

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 524 733**

21 Número de solicitud: 201400604

51 Int. Cl.:

G05D 16/08 (2006.01)

C22C 45/04 (2006.01)

A61B 5/021 (2006.01)

A61B 5/03 (2006.01)

A61F 2/06 (2013.01)

12

PATENTE DE INVENCION CON EXAMEN PREVIO

B2

22 Fecha de presentación:

25.07.2014

43 Fecha de publicación de la solicitud:

11.12.2014

Fecha de la concesión:

24.03.2015

45 Fecha de publicación de la concesión:

31.03.2015

73 Titular/es:

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
(100.0%)**

**C/ Donoso Cortés, 65
28015 Madrid (Madrid) ES**

72 Inventor/es:

**MARÍN PALACIOS , María Pilar ;
HERNANDO GRANDE , Antonio ;
ARAGÓN SÁNCHEZ , Ana María ;
SERRANO HERNANDO , Francisco Javier y
HERNANDO RYDINGS, Manuel**

74 Agente/Representante:

TIRADO FERNÁNDEZ , José Francisco

54 Título: **Sensor inalámbrico para detectar presión**

57 Resumen:

Sensor inalámbrico para detectar presión.

La presente invención se refiere a un sensor inalámbrico para detectar presión que comprende un anillo cerrado de microhilo amorfo magnetoelástico. También se refiere a un dispositivo para detectar la presión que ejerce un fluido que fluye por un conducto o un tubo de paredes rígidas o flexibles que incluye este sensor y al método con el que detectar la presión en el conducto o tubo.

ES 2 524 733 B2

DESCRIPCIÓN

Sensor inalámbrico para detectar presión.

5 Sector de la Técnica

La presente invención se encuadra en el sector de la fabricación de sensores para detectar la presión de un fluido, así como variaciones de presión, mediante la utilización de materiales magnéticos magnetoelásticos. En una aplicación
10 concreta, se refiere a la fabricación de sensores biomédicos implantables e inalámbricos que permiten obtener información sobre la presión arterial.

Estado de la técnica

15 La determinación de la presión que ejerce un líquido sobre las paredes del elemento que lo contiene puede ser de interés en numerosas situaciones. Las tuberías y sistemas de tuberías son el transporte rápido y económico de los productos líquidos y gaseosos. Generalmente, estas tuberías están enterradas con el fin de protegerlas de los efectos ambientales y por razones de seguridad.
20 El entierro de la tubería no impide los daños causados por posibles fenómenos geológicos como avalanchas y deslizamientos de tierra. Cualquier movimiento de la tierra que rodea a la conducción, o cualquier aumento de presión imprevisto, transmite en ella fuerzas, que pueden causar daños en algunos casos o tensiones anormales. De ahí la necesidad de un sistema de
25 diagnóstico capaz de vigilar los parámetros de seguridad relacionados con la tubería y áreas circundantes. Para estas detecciones se han venido utilizando diferentes tipos de sensores como, por ejemplo, piezoeléctricos (G.P. Carroll. Noninvasive measurement of dynamic pressure inside pipes using piezoelectric strip; J. Acoust. Soc. Am. **89**, 1943 (1991)) o fibra óptica (Method and apparatus
30 for the non-invasive measurement of pressure inside pipes using a fiber optic interferometer sensor: US 5218197) o mediciones indirectas de los cambios de presión relativos (A. M. Sadeghioon, et al. SmartPipes: Smart Wireless Sensor Networks for Leak Detection in Water Pipelines *J. Sens. Actuator Netw.* **2014**, 3, 64-78).

Especialmente interesante es la determinación de la tensión vascular, es decir, la tensión de la pared de los vasos sanguíneos, que resulta de la presión de la sangre circulante y del tono muscular y elástico de las paredes del vaso.

5

Como ejemplo, un caso particular es la determinación de la tensión arterial y de especial interés es el seguimiento postoperatorio de reconstrucciones vasculares, como las que pueden darse en el caso del aneurisma de la aorta abdominal (AAA). La aorta es la principal arteria que transporta sangre cargada de oxígeno desde el corazón a todas las demás partes del cuerpo. El AAA se produce cuando una sección debilitada de la aorta no puede resistir la presión del flujo sanguíneo y se define como el aumento del diámetro de la aorta en más del 50% de su tamaño original. Su rotura es la mayor consecuencia clínica. Con la práctica precoz de técnicas quirúrgicas de resección y sustitución protésica se evita la rotura. El tratamiento de elección del AAA es la sustitución del segmento aneurismático por un injerto protésico aorto-aórtico o bifurcado, en función de la afectación del territorio iliaco por enfermedad aterosclerótica aneurismática u ocluyente.

20 La exclusión aneurismática, es decir, el aislamiento del aneurisma, se consigue mediante el implante de una endoprótesis y se conoce como reparación endovascular del aneurisma (EVAR). La endoprótesis es una prótesis sintética en forma de tubo reforzada con una estructura metálica; tiene como objetivo la trombosis del saco excluido, la reducción del diámetro aneurismático y, finalmente, la eliminación del riesgo de rotura al pasar el flujo sanguíneo por el interior de la endoprótesis al resto del organismo. Sin embargo, las complicaciones específicas obligan a realizar un seguimiento indefinido del paciente y son una causa frecuente de reintervenciones. Son precisamente las reintervenciones, la mayoría de índole endovascular con baja mortalidad, las que limitan la aplicación extensa del EVAR.

30

Por lo tanto, la cirugía convencional precisa un seguimiento clínico e instrumental a largo término, pues las prótesis convencionales no están

exentas de complicaciones, como infección, trombosis, pseudoaneurismas, fistula aortoentérica, estomosis y anastomosis. El EVAR, por su carácter novedoso, la fatiga de los materiales implicados en la construcción de las endoprótesis y la fijación menos activa que la sutura quirúrgica, hace aconsejable un seguimiento clínico e instrumental más cercano e intenso. La tomografía computarizada con contraste (angio-TC) (Link J, Brossman J Grabener M. Spiral CT angiography of interval carotid artery stenosis. *Am J Neuroradiol* 1996; 17:89) es la técnica de elección para el estudio preoperatorio y para la detección de la mayoría de las complicaciones, en particular de la estenosis. Las limitaciones de esta técnica son la radiación y el contraste utilizados, que se han relacionado con el empeoramiento de la función renal en mayor grado que la propia intervención.

En algunos casos, la angio-TC puede sustituirse por radiografía convencional y eco-Doppler vascular (Radermacher J, Chavan A, Bleck J, Vitzthum A, Stoess B, Gebel MJ, Galanski M, Koch KM, Haller H. Use of Doppler ultrasonography to predict the outcome of therapy for renal-artery stenosis. *N Engl J Med*. 2001 Feb 8;344(6):410-7). La radiografía permite evaluar la integridad de la estructura metálica de la endoprótesis, las plicaturas (es decir, los plegamientos, acortamientos o disminuciones del tamaño del vaso sanguíneo mediante la formación de pliegues), las desconexiones y la migración de la prótesis. La eco-Doppler determina el diámetro aórtico, la permeabilidad protésica y la presencia de fugas, con una sensibilidad del 95% y una especificidad del 97%. Sin embargo, hay limitaciones relacionadas con la persona que practica la exploración y también con su practicabilidad en pacientes obesos. La resonancia magnética (RM) con contraste presenta las mismas propiedades que la angio-TC, pero elimina el riesgo de nefrotoxicidad y radiaciones ionizantes; en el seguimiento de determinadas endoprótesis ha presentado buenos resultados en la detección de fugas.

La posibilidad de cuantificar la tensión arterial en la prótesis así como la presión en el saco del aneurisma, de manera no invasiva, después de la operación

endovascular, aporta grandes ventajas dado que un aumento de la tensión en la zona de la arteria o de la prótesis próxima al “bypass” entre ambos elementos tiene una clara relación con la presencia de anastomosis y/o estenosis.

- 5 Para la medida de parámetros físicos en organismo vivos, se han utilizado circuitos resonadores pasivos que permiten diseñar sensores inalámbricos sin necesidad de utilizar baterías. Por ejemplo, han sido diseñados para la medida continua de la presión intraocular (S. Lizón-Martínez, R. Giannetti, J. L. Rodríguez-Marrero and B. Tellini, “Design of System for Continuous Intraocular
- 10 Pressure Monitoring,” *IEEE Transaction of Instrumentation and Measurement*, vol. 54, no. 4, (2005)), transcraneal (M. R. Shah, R. P. Phillips and R. A. Normann, “A Study of Printed Spiral Coils for Neuroprosthetic Transcranial Telemetry Applications,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.45, no. 7, (1998)), en el saco del aneurisma (L. A. Sanches et al, “Chronic
- 15 intraaneurysmal pressure measurement: An experimental method for evaluating the effectiveness of endovascular aortic aneurysm exclusion,” *J. Vascular Surgery*, vol. 26, issue 2, pp 222-230, (1997)). Una limitación de estos dispositivos es su tamaño y su biocompatibilidad (M.A. Fonseca, M. G. Allen, J. Kroh and J. White, “Flexible wireless passive pressure sensors for biomedical
- 20 applications, Solid-State Sensors, Actuators, and Microsystems Workshop Hilton Head Island, South Carolina, June 4-8, 2006). Otra opción es la utilización de MEMS (*Microelectromechanical Systems*), que detectan presión utilizando un material piezoresistivo, como en la patente US8529474 en la que se describe un sistema implantable para monitorizar la tensión como indicador
- 25 de condiciones biológicas, tales como fusión espinal, niveles de glucosa, frecuencia cardiaca; o la patente US20100024561 en la que se presenta un sensor implantable en la pared de las arterias, que puede insertarse entre las capas de la pared o bien asegurarse al vaso mediante bandas de materiales biocompatibles con varias posibles disposiciones.

30

Descripción detallada de la invención

Sensor inalámbrico para detectar presión.

La presente invención se refiere a un sensor inalámbrico para detectar presión en un conducto o en un tubo por donde fluye un fluido. El conducto o tubo puede ser sencillo o tener una o varias bifurcaciones a lo largo de su longitud.

5 Además, las paredes del conducto o tubo pueden ser flexibles o rígidas, siempre que no sean metálicas. En una realización preferida, el sensor inalámbrico de la invención sirve para detectar la tensión arterial o la presión en una endoprótesis vascular.

10 El sensor comprende un anillo cerrado de microhilo amorfo magnetoelástico sensible a las variaciones de presión, variaciones detectables mediante ondas electromagnéticas.

El microhilo magnético a utilizar debe ser un microhilo magnético amorfo
15 magnetostrictivo con cubierta de vidrio de borosilicato; de composición $\text{Fe}_x\text{Co}_{a-x-y}\text{Ni}_y\text{Si}_z\text{B}_w\text{M}_t$ (donde $a+z+w+t=100$, $70 \leq a-x-y \leq 75$, $0 \leq x+y \leq 5$, $0 \leq z+w \leq 25$, $0 \leq t \leq 3$, $\text{M}=\text{Nb}$, Mo); con una constante de magnetostricción baja pero negativa cuyos valores están comprendidos entre -1 ppm y -0.05 ppm; con campo de anisotropía bajo, entre 100 y 2000 A/m; y con un diámetro del núcleo metálico
20 de valor comprendido entre 30 y 100 micras. De esta manera, la longitud de penetración de una onda electromagnética de GHz no es despreciable frente al radio del microhilo, por lo que los coeficientes de reflectividad de dicha onda pueden ser modificados según la impedancia de hilo que, por ser magnético, viene condicionada por su permeabilidad magnética.

25 Dicha permeabilidad magnética, debido a la baja anisotropía magnética del microhilo, es fácilmente modificable mediante la aplicación de un campo magnético y, debido a su carácter magnetostrictivo, por la aplicación de tensión mecánica.

30 La presencia de un anillo cerrado de microhilo magnético, sometido constantemente a un ciclo de imanación y desimanación a baja frecuencia,

permite la modulación de una onda de alta frecuencia. Dicha modulación se verá afectada por la tensión mecánica. La magnetostricción negativa de este tipo de hilo favorece la respuesta del anillo ante la onda electromagnética pues las tensiones radiales se traducen en un aumento de la susceptibilidad según la dirección circular favoreciendo la dispersión de la onda. Para optimizar la detección, el radio (r) del anillo debe ser menor que la longitud de onda (λ) de la radiación electromagnética, cumpliendo la relación $r/\lambda = 1/20$.

En la presente invención, por baja frecuencia se entiende entre 10 y 100 milihercios, y por alta frecuencia se entiende entre 1 y 20 GHz.

Así mismo, cuando se mencione el anillo de microhilo magnético de la invención se estará haciendo mención en todo momento a un anillo cerrado de microhilo magnético.

Otro aspecto de la invención se refiere a un sistema para la detección inalámbrica de las variaciones de tensión a las que se somete el anillo cerrado de microhilo magnético y que dependen de las variaciones de presión que experimenta. Dicho sistema consta de dos partes. Un primer circuito eléctrico alimentado por una señal sinusoidal de baja frecuencia que alimenta a un bobinado que genera un campo magnético inferior al campo de anisotropía del microhilo utilizado. Dicho circuito permite la imanación y desimanación periódica del anillo de microhilo colocado en el conducto o el tubo por donde fluye un fluido y cuya tensión se desea evaluar. Un segundo circuito se utiliza para emitir y recibir, mediante sendas antenas emisora y receptora, una señal de alta frecuencia de tal modo que la frecuencia coincida con la frecuencia de resonancia del microhilo elegido, estando comprendida entre 1 y 2 GHz la frecuencia de resonancia del microhilo elegido.

Para el caso concreto de la detección de la presión arterial, los coeficientes de dispersión de la onda electromagnética, debido a la susceptibilidad magnética, se ven modificados simultáneamente por:

- el campo magnético alterno que genera el circuito eléctrico, es decir, el primer circuito del dispositivo de detección, y supone la imanación periódica del microhilo, con una frecuencia de entre 10 y 100 milihertzios,
- el proceso de tensión y relajación mecánica periódico que genera el bombeo del flujo sanguíneo, con una señal periódica de frecuencia entre 0,5 y 2 Hz.

Es decir, la señal reflejada por el microhilo presentará una modulación de la frecuencia del campo de baja frecuencia generado por el primer circuito a la que se le superpone otra señal periódica de frecuencia entre 0,5 y 2 Hz procedente del bombeo del flujo sanguíneo.

Por otro lado, otro aspecto de la invención incluye los medios necesarios para procesar la señal mediante transformada de Fourier para detectar las modificaciones en la presión en el tubo o el conducto en el que se ha integrado o introducido el anillo cerrado de microhilo amorfo magnetoelástico y para detectar problemas de estrechamientos del tubo o conducto.

La invención también se refiere a una endoprótesis arterial que incluye un anillo de microhilo amorfo magnetoelástico introducido en la pared de la propia prótesis de forma concéntrica a la luz de la misma.

Otro aspecto de la invención se refiere a un método para detectar la presión en un conducto o un tubo por el que fluye un fluido que comprende:

- incluir en el conducto o tubo un anillo cerrado de microhilo magnético amorfo magnetostrictivo con cubierta de vidrio de borosilicato; de composición $\text{Fe}_x\text{Co}_{a-x-y}\text{Ni}_y\text{Si}_z\text{B}_w\text{M}_t$ (donde $a+z+w+t=100$, $70 \leq a-x-y \leq 75$, $0 \leq x+y \leq 5$, $0 \leq z+w \leq 25$, $0 \leq t \leq 3$, $M=\text{Nb, Mo}$); con una constante de magnetostricción entre -1 ppm y -0.05 ppm; con campo de anisotropía entre 100 y 2000 A/m; y con un diámetro del núcleo metálico de valor comprendido entre 30 y 100 micras;
- aplicar, simultáneamente, un campo magnético de frecuencias comprendida entre 10 y 100mHz y una onda electromagnética de alta frecuencia, entre 1 y 20 GHz, mediante una antena emisora (11);

- procesar la señal recibida por la antena receptora (12) mediante transformada de Fourier.

La invención también se refiere a un método para detectar estrechamientos en un conducto o tubo por el que fluye un fluido que comprende:

- incluir en el conducto o tubo, de forma concéntrica a la luz de dicho conducto o tubo, un anillo cerrado de microhilo magnético amorfo magnetostrictivo con cubierta de vidrio de borosilicato; de composición $\text{Fe}_x\text{Co}_{a-x-y}\text{Ni}_y\text{Si}_z\text{B}_w\text{M}_t$ (donde $a+z+w+t=100$, $70 \leq a-x-y \leq 75$, $0 \leq x+y \leq 5$, $0 \leq z+w \leq 25$, $0 \leq t \leq 3$, $\text{M}=\text{Nb}$, Mo); con una constante de magnetostricción entre -1 ppm y -0.05 ppm; con campo de anisotropía entre 100 y 2000 A/m; y con un diámetro del núcleo metálico de valor comprendido entre 30 y 100 micras;
- aplicar, simultáneamente, un campo magnético de frecuencia comprendida entre 10 y 100 mHz mediante bobinas de Helmholtz, y una onda electromagnética de alta frecuencia, en el rango de 1-20 GHz, mediante una antena emisora (11);
- procesar la señal recibida por una antena receptora (12) mediante transformada de Fourier.
- identificar disminuciones en la intensidad de la primera frecuencia de la transformada de Fourier con respecto a la intensidad de la primera frecuencia de la transformada de Fourier en el mismo tubo o conducto cuando éste no presenta alteraciones.

Descripción de las figuras

La **Figura 1** muestra un esquema del circuito hidráulico con los siguientes elementos: arteria sensorizada con microhilo (1), flujo de fluido (2), sello para resistencia hidráulica (3), manómetro (4), válvulas para resistencia hidráulica (5), dispositivo para asistencia ventricular (6)

La **Figura 2** muestra un esquema del circuito electromagnético con los siguientes elementos: generador de funciones (7), amplificador (8), amperímetro (9), bobinas Helmholtz (10) antena emisora (11) y receptora (12),

endoprótesis o arteria sensorizada con anillo de microhilo (1), analizador vectorial (13).

5 La **Figura 3** muestra la curva asociada a la modulación de la onda de GHz por la presencia de un anillo de microhilo magnético en ausencia de flujo pulsátil (a) y la misma curva modificada por un flujo pulsátil de 40 pulsaciones por minuto (b).

10 La **Figura 4** muestra la evolución de la señal asociada con la presencia de flujo pulsátil con la diferencia de presión en las proximidades del anillo de microhilo magnético para endoprótesis; en ella se muestra una sucesión de registros de atenuación para diferentes presiones del circuito (a) junto con los valores de las amplitudes del registro en función de la presión (b).

15 La **Figura 5** muestra la evolución de la señal asociada con la presencia de flujo pulsátil con la diferencia de presión en las proximidades del anillo de microhilo magnético para arteria; en ella se muestra una sucesión de registros de atenuación para diferentes presiones del circuito (a) junto con los valores de las amplitudes del registro en función de la presión (b).

20 La **Figura 6** muestra la evolución de la señal asociada a una diferencia de presión de 70 mmHg (a) con la presencia de estenosis pre-anillo (b) y post-anillo (c).

25 La **Figura 7** muestra un injerto con un anillo cerrado de microhilo posicionado en una de las bifurcaciones del injerto (a) y en la punta de la anastomosis (b).

30 La **Figura 8** muestra, para el microhilo localizado en el injerto, los casos de estenosis en injerto (a), en anastomosis (b) y en estenosis distal (c), así como las gráficas correspondientes para una presión de 155 mmHg (a, b y c, respectivamente), junto con la gráfica asociada a 0 mmHg (e) y la gráfica asociada a 155 mmHg sin estenosis (d).

La **Figura 9** muestra, para el microhilo localizado en la punta de la anastomosis, los casos de estenosis en injerto (a), en anastomosis (b) y en estenosis distal (c), así como las gráficas correspondientes para una presión de 155 mmHg (a, b y c, respectivamente) junto con la gráfica asociada a 0 mmHg (e) y la gráfica asociada a 155 mmHg sin estenosis (d).

Modo de realización de la invención

La presente invención se ilustra adicionalmente mediante los siguientes ejemplos, que no pretenden ser limitativos de su alcance.

Se ha seleccionado, para mostrar el modo de realización de la invención, la detección de la presión del flujo sanguíneo por ser un caso especial en el que hay que tener en cuenta, también, el bombeo del flujo producido por el corazón.

Ejemplo 1. Circuito hidráulico para simular el flujo sanguíneo.

Con objeto de simular el bombeo del flujo sanguíneo localizado en una arteria se diseñó un circuito hidráulico (figura 1) consistente en un circuito con flujo pulsátil conectado a un sistema de asistencia ventricular (Abiomed/AB5000), en el cual se colocó un sello de agua (3) y dos resistencias (5) en paralelo para permitir tener control sobre la presión del fluido. Para conseguir que el fluido que atraviesa el circuito tuviera una viscosidad similar a la de la sangre a 37°C, se realizó una disolución al 0,33% de agar-agar.

El circuito hidráulico descrito permite tener un flujo de fluido (2) con una frecuencia de bombeo de 0.666 Hz, lo que supone una señal con un período de 1.5 s que correspondería a un bombeo de 40 pulsaciones por minuto.

Para poder registrar en cada instante la presión del fluido que atraviesa el circuito se conectaron de manera no invasiva dos sistemas conectados distal y proximalmente al sensor, es decir, al anillo de microhilo (1). Esta disposición

permite calcular el índice de presión del fluido como cociente entre ambos valores.

Ejemplo 2. Monitorización de las variaciones de tensión en arterias.

5 Como elemento sensor, se colocó un anillo cerrado de microhilo (1) sobre una muestra de arteria renal bovina. El anillo de microhilo (1), debido a su carácter magnetoelástico, permite monitorizar de forma no invasiva las variaciones de tensión mecánica debidas a las variaciones de presión que ocurren en la arteria.

10

Se utilizó un anillo cerrado de microhilo de 6 mm de diámetro con una composición de cubierta de vidrio borosilicato y de núcleo metálico de $\text{Fe}_{2,25}\text{Co}_{72,75}\text{Si}_{10}\text{B}_{15}$, constante de magnetostricción, λ , de -0.1 ppm y campo de anisotropía de 400 A/m; el diámetro de núcleo metálico era de 50 micras y el

15 diámetro total de 80 micras. En este caso, se ajustó el diámetro del anillo al de la arteria de 6 mm.

20

El conjunto anillo-arteria se incluyó dentro del circuito hidráulico descrito más arriba (figura 1). Dicho conjunto se sometió simultáneamente a un campo magnético de baja frecuencia (10mHz) generado por unas bobinas Helmholtz (10) y a una onda electromagnética de alta frecuencia (1.29GHz) procedente de una antena emisora (11) (figura 2). Las variaciones de tensión mecánica sobre el elemento sensor, suponen una modulación de la onda emitida detectable mediante una segunda antena, que es una receptora (12). Ambas

25 antenas están conectadas a un analizador vectorial (13) de forma que obtendremos una variación de potencia debido a las distintas presiones.

30

El dispositivo descrito en las figuras 1 y 2 permite monitorizar de forma inalámbrica las variaciones de presión en el sistema anillo-arteria. La presencia del anillo de microhilo magnético (1) sometido a un campo alterno de 10 mHz supone una modulación de la señal de GHz recibida en la antena receptora (12). El aumento de la presión del fluido a su paso por el circuito supone la

superposición de otra señal con la frecuencia del bombeo del flujo sanguíneo. La amplitud de la señal superpuesta (A_s) es proporcional a la sobrepresión.

Ejemplo 3. Monitorización de las variaciones de tensión en prótesis.

- 5 Los ejemplos 1 y 2 se repitieron utilizando una endoprótesis de teflón (Politetrafluoroetileno, o PTFE, de 6 mm) en la que se había incluido un anillo cerrado de microhilo como el descrito en el ejemplo 2.

Ejemplo 4. Correlación entre la presión en la arteria o en la endoprótesis y la señal electromagnética.

- 10 Los ejemplos anteriores permitieron correlacionar la presión en la arteria o en la endoprótesis con la señal de atenuación generada por el circuito electromagnético.
- 15 En el caso de la endoprótesis, para una presión del fluido de 50mmHg se generó una variación de la señal de $2,25 \cdot 10^{-3}$ dB, para una presión de 142mmHg fue de $3,97 \cdot 10^{-3}$ dB para y para 170mmHg una variación de $7 \cdot 10^{-3}$ dB. Por lo tanto, se obtuvo una relación directa entre la presión del fluido y la señal de atenuación generada por el circuito electromagnético (figura 4). En el
- 20 caso de la arteria, para una presión del fluido de 100mmHg se generó una variación de la señal de 0.025dB, para una presión de 140mmHg fue de 0.030 dB y para 200mmHg una variación de 0.064 dB (figura 5).

Ejemplo 5. Detección de estenosis.

- 25 También se estudió la variación de amplitud de la señal recibida por la antena receptora (12) al producir estenosis en distintas localizaciones y de distinto grado. Dicho grado es cuantificado a partir del índice de presión considerado como la relación entre las presiones detectadas en la zona distal –post-anillo (c) en la figura 6- y proximal –preanillo (b) en la figura 6- con respecto al flujo
- 30 del fluido. La amplitud de la señal superpuesta (A_s) sobre la curva de atenuación obtenida para medidas en endoprótesis varía con el grado de

severidad de la estenosis. También se observaron variaciones en la línea de base asociables tanto a la severidad de la estenosis como a su localización.

5 Así, si comparamos ambos tipos de curvas en función de la localización de la estenosis (figura 6), observamos claramente que la estenosis post-anillo (c) produce una onda de mayor frecuencia y amplitud respecto a la basal (dispositivo en 70mmHg) (a); y la estenosis preanillo (b) produce también cambios significativos respecto a la curva de control (a). Se aprecia en ambas estenosis un aumento del rizado de la curva pudiendo relacionarse con la
10 aparición del flujo turbulento propio de las estenosis (figura 6).

Se ha detectado también estenosis en injerto y estenosis distal para el caso en el que el anillo de microhilo está localizado en el injerto (figuras 8a y 8c, respectivamente) y para el caso del anillo de microhilo localizado en la punta
15 de la anastomosis (figuras 9a y 9c, respectivamente).

Ejemplo 6. Detección de estenosis en anastomosis.

La detección de estenosis en la anastomosis se realizó también para los casos en que el anillo de microhilo se localiza en la punta de la anastomosis (figura
20 9b) y en que el anillo de microhilo se localiza en el injerto (figura 8b), observándose variaciones en la amplitud de la señal con respecto a la gráfica asociada a 0 mmHg (e) y la gráfica asociada a 155 mmHg sin estenosis (d).

REIVINDICACIONES

1. Sensor inalámbrico para detectar presión en un tubo o conducto por el que fluye un fluido que comprende un anillo cerrado de microhilo amorfo magnetoelástico de composición $\text{Fe}_x\text{Co}_{a-x-y}\text{Ni}_y\text{Si}_z\text{B}_w\text{M}_t$ (donde $a+z+w+t=100$, $70 \leq a-x-y \leq 75$, $0 \leq x+y \leq 5$, $0 \leq z+w \leq 25$, $0 \leq t \leq 3$ y $M=\text{Nb, Mo}$); con cubierta de vidrio borosilicato; con constante de magnetostricción comprendida entre -1 ppm y -0.05 ppm; con campo de anisotropía entre 100 y 2000 A/m; con frecuencia de resonancia entre 1 y 2 GHz; y con un diámetro de núcleo metálico comprendido entre 30 y 100 micras.
2. Sensor inalámbrico según reivindicación 1 donde la composición del microhilo amorfo magnetoelástico es $\text{Fe}_{2,25}\text{Co}_{72,75}\text{Si}_{10}\text{B}_{15}$.
3. Sensor inalámbrico según cualquiera de las reivindicaciones 1-2 en el que el diámetro de núcleo metálico del anillo cerrado de microhilo amorfo magnetoelástico es de 50 micras y el diámetro total del anillo cerrado de microhilo amorfo magnetoelástico es de 80 micras.
4. Sensor inalámbrico según cualquiera de las reivindicaciones 1-3 en el que el anillo cerrado de microhilo amorfo magnetoelástico tiene un diámetro de 6 mm.
5. Sistema para detectar presión en un tubo o conducto por el que fluye un fluido que comprende:
 - un sensor según se define en las reivindicaciones 1-4;
 - un circuito eléctrico alimentado por una señal sinusoidal de frecuencia de entre 10 y 100 milihertzios que alimenta un bobinado que genera un campo magnético igual o inferior a 99 A/m;
 - un circuito que incluye una antena emisora (11) y una antena receptora (12) con las que emite y recibe una señal de entre 1 y 20 GHz cuya frecuencia coincide con la frecuencia de resonancia del microhilo del sensor definido en las reivindicaciones 1-4;
 - medios para procesar la señal de GHz.
6. Sistema para detectar presión según la reivindicación 5 en el que la longitud de onda (λ) de la radiación electromagnética y el radio del anillo cerrado de microhilo (r) cumplen la relación $r/\lambda = 1/20$.

7. Método para detectar la presión en un conducto o tubo por el que fluye un fluido que comprende:

- incluir en el conducto o tubo, de forma concéntrica a la luz de dicho conducto o tubo, un sensor según se define en las reivindicaciones 1-4;
- aplicar, simultáneamente, un campo magnético de frecuencia comprendida entre 10 y 100 mHz mediante bobinas de Helmholtz, y una onda electromagnética de alta frecuencia, en el rango de 1-20 GHz, mediante una antena emisora (11);
- procesar la señal recibida por una antena receptora (12) mediante transformada de Fourier.

8. Método para detectar estrechamientos en un conducto o tubo por el que fluye un fluido que comprende:

- incluir en el conducto o tubo, de forma concéntrica a la luz de dicho conducto o tubo, un sensor según se define en las reivindicaciones 1-4;
- aplicar, simultáneamente, un campo magnético de frecuencia comprendida entre 10 y 100 mHz mediante bobinas de Helmholtz, y una onda electromagnética de alta frecuencia, en el rango de 1-20 GHz, mediante una antena emisora (11);
- procesar la señal recibida por una antena receptora (12) mediante transformada de Fourier.
- identificar disminuciones en la intensidad de la primera frecuencia de la transformada de Fourier con respecto a su intensidad en el tubo o conducto sin alteraciones.

9. Endoprótesis arterial que incluye un sensor inalámbrico definido según las reivindicaciones 1-4 introducido en la pared de dicha prótesis de forma concéntrica a la luz de la endoprótesis.

Fig. 1

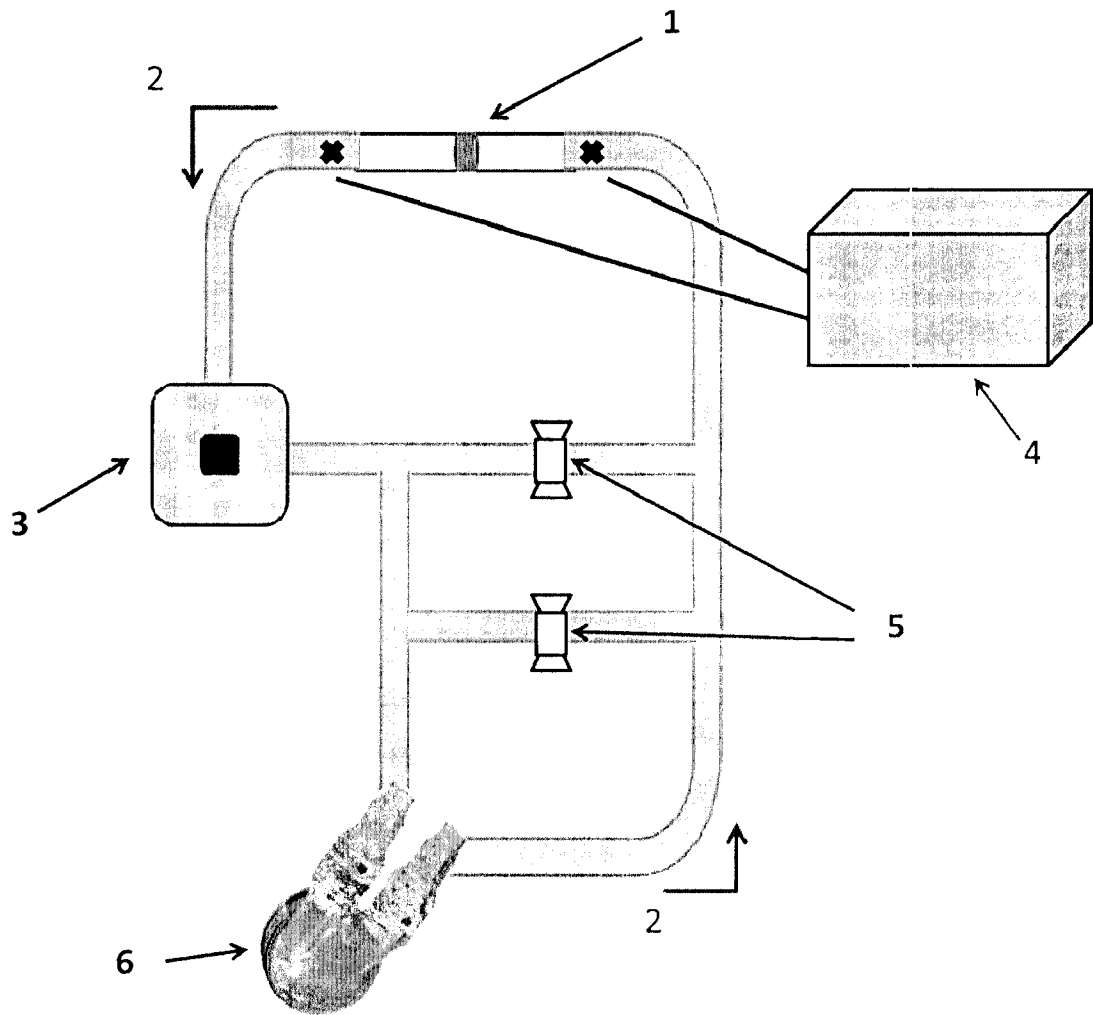


Fig. 2

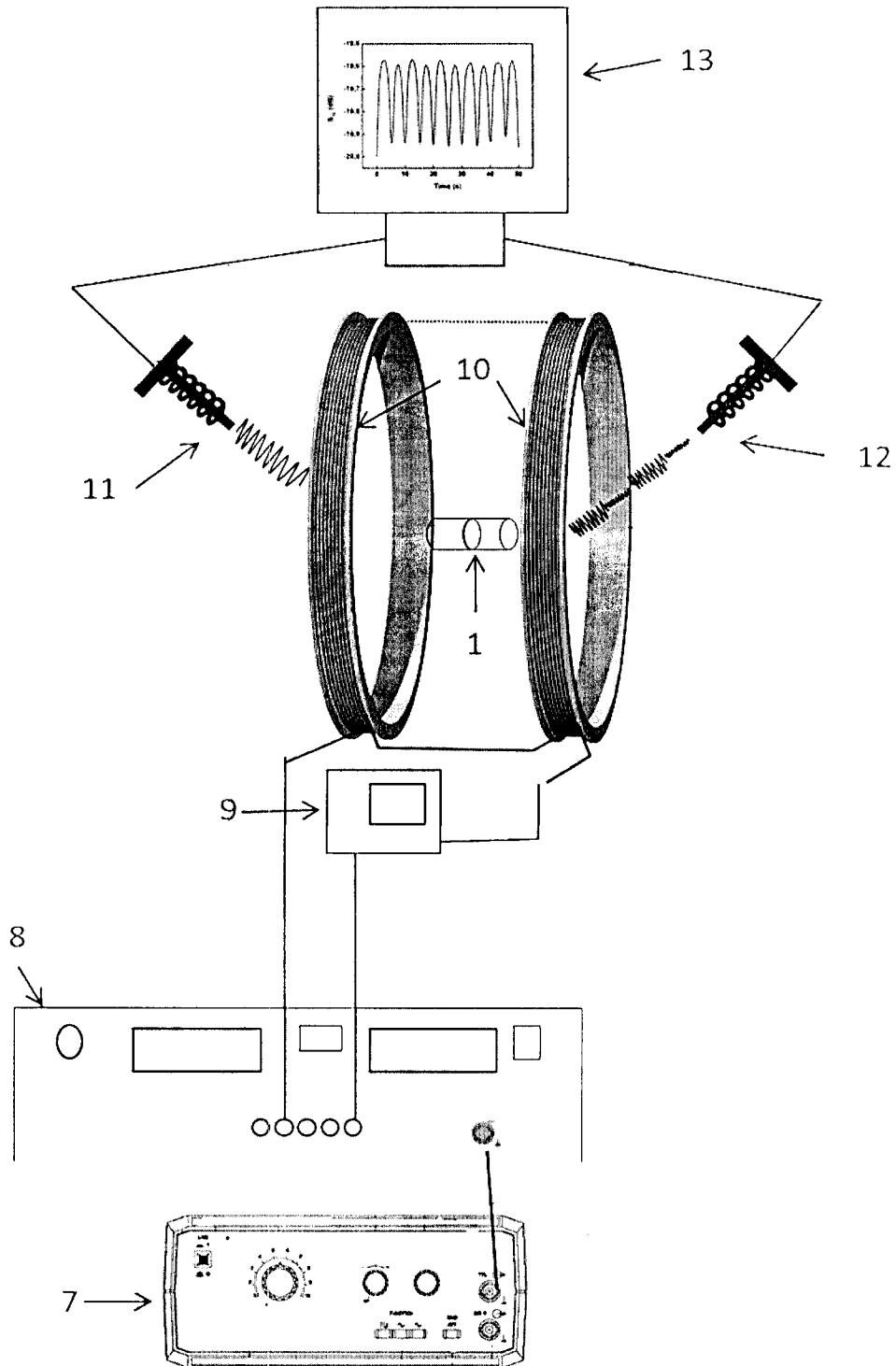


Fig. 3

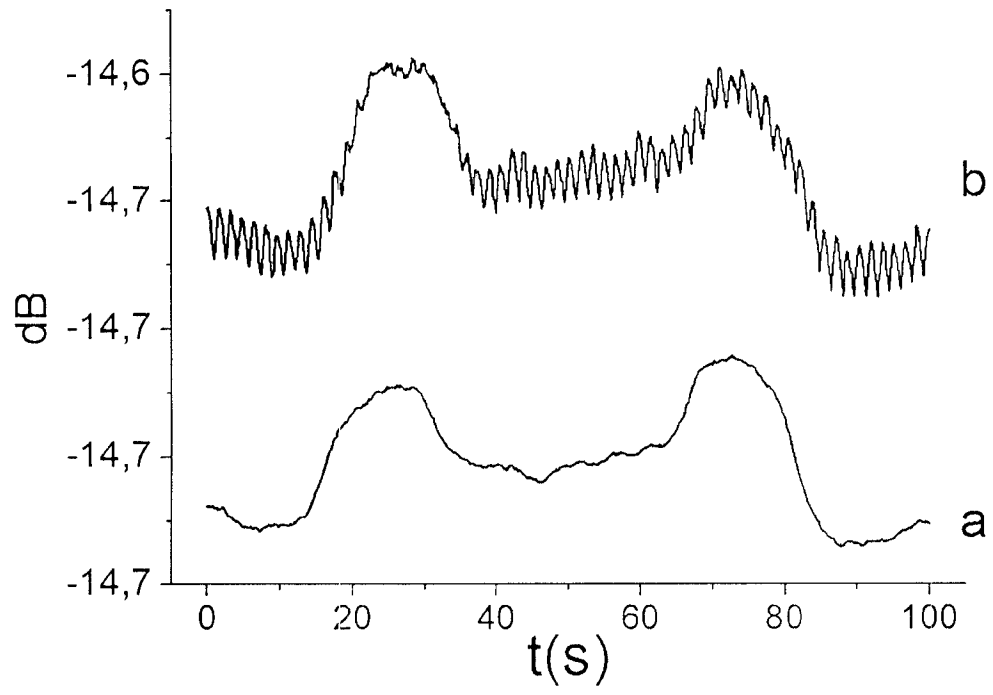


Fig. 4

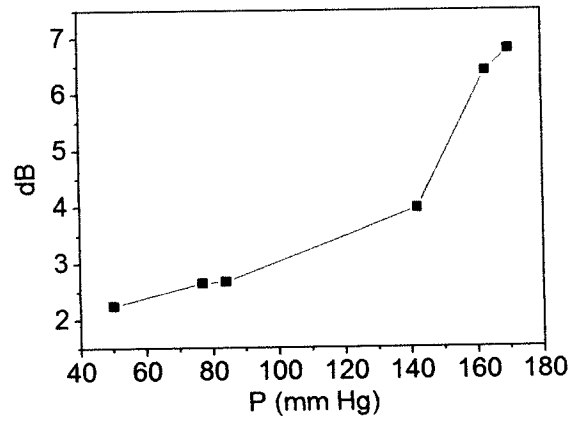
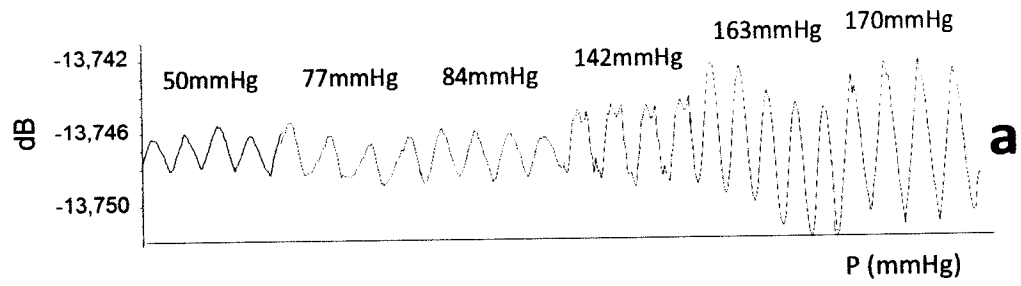


Fig. 5

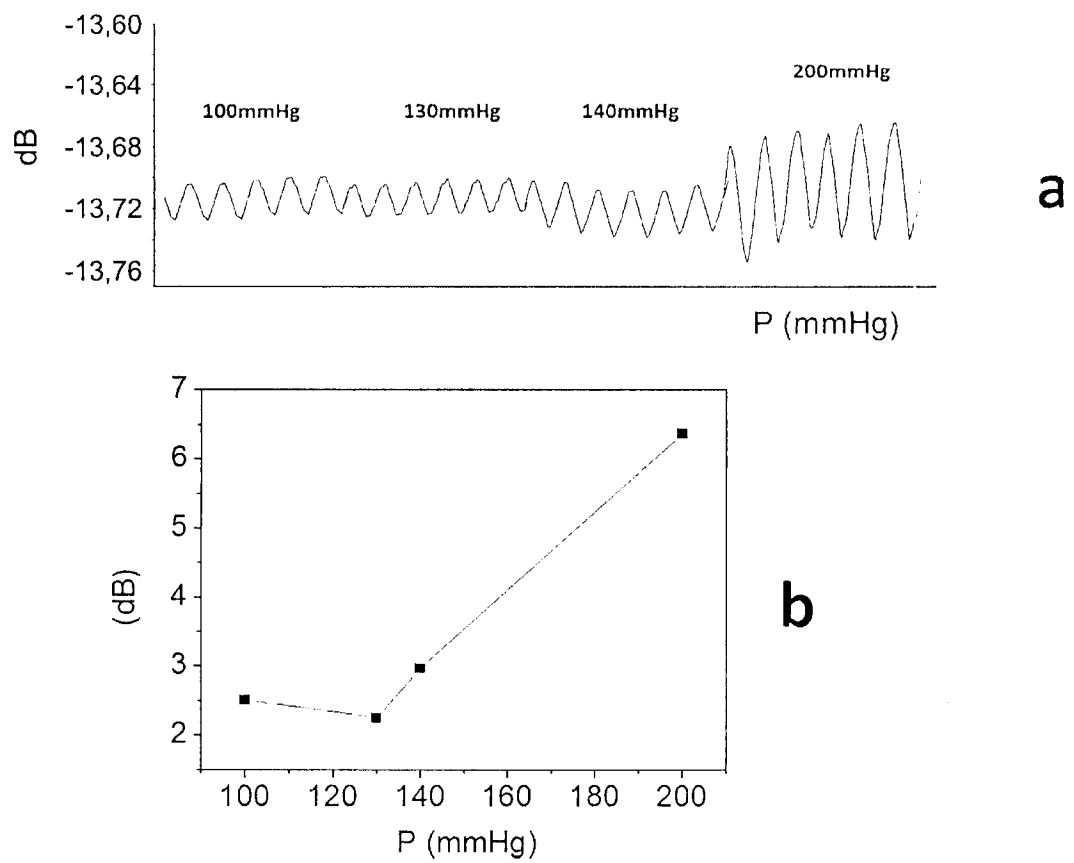


Fig. 6

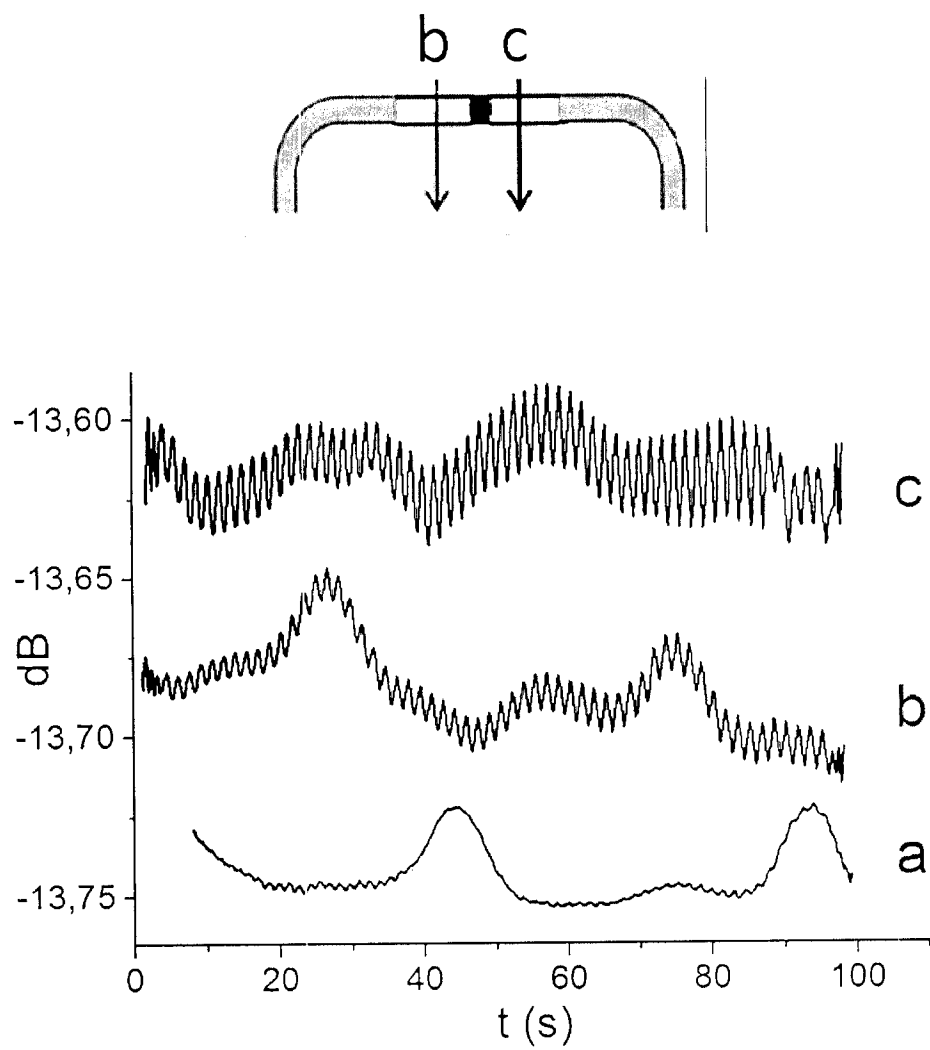
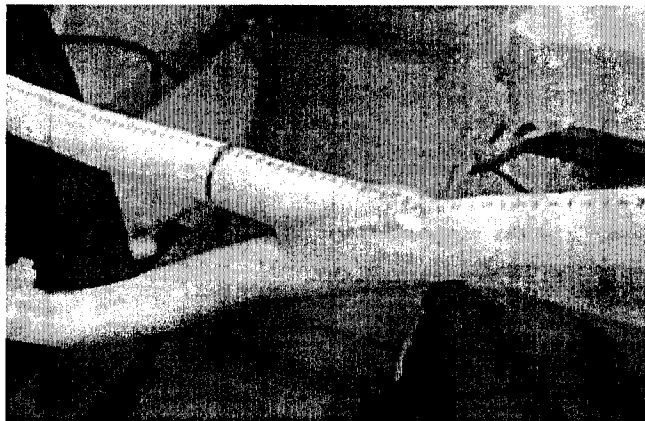
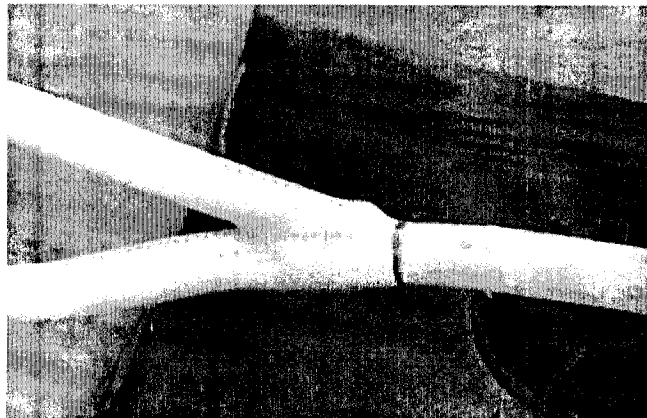


Fig. 7



a



b

Fig. 8

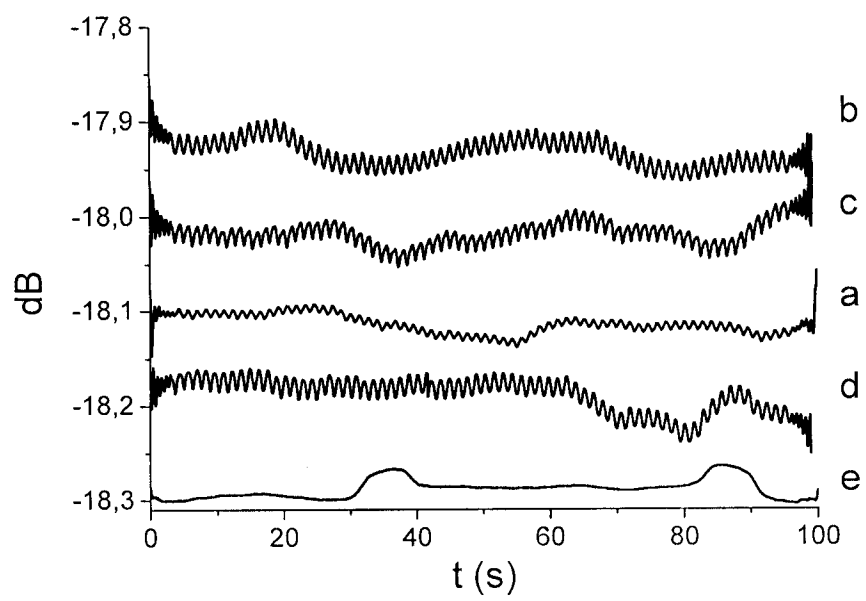
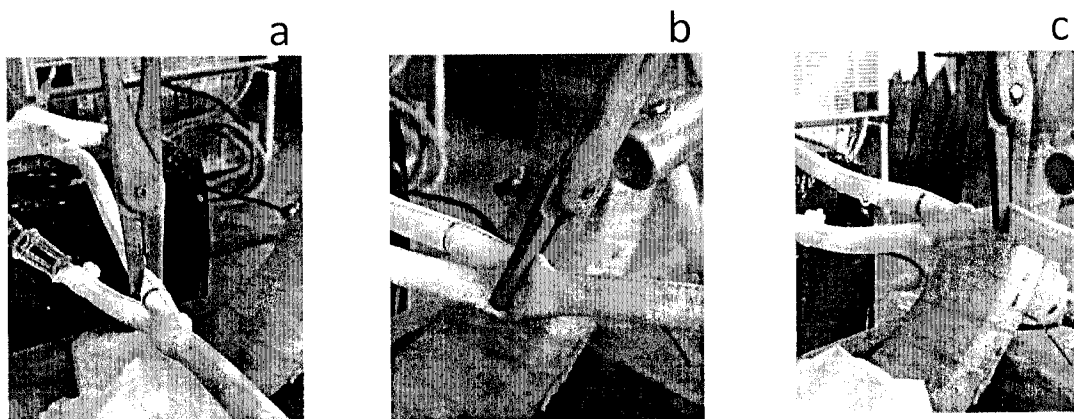
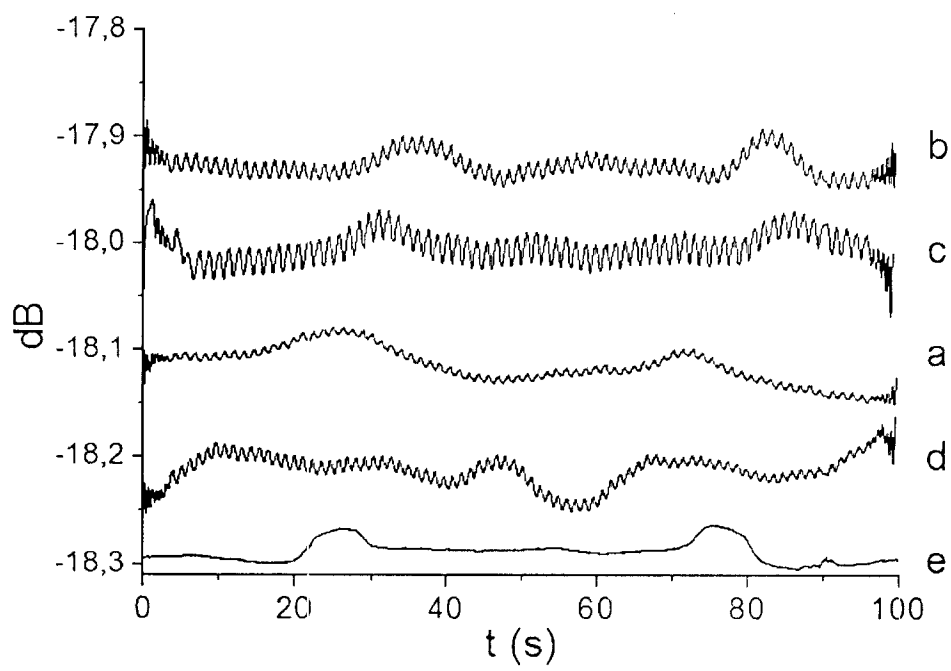
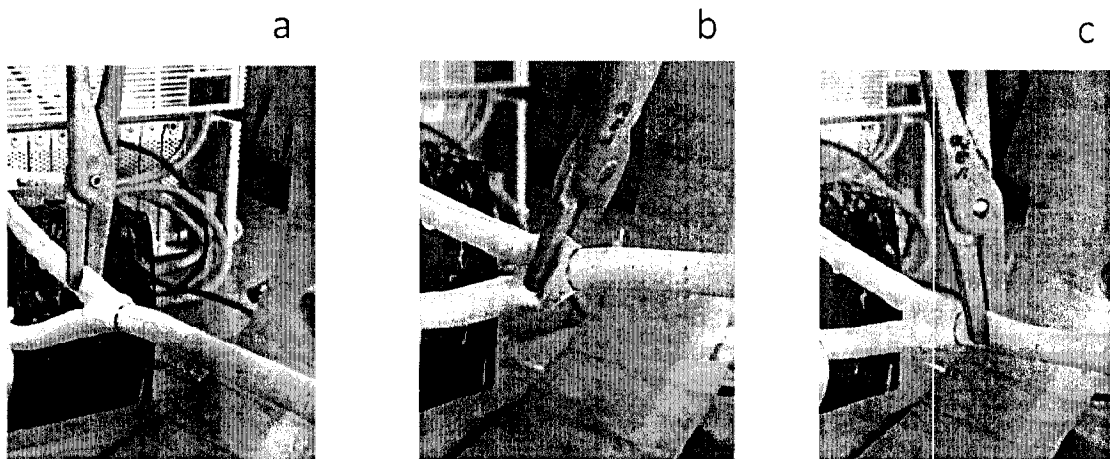


Fig. 9





- ②① N.º solicitud: 201400604
②② Fecha de presentación de la solicitud: 25.07.2014
③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤① Int. Cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	EP 2148338 A1 (TAMAG IBERICA S L) 27.01.2010, todo el documento.	1-9
A	GREEN,S.R., et al., In Vivo and In Situ Evaluation of a Wireless Magnetoelastic Sensor Array for Plastic Biliary Stent Monitoring, Biomed Microdevices, 2013, Vol. 15, págs. 509-517. Doi:10.1007/s10544-013-9750-3. Todo el documento.	1-9
A	EP 0240600 A1 (ALLIED CORP) 14.10.1987, todo el documento.	1-9

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

☒ para todas las reivindicaciones

☐ para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
27.11.2014

Examinador
M. Á. García Poza

Página
1/4

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

G05D16/08 (2006.01)

C22C45/04 (2006.01)

A61B5/021 (2006.01)

A61B5/03 (2006.01)

A61F2/06 (2013.01)

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

G05D, C22C, A61B, A61F

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI, TXT, ALLOYS, REGISTRY, HCAPLUS

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 27.11.2014

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1-9	SI
	Reivindicaciones	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)	Reivindicaciones 1-9	SI
	Reivindicaciones	NO

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de aplicación industrial. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

Base de la Opinión.-

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como se publica.

1. Documentos considerados.-

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	EP 2148338 A1 (TAMAG IBERICA S L)	27.01.2010
D02	GREEN,S.R., et al., In Vivo and In Situ Evaluation of a Wireless Magnetoelastic Sensor Array for Plastic Biliary Stent Monitoring, Biomed Microdevices, 2013, Vol. 15, págs. 509-517.	
D03	EP 0240600 A1 (ALLIED CORP)	14.10.1987

2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración

El objeto de la invención es un sensor inalámbrico para detectar presión en un tubo por el que fluye un fluido, así como el sistema y el método para detectar presión y la endoprótesis arterial que incluyen dicho sensor.

El documento D1 divulga sensores que comprenden microhilos amorfos magnetoelásticos de composición $\text{Fe}_{3,85}\text{Co}_{67}\text{Ni}_{1,45}\text{Si}_{14,5}\text{B}_{11,5}\text{Mo}_{1,7}$, con cubierta de vidrio y diámetro menor de 15 micras, con constante de magnetostricción cercana a cero. La aleación que comprende este sensor es diferente a la aleación del sensor recogido en la reivindicación 1.

El documento D2 divulga sensores inalámbricos magnetoelásticos de Metglas 2826MB al cual están conectados unos imanes permanentes de neodimio para la medición de crecimiento de tejido, estando dichos sensores integrados en unos stents biliares. La aleación que comprende este sensor es diferente a la aleación del sensor recogido en la reivindicación 1.

El documento D3 divulga aleaciones metálicas vítreas de composición $\text{Co}_a\text{Fe}_b\text{Ni}_c\text{MdB}_e\text{Si}_f$ donde M se selecciona del grupo de Cr, Mo, Mn and Nb, $66 \leq a \leq 71$, $2,5 \leq b \leq 4,5$, $0 \leq c \leq 3$, $0 \leq d \leq 2$, $6 \leq e \leq 24$ y $0 \leq f \leq 19$, siendo $72 \leq a+b+c \leq 76$ y $25 \leq e+f \leq 27$. Aunque algunas composiciones se solapan con la composición del sensor recogido en la reivindicación 1, estas composiciones son vítreas, por lo que difieren de la composición amorfa del sensor reivindicado.

No se ha encontrado divulgado en el estado de la técnica un sensor como el recogido en la reivindicación 1 que comprende un anillo cerrado de microhilo amorfo magnetoelástico de composición $\text{Fe}_x\text{Co}_a\text{-x-yNi}_y\text{Si}_z\text{B}_w\text{M}_t$ (donde $a+z+w+t=100$, $70 \leq a-x-y \leq 75$, $0 \leq x+y \leq 5$, $0 \leq z+w \leq 25$, $0 \leq t \leq 3$ y $M=\text{Nb, Mo}$); con cubierta de vidrio borosilicato; con constante de magnetostricción comprendida entre -1 ppm y -0.05 ppm; con campo de anisotropía entre 100 y 2000 A/m; con frecuencia de resonancia entre 1 y 2 GHz; y con un diámetro de núcleo metálico comprendido entre 30 y 100 micras.

Tampoco sería obvio para el experto en la materia llegar a este sensor a partir de la información divulgada en el estado de la técnica.

Por lo tanto, se considera que el sensor de la invención, tal y como se recoge en las reivindicaciones 1 a 4 presenta novedad y actividad inventiva (Arts. 6.1 y 8.1 LP).

También se consideran nuevos e inventivos el sistema para detectar presión en un tubo que incluye el sensor de la invención, recogido en las reivindicaciones 5 y 6, el método para detectar presión en un tubo que incluye el sensor de la invención, recogido en las reivindicaciones 7 y 8, y la endoprótesis arterial que incluye el sensor de la invención, recogida en la reivindicación 9 (Arts. 6.1 y 8.1 LP).