

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 557 496**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.09.2009 E 09792188 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.11.2015 EP 2317912**

54 Título: **Sensor de sistema microelectromecánico utilizado en el campo biológico (BIOMEMS) y aparatos y procedimientos conexos**

30 Prioridad:

**02.09.2008 US 93688 P**  
**16.06.2009 US 187548 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**26.01.2016**

73 Titular/es:

**INNOVATIVE IN VIVO SENSING, LLC (100.0%)**  
**3644 Blue Flax Court**  
**Fort Collins, CO 80521, US**

72 Inventor/es:

**DEMIR, HILMI VOLKAN;**  
**PUTTLITZ, CHRISTIAN MATTHEW y**  
**MELIK, ROHAT**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

ES 2 557 496 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 sistema microelectromecánico utilizado en el campo biológico (BIOMEMS) y aparatos y procedimientos conexos

### Campo técnico

- 5 La presente solicitud se refiere, en general, a sensores y a sus usos y, más concretamente, a sensores implantables.

### Antecedentes

- 10 Las lesiones de las extremidades ortopédicas representan una carga médica y financiera considerable tanto en los Estados Unidos como en otros países. Aproximadamente 8 millones de fracturas de hueso se producen cada año en los Estados Unidos, y aproximadamente un 10% de estas fracturas no se consolidan adecuadamente. Respecto de lesiones que implican una lesión acusada del aporte vascular, las tasas de consolidación ósea anómala se aproximan al 50%. La complicación más habitual es la articulación anómala ósea. Estas articulaciones anómalas pueden ser muy costosas tanto debido al coste directo que la revisión supone como a los costes asociados por ejemplo en la pérdida de productividad debida a las bajas laborales. Se ha estimado que estos costes se pueden reducir en al menos un 50% si se pudieran evitar o tratar las complicaciones asociadas con una consolidación precoz.

- 15 El tratamiento más habitual para las articulaciones defectuosas es una nueva intervención quirúrgica. El resultado clínico de estos procedimientos está negativamente relacionado con el tiempo que transcurre entre la intervención quirúrgica inicial y la segunda intervención debido al desarrollo temporal de la acumulación de tejido fibroso en la zona de la fractura. Por tanto, clínicamente resulta crucial determinar el curso de la consolidación ósea (anómala frente a la normal) para el tratamiento y el cuidado de la zona de la fractura, de vital importancia en las primeras etapas. Las actuales estrategias que utilizan inyecciones de terapias "biológicas" óseas, proteínas morfogénicas óseas (BMPs) u otros factores de crecimiento que potencian las actividades osteoinductivas de las BMPs, han sido propuestas para tratar de forma no invasiva las consolidaciones anómalas óseas en la fase precoz de consolidación. Sin embargo, en la actualidad no se cuenta con la capacidad de diagnosticar si son necesarios tratamientos biológicos complementarios.

- 20 Aunque se conoce mal el mecanismo preciso mediante el cual la secuencia de consolidación ósea se deteriora, muchas de estas consolidaciones anómalas o pseudoartrosis (uniones fibrosas) se producen cuando existe un cuadro clínico de fractura que no progresa discuriendo por un curso de consolidación de formación de un puente óseo directo, estabilizado (osificación intramembranosa). Actualmente, los facultativos en general supervisan la consolidación visualmente mediante radiografías, y muchos examinan el estado mecánico de la unión por medio de flexión manual del hueso en el punto de la fractura. Por desgracia, el curso de una consolidación de fractura anómala no es fácilmente diagnosticada en el periodo de tiempo inicial cuando la información radiográfica estándar de la fractura no es capaz de discriminar la vía de consolidación debido a la escasez relativa de tejido mineralizado. La valoración manual de la consolidación de la fractura es también insuficiente como herramienta diagnóstica en las etapas iniciales de la consolidación. Por tanto, se necesitan nuevas tecnologías que proporcionen información diagnóstica en cuanto al curso de la consolidación dentro de las 6 semanas postoperatorias, lo que determinaría un avance considerable en la práctica y tratamiento ortopédicos clínicos de fracturas problemáticas. La presente invención da respuesta a esta necesidad. Un sensor implantable para el seguimiento de las fracturas se conoce a partir del documento DE 10 2005 045 739A1.

- 25 30 35 40 Un dispositivo de acuerdo con la invención se define en la reivindicación 1. Un procedimiento de acuerdo con la invención se define en la reivindicación 17.

### Breve descripción de los dibujos

Formas de realización de la invención se ilustran a modo de ejemplo y no como limitación en las figuras de los dibujos que se acompañan, en las cuales:

- 45 La Figura 1 ilustra características de una forma de realización de un procedimiento de vigilancia de los cambios de un dispositivo hardware implantado en un sujeto.
- La Figura 2 ilustra características de una forma de realización de un procedimiento de vigilancia de los cambios de un dispositivo hardware implantado en un sujeto.
- 50 La Figura 3 ilustra características de una forma de realización de un sensor inalámbrico que puede fijarse a un dispositivo hardware para su implantación en un sujeto biológico.
- La Figura 4 muestra una forma de realización de una bobina sobre un material dieléctrico para un resonador.
- La Figura 5 muestra una forma de realización de una bobina en espiral para un resonador.

- La Figura 6 muestra una forma de realización de una arquitectura de resonador de anillo hendido.
- La Figura 7 muestra una forma de realización de un chip que incorpora una serie de resonadores de anillo hendido.
- La Figura 8 muestra una forma de realización de una arquitectura de resonador de anillo hendido imbricado.
- 5 La Figura 9 muestra una forma de realización de un resonador de bobina en espiral circular.
- La Figura 10 muestra una forma de realización de una arquitectura en la que un resonador está suspendido.
- La Figura 11 muestra una vista de un microscopio electrónico de escaneo de un solo dispositivo resonador suspendido.
- 10 La Figura 12 muestra una forma de realización de una estructura que incorpora una configuración de triplete.
- La Figura 13 muestra una forma de realización de una estructura que incorpora una configuración de triplete que incluye una bobina en espiral circular.
- La Figura 14 muestra una forma de realización de una estructura que incorpora una configuración de triplete que incluye un resonador de bobina suspendido.
- 15 Las Figuras 15 - 17 muestran varias series de resonadores sobre un chip.
- La Figura 18 muestra una forma de realización de un aparato implantable en un sujeto biológico.
- La Figura 19 ilustra una forma de realización de un sistema de vigilancia para determinar los cambios en la deformación del hardware.
- La Figura 20 muestra una forma de realización de un sensor alimentado de manera inductiva.
- 20 La Figura 21 muestra una vista lateral del sensor de la Figura 20, que incluye representaciones de elementos concentrados del modelo físico.
- La Figura 22 muestra un circuito equivalente del resonador del sensor de la Figura 20.
- Las Figuras 23 - 27 muestran una forma de realización ejemplar de un flujo de un proceso de fabricación que puede ser utilizado para fabricar un dispositivo sensor.
- 25 Las Figuras 28 - 31 ilustran una forma de realización para fabricar un sensor flexible a base de cinta.
- La Figura 32 muestra una estructura fabricada final sobre un sustrato de fibra sensible.
- Las Figuras 33 - 41 ilustran una forma de realización de un procedimiento de formación de un sensor en una arquitectura suspendida.
- La Figura 42 muestra una estimulación de un resonador suspendido.
- 30 La Figura 43 muestra un ejemplo de una predicción de modelo de un dispositivo sensor deformado bajo la aplicación de una carga de flexión, en términos de un campo de desplazamiento resultante.
- La Figura 44 muestra un ejemplo de la aplicación de cargas en tensión de manera controlada.
- Las Figuras 45 - 48 muestran las diferencias entre las respuestas de sensor de dos sensores sin deformación (ninguna carga) y con diferentes cargas aplicadas.
- 35 La Figura 49 ilustra una frecuencia de resonancia como una función de la carga.
- Las Figuras 50 - 51 muestran un parámetro experimentalmente medido  $S_{21}$  (en decibelios) junto con el parámetro numéricamente simulado para un tamaño de chip de menos de 200 micrómetros cuadrados.
- Las Figuras 52 - 55 muestran resultados experimentales que comparan geometrías rectangulares y circulares.
- 40 La Figuras 56 - 60 ilustran diferentes resonadores de anillo hendido.
- Las Figuras 61 - 63 muestran diferentes conjuntos de espectros de transmisión relativos (en dB) para resonadores de anillo hendido no imbricados.

Las Figuras 64 - 66 muestran diferentes conjuntos de espectros de transmisión relativos (en dB) para resonadores de anillo hendido imbricados.

Las Figuras 67 - 68 muestran imágenes en 2X y 4X de tejido teñido con H&E adyacente a un sensor MEMS implantado.

5 La Figura 69 muestra el comportamiento de un sensor a base de silicio.

Las Figuras 70 - 71 muestran el error no lineal del sensor a base de silicio correspondiente a la Figura 69.

Las Figuras 72 - 76 muestran el comportamiento del sensor flexible de cinta.

La Figura 77 muestra un diagrama de bloques de diversas características de una forma de realización de un sistema.

## 10 **Descripción detallada**

La siguiente descripción detallada se refiere a los dibujos que se acompañan que muestran, a modo de ilustración, diversas formas de realización de la invención. Estas formas de realización se describen con suficiente detalle para hacer posible que los expertos en la materia pongan en práctica éstas y otras formas de realización. Pueden ser utilizadas otras formas de realización y pueden efectuarse cambios estructurales, lógicos y eléctricos en estas formas de realización.

Las diversas formas de realización no se excluyen necesariamente entre sí, en cuanto algunas formas de realización pueden ser combinadas con una o más formas de realización distintas para constituir nuevas formas de realización. La descripción detallada subsecuente, por tanto, no debe ser considerada en sentido limitativo.

En diversas formas de realización, un sensor inalámbrico está configurado para medir la deformación de un dispositivo hardware implantado en un sujeto biológico, incluidos el ser humano y los animales. La medición temporal de la deformación del hardware puede ser dirigida utilizando mediciones que incluyan cambios de vigilancia de la frecuencia de resonancia del sensor. El sensor puede materializarse como un dispositivo alimentado de manera inductiva que opere como un resonador totalmente intrachip, en el que los componentes del sensor sean biocompatibles. Dicho sensor puede ser operado con una diversidad de dispositivos, aparatos y sistemas electrónicos.

Se ha mostrado, en la práctica clínica y por medio de modelos animales, que la consolidación está íntimamente relacionada con el grado de estabilidad de la fractura y con la carga del implante en el periodo de tiempo inicial. Los estudios en animales que utilizan medidores de deformación cableados han demostrado que el callo y hueso de consolidación adoptan una proporción creciente de la carga a medida que la consolidación de la fractura avanza, reduciendo la carga sobre el hardware implantado. Si el curso de la consolidación es anómalo, esta transferencia gradual del peso de la carga se altera o es inexistente, esto es, el tejido de consolidación no puede asumir su parte normal de la carga porque no tiene la capacidad estructural o material para hacerlo. En diversas formas de realización, un sistema de telemetría que incorpora un sensor implantable biocompatible combina las relaciones entre la deformación del implante y la consolidación ósea como una función del curso de la consolidación.

Hasta la fecha, muchas de las tecnologías que buscan explotar los fenómenos de compartición de la carga del implante óseo han sido considerados de tamaño excesivamente voluminoso o implican la implantación de una alimentación de energía asociada. Investigaciones anteriores han tenido éxito en la determinación de las fuerzas aplicadas en la cadera, la columna y el hombro. Sin embargo, debido al tamaño relativamente voluminoso de los sensores y del hardware asociado (acondicionamiento de señales, modulación, etc.), la mayoría de los sistemas de telemetría anteriores han sido implantados dentro de los componentes de sustitución de la articulación o de fijadores internos voluminosos. El resultado es que estos dispositivos han obtenido datos útiles para la compresión de la carga del implante óseo, pero dichos dispositivos pueden no ser apropiados para una realización a gran escala como herramienta diagnóstica y / o pronóstica. Así mismo, debido a la complejidad de los diseños y a la interconectividad asociada, la fabricación de estos sistemas se lleva típicamente a cabo por encargo. El gasto resultante puede no justificar su fabricación a gran escala.

En diversas formas de realización, un diseño de sensor de deformación de radiofrecuencia (RF) incluye características que utilizan tecnología de sistemas mecánicos microelectrónicos (MEMS) para su implantación en un sujeto biológico. El sensor puede ser montado sobre el hardware implantable para la implantación en el sujeto biológico. El sensor puede ser estructurado para ser alimentado de manera inductiva, sin fuente de energía implantable. El sensor puede ser dispuesto sobre el hardware implantable de manera que el sensor vigile las deformaciones de flexión de la superficie sobre el hardware impuesto. El sensor puede ser dispuesto como un sensor inalámbrico de manera que no se utilicen conexiones físicas interno - externas para detectar y transmitir los datos biológicos *in vivo*. Así mismo la miniaturización de dicho dispositivo puede permitir su uso en aplicaciones que de otro modo serían imposibles. Dicho sensor MEMS puede ser dispuesto como un dispositivo que utilice alimentación inductiva sin incorporar una alimentación de energía eléctrica, proporcionando energía de forma pasiva; y presenta un tamaño físico tal que el sensor bio-MEMS mitiga muchos de los problemas asociados con los

dispositivos convencionales actuales y con los procedimientos asociados. Así mismo, la estructura de dichos sensores bio-MEMS permite la fabricación a una escala de producción que puede ser considerablemente más rentable que la fabricación de los dispositivos convencionales actuales.

En diversas formas de realización, un sensor esencialmente actúa como un medidor de deformación inalámbrico fijado a la superficie de un dispositivo hardware, es decir un dispositivo ortopédico o neuroquirúrgico, como un sistema de fijación posterior por tornillo del pedículo espinal de la placa de fijación a la fractura, un dispositivo de fijación intracorporal espinal, un dispositivo de sustitución de un cuerpo vertebral, una fijación de una fractura de aloinjerto de varilla / clavo intramedular o separador vertebral, sistemas de preservación del movimiento espinal (por ejemplo sistemas de estabilización dinámica y de sustitución de discos intervertebrales), y sistemas hardware de osteogénesis de fijación y distracción craneofacial, que puede ser implantado en un sujeto. Esta configuración y operación contrasta con otros muchos sensores inalámbricos que son utilizados en el sistema vascular de un sujeto. El diseño del sensor bioMEMS es tal que la deformación del circuito integrado de los bioMEMS provoca un desplazamiento de su frecuencia de resonancia. Mediante la detección de este desplazamiento de la frecuencia y la realización de una calibración de la frecuencia de deformación predeterminada, pueden ser vigilados longitudinalmente los cambios temporales de la deformación del hardware. Los componentes del sistema de detección pueden incluir un inductor u otro medio de aplicación de cambios electromagnéticos, el sensor implantable, una antena de recepción. El sensor implantable puede ser designado como "resonador" del sistema de detección. La antena de recepción puede materializarse como un aparato analizador de antena / espectro de recepción. El inductor produce un campo magnético externo alternativo que induce una corriente eléctrica en el sensor. El sensor presenta una frecuencia de resonancia asociada que está exclusivamente relacionada con la configuración de la corriente del circuito formado por el sensor. La frecuencia de resonancia del sensor cambia cuando el sensor se deforma. Las señales generadas en el sensor, en respuesta a los campos electromagnéticos aplicados, pueden ser recibidas a partir del sensor en la antena fijada del analizador de espectro y pueden ser utilizadas para determinar la frecuencia de resonancia del circuito formado por el sensor.

La Figura 1 ilustra características de una forma de realización de un procedimiento de vigilancia de los cambios del hardware implantado en un sujeto. En la referencia numeral 110, se determina un desplazamiento de la frecuencia de resonancia de un sensor dispuesto sobre un hardware. El sensor puede ser dispuesto como un dispositivo alimentado de forma inductiva, biocompatible. La frecuencia de resonancia del sensor puede ser excitada sometiendo el sensor a un campo magnético o electromagnético alternativo. En la referencia numeral 120, se determinan los cambios temporales de la deformación del hardware en base al desplazamiento determinado. Los cambios temporales pueden ser determinados mediante el análisis de las señales procedentes del sensor, donde las señales son generadas a partir del sensor en respuesta al sometimiento del sensor al campo magnético o electromagnético alternativo. En diversas formas de realización, el desplazamiento de la frecuencia de resonancia se utiliza sin emplear los valores absolutos de las frecuencias de resonancia con respecto a la determinación de los cambios temporales en la deformación del hardware. En base a los cambios temporales de la deformación del hardware, se determinan los cambios en el sujeto.

La Figura 2 ilustra características de una forma de realización de un procedimiento para vigilar los cambios del hardware implantado en un sujeto, por ejemplo un sujeto biológico. En la referencia numeral 210, se determina una frecuencia de resonancia de un sensor en la que el sensor está dispuesto sobre el hardware implantado en el sujeto. El sensor puede ser alimentado de manera inductiva por un campo electromagnético de manera que, con respecto a la alimentación, el sensor opera como un dispositivo sin contacto sin una alimentación de energía eléctrica incorporada. El sensor puede ser fijado a la superficie de un dispositivo hardware que pueda ser implantado en un sujeto.

En la referencia numeral 220, se determina un desplazamiento de la frecuencia de resonancia del sensor en base a las señales inalámbricas procedentes del sensor, siendo las señales inalámbricas generadas a partir del sensor en respuesta a los campos electromagnéticos aplicados en momentos diferentes. Estos campos electromagnéticos actúan como sondas de lectura del sensor configuradas como forma de determinación de la deformación sobre el dispositivo del hardware implantado. En diversas formas de realización, el desplazamiento de la frecuencia de resonancia se puede formar a partir de las señales procedentes del sensor sin tener en cuenta la señal de energización utilizada para alimentar el sensor.

En la referencia numeral 230, se determinan los cambios temporales de la deformación del hardware, en base al desplazamiento de la frecuencia de resonancia. Los cambios temporales de la deformación del dispositivo hardware pueden ser determinados llevando a cabo una calibración de la frecuencia de deformación del hardware. Los cambios temporales de la deformación del hardware pueden ser determinados vigilando las deformaciones de superficie del dispositivo hardware. Los cambios del sujeto biológico pueden ser determinados en base a los cambios temporales de la deformación del dispositivo hardware. Respecto de una placa de fijación de una fractura implantada en una persona, estos cambios pueden ser vigilados para ser utilizados en el diagnóstico y el pronóstico de la consolidación del hueso fracturado de la persona. Respecto de un dispositivo de fijación espinal, estos cambios pueden ser utilizados para determinar el curso de progresión de la fusión.

La Figura 3 ilustra características de una forma de realización de un sensor inalámbrico 305 que puede fijarse a un hardware 303 para su implantación en un sujeto biológico. El sensor 305 incluye un substrato 307, un material

dieléctrico 320 dispuesto sobre el sustrato 307 y una bobina conductora 310 dispuesta sobre el material dieléctrico 320 de forma que el material dieléctrico 320 y la bobina conductora 310 estén dispuestos como un resonador. El sustrato 307 puede ser dispuesto también como parte del resonador. El sustrato 307, el material dieléctrico 320 y la bobina conductora 310 son estructurados como un dispositivo alimentado de forma inductiva, biocompatible, que puede fijarse al hardware 303 para su implantación en un sujeto biológico. La respuesta del sensor 305 insertado en tejido blando puede ser lineal con respecto a la fuerza aplicada sobre un amplio rango de fuerzas.

El material dieléctrico 320 puede ser un material macizo que incluya un material biocompatible eléctricamente aislante. El material dieléctrico 320 es nitruro de silicio. La bobina conductora 310 incluye un material biocompatible eléctricamente conductor. La bobina conductora 310 es de oro. La bobina conductora 310 puede estar dispuesta como un inductor y parte de un condensador que forma un resonador, donde el material dieléctrico 320 forma parte del condensador. El sustrato 307 puede funcionar como una placa eficaz del condensador formando la bobina conductora 310 la otra placa y con el material dieléctrico 320 entre y en contacto con la bobina conductora 310 y el sustrato 307. Como alternativa, pueden ser utilizados uno o más materiales conductores como parte del condensador. Por ejemplo, una capa conductora puede ser dispuesta entre el sustrato 307 el material dieléctrico 320. Una capa conductora puede ser dispuesta entre la bobina 310 y el material dieléctrico 320.

En diversas formas de realización, la función de resonador del sensor es dirigida por una bobina, por ejemplo la bobina conductora 310 de la Figura 3, proporcionando inductancia, y la capacitancia intrachip suministrada por el material dieléctrico 320. Esta configuración permite sintonizar el sensor mediante la película dieléctrica mejor que utilizando los condensadores externos que pueden incrementar de manera no deseable el área eficaz del dispositivo y reducir el "factor-Q", que es la relación de la energía almacenada con respecto a la energía perdida de un circuito o dispositivo. Para el sensor 305, pueden ser utilizadas disposiciones estructurales de la bobina conductora y del material dieléctrico, junto con la elección de materiales, para diseñar un factor de calidad máxima con una separación mínima de los circuitos. Una forma de realización ejemplar incluye una geometría en espiral para una bobina en conductor realizada como un resonador totalmente intrachip en base a consideraciones del factor-Q. Por ejemplo, el chip con la geometría en espiral puede ser formado con un tamaño de chip de aproximadamente 500 micrómetros cuadrados con un factor-Q de casi 50 operando a una frecuencia de resonancia de aproximadamente 7 GHz. Un factor-Q de aproximadamente 50 puede ser configurado como un factor-Q alto, que puede potenciar la operación del sensor 305 como un sensor inalámbrico fijado al hardware para funcionar esencialmente como un medidor de deformación. Las estructuras basadas en inductores de bobina en espiral para una bobina pueden ser utilizadas para poner en práctica el área reducida de la bobina sobre un chip, aumentando al tiempo el factor-Q.

En diversas formas de realización, puede materializarse un resonador intrachip sin una cavidad dispuesta sobre el chip. En dicho sensor, se utiliza una arquitectura basada en una bobina en espiral de autosintonización sin una cavidad sobre el chip utilizando unos parámetros de diseño mejorados a una frecuencia de operación más alta. Por ejemplo, utilizando un resonador intrachip en silicio, el factor-Q puede ser elevado a más de 90 para un tamaño de chip de menos de 200 micrómetros cuadrados. De esta manera, se pueden conseguir unos resonadores de Q alta y de pequeño tamaño en comparación con los resonadores convencionales que utilizan condensadores de condensación externa y / o una cavidad en un chip. Pueden conseguirse mayores aumentos en el factor-Q utilizando una arquitectura suspendida, que se obtenga eliminando (grabando al ácido) silicio por debajo del sensor. Cuando dos sensores son comparados, cuando todas las características del resonador son de dimensión igual, pero el sustrato de uno está grabado al ácido (arquitectura suspendida) y el otro no lo está (arquitectura planar), el dispositivo suspendido demuestra un incremento de un 10% en el factor-Q respecto del dispositivo planar.

El sensor de la deformación puede ser configurado para producir un desplazamiento de la frecuencia de resonancia que sea lo suficientemente amplio para que puedan ser detectados por el sensor pequeños cambios de la deformación. Dicho desplazamiento de la frecuencia de resonancia se puede conseguir con resonadores de sensor de deformación circular isotrópicos que permitan unos factores-Q mayores con una menor separación en comparación con los diseños rectangulares. La arquitectura circular permite un desplazamiento de la frecuencia de resonancia considerablemente mayor, por ejemplo de 500 MHz por oposición a los 330 MHz, y una sensibilidad mayor debido a su geometría isotrópica. Esta arquitectura puede traducirse en una mejora sustancial del rendimiento de estos resonadores para su uso como sensores de la deformación de bioimplantes.

En diversas formas de realización, pueden materializarse unos sensores inalámbricos de la deformación alimentados de manera inductiva utilizando una arquitectura que proporcione unas propiedades metamateriales eficaces. Un metamaterial afecta a las ondas electromagnéticas cuando presenta características estructurales menores que la longitud de onda de la radiación electromagnética con la cual interactúa. Utilizando una estructura de resonador de anillo hendido (SRR) como metamaterial del sensor, el sensor puede obtener factores-Q altos, inmersiones de transmisión elevadas sobre la resonancia, desplazamientos de frecuencia de la resonancia elevados, elevadas sensibilidades y una linealidad muy satisfactoria, que son propiedades adecuadas para un sensor inalámbrico preciso. Así mismo, el sensor consigue considerablemente reducir las frecuencias de resonancia (de 50 Mhz a 1 GHz) con inmersiones más agudas, lo que es de utilidad para detectar aplicaciones que supongan problemas de atenuación del tejido blando que pueden estar asociados con un sujeto biológico. Las lecturas de la deformación procedentes del sensor inalámbrico, que se obtienen de forma telemétrica, se ha descubierto que son comparables a las obtenidas utilizando sensores de la deformación cableados comercialmente disponibles que son utilizados en aplicaciones de contactos eléctricos.

Pueden ser utilizadas diversas estructuras de la bobina conductora del dispositivo de sensor inalámbrico. En una forma de realización ejemplar, se incorporan múltiples resonadores de anillo hendido en una arquitectura imbricada compacta para reducir la frecuencia operativa del sensor. Este sensor SRR imbricado puede superar a un sensor SRR no imbricado en términos de sensibilidad. Esta potenciación de la sensibilidad puede deberse a la aparición de más espacios libres en el SRR imbricado en comparación con el SRR no imbricado.

En diversas formas de realización no de acuerdo con la invención, el sustrato del sensor puede ser un sustrato flexible. Un ejemplo de un sustrato flexible es una cinta de vacío. La utilización de un sustrato flexible puede hacer que el sensor inalámbrico sea más sensible y lineal en comparación con la utilización de un sustrato de silicio. Un sensor metamaterial flexible a base de cinta puede mostrar un nivel de sensibilidad mejorada de manera considerable con un error de no linealidad considerablemente reducido, en comparación con un sensor a base de silicio de la misma geometría.

Una bobina para un sensor acoplado de manera inductiva puede ser estructurada de acuerdo con diversas formas de realización. La Figura 4 muestra una forma de realización de una bobina 410 sobre un material dieléctrico 420. La bobina 410 y el material dieléctrico 420 pueden estar compuestos por materiales biocompatibles si el sensor se utiliza para su implantación en una persona o animal. Dichos materiales biocompatibles incluyen oro. En un experimento, un sensor bioMEMS que presenta la estructura de bobina de la Figura 4 fue fijado a una placa implantable utilizando epoxi duro para vigilar la deformación sobre una placa implantable en tiempo real. El dispositivo fijado opera como un sensor de deformación para medir la deformación sobre una placa implantable. El sensor se caracterizaba, en una configuración de compresión, con un mínimo de 115 kgf y un máximo de 276 kgf en el rango de carga de 100 - 300 kgf aplicados a la configuración. Cuando la carga externa se incrementó de 115 kgf a 276 kgf, se observó que la resonancia se desplazaba a frecuencias más amplias. En la caracterización se utilizó poliamida fundida como placa implantable, con un módulo de Young de 3,14 GPa. Se obtuvo un nivel de sensibilidad de 0,306 MHz / kgf para el sensor bioMEMS utilizando la bobina de la Figura 4.

La Figura 5 muestra una forma de realización de una bobina en espiral 510. La bobina en espiral 510 puede disponerse como una bobina en espiral rectangular que sea una bobina continua con al menos dos giros. El cuadrado puede tener unas dimensiones exteriores de 195 x 195 micrómetros como un resonador intrachip. Dicho resonador intrachip sobre silicio puede operar a aproximadamente 15 GHz con un factor-Q de 93,81. Otras dimensiones pueden ser utilizadas. Por ejemplo, un cuadrado con dimensiones de 540 x 540 micrómetros puede tener una frecuencia de resonancia ( $f_0$ ) de 6,97 GHz con un ancho de banda de 3 dB ( $\Delta f$ ) de 148 MHz y un factor-Q de 47,10. Un cuadrado con dimensiones de 520 x 520 micrómetros puede tener una frecuencia de resonancia ( $f_0$ ) de 7,12 GHz con un ancho de banda de 3 dB ( $\Delta f$ ) de 178 y un factor-Q de 38,48.

La Figura 6 muestra una forma de realización de una arquitectura de resonador de anillo hendido 610. La arquitectura de resonador de anillo hendido 610 comprende un cuadrado dentro de un cuadrado. Hay un espacio libre en el cuadrado exterior sobre un lado y un espacio libre en el cuadrado interior sobre el lado opuesto.

La Figura 7 muestra una forma de realización de un chip que presenta una red 710 de resonadores de anillo hendido 712-1 ... 712-N. Cada resonador de anillo hendido 712-1 ... 712-N puede comprender un cuadrado dentro de un cuadrado. Cada resonador de anillo hendido 712-1 ... 712-N puede presentar un cuadrado exterior con una longitud de 2,22 mm sobre cada lado y un cuadrado interior con una longitud de 1,5 mm sobre cada lado: La red 710 puede estar compuesta por una formación de 5 X 5 de estos cuadrados, como se ilustra en la Figura 7. Una arquitectura de SRR con una red de 5 X 5 puede producir una sensibilidad de 109 kHz / kgf (5,148 kHz / microdeformaciones) con un error de no linealidad bajo de menos de 200 microdeformaciones. La formación 710 puede materializarse como un N X N, donde N es un número entero distinto de 5.

La Figura 8 muestra una forma de realización de una arquitectura SRR imbricada 810. La arquitectura SRR imbricada 810 comprende muchos resonadores hendidos. En esta forma de realización, cada SRR puede tener la misma anchura y puede compartir una base común, pero la altura de cada uno puede ser diferente. Así mismo, el lado opuesto de la base de cada SRR puede presentar un espacio libre dentro del mismo. La arquitectura del SRR imbricado 810 puede tener una diferencia de altura, de un resonador al resonador siguiente, de 0,8 mm donde el rectángulo de base puede tener una altura de 1,8 mm. La arquitectura del SRR imbricado 810 puede materializarse con otras dimensiones. En la Figura 8, la arquitectura del SRR imbricado 810 puede presentar 20 giros. La arquitectura del SRR imbricado 810 puede presentar una estructura que presente giros distintos de 20.

La Figura 9 muestra una forma de realización de un resonador de bobina en espiral circular 910. El resonador de bobina en espiral circular 910 puede ser una bobina continua, la cual puede estar constituida por al menos dos giros en espiral. Puede estar estructurada con una pluralidad de giros distintos de dos. El resonador de bobina en espiral circular 910 puede tener un diámetro exterior de 340 micrómetros. Puede tener un diámetro exterior con una longitud distinta de 340 micrómetros.

La Figura 10 muestra una forma de realización de una arquitectura en la cual el resonador 1010 está suspendido. La arquitectura suspendida puede ayudar a incrementar el desplazamiento de la frecuencia de resonancia del

resonador 1010. Con un sustrato biocompatible macizo utilizado para fabricar el chip, por ejemplo silicio, el sustrato puede ser grabado al ácido para obtener la arquitectura suspendida. Un dispositivo suspendido único puede obtenerse grabando al ácido el sustrato de un dispositivo planar único. Al aplicar una carga tanto a un dispositivo planar único como a un dispositivo suspendido único, el dispositivo suspendido único puede producir un desplazamiento de la frecuencia de resonancia y un factor-Q superiores que el dispositivo planar único. La Figura 11 muestra una vista de un microscopio electrónico de escaneo (SEM) de un dispositivo suspendido único.

La Tabla 1 muestra los datos preliminares para un sensor fabricado con la arquitectura suspendida (grabada al ácido) como se muestra en la Figura 10 y un sensor fabricado con una arquitectura planar (no grabada al ácido) de la Figura 5, utilizando la misma geometría de bobina para ambos sensores. Los datos preliminares, con las cargas de 1960 N, 2940 N, y 3920 N, demuestran que el desplazamiento de la frecuencia de resonancia utilizando la arquitectura suspendida se incrementó en un 59%, 71% y 45%, respectivamente, en comparación con los sensores no grabados al ácido (planares). Así mismo, se incrementó el factor de calidad de la señal en casi un 9% empleando la arquitectura suspendida.

TABLA 1				
	Carga (N)			
	1960	2940	3920	Factor-Q
Planar	290 MHz	380 MHz	430 MHz	93,81
Suspendida	460 MHz	650 MHz	780 MHz	102,6

La Figura 12 muestra una forma de realización de una estructura de sensor que presenta una configuración de triplete. La configuración de triplete puede estar dispuesta con unas bobinas rectangulares triples, como tres sensores dispuestos lado con lado. Los sensores del lado exterior pueden actuar como una antena de transmisión 214 y una antena de recepción 1216 para el sensor intermedio 210. Las bobinas individuales de la configuración en triplete pueden ser construidas similares o idénticas a cualquiera de las bobinas analizadas en la presente memoria.

La Figura 13 muestra otra forma de realización de una estructura con una configuración de triplete. La estructura incluye tres bobinas en espiral circulares 1310, 1314, y 1316. Las bobinas en espiral circulares 1314 y 1316 pueden actuar como transmisoras y receptoras del sensor intermedio 1310. Como alternativa, cada una de las bobinas en espiral circulares 1310, 1314 y 1316 operan como resonadores de sensor.

La Figura 14 muestra otra forma de realización de una estructura con una configuración de triplete. La estructura incluye tres bobinas rectangulares suspendidas 1410, 1414 y 1416. Las bobinas en espiral 1414 y 1416 pueden actuar como transmisores y receptores del sensor intermedio 1410. Como alternativa, cada una de las bobinas en espiral 1410, 1414 y 1416 operan como resonadores de sensor.

Las Figuras 15 - 17 muestran diversas redes de resonadores sobre un chip. La Figura 15 muestra cuatro resonadores de bobina en espiral circulares separados relativamente apartados. La Figura 16 muestra una red de una pluralidad de resonadores de bobina en espiral circulares. Con el aumento del número de resonadores en una estructura de red, la separación entre los resonadores disminuye para un sustrato de tamaño fijo: la Figura 17 muestra una formación con una pluralidad de resonadores de bobina en espiral circulares y un resonador de bobina rectangular. Las redes de resonador híbridas como se muestra en la Figura 17 no están limitadas a un resonador de bobina rectangular con una pluralidad de resonadores de bobina en espiral circulares. Un sensor puede incluir una pluralidad de distintos tipos de resonadores, pudiendo variar el número de cada tipo individual.

La Figura 18 muestra una forma de realización de un aparato 1800 que puede ser implantado en un sujeto biológico. El aparato 1800 incluye un dispositivo hardware ortopédico 1803 y un dispositivo sensor 1805. El dispositivo sensor 1805 incluye un sustrato 1807, un material dieléctrico 1820 dispuesto sobre el sustrato 1807, y una bobina conductora 1810 dispuesta sobre el material dieléctrico 1820. El sustrato 1807 puede estar dispuesto sobre el dispositivo hardware 1803. El material dieléctrico 1820 y la bobina conductora 1810 son configuradas como un resonador. El sustrato 1807 también puede estar dispuesto con el material dieléctrico 1820 y la bobina conductora 1810 como un resonador. Un material dieléctrico biocompatible macizo puede ser utilizado en el material dieléctrico 1820. El sustrato 1807, el material dieléctrico 1820, y la bobina conductora 1810 están configuradas o estructuradas como un sensor biocompatible alimentado de manera inductiva 1805. El dispositivo hardware 1803 y el dispositivo sensor 1805 pueden ser implantados en un sujeto biológico, como una persona o un animal, para vigilar el estado del sujeto. Cuando el dispositivo hardware sea aplicado para consolidar una fractura ósea del sujeto, pueden realizarse cambios en la deformación del dispositivo hardware, detectados por el dispositivo sensor 1805, para determinar los cambios en la consolidación de la fractura ósea del sujeto.

El dispositivo sensor 1805 puede ser fijado, por ejemplo, al dispositivo hardware utilizando un material epoxi 1804, por ejemplo. Los materiales biocompatibles macizos del material dieléctrico 1820 pueden incluir, sin limitación,



nitruro de silicio. Los materiales biocompatibles de la bobina conductora 1810 pueden incluir, sin limitación, oro. Además de las propiedades biocompatibles, la selección de los materiales del dispositivo sensor 1805 pueden basarse en propiedades capacitivas e inductoras: El dispositivo sensor 1805 puede ser similar o idéntico a las diversas formas de realización de los sensores descritos en la presente memoria. Respecto del dispositivo sensor 1805 construido como un sensor flexible a base de cinta, no se necesita un material de epoxi externo 1804, porque la cinta incorpora su propio epoxi u otro material de fijación u otros elementos de fijación.

La Figura 19 ilustra una forma de realización de un sistema de vigilancia 1900 para determinar los cambios en la deformación del hardware. El sistema de vigilancia 1900 incluye una fuente 1915 operable para generar un campo electromagnético, un receptor 1925, un analizador de espectro 1935, y un analizador 1945. La fuente 1915 puede generar un campo electromagnético para energizar un sensor 1905 fijado a o formando parte del hardware 1903 implantado en un sujeto biológico 1901. Un sensor 1905 energizado por el campo electromagnético es un dispositivo biocompatible alimentado de forma inductiva que se utiliza como medidor de deformación del sistema de vigilancia 1900. El sensor 1905 puede ser similar a los sensores descritos con respecto a las diversas formas de realización de los sensores descritos en la presente memoria.

El receptor 1925 es operable para recibir las señales procedentes del sensor 1905 generadas en respuesta al sensor 1905 excitado por los campos electromagnéticos en diferentes momentos. El analizador de espectro 1935 es operable para determinar las frecuencias de resonancia del sensor 1905 procedentes de las señales recibidas. El analizador 1945 es operable para determinar un cambio temporal de la deformación del hardware, en base a un desplazamiento de la frecuencia de resonancia del sensor 1905 a lo largo del tiempo. La determinación de los cambios de la deformación del hardware pueden basarse en la calibración de la frecuencia de la deformación del hardware. Los datos derivados de una calibración de la frecuencia de la deformación, llevados a cabo antes de la implantación, pueden ser almacenados en una memoria accesible por el analizador 1945. En base a los cambios temporales de la deformación del hardware, el analizador 1945 puede ser operable para determinar los cambios del sujeto biológico.

El sistema de vigilancia 1900 puede incluir un medio legible por máquina que almacene instrucciones las cuales, cuando sean ejecutadas por un procesador del sistema de vigilancia provoquen que el sistema de vigilancia desarrolle diversas operaciones. Estas operaciones incluyen, pero no se limitan a, controlar la excitación del sensor 1905, dirigir la determinación de la frecuencia de resonancia del sensor 1905, controlar la determinación del desplazamiento de la frecuencia de resonancia del sensor 1905 en base a las señales inalámbricas procedentes del sensor 1905, generándose las señales inalámbricas del sensor 1905 en respuesta a las señales / campos de sonda aplicados en diferentes momentos, y controlar la determinación de un cambio temporal de la deformación del hardware en base al desplazamiento de la frecuencia de resonancia. El medio legible por máquina puede incluir instrucciones para generar datos representativos de la consolidación de la fractura del sujeto biológico, cuando los datos se basen en los cambios temporales de la deformación del hardware implantado en el sujeto biológico con respecto a la fractura. El medio legible por máquina puede consistir en cualquier elemento que almacene datos incluyendo instrucciones. Por ejemplo, el medio legible por máquina puede ser un medio legible por ordenador. El medio legible por máquina puede estar separado del sistema de vigilancia 1900. El medio legible por máquina puede ser un aparato autónomo que puede ser utilizado en diferentes sistemas.

Para diseñar un circuito sensor apropiado alimentado de forma inductiva, puede ser utilizada una geometría de bobina y aplicarse un principio de línea de transmisión para modelar esta estructura como un resonador. Para el empleo de estos resonadores como medidores de deformación implantables en una persona, el diseño puede estar diseñado para obtener una señal de RF de gran calidad utilizando materiales biocompatibles con un máximo desplazamiento posible de frecuencia de resonancia por unidad de deformación, con respecto a los diversos factores implicados en los diseños. Al diseñar dicho resonador, deben tenerse en cuenta diversos parámetros. Dichos factores incluyen los efectos sobre el sustrato, el grosor del dieléctrico, el material dieléctrico, la elección de metal, el grosor de la capa de metal, la anchura y la separación del revestimiento, el número de giros del circuito, y el área total del chip. Esta estrategia utiliza la capacitancia de película del sensor como capacitancia de circuito tanque de LC (inductancia - capacitancia). En diversas formas de realización, el excitador principal del cambio observado en la frecuencia de resonancia del sensor es el cambio de capacitancia por oposición a los cambios perseguidos de la inductancia. Dado que el sensor tiene un sustrato y una capa de metal con un módulo de Young (rigidez) relativamente alto, el desplazamiento de la frecuencia de resonancia se debe principalmente al cambio del área del condensador y, por tanto, a la capacitancia global.

La Figura 20 muestra una forma de realización de un sensor alimentado de forma inductiva 2005. La Figura 21 muestra una vista lateral del sensor 2005 de la Figura 20 que incluye unas representaciones de un elemento concentrado del modelo físico. La Figura 22 muestra un circuito equivalente del resonador del sensor 2005. Para modelar el dispositivo, se tienen en cuenta los siguientes parámetros de diseño: la longitud dimensional exterior ( $L_c$ ) y la anchura ( $W_c$ ) de la bobina; la total longitud de la bobina ( $l$ ); la anchura total de la bobina ( $w$ ); la(s) separación(es) del revestimiento ( $s$ ); el número de giros ( $n$ ); el grosor de la bobina ( $t$ ); y el grosor de la película delgada dieléctrica entre el sustrato y la capa de metal de oro ( $t_{film}$ ). Los parámetros del diseño geométrico  $L_c$ ,  $W_c$ ,  $N$ ,  $w$  y  $s$  fijan el diámetro interior de la bobina. Estos parámetros del dispositivo son utilizados para calcular los parámetros del modelo del elemento concentrado ilustrado en la Figura 22. Aquí  $L_c$  y  $R_s$  se corresponden, respectivamente, con la inductancia y la resistencia de la bobina.  $C_{film}$  representa la capacitancia entre el sustrato y la bobina.  $C_{Si}$  y  $R_{Si}$  son,

respectivamente, la capacitancia y la resistencia del sustrato.  $C_S$  indica la capacitancia entre los segmentos de bobina. La resistencia de la bobina ( $R_S$ ) es una función de la profundidad del revestimiento,  $\delta$ , que es la profundidad a la cual puede penetrar una onda electromagnética incidente, donde  $R_S$  y  $\delta$  se ofrecen en las siguientes ecuaciones:

5

$$R_s = \frac{\rho l}{w \delta (1 - e^{-\frac{l}{\delta}})}$$

en la que:

10

$$\delta = \sqrt{\frac{2\rho}{\omega\mu_0}}, \quad y \quad \omega = 2\pi f$$

$C_{film}$  y  $C_S$  se calculan utilizando las fórmulas clásicas del condensador de placa paralela:

15

$$C_{film} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l w}{t_{film}}$$

$$C_s = \frac{\epsilon_0 l t}{s}$$

20

en las que  $\epsilon_0$  y  $\epsilon_r$  son los coeficientes de permisividad material.  $C_{Si}$  y  $R_{Si}$ , que representan los efectos sobre el sustrato, son calculados utilizando las siguientes ecuaciones:

$$C_{Si} = 0.5 l w C_{sub}$$

25

$$R_{Si} = \frac{2}{l w G_{sub}}$$

en las que  $C_{sub} = 1,6 \times 10^{-10}$  F/cm<sup>2</sup> y  $G_{sub} = 0,4 / \Omega - \text{cm}^2$  son parámetros de ajuste empíricamente derivados. Las conversiones de circuito capacitivas y resistivas  $C_p$  y  $R_p$ ; respectivamente, se obtienen utilizando los parámetros calculados anteriores:

30

$$R_p = \frac{1}{\omega^2 C_{film}^2 R_{Si}} + \frac{R_{Si} (C_{film} + C_{Si})^2}{C_{film}^2}$$

35

$$C_p = C_{film} \frac{1 + \omega^2 (C_{film} + C_{Si}) C_{Si} R_{Si}^2}{1 + \omega^2 (C_{film} + C_{Si})^2 R_{Si}^2}$$

40

Las ecuaciones precedentes pueden ser utilizadas para determinar el desplazamiento teórico capacitivo esperado debido a los cambios de la geometría del sensor, como resultado de la carga aplicada y la deformación asociada. Con el sensor montado sobre el hardware implantable, la carga aplicada es transferida a partir del hardware. Estas fórmulas proporcionan también un sistema robusto para modular los cambios de diseño, como por ejemplo variando el grosor del componente de capa, y optimizar la capacitancia del sistema.

Aunque lo anterior proporciona un medio para calcular el cambio de capacitancia, el grado hasta el cual este desplazamiento puede ser detectado se cuantifica como factor de la calidad del circuito (factor-Q).

El factor-Q total del resonador se ofrece de la manera siguiente:

$$5 \quad \text{factor-Q} = \frac{f_0}{\Delta f}$$

Donde  $\Delta f$  es la anchura de la amplitud de la mitad de cresta y  $f_0$  es la frecuencia de resonancia. Aunque la ecuación anterior es útil para extraer el factor de calidad del resonador a partir de la caracterización experimental, efectivamente proporciona información acerca de qué elementos almacenan o disipan energía, los cuales pueden ser utilizados para diseñar un resonador intrachip de gran calidad. Por tanto, la definición del factor-Q para el inductor es explotado en lugar del entero circuito tanque LC. Para el inductor, solo la energía almacenada en el campo magnético es de interés. Por tanto, el factor de calidad máxima para el inductor ( $Q_{ind}$ ) puede alcanzarse cuando la diferencia entre el campo magnético de cresta y el campo eléctrico de cresta se encuentra en el valor máximo. Mediante esta definición pueden aseverarse cuáles sean los elementos que almacenan y disipan la energía y el diseño puede ser mejorado. Una forma alternativa de  $Q_{ind}$  se ofrece como:

$$Q_{ind} = \frac{R}{\omega L} \left[ 1 - \left( \frac{\omega}{\omega_0} \right)^2 \right]$$

La anterior ecuación revela que  $Q_{ind}$  es cero a la frecuencia de autorresonancia de la estructura. Esta frecuencia para un circuito LC clásico se ofrece mediante:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

El factor de calidad del resonador ( $Q_{res}$ ) se puede obtener combinando los factores de calidad del inductor y del condensador ( $Q_c$ ):

$$\frac{1}{Q_{res}} = \frac{1}{Q_{ind}} + \frac{1}{Q_c}$$

$Q_c$  no resulta afectado en gran medida por los cambios de diseño estructurales una vez que se ha seleccionado el sistema material.  $Q_{ind}$ , por otro lado, depende del diseño geométrico así como de la selección del material. Así, utilizando la clásica definición de resonancia y las técnicas de diseño para un mejor  $Q_{ind}$  puede expresarse como:

$$35 \quad Q_{ind} = \frac{\frac{\omega L_s}{R_s} \cdot \frac{2R_p}{2R_p + \left[ \left( \frac{\omega L_s}{R_s} \right)^2 + 1 \right] R_s}}{\left[ 1 - \frac{R_s^2 \left( \frac{C_p}{2} + C_s \right)}{L_s} - \omega^2 L_s \left( \frac{C_p}{2} + C_s \right) \right]}$$

Analizando la relación anterior para el  $Q_{ind}$  se puede mostrar que hay 2 porciones de la ecuación que tienen diferentes papeles al determinar la contribución del factor de la calidad de la inductancia: (1) el factor de pérdida del sustrato (SLF), que principalmente afecta al factor-Q obtenible global (máximo); y (2) el factor de autorresonancia (SRF), que principalmente afecta a la frecuencia de resonancia:

$$SLF = \frac{2R_p}{2R_p + \left[ \left( \frac{\omega L_s}{R_s} \right)^2 + 1 \right] R_s}$$

$$SRF = 1 - \frac{R_s^2 \left( \frac{C_p}{2} + C_s \right)}{L_s} - \omega^2 L_s \left( \frac{C_p}{2} + C_s \right)$$

Utilizando estas ecuaciones, puede diseñarse la geometría global del sensor con vistas a la optimización del valor de calidad ("factor-Q"), que es una medida de la agudeza de cresta de resonancia definida como la magnitud de cresta dividida por la mitad de la anchura de cresta, con un mínimo de separación de circuito.

Los materiales para el sensor biocompatible se seleccionan con arreglo a criterios que incluyen la biocompatibilidad. Aunque la utilización de arseniuro de galio (GaAs) como material del sustrato potenciaría el factor-Q del sensor, puede ser utilizado silicio (Si) por sus mejores características de biocompatibilidad. En diversas formas de realización, se puede utilizar un sustrato de gran resistividad de Si. La selección de la capa dieléctrica afecta a la capacitancia y al factor-Q. El nitruro de silicio ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ) presenta un constante dieléctrico relativamente alto (de hasta 8,0) y un factor de pérdida bajo, y también se conocen sus cualidades como biocompatible. Hay algunos materiales dieléctricos que muestran unos módulos elásticos (de Young) más bajos que el  $\text{Si}_3\text{N}_4$ , sin embargo, - presentan una pérdida mayor y unas constantes dieléctricas menores, lo que se traduce en un factor-Q bajo y se ha calculado que el cambio de la frecuencia de resonancia es significativamente menor al del  $\text{Si}_3\text{N}_4$ . Como resultado de ello, considerando la compensación entre el elevado factor-Q, las pequeñas dimensiones, y el elevado desplazamiento de la frecuencia de resonancia, el  $\text{Si}_3\text{N}_4$  puede ser utilizado como capa dieléctrica. Aunque el aluminio (Al) y el cobre (Cu) son los más frecuentemente utilizados como componentes metálicos en los dispositivos MEMs, desde hace tiempo se ha advertido en general que son materiales no biocompatibles. En lugar de estos materiales puede ser utilizado oro (Au) como capa de metal para la bobina.

Los condicionamientos del diseño del sensor, como por ejemplo el elevado factor-Q y la pequeña dimensión admisible son tomados en consideración al decidir el grosor de la capa de material y la fabricación global del sensor. Una estrategia está dirigida a su diseño potenciando al máximo la capacitancia, que se puede obtener a partir de la capacitancia del circuito tanque, frente a la consideración de que este elemento es una capacitancia parásita. Los factores con respecto al diseño de la capacitancia incluyen el grosor de la película dieléctrica, las dimensiones de la capa de metal, el número de giros de la bobina y el área / diámetro del chip. En base a la modelación, puede ser utilizado un grosor de película dieléctrica ( $t_{\text{film}}$ ) de aproximadamente 0,1  $\mu\text{m}$ . Pueden utilizarse otros grosores.

Con respecto al efecto del sustrato, es importante minimizar las pérdidas del sustrato para conseguir un incremento considerable en  $Q_{\text{ind}}$  y  $Q_{\text{max}}$ , en cuanto el sustrato es el componente de pérdida principal del sistema. Con respecto a un sustrato de silicio, para una pérdida leve, se utiliza una  $R_{\text{si}}$  elevada (un sustrato altamente resistivo). Sin embargo, un sustrato completamente no conductor obstaculizaría la formación de un condensador de placas paralelas entre la capa de metal y el sustrato, lo cual puede no resultar apropiado para un resonador intrachip. En una forma de realización, se puede seleccionar un sustrato de 5 - 10  $\Omega\text{ cm}$ ; el cual es suficientemente resistivo para impedir la pérdida excesiva pero que sigue siendo suficientemente conductor para servir como segunda placa de un condensador de placa paralela.

Con respecto al efecto de la película delgada dieléctrica, la capa dieléctrica es también un factor importante para un diseño de factor-Q elevado. Para potenciar al máximo el condensador entre el metal y el sustrato, que sirve como el C del circuito LC, es apropiada una capa dieléctrica con una elevada constante dieléctrica. Por otro lado, para reducir al mínimo la pérdida, es apropiado un material dieléctrico de baja pérdida. El  $\text{Si}_3\text{N}_4$ , con una constante dieléctrica de ocho y una tangente de pérdida de  $5 \times 10^{-4}$ , puede ser una selección apropiada como película dieléctrica.

Con respecto al efecto del grosor de la película, el grosor de la capa dieléctrica ( $t_{\text{film}}$ ) es otro aparato eficaz para diseñar un resonador con un factor-Q elevado. El grosor seleccionado de la capa dieléctrica puede depender de la frecuencia de resonancia escogida como objetivo para un resonador.

Con respecto al efecto de los parámetros de la capa metálica, el grosor de la capa metálica también es importante para determinar el  $Q_{\text{ind}}$ . Cuanto más grueso sea el metal, mayores son el  $Q_{\text{ind}}$  y  $Q_{\text{max}}$ . Un grosor de metal de 0,1  $\mu\text{m}$  puede ser seleccionado para limitar el uso de etapas de fabricación especiales en el proceso CMOS. A pesar de la capa delgada, un  $Q_{\text{ind}}$  elevado puede ser obtenido reduciendo en la medida suficiente la pérdida de sustrato. En ese caso, el incremento del grosor del metal seguiría afectando al factor-Q pero no de forma significativa como lo haría en la estructura con una resistencia de sustrato que fuera demasiado baja.

Con respecto a las dimensiones de la capa de metal, para conseguir un sensor de alto rendimiento, la anchura de la capa de metal puede ser una cuestión de diseño importante porque un incremento de la anchura produce un incremento del factor-Q y de la frecuencia de resonancia, pero esto está asociado con un incremento inherente del área global (y la dimensión). Así mismo, la separación del metal afecta al rendimiento del dispositivo. Una separación menor incrementa la potencia de resonancia y supone la creación de un chip más compacto. Sin embargo, un incremento de la anchura y una reducción de la separación lleva a efectos parásitos que reducirían el factor-Q global.

Con respecto al efecto del número de giros, para incrementar el  $Q_{ind}$  manteniendo al tiempo el pequeño tamaño, el número de giros ( $N$ ) se puede reducir. Esto reduce la inductancia neta, elevando la frecuencia de autorresonancia. En diversas formas de realización, el número de giros se establece en dos para producir una bobina completa. Sin embargo, se puede utilizar una bobina con más o menos giros, lo que puede depender de la arquitectura de la estructura de la bobina.

Con respecto al efecto del área, el tamaño del chip puede ser importante para ajustar la frecuencia de resonancia y el  $Q_{ind}$ . La reducción del área total conduce a un factor-Q mejorado y a una frecuencia de resonancia mayor. Así mismo, un diámetro interno menor incrementa el factor-Q y la frecuencia de resonancia. Sin embargo, la reducción del diámetro interior hasta un punto en el que es inferior a la separación provoca efectos parásitos adicionales.

Con respecto al efecto del diámetro interior, si se fijan todos los demás parámetros del diseño, el incremento del diámetro interior incrementa el área. Esto reduce la frecuencia de resonancia y, por tanto, el  $Q_{ind}$ . Por tanto, un diámetro interior más pequeño potencia el  $Q_{ind}$  y la frecuencia de resonancia. Sin embargo, el diámetro interior puede ser seleccionado solo para reducir el diámetro interior hasta el grosor de la separación  $s$ , dado que la reducción por debajo de este valor provoca que la capacitancia parásita domine y degrade el  $Q_{ind}$ .

Los factores geométricos pueden ser utilizados para determinar la resistencia y la capacitancia de un sensor para ser utilizado como dispositivo implantable operable como inalámbrico sin una alimentación de energía eléctrica incorporada.  $R_p$ , que se muestra en la Figura 22, representa la resistencia combinada del modelo de bobina de la Figura 21 y es un componente eficaz para determinar las pérdidas de sustrato. Con un sustrato de silicio de alta resistividad, el valor de  $R_{Si}$  es elevado, lo que proporciona un elevado  $R_p$ . El  $C_p$  se corresponde con el componente capacitivo del sensor y tiene un efecto significativo sobre el factor de autorresonancia. Un  $C_p$  más bajo se traduce en mejoras de la frecuencia de resonancia, lo que ayuda a determinar los cambios de deformación según lo analizado en la presente memoria. Materiales biocompatibles distintos del silicio y del nitruro de silicio pueden ser utilizados con sus correspondientes parámetros utilizados en las ecuaciones analizadas con anterioridad.

Pueden ser utilizados diversos procesos de fabricación para construir sensores alimentados de manera inductiva para ofrecer de manera inalámbrica información respecto del perfil de carga transitoria entre el hueso y el hardware implantado. El proceso de fabricación seleccionado depende de los componentes del sensor de tamaño chip. Las variaciones de los procesos dependen de factores tales como el diseño de bobina y de si el sustrato incluye una cinta flexible o está estructurado sin una cinta. En diversas formas de realización, el proceso de fabricación es un procedimiento multietapa que utiliza procesos MEMs convencionales. El sensor puede ser procesado en un entorno habitacional limpio utilizando técnicas de microfabricación fotolitográficas, compatibles con las microondas.

Las Figuras 23 - 27 forman una forma de realización ejemplar de un proceso de flujo de fabricación que se puede utilizar para fabricar un dispositivo sensor como el sensor 2005 de la Figura 20. Con este sensor, que presenta un sustrato de silicio, una primera etapa incluye una litografía estándar y una fotolitografía sobre un sustrato de Si 2307 para depositar la primera capa de metal de oro (Au) 2322 como se muestra en la Figura 23. Puede ser utilizada una deposición al vapor química asistida por plasma (PECVD) para depositar una película delgada de nitruro de silicio ( $Si_3 N_4$ ) 2320 como se muestra en la Figura 24. Pueden ser utilizados otros procesos de deposición para depositar la película delgada de  $Si_3 N_4$  2320. Para modelar la película de  $Si_3 N_4$  2320, se lleva a cabo una segunda litografía para abrir las áreas de interconexión verticales 2329, por ejemplo empleando un proceso de grabado al ácido húmedo con ácido hidrofúorico, como se muestra en la Figura 25. En una metalización posterior de Au, se erige la capa de interconexión 232, como se muestra en la Figura 26. Como se muestra en la Figura 27, puede emplearse una tercera litografía y unos procesos de metalización de Au para construir la bobina superior 2310 para obtener el resonador sensor.

Las Figuras 28 - 31 ilustran una forma de realización para fabricar un sensor sensible a base de cinta. La Figura 28 muestra una cinta al vacío 2807 para su uso como sustrato de cinta flexible. La Figura 29 muestra una capa de oro delgada 2811 depositada sobre un sustrato de cinta flexible 2807, donde la deposición puede utilizar técnicas de metalización estándar. Utilizando la deposición al vapor química asistida por plasma (PECVD), se puede depositar una capa igualmente delgada 2820 de  $Si_3 N_4$  como película delgada dieléctrica, como se muestra en la Figura 30. Utilizando técnicas de litografía, evaporación de metal y de despegue estándar, se puede depositar una capa de oro 2810 para formar la fabricación del sensor, como se muestra en la Figura 31.

La cinta al vacío 2807 puede ser utilizada, dado que puede soportar las elevadas temperaturas que representan la PECVD. Una diferencia del procedimiento de fabricación entre el sensor flexible a base de cinta y el sensor a base de silicio incluye la deposición de la primera capa de oro 2811 sobre el sustrato de la cinta al vacío 2807. La

primera capa de oro 2811 incrementa la absorción del sensor a la frecuencia de resonancia de manera que puede apreciarse una profunda caída en la frecuencia de resonancia. Sin embargo, con un sustrato de silicio, el propio silicio incrementa la absorción para que se pueda formar el sensor sin una capa suplementaria de Au.

La deposición de la primera capa de oro 2811 proporciona también al condensador de placas paralelas, que es el condensador formado por entre las capas de oro primera y final 2811, 2810 a los lados opuestos de la capa delgada 2820 del  $\text{Si}_3\text{N}_4$  de la cinta en base al sensor flexible. Sin embargo, para el sensor con sustrato de silicio, con un sustrato de silicio corregido, un condensador de placas paralelas se forma sin una capa de Au suplementaria, porque el silicio corregido es conductor. El condensador de placas paralelas es una característica del sensor, porque cuando se aplica la carga, el condensador de placas paralelas cambiará y, como resultado de ello, cambiará la frecuencia de resonancia. La Figura 32 muestra una estructura fabricada final sobre un sustrato de cinta flexible 3207. La estructura fabricada final mostrada en la Figura 32 incluye un sensor de metamaterial. Se pueden formar otras disposiciones geométricas sobre el sustrato de cinta flexible 3207.

Las Figuras 33 - 41 ilustran una forma de realización de un procedimiento para formar un sensor en una arquitectura suspendida. El proceso se puede iniciar con la selección de un sustrato 3307, como se muestra en la Figura 33. Puede ser utilizado un sustrato de silicio con un grosor de 500  $\mu\text{m}$  de tipo n 3307 con una orientación  $\langle 100 \rangle$ . Otros materiales y / o tipos de conductividad pueden ser utilizados para el sustrato. Una película delgada de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  3321 puede ser depositada utilizando un sistema de deposición al vapor químico potenciado con plasma, como se muestra en la Figura 34. Pueden ser utilizados otros procesos de deposición y otros materiales dieléctricos. La película delgada de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  3321 puede tener un grosor de 0,1  $\mu\text{m}$ . Pueden ser utilizados otros grosores.

La Figura 35 muestra una primera capa de metal 3311 depositada sobre la película delgada de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  3321. La primera capa de metal 3311, formada como capa de contacto, puede realizarse en Au con un grosor de 0,1  $\mu\text{m}$ . Pueden utilizarse otros grosores y / o pueden emplearse otros materiales conductores. La Figura 36 muestra una película dieléctrica posteriormente depositada 3320. La película dieléctrica 3320 puede ser una película delgada de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  con un grosor de 0,1  $\mu\text{m}$ .

La Figura 37 muestra una película 3320 después de la modelación y formando unas áreas de interconexión verticales 3339, que pueden abrirse por ejemplo utilizando un proceso de grabado al ácido húmedo GH. La Figura 38 muestra la estructura después de llevar a cabo una metalización de oro para formar las interconexiones 3313 y la construcción de la bobina superior 3310. Una película de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  con un grosor de 0,8  $\mu\text{m}$  3323 puede ser depositada, como se muestra en la Figura 39. La película de nitruro de silicio 3323 puede ser modelada y grabada al ácido por HF, como se muestra en la Figura 40. La Figura 41 muestra la estructura después del grabado al ácido del silicio, como por ejemplo utilizando hidróxido de potasio (KOH) para formar el sensor suspendido 3305.

La película delgada de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  se forma inicialmente para proteger la capa de metal de conexión mientras el silicio está siendo grabado al ácido. Dado que el KOH también graba al ácido la capa de metal, las primera y tercera capas de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  son utilizadas como capas tope de grabado al ácido. La segunda capa de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  con la primera capa de  $\text{Si}_3\text{N}_4$  actúa como capa dieléctrica para el resonador sensor 3305. Utilizando una solución de KOH con una concentración de un 30 por ciento se obtiene una tasa de grabado al ácido de 1,1  $\mu\text{m} / \text{min}$ , de acuerdo con lo esperado de las simulaciones cinéticas químicas del grabado al ácido de silicio. Después de 70 minutos, se graba al ácido una profundidad de 77  $\mu\text{m}$ . La Figura 42 muestra una simulación de un resonador suspendido. Los trapecios 4221-1, 4221-2, 4221-3, 4221-4, 4221-5, y 4221-6 representan áreas en las cuales está ausente el  $\text{Si}_3\text{N}_4$ . La solución de KOH graba al ácido el silicio a través de estas regiones. Una imagen SEM asociada de un único dispositivo suspendido se muestra en la Figura 11.

Modelos analíticos y numéricos pueden ser utilizados para simular el rendimiento de un sensor como una función de las perturbaciones mecánicas inducidas sobre el dispositivo. El esfuerzo de modelación incluye el uso de un análisis electromecánico acoplado que conlleva dos componentes dependientes. Una primera etapa implica un análisis mecánico que computa el perfil de deformación del dispositivo resultante de la carga aplicada ejercida sobre el sensor. La segunda es un análisis eléctrico que computa el desplazamiento de la frecuencia de resonancia del sensor dados los cambios de sus dimensiones físicas. Teniendo en cuenta los factores geométricos relevantes en una simulación, como por ejemplo con un paquete software de elementos finitos, se puede predecir la deformación inducida en el dispositivo, cuando son aplicadas cargas de flexión diferentes. La Figura 43 muestra un ejemplo de una predicción modelo del dispositivo deformado bajo la aplicación de una carga de flexión, en términos de un campo de desplazamiento resultante. A partir de la simulación, se puede observar que cambia el área de la película dieléctrica, modificando el valor de  $C_{\text{film}}$ . En base a estos cambios dimensionales, se puede calcular la inductancia de la bobina en espiral ( $L_s$ ) utilizando una forma de la ecuación anterior.

Los sensores fijados al hardware pueden ser sometidos a prueba utilizando una configuración experimental que incluyan componentes mecánicos y electromagnéticos. El aparato mecánico permite la aplicación de cargas de tensión de una manera controlada como se muestra en la Figura 44. Dicha aplicación permite que se lleve a cabo una serie de experimentos físicos para investigar la respuesta del desplazamiento de la frecuencia de resonancia debido a las cargas aplicadas para las diferentes geometrías del dispositivo. La caracterización experimental consiste en aplicar una carga puntual con tornillo ajustable ultrafino situado por debajo del sustrato de silicio cinemáticamente constreñido para controlar y modificar la carga de una manera controlable. El parámetro  $S_{21}$  puede

ser medido utilizando un analizador de espectro en combinación con las sondas microonda, antes y después de la aplicación de la carga. El parámetro  $S_{21}$  es una medida de la eficiencia de la señal de RF y se calcula como la densidad de energía eléctrica de la onda transmitida (esencialmente la salida) por la energía eléctrica incidente (entrada).

5 Barras de poliamida fundida pueden ser utilizadas para las pruebas, sobre las cuales el sensor se fija utilizando epoxi duro. Las barras implantables, que presentan dos agujeros, son fijadas en el montaje utilizando tornillos de fijación. La carga es aplicada utilizando el pistón de montaje que extrae la barra fijada. La carga aplicada es rastreada por la célula de carga como también se muestra en la Figura 44. Utilizando este aparato, pueden ser aplicadas cargas de hasta 300 kgf. Pueden ser utilizados otros aparatos de prueba, que pueden aplicar cargas mayores.

10 Para la caracterización de la RF, las antenas de la Figura 44 están fabricadas con unas sondas coaxiales con la misma conexión a tierra para reducir el ruido de la caracterización. También pueden ser utilizados Baluns, cuyo uso puede reducir el ruido general, provocado por las vibraciones existentes en la habitación, hasta un nivel desdéniable. En el montaje de la Figura 44, la longitud de estas sondas se puede fijar en 2,5 cm. Dado que el sensor tiene un tamaño tan pequeño en comparación con la longitud de onda operativa, es bastante difícil utilizar antenas estándar con tamaños comparables al sensor para medir sus espectros de transmisión. En el montaje de la Figura 44, estas antenas de sonda son colocadas 0,5 cm alejadas del sensor. En esta configuración, la mejor señal puede obtenerse cuando las ondas se sitúen en paralelo con el sensor. En diversas disposiciones, estos parámetros de distancia se mantienen fijos a lo largo del proceso de calibración y del proceso de caracterización. A los fines de la calibración, la transmisión de la barra, que es la misma medición repetida con el sensor fijado a la barra sin ningún peso y a continuación variando la carga externa aplicada con el aparato mecánico. Calibrados con respecto al supuesto de que no exista ningún sensor, los espectros de transmisión relativos son obtenidos como una función de la carga aplicada.

25 En un experimento, fueron fabricados y caracterizados dos sensores, el sensor-1 y el sensor-2, con diferentes geometrías. La Tabla 2 muestra los valores de los parámetros para estas geometrías de sensor diferentes.  $L_c$  y  $W_c$  representan la longitud total y la anchura total del dispositivo, respectivamente;  $N$  es el número de giros;  $w$  es la anchura de cada bobina;  $s$  es la separación entre bobinas;  $t_{film}$  y  $t_{metal}$  representan el grosor de la película dieléctrica y el grosor del metal, respectivamente; la  $L_s$  teórica y la  $L_s$  numérica representan los valores de inductancia a partir de modelos analíticos y de simulación, respectivamente.

TABLA 2									
	$L_c$ ( $\mu m$ )	$W_c$ ( $\mu m$ )	$N$	$w$ ( $\mu m$ )	$s$ ( $\mu m$ )	$t_{film}$ ( $\mu m$ )	$t_{metal}$ ( $\mu m$ )	$L_s$ Teórica (nH)	$L_s$ Numérica (nH)
Sensor-1	340	340	2	60	10	0,1	0,1	2,854	2,842
Sensor-2	270	270	2	50	5	0,1	0,1	2,260	2,244

30 Las Figuras 45 - 48 muestran la diferencia entre las respuestas de sensor del sensor-1 y del sensor-2 sin ninguna deformación (ninguna carga) y bajo diferentes cargas aplicadas. Como se ilustra en las Figuras 45 y 47 (que representan una vista de tamaño ampliado de la Figura 45 en la región de la frecuencia de resonancia), para el sensor-1, la frecuencia de resonancia fue medida en 11,48 GHz con un factor-Q asociado de 59,98 antes de la aplicación de la carga. Bajo una carga aplicada de 1960 N, la frecuencia de resonancia se desplazó en 240 MHz. Con el mismo sensor, la aplicación de 2940 N y 3920 N dieron como resultado unos desplazamientos de la frecuencia de resonancia de 300 MHz y de 330 MHz, respectivamente, con respecto a la configuración no cargada. Concomitante con el incremento del desplazamiento de la frecuencia de resonancia con la carga aplicada, el factor-Q del sensor también se incrementó como se evidenció por un factor-Q medido de 76,00 en una carga aplicada de 3920 N. Estos hallazgos fueron de igual manera demostrados con el sensor-2, como se ilustra en las Figuras 46 y 48 (que representan una vista de tamaño ampliado de la Figura 46 en la región de la frecuencia de resonancia). En resumen, la frecuencia de resonancia aumenta (desplazamientos hacia la derecha como se muestra en las Figuras 45 - 48) cuando la carga aplicada aumenta.

45 La Figura 49 ilustra la frecuencia de resonancia como una función de la carga. Dicha carga puede ser apropiada para representar cargas fisiológicas. La Figura 49 demuestra que un desplazamiento de la frecuencia de resonancia es detectable en cargas tan bajas como 333 N, que es menos de la mitad de un peso corporal medio, y que la respuesta de sensor es extremadamente lineal ( $r^2 = 0,996$ ) en el rango de fuerza de 333 N - 2750 N.

50 En diversas formas de realización, un resonador biocompatible, que puede ser utilizado como un sensor bio-MEMS, puede incluir silicio como el sustrato con oro utilizado como capa de metal para la bobina. Nitrato de silicio biocompatible ( $Si_3 N_4$ ) como película delgada dieléctrica del resonador muestra una tangente de pérdida baja (tan baja como  $5 \times 10^{-4}$ ) y un constante dieléctrico elevado (tan alto como 8) en el rango de frecuencia de microonda. La tangente de pérdida baja reduce de manera significativa la pérdida, mientras que el constante dieléctrico alto

incrementa la capacitancia de la película dieléctrica. Incrementando tanto la anchura del metal ( $w$ ) y la separación entre la línea de metal ( $s$ ) aumenta el factor-Q del inductor ( $Q_{ind}$ ), pero ambos incrementa también el área lateral ocupada sobre el chip del sustrato. Estos dos parámetros son seleccionados con vistas a la optimización para obtener un factor-Q más alto para el tamaño de chip más pequeño.

- 5 El factor-Q alto se consigue utilizando la capacitancia de la película delgada dieléctrica entre la bobina y el sustrato para sintonizar el intrachip para obtener un intrachip total, un resonador de microondas de pequeño tamaño. Utilizando el condensador dieléctrico alto en lugar del condensador externo, la configuración de inductor en espiral para la bobina puede ser utilizada de una manera en la que se utilizaría un resonador de cavidad. Así, se puede obtener un factor-Q elevado, comparable a los resultados de los estudios de los resonadores de cavidad, pero sin merma del área de chip pequeña. En diversas formas de realización, un sensor puede eficazmente combinar dos diferentes estrategias: una estructura de inductor en espiral y unas técnicas de diseño de resonador de cavidad. Así mismo, considerando los factores que reducen las pérdidas y potencian el factor-Q, las pérdidas pueden ser diseñadas con vistas a la reducción al mínimo con un factor-Q diseñado con vistas a la potenciación al máximo a una frecuencia de resonancia seleccionada, por ejemplo de 7 GHz. Pueden determinarse parámetros para sensores de resonador bio-implantables para diversas configuraciones de bobina de manera que los sensores tengan una frecuencia de resonancia distinta de 7 GHz.

Para un tamaño de chip de menos de 200 micrómetros cuadrados, las Figuras 50 - 51 muestran un parámetro experimentalmente medido  $S_{21}$  (en decibelios) junto con el parámetro numéricamente simulado. Estas figuras muestran un excelente acuerdo entre los resultados experimentales y teóricos. En particular, hay correspondencias entre la frecuencia de resonancia experimental y teórica ( $f_0$ ) y el factor-Q de resonador. Aquí, el factor-Q de resonador es calculado a partir de los resultados experimentales mediante el examen de la caída de la energía eléctrica transmitida. El punto mínimo de  $S_{21}$  se muestra en la Figura 50, que se corresponde con  $f_0$ . Se observa una fuerte caída de más de 30 dB. Para calcular el factor-Q de resonador a partir de los datos experimentales, son utilizadas esas frecuencias con parámetros de  $S_{21}$  de 3 dB por encima de la frecuencia de resonancia. Con respecto a la Figura 51,  $\Delta f$  es igual a 160 MHz, un factor-Q flexible de 93,81, en comparación a un factor-Q teórico de 98,77. Ambas frecuencias de resonancia se aproximan a los 15 GHz. Los cálculos teóricos y los datos experimentales forman un acuerdo satisfactorio. En diversas formas de realización, un resonador completamente intrachip puede conducir a un factor-Q alto y una fuerte caída en la transmisión, de manera que el resonador completamente intrachip pueda ser utilizado en aplicaciones de detección telemétricas.

- 30 En diversas formas de realización, se puede utilizar una arquitectura suspendida para un resonador, que ayude a incrementar el desplazamiento de la frecuencia de resonancia medida del resonador. Cuando se utilice un sustrato de silicio para fabricar el chip, puede ser grabado al ácido para obtener la arquitectura suspendida. El proceso de grabado al ácido húmedo puede ser utilizado para eliminar parte del sustrato y del dieléctrico. Pueden llevarse a cabo otros procesos de grabado al ácido. Grabando al ácido el sustrato, se produce una reducción de la pérdida del sustrato. Como resultado de ello, hay un aumento de la resistencia del silicio ( $R_{si}$ ) y una reducción de la capacitancia del silicio ( $C_{si}$ ). Por tanto, el resultado global es un incremento en la resistencia paralela ( $R_p$ ). Diseñando un factor de pérdida del sustrato más elevado, se puede obtener un factor-Q más alto. Debido a la  $R_{si}$  más alta y a la  $C_{si}$  más baja, hay una capacitancia paralela ( $C_p$ ); por tanto se obtiene un factor de autorresonancia más alto a la misma frecuencia en comparación con el caso de un solo dispositivo planar. De esta manera, la frecuencia de resonancia es también más alta. Combinando estos efectos, se obtienen con la eliminación de silicio tanto factores-Q más altos como frecuencias de resonancia más altas.

Grabando al ácido el sustrato, hay también un desplazamiento mayor de la frecuencia de resonancia. Esto puede ser examinado a partir de dos aspectos. Como resultado del grabado al ácido del sustrato, la propagación de la deformación es más alta. Dado que la deformación se produce en primer lugar en el sustrato pasa a continuación a las capas de dieléctrico y de metal, con un sustrato grabado al ácido, hay más deformación y como resultado de ello hay más cambio de capacitancia. Por tanto, hay un desplazamiento de  $f_0$  mayor. Si se aplica la misma carga al dispositivo planar único y al dispositivo suspendido único, suponiendo que tengan la misma frecuencia de resonancia, entonces hay un desplazamiento mayor del desplazamiento de la frecuencia de resonancia ( $\Delta f_0$ ) en el dispositivo suspendido único como resultado de una mayor deformación en la capa de dieléctrico y de metal. En segundo lugar si hay dos chips con el mismo desplazamiento relativo ( $\Delta f_0 / f_0$ ), el chip con el  $f_0$  más alto presenta también el  $\Delta f_0$ . Por tanto, el chip, con su sustrato grabado al ácido y con su  $f_0$  más alto presenta también un  $\Delta f_0$  más alto.

En diversas formas de realización, se puede utilizar una configuración de triplete que consiste en tres sensores lado con lado. Los sensores individuales pueden materializarse como cualquiera de las estructuras de resonador analizadas en la presente memoria. Los sensores del lado exterior actúan como transmisor y como antenas receptoras para el sensor intermedio. Las Tablas 3 - 6 muestran una comparación de cuatro chips, una configuración única y una configuración de triplete tanto con una arquitectura planar como con una arquitectura suspendida, con respecto a la frecuencia de resonancia (Tabla 3), el desplazamiento de la frecuencia de resonancia (Tabla 4), el factor-Q (Tabla 5) y la sensibilidad (Tabla 6).

60



TABLA 3				
Carga	Sin Carga	1960 N	2940 N	3920 N
Dispositivo Planar Único	15,01 GHz	15,30 GHz	15,39 GHz	15,44 GHz
Dispositivo Suspendido Único	15,18 GHz	15,64 GHz	15,83 GHz	15,96 GHz
Triplete Planar	15,06 GHz	15,17 GHz	15,23 GHz	15,28 GHz
Triplete Suspendido	15,41 GHz	15,56 GHz	15,66 GHz	15,75 GHz

TABLA 4			
Carga	1960 N	2940 N	3920 N
Dispositivo Planar Único	290 MHz	380 MHz	430 MHz
Dispositivo Suspendido Único	460 MHz	650 MHz	780 MHz
Triplete Planar	110 MHz	170 MHz	220 MHz
Triplete Suspendido	150 MHz	250 MHz	340 MHz

TABLA 5				
Carga	Sin Carga	1960 N	2940 N	3920 N
Dispositivo Planar Único	93,81 MHz	109,21 MHz	110,96 MHz	111,08 MHz
Dispositivo Suspendido Único	102,06 MHz	116,54 MHz	119,47 MHz	120,02 MHz
Triplete Planar	51,90 MHz	57,38 MHz	60,82 MHz	62,55 MHz
Triplete Suspendido	67,15 MHz	79,51 MHz	80,31 MHz	80,45 MHz

5

TABLA 6		
	Sensibilidad	Desplazamiento Relativo
Dispositivo Planar Único	0,1097 MHz/N	2,9%
Dispositivo Suspendido Único	0,1990 MHz/N	5,1%
Triplete Planar	0,0561 MHz/N	1,5%
Triplete Suspendido	0,0867 MHz/N	2,2%

10

En diversas formas de realización, se puede utilizar una arquitectura circular, que produce un área total eficazmente reducida en comparación con una geometría rectangular con las mismas dimensiones globales. Así, para una arquitectura circular, se puede conseguir una capacitancia de película y una inductancia de bobina menores, produciendo un  $f_0$  mayor. Así mismo, hay una menor resistencia de bobina, menor pérdida, una resistencia del sustrato mayor, y una capacitancia de sustrato menor para una arquitectura circular. Esto produce un factor de pérdida de sustrato mayor y un factor de autorresonancia mayor. Como resultado de ello, con una menor separación y un  $f_0$  mayor en la geometría circular, se puede obtener un factor-Q de resonador más alto.

15

El incremento del desplazamiento de la frecuencia de resonancia puede ser valorada desde dos perspectivas. En primer lugar, la deformación es igualmente eficaz en cualquier dirección, debido a la geometría isotrópica. Sin embargo, en una geometría rectangular, hay una deformación anisotrópica, preferencial, que domina unilateralmente (eficaz sobre un solo lado cada vez). Así mismo, el cambio de capacitancia en el caso circular puede ser mayor que en el caso rectangular con el mismo valor de capacitancia inicial de partida porque la deformación actúa para cambiar la total geometría. Por tanto, el desplazamiento de la frecuencia de resonancia asociado puede ser mayor. A continuación, incluso si hay una relación del desplazamiento de la frecuencia igual (desplazamiento relativo), el desplazamiento de la frecuencia puede ser mayor en la geometría circular, dado que posee un  $f_0$  más alto. Si se

20

25

combina estos dos aspectos, puede haber un desplazamiento mucho mayor para el caso circular. Simulando los parámetros  $S_{21}$  para los dispositivos rectangular y circular y sus configuraciones de triplete, se alcanzan también frecuencias de resonancia más elevadas y factores-Q más elevados para la geometría circular. De esta manera, se puede conseguir un mejor rendimiento con la arquitectura circular.

Resultados experimentales comparativos de las geometrías rectangular y circular se encuentran en las Figuras 52 - 55. Las figuras 52 - 55 presentan el  $S_{21}$  (en dB) como una función de la frecuencia operativa para una única configuración rectangular, una única circular, una configuración de triplete rectangular, y una de triplete circular, respectivamente. Se puede apreciar, en la inserción de cada figura, que el desplazamiento de la frecuencia de resonancia (según se aprecia desde la derecha) puede ser mucho mayor respecto de la geometría circular en ambas configuraciones (única y de triplete) que la rectangular. La inserción de cada figura, la frecuencia de resonancia sin carga es más baja y la frecuencia de resonancia en la carga de 3920 N es más alta, desplazándose la frecuencia de resonancia en las cargas de 1960 N y 2940 N hacia la derecha, respectivamente.

En la Tabla 7, se presentan unos cambios de la frecuencia de resonancia con respecto a las geometrías rectangular y circular. La frecuencia de resonancia resultante es más alta para todas las geometrías circulares del dispositivo. Dado que la reducción del área no es lineal y la capacitancia no es linealmente proporcional a la frecuencia de resonancia, el incremento resultante de la frecuencia se espera que sea no lineal. Así mismo, dado que el desplazamiento de la frecuencia es mucho más alta en los casos circulares en comparación con los casos rectangulares, en la Tabla 7 se observan un desplazamiento relativo más alto y una sensibilidad más alta para los casos circulares.

TABLA 7					
Carga (N)		Sin Carga	1960	2940	3920
Microdeformación		0	81,5	127,7	172,8
Rectangular único	$f_0$ (GHz)	11,48	11,72	11,78	11,81
	$\Delta f_0$ (MHz)	--	240	300	330
	$\Delta f_0/f_0$ (%)	--	2,1	2,6	2,9
	Factor-Q	59,979	70,348	74,324	76,000
	Sensibilidad	0,0842 MHz/N o 1,9 MHz / microdeformación			
Circular único	$f_0$	12,63	12,98	13,07	13,13
	$\Delta f_0$	--	350	440	500
	$\Delta f_0/f_0$ (%)	--	2,8	3,5	4,0
	Factor-Q	72,461	91,667	93,025	93,786
	Sensibilidad	0,1276 MHz/N o 2,9 MHz / microdeformación			
Triplete rectangular	$f_0$	11,56	11,66	11,71	11,73
	$\Delta f_0$	--	100	150	170
	$\Delta f_0/f_0$ (%)	--	0,9	1,3	1,5
	Factor-Q	33,801	36,347	38,243	39,231
	Sensibilidad	0,0434 MHz/N o 1,0 MHz / microdeformación			
Triplete circular	$f_0$	12,73	12,86	12,93	12,99
	$\Delta f_0$	--	130	200	260
	$\Delta f_0/f_0$ (%)	--	1,0	1,6	2,0
	Factor-Q	44,033	50,431	53,364	55,442
Sensibilidad		0,063 MHz/N o 1,5 MHz / microdeformación			

La Tabla 7 proporciona también los datos del factor-Q, que se observa que son altos a pesar de los tamaños de chip relativamente pequeños. Estos factores-Q son particularmente más altos en el caso circular con un área más pequeña. El factor-Q se incrementa cuando la magnitud de la carga se incrementa debido a una  $C_{film}$  más baja. El

factor-Q también aumenta para el caso telemétrico (tripleto) del caso circular en comparación con el caso rectangular.

En diversas formas de realización, puede materializarse un sensor de deformación mediante un sensor de deformación de RF-MEMS basado en un metamaterial que tenga una sensibilidad más alta con respecto a la deformación mecánica. Utilizando unos resonadores de anillo hendido, se pueden conseguir unas frecuencias de resonancia más bajas por área unitaria en comparación con estas estructuras de RF, haciendo posible la detección del bioimplante en aplicaciones de tejido blando, que incluyan la consolidación de la fractura. En una arquitectura de SRR de 5 x 5, los sensores inalámbricos producen una alta sensibilidad con un bajo error de no linealidad.

Una geometría SRR puede ser más sensible en comparación con el caso en espiral debido a sus espacios libres adicionales. Estos espacios libres pueden producir una capacitancia adicional, que se modifica cuando se aplica la carga. Por tanto, convierte a la SRR en más sensible que una geometría de bobina en espiral. Así mismo, la densidad del campo eléctrico es mucho más alta en los espacios libres, de forma que estos espacios libres son importantes para obtener resonancias intensas. Cuando se aplica la carga, estos espacios libres cambian y, por tanto, cambia la frecuencia de resonancia. Esto conduce a una sensibilidad más alta de las SRRs en comparación con una estructura de bobina en espiral.

Así mismo, como resultado de estos espacios libres, las SRRs producen unas caídas de tensión mayores y unos factores-Q más altos en comparación con la estructura en espiral. Esto permite la medición y la observación telemétricas de la frecuencia de resonancia con mayor facilidad. Como resultado de ello, el sensor SRR puede incrementar su linealidad con respecto a la del sensor de bobina en espiral. Así mismo, debido a estos espacios libres, hay frecuencias de resonancia más bajas por unidad de área, lo que resulta de utilidad para aplicaciones de bioimplantación. Por tanto, debido a los espacios libres de la estructura SRR, puede haber un factor-Q más alto, una caída de tensión más alta, una sensibilidad más alta, una mejor linealidad y una frecuencia de resonancia más baja por unidad de área en comparación con la estructura de bobina en espiral.

Las Figuras 56 - 60 ilustran diferentes resonadores de anillo hendido. La Figura 56 muestra un SRR de un giro. La Figura 57 muestra un SRR con dos giros. La Figura 58 muestra un SRR con cuatro giros. La Figura 59 muestra una arquitectura de SRR imbricada. La Figura 60 muestra un SRR con una estructura en forma de peine.

Estas estructuras de SRR pueden ser combinadas para formar unos sensores de deformación a base de metamaterial imbricado compacto sobre un único chip para conseguir una sensibilidad considerablemente potencia en la detección telemétrica. Esta arquitectura presenta sustancialmente más espacios libres en comparación con la estructura de un SRR no imbricado. Esto reduce la frecuencia de resonancia operativa del sensor SRR imbricado en comparación con el sensor SRR no imbricado. Además, cuando se aplica la carga externa al hardware, la capacitancia del sensor SRR imbricado puede ser modificada más que la del SRR no imbricado, lo que determina desplazamientos mayores en el espectro de transmisión. Esto puede hacer que el SRR imbricado sea más sensible que el SRR no imbricado para la detección.

En las Figuras 61 - 63 y en las Figuras 64 - 66, se presentan diferentes conjuntos de espectros de transmisión relativos (en dB) para los sensores SRR no imbricados y SRR imbricados, respectivamente, con respecto al caso de inexistencia de sensor sobre una escala semilogarítmica. La Figura 61 muestra los espectros de transmisión relativos del SRR no imbricado bajo diferentes niveles de la carga aplicada, mientras que la Figura 62 representa un aumento del desplazamiento de la transmisión que se observa con la carga aplicada. Sin aplicación de carga, la frecuencia operativa es de aproximadamente 530 MHz. Con la carga aplicada, la frecuencia operativa disminuye como se aprecia en las Figuras 61 y 62. Bajo la carga aplicada, se incrementa la capacitancia. La Figura 63 ilustra el desplazamiento de la frecuencia operativa con relación a la carga aplicada.

La Figura 64 muestra los espectros de transmisión de la estructura SRR imbricada para diferentes niveles de la carga aplicada, mostrándose en la Figura 65 sus desplazamientos de transmisión incrementados. Aquí, la frecuencia operativa es considerablemente menor que la del SRR no imbricado sin aplicación de carga. La Figura 66 representa gráficamente el cambio de la frecuencia operativa como una función de la carga aplicada. La sensibilidad del SRR imbricado (Figura 66) puede incrementarse de manera considerable en comparación con el SRR no imbricado (Figura 63) como resultado de los múltiples espacios libres utilizados en el SRR imbricado.

Un sensor que utiliza silicio, nitruro de silicio y oro se han demostrado que son biocompatibles, como resultado de un estudio que utiliza Conejos Blancos de Nueva Zelanda. No producen ninguna reacción de tejido después de ser implantados en estos animales durante 6 meses. El tejido circundante y que se superpone sobre el implante tanto respecto del material del sensor como del material de control del  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , fue evaluado de forma macroscópica como prueba de las lesiones internas y externas de acuerdo con un sistema de marcado semicuantitativo. Cada implante fue entonces retirado con una envuelta intacta de tejido circundante y fijado durante 24 horas en formalina tamponada neutra al 10%. Después de la fijación, cada implante fue retirado de la envuelta de tejido y los especímenes de tejido fueron procesados de forma rutinaria, empapados en parafina, seccionados y teñidos. Hematoxilina y Eosina (H&E) para la evaluación semicuantitativa de la respuesta celular y tisular al sensor y los materiales de control. La evaluación microscópica se llevó a cabo por un anatomopatólogo certificado con una sola placa al que se ocultaron los grupos de tratamiento para evitar resultar influenciado.

Durante la convalecencia, no se presentaron complicaciones derivadas del procedimiento quirúrgico, sin evidencias de infección postoperatoria y ausencia de mortalidad en el periodo de supervivencia de seis meses. El examen macroscópico del tejido adyacente a estos materiales del sensor no revelaron ningún tipo de signos visibles de reacciones adversas manifestadas como lesiones externas o internas a los materiales de prueba. No se detectaron ningún tipo de infección o inflamación a simple vista en la musculatura circundante a los materiales implantados. El examen de los cortes microscópicos histológicos confirmaron la ausencia de actividad celular macrófaga o linfocítica anormal, y el recuento de la toxicidad general para la prueba y los materiales de control se redujo a cero. Las Figuras 67 y 68 muestran imágenes de 2X y 4X de tejido teñido con H&E adyacente al sensor MEMS implantado.

El sensor muestra un comportamiento satisfactorio en presencia de la ocupación de tejido blando del espacio entre las antenas y el sensor. En el tejido blando, la frecuencia operativa es de aproximadamente 475 MHz bajo ninguna carga, lo que es inferior al SRR imbricado en espacio libre. Esto se debe a que el tejido blando presenta una constante dieléctrica muy alta de alrededor de 500 MHz, y esto reduce la frecuencia de resonancia. El sensor SRR imbricado también puede presentar un nivel de sensibilidad alto de 4 kHz / kgf, dado que el tejido blando concentra mejor las ondas electromagnéticas en comparación con el espacio libre debido a su elevada constante dieléctrica a bajas frecuencias. Como resultado de ello, la deformación mecánica bajo carga afecta a la frecuencia operativa de manera más energética, lo que supone una mayor sensibilidad del tejido blando.

Los sensores fueron diseñados y puestos a prueba aproximadamente en el rango de unas frecuencias de resonancia de 100 MHz a 6 GHz sin carga. Es conveniente operar en el rango de MHz de bajo a medio para su uso en un entorno biológico. Además, también es conveniente fabricar un sensor que proporcione unas frecuencias de resonancia de 50 MHz a 2 GHz sin carga para las aplicaciones fisiológicas. Si la frecuencia natural es demasiado alta, por ejemplo de 6 GHz, mientras la señal de RF (cargada o descargada) a partir del sensor es detectable cuando el sensor no está implantado, la señal de RF no es detectable (cargada o descargada) porque la señal se perderá en los tejidos corporales a esta frecuencia operativa. Si la frecuencia operativa está en el rango de bajo a medio de MHz, entonces la señal (y el desplazamiento resultante de la señal con carga) es fácilmente detectable. La bajada de la frecuencia de resonancia operativa reduce la absorción de fondo del tejido blando al tiempo que incrementa la profundidad de penetración. Dependiendo de la profundidad de penetración requerida para recibir una señal suficiente del sensor en el tejido blando, el rango de la frecuencia de resonancia operativa puede situarse por debajo de los GHz, y quizás incluso por debajo de los GHz. Cuando la frecuencia de resonancia operativa se baja aún más, la pérdida de fondo puede reducirse en mayor medida. Pero esto se produce al coste de incrementar el tamaño del sensor para que pueda operar a una frecuencia tan bajo. A este respecto, es deseable que el rango operativo pueda descender hasta 100 MHz, de modo preferente hasta 50 MHz. El rango de carga fisiológico puede situarse entre 0 - 3000 N (siendo 3000 aproximadamente un 4x el peso corporal medio de una persona de 750N). El rango de carga fisiológico puede situarse entre 0 - 3000 N (siendo 3000 aproximadamente un 4x el peso corporal medio de una persona de 750N).

El medio de tejido blando es ventajoso para la aplicación de detección, dada la reducción de la frecuencia operativa. En diversas formas de realización, se evitan una gran separación entre el tejido blando y las antenas del sensor. Si hay un espacio libre suficiente entre el tejido blando y las antenas, entonces la señal de las antenas disminuye.

La utilización de un sustrato flexible, no de acuerdo con la invención, como por ejemplo una cinta al vacío, puede proporcionar una sensibilidad y una linealidad más altas para el sensor inalámbrico, en comparación con la utilización del sustrato de silicio. Una diferencia en el procedimiento de fabricación entre el sensor flexible a base de cinta y el sensor a base de silicio incluye la deposición de una primera capa de oro sobre el sustrato de la cinta al vacío. La primera capa de oro incrementa la absorción del sensor a la frecuencia de resonancia de manera que existe una caída considerable en la frecuencia de resonancia. Sin embargo, con el sustrato de silicio, el propio silicio incrementa la absorción sin una capa de oro suplementaria. La deposición de la primera capa de oro forma también el condensador de placas paralelas con el material dieléctrico entre las primera y última capas de oro del sensor flexible a base de cinta. Para el sensor a base de silicio, se puede formar un condensador de placas paralelas sin una capa de oro suplementaria, en cuanto puede ser utilizado un sustrato de silicio corregido. Así mismo, para el sensor a base de silicio, se puede utilizar epoxi duro para fijar el sensor al hardware. Para el sensor flexible a base de cinta, no se necesita epoxi externo porque la cinta ofrece su propio epoxi u otro material de fijación.

Las Figuras 69 - 70 muestran el comportamiento de un sensor a base de silicio, que demuestra una caída de tensión de la transmisión por encima de 10dB en todos los casos de la deformación examinada. La sensibilidad se muestra en la Figura 69. En esta figura, el  $\Delta f_0$  se utiliza como el desplazamiento de la frecuencia de resonancia con respecto a una frecuencia de resonancia sin carga y F se utiliza como la fuerza aplicada. Las Figuras 70 y 71 muestra el error de no linealidad.

La Figura 72 muestra los parámetros de  $S_{21}$  del sensor flexible a base de cinta, que muestra una caída de tensión de más de 10dB en los espectros de transmisión para los diferentes casos de la deformación examinada: la Figura 73 muestra un gráfico del  $\Delta f_0$  con respecto a F. A continuación, utilizando el módulo de Young de la barra de la prueba de poliamida fundida utilizada como hardware, la microdeformación se determina y se representa gráficamente con respecto al  $\Delta f_0$  en la Figura 74. Hay menos de 80 errores de no linealidad de microdeformación como se muestra en la Figura 75 o menos de un 3% de error de no linealidad como puede apreciarse en la Figura 76. Globalmente,

puede existir una mejor sensibilidad y una mejor linealidad en el sensor flexible a base de cinta en comparación con el sensor a base de silicio.

En diversas formas de realización, puede ser utilizado un sensor inalámbrico alimentado de manera inductiva para vigilar la deformación en el hardware que está implantado en el cuerpo. Un sensor inalámbrico alimentado de manera inductiva con un área lateral inferior a  $1 \text{ cm}^2$ , puede operar a frecuencias de resonancia de alrededor 500 MHz. Dicho sensor puede tener una sensibilidad de hasta 4 kHz / kgf en presencia de tejido blando. En diversas formas de realización un sensor inalámbrico alimentado de forma inductiva puede ser construido a partir de materiales biocompatibles, lo que convierte a este sensor en un excelente dispositivo bio-MEMS.

La Figura 77 muestra un diagrama de bloques de diversas características de una forma de realización de un sistema 7700. El sistema 7700 puede ser configurado para controlar el sondeo de un sensor alimentado de forma inductiva implantando en un sujeto biológico, por ejemplo una persona. Este sondeo controlado puede ser utilizado para vigilar los cambios de deformación en el hardware implantado en el sujeto, cuando el hardware incorpore el sensor fijado a él. Cuando una fractura de una persona se consolida, una placa implantada, con la ayuda del proceso de consolidación, es sometida a menos esfuerzo, con los cambios consiguientes de la deformación en el hardware. Con los cambios en la deformación del hardware, se producen cambios en la estructura capacitiva del sensor, lo que se demuestra mediante un desplazamiento de la frecuencia de resonancia de un resonador o de los resonadores del sensor. El sistema 7700 puede ser utilizado para regular la excitación del sensor a lo largo del tiempo, para dirigir la recogida de datos de la frecuencia de resonancia, para almacenar los datos relevantes incluyendo los parámetros apropiados, los datos de calibración y los datos recogidos, y para analizar los datos de la frecuencia de resonancia recogidos con respecto a los cambios de la carga soportados por el hardware y la carga soportada por el hueso de consolidación de la fractura. El sistema 7700 puede incluir un sistema de vigilancia de la Figura 19.

El sistema 7700 puede incluir un controlador 7705, un bus 7715, una memoria 7725, un aparato 7735 y unos dispositivos periféricos 7745. El sistema 7700 puede constituirse de diversas maneras, por ejemplo acoplando entre sí los componentes individuales del sistema 7700 o integrando los componentes en una o en una pluralidad de unidades utilizando técnicas convencionales. El bus 7715, puede proporcionar conductividad eléctrica entre los diversos componentes del sistema 7700. En una forma de realización, el bus 7715 incluye un bus de direcciones, un bus de datos y un bus de control, cada uno configurado de manera independiente. En una forma de realización alternativa, el bus 7715 utiliza unas líneas conductoras comunes para proporcionar uno o más elementos entre la dirección, los datos o el control, cuyo uso es regulado por el controlador 7705.

El aparato 7735 puede incluir unas sondas para generar estímulos electromagnéticos al sensor dispuesto en el hardware implantado en un sujeto. Los estímulos pueden alimentar el sensor. El aparato 7735 puede incluir también unos receptores para recibir la frecuencia de resonancia de la señal recibida del sensor. El sensor puede materializarse de acuerdo con diversas formas de realización descritas en la presente memoria.

La memoria 7725 puede incluir cualquier forma de memoria que tenga la capacidad para almacenar y recibir datos y almacenar y recibir instrucciones para la operación del sistema 7700. La memoria 7725 puede incluir, pero no se limita a, una memoria magnética, una memoria extraíble, y todas las formas de memoria a base de semiconductor. La memoria 7725 puede estar dispuesta como un medio legible por máquina que almacene instrucciones las cuales, cuando se ejecuten por el sistema 7700, provoquen que el sistema 7700 lleve a cabo las operaciones para gestionar la vigilancia y el análisis de la consolidación de una fractura de un sujeto. Las instrucciones pueden ser procesadas por el controlador 7705. En una forma de realización, el controlador 7705 incluye un procesador.

En diversas formas de realización, el dispositivo o los dispositivos periféricos 7745 están acoplados al bus 7715. Los dispositivos periféricos 7745 pueden incluir teclados, pantallas, dispositivos de formación de imágenes, dispositivos de impresión, dispositivos inalámbricos, interfaces inalámbricas (por ejemplo transceptores inalámbricos) una memoria de almacenamiento adicional y dispositivos de control que pueden operar en combinación con el controlador 7705 u otros componentes del sistema 7700.

El bus 7715 puede también incluir o estar conectado a una interfaz de comunicación, por ejemplo ethernet, un USB, o un Firewire, los cuales pueden ser utilizados para comunicar con la red electrónica para conectar con una red electrónica, una red pública, por ejemplo Internet o una red privada, por ejemplo, una Red de Área Local (LAN) o una Red de Área Amplia (WAN), o una red privada virtual. Otros sistemas informáticos pueden también estar conectados a este sistema para posibilitar la vigilancia, observación distantes, e incluso analizar los resultados obtenidos a partir del sensor. También puede ser utilizado un sistema de comunicación inalámbrica.

Así mismo, debe advertirse que el sistema y la red divulgados en la presente memoria pueden ser programados y configurados, por un experto en la materia, para implementar los procedimientos, el sistema y el software también analizados en la presente memoria, así como suministrar los datos informáticos necesarios y las señales electrónicas para implementar la presente invención.

Aunque se han ilustrado y descrito en la presente memoria formas de realización específicas con referencia a formas de realización ejemplares relacionadas con un hardware implantable, se debe apreciar por parte de los

- 5 expertos en la materia que las formas de realización y las técnicas precedentes pueden ser utilizadas con otras finalidades de vigilancia y diagnóstico, por ejemplo la detección del esfuerzo de las estructuras. Todas las modificaciones y sus equivalentes obtenibles por el experto en la materia a partir de la presente divulgación dentro del alcance de la presente invención, deben ser incluidos como formas de realización adicionales de la presente invención. Se debe entender que la descripción anterior está concebida para que sea ilustrativa y no restrictiva, y que la fraseología o la terminología empleadas en la presente memoria tienen finalidad descriptiva. El alcance de la presente invención, por consiguiente, debe ser definida según lo definido en las reivindicaciones adjuntas.

## REIVINDICACIONES

1.- Un dispositivo sensor de deformación montado sobre una placa implantable en un sujeto para vigilar la deformación aplicada a la placa implantable, comprendiendo el dispositivo sensor de deformación:

un sustrato que comprende silicio;

5 un material dieléctrico que comprende nitrato de silicio dispuesto sobre el sustrato como un dieléctrico de condensador, experimentando el material dieléctrico una deformación cuando la placa implantable montada sobre el sensor de deformación experimenta una deformación; y

al menos una bobina conductora en oro y que presenta una configuración en espiral dispuesta sobre el material dieléctrico;

10 un resonador compuesto del material dieléctrico y la bobina conductora que funciona como un medidor de deformación;

en el que el sustrato, el material dieléctrico y la bobina conductora están configurados como un dispositivo sensor de deformación biocompatible para su implantación en un sujeto biológico;

15 en el que el resonador es alimentado de manera inductiva sin una alimentación de energía eléctrica incorporada, en el que el resonador genera unas señales correspondientes a una frecuencia de resonancia del resonador en respuesta a las ondas electromagnéticas dirigidas hacia el dispositivo sensor de deformación; y

en el que la frecuencia de resonancia se desplaza en correspondencia con la deformación aplicada al resonador por la placa implantable.

20 2.- El dispositivo sensor de deformación de la reivindicación 1, que incluye además una capa conductora entre el sustrato y el material dieléctrico y en contacto con el sustrato y el material dieléctrico.

3.- El dispositivo sensor de deformación de cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, en el que el resonador está compuesto por un metamaterial.

25 4.- El dispositivo sensor de deformación de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la bobina conductora presenta una configuración entre una espiral, un anillo hendido o un anillo hendido imbricado.

5.- El dispositivo sensor de deformación de la reivindicación 4, en el que la configuración en espiral presenta una longitud continua de material conductor con al menos dos giros en espiral.

30 6.- El dispositivo sensor de deformación de la reivindicación 4, en el que la configuración de anillo hendido imbricado incluye un cuadrado interior y un cuadrado exterior, incluyendo el cuadrado exterior una primera brecha e incluyendo el cuadrado interior una segunda brecha, estando la primera brecha dispuesta a lo largo de una longitud del cuadrado exterior opuesto a la longitud del cuadrado interior que presenta la segunda brecha.

7.- El dispositivo sensor de deformación de la reivindicación 6, que incluye además una red de configuración en anillo hendido imbricado.

35 8.- El dispositivo sensor de deformación de la reivindicación 4, en el que la configuración en anillo hendido imbricado presenta una pluralidad de rectángulos con un lado de la base común pero que presenta diferentes alturas, y presentando cada uno un espacio libre opuesto al lado de la base.

9.- El dispositivo sensor de deformación de la reivindicación 1, que incluye además una red de bobinas conductoras.

10.- El dispositivo sensor de deformación de la reivindicación 9, en el que la red de bobinas conductoras incluye al menos dos configuraciones de bobina diferentes.

40 11.- El dispositivo sensor de deformación de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que el resonador presenta una estructura de resonador suspendida.

45 12.- El dispositivo sensor de deformación de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en el que la bobina conductora incluye una configuración de triplete y cada resonador de la configuración de triplete es una configuración entre un resonador de bobina en espiral rectangular, un resonador de bobina en espiral circular, un resonador suspendido o un resonador de anillo hendido.

13.- El dispositivo sensor de deformación de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en el que el resonador está configurado para presentar una frecuencia de resonancia que oscila entre 50 MHz y 7 GHz sin carga.

14.- El dispositivo sensor de deformación de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, en el que el dispositivo sensor de deformación es implantable en un sujeto biológico junto con el dispositivo de implante hardware.

15.- El dispositivo sensor de deformación de la reivindicación 14, en el que el dispositivo de implante hardware incluye una placa de fijación de fractura.

16.- Un procedimiento de vigilancia de los cambios del dispositivo de implante hardware que utiliza el dispositivo sensor de deformación de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15, comprendiendo el procedimiento las etapas de:

- 5                   alimentar de manera inductiva el resonador dirigiendo un campo magnético o electromagnético alternativo hacia el dispositivo sensor de deformación en momentos diferentes a lo largo de un periodo;  
  
                    recibir las señales generadas por el resonador, que experimenta la deformación cuando la placa implantable experimenta una deformación, en momentos diferentes a lo largo del periodo;
- 10                  determinar un desplazamiento en una frecuencia de resonancia del resonador en base a las señales recibidas en momentos diferentes a lo largo del periodo; y  
  
                    determinar un cambio temporal en la deformación de la placa implantable en base al desplazamiento determinado en la frecuencia de resonancia del resonador a lo largo del periodo.

17.- El procedimiento de la reivindicación 16, en el que:

- 15                  la etapa de determinar la frecuencia de resonancia determina la frecuencia de resonancia del resonador introduciendo las ondas electromagnéticas recibidas reflejadas por el resonador en un analizador de espectro, y  
  
                    el resonador está configurado para que tenga una frecuencia de resonancia que oscile entre 50 MHz y 7 GHz sin carga.

18.- El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 16 o 17, que incluye además la etapa de determinar un cambio en el sujeto biológico en base al cambio temporal en la deformación de la placa implantable.

19.- El procedimiento de la reivindicación 16, en el que el cambio temporal en la deformación de la placa implantable se determina utilizando una calibración de la frecuencia de la deformación de la placa implantable.

20.- El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 16 a 19, que incluye además la etapa de vigilar la superficie de las deformaciones de flexión de la placa implantable.

21.- El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 16 a 20, en el que la placa implantable comprende una placa de fijación de la fractura y el dispositivo sensor de deformación está fijado a una superficie de la placa de fijación de la fractura.

22.- Un sistema de vigilancia para vigilar el sensor de deformación de acuerdo con la reivindicación 14, comprendiendo el sistema de vigilancia:

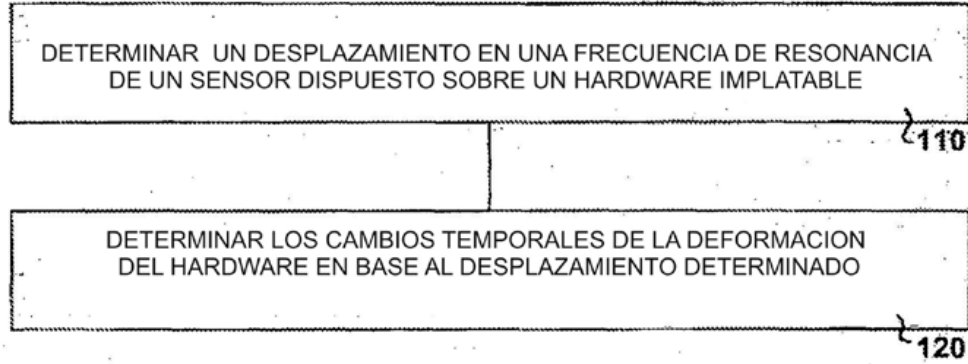
- 30                  un aparato que incluye la placa implantable y el dispositivo sensor de deformación de acuerdo con la reivindicación 14, en el que el dispositivo sensor de deformación está montado sobre o forma parte integrante de la placa implantable;  
  
                    un generador de campo electromagnético configurado para generar un campo electromagnético para alimentar el dispositivo sensor de deformación;
- 35                  un receptor para recibir señales del dispositivo sensor de deformación generadas en respuesta a la excitación del dispositivo sensor de deformación por los campos electromagnéticos en momentos diferentes a lo largo de un periodo;  
  
                    un dispositivo para determinar un desplazamiento de una frecuencia de resonador en base a las señales recibidas en momentos diferentes a lo largo del periodo; y
- 40                  un analizador para determinar un cambio temporal en la deformación de la placa implantable en base al desplazamiento determinado en la frecuencia de resonancia del resonador a lo largo de un periodo.

23.- Un programa de ordenador que comprende un medio de almacenamiento legible por una máquina para almacenar instrucciones ejecutables por un procesador de un sistema de vigilancia de acuerdo con la reivindicación 22, para desarrollar el procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 16 a 21.

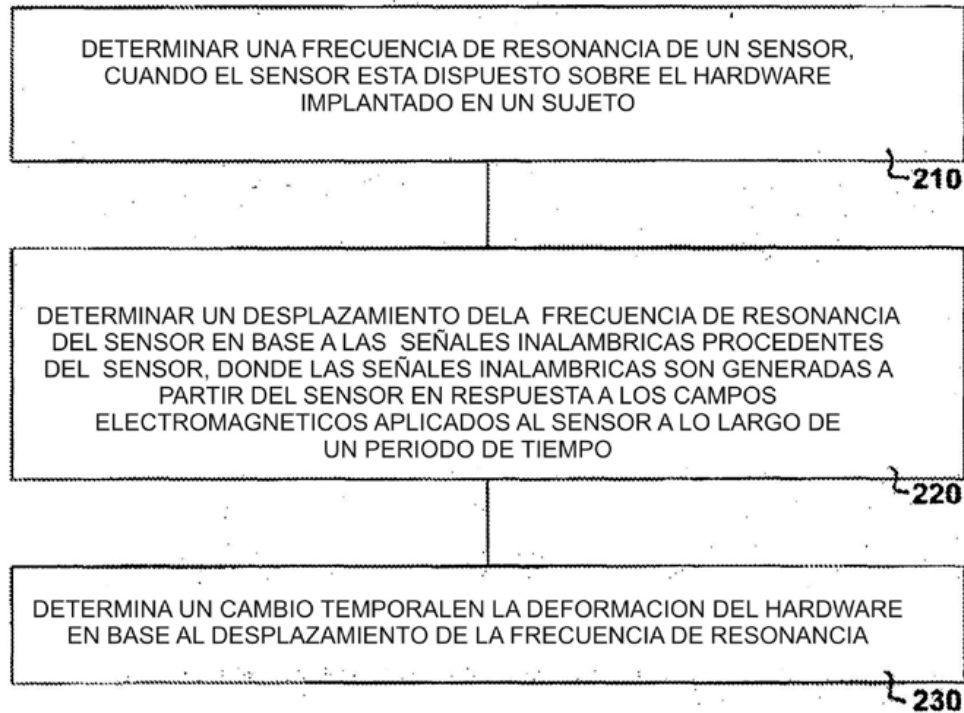
24.- El sistema de vigilancia de la reivindicación 22, en el que el analizador incluye una memoria para almacenar datos de una calibración de frecuencia de la placa implantable.

25.- El sistema de vigilancia de la reivindicación 24, que incluye además un dispositivo de memoria para almacenar datos representativos de la consolidación de la fractura del sujeto biológico, basándose los datos en los cambios temporales de la deformación de la placa implantable implantada en el sujeto biológico con respecto a la fractura.

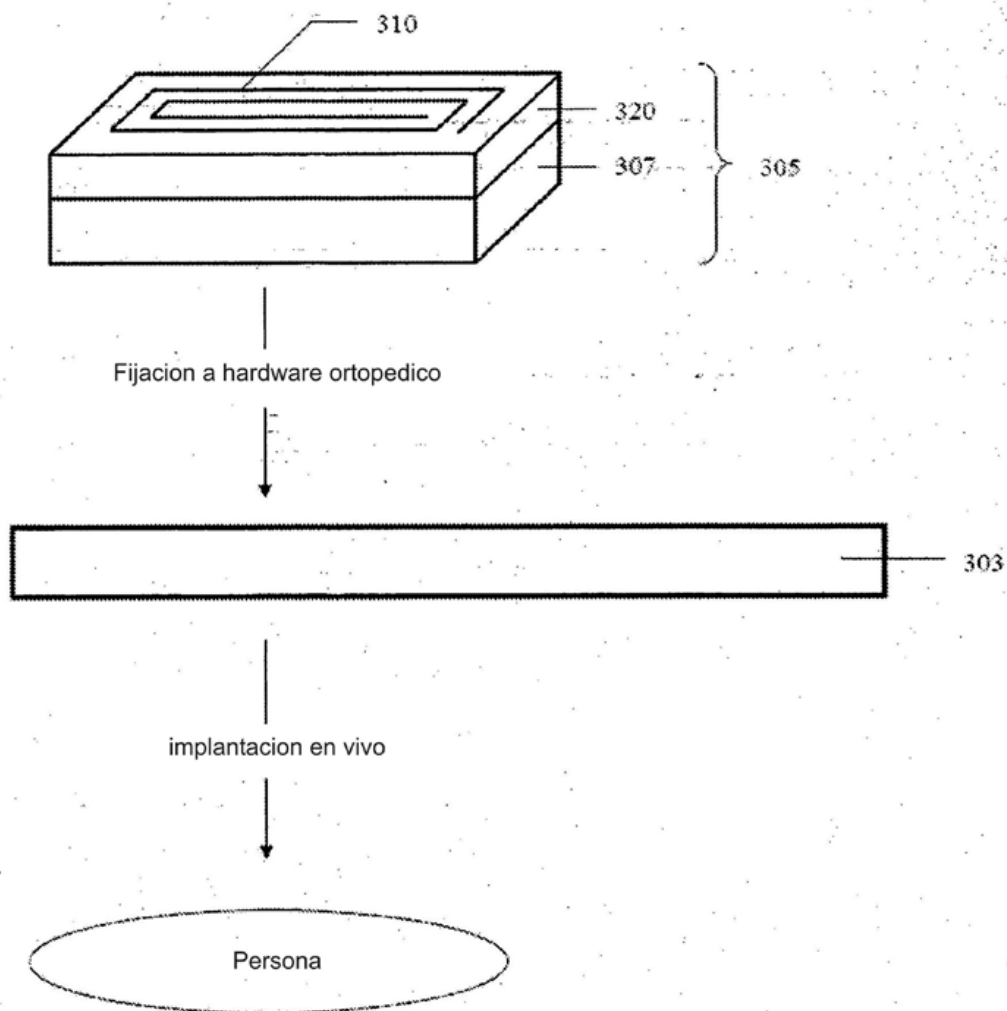




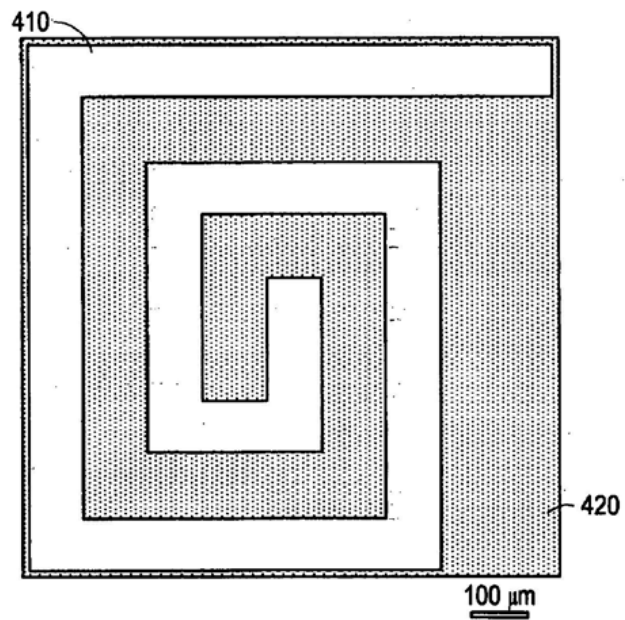
**FIG. 1**



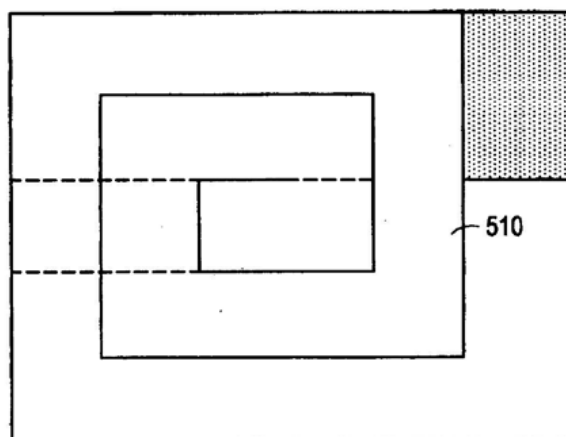
**FIG. 2**



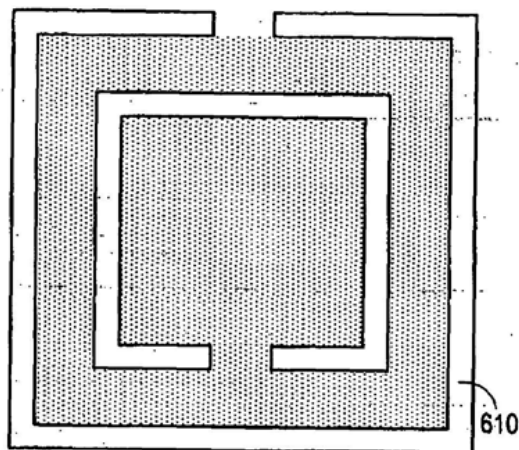
**FIG. 3**



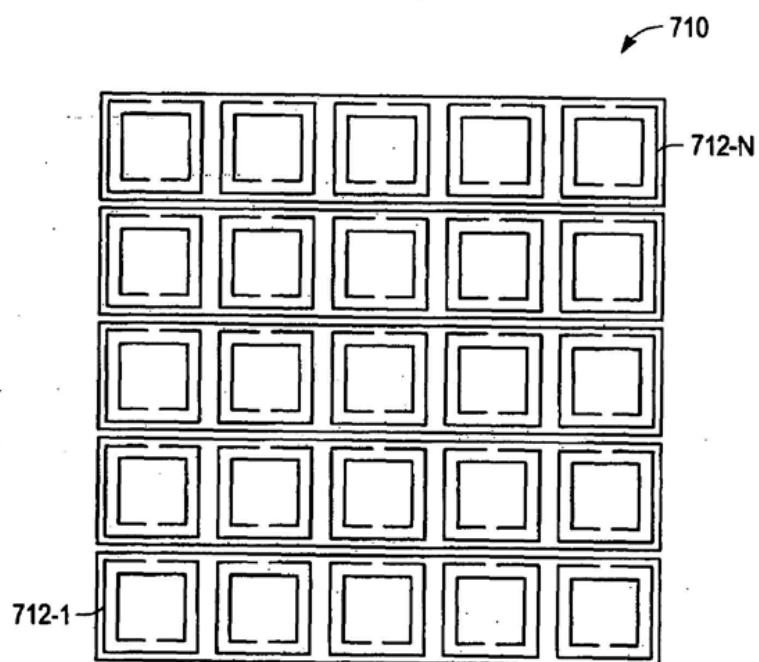
*FIG. 4*



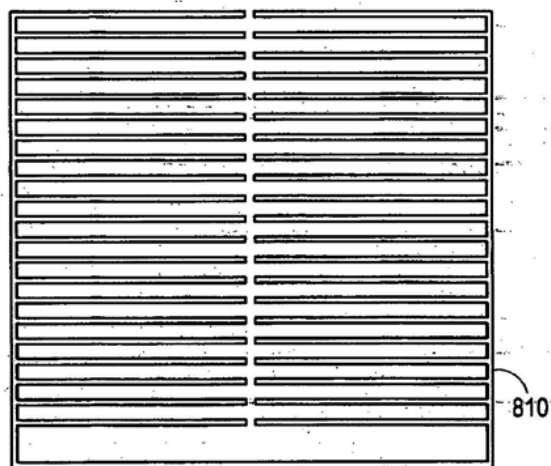
*FIG. 5*



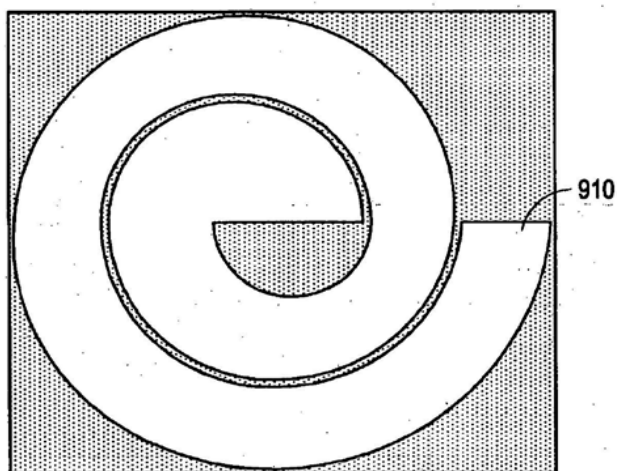
**FIG. 6**



**FIG. 7**



**FIG. 8**



**FIG. 9**

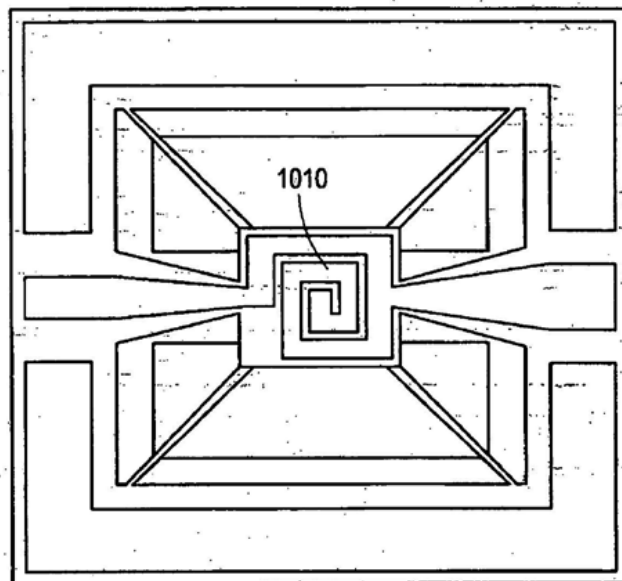


FIG. 10

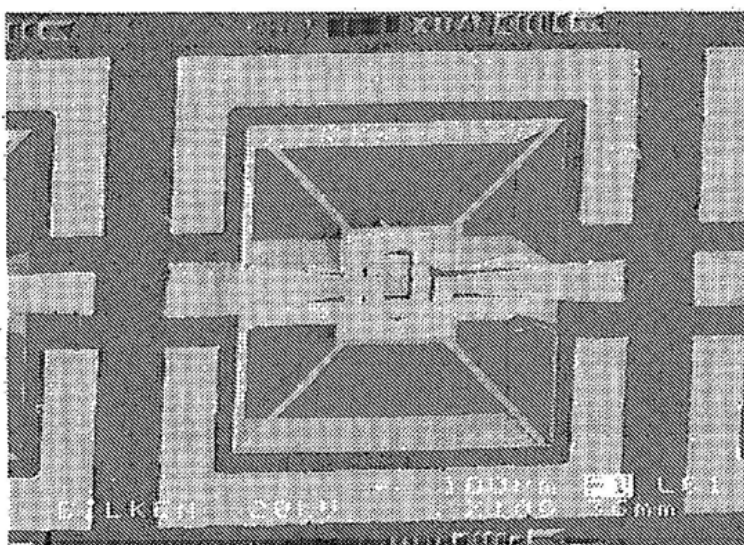
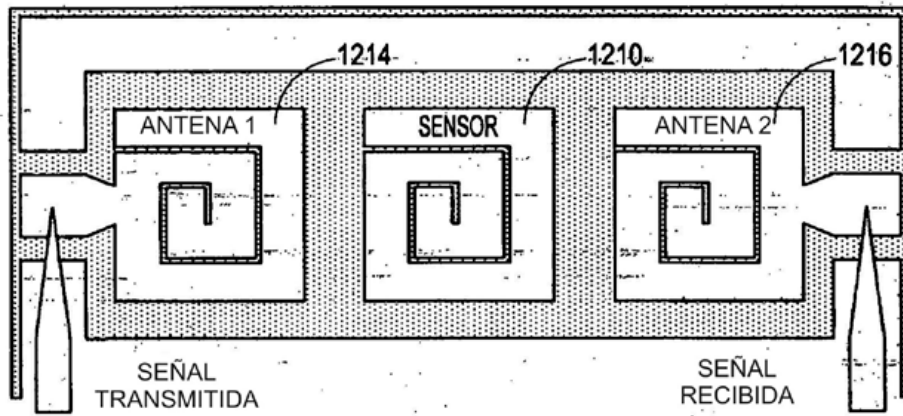
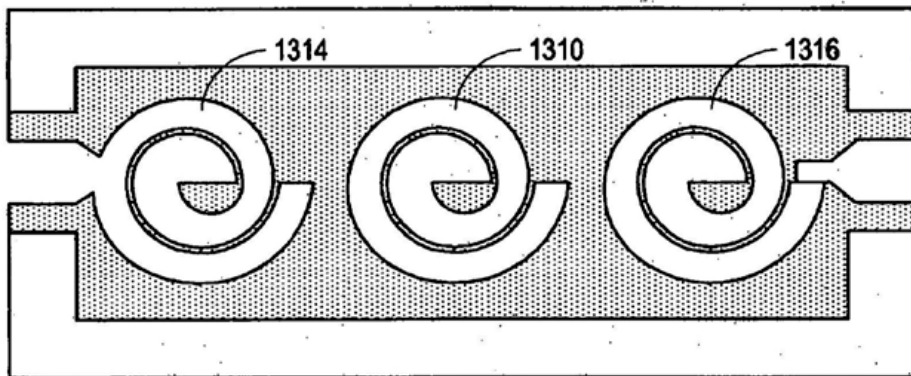


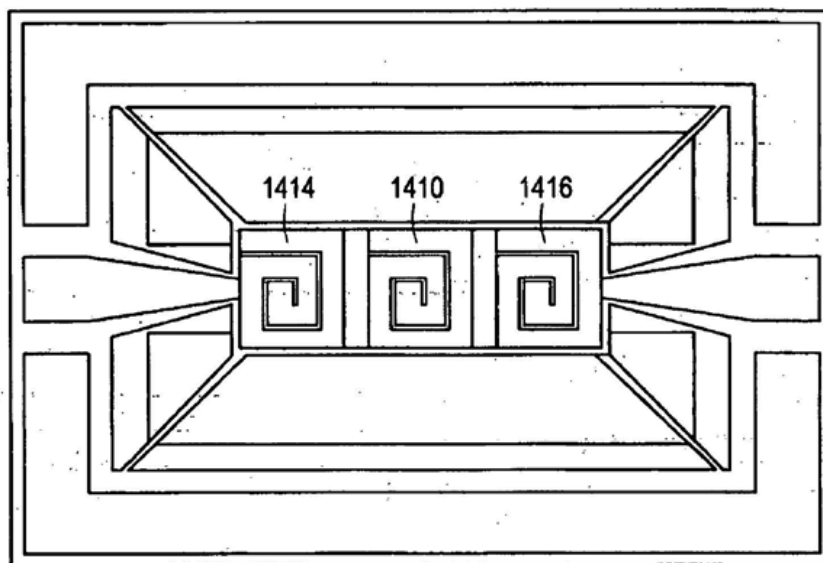
FIG. 11



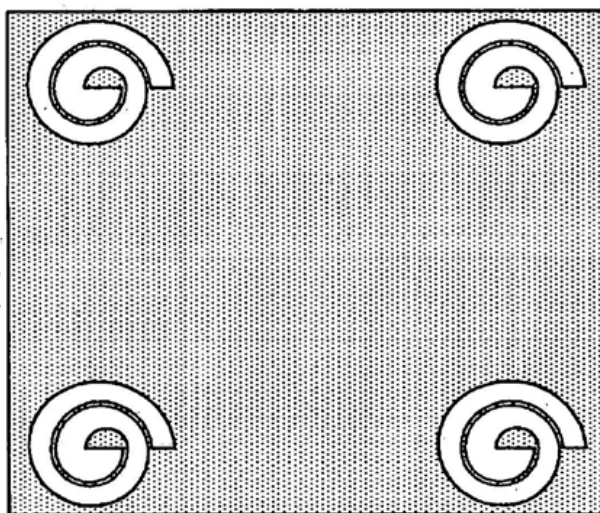
**FIG. 12**



**FIG. 13**

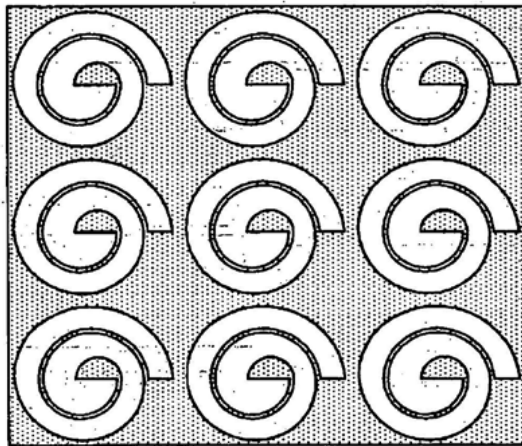


*FIG. 14*

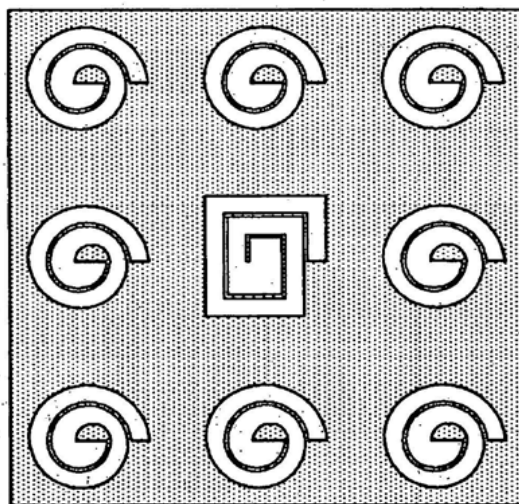


*FIG. 15*

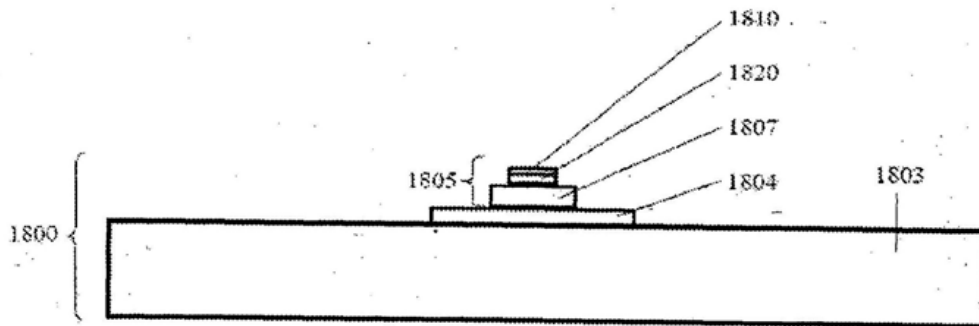




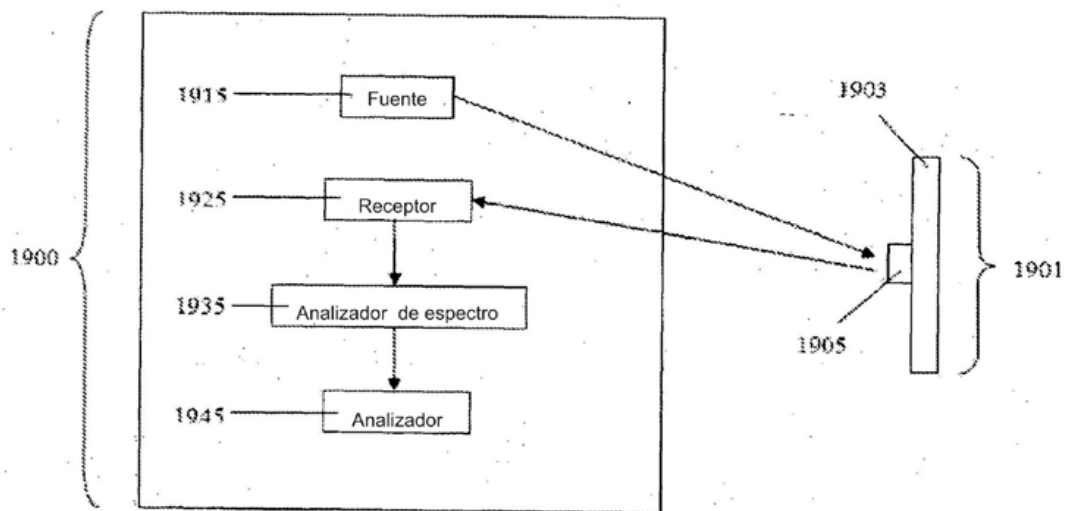
*FIG. 16*



*FIG. 17*



**FIG. 18**



**FIG. 19**

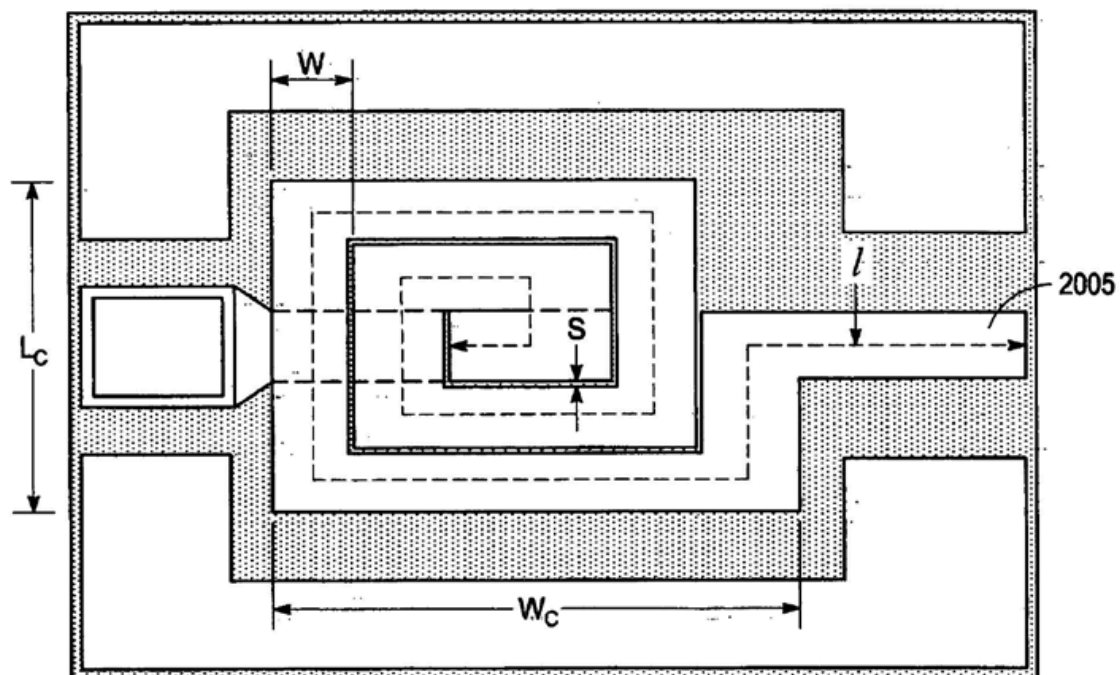


FIG. 20

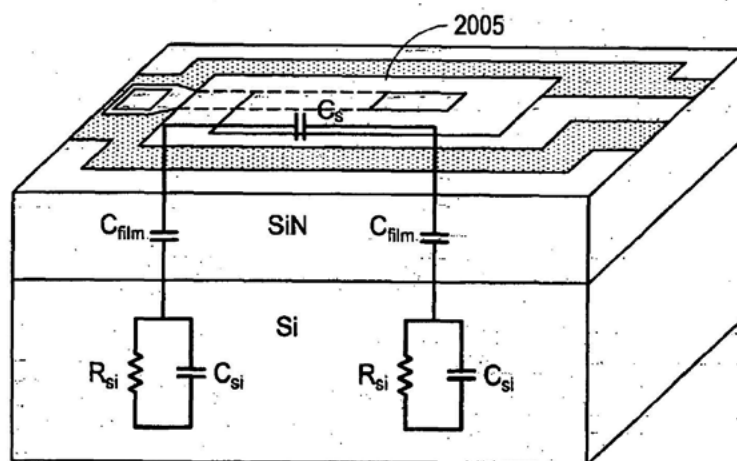


FIG. 21

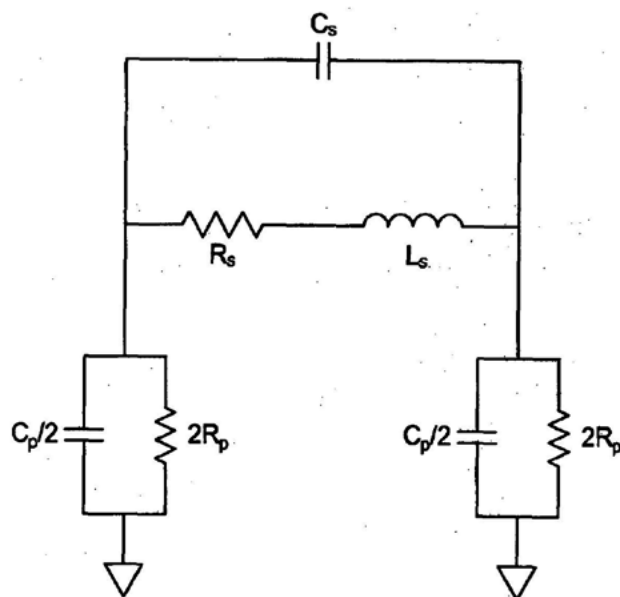
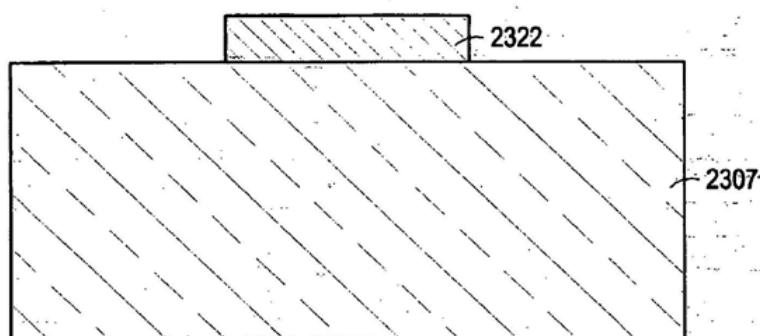
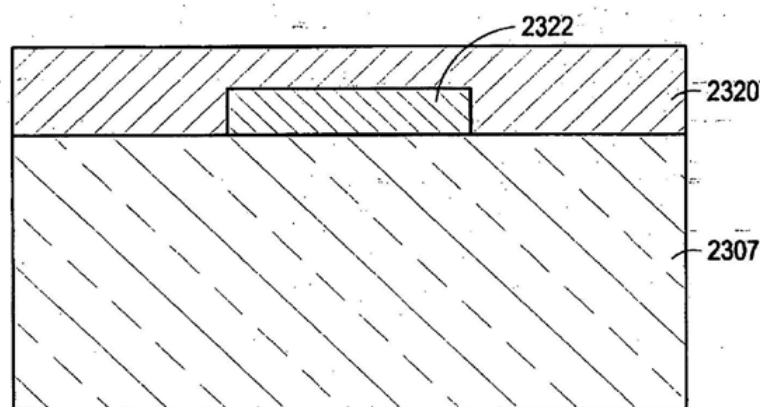


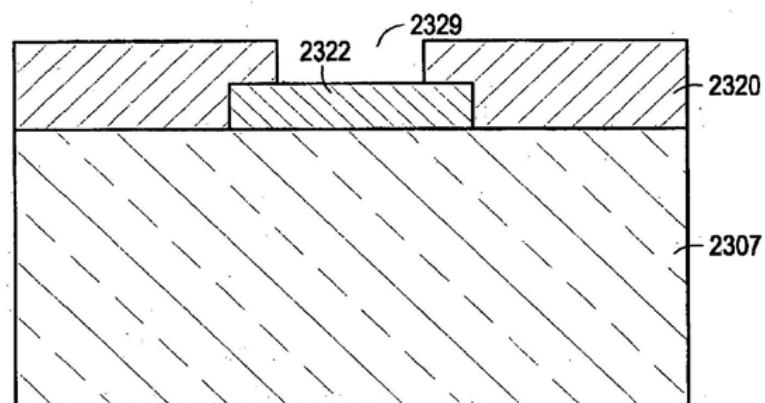
FIG. 22



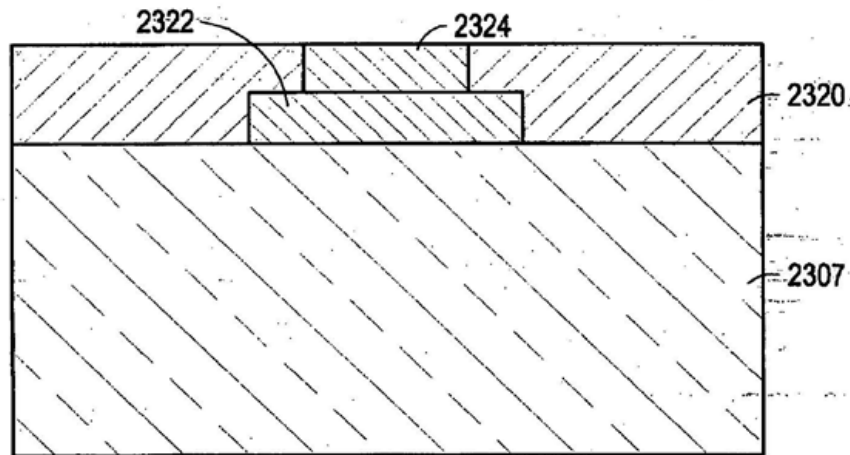
**FIG. 23**



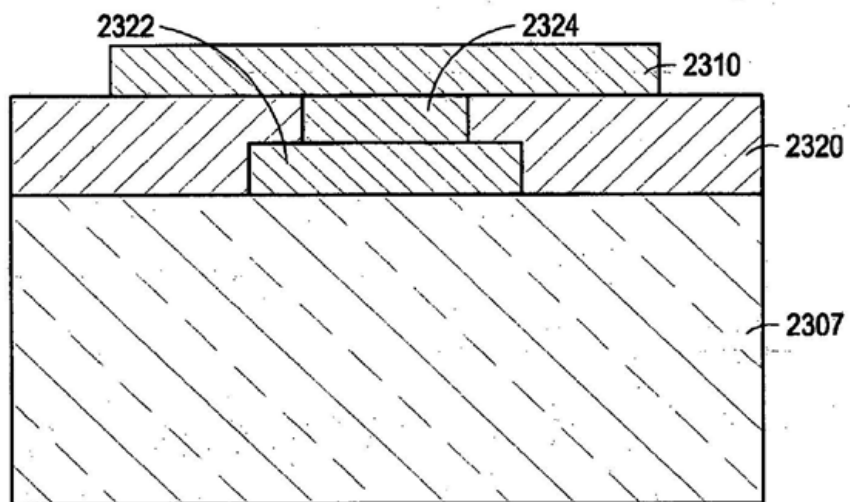
**FIG. 24**



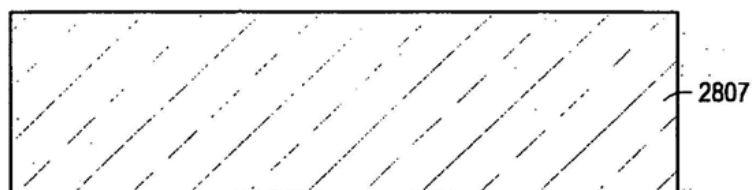
**FIG. 25**



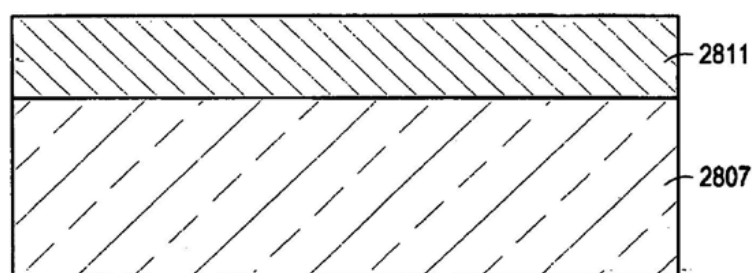
**FIG. 26**



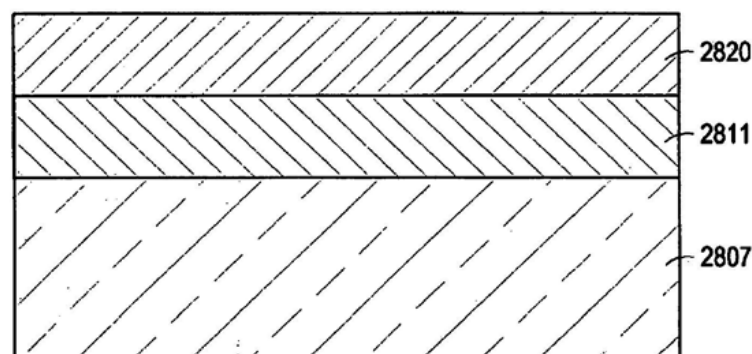
**FIG. 27**



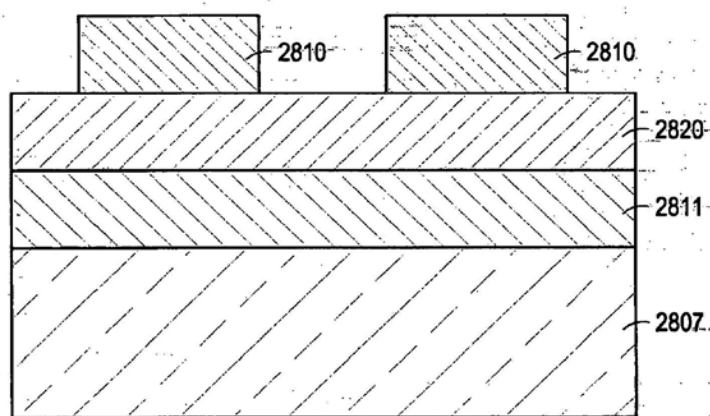
*FIG. 28*



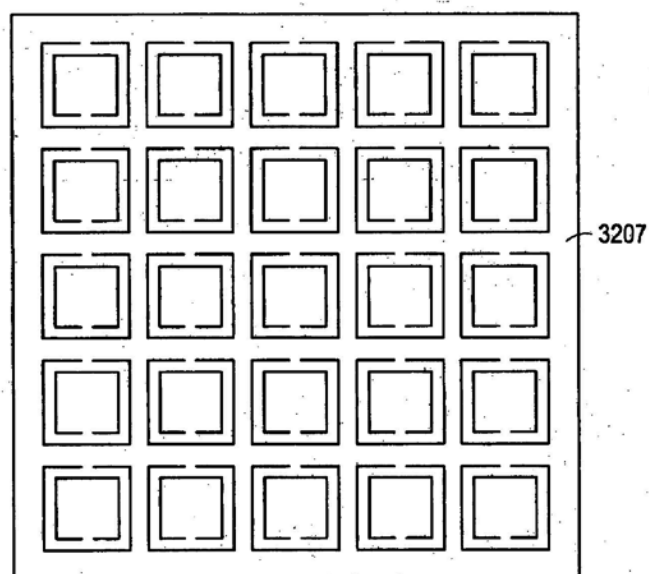
*FIG. 29*



*FIG. 30*

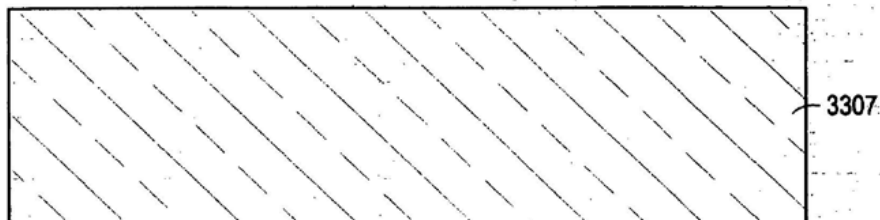


**FIG. 31**

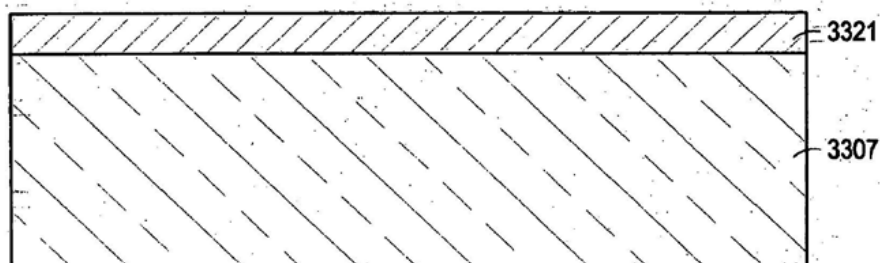


**FIG. 32**

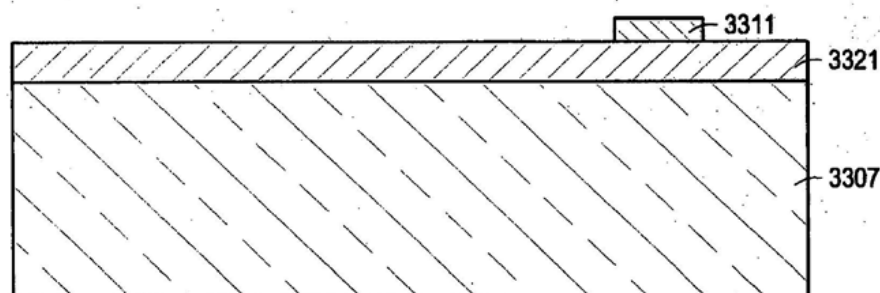




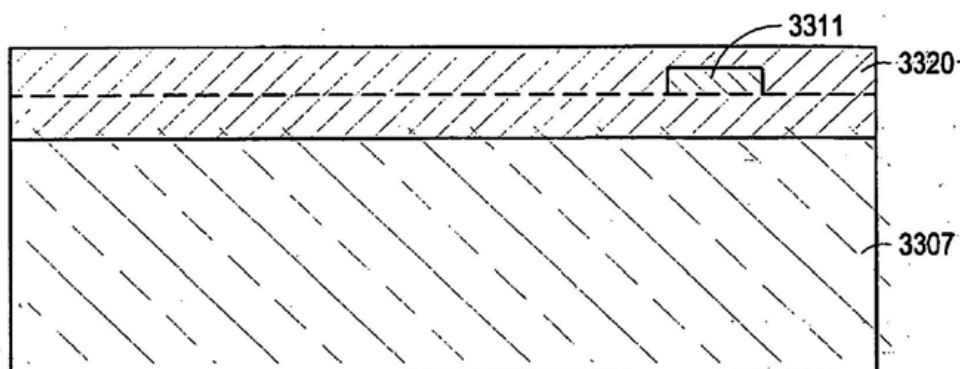
**FIG. 33**



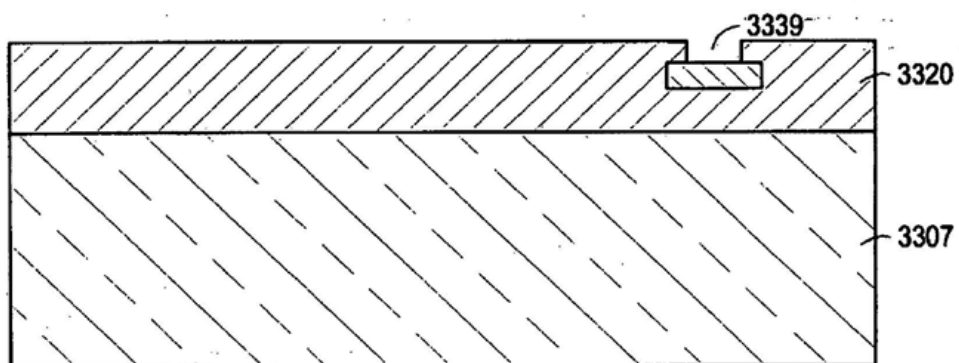
**FIG. 34**



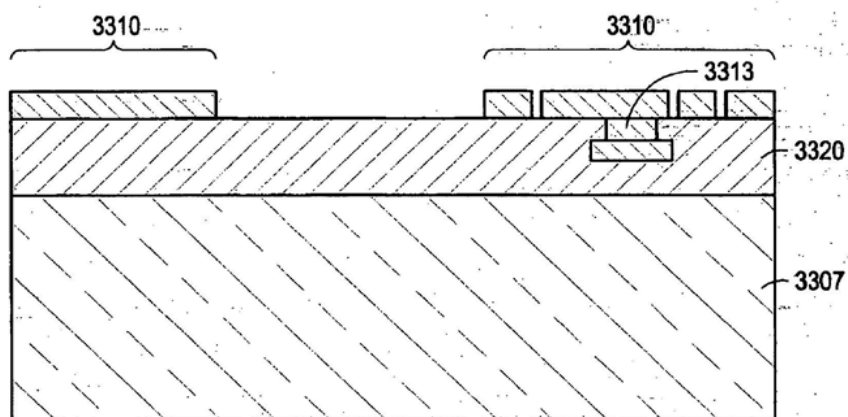
**FIG. 35**



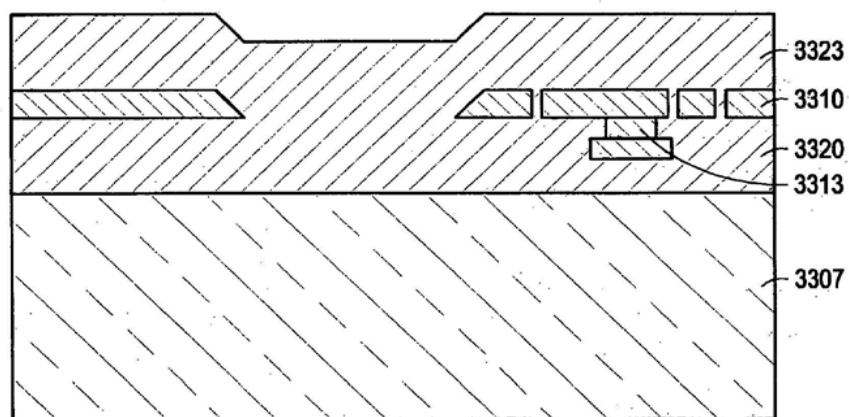
**FIG. 36**



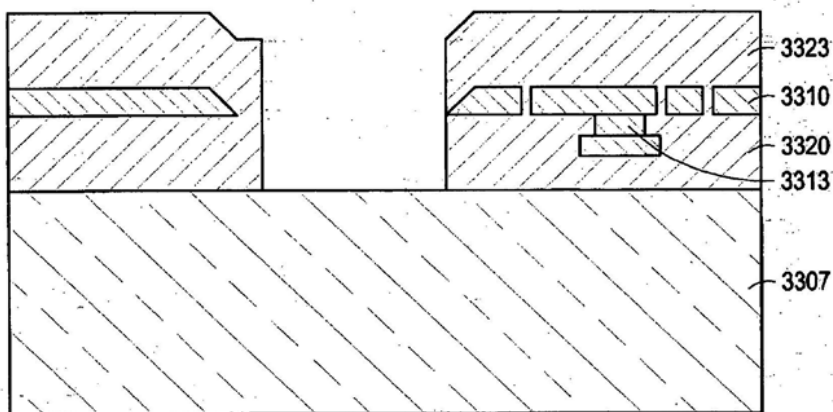
**FIG. 37**



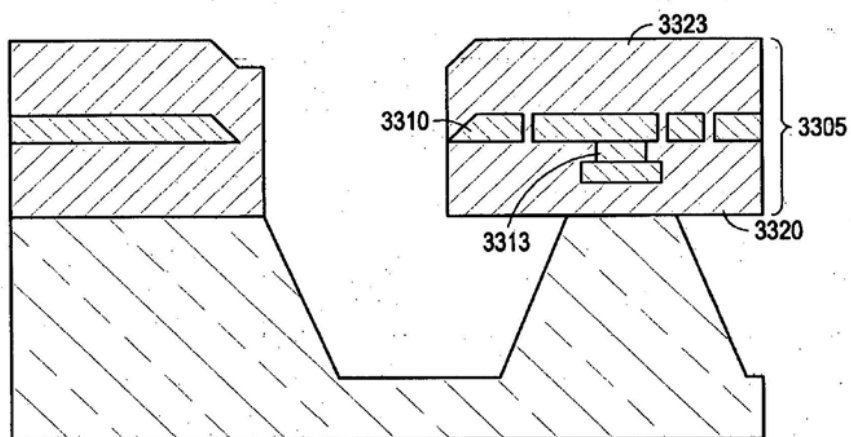
**FIG. 38**



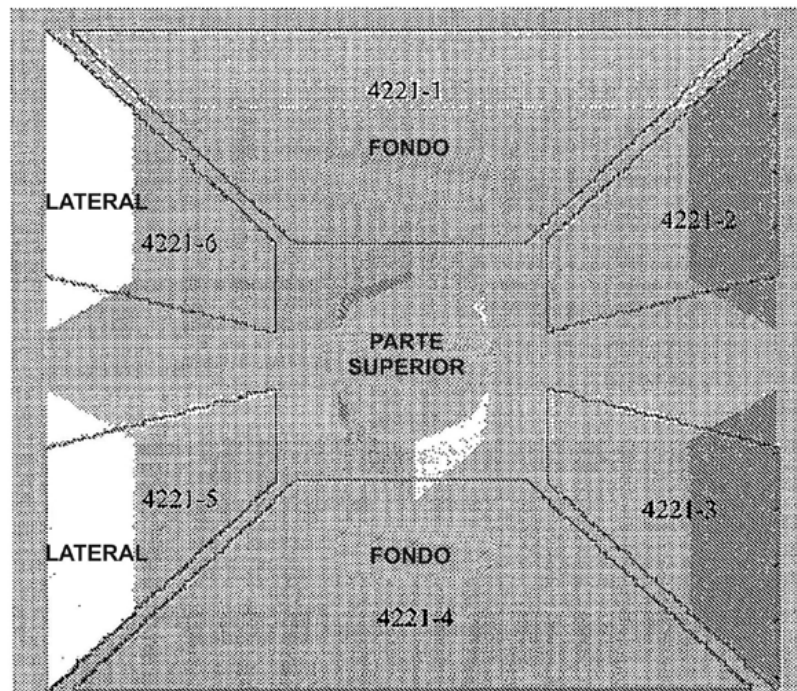
**FIG. 39**



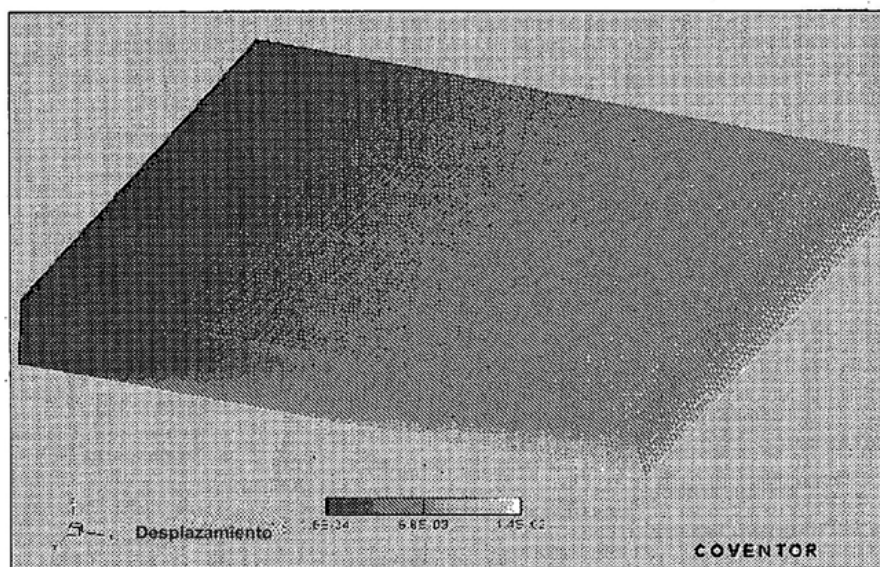
**FIG. 40**



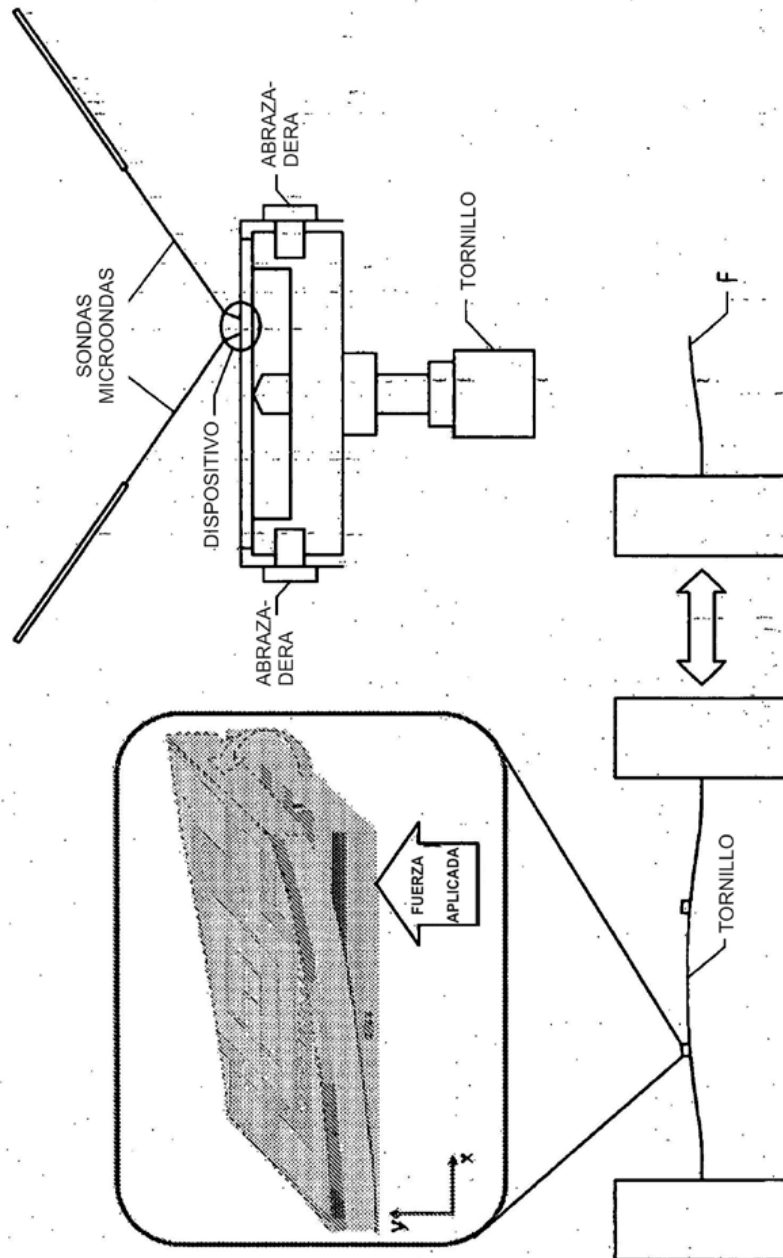
**FIG. 41**



**FIG. 42**



**FIG. 43**



**FIG. 44**

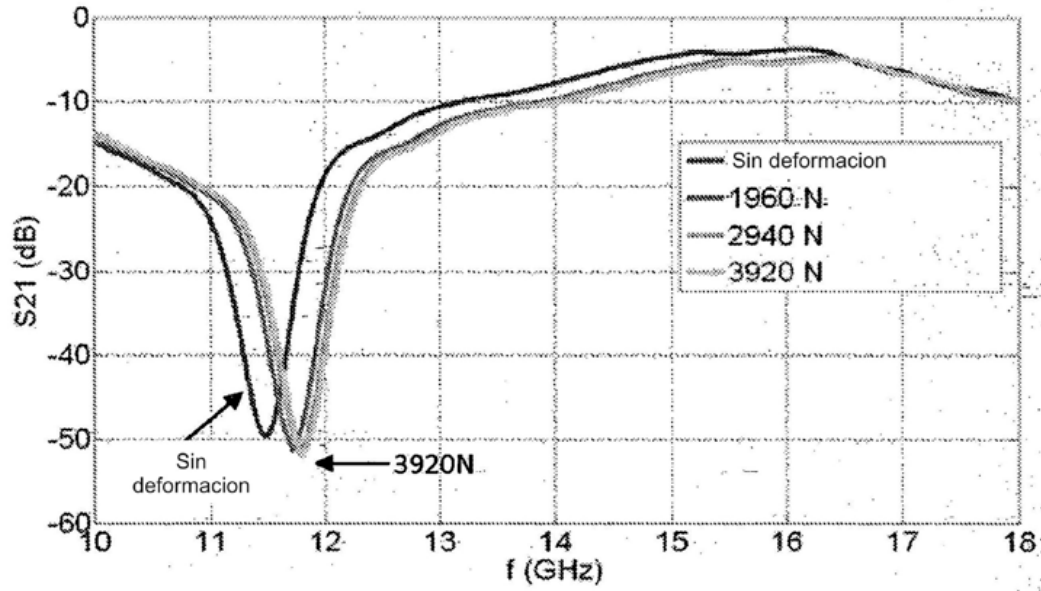


FIG. 45

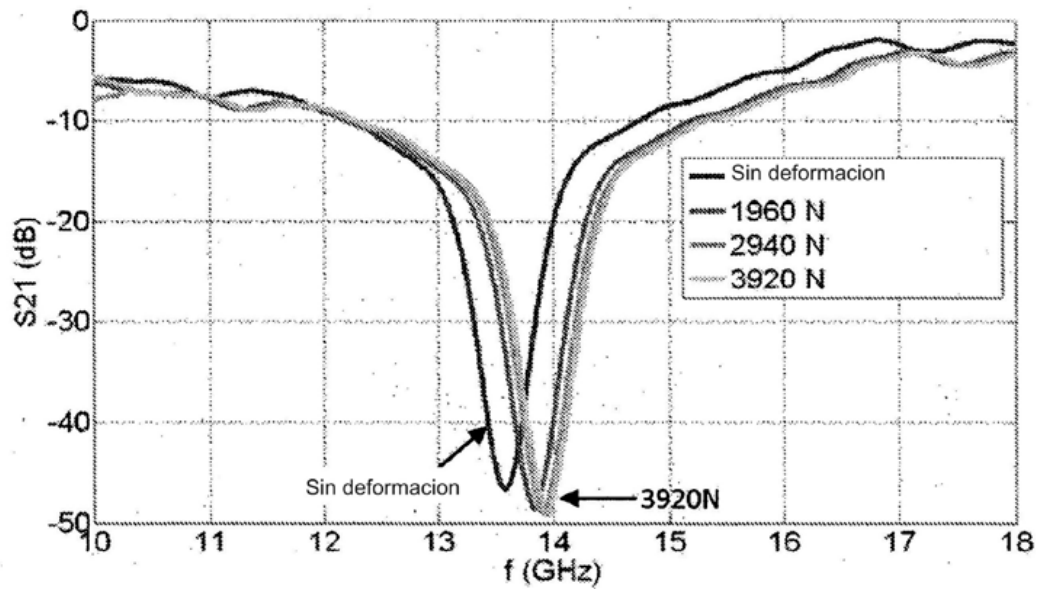


FIG. 46

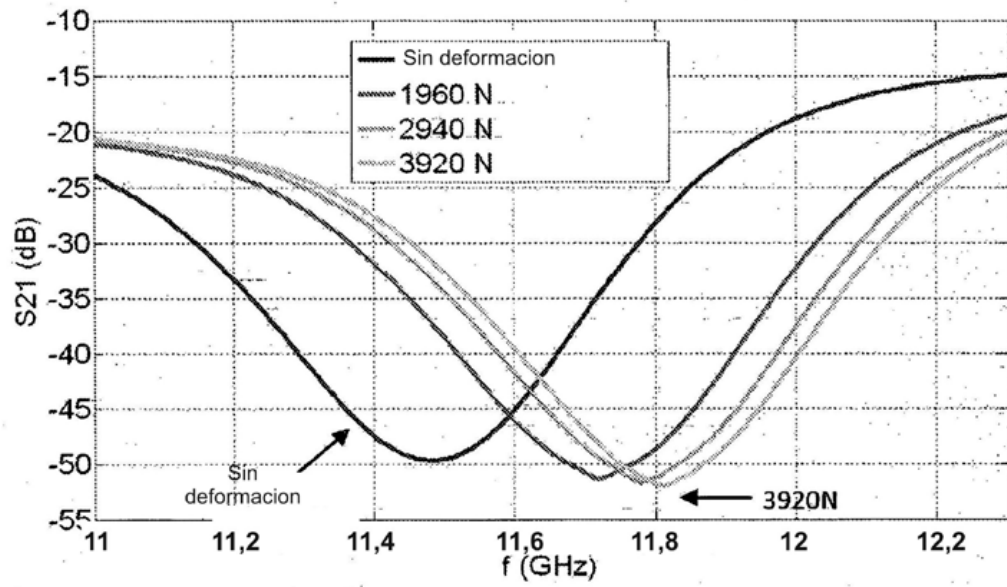


FIG. 47

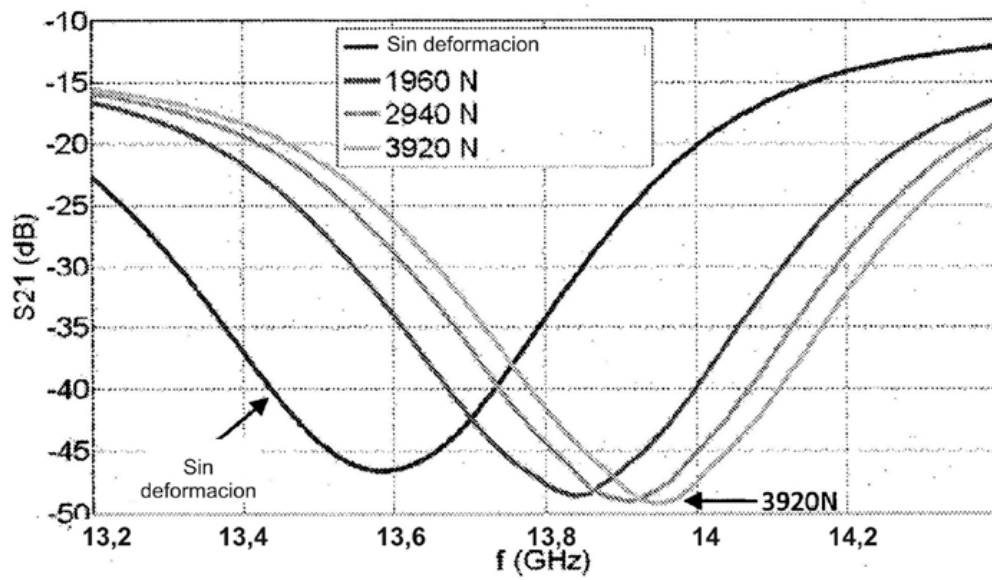
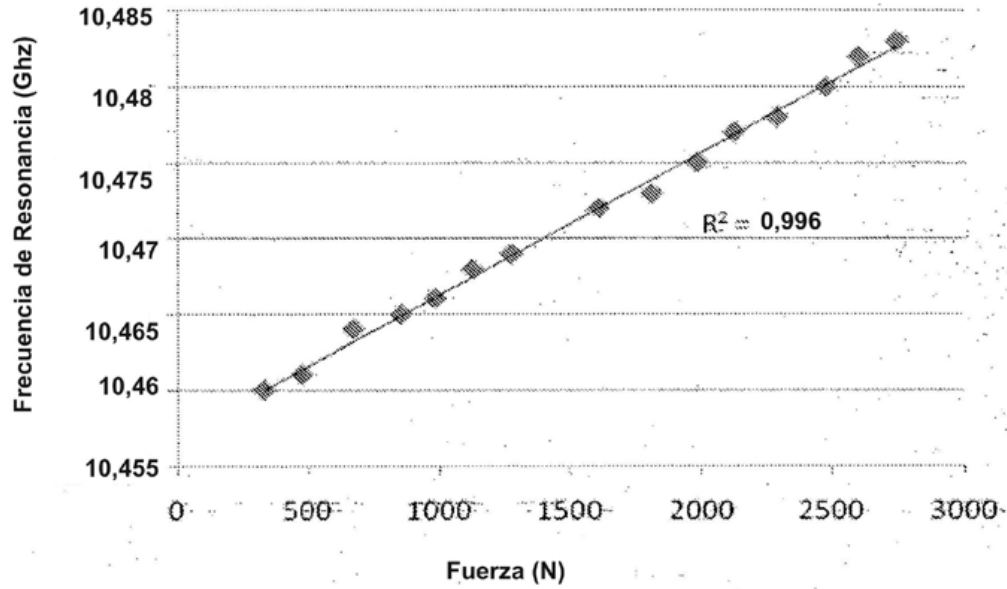
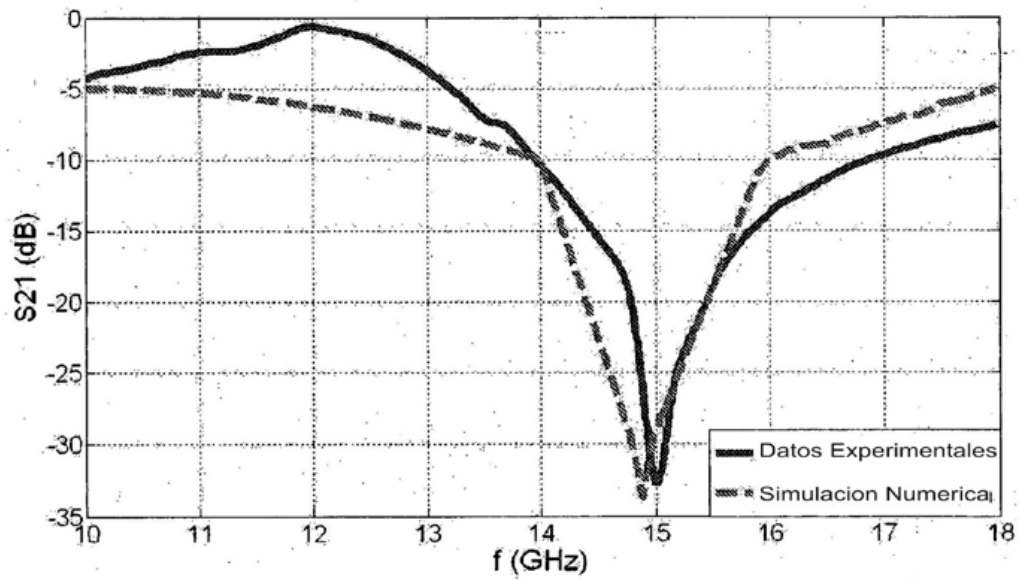


FIG. 48

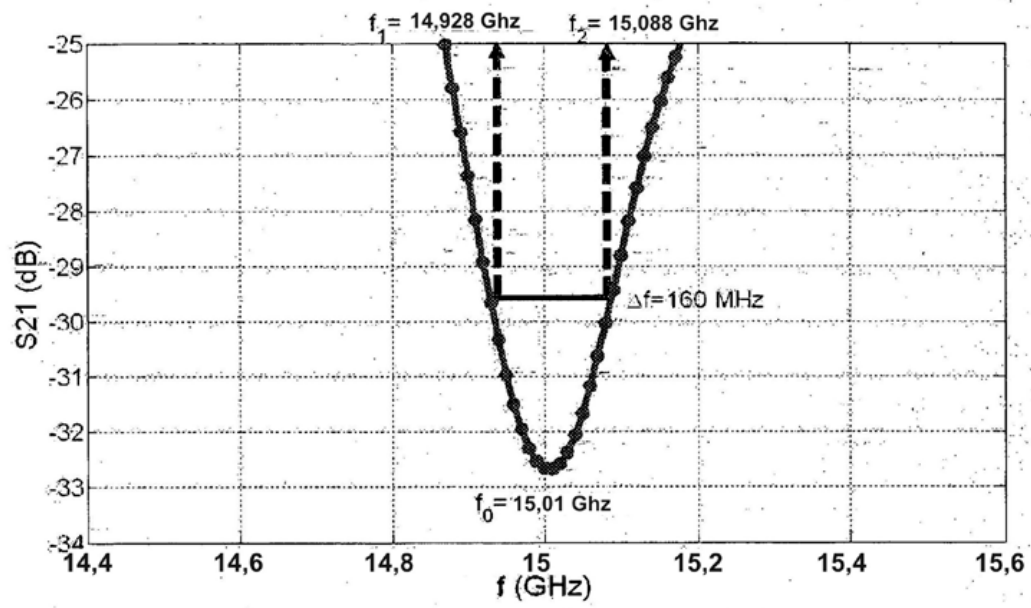




**FIG. 49**



**FIG. 50**



**FIG. 51**

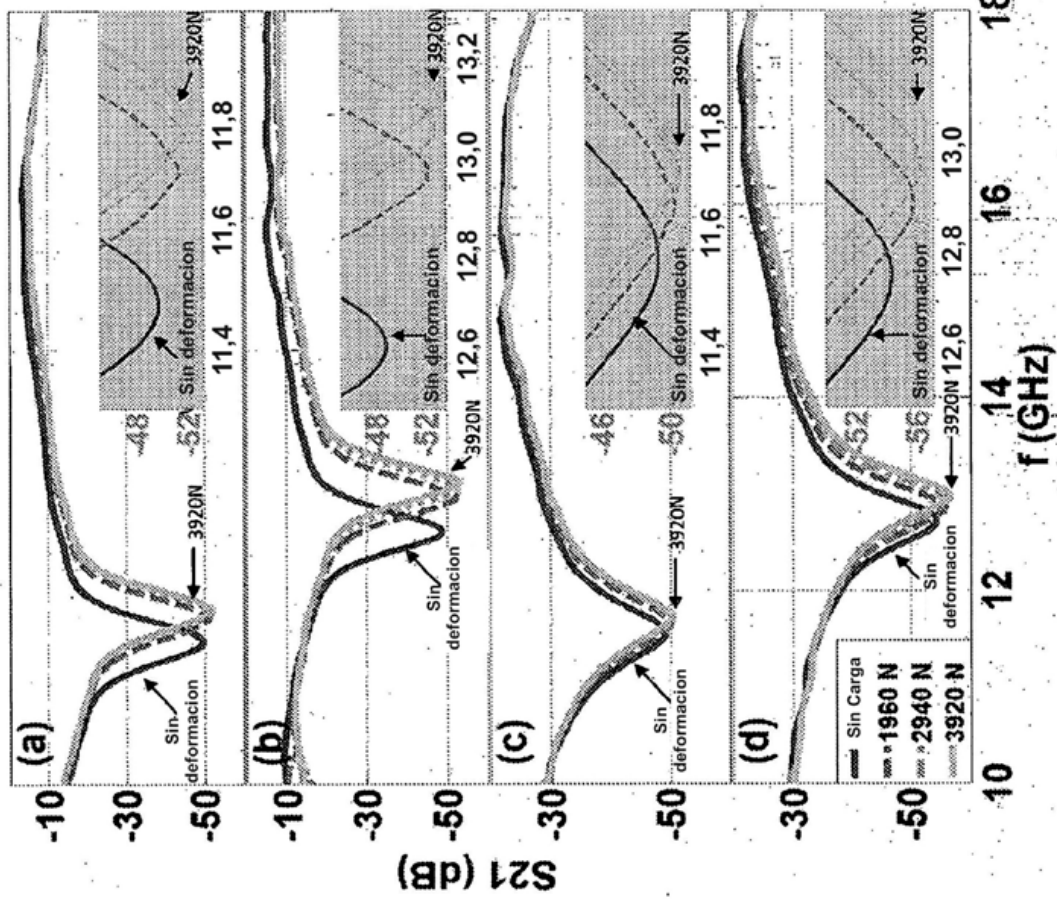
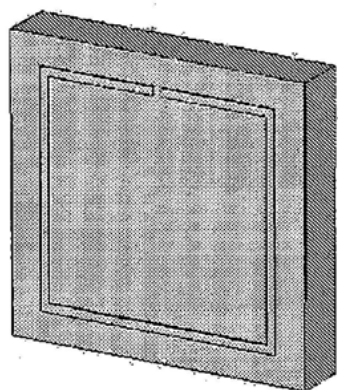


FIG. 52

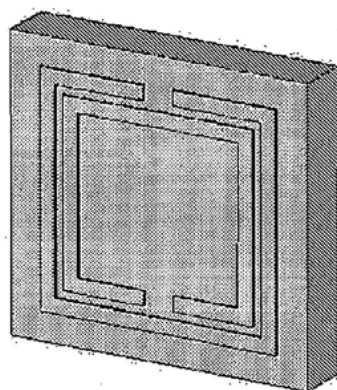
FIG. 53

FIG. 54

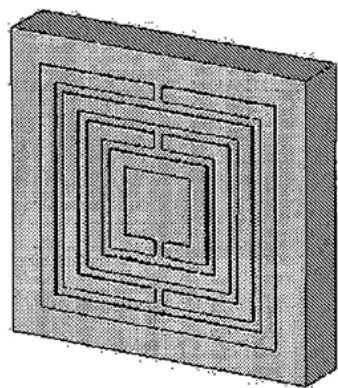
FIG. 55



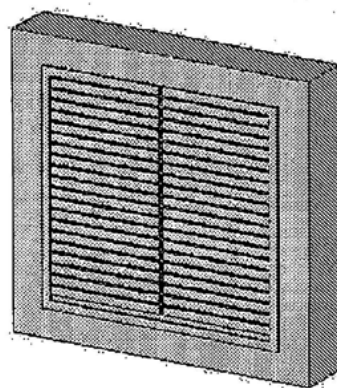
*FIG. 56*



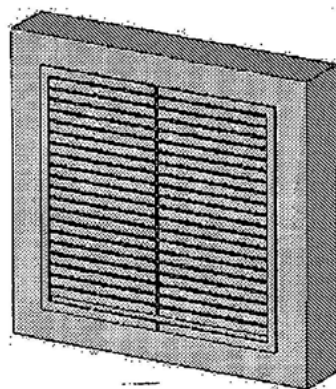
*FIG. 57*



*FIG. 58*



*FIG. 59*



*FIG. 60*

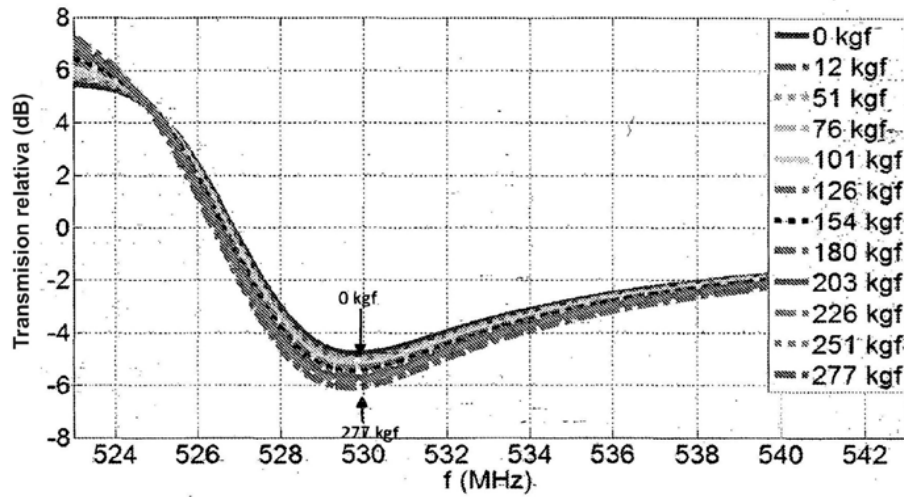


FIG. 61

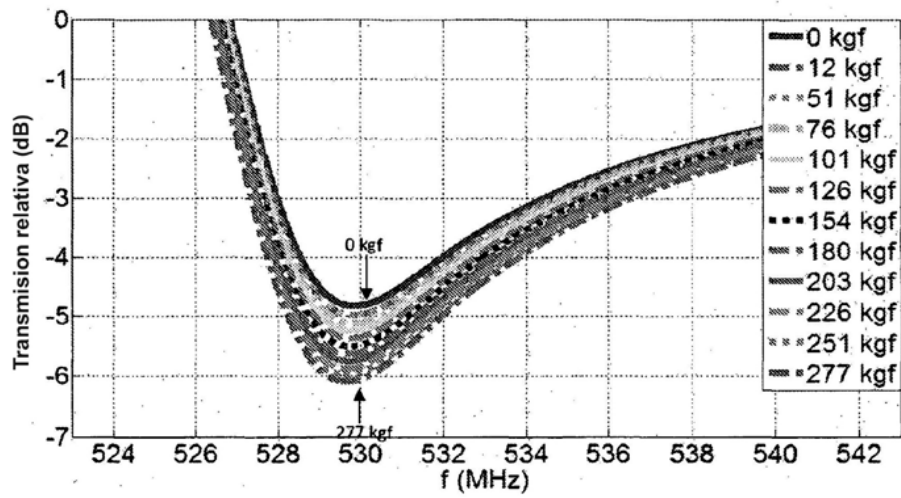


FIG. 62

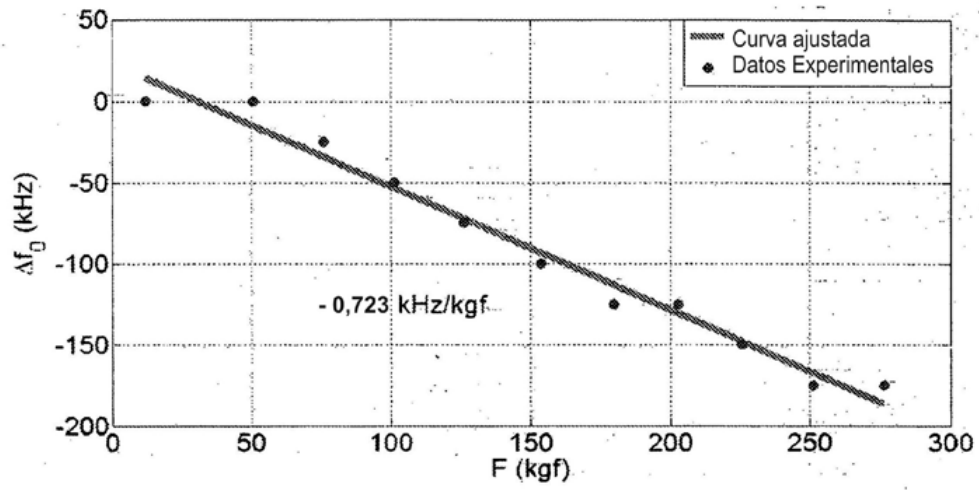


FIG. 63

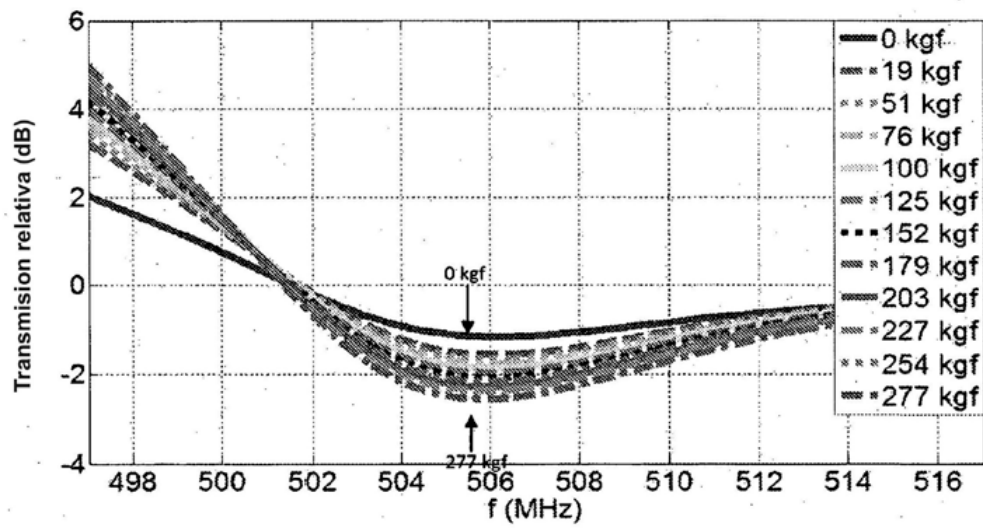


FIG. 64

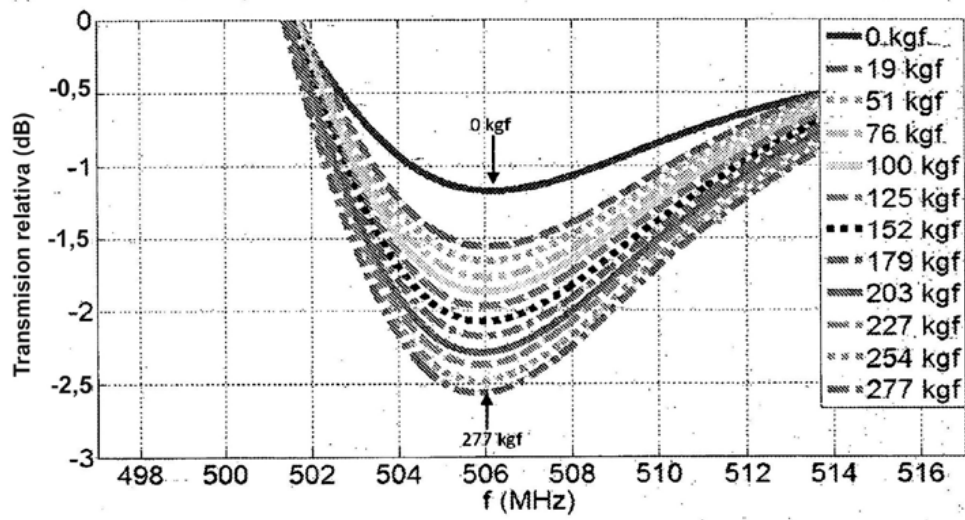


FIG. 65

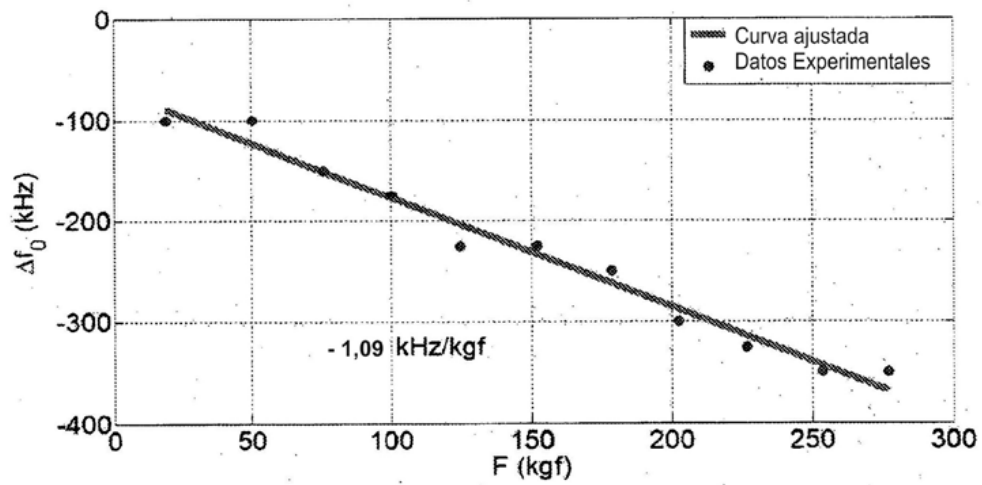
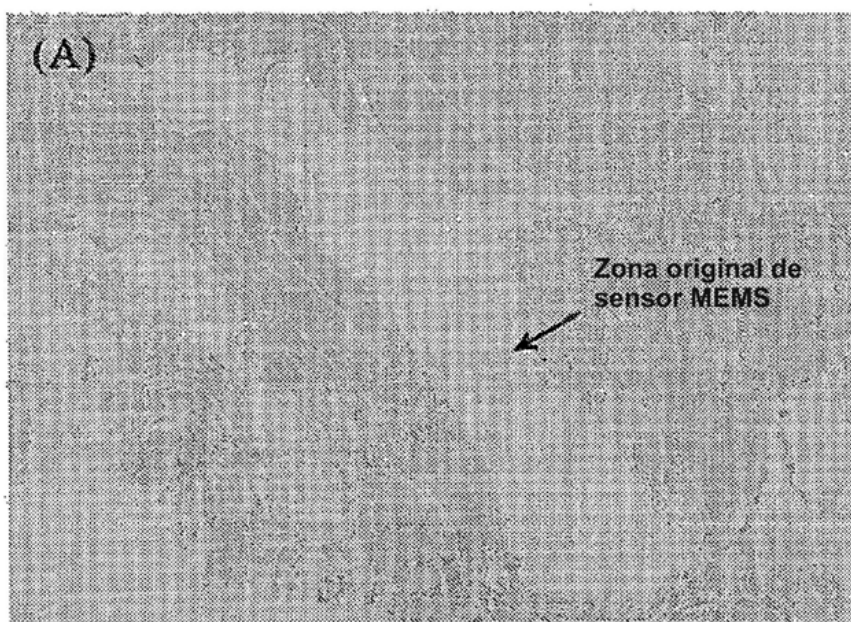


FIG. 66

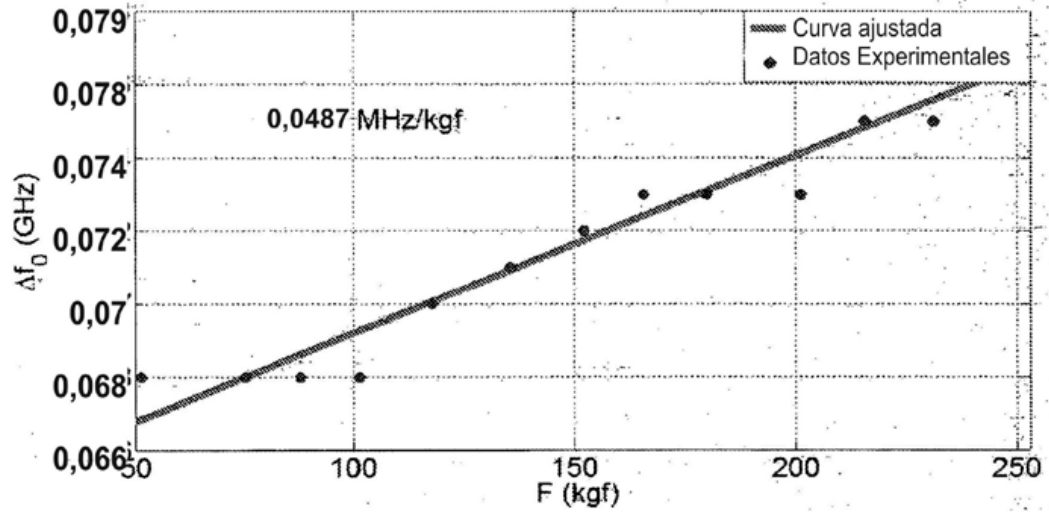


**FIG. 67**

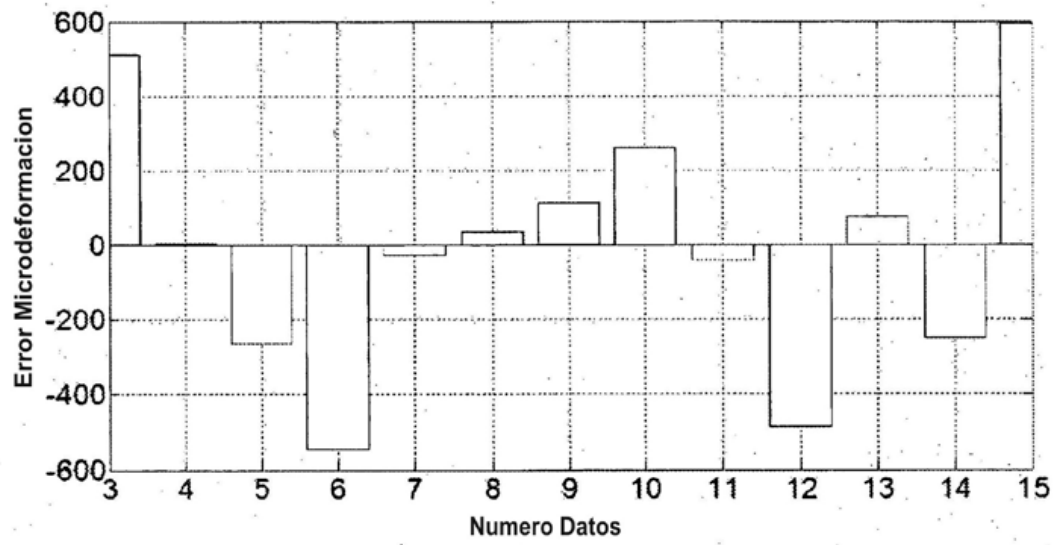


**FIG. 68**





**FIG. 69**



**FIG. 70**

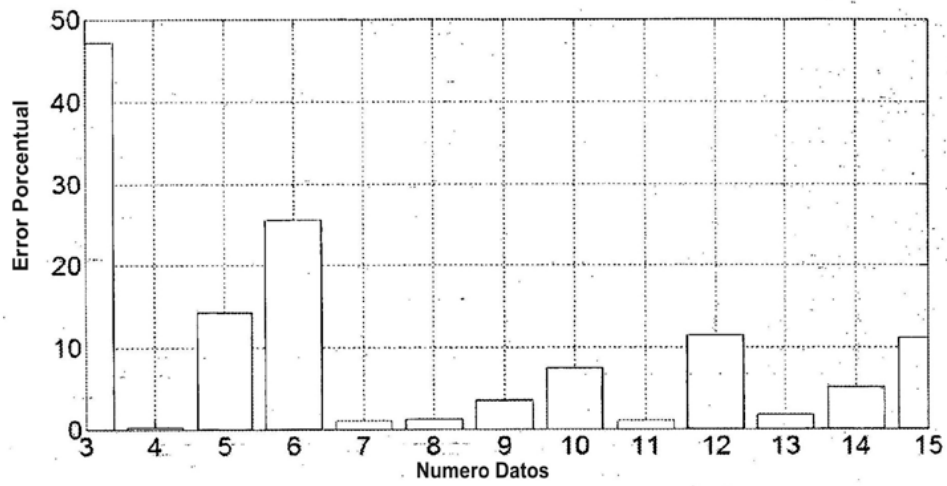


FIG. 71

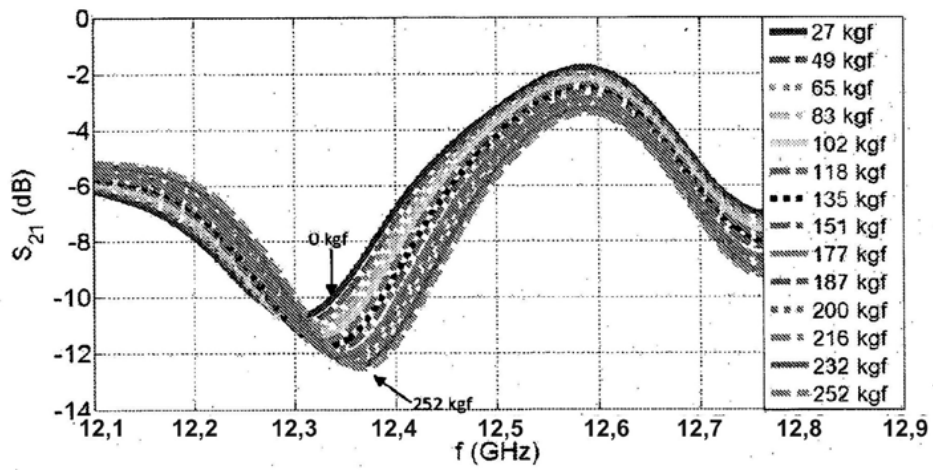


FIG. 72

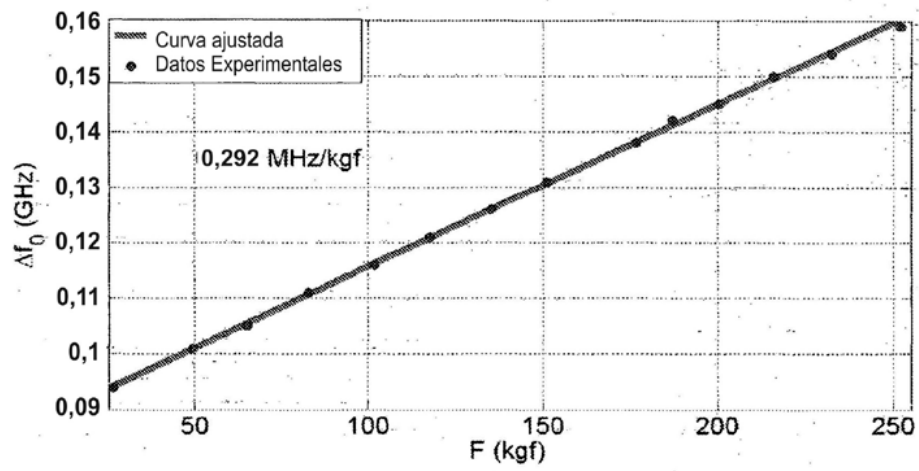


FIG. 73

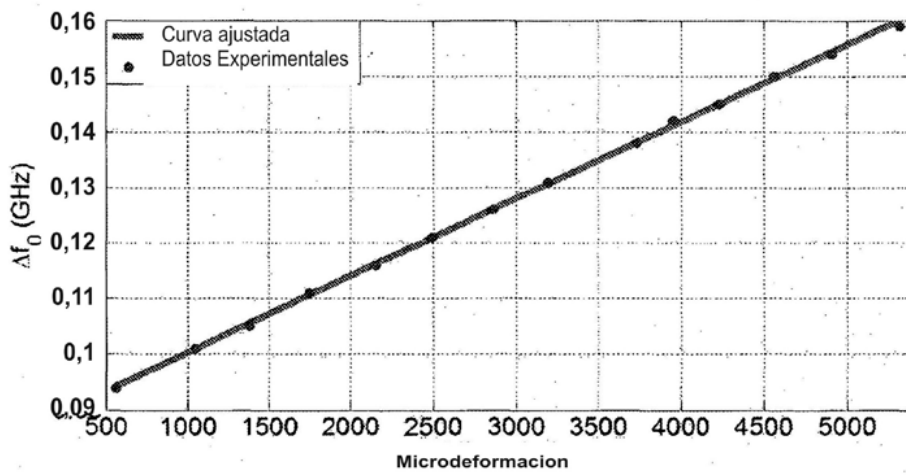
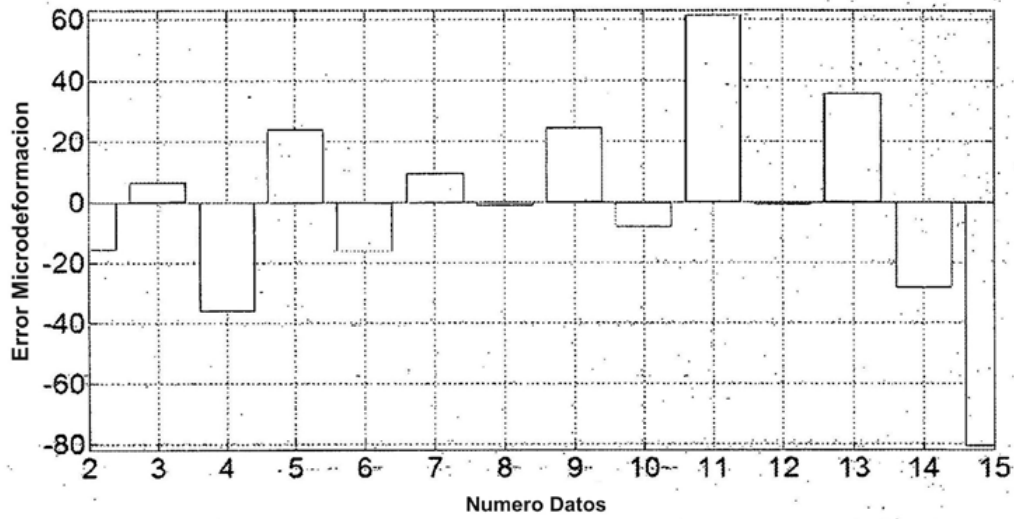
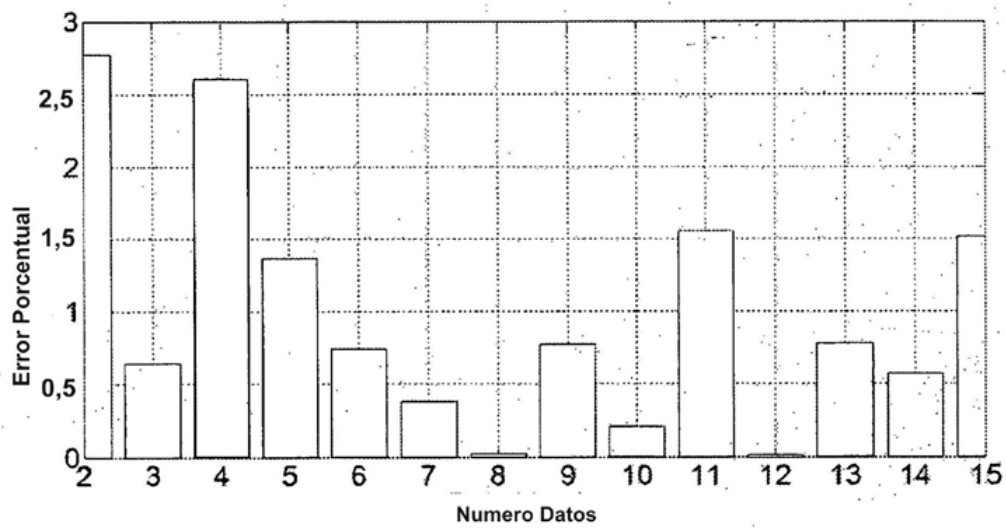


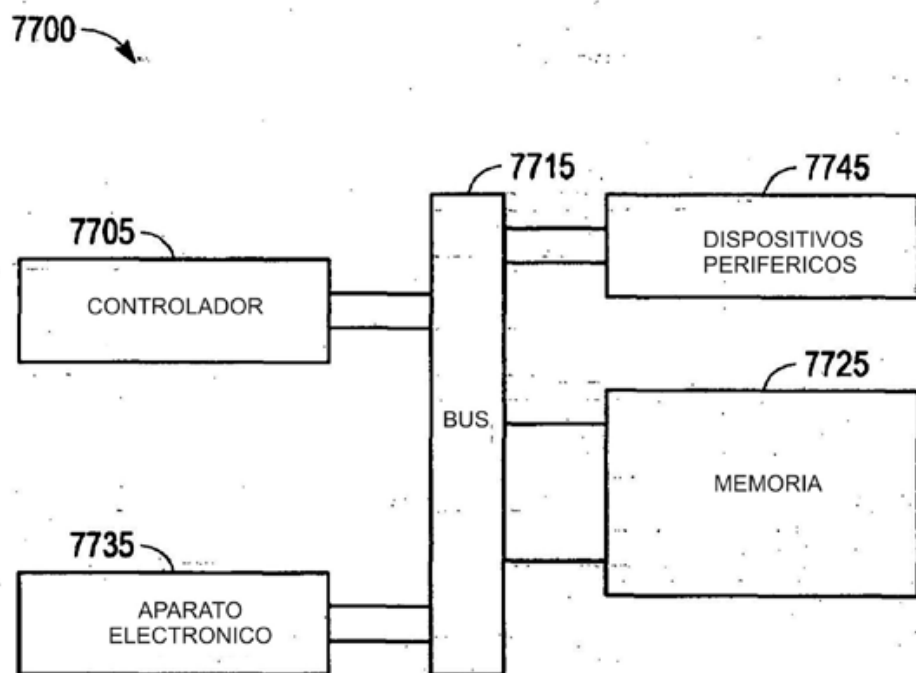
FIG. 74



**FIG. 75**



**FIG. 76**



**FIG. 77**