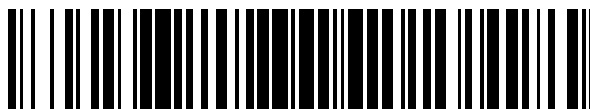


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 660 779**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

A61B 5/0215 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.06.2012** **PCT/US2012/044998**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.01.2013** **WO13003754**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.06.2012** **E 12804636 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.12.2017** **EP 2725969**

54 Título: **Carcasa de sensor implantable con paredes laterales delgadas**

30 Prioridad:

30.06.2011 US 201161502982 P

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

26.03.2018

73 Titular/es:

ENDOTRONIX, INC. (100.0%)
420 N. Main Street
East Peoria, IL 61611-2018, US

72 Inventor/es:

ROWLAND, HARRY y
NAGY, MICHAEL

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 660 779 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

Carcasa de sensor implantable con paredes laterales delgadas

5 REFERENCIA CRUZADA A SOLICITUDES RELACIONADAS

CAMPO DE LA INVENCIÓN

Esta solicitud se refiere a contenedores de implante y más concretamente a una carcasa de sensor implantable con paredes laterales delgadas.

10

ANTECEDENTES

Los sensores inalámbricos implantables son útiles para ayudar en el diagnóstico y tratamiento de muchas enfermedades. Ejemplos de lectores de sensores inalámbricos se describen en la Solicitud de Patente de Estados Unidos Nº 12/737.306, titulada "Wireless Sensor Reader".

15

Los sistemas de envío para sensores inalámbricos se describen en la Solicitud de Patente de PCT Nº PCT/US2011/45583 titulada "Pressure Sensor, Centering Anchor, Delivery System and Method".

20

En particular, hay muchas aplicaciones en las que la medida de presión del interior de un vaso sanguíneo profundo en el cuerpo del paciente es clínicamente importante. Por ejemplo, la medida de la presión en la arteria pulmonar del corazón es útil para la optimización del tratamiento de fallo cardíaco congestivo. En este tipo de aplicación, puede ser necesario que un sensor sea implantado entre 10 y 20 cm por debajo de la superficie de la piel.

25

Se ha encontrado que los sensores inalámbricos que utilizan energía de radiofrecuencia (RF) para la comunicación y/o alimentación son particularmente útiles en aplicaciones médicas. Sin embargo, un reto clave en la comercialización exitosa de estos sensores inalámbricos implantables es el equilibrio entre el tamaño del implante y la "distancia de enlace", que es la distancia física entre el implante y el dispositivo externo que se comunica con el implante. Desde de punto de vista médico, es deseable que el implante sea tan pequeño como sea posible para permitir el envío a través de un catéter desde una pequeña incisión, la implantación en la ubicación deseada, y un bajo riesgo de trombosis posterior al implante. Sin embargo, desde el punto de vista de la comunicación inalámbrica, cuanto más pequeño sea el implante, más corta es la distancia de enlace. Esta limitación de distancia es principalmente condicionada por el tamaño de la antena que se debe realizar para un tamaño de implante total dado. Cuanto más larga sea la antena mejor es la capacidad para absorber la energía de RF y transmitir la energía de RF, que en el caso de una antena más pequeña. Por ejemplo, en el caso de comunicación inalámbrica a través de acoplamiento inductivo, una antena de implante típica tiene forma de bobina de cable. El "eje" de la bobina es la línea que se extiende normal al plano de los devanados, es decir el eje perpendicular a la longitud del cable. A medida que el área rodeada por la bobina aumenta, la cantidad de flujo magnético que pasa a su través aumenta y más energía de RF es suministrada a / recibida desde el implante. Este aumento en el flujo a través de la antena del implante puede dar lugar a un aumento de la distancia del implante. De este modo, para conseguir la máxima distancia de enlace para un tamaño de implante dado, la antena de implante debería ser de un tamaño máximo.

40

45

Aunque la antena es importante, otras arquitecturas de implante pueden beneficiarse de la maximización del tamaño de otros componentes internos. Un implante que contiene un dispositivo de almacenamiento de energía, tal como una batería, por ejemplo, disfrutará de una vida útil de la batería más larga con una batería mayor. En otro ejemplo, un implante de liberación lenta de fármacos podría mantener una calidad mayor del fármaco. Otros ejemplos serán evidentes para los expertos en la técnica.

50

Otro reto en la comercialización de los sensores inalámbricos implantables es la necesidad de proteger los componentes electrónicos del sensor sensibles de la corrosión potencial y a los fluidos nocivos del cuerpo. Para muchas aplicaciones de implante, puede ser necesario que el sensor grabe las medidas durante un periodo de tiempo que exceda de 7 a 10 años. Pequeños cambios en las propiedades eléctricas, químicas o mecánicas del implante a lo largo de este periodo de tiempo pueden dar lugar a medidas imprecisas. Para evitar las medidas imprecisas, puede ser necesaria una carcasa hermética para proteger los componentes electrónicos sensibles del sensor de la transferencia de fluidos y gases procedentes del ambiente corporal.

55

60

Las carcasas herméticas para implantes pueden estar construidas típicamente de metales, vidrios u otros materiales cerámicos. Los metales son maleables y mecanizables, capaces de ser transformados en carcasas herméticas de pared delgada tales como carcasas de titanio de marcapasos. Desafortunadamente, el uso de metales en carcasas herméticas puede influir negativamente en la capacidad del sensor para comunicar de forma inalámbrica con un dispositivo externo, especialmente cuando se desea comunicación a radiofrecuencias bajas. Aunque los materiales cerámicos y los vidrios son compatibles con la comunicación de RF inalámbrica, es difícil mecanizar los materiales cerámicos para formar una carcasa hermética con paredes delgadas. La fragilidad de los materiales cerámicos evita la construcción de carcasa hermética de paredes delgadas a partir de materiales cerámicos.

65

El estado de la técnica del mecanizado cerámico puede producir paredes de aproximadamente 0,5 - 0,7 mm de espesor. Para implantes cuyas dimensiones de longitud, anchura y altura sean típicamente de unos milímetros, esto

puede representar una reducción significativa en el volumen interior disponible para los componentes, tales como las antenas.

Las carcasas herméticas conocidas en la técnica, particularmente aquellas fabricadas de materiales cerámicos y/o de vidrio, no se prestan ellas mismas al uso eficiente del espacio limitado. Las carcasas herméticas no metálicas conocidas en la técnica son típicamente fabricadas a partir de la tecnología de procesamiento plano, tal como técnicas de fabricación de procesos cerámico de cocción simultánea de baja temperatura, mecanizado por láser, mecanizado ultrasónico, Mecanizado de Descarga Electrónica (EDM), Sistemas Micro Electro Mecánicos (MEMS). Estas técnicas son capaces de procesar materiales cerámicos y vidrios con un fuerte control de la resolución de características. Sin embargo, las paredes laterales de un contenedor de implante fabricado con estas técnicas a menudo requieren el uso de una sierra de precisión o láser para separar el contenedor de implante del sustrato remanente. Debido a las restricciones de fabricación y a la necesidad de resistencia mecánica, las paredes laterales del contenedor de implante hechas con estos métodos son típicamente de 0,3 mm - 0,5 mm de espesor. Los intentos de fabricación alternativos, tales como el moldeo o mecanizado de material cerámico están típicamente limitados a paredes laterales mínimas de 0,5 - 0,7 mm de espesor.

Un ejemplo de un contenedor de implante hermético de la técnica anterior 10 se muestra en la Figura 1. El contenedor de imparte 10 incluye paredes laterales 12 que limitan el espacio disponible para los componentes internos, en este caso la antena de implante 14. Por ejemplo, un contenedor de implante de 4 mm de anchura que tiene paredes laterales de 0,5 mm de espesor sólo tiene una máximo de 3 mm de anchura disponible para la antena de implante. La Figura 1 muestra una antena 14 que es colocada en el contenedor de implante desde la abertura en la parte superior del contenedor. Para completar el contenedor implante, una capa superior 16 está conectada o unida al contenedor de implante y obturada como se muestra en la Figura 2A. Para los contenedores de implante de detección de presión conocidos en la técnica, la capa superior es típicamente, o bien un sensor de presión capacitivo en sí mismo, una membrana que directamente es parte de un circuito electrónico de detección, o bien una membrana que comunica presión desde el ambiente exterior al interior del contenedor de implante a través de un líquido o gel incompresible. Las técnicas de fabricación conocidas en la técnica son capaces de procesar de forma rutinaria membranas a espesores de 0,025 - 0,1 mm. Muchas variaciones de la arquitectura de la Figura 1 - 2 existen en la técnica anterior, incluyendo el método de grabar una cavidad en la mitad de un alojamiento para crear la pared delgada en la parte superior de la bobina y después unir las dos mitades del alojamiento verticalmente. Esto se muestra en el esquema de la Figura 2B, en el que la mitad superior del alojamiento 999 tiene una cavidad grabada en ella para crear la membrana delgada.

Otra técnica anterior ejemplifica arquitecturas de implante inalámbrico del tipo mostrado en la Figura 1 y la Figura 2, en donde la membrana sensible a la presión está en un plano que es perpendicular al eje de la bobina. Los documentos US 7574792 (O'Brien), US 6939299 (Peterson), y US 4026276 (Chubbuck) todos ellos enseñan sensores de presión implantables con antenas de bobina, y alojamientos herméticos con al menos una pared sensible a la presión, deformable. En todos estos casos, las paredes sensibles a la presión de los alojamientos son perpendiculares al eje de la bobina, y las paredes situadas fuera del perímetro de la bobina son rígidas, estructurales y relativamente gruesas. En estas arquitecturas, el área de bobina total está limitada por la necesidad de una pared estructural relativamente gruesa fuera del perímetro de la bobina.

Para mejorar los sensores inalámbricos implantables, es deseable tener una carcasa hermética con paredes delgadas fuera del perímetro de la antena, maximizando de este modo la dimensión interna que más restringe el tamaño de la antena.

El documento US 2011/046452 describe un sistema para monitorizar la presión de la sangre y otros parámetros fisiológicos. El sistema contiene al menos un dispositivo de detección implantable autocontenido que consta de un sensor, un circuito electrónico para acondicionar la señal y telemetría magnética, una superficie y obturación exterior biocompatible, un método de anclaje, y un dispositivo de toma de lecturas externo. El implante es de tamaño pequeño, de manera que puede ser enviado hasta la ubicación deseada e implantado, utilizando un catéter, aunque también es posible la implantación directa mediante cirugía.

El documento US2006/109188 describe un dispositivo electrónico que incluye una antena, un aparato de procesamiento de información para procesar la información capturada por la antena, y partes exteriores de metal capaces de alojar en las mismas la antena y el aparato de procesamiento de información. Las partes exteriores de metal están configuradas de manera que la antena puede recibir el flujo magnético del exterior de las partes exteriores de metal que ha atravesado las partes exteriores de metal y puede responder, y en donde al menos una parte de las partes exteriores de metal tiene un valores de resistencia eléctrica que es diferente de la otra parte de las partes exteriores de metal.

SUMARIO DE LA INVENCION

Esta solicitud se refiere a componentes electrónicos inalámbricos en contenedores herméticos y más concretamente a carcasas de componentes electrónicos implantables con paredes delgadas para maximizar la dimensión interna.

En una realización, un circuito inalámbrico incluye al menos una bobina de antena enrollada alrededor de un eje de

bobina dentro del alojamiento. El eje de bobina puede ser sustancialmente paralelo a al menos una pared del alojamiento, en donde la pared paralela al eje de bobina es sustancialmente más delgada que las otras paredes del alojamiento. El alojamiento puede ser un alojamiento generalmente típicamente sellado.

- 5 En una realización, el circuito inalámbrico puede estar fabricado formado un alojamiento de un material con al menos un lado abierto. Los componentes electrónicos, incluyendo una bobina de antena, pueden entonces estar colocados dentro del alojamiento, de manera que dicho eje de bobina de antena sea sustancialmente paralelo al plano de al menos un lado abierto. Una pared que es sustancialmente más gruesa que las paredes del alojamiento puede estar unida al lado abierto. La pared puede estar herméticamente unida o unida de otro modo, de manera conocida en la técnica.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Las realizaciones de la presente revelación se describen aquí con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- 15 La Figura 1 ilustra un contenedor de implante de la técnica anterior, que no incluye la capa de obturación final; la Figura 2A ilustra un contenedor de implante típico de la técnica anterior, que incluye una capa de obturación delgada; la Figura 2B ilustra un contenedor de implante típico de la técnica anterior, con una cavidad grabada en parte del alojamiento;
- 20 la Figura 3A ilustra la parte de alojamiento de un contenedor inalámbrico hermético de la presente invención; la Figura 3B ilustra el implante inalámbrico hermético completo de la presente invención; la Figura 4A ilustra la parte de alojamiento de una realización alternativa de la presente invención, con cavidades grabadas y un alojamiento partido;
- 25 la Figura 4B ilustra el conjunto de una realización alternativa de la presente invención, con cavidades grabadas y un alojamiento partido; la Figura 4C ilustra el implante completo, para una realización alternativa de la presente invención, con cavidades grabadas y un alojamiento partido;
- 30 la Figura 5A es un esquema despiezado de otra realización alternativa de la presente invención, con los componentes electrónicos unidos a la parte superior del alojamiento; la Figura 5B ilustra la realización alternativa completa de la presente invención, con componentes electrónicos unidos a la parte superior del alojamiento;
- 35 la Figura 6 ilustra otra realización alternativa de la presente invención, con componentes electrónicos unidos al lado del alojamiento; la Figura 7 ilustra otra realización alternativa de la presente invención, con los componentes electrónicos contenidos en una cámara de alojamiento separada.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES PREFERIDAS

A continuación se hará referencia con detalle a las realizaciones de la invención, cuyos ejemplos se ilustran en los dibujos adjuntos. Se entiende que se pueden utilizar otras realizaciones y se pueden hacer cambios estructurales o

- 40 funcionales sin que se salgan del respectivo campo de la invención.
- Esta solicitud se refiere a contenedores de implante y más concretamente a una carcasa de sensor implantable con paredes laterales delgadas. Para facilitar la máxima distancia de enlace para un tamaño de implante dado, la carcasa debe estar construida para maximizar el área de bobina de antena, a la vez que proporcione una amplia protección.

- 45 El contenedor de implante puede utilizar materiales de membrana delgada, tales como vidrio, cuarzo, zafiro, sílice fundida, alúmina, titanio, diamante, u otros materiales conocidos en la técnica anterior, para incrementar el espacio disponible dentro de un contenedor de implante de un tamaño exterior fijo. Mientras que en los contenedores de implante de la técnica anterior la membrana delgada está unida a la parte superior del contenedor de implante, como en las Figuras 1 y 2, la membrana o membranas delgadas se pueden unir al lado del contenedor de implante, de manera que estén en un plano sustancialmente paralelo con el eje de la bobina, como se muestra en la Figura 3.

- 50 Las Figuras 3A-3C muestran las etapas de conjunto básicas para un contenedor de implante inalámbrico 20 que maximiza el área de bobina mediante su configuración de pared. El implante en la Figura tiene la forma larga, estrecha, rectangular de un implante cardiovascular típico, aunque el principio se aplica a cualquier geometría. La Figura 3A ilustra el alojamiento básico 300 en sección transversal en vista lateral (dimensión larga) y en vista frontal (dimensión corta). En una realización, la dimensión del alojamiento 300 puede ser generalmente cubiende y definiendo un volumen en el mismo. Las paredes laterales del alojamiento pueden ser de dimensiones específicas y proporcionales entre sí. Por ejemplo, el alojamiento puede tener cuatro paredes ("superior", "inferior", "delantera" y "trasera"), pero dos de los lados largos pueden estar abiertos, de manera que se puede ver a través del alojamiento en la página en la vista lateral de la Figura 3A. Como se ha descrito aquí, la longitud de las paredes laterales de alojamiento se refiere a la dimensión más larga de las paredes abiertas (que corresponde también con la dimensión más larga de las paredes superior e inferior del alojamiento, como se ilustra en la Vista Lateral de la Figura 3A). La altura y la anchura del alojamiento se refieren a las dimensiones de las paredes laterales restantes o las paredes superior e inferior, como se ilustra en la vista Frontal de la Figura 3A. Las dimensiones proporcionadas más adelante

enumeran las dimensiones del alojamiento en el orden de (longitud x anchura x altura). La longitud del alojamiento puede ser al menos dos veces mayor que las dimensiones de anchura y altura. A modo de ejemplo no limitativo, las dimensiones del alojamiento pueden ser aproximadamente 25 x 3,75 x 2,25 mm, con paredes de 0,5 mm de espesor. El alojamiento 300 puede estar hecho de un material hermético, fuerte y biocompatible, tal como cerámica.

Tales alojamientos son fabricados con procesos bien conocidos en la técnica, incluyendo, micromecanizado, mecanizado ultrasónico, grabado en húmedo, grabado con plasma, o mecanizado con láser. Aunque los ejemplos están hechos con un alojamiento cubiende, se debe apreciar que se pueden utilizar otras formas y configuraciones, tales como alojamientos cilíndricos, alojamientos con forma de prisma, alojamientos con sección transversal octogonal o hexagonal o similares.

En otras realizaciones, la longitud del alojamiento de implante puede tener valores de 5, 10, 15, 20, 25 o 30 mm de longitud. Las secciones transversales pueden tener valores de anchura x altura de 5 x 3 mm, 4,5 x 2,25 mm, 3,25 x 2,25 mm, 2,5 x 1,75 mm o 2 x 1 mm.

En la Figura 3B, una bobina de antena 14, mostrada también en sección transversal, está colocada en el alojamiento 300 a través de las paredes abiertas en el lado largo. Los componentes microelectrónicos 301, que pueden incluir uno o más sensores de presión, pueden estar también situados dentro del alojamiento 300, dentro de la selección encerrada por la bobina 14, o fuera de esta región.

La Figura 3C representa la epata final, en la que las paredes delgadas 302 son unidas al alojamiento 300, tal como unidas herméticamente. Se ha de apreciar que las paredes delgadas 302 pueden ser selladas y unidas de una manera apropiada. También se apreciará que los conceptos mencionados aquí se pueden aplicar a aplicaciones de alojamiento no herméticas, tales como implantes agudos. En estos casos, se pueden utilizar materiales no herméticos y métodos de unión conocidos en la técnica. Como se ilustra y describe en los ejemplos en la presente, las paredes delgadas 302 pueden ser sustancialmente más delgadas, o incluir una parte que sea sustancialmente más delgada que las restantes paredes del alojamiento. Ejemplos no limitativos de los espesores de paredes de las paredes de alojamiento y paredes delgadas 302 se proporcionan más adelante. Orientando las paredes delgadas 302 de manera que sean paralelas al eje 303 de la bobina 14, la anchura de la bobina 14 en la dimensión corta (de izquierda a derecha en la vista frontal) es maximizada. De esta manera, el contenedor de implante puede conseguir el área de vuelta de bobina máxima posible dentro de la restricción de anchura impuesta en la dimensión corta. Se apreciará que el eje de bobina 303 se refiere al eje central de una bobina 14 enrollada generalmente en espiral, como se muestra en la Figura 3. La bobina enrollada en espiral 14 puede tener cualquier forma adecuada, tal como circular, rectangular, o cualquier otra forma.

El implante final producir por el proceso de la Figura 3 cumple los complejos requisitos de implantes médicos: (i) área de sección transversal pequeña, (ii) alojamiento no metálico, (iii) obturación hermética, (iv) biocompatibilidad, y (v) máximo volumen interno para un volumen externo dado.

En el caso en el que el implante inalámbrico 20 contenga un sensor de presión, los componentes electrónicos internos 301 pueden incluir uno o más sensores de presión conocidos en la técnica, y las paredes delgadas 302 pueden ser membranas flexibles que comuniquen la presión a los componentes electrónicos internos 301 por medio de un fluido o gel incompresible que rellena la cavidad formada por el alojamiento 300 y las paredes delgadas 302. En otra realización, las paredes delgadas 302 pueden ser membranas flexibles que son parte de un circuito electrónico de detección, que transduce de este modo la presión directamente a una señal electrónica de un circuito de detección.

Las paredes del alojamiento distintas de las paredes delgadas 302 pueden ser mayores de 0,3 mm. En comparación, en una realización, utilizando las membranas como paredes laterales delgadas 302 del contenedor de implante 20, cada pared lateral puede tener un espesor de menos de 0,15 mm. En otra realización, utilizando las membranas como paredes laterales delgadas 302 del contenedor de implante 20, cada pared lateral puede tener un espesor menor de aproximadamente 0,050 mm. En otra realización, utilizando las membranas como paredes laterales delgadas 302 del contenedor de implante 20, cada pared lateral puede tener un espesor de aproximadamente 0,025 mm. En otra realización, utilizando membranas como las paredes laterales del contenedor de implante 302 cada pared lateral puede tener un espesor menor de aproximadamente 0,025 mm, tal como aproximadamente 0,020 mm, aproximadamente 0,015 mm, aproximadamente 0,010 mm, aproximadamente 0,005 mm, aproximadamente 0,001 mm y espesor de cualquier tamaño entre ellos. De este modo, las paredes delgadas 302 pueden tener la mitad o menos del espesor de las paredes no delgadas del alojamiento 20.

En una realización típica, las paredes delegadas 302 pueden estar hechas de uno o más materiales de película delgada tal como vidrio, cuarzo, sílice fundida, titanio, silicio, zafiro, diamante u otros. Puede ser adelgazada mediante pulido, grabado, u otros métodos bien conocidos en la técnica. Las paredes delgadas 302 pueden ser unidas al alojamiento 300 por diversos métodos conocidos en la técnica, incluyendo soldadura con láser, unión de material fundido de vidrio, unión por compresión mediante soldadura de latón, soldadura, o unión eutéctica, después de la deposición de un anillo de soldadura de latón de metal en las dos superficies.

Para las tecnologías de unión que requieren que un anillo de metal sea depositado alrededor del perímetro de cada

diafragma, y tanto en el diafragma como en la superficie de acoplamiento del alojamiento, la arquitectura de la Figura 3C proporciona una ventaja más sobre la técnica anterior. Cuando el anillo de metal es paralelo a los devanados de la antena, como en la Figura 1 de la técnica anterior, puede absorber y disipar cantidades significativas de energía que van y vienen de la antena 14, debido a la formación del apantallamiento y de las corrientes parásitas. Sin embargo, cuando los anillos de unión de diafragma están dispuestos perpendiculares a los devanados de la antena como en la Figura 3C, los efectos del apantallamiento y de las corrientes parásitas son prácticamente eliminados.

El alojamiento de pared delgada o contenedor de implante 20 proporciona una mejora significativa en el uso eficiente del espacio dentro de un contenedor de implante respecto a la técnica anterior. A modo de ejemplo no limitativo, para un contenedor de implante de la técnica anterior, que tiene una anchura exterior de aproximadamente 4 mm, la máxima anchura disponible para la antena era de aproximadamente 3 mm. Por el contrario, en el contenedor de implante de pared delgada 20 con una anchura exterior de aproximadamente 4 mm, la anchura disponible para la antena es de aproximadamente 3,95 mm. Tal incremento en la anchura de la antena para un tamaño exterior de implante dado puede aumentar significativamente la distancia de enlace inalámbrica de un sensor inalámbrico implantable. Esta diferencia en la anchura de la antena del contenedor de implante de pared delgada 20 se puede traducir en un sistema de envío de catéter que sea de tamaño aproximadamente 3 Fr menor para la presente invención que para los sistemas de la técnica anterior.

La invención es de este modo particularmente útil en implantes inalámbricos que tienen un eje más largo que los otros, lo que es generalmente el caso para implantes que están destinados a ser colocados en vasos sanguíneos, o destinados a ser enviados a través de un dispositivo de catéter. Si la relación entre la longitud y la anchura de tal implante es x , entonces el incremento de la dimensión de anchura de bobina en n micrones crea más área de bobina que el mismo incremento en la dimensión de longitud, por un factor de x . En tales implantes inalámbricos, generalmente se puede maximizar el área de bobina colocando paredes laterales más delgadas paralelas al eje de bobina, y perpendiculares a la dimensión más corta, como en la Figura 3C.

Se ha de observar además que la arquitectura del implante se puede utilizar para maximizar el tamaño de cualquier componente interno, sustancia o combinación de los mismos. Esto puede incluir, pero no se limita a, fármacos, esteroides, baterías, electrodos de estímulo, circuitería de generación de ritmo, sensores de flujo, sensores químicos, u otros componentes electrónicos.

Se apreciará además que aunque las realizaciones a modo de ejemplo muestran una bobina rectangular, la bobina 14 puede ser generalmente circular, ovalada, rectangular, o puede tener la forma de cualquier polígono que encierre un área. De manera adicional, aunque se muestra un alojamiento rectangular en las figuras de la realización a modo de ejemplo, el concepto de disponer paredes delegadas en la periferia exterior de la bobina 14, paralelas al eje de bobina 303, se puede generalizar a cualquier forma poligonal.

La invención descrita mostrada en la Figura 3 puede tener además un beneficio para implantes de detección de presión. Muchos sensores de presión comúnmente disponibles a escala de chip son adecuados para utilizar en implantes inalámbricos. Sin embargo, tales sensores de presión generalmente tienen diafragmas de detección de presión pequeños, delgados, del orden de 2 mm de diámetro o menores y espesores de 500 nm o menores. Si tal diafragma se expone al tejido vivo o a la sangre, una o más capas de células normalmente crecerán en él después de un periodo de varios días o semanas. Se sabe que las capas de células tales como esta endurecen el diafragma del sensor, disminuyendo la sensibilidad del dispositivo. En la realización mostrada en la Figura 3C, las paredes laterales delgadas 302 pueden servir como diafragmas de presión flexibles, que comuniquen presión a sensores de presión a escala de chip en los componentes electrónicos 301 a través de un medios de comunicación de presión. Debido a que tienen un área más grande y generalmente más rígida que los diafragmas de sensores a escala de chip, las paredes delgadas 302 no se endurecerán significativamente por el crecimiento de varias capas de células, en comparación con los diafragmas más pequeños de los sensores a escala de chip. De este modo, la presente invención permite que los diseñadores de implante de sensor de presión seleccionen a partir de un cierto número de sensores de presión a escala de chip disponibles para la venta o hechos a medida, sin tener que preocuparse por el endurecimiento del diafragma debido al crecimiento de las células.

Aunque el contenedor de implante de pared delgada 20 puede ser utilizado con implantes médicos de RF, los diseños expuestos aquí son útiles para cualquier microdispositivo o componente en el que se requiera una carcasa hermética no metálica y en el que sea deseable minimizar el espesor de la pared lateral. Los ejemplos incluyen, pero no se limitan a, sensores, actuadores, o transpondedores situados en ambientes químicos duros, en inmersión en líquidos, en zonas de elevada temperatura (tales como motores), o en ambientes en los que la esterilidad sea crítica. Otros ejemplos incluyen aplicaciones en las que los componentes electrónicos deben estar alojados herméticamente, pero no pueden tolerar las pérdidas de apantallamiento o de las corrientes parásitas impuestas por los alojamientos de metal o los anillos de soldadura con latón. Los diseños y los métodos descritos aquí superan los muchos retos asociados con los sensores inalámbricos que utilizan radiofrecuencia.

Existen numerosas variaciones de la realización mostrada en la Figura 3. Por ejemplo, como se muestra en la Figura 4A, el alojamiento está formado por dos piezas 401 y 402, cada una con una cavidad formada mediante uno los

procesos de micromecanizado conocidos en la técnica. La ubicación de la cavidad se muestra como una línea de trazos en la vista lateral, y se puede ver en sección transversal. Como se muestra en la Figura 4B, la bobina 14, los componentes electrónicos 301, y otros compontes internos están insertados en una de las piezas de alojamiento 401. Como se muestra en la Figura 4C, las piezas de alojamiento 401 y 402 están unidas juntas herméticamente mediante uno de los métodos anteriormente descritos. Nótese que en las Figuras 4A-4C, las piezas de alojamiento 401 y 402 se muestran simétricas, pero también se pueden emplear piezas asimétricas.

Las Figuras 5A y 5B muestran una realización en la que los compontes electrónicos 501 están fabricados como un dispositivo de película delgada mediante uno de los procesos conocidos en la técnica, siendo la Figura 5A una vista despiezada y la Figura 5B mostrando todas las paredes ensambladas. En las Figuras 5A y 5B, el alojamiento 500 tiene sus lados largos abiertos como antes, pero esta vez su lado superior está abierto. La bobina 14 es después insertada en el alojamiento 500. El dispositivo 500 de componentes electrónicos de película delgada está conectado a una bobina 14 mediante unión con cable, adhesivo conductor, u otros medios conocidos en la técnica, y los compontes electrónicos 501 son después unidos herméticamente al alojamiento 500 utilizando uno de los procesos anteriormente mencionados. Los componentes electrónicos 501 forman ahora la superficie superior del alojamiento. Las paredes laterales delgadas 502 son unidas hemáticamente al alojamiento 500 como antes. Si los componentes electrónicos delgados 501 contienen un sensor de presión, el volumen interno del alojamiento puede no necesitar que sea relleno de un fluido incompresible, ya que las paredes delgadas 502 no necesitan comunicar la presión. Adicionalmente, se apreciará que las etapas de unir compontes electrónicos 501, uniendo cada una de las paredes laterales delegadas 502, o insertando la bobina 14, se pueden hacer en un orden diferente. Los componentes electrónicos 501 pueden ser un único dispositivo en estado macizo, tal como un sensor capacitivo, o pueden ser múltiples dispositivos unidos a un sustrato hermético tal como LTCC.

La Figura 6 ilustra una realización similar a la de la Figura 5. Los componentes electrónicos 601 están situados en el exterior del alojamiento 600, pero esta vez en uno de los extremos cortos. La Figura 6 muestra conectores eléctricos pasantes herméticos que conectan los componentes electrónicos 601 a la bobina 14, pero también se puede utilizar un método de conexión "libre de cable" tal como el mostrado en las Figuras 5A y 5B. Como en las Figuras 5A y 5B, las paredes laterales delgadas 302 no están comunicando presión, de este modo puede no ser requerido el relleno de líquido incompresible.

La Figura 7 ilustra una realización similar a la de la Figura 6. Aquí el alojamiento tiene dos cámaras, una para la bobina y la otra para los componentes electrónicos (mostrados como "Sensor" y "Sustrato"). La bobina y los componentes electrónicos se conectan a través de un conector pasante que puede ser hermético o no. Las paredes laterales están colocadas en el lugar habitual en los lados de la bobina, y de nuevo sobre la cámara que contiene los componentes electrónicos. Si los compontes eléctricos no contienen un sensor de presión, la pared lateral sobre la cámara de componentes electrónicos puede ser una pared más gruesa o una pared delgada sobre la cámara de componentes electrónicos puede ser una pared más gruesa o una pared delgada de un material más rígido. Si los componentes electrónicos contienen un sensor de presión, y si el conector pasante eléctrico es suficientemente estanco, entonces solo la cámara que contiene el sensor necesita ser rellena de fluido incompresible.

La invención descrita aquí es particularmente ventajosa cuando se requiere que el implante inalámbrico sea largo y estrecho, como es típicamente el caso con implantes cardiovasculares. Con tales geometrías, cualquier anchura de bobina ganada en la dimensión corta tiene un impacto decisivo en el área de bobina y por tanto en la distancia de enlace.

Muchas de las realizaciones descritas aquí se pueden beneficiar de tener las paredes laterales finales unidas a un ambiente de vacío, para evitar que las presiones internas dentro del alojamiento varíen con la temperatura. Alternativamente, el volumen interno puede ser rellenado con un gas inserte para limitar la corrosión de los componentes internos.

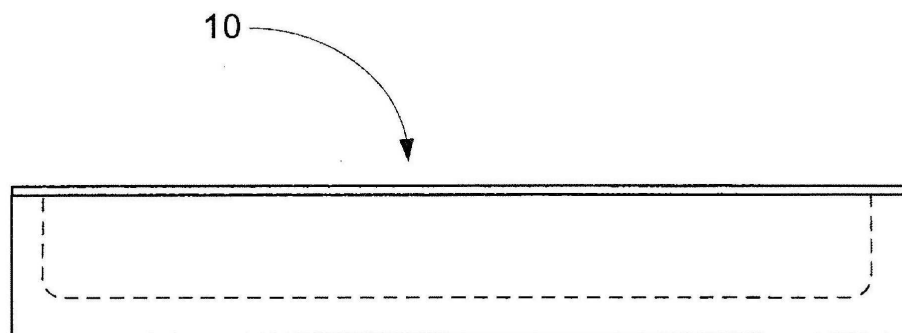
También se apreciará que las realizaciones de alojamiento de implante descritas aquí se pueden fabricar utilizando paredes gruesas, y después post-procesando del alojamiento hasta que las partes delgadas de las paredes sean paralelas al eje de la bobina. Las tecnologías de post-procesamiento del estado de la técnica tales como fresado, pulido, grabado, o ablación por láser son algunos de los medios posibles para la realización de esto.

En todas las realizaciones, el alojamiento externo puede ser una superficie tratada con un material biocompatible para limitar la formación de coágulos, controlar el crecimiento de las células, o mejorar la lubricidad. Tales materiales pueden incluir heparina, siliconas, parileno, monocapas de tejido celular, u otros revestimientos bien conocidos por los expertos en la técnica.

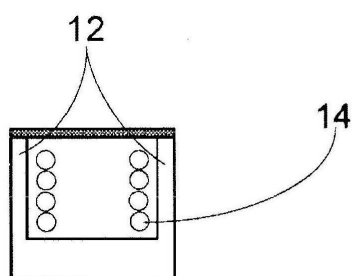
Aunque el aparato y el método de la invención en cuestión han sido mostrados y descritos con referencia a las realizaciones preferidas, los expertos en la técnica apreciarán fácilmente que se pueden hacer cambios y/o modificaciones en los mismos sin que se salgan del campo de la invención en cuestión.

REIVINDICACIONES

1. Un circuito inalámbrico (20) para un implante cardiovascular que comprende:
5 un alojamiento (300, 500, 600) que incluye paredes laterales que definen un cuboide, en el que dicho alojamiento (300, 500, 600) tiene dimensiones de longitud, anchura y altura, y en el que la longitud es mayor que las dimensiones de anchura y altura del alojamiento, y en el que los lados largos opuestos del alojamiento están abiertos;
10 al menos una bobina de antena (14) enrollada alrededor de un eje de bobina (303) y situada dentro de dicho alojamiento (300, 500, 600);
paredes laterales (303, 502) unidas a los lados abiertos del alojamiento en donde dicho eje de bobina (303) es sustancialmente paralelo a las paredes delgadas (302, 502) de dicho alojamiento (300, 500, 600) y dicho eje se extiende normal a un plano de los devanados; y
15 en donde dichas paredes laterales (302, 502) son más delgadas que las paredes laterales de dicho alojamiento (300, 500, 600).
2. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que dicho circuito inalámbrico (20) está configurado para medir presión.
- 20 3. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 2, en el que dichas paredes delgadas (302, 502) están configuradas para deformarse en proporción a la presión ejercida sobre ellas.
4. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que dicho circuito inalámbrico (20) contiene una batería.
- 25 5. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que dichas paredes delgadas (302, 502) comprenden un material seleccionado a partir de un grupo que incluye; zafiro, sílice fundida, cuarzo, vidrio, cerámica, titanio, alúmina, silicio, diamante y polímero.
- 30 6. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que la paredes delgadas (302, 502) están unidas mediante un proceso seleccionado de un grupo que incluye: soldadura por láser, unión de material fundido de vidrio, soldadura de material fundido con láser, unión por compresión, unión anódica, unión eutéctica, soldadura de latón, o soldadura.
- 35 7. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que una parte de dicho circuito inalámbrico (20) sirve como una de las paredes laterales de dicho alojamiento (300, 500, 600) que no es sustancialmente paralelo a dicho eje de bobina (303).
8. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que una parte de dicho circuito inalámbrico (20) está
40 dispuesta en una parte de dicho alojamiento (300, 500, 600) separada de la parte que contiene dicha bobina de antena (14).
9. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que dicho alojamiento (300, 500, 600) es llenado con una
45 sustancia seleccionada de un grupo que incluye; líquido, gel, gas inerte, o aire, o un interior de dicho alojamiento está en un estado de vacío.
10. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que dicha bobina de antena (14) es circular, ovalada, rectangular, o de cualquier forma poligonal que encierre un área.
- 50 11. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que dichas paredes delgadas (302, 502) de dicho alojamiento (300, 500, 600) son membranas y pueden tener un espesor menor que aproximadamente 0,025 mm, tal como aproximadamente 0,020 mm, aproximadamente 0,015 mm, aproximadamente 0,010 mm, aproximadamente 0,005 mm, aproximadamente 0,001 mm y cualquier espesor entre ellos.
- 55 12. El circuito inalámbrico (20) de la reivindicación 1, en el que las paredes laterales del alojamiento (300, 500, 600) pueden tener un espesor mayor que 0,3 mm.



VISTA LATERAL



VISTA FRONTAL
(SECCIÓN TRANSVERSAL)

FIG. 1
TÉCNICA ANTERIOR

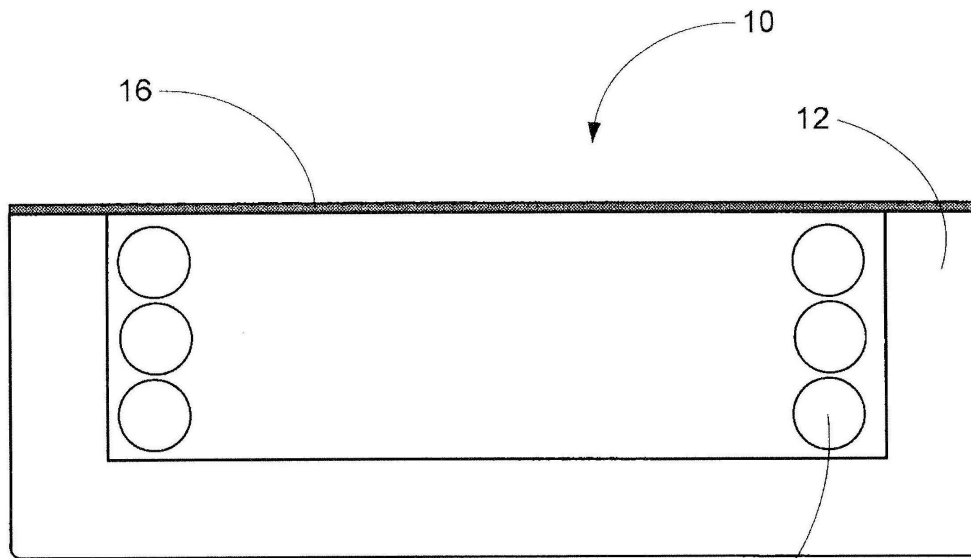


FIG. 2A
TÉCNICA ANTERIOR

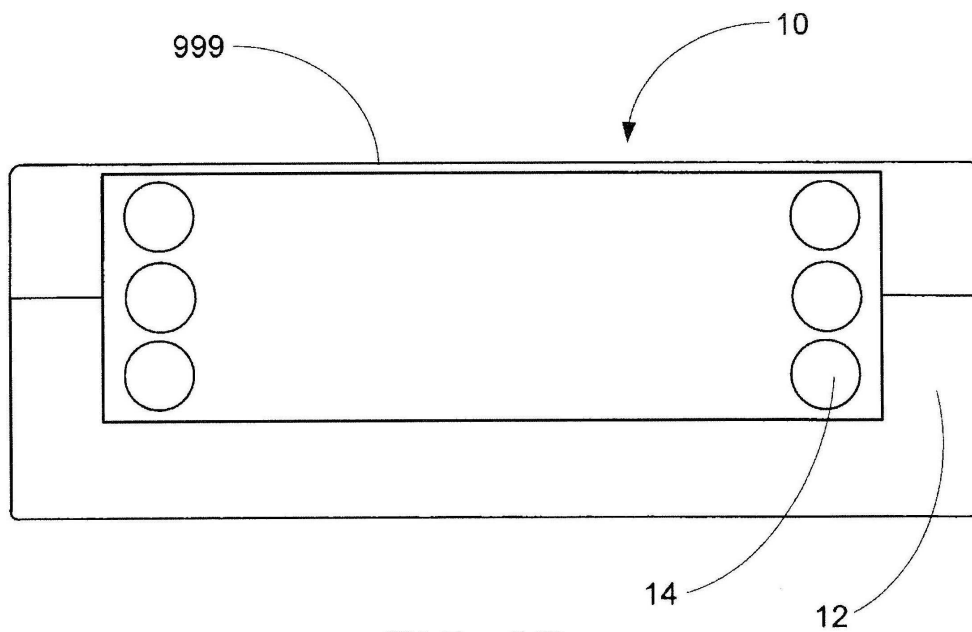
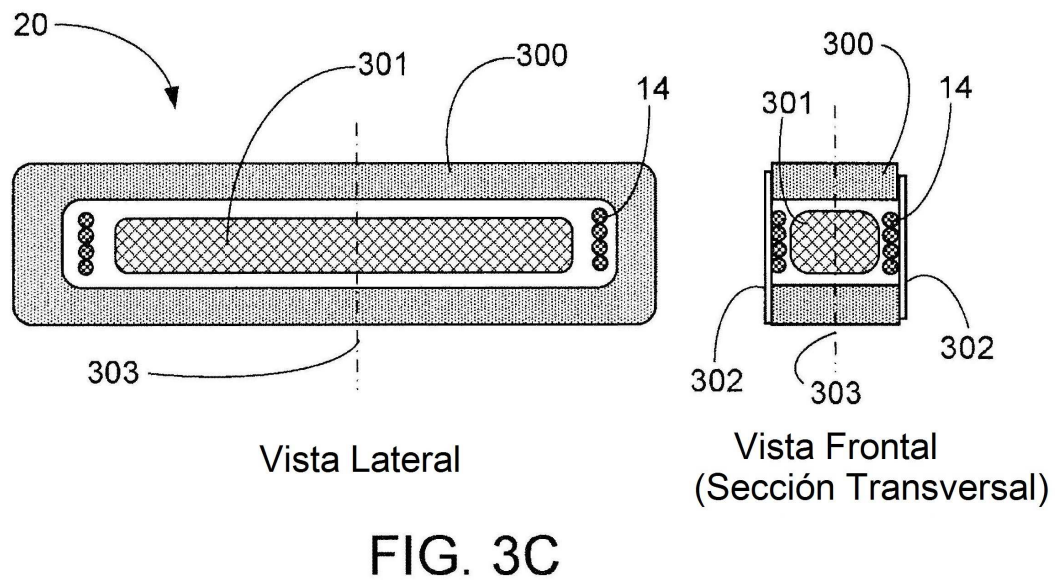
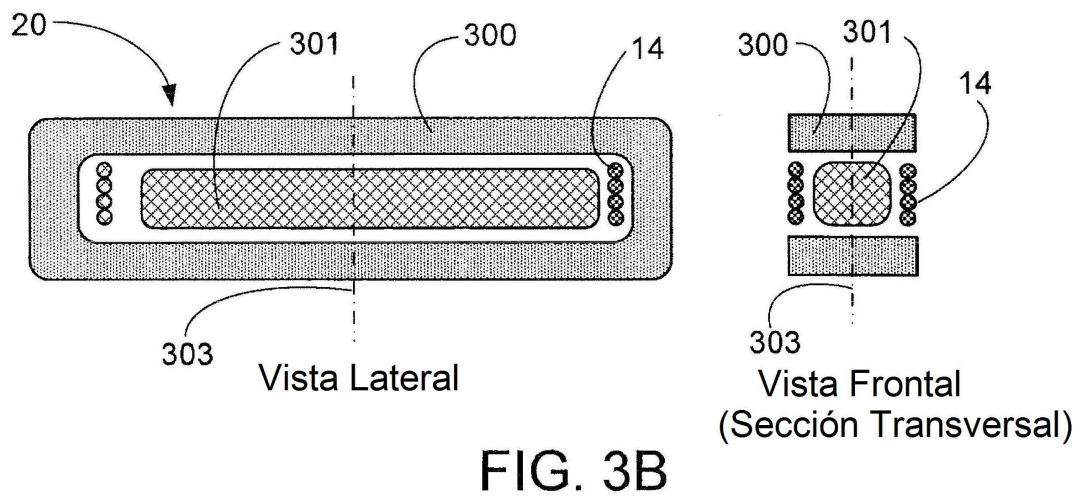
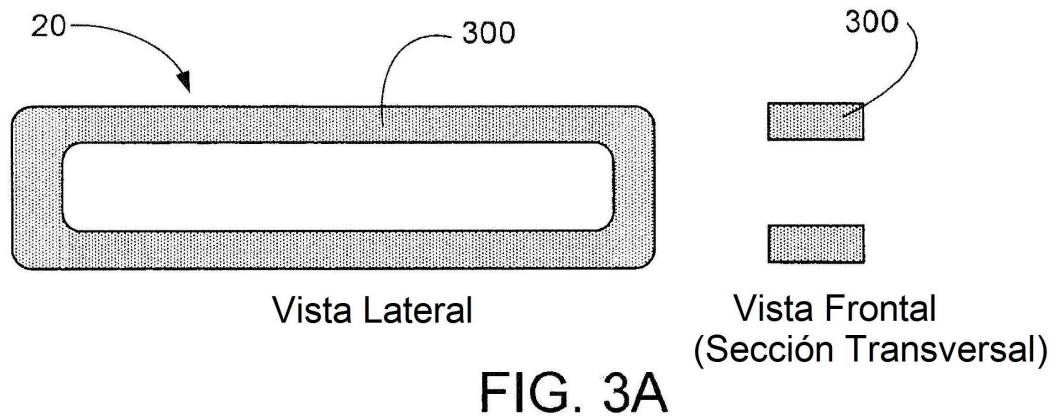


FIG. 2B
TÉCNICA ANTERIOR



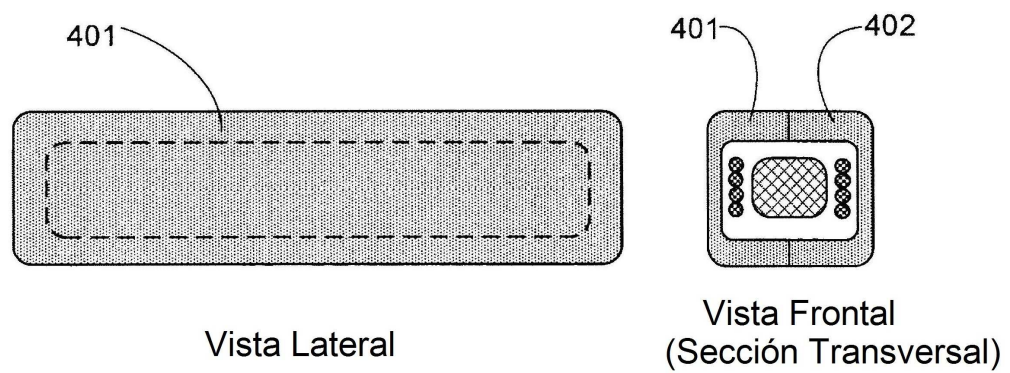
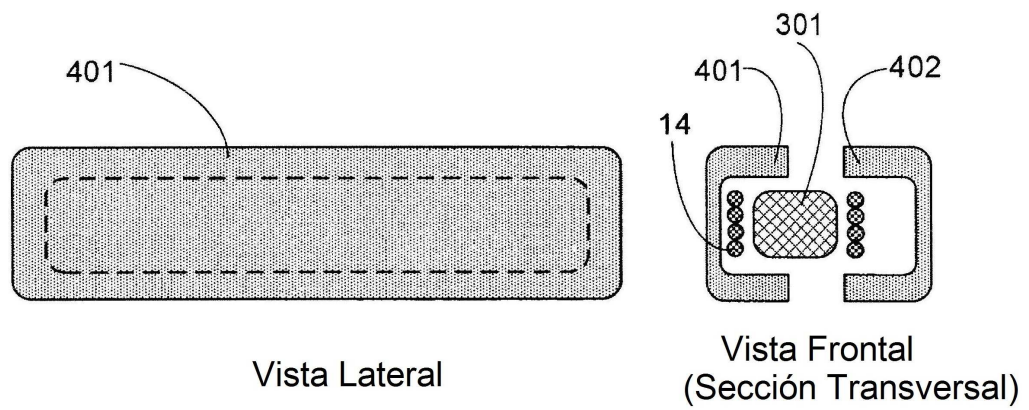
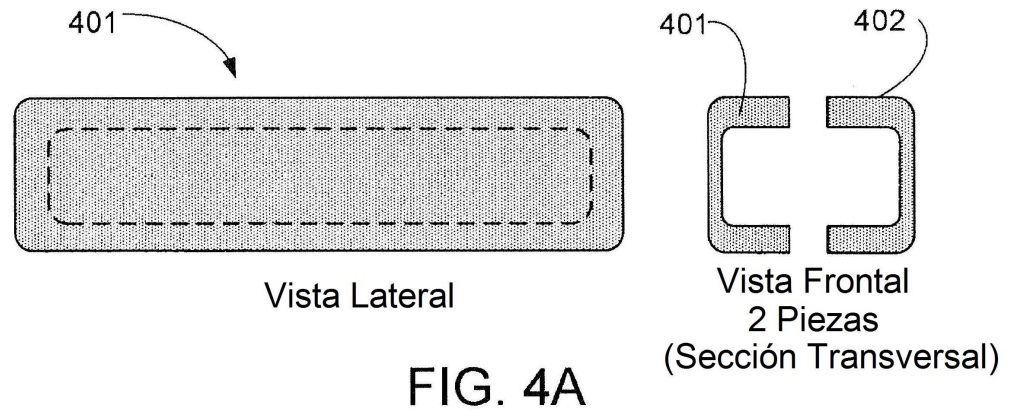


FIG. 4C

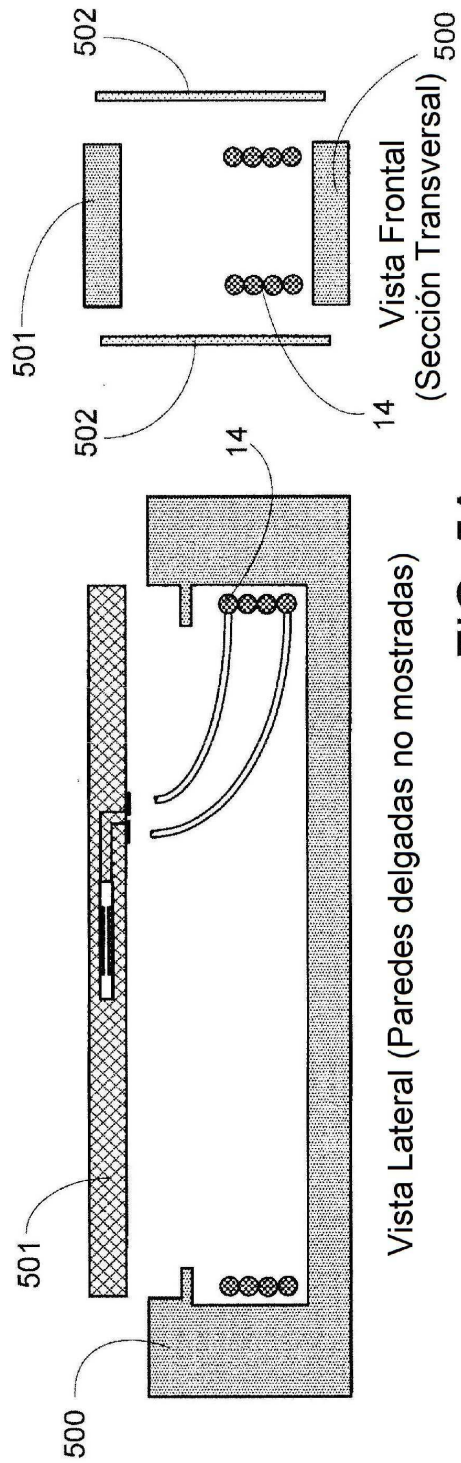


FIG. 5A

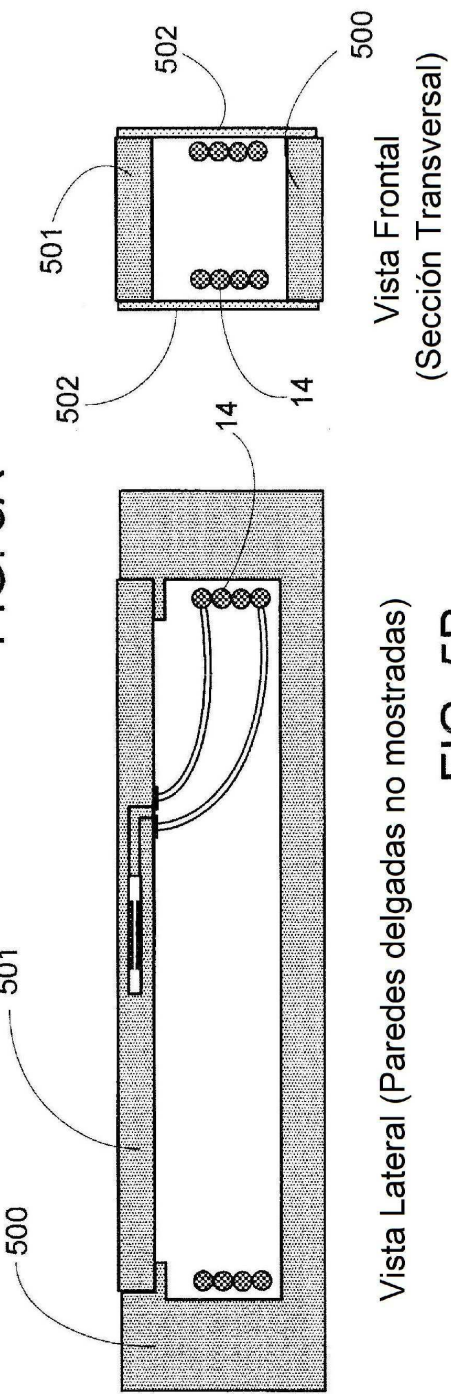


FIG. 5B

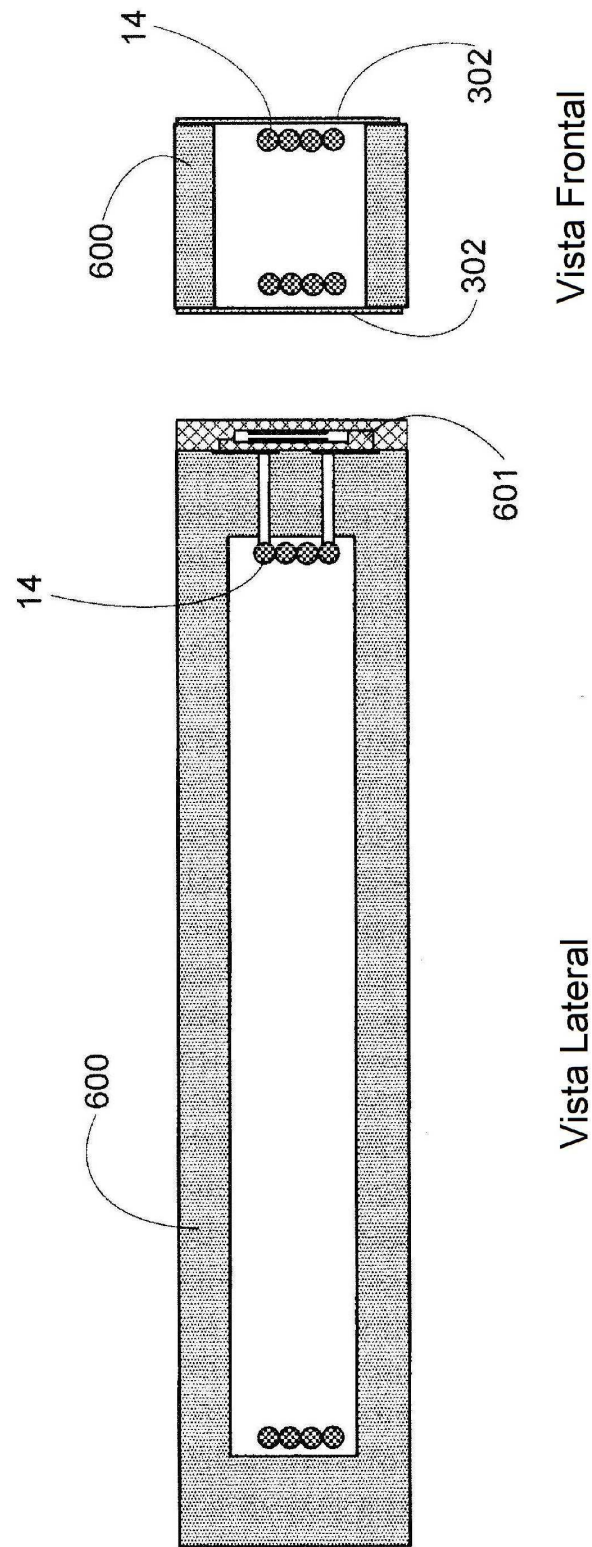


FIG. 6

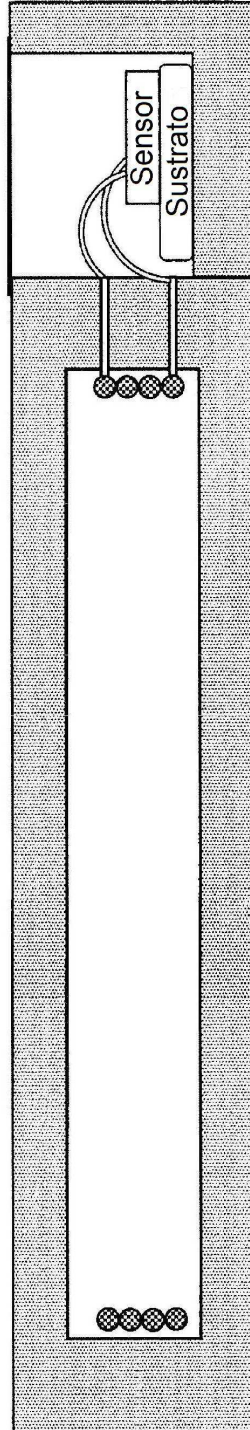


FIG. 7