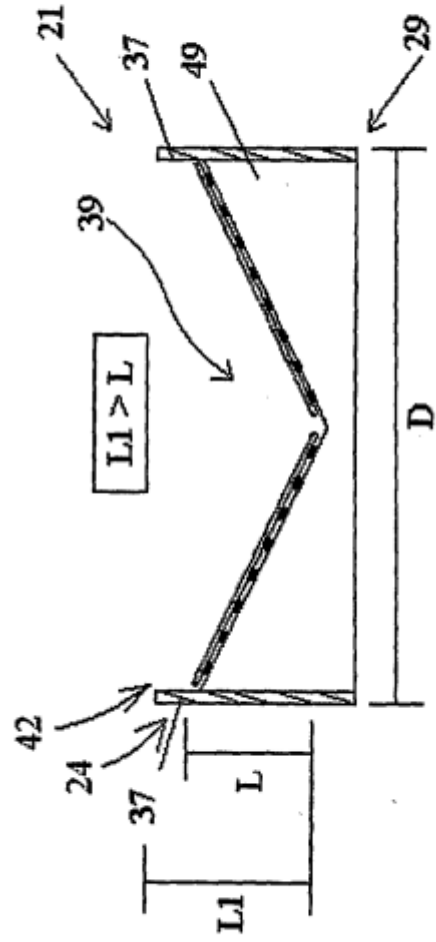


Figura 3M

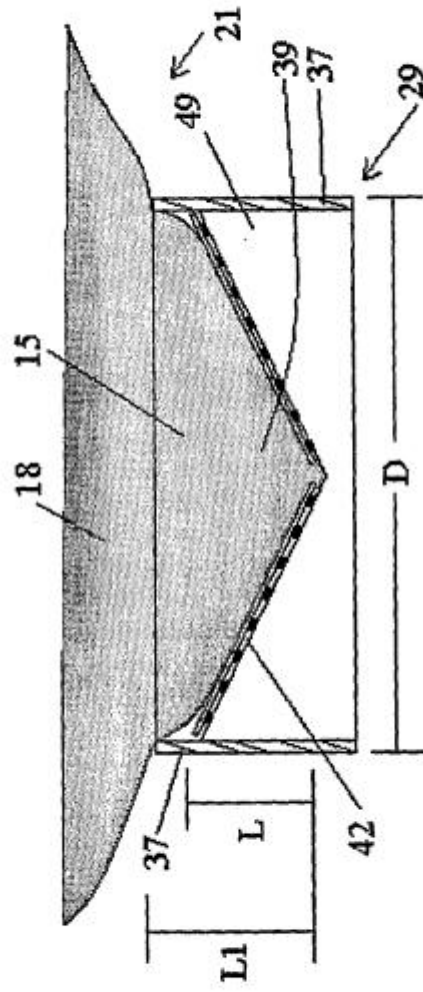


Figura 3N

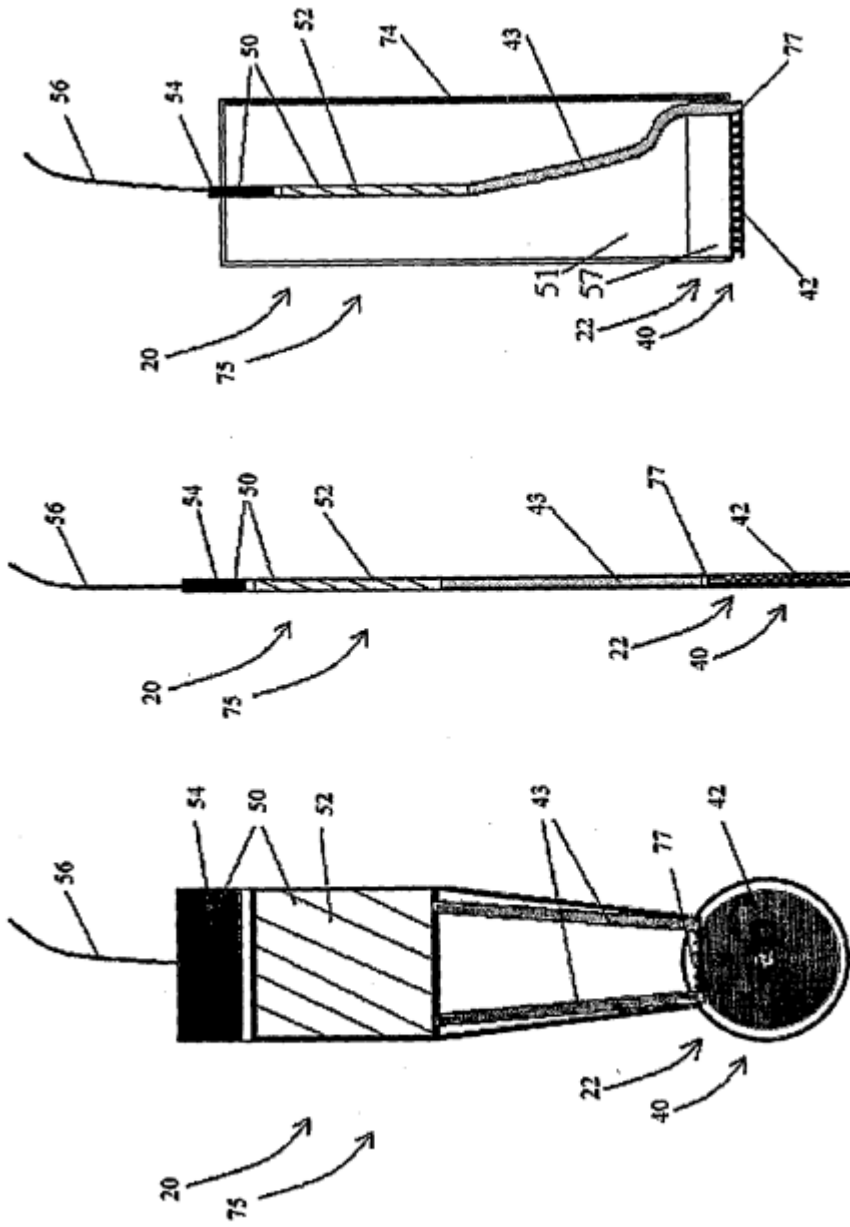
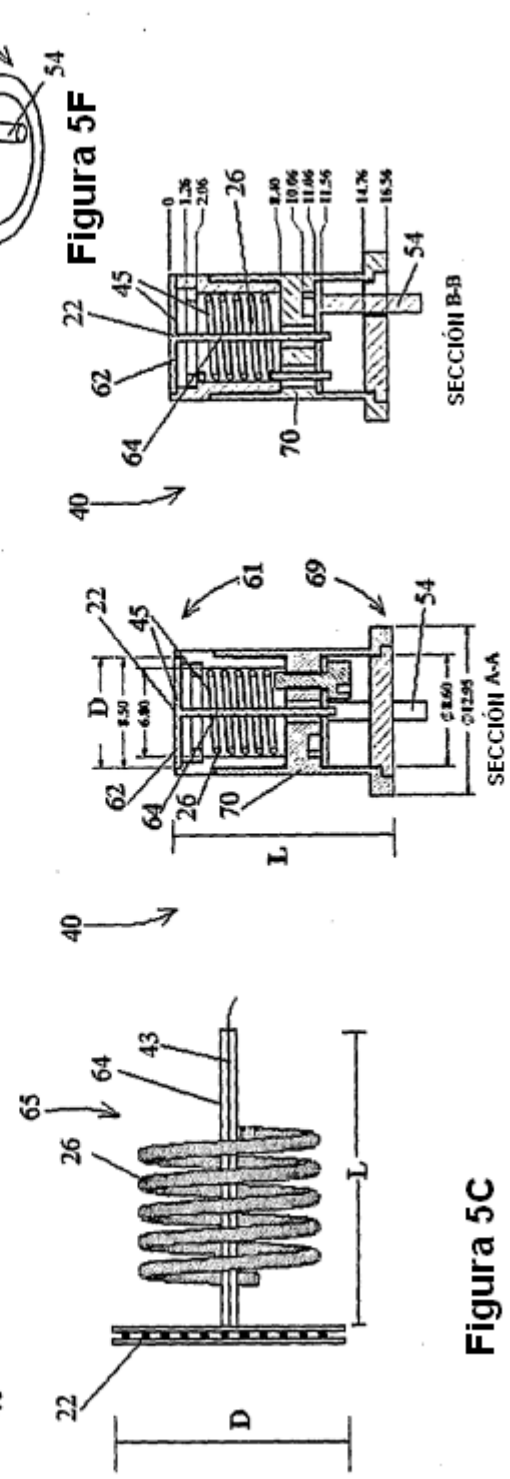
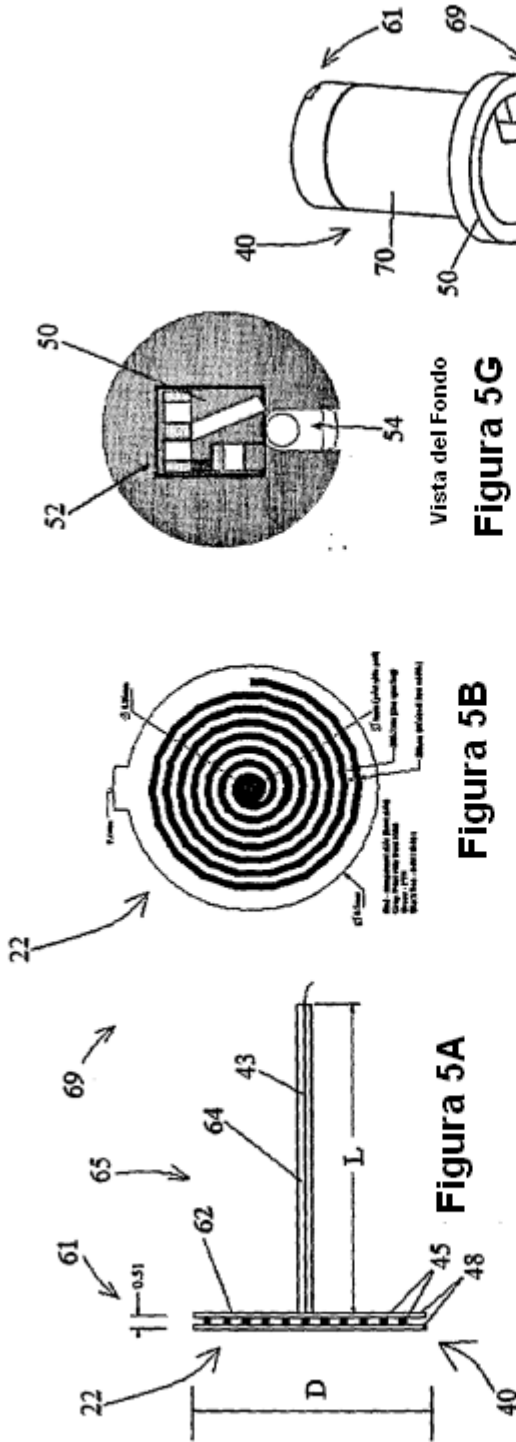


Figura 4C

Figura 4B

Figura 4A



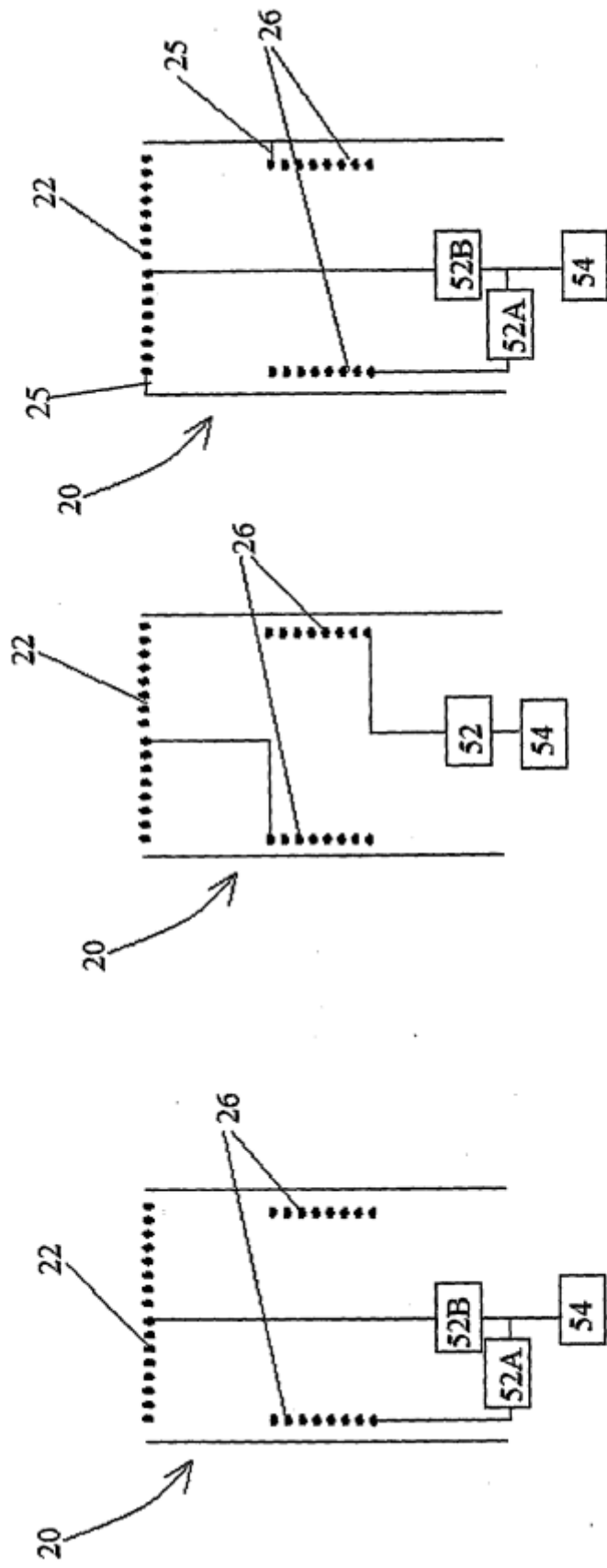


Figura 6C

Figura 6B

Figura 6A

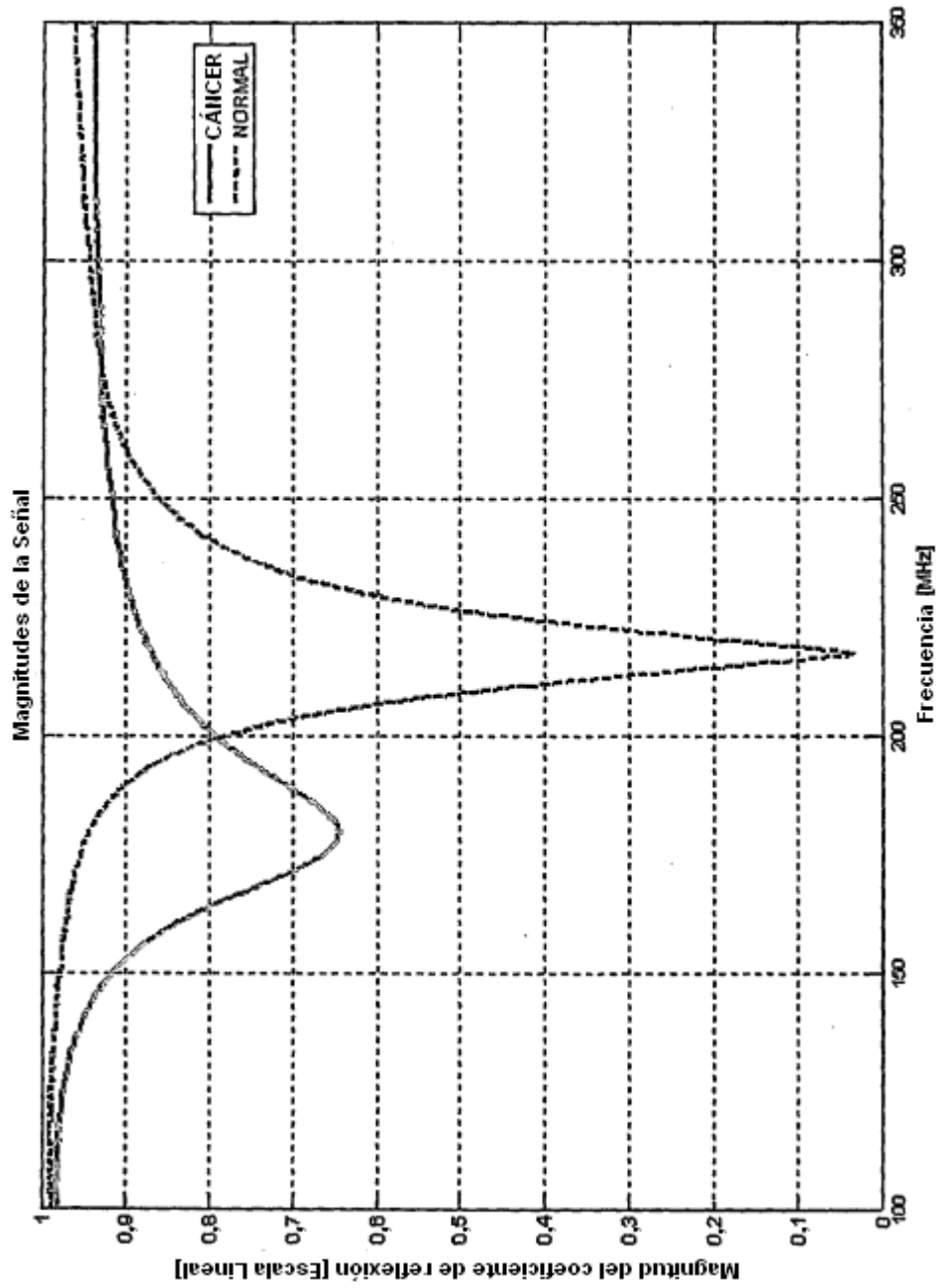


Figura 7A

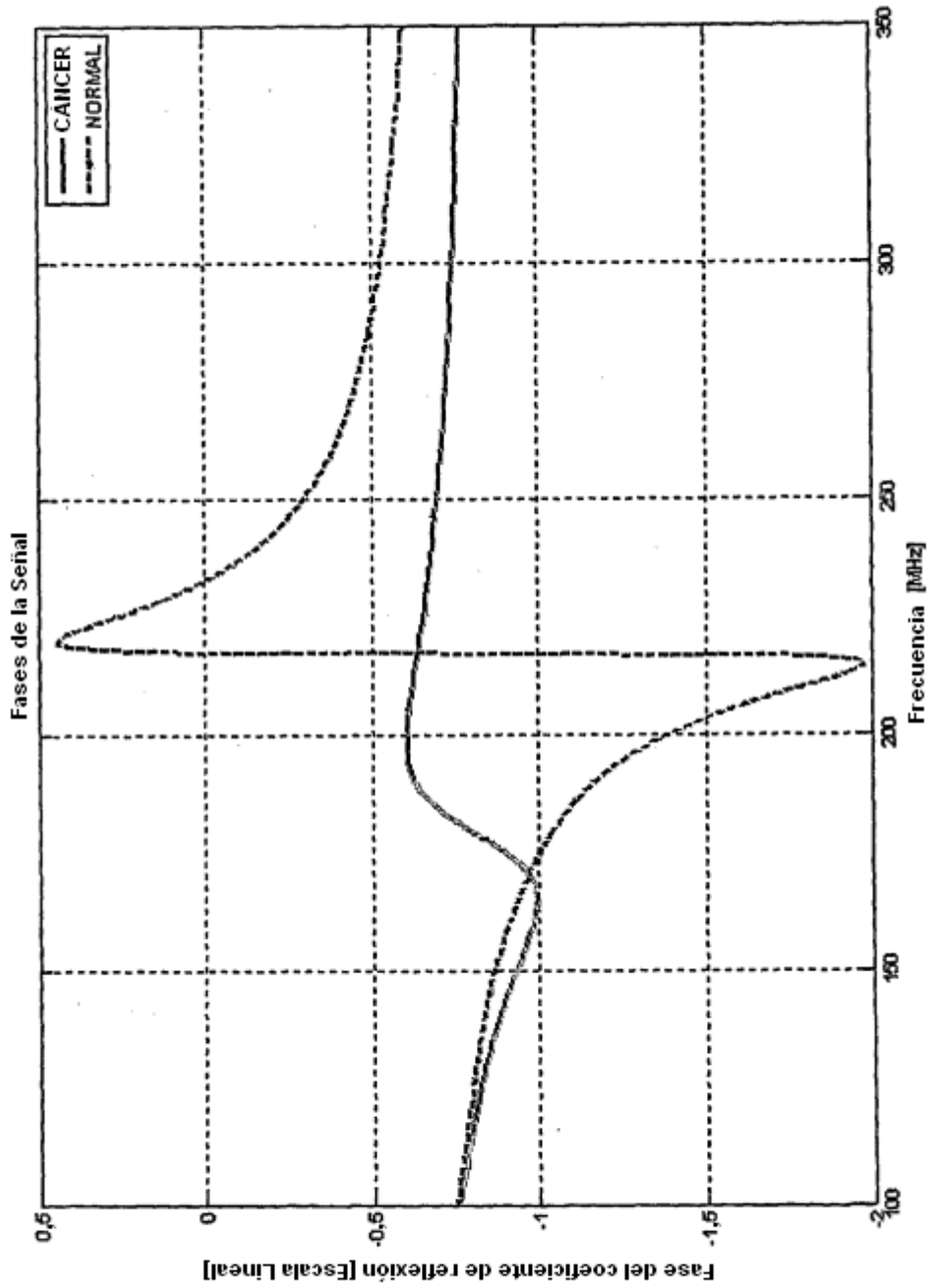


Figura 7B