

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 565 987**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/16** (2006.01)

**A61B 5/03** (2006.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

**G01L 9/00** (2006.01)

**A61B 5/0215** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.08.2007 E 14171832 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.12.2015 EP 2786701**

54 Título: **Sensor de presión inalámbrico implantable microfabricado para su uso en aplicaciones biomédicas y métodos de medición de la presión y de implantación del sensor**

30 Prioridad:

**29.08.2006 US 841113 P**

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

**08.04.2016**

73 Titular/es:

**CALIFORNIA INSTITUTE OF TECHNOLOGY  
(100.0%)  
1200 East California Blvd. MS 201-85  
Pasadena, CA 91125, US**

72 Inventor/es:

**TAI, YU-CHONG;  
CHEN, PO-JUI;  
RODGER, DAMIEN C. y  
HUMAYUN, MARK S.**

74 Agente/Representante:

**ÁLVAREZ LÓPEZ, Sonia**

**ES 2 565 987 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

Sensor de presión inalámbrico implantable microfabricado para su uso en aplicaciones biomédicas y métodos de medición de la presión y de implantación del sensor.

5

## CAMPO DE LA INVENCION

El campo de la invención se refiere a sensores de presión y, más concretamente, a los sensores de presión implantables microfabricados para su uso en aplicaciones biomédicas, incluyendo el control de la presión intraocular.

10

## ANTECEDENTES

Se han usado dispositivos de sensor de presión para estudiar diversas afecciones fisiológicas en aplicaciones biomédicas. Una aplicación conocida es controlar la presión intraocular, por ejemplo, en relación con el tratamiento del glaucoma. El glaucoma es una enfermedad ocular bien conocida que afecta a millones de personas. Las personas afectadas con esta enfermedad requieren tratamiento de por vida. La enfermedad causa la pérdida del campo visual y si no se trata, puede dar como resultado la pérdida permanente de la visión, y es una causa principal de ceguera en Estados Unidos y en otros lugares.

15

La causa exacta del glaucoma no se conoce, pero se caracteriza por cambios patológicos en el disco óptico y la fibra nerviosa de la retina. Los estudios sugieren que el desarrollo de la enfermedad puede atribuirse a diversos factores, incluyendo una presión intraocular elevada. La presión intraocular normal típicamente varía de aproximadamente 10 a aproximadamente 21 mmHg, por ejemplo, aproximadamente 15 mm Hg. La presión intraocular de los ojos de pacientes con glaucoma, a menudo supera los 21 mm, aunque el glaucoma puede existir cuando la presión intraocular se encuentra en niveles inferiores. También se cree que la presión intraocular elevada es la responsable de dañar lentamente el nervio óptico que, a su vez, puede causar puntos ciegos en el campo de visión. Puede producirse ceguera total si se daña la totalidad del nervio óptico.

20

Una manera conocida de medición de la presión intraocular es usando un dispositivo de medición de presión externo que obtenga lecturas de la presión intraocular desde el exterior del ojo. Un dispositivo de medición de presión ya conocido se conoce como tonómetro, que mide una deformación externa del ojo y relaciona esa medida con la presión intraocular. Sin embargo, dichos dispositivos externos de medición, pueden no tener el nivel deseado de precisión ya que operan en un entorno exterior en lugar de dentro del ojo. Además, dichos dispositivos no proporcionan un control continuo de la presión intraocular, ya que el tonómetro debe utilizarse cada vez que se debe determinar la presión intraocular y, por lo tanto, proporciona un control discontinuo de la presión intraocular.

25

También se conoce implantar un sensor dentro del ojo para propósitos de medición de un parámetro eléctrico relacionado con la presión intraocular, y usar telemetría para obtener una medición de un parámetro eléctrico y relacionar dicho parámetro con la presión intraocular. En un sistema conocido, un instrumento externo genera una señal para alimentar remotamente un sensor de presión intraocular *in vivo*. La respuesta generada por el sensor *in vivo* se mide y se correlaciona con la presión intraocular.

30

Por ejemplo, haciendo referencia a la figura 1, un sistema de telemetría intraocular conocido incluye un sistema externo 20 y circuito de detección intraocular interno o implantado 30. El sistema externo 20 incluye un circuito de excitación 21 y un dispositivo de medición 22. El circuito de detección 30 típicamente incluye una resistencia ( $R_{\text{sensor}}$ ) 33, un inductor ( $L_{\text{sensor}}$ ) 34 y un condensador ( $C_{\text{sensor}}$ ) 35. El condensador 35 puede configurarse para variar con la presión intraocular aplicada al condensador 35.

35

El circuito de excitación 21 típicamente incluye un inductor (L) 24. Durante el uso, el circuito de excitación 20 genera energía, que se suministra al circuito de detección 30 por acoplamiento inductivo entre los inductores 24, 34, alimentando de esta manera el circuito de detección 30. La respuesta resultante (por ejemplo, frecuencia de resonancia o impedancia) del circuito de detección 30 se mide por el dispositivo de medición 22 y se correlaciona con la presión intraocular.

40

El circuito de detección implantado 30 es básicamente un circuito de resonancia RLC. La frecuencia de resonancia y el factor de Calidad (Q) del circuito 30 se determinan por los parámetros de resistencia, inductancia y capacidad como proporcionados por Frecuencia de Resonancia ( $f = 1/(2\pi\sqrt{LC})$ ); y Factor Q =  $1/R \sqrt{L/C}$ ). Un cambio de la capacidad provoca un desplazamiento en la frecuencia de resonancia del circuito de sensor implantado 30, que puede medirse inalámbricamente por el dispositivo de medición externo 22. Los ejemplos de dichos implantes

45

50

55

intraoculares y sistemas de telemetría se describen en la Patente de Estados Unidos N° 6.579.235 de Abita y col., "Passive Silicon Transensor Intended for Biomedical, Remote Pressure Monitoring", de Backlund y col., "A system for wireless intra-ocular pressure measurements using a silicon micromachined sensor", de Rosengren y col., y "A system for passive implantable pressure sensor"; de Rosengren y col.

5

Un condensador conocido para su uso en sensores de presión intraocular se fabrica usando tecnologías MEMS e incluye una membrana, una porción inferior plana y una cámara. El condensador es una parte de un sensor de presión que es implantable para controlar las presiones a través de una conexión remota de telemetría. Otro dispositivo condensador conocido utilizado en sensores de presión se conoce como condensador de unidad-peine.

- 10 Una conocida unidad de condensador se describe en "Design and Simulation of a MEMS-Based Comb-Drive Pressure Sensor for Pediatric Post-Operative Monitoring Applications", de Duck-Bong Seo y col. Seo y col. describen un sensor de presión implantable basado en MEMS para monitorizar las presiones a través de una conexión remota telemétrica con el fin de monitorizar las presiones del lado derecho del corazón después de una cirugía. Seo y col. muestran una membrana plana y una unidad-peine "comb-drive" y explica que un cambio en el área de
- 15 superposición, cambia la capacidad del dispositivo, y que no se encontró ninguna flexión o ninguna otra deformación de la membrana en el sensor de la unidad-peine.

- Aunque los dispositivos de sensores y sistemas de telemetría conocidos pueden proporcionar algunas mejoras sobre los dispositivos externos de medición de presión, pueden mejorarse. Por ejemplo, algunos dispositivos de
- 20 sensores conocidos presentan retos de rendimiento, biocompatibilidad, envasado y/o tamaño. Algunos dispositivos conocidos también carecen de sensibilidad y rangos de detección adecuados para diferentes aplicaciones biomédicas. Además, algunos dispositivos utilizan técnicas de unión de oblea, que suelen requerir más tiempo de fabricación y se traduce en dispositivos más grandes o más gruesos. Además, la unión a menudo da como resultado la reducción de la tasa de rendimiento, por ejemplo, debido a los requerimientos precisos de alineación del
- 25 componente. Así, los dispositivos que se fabrican utilizando unión de oblea no son deseables. Algunos dispositivos conocidos pueden no ser adaptables a la fabricación comercial a gran escala. Además, el elemento inductor del circuito de sensor implantado puede mejorarse para proporcionar un circuito de sensor más eficaz y determinaciones de presión intraocular más precisas. Los dispositivos conocidos también pueden requerir incisiones o cuchillas más grandes para su implantación, debido a su gran tamaño. Tales incisiones no son deseables. Además, algunos
- 30 implantes conocidos requieren suturas para permanecer en el ojo, esto tampoco es deseable.

El documento US 2003/0139677 A1 divulga un sensor de presión implantable microfabricado de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

- 35 Duck-Bong Seo y col: "DESIGN AND SIMULATION OF A MEMS-BASED COMB-DRIVE PRESSURE SENSOR FOR PEDIATRIC POST-OPERATIVE MONITORING APPLICATIONS", 1 de enero de 2003 (2003-01-01), 2003 Summer Bioengineering Conference, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida recuperado de Internet: URL: <http://www.tulane.edu/~sbc2003/pdffdocs/1239.PDF> [recuperado el 18-02-2013] desvelan un condensador variable de unidad-peine para un sensor de presión implantable microfabricado.

40

Por lo tanto, sería deseable disponer de dispositivos de sensor implantables que puedan ser fabricados utilizando las tecnologías de micro-mecanizado y MEMS conocidas. También sería deseable contar con dispositivos de sensor implantables que sean lo suficientemente pequeños o de tamaño en miniatura a fin de que puedan administrarse a través de una aguja en lugar de una incisión grande usando una cuchilla. También será deseable contar con

45 dispositivos de sensor que puedan implantarse sin necesidad de suturas y en varios lugares del ojo. También será deseable disponer de dispositivos biocompatibles y sensores implantables micro-fabricados con unos mejores componentes de condensación e inducción para mejorar la sensibilidad, el rango dinámico y la precisión. También será deseable controlar continua y pasivamente la presión intraocular por telemetría mediante tales dispositivos de sensor. Tales capacidades podrían mejorar aplicaciones biomédicas y condiciones físicas dependientes de la

50 presión y las enfermedades que requieran control de la presión intraocular.

## RESUMEN

- La invención se refiere a un sensor de presión implantable microfabricado de acuerdo con la reivindicación 1. Se desvelan desarrollos adicionales de la invención en las reivindicaciones dependientes 2 a 12.

El sensor de presión implantable microfabricado incluye un condensador variable y un inductor. El condensador variable y el inductor están eléctricamente conectados entre sí. El condensador variable incluye un sustrato, un miembro flexible y múltiples elementos del condensador. El sustrato define una pluralidad de canales, y los bordes

del miembro flexible se encuentran sobre el sustrato. Una porción central del miembro flexible se eleva por encima del sustrato, formando una cámara. Los elementos de condensador se extienden indirectamente desde el miembro flexible. Los cambios de presión de fluido en la porción central hacen que dicha porción se mueva, moviendo así los elementos de condensador dentro de sus respectivos canales y haciendo que la capacidad varíe con los cambios en el área de superposición de los elementos de condensador y el sustrato. Un circuito eléctrico que incluye el condensador variable y el inductor puede generar un cambio en la frecuencia de resonancia detectable en respuesta a un cambio de presión de fluido en la superficie externa del miembro flexible.

En una o más realizaciones, los elementos del condensador se extienden indirectamente desde el miembro flexible por una conexión indirecta, por ejemplo, por un conector indirecto que incluye un miembro intermedio y una barra o miembro transversal. Los elementos del condensador se llevan por la barra o miembro transversal, que está conectada o se extiende desde el miembro intermedio, que se extiende entre el miembro flexible y la barra o miembro transversal. Por lo tanto, los elementos del condensador que se mueven dentro de los canales no se extienden directamente desde el miembro flexible. En una o más realizaciones, la porción central del miembro flexible puede deformarse de manera no lineal, por ejemplo, para asumir una forma de tazón, mientras que la configuración del miembro intermedio/barra transversal permite a los elementos del condensador permanecer móviles dentro de sus respectivos canales en una dirección que es perpendicular a un plano definido por una superficie superior del sustrato. El miembro intermedio y al menos un elemento del condensador pueden estar dentro de un plano vertical común, y al menos un elemento de condensador puede situarse en un plano vertical que se compensa de una forma paralela a un plano vertical definido por el miembro intermedio.

En una o más realizaciones, una porción central del miembro flexible puede ser flexible y elástica (por ejemplo, de Parylene), de manera que el movimiento o la deformación del miembro flexible alteren la zona de superposición de los elementos del condensador y el sustrato, cambiando así la capacidad. Los canales en el sustrato y los elementos de condensador pueden formar una estructura en peine de acoplamiento.

En una o más realizaciones, el condensador variable y los componentes de inductor están configurados para detectar cambios de presión de fluidos con una sensibilidad de aproximadamente 1 mm Hg en un intervalo de presión de fluido de aproximadamente 1-50 mm Hg.

En una o más realizaciones, el inductor puede ser estacionario y tener una inductancia fija y estar formado por una pila de elementos de inductor aislados que rodean un condensador variable. Los componentes de inductor se pueden extender a través de la totalidad del sustrato o extenderse parcialmente a través de o depositarse sobre el sustrato. El inductor también puede estar en forma de anillo, que puede estar en una configuración colapsada o comprimida para su administración a través de una aguja, por ejemplo, una aguja de calibre 20-25, y expandirse cuando se administra en el sitio de tratamiento. También se proporcionan realizaciones para implantación sin suturas.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Ahora se hace referencia a los dibujos en los que los números de referencia similares representan partes correspondientes y en los que:

La figura 1 ilustra un sistema de telemetría conocido para controlar la presión intraocular;

la figura 2 es una vista en sección transversal en perspectiva de un condensador variable de un sensor de presión implantable microfabricado construido de acuerdo con una realización;

la figura 3 es una vista en sección transversal del condensador variable mostrado en la figura 2 en la que un miembro flexible está en un estado inicial o relajado cuando la presión de fluido externa es menor que una presión de la cámara interna;

la figura 4 es una vista en sección transversal de un condensador variable mostrado en la figura 2 en la que un miembro flexible está en un estado comprimido o deformado cuando la presión de fluido externa es mayor que la presión de la cámara interna;

la figura 5 ilustra adicionalmente un canal formado dentro de un sustrato y un elemento de condensador que se extiende desde un miembro flexible y que puede moverse dentro del canal para alterar el área de superposición y la capacidad;

la figura 6 es un gráfico que muestra una relación entre el área de superposición y el cambio en la capacidad conseguido con la configuración de condensador mostrada en las figuras 2-5;

5 la figura 7 es una vista en sección transversal parcial de un sustrato y un elemento capacitivo a una primer profundidad dentro de un canal, correspondiente al área de superposición A1 en la figura 6;

la figura 8 es una vista en sección transversal parcial de un sustrato y un elemento capacitivo a una segunda profundidad más profunda dentro de un canal, correspondiente al área de superposición A2 en la figura 6;

10

la figura 9 es una vista en sección transversal parcial de un sustrato y un elemento capacitivo a una tercera profundidad más profunda dentro de un canal, correspondiente al área de superposición A3 en la figura 6;

15 la figura 10 es un gráfico que muestra una relación entre los cambios de la capacidad y la presión, y la sensibilidad de medición conseguida con la configuración de condensador mostrada en las figuras 2-5;

la figura 11 es una vista en perspectiva de un inductor global de un sensor de presión implantable que tiene líneas de metal integradas de acuerdo con una realización;

20 la figura 12 es una vista en sección transversal en perspectiva de un inductor global construido que tiene capas metálicas apiladas separadas por material aislante de acuerdo con otra realización;

la figura 13 es una vista en sección transversal en perspectiva de un inductor global construido que tiene elementos metálicos formados a través de o incrustados dentro de un sustrato de acuerdo con otra realización;

25

la figura 14 es una vista en perspectiva de un inductor global que tiene elementos metálicos formados a través de o incrustados dentro de un sustrato y una lámina o anillo de inductor plegable o enrollable de acuerdo con una realización adicional;

30 la figura 15 ilustra adicionalmente una estructura de la lámina o anillo de inductor plegable o fiable del inductor mostrado en la figura 14 de acuerdo con una realización;

la figura 16A es un diagrama de flujo que ilustra una realización de un método de fabricación de un sensor de presión implantable que tiene un condensador variable y un inductor global en el que los elementos de inductor se forman por líneas de metal que se extienden a través del sustrato;

35

la figura 16B ilustra una configuración de sensor alternativa que tiene un condensador variable y un inductor variable que pueden fabricarse usando las etapas de proceso mostradas en la figura 16A;

40 la figura 17 es una tabla que resume los parámetros eléctricos esperados de los sensores de presión microfabricados construidos de acuerdo con las realizaciones y que tienen un condensador variable mostrado en las figuras 2-4 y diferentes configuraciones de inductor global mostradas en las figuras 12-15.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES ILUSTRADAS

45

Algunas realizaciones se refieren a un condensador variable que es un componente de un sensor de presión implantable microfabricado para su uso en diversas aplicaciones biomédicas. Un condensador variable construido de acuerdo con las realizaciones incluye un sustrato que tiene unas zanjas o canales definidos en el mismo y un elemento flexible. Una porción del miembro flexible se eleva por encima del sustrato. Los elementos del condensador se extienden indirectamente desde el miembro flexible y se mueven juntos y simultáneamente dentro de los canales, variando de esta manera la capacidad como resultado de cambiar el área de superposición del sustrato y los elementos de condensador. Algunas otras realizaciones se refieren a un sensor de presión implantable microfabricado y configuraciones de un condensador variable y un inductor. Un inductor puede tener una inductancia fija o variable. El inductor puede ser fijo o estacionario, o puede ser móvil, por ejemplo, con un componente del condensador variable. Algunas otras realizaciones se refieren a un sensor microfabricado que tiene un condensador variable y un inductor variable que se llevan por o se incrustan dentro de un miembro flexible común. Ciertas realizaciones se refieren a métodos de fabricación de sensores de presión implantables usando tecnologías de micromecanizado superficial y MEMS.

Las realizaciones proporcionan ventajosamente sensores de presión implantables que pueden fabricarse usando tecnologías conocidas de micromecanizado y MEMS y tienen un tamaño en miniatura de manera que puedan administrarse a través de una aguja e implantarse en diversas ubicaciones sin necesidad de suturas. Las realizaciones también proporcionan ventajosamente sensores de presión biocompatibles que tienen condensadores variables, inductores globales/variables con precisión mejorada, sensibilidad y rango para su uso en diversas aplicaciones biomédicas, incluyendo control pasivo de la presión intraocular usando telemetría y otras aplicaciones biomédicas que implican, por ejemplo, aneurismas y el cerebro.

Las figuras 2-10 ilustran realizaciones de un condensador variable de un sensor de presión implantable microfabricado para su uso en aplicaciones biomédicas. El condensador variable incluye un miembro flexible, una porción del cual se eleva por encima de un sustrato y elementos o placas de condensador que pueden moverse dentro de los canales o zanjas formadas dentro del sustrato para variar la capacidad. Las figuras 11-17 ilustran diferentes configuraciones de inductores globales o fijos que pueden usarse con un condensador variable y características eléctricas de los mismos y métodos de fabricación relacionados. Las figuras 18-21 ilustran realizaciones de un sensor de presión implantable microfabricado para su uso en aplicaciones biomédicas y que tiene un miembro flexible, una porción del cual se eleva por encima de un sustrato que incluye canales o zanjas, capacidad variable e inductancia fija. Las figuras 23-25 ilustran realizaciones de un sensor de presión implantable microfabricado para su uso en aplicaciones biomédicas y que tiene un miembro flexible que lleva elementos de un condensador variable y también elementos de un inductor variable.

Haciendo referencia a las figuras 2-4, un condensador variable 200 construido de acuerdo con una realización y configurado para su uso en un sensor de presión implantable microfabricado incluye un sustrato 210, un miembro flexible 220 dispuesto en el sustrato 210, y un componente de condensador 230 que incluye una pluralidad de elementos de condensador 232 que se extienden indirectamente desde el miembro flexible 220. Los elementos de condensador 232 pueden moverse dentro de zanjas, surcos o canales (generalmente canales 216) definidos a través del sustrato 230, por ejemplo, parcialmente a través del sustrato 230 como se muestra en las figuras 2-4. En la realización ilustrada, todos los elementos de condensador 232 tienen la misma longitud, pero pueden utilizarse otras configuraciones de elementos de condensador 232.

El movimiento de los elementos de condensador 232 a diferentes profundidades dentro de los canales 216 altera el área de superposición de los elementos de condensador 232 y el sustrato 220. Cambiar el área de superposición altera la capacidad y la respuesta de la frecuencia de resonancia de un circuito de sensor que incluye el condensador variable 200. Por ejemplo, la figura 3 ilustra una pluralidad de elementos o placas de condensador 232 situados a una primera profundidad dando como resultado un área de superposición A1, mientras que el área de superposición aumenta en  $\Delta A$  a A2 cuando los elementos de condensador 232 se desplazan más profundamente en los canales 216.

El sustrato 210 puede estar compuesto por silicio y puede estar en forma de una oblea que tiene un espesor de aproximadamente 500 micrómetros. Aunque esta memoria descriptiva se refiere a silicio, el sustrato 210 puede estar compuesto por otros materiales, incluyendo un polímero conductor u otro material de sustrato micromecanizable adecuado que tenga una conductividad suficientemente alta. El sustrato 210 tiene una superficie superior 212 y una superficie inferior 214. Se forman uno o más canales 216 a través de la superficie superior 212 del sustrato, formando así proyecciones, paredes o salientes correspondientes 218. En la realización ilustrada, los canales 216 y las proyecciones 218 forman una estructura de peine.

En la realización ilustrada, el sustrato 210 define una pluralidad de canales 216, por ejemplo, cinco canales 216, y cuatro proyecciones correspondientes 218. Ha de entenderse, sin embargo, que el sustrato 210 puede definir varios otros canales 216, por ejemplo, de aproximadamente 3 a 10 canales 216. El número de canales puede depender de la configuración del condensador 200, por ejemplo, la anchura del sustrato 210 y/o el número de elementos de condensador 232. Adicionalmente, aunque la realización ilustrada muestra canales 216 y proyecciones 218 que tienen la misma anchura, los canales 216 y proyecciones 218 pueden tener diferentes anchuras para proporcionar diferentes variaciones de la capacidad y alojar números diferentes de canales 216 y diferentes configuraciones de elementos de condensador 232.

Por ejemplo, en realizaciones que incluyen un sustrato de 500 micrómetros 210, cada canal 216 puede tener una profundidad de aproximadamente 200 micrómetros, una anchura de aproximadamente 20 micrómetros, una separación (anchura de la proyección 218) de aproximadamente 20 micrómetros. Los elementos de condensador 232 pueden moverse por aproximadamente 50 micrómetros dentro de los canales 216, dando como resultado un área de superposición de los elementos de condensador 232 y el sustrato 210 que puede variar de

aproximadamente  $10^6$  a aproximadamente  $10^7$  micrómetros cuadrados. Ha de entenderse que pueden utilizarse otras dimensiones y configuraciones según sea necesario.

El miembro flexible 220 incluye una superficie externa y superior 221 y una superficie interna 222. El primer y segundo bordes o superficies inferiores 223, 224 se disponen en, se conectan a, se forman en, o se sellan a la superficie superior 212 del sustrato 210. Durante la fabricación del condensador variable 200, puede aplicarse otro material o revestimiento, tal como una capa de dióxido de silicio (no mostrada en las figuras 2-4), sobre la superficie superior 212 del sustrato 210. Por lo tanto, los bordes 223, 224 del miembro flexible 220 pueden estar en contacto directo con una capa de dióxido de silicio en lugar de la superficie superior 212. Para facilitar la explicación y la ilustración, las figuras 2-4 muestran unos bordes 223, 224 que se disponen sobre, se conectan a o se forman en la superficie superior 212 del sustrato 210, ya sea dicho contacto directo o indirecto como resultado de una capa de dióxido de silicio intermedia.

El miembro flexible 220 también incluye una porción central 225 que se extiende entre el primer y segundo bordes 223, 224. La porción central 225 se eleva por encima de la superficie superior 212 del sustrato 210, definiendo así un espacio interno o cámara 226 entre la superficie superior 212 y la superficie interna 222 del miembro flexible. El condensador 200 se sella finalmente de manera que el espacio interno o cámara 226 también se selle y tenga una presión interna o de cámara fija ( $P_c$ ).

En la realización ilustrada, la porción central 225 incluye una primera y segunda secciones arqueadas o "de saliente" 227, 228. En la realización ilustrada, cada sección de saliente 227, 228 se extiende hacia dentro y hacia arriba desde el primer y segundo bordes respectivos 223, 224 hasta una sección central 229 que se extiende entre las secciones de saliente 227, 228. En la realización ilustrada, la sección central 229 es plana y paralela a la superficie superior 212 del sustrato 210, mientras que las secciones de saliente 227, 228 se extienden hacia arriba de alguna forma (por ejemplo, como resultado de tener una forma arqueada) de manera que la sección central 229 se eleve por encima del sustrato 210. Ha de entenderse que la porción central 225 puede tener otras formas y que las secciones de saliente 227, 228 pueden tener formas arqueadas o de saliente u otras formas según sea necesario para elevar la sección central 229 por encima del sustrato 210.

El miembro flexible 220 está hecho de un material que permite la porción central 225, por ejemplo, la sección central 229 y/o una o más secciones de saliente 227, 228 que dependen de la configuración del condensador 200 y la aplicación de presión de fluido, dando como resultado una deformación, desviación o flexión de la porción central 225 bajo presión de fluido ( $P_f$ ) si la presión de fluido es mayor que la presión de la cámara interna ( $P_c$ ) (como se muestra en la figura 4). El miembro flexible 220 puede ser elástico para regresar de una forma deformada (como se muestra en la figura 4) a una forma inicial o relajada (como se muestra en la figura 3) cuando la presión de fluido externa es menor que la presión de la cámara interna.

Para este fin, el miembro flexible 220 puede estar compuesto de un material que tenga un módulo de Young adecuado de aproximadamente 1 GPa a aproximadamente 10 GPa, por ejemplo, aproximadamente 4 GPa. Un ejemplo de un material adecuado para el miembro flexible 120 es Parylene, por ejemplo, Parylene C, D, N, F, HT, A y AM. Para facilitar la explicación, se hace referencia al miembro flexible 220 que está fabricado de un polímero o Parylene, pero ha de entenderse que el miembro flexible 120 puede estar compuesto de otros materiales adecuados que proporcionen atributos de flexibilidad y/o elasticidad deseados. La selección de los materiales del miembro flexible 120 también pueden depender, por ejemplo, de la facilidad del micromecanizado, la compatibilidad y biocompatibilidad de procesos CMOS/MEMS (por ejemplo, calidad implantable de Clase VI de la USP).

En una realización, el miembro flexible 220 puede estar fabricado de Parylene, tener una anchura de aproximadamente 500 micrómetros, y las secciones de saliente 227, 228 pueden configurarse de manera que la sección central 229 se eleve por encima de la superficie superior 212 del sustrato 210 en aproximadamente 10 micrómetros. La porción central 225 puede desplazarse o desviarse en aproximadamente 10 micrómetros hacia el sustrato 210. Ha de entenderse que estas dimensiones se proporcionan como un ejemplo de cómo puede implementarse un condensador variable 200 que tiene un miembro flexible elevado 220, y pueden utilizarse otras configuraciones para diferentes aplicaciones.

Haciendo referencia a las figuras 2-4, y con referencia adicional a la figura 5, los elementos de condensador 232 pueden estar en forma de dedos o placas que se extienden indirectamente desde el miembro flexible 220 y se disponen en una estructura de peine. En la realización ilustrada, los elementos de condensador 232 se extienden directamente desde, o se llevan por, una o más barras o miembros transversales 234. Un miembro intermedio 236 se extiende entre el miembro flexible 220 y las barras o miembros transversales 234. Las figuras 2-4 ilustran una

realización que incluye un único miembro intermedio 236 que conecta la sección central 229 del miembro flexible 220 y el miembro de travesaño 234. Las porciones de la cámara 226 se definen por la superficie interna 222 de la sección central 229, los miembros de travesaño 234, el miembro intermedio 236 que se extiende entre el miembro flexible y un elemento de travesaño 234.

5

De acuerdo con una realización, el número de miembros intermedios 236 es menor que el número de elementos de condensador 232. En la realización ilustrada, un único miembro intermedio 236 une la sección central 229 y una barra transversal 234 que lleva una pluralidad de elementos de condensador 232. Esta configuración proporciona ventajosamente un miembro flexible 220 que tiene una flexibilidad suficiente y proporciona ventajosamente un movimiento lineal o vertical o un movimiento sustancialmente lineal o vertical de los elementos de condensador 232 en los canales 216 incluso cuando el miembro flexible 220 se deforma.

10

Más específicamente, la deformación del miembro flexible 220 por la presión de fluido da como resultado un movimiento descendente del miembro flexible y un movimiento descendente del miembro intermedio 236 que se extiende entre el miembro flexible. Esto da como resultado un movimiento descendente de los elementos de condensador 232 portados por la barra transversal 234, que se extiende desde el miembro intermedio 236. La configuración estructural de las realizaciones impide ventajosamente un arqueamiento hacia fuera de los elementos de condensador 232 que puede producirse si los elementos de condensador 232 se extienden directamente desde el miembro flexible 220 (es decir, sin ningún miembro intermedio 236, como se conoce en dispositivos de estructura de peine), provocando de esta manera que los elementos de condensador 232 raspen contra las superficies internas de los canales 216, o haciendo que los elementos de condensador 232 no se posicionen dentro de los canales 216 dependiendo de la configuración del condensador. Por lo tanto, las realizaciones utilizan ventajosamente una configuración de miembro intermedio 236/barra transversal 234 de manera que los elementos de condensador 232 se extiendan indirectamente desde el miembro flexible, evitando así que los elementos de condensador 232 se empujen hacia fuera en un ángulo cuando el miembro flexible 220 se deforma, por ejemplo, en una forma tipo tazón, por la presión de fluido.

15

20

25

Ha de entenderse que pueden utilizarse otras configuraciones estructurales para conseguir estas ventajas. Por ejemplo, en lugar de tener un único miembro intermedio 236, pueden utilizar varios otros miembros intermedios 236 siempre que el número de miembros intermedios 236 proporcione una flexibilidad suficiente y mantenga la orientación vertical de los elementos de condensador 232 cuando el miembro flexible 220 se deforma.

30

En la realización ilustrada, al menos un elemento de condensador 232 está en línea con, o dentro del mismo plano vertical definido por, el miembro intermedio 236, y al menos un elemento de condensador más 232 está dentro de un plano vertical que se desvía del plano vertical definido por el miembro intermedio 236. En el ejemplo ilustrado, el elemento de condensador central 232 se encuentra dentro del mismo plano vertical definido por el miembro intermedio 236, y los demás elementos de condensador se encuentran dentro de diferentes planos verticales y están paralelos al plano definido por el miembro intermedio 236 y el elemento de condensador central 232. En otras realizaciones, los elementos de condensador 232 pueden disponerse de manera que ningún elemento de condensador 232 esté en línea con, o dentro del mismo plano vertical definido por el miembro intermedio 236, sino que todos los elementos de condensador 232 estén paralelos al plano definido por el miembro intermedio 236. La configuración particular utilizada puede depender, por ejemplo, del número de miembros intermedios 236, el número de elementos de condensador 232 y la disposición de estos componentes.

35

40

Haciendo referencia a la figura 5, los elementos de condensador 232 se configuran y tienen un tamaño y forma adecuados de manera que puedan moverse con el miembro flexible 220 dentro de los canales 216, por ejemplo, dentro de los canales 216 de una estructura de peine de un sustrato correspondiente 120. De acuerdo con una realización, un elemento de condensador 232 es un material conductor 510, tal como un metal, y puede revestirse opcionalmente con un material aislante 512. En otra realización, el elemento de condensador 232 puede incluir un revestimiento de metal que se aplica sobre un material no metálico conductor. Un canal 216 también puede incluir un revestimiento aislante 520 y un revestimiento conductor o de metal 522 que se aplica dentro del canal 216 usando metalización.

50

Durante el uso, el miembro flexible 220 que tiene los elementos de condensador 232 que se extienden desde el mismo se usa como un electrodo de condensador variable, y el sustrato 110 se usa como un electrodo de tierra. Si la presión de la cámara interna 226 es mayor que la presión de fluido externa, entonces el miembro flexible 220 no se deformará ni se doblará y conservará su forma original o inicial. Si la presión de fluido excede la presión de la cámara 226, entonces la porción central 229, por ejemplo, la sección central 225 del miembro flexible 220, se deformará o se desviará por la presión de fluido. El miembro flexible 220 puede ser suficientemente fino (por

55

ejemplo, aproximadamente 10 micrómetros) de manera que la cantidad de desviación de la porción central 229 es proporcional a la diferencia entre la presión de fluido externa y la presión de la cámara interna,  $((\delta)(\alpha)(\Delta P))$ . Al mismo tiempo, la posición de los elementos de condensador 232 que se extienden desde el miembro flexible 220 se cambia, es decir, los elementos de condensador 232 se mueven con el miembro flexible móvil 220.

5

Como resultado, el área de superposición eficaz entre los electrodos interdigitados se cambia, lo que, a su vez, altera la capacidad a través de los electrodos. Más específicamente, la capacidad aumenta según los elementos de condensador 232 se desplazan más profundamente dentro de los canales respectivos 216 y el área de superposición del sustrato 220 y los elementos de condensador 232 aumenta, y la capacidad disminuye a medida que los elementos de condensador 232 se desplazan a una profundidad menos profunda dentro del canal 216 y el área de superposición del sustrato 220 y los elementos de condensador 232 disminuye.

10

Por ejemplo, haciendo referencia a la figura 6, los elementos de condensador 232 pueden asumir una posición inicial y relajada, generalmente ilustrada como (0,0). La posición inicial puede ser los elementos de condensador 232 que se sitúan parcialmente dentro de los canales respectivos 216. Como alternativa, un elemento de condensador 232 puede situarse fuera por encima de los canales 216, por ejemplo, por encima de la superficie superior 112 en el ejemplo ilustrado. La posición relajada inicial puede depender de la configuración del condensador variable 200, por ejemplo, cuánto puede desviarse o deformarse el miembro flexible 220, y la longitud de los elementos de condensador 232.

20

La figura 7 ilustra un ejemplo en el que la posición relajada inicial es una posición en la que las porciones distales de los elementos de condensador 232 se sitúan parcialmente en el interior de los canales respectivos 216. Cuando la presión de la cámara 226 es mayor que la presión de fluido externa, el miembro flexible 220 está en su estado relajado inicial, y los elementos de condensador 232 se sitúan a una primera profundidad dentro de los canales 216.

25

Esta disposición da como resultado un área de superposición inicial (A1) de las porciones distales de los elementos de condensador 232 y el sustrato 210, y una capacidad correspondiente C1.

Haciendo referencia a las figuras 6 y 8, según aumenta la presión de fluido en la superficie externa 221 del miembro flexible 220, la presión de fluido excederá la presión de la cámara interna 226, haciendo que el miembro flexible 220 se flexione o se desvíe hacia el sustrato 210. Esto hace que los elementos de condensador 232 se desplacen desde la profundidad inicial a una segunda profundidad más profunda dentro de los canales 216. Este movimiento del miembro flexible 220 da como resultado que el área de superposición de los elementos de condensador 232 y el sustrato 210 aumente de A1 a A2 y da como resultado un aumento correspondiente de la capacidad de C1 a C2.

30

De forma análoga, como se muestra en las figuras 6 y 9, según la presión de fluido aumenta adicionalmente, el miembro flexible 220 se flexionará o se desviará hacia el sustrato 210 a un mayor grado, desplazando de este modo los elementos de condensador 232 a una tercera profundidad dentro de los canales 216. Este desplazamiento da como resultado que el área de superposición de los elementos de condensador 232 y el sustrato 210 aumente de A2 a A3 y un aumento correspondiente de la capacidad de C2 a C3.

40

El comportamiento de la capacidad de esta estructura puede expresarse como  $\Delta C = (\epsilon A/d)(\alpha)(\delta)(\alpha)(\Delta P)$ , donde  $\Delta C$  = cambio de capacidad para una desviación del miembro flexible 220 y desplazamiento correspondiente de los elementos capacitivos 232 dentro de los canales 216;  $\epsilon$  = permitividad del espacio del canal 216; A = área de superposición de los elementos de condensador 232 y el sustrato 210; d = distancia entre una porción conductora 510 de un elemento de condensador 232 y una capa conductora 520 del canal 216 del sustrato 210;  $\alpha$  es el símbolo proporcional y  $\Delta P$  = el cambio en la presión de fluido en el miembro flexible 220.

45

La figura 10 ilustra cómo un cambio en la capacidad puede correlacionarse con un cambio en la presión de fluido en el miembro flexible 220. En el ejemplo ilustrado, un cambio de capacidad 0,4 pF corresponde a un cambio de presión de 1 mm Hg. Por lo tanto, las realizaciones son susceptibles a mediciones de presión con una sensibilidad de 1 mm Hg.

50

La capacidad total puede expresarse como  $C(\text{total}) = C_0 + \Delta C(\Delta P)$  donde  $C(\text{total})$  = capacidad total;  $C_0$  = una capacidad fija (cuando  $\Delta P = 0$ );  $\Delta C$  = cambio de capacidad en función de la diferencia de presión  $\Delta P$  en el miembro flexible 220, y  $\Delta P$  = diferencia de presión en el miembro flexible 220. La capacidad total debe ser lo suficientemente alta para permitir que se use un condensador variable 200 en sistemas de telemetría (por ejemplo, en el sistema ilustrado generalmente en la figura 1). La capacidad total puede aumentarse aumentando el área de los elementos de condensador 232 (mayor área de superposición de electrodos), proporcionando un mayor número de elementos

55

de condensador 232, estructurando el miembro flexible 220 de manera que pueda desviarse a mayores profundidades dentro de los canales 216 para aumentar el área de superposición, y disminuyendo la distancia entre los electrodos interdigitados.

5 Las consideraciones adicionales para una telemetría eficaz incluyen tener un sensor de presión con una inductancia suficientemente alta y una capacidad acoplada suficientemente alta para permitir que la frecuencia de resonancia resultante del circuito de sensor se encuentre dentro de un rango de detección razonable. Por ejemplo, la frecuencia de resonancia de un circuito de sensor implantable debe estar entre 10-500 MHz para aplicaciones biomédicas que implican telemetría. Para este fin, además de tener un condensador variable 200 y suficiente capacidad como se ha  
10 analizado anteriormente con referencia a las figuras 1-10, los sensores de presión implantables microfabricados también deben tener elementos de inductor que permitan que el sensor sea implantable y proporcionen características eléctricas (por ejemplo, frecuencia de resonancia) adecuadas para su uso en aplicaciones biomédicas y telemetría. Las figuras 11-15 ilustran diferentes realizaciones de sensores de presión que tienen inductores globales o inductores que tienen una inductancia fija.

15 La figura 11 ilustra un inductor global 1110 construido de acuerdo con una realización para su uso en un sensor de presión implantable microfabricado 1100 que incluye un condensador variable 200 (no ilustrado en la figura 11 para mayor claridad). Además, la figura 12 es una vista en sección transversal en perspectiva que ilustra capas metálicas 1211 a lo largo de dos lados del condensador variable 200 para ilustrar cómo el condensador variable 200 y el  
20 inductor 1210 pueden integrarse dentro del sensor 1200, pero ha de entenderse que las capas metálicas apiladas 1211 se disponen alrededor del condensador variable 200.

El inductor 1110 se forma por líneas metálicas 1112 que están integradas dentro de la superficie superior 212 del sustrato 210 y rodean el condensador variable 200. En la realización ilustrada, un único cable 1112 se enrolla en un  
25 patrón en espiral alrededor del condensador variable 200. Una implementación ejemplar del inductor 1110 mostrado en la figura 11 puede incluir una línea o elemento de metal 1112 que tiene un espesor de aproximadamente 2 micrómetros, una anchura de aproximadamente 20 micrómetros, y que se enrolla para formar aproximadamente cinco secciones de superposición. Las líneas de metal de superposición 1112 pueden separarse en aproximadamente 10 micrómetros.

30 Haciendo referencia a la figura 12, en otra realización, un sensor de presión microfabricado 1200 incluye un inductor 1210 que está formado como una pila de capas metálicas 1211 que se fabrican usando métodos de micromecanizado superficial. En esta realización, el inductor 1210 se dispone de manera que las capas aislantes alternativas 1212 y las capas metálicas 1211 se apilen juntas. Esta configuración de inductor puede adecuarse  
35 particularmente para configuraciones que requieran un aumento de la inductancia global y la capacidad global. La capa aislante 1212 puede ser un polímero, tal como Parylene, o el mismo material que se usa para formar el miembro flexible 220. Todas las capas metálicas 1211 pueden incrustarse dentro de un material aislante 1212, o puede exponerse una capa metálica superior 1211 (como se muestra en la figura 12). En una realización, el inductor 1210 puede incluir una pila de aproximadamente dos a cuatro capas metálicas 1211. El espesor de una capa  
40 metálica 1211 puede ser de aproximadamente 2 micrómetros, un anchura de una capa metálica 1211 puede ser de aproximadamente 20 micrómetros y el espesor de la capa aislante 1212 entre las capas metálicas 1211 puede ser de aproximadamente 2 micrómetros.

Haciendo referencia a la figura 13, puede ser deseable aumentar la inductancia mientras que se reduce la  
45 resistencia para aumentar el factor de calidad (Q) para mayores capacidades de detección en cuanto a tanto sensibilidad como distancia de detección. Para este fin, un sensor de presión microfabricado 1300 puede incluir un condensador variable 200 (como se muestra en las figuras 1-10) y un inductor de elevada relación de aspecto 1310. La figura 13 es una vista en sección transversal en perspectiva que ilustra los elementos de inductor 1210 a lo largo de dos lados del condensador variable 200 para ilustrar cómo el condensador variable 200 y el inductor 1310  
50 pueden integrarse en el sensor 1300, pero ha de entenderse que las líneas de metal 1311 se disponen alrededor del condensador variable 200.

El inductor puede incluir líneas de metal gruesas 1311 que llenan los canales 216 que se forman completamente a través de las porciones del sustrato 210. En otras realizaciones, las líneas de metal 1311 pueden llenar los canales  
55 216 formados parcialmente a través del sustrato 210 dependiendo de la inductancia y resistencia deseadas. La configuración de inductor de alta relación de aspecto 1310 mostrada en la figura 13 está bien adaptada para maximizar la capacidad y la inductancia del sensor 1300 mientras que se reduce la resistencia como resultado de las dimensiones de las líneas de metal gruesas 1311 basándose en la expresión  $R = \rho L/A$ , donde  $\rho$  = resistividad del material de metal,  $L$  = longitud de la línea de metal, y  $A$  = área de la línea de metal. Por ejemplo, el espesor del

sustrato 210 puede ser de aproximadamente 500 micrómetros, las líneas de metal 1311 pueden extenderse a través del sustrato 210 para tener una profundidad que sea también de aproximadamente 500 micrómetros, la anchura de las líneas de metal 1311 puede ser de aproximadamente 20 micrómetros, y las líneas de metal 1311 pueden extenderse a lo largo de la longitud del sustrato 210, por ejemplo, aproximadamente 3 milímetros.

5

Haciendo referencia a las figuras 14 y 15, en otra realización, un sensor de presión microfabricado 1400 puede incluir un condensador variable 200 y un inductor global 1410 en forma de una lámina de inductor. Con fines de ilustración, no de limitación, el sensor 1400 se muestra teniendo una lámina de inductor 1410 que se acopla a las líneas de metal 1311 del inductor de alta relación de aspecto 1310 mostrado en la figura 13. En otras realizaciones, 10 la lámina de inductor 1410 puede usarse como un único elemento de inductor, o en combinación con otros tipos de inductores, por ejemplo, como se muestra en las figuras 11 y 12. Por lo tanto, las figuras 14 y 15 se proporcionan como un ejemplo de cómo pueden implementarse las realizaciones.

En la realización ilustrada, la lámina de inductor 1410 tiene una forma circular (cuando está en una forma expandida 15 o relajada) e incluye capas metálicas alternativas 1411 y capas aislantes 1412. Las capas metálicas 1411 pueden ser de platino, titanio y oro, u otros materiales de metal o conductores biocompatibles adecuados. Las capas aislantes 1412 pueden ser un polímero, tal como Parylene.

La lámina de inductor 1410 se configura preferiblemente para su implantación a través de una aguja de calibre 20 clínico (por ejemplo, que tiene un calibre de 20-25). Para este fin, la lámina de inductor 1410 puede configurarse para asumir una forma en tensión o comprimida al administrarse a través de una aguja y una forma expandida o relajada después de que el sensor 1400 se despliegue desde la aguja y se implante. Por ejemplo, la lámina de inductor 1410 puede enrollarse o plegarse mientras que se sitúa dentro de la aguja y puede expandirse para asumir una forma circular (como se muestra en las figuras 14 y 15) cuando el sensor de presión 1400 se despliega de la 25 aguja.

La figura 16A ilustra una realización de un método 1600 para fabricar un sensor de presión micromecanizado que tiene un condensador variable (por ejemplo, como se muestra en las figuras 1-10) y un inductor global (por ejemplo, el inductor 1310 como se muestra en la figura 13). Ha de entenderse que las etapas de método mostradas en la 30 figura 16A pueden utilizarse y/o adaptarse para fabricar sensores de presión que tengan otros condensadores variables y otros inductores global (por ejemplo, como se muestra en las figuras 11, 12, 14 y 15). Para facilitar la explicación, se hace referencia a un método para la fabricación del sensor de presión que tiene un condensador variable y un inductor global mostrado en la figura 13.

35 En la fase 1605, se proporciona un sustrato 210, tal como una oblea de silicio. El sustrato 210 puede tener un espesor de aproximadamente 500 micrómetros. El sustrato 210 se graba, por ejemplo, grabado iónico reactivo profundo (DRIE). En la realización ilustrada, el DRIE puede usarse para grabar parcialmente a través de una porción central del sustrato 210 para formar canales (para el condensador variable eventual 200) y para formar otros canales 216 completamente a través del sustrato 210 (para el inductor eventual 1310). La anchura de los canales 216 en la 40 porción central del sustrato 210 puede ser de aproximadamente 20 micrómetros, y la profundidad de los canales 216 en la porción central del sustrato 210 puede ser de aproximadamente 200 micrómetros. La anchura de los otros canales 216 formados a través del sustrato 210 también puede ser de aproximadamente 20 micrómetros. Puede crearse un anclaje de tejido (no mostrado en la figura 16A) en el lado posterior 214 del sustrato 210. Un ejemplo de un anclaje de tejido adecuado se describe en la Publicación de Estados Unidos Nº 2006/0247664, titulada 45 "Micromachined Tissue Anchors for Securing Implants Without Sutures de E. Meng y col.

En la fase 1610, se deposita una primera capa aislante 520 (por ejemplo, como se muestra en la figura 5) sobre la superficie superior 212 del sustrato 210. La capa aislante 520 puede ser Parylene y puede tener un espesor de aproximadamente 2 micrómetros. Como se muestra en la figura 16A, la primera capa de Parylene 520 se aplica y se 50 estampa para recubrir las superficies que se expusieron como resultado del grabado en la fase 1605, es decir, las superficies internas de los canales abiertos 216 formados parcial y completamente a través del sustrato 210.

En la fase 1615, se realiza una electrodeposición de metal sobre los canales abiertos 216 que se formaron a través del sustrato 210 de manera que estos canales 216 se llevan con metal 1311 (como se ilustra adicionalmente en la 55 figura 13). Estos canales o líneas de metal 1311 formarán finalmente el inductor de alta relación de aspecto 1310 que se integra en el sustrato 210.

En la fase 1620, se realiza una metalización de la superficie en los canales 216 que se formaron parcialmente a través del sustrato 210, formando de esta manera una capa de metal 522 sobre la primera capa de Parylene 520

(como se ilustra adicionalmente en la figura 5).

En la fase 1625, se aplica un primer revestimiento de sacrificio fotorresistente 1626 (por ejemplo, por centrifugación) sobre una porción del sustrato 210. El espesor del primer revestimiento fotorresistente 1626 puede ser de aproximadamente 10 micrómetros. Un revestimiento fotorresistente adecuado 1626 que puede utilizarse con las realizaciones es una capa de fotorresistente de tipo AZ4620 (suministrado por Clariant Corp., Charlotte, NC). El revestimiento fotorresistente 1626 puede hornearse a aproximadamente 120 °C para suavizar los bordes y con fines de desgasificación. En la realización ilustrada, el primer revestimiento fotorresistente 1626 se aplica sobre los canales llenos de metal 1311 situados entre otros canales abiertos 216 formados parcialmente a través del sustrato 210.

En la fase 1630, se aplica Parylene y se estampa una segunda vez para llenar con Parylene los canales abiertos 216 que se revistieron previamente con metal, y para cubrir el revestimiento fotorresistente 1626 con Parylene. La segunda capa de Parylene puede tener un espesor de aproximadamente 2 micrómetros y finalmente formará los elementos de condensador 232 y la barra transversal 234 (como se ilustra adicionalmente en las figuras 2 y 13).

En la fase 1635, se aplica un segundo revestimiento fotorresistente de sacrificio 1636 y se estampa sobre el segundo revestimiento de Parylene que forma los elementos de condensador 232 y los elementos de barra transversal 234, sobre las porciones del sustrato 210 y sobre los canales 216 llenos con metal 1311. El espesor del segundo revestimiento fotorresistente 1636 puede ser de aproximadamente 15 micrómetros.

En la fase 1640, se forman unas conexiones de metal en los electrodos (no mostrado con fines de claridad) con el fin de conectar los canales llenos con metal 216 (cables de inductor 1311) y los elementos de condensador o los electrodos interdigitados.

En la fase 1645, se aplica Parylene y se estampa una tercera vez. El tercer revestimiento de Parylene puede tener un espesor de aproximadamente 5 micrómetros y forma el miembro flexible 220 y un miembro intermedio 236 que se extiende entre el miembro flexible 220 y los elementos de barra transversal 234 formados en la fase 1635. En la realización ilustrada, la tercera capa de Parylene cubre el segundo revestimiento fotorresistente 1636, las porciones del sustrato 210 y los canales llenos de metal 216. El tercer revestimiento de Parylene se aplica sobre secciones que finalmente formarán el condensador variable 220 y otras secciones que finalmente formarán el inductor global 1310.

En la fase 1650, el lado posterior 212 del sustrato 210 se graba, por ejemplo, usando DRIE, y en la fase 1655, la primera y segunda capas fotorresistentes 1626, 1636 que se aplicaron en las fases 1625 y 1630 se eliminan, liberando de esta manera los componentes del dispositivo.

Más específicamente, el metal 1311 que llena los canales 216 formados a través de todo el sustrato 210 forman el inductor fijo de alta relación de aspecto 1310 (como se ilustra adicionalmente en la figura 13), las placas de electrodos superiores o los elementos de condensador 232 se unen por elementos de barra transversal 234 y se conectan al miembro intermedio 236, que se extiende entre los elementos de barra transversal 234 y el miembro flexible 220 (como se ilustra adicionalmente en las figuras 2-4 y 13), y las placas de electrodos inferiores forman proyecciones o dedos 218 y los canales correspondientes 216 en los que los elementos de condensador 232 se desplazan para variar la capacidad.

Ha de entenderse que las etapas de fabricación del método pueden modificarse o adaptarse para la fabricación de otras estructuras de realizaciones. El inductor puede ser un inductor fijo (por ejemplo, como se muestra en la figura 13), o pueden aplicarse realizaciones de métodos para fabricar una estructura que tenga un condensador variable (como se ha analizado anteriormente) y un inductor variable, por ejemplo, como se muestra en las figuras 16B. El inductor variable mostrado en la figura 16B puede formarse por la fase 1660, durante la cual se realiza un grabado adicional 1660 del sustrato de silicio 210 para liberar los componentes de metal 1311 y formar un inductor variable. Por lo tanto, las realizaciones pueden adaptarse para la fabricación de diversas configuraciones de condensador variable/inductor global y condensador variable/inductor variable, y debe entenderse que las figuras 16A-B se proporcionan para mostrar ejemplos de cómo pueden implementarse las realizaciones.

La figura 17 es una tabla que resume los atributos físicos, eléctricos y microelectromecánicos esperados de sensores de presión microfabricados que tienen un condensador variable como se muestra en las figuras 1-10 y diferentes inductores globales que tienen una inductancia fija como se muestra en las figuras 12-15. Los datos de la figura 17 se obtuvieron usando análisis de elementos finitos y cálculos de modelos eléctricos aceptados.

Las realizaciones proporcionan ventajosamente sensores de presión microfabricados que tienen una capacidad, inductancia, frecuencia de resonancia ( $f_r$ ), cambio de  $f_r$  ( $\Delta f$ ) y sensibilidad ( $\Delta f/f_r$ ) suficientemente altas, y una resistencia suficientemente baja. Por ejemplo, la figura 17 muestra que el sensor de presión 1200 mostrado en la figura 12 tiene una alta inductancia (aproximadamente 40 nH), el sensor de presión 1300 mostrado en la figura 13 tiene baja resistencia (aproximadamente 0,03 ohm) y un alto factor Q (~600), y el sensor de presión 1400 mostrado en la figura 14 tiene una alta inductancia (aproximadamente 145 nH) y alta capacidad (aproximadamente 127 pF). El sensor de presión 1300 que incluye el inductor de alta relación de aspecto 1310 tiene la menor resistencia (~0,03 ohm). Las relaciones de ( $\Delta F/f_r$ ) para los tres sensores de presión 1200, 1300, 1400 se determinaron para exceder  $10^{-3}$ , lo que indica que las realizaciones de sensor serán adecuadas para la detección por un dispositivo de medición externo de un sistema de telemetría.

La figura 17 también muestra que los sensores de presión microfabricados construidos de acuerdo con las realizaciones deben tener suficiente sensibilidad para poder medir cambios de presión de 1 mm Hg, lo que corresponde a un cambio de capacidad de aproximadamente 0,4 pF, proporcionando al mismo tiempo un rango de detección de aproximadamente 1-50 mmHg. La figura 17 también muestra que los detectores de presión microfabricados que incluyen un condensador variable e inductores de acuerdo con las realizaciones son ventajosamente suficientemente pequeños de manera que puedan implantarse a través de una aguja de calibre clínico y puedan implementarse en diversas partes del ojo. Por ejemplo, los sensores de presión 1200 que tienen el condensador variable 200 (figuras 2-4) y el inductor 1210 (figura 12) o el inductor 1310 (figura 13) tienen unas dimensiones de aproximadamente 0,5 mm x 0,5 mm x 3,0 mm, y los sensores de presión 1400 que tienen el condensador variable 200 (figuras 2-4) y el inductor 1410 que incluye una lámina enrollable tienen unas dimensiones de aproximadamente 0,5 mm x 0,5 mm x 4,0 mm (cuando están en una configuración en tensión o comprimida). También pueden utilizarse si se desea, otras incisiones mínimamente invasivas, por ejemplo, incisiones en la cornea que son más pequeñas de aproximadamente 3 mm para permitir una auto-curación de la córnea. Adicionalmente, pueden utilizarse anclajes de tejido para implantar realizaciones de sensor sin necesidad de suturas, por ejemplo, como se describe, en la Publicación de Estados Unidos N° 2006/0247664.

Aunque se han mostrado y descrito realizaciones particulares, debe entenderse que el anterior análisis no pretende limitar el alcance de las realizaciones. Pueden hacerse diversos cambios y modificaciones sin apartarse del alcance de la divulgación. Por ejemplo, los sensores de presión pueden incluir un condensador variable y un inductor global, o un condensador variable y un inductor variable. Adicionalmente, las dimensiones y configuraciones de los componentes de condensador variable, inductor global e inductor variable se proporcionan como ejemplos de cómo pueden implementarse las realizaciones, y pueden utilizarse otras dimensiones y configuraciones para adaptar las especificaciones y aplicaciones de detección de la presión. Además, los parámetros del proceso de fabricación y sus etapas pueden variar con la fabricación de diferentes configuraciones de condensadores e inductores. A pesar de que las realizaciones se describen con referencia a un polímero, por ejemplo, Parylene, el miembro flexible y los elementos del condensador pueden ser otros materiales, por ejemplo, un metal biocompatible, y pueden ser los mismos o diferentes materiales. Las realizaciones también pueden utilizarse con condensadores variables que tienen elementos de condensador que pueden moverse dentro de los canales formados en un sustrato y con condensadores variables que se implementan sin canales de sustrato.

Aunque se hace referencia a la implantación ocular de un sensor sin suturas suministrando el sensor a través de una aguja, debe entenderse que pueden utilizarse otros procedimientos y dispositivos de implantación mínimamente invasivos según sea necesario. Por ejemplo, los dispositivos de sensor pueden implantarse a través de incisiones de corneales o esclerales de un tamaño adecuado. Los dispositivos de sensor también pueden implantarse usando anclajes o ganchos de tejido. Se debe entender también que pueden utilizarse las realizaciones en diversas aplicaciones biomédicas. Aunque se hace referencia a un sensor de presión microfabricado para el control pasivo de la presión intraocular usando telemetría, las realizaciones también pueden usarse o adaptarse para su uso en otras aplicaciones, incluyendo, pero sin limitación, el control de la presión de otros fluidos corporales y parámetros fisiológicos, tales como control de la presión sanguínea en un aneurisma, control de la presión del líquido cefalorraquídeo y control de la presión en otras aplicaciones biomédicas.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sensor de presión implantable microfabricado, que comprende:
- 5 un condensador variable (200) que incluye un sustrato (210), un miembro flexible (220) que tiene un primer y segundo bordes (223, 224) dispuestos en un sustrato (210) y una porción central (225) que se extiende entre el primer y segundo bordes (223, 224), una cámara (226) que se define entre el sustrato (210) y la porción central (225); y
- 10 un inductor (1110, 1210, 1310, 1410) conectado eléctricamente al condensador variable (200),
- un circuito eléctrico que incluye el condensador variable y el inductor que se configura para generar un cambio en la frecuencia de resonancia detectable en respuesta a un cambio de presión del fluido en una superficie externa del miembro flexible;
- 15 **caracterizado por que**
- el sustrato (210) define una pluralidad de canales (216);
- 20 la porción central (225) se eleva con respecto al sustrato (210); y
- el sensor comprende adicionalmente una pluralidad de elementos de condensador (232) que se extienden indirectamente desde el miembro flexible (220), siendo la pluralidad de elementos de condensador (232) móviles dentro de los canales respectivos (216) con cambios de la presión de fluido en una superficie externa del miembro flexible (220), variando la capacidad con los cambios en una área de superposición de la pluralidad de elementos de condensador (232) y el sustrato (210).
- 25
2. El sensor de presión de la reivindicación 1, el condensador variable (200) y el inductor (1110, 1210, 1310, 1410) que se configuran para la detección de cambios en la presión de fluido con una sensibilidad de
- 30 aproximadamente 1 mmHg en un intervalo de presión de fluido de aproximadamente 1-50 mmHg.
3. El sensor de presión de la reivindicación 1, teniendo el inductor (1110, 1210, 1310, 1410) una inductancia fija.
- 35 4. El sensor de presión de la reivindicación 3, incluyendo el inductor (1210) una pila de elementos de inductor (1211) situados alrededor del condensador variable (200), estando los elementos de inductor (1211) en la pila separados entre sí por un material polimérico (1212).
5. El sensor de presión de la reivindicación 3, comprendiendo el inductor (1310) elementos metálicos
- 40 (1311) que se extienden a través de todo el sustrato (210).
6. El sensor de presión de la reivindicación 3, comprendiendo el inductor (1410) un anillo de elementos de inductor (1411) situados alrededor del condensador variable (200).
- 45 7. El sensor de presión de la reivindicación 3, estando el condensador variable (200) y el inductor (1410) configurados para una implantación ocular a través de una aguja.
8. El sensor de presión de la reivindicación 7, siendo el inductor (1410) capaz de asumir una forma comprimida al situarse en el interior de la aguja y una forma expandida que es diferente de la forma comprimida
- 50 cuando se despliega desde la aguja.
9. El sensor de presión de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, variando la flexibilidad de la porción central (225) a lo largo de una anchura de la porción central, en el que la deformación no lineal de la porción central da como resultado un movimiento de la pluralidad de elementos de condensador (232) dentro de los canales respectivos (216) en una dirección que es perpendicular a un plano definido por una superficie superior del sustrato
- 55 (210).
10. El sensor de presión de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, teniendo el sensor un tamaño suficientemente pequeño de manera que pueda implantarse a través de una aguja de calibre clínico e implantarse

en diversas partes de un ojo.

11. El sensor de presión de una cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, teniendo el inductor una inductancia variable.

5

12. El sensor de presión de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, que comprende adicionalmente una barra transversal (234) que lleva la pluralidad de elementos de condensador (232); y un miembro intermedio (236) que se extiende entre el miembro flexible (220) y la barra transversal (234).

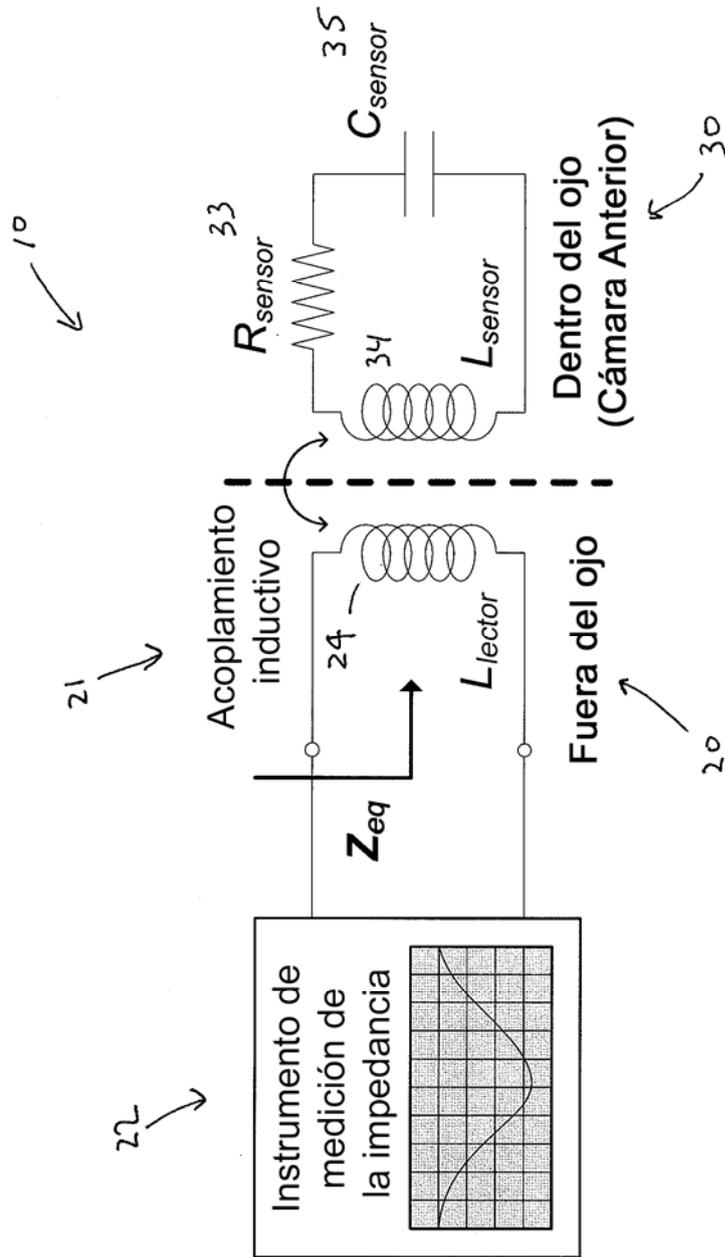
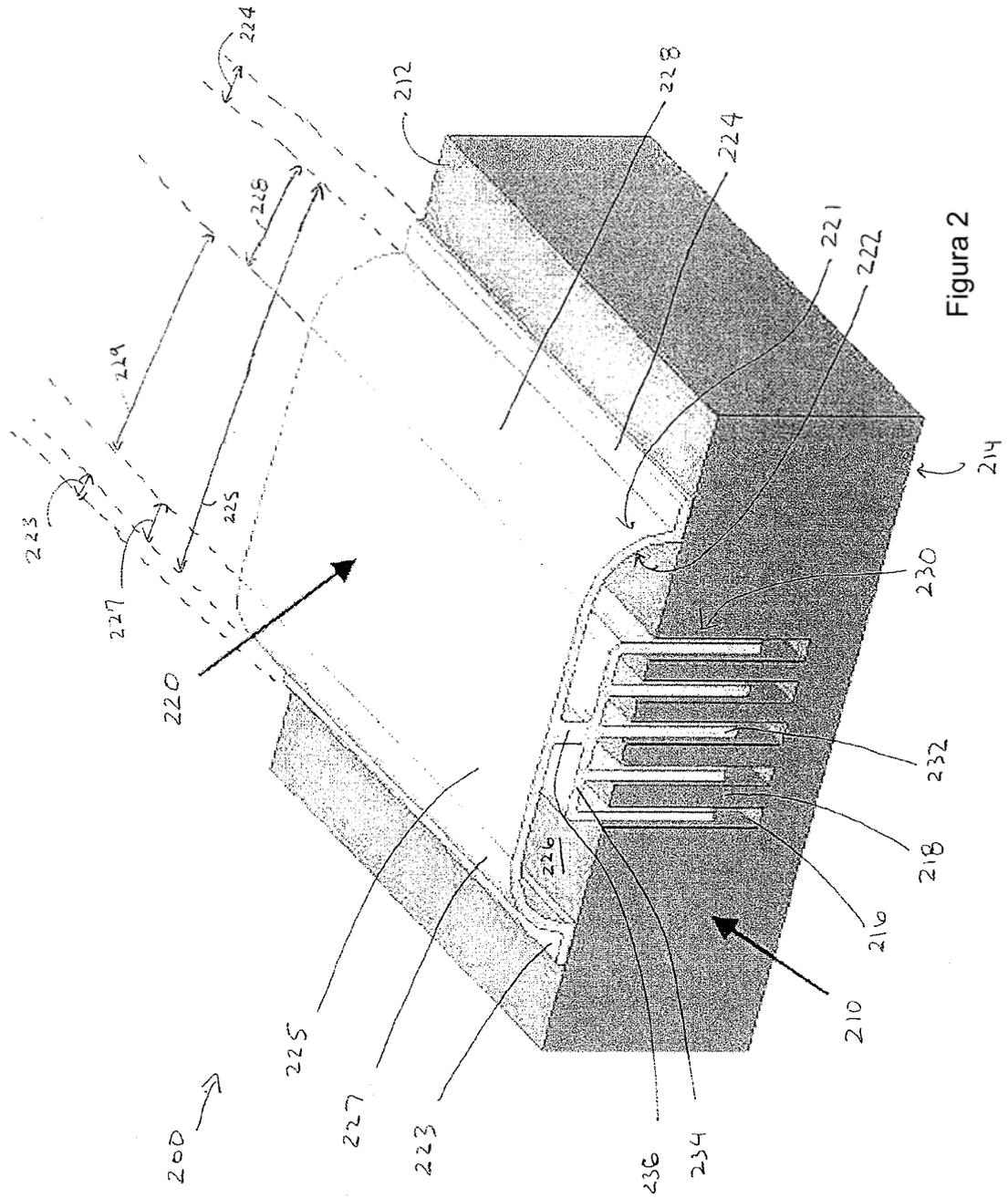


Figura 1  
(Técnica Anterior)



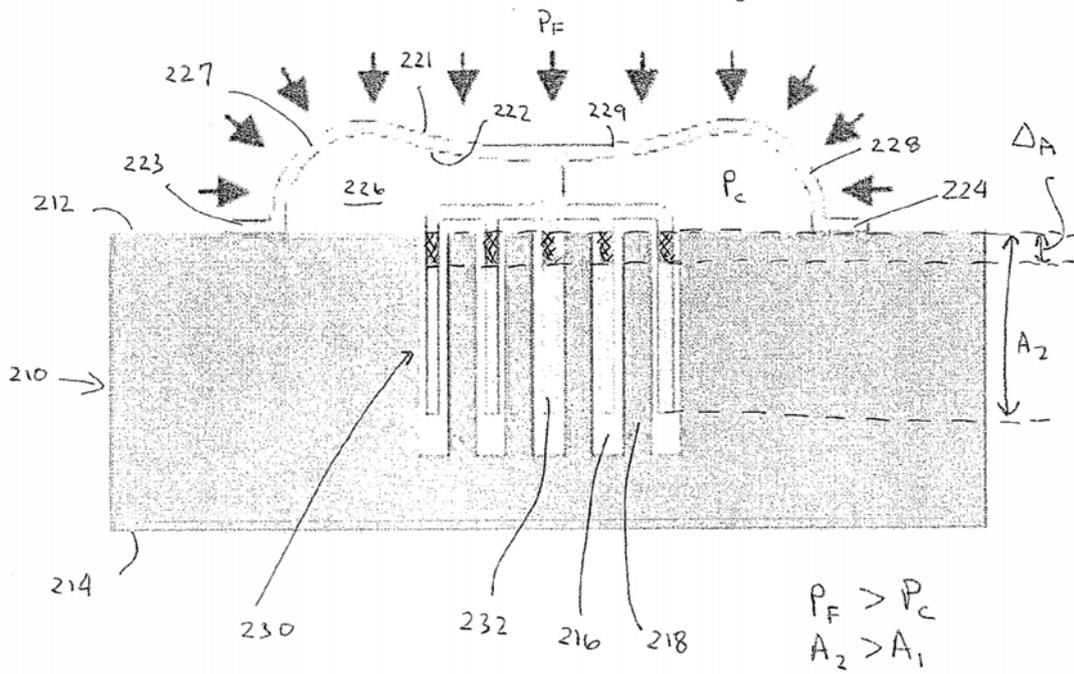
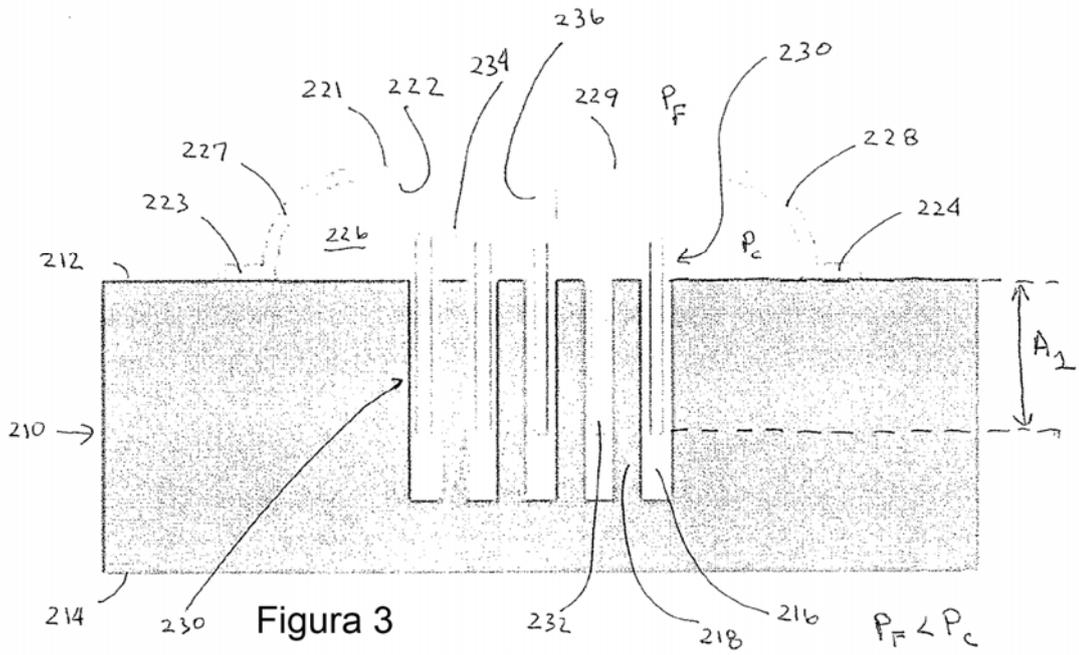


Figura 4

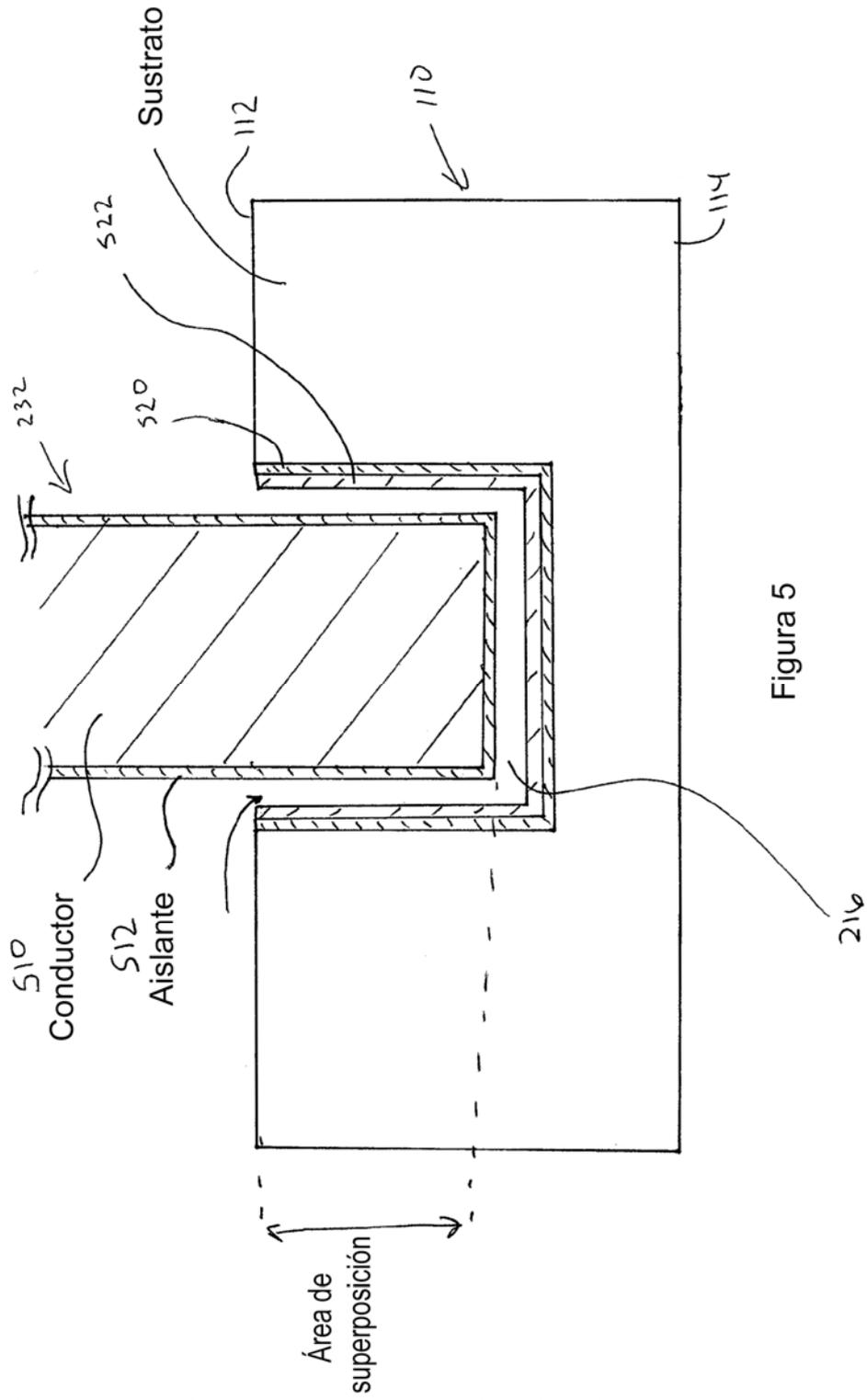


Figura 5

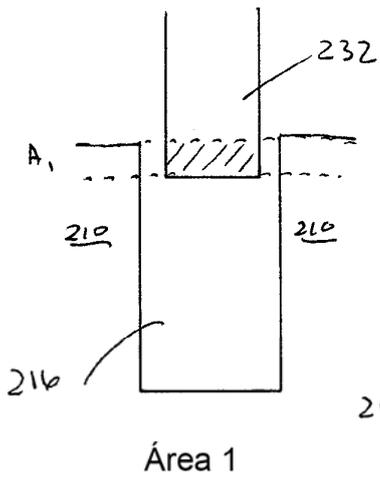
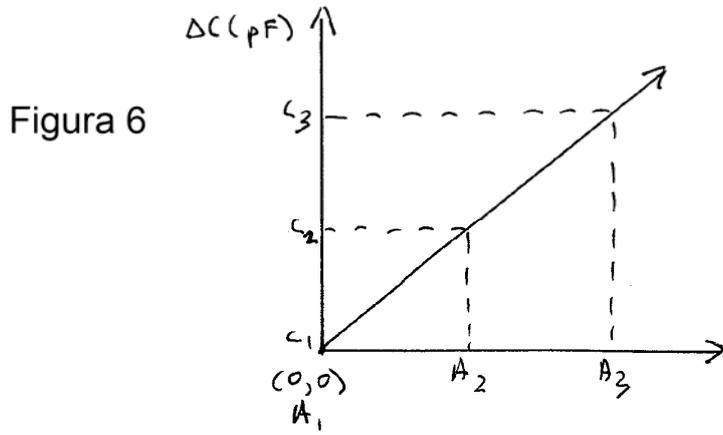


Figura 7

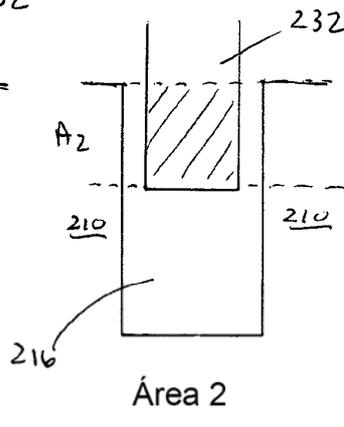


Figura 8

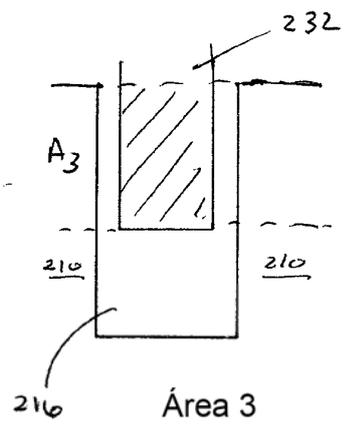


Figura 9

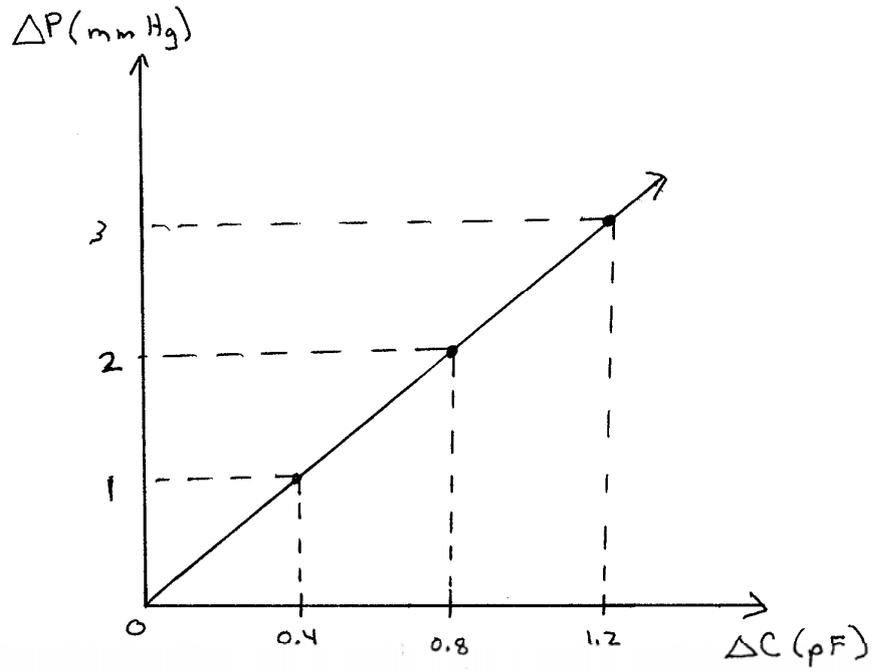


Figura 10

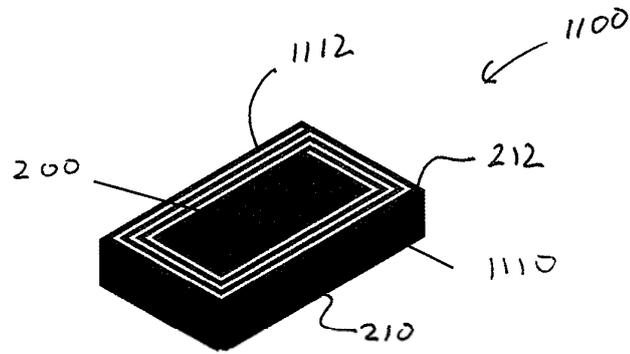


Figura 11

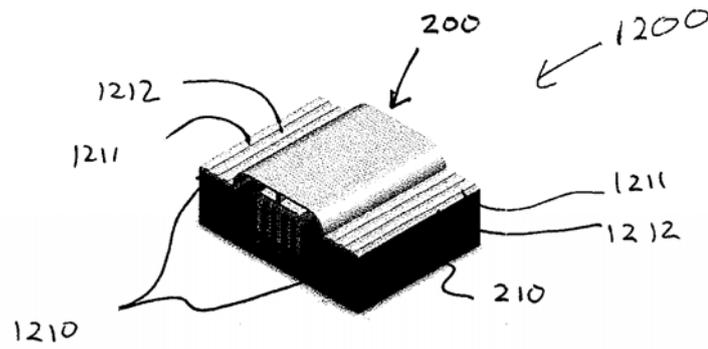


Figura 12

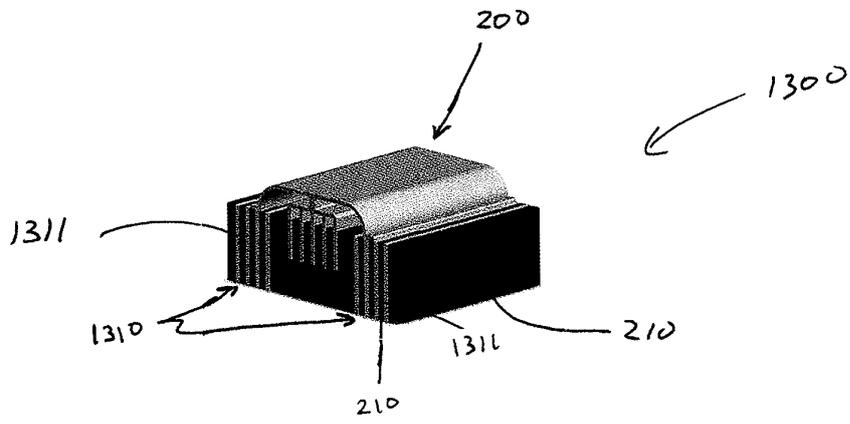


Figura 13

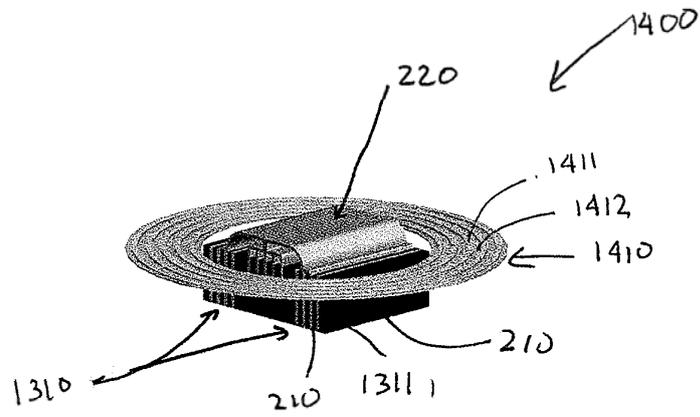


Figura 14

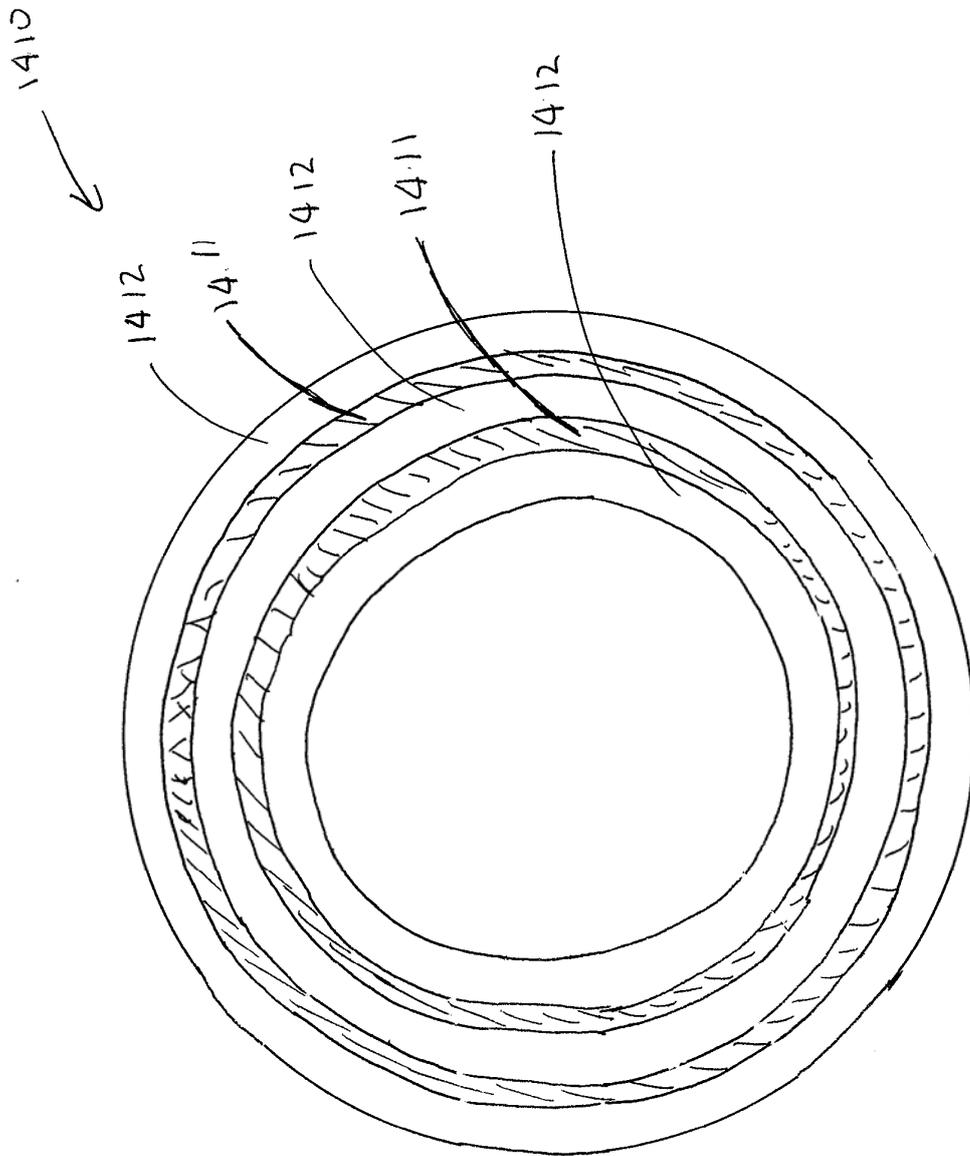


Figura 15

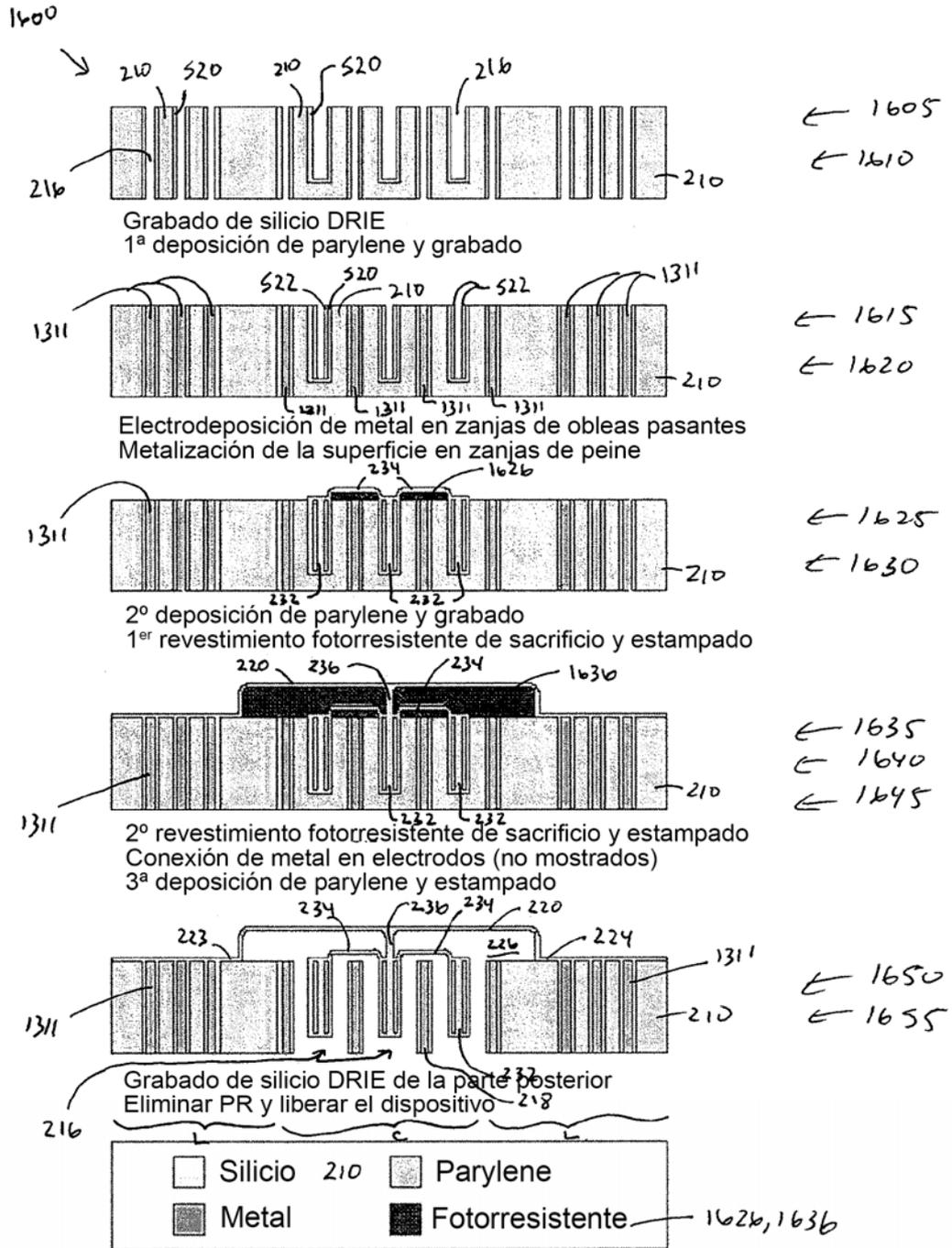


Figura 16A

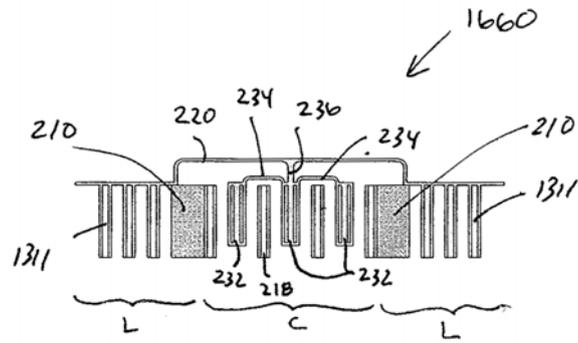


Figura 16B

Sensibilidad a la presión	<b>1 mmHg</b>		
Rango de detección	<b>1–50 mmHg</b>		
Diseño	A (1200)	B (1300)	C (1400)
Esquemático			
Esquema de condensador variable	Placas de peine (movimiento vertical)	Placas de peine (movimiento vertical)	Placas de peine (movimiento vertical)
Esquema de inductor global	Micromecanizado superficial (líneas finas)	Incrustado (líneas finas HAR)	Incrustado + enrollable
Tamaño total del implante	0,5 x 0,5 x 3 mm <sup>3</sup>	0,5 x 0,5 x 3 mm <sup>3</sup>	0,5 x 0,5 x 4 mm <sup>3</sup> (después de enrollarse)
Capacidad	~ 25 pF	~ 31 pF	~ 127 pF
Cambio de capacidad ( $\Delta P = 1$ mmHg)	~ 0,4 pF	~ 0,4 pF	~ 0,4 pF
Inductancia	~ 40 nH	~ 10 nH	~ 145 nH
Resistencia	~ 2,8 $\Omega$	~ 0,03 $\Omega$	~ 3,8 $\Omega$
Frecuencia de resonancia	~ <b>159 MHz</b>	~ <b>286 MHz</b>	~ <b>37 MHz</b>
Frecuencia de resonancia ( $\Delta P = 1$ mmHg)	~ <b>1,6 MHz</b>	~ <b>1,8 MHz</b>	~ <b>59 kHz</b>
$f_R / \Delta f$	~ <b>1 x 10<sup>-2</sup></b>	~ <b>6,4 x 10<sup>-3</sup></b>	~ <b>1,6 x 10<sup>-3</sup></b>
Factor Q	~ <b>14</b>	~ <b>600</b>	~ <b>9</b>

Figura 17