



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 350 756**

51 Int. Cl.:
A61B 5/0215 (2006.01)
A61B 5/03 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08104806 .8**
96 Fecha de presentación : **21.07.2008**
97 Número de publicación de la solicitud: **2022395**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **11.02.2009**

54 Título: **Captador de presión autocalibrador.**

30 Prioridad: **31.07.2007 FR 07 05573**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
26.01.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
26.01.2011

73 Titular/es: **CAPTOMED EURL**
rue Du Chene Vert
31670 Labège, FR
Centre National de la Recherche Scientifique
(CNRS)

72 Inventor/es: **Pons, Patrick;**
Montoriol, Pierre y
Yameogo, Pierre

74 Agente: **Isern Jara, Jorge**

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

Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS)

CAPTADOR DE PRESIÓN AUTOCALIBRADOR

5 La presente invención pertenece al sector de los
captadores de presión y más particularmente de los
captadores destinados al control de presión intracorporal
de un paciente durante un periodo de control médico,
especialmente en el curso de una intervención quirúrgica.

10 La invención tiene por objetivo un dispositivo
autocalibrador para la medición de la presión
intracorporal, que asocia un captador con un transductor
piezoeléctrico que reacciona bajo el efecto de una presión
y un accionador que permite provocar, por polarización de
15 amplitud determinada, una deformación calibrada a nivel del
captador.

 Las mediciones de presión son utilizadas
corrientemente para evaluar el estado de las funciones
fisiológicas vitales, o de la gravedad de un traumatismo,
20 de una patología que engendra la compresión anormalmente
elevada de un órgano. Estas mediciones de presión, en
particular la presión arterial y la presión intracraneal,
son efectuadas de forma diaria en los servicios de
urgencia, especialmente en reanimación.

25 La medición de la presión arterial es necesaria en
numerosas situaciones, tales como los estados de shock que
no responden en la primera hora de atención médica (choque
séptico, choque cardiogénico), los estados compulsivos
refractarios o el síndrome de dificultad respiratoria

aguda. La aparición postoperatoria de múltiples situaciones, tales como el trasplante renal, cirugía ortopédica pesada, cirugía digestiva pesada o intervención prolongada requieren numerosos llenados vasculares que pueden conducir a una gestión hemodinámica postoperatoria agitada, requieren igualmente un seguimiento estricto de la presión arterial.

La medición de la presión intra craneal está indicada en neurotraumatología en el caso de traumatismos craneales graves e igualmente en ciertos casos de edemas cerebrales relacionales, hemorragias de meninges o de tumores cerebrales fuertemente expansivos. Todos estos procesos patológicos tienen en común el producir, por efecto de masa, una hipertensión intracraneal, puesto que la caja craneal es inextensible en los adultos. El aumento de la presión intracraneal produce la disminución de la presión de perfusión cerebral que puede ser responsable de una disminución de caudal sanguíneo cerebral y crear una situación de amenaza energética que puede conducir a la isquemia, es decir, a la muerte del tejido cerebral.

Se comprende que el control y la regulación de la presión intracorporal puedan revestir una importancia de primer orden, frecuentemente vital, en contextos especialmente difíciles para los médicos. Se ha intentado, por lo tanto, desde hace mucho tiempo conseguir medios de medir, tanto la presión intracraneal como la presión arterial, que sean apropiados para trabajar en el quirófano o en un ambiente médico, requiriendo útiles poco voluminosos y manejables apropiados para facilitar

informaciones fiables de manera continua y en condiciones de estricta asepsia.

De manera clásica, la medición de presión arterial es realizada con ayuda de un captador que se introduce en la
5 arteria radial o femoral con intermedio de un catéter. El principio del captador es el de una membrana acoplada a medidores con resistencias situadas en un puente de Wheatstone. Las variaciones de resistencia debidas a la compresión o a la extensión de las galgas conectadas a la
10 membrana son transformadas en una señal eléctrica proporcional a la presión arterial. Las resistencias pueden ser sustituidas por un sistema que induce una variación de un acoplamiento electromagnético en función de los desplazamientos de la membrana. El captador puede ser
15 externo, lo que presenta diferentes inconvenientes relacionados con el alojamiento del captador, especialmente en relación con los efectos de amortiguación y de deformación de la señal de presión y una limitación de la respuesta en frecuencia.

20 Por esta razón, se emplea raramente con mayor frecuencia, particularmente en quirófano, captadores de presión integrados en el extremo integrado de un catéter. Desde 1980 se utilizan habitualmente captadores basados en tecnologías de fibra óptica o transductores piezoeléctricos
25 (galgas piezoresistivas) de silicio. Los componentes con galga son encapsulados en el extremo con un catéter de nylon de un diámetro que en su conjunto varía de 1,17 mm a 2,67 mm para los modelos comercializados. Gracias a la miniaturización de la sonda de medición, los riesgos de

trombosis durante la toma de presión arterial se han podido limitar y el traumatismo relacionado con la implantación intracraneal del captador se ha minimizado. Estos dispositivos han permitido, por lo tanto, en estos últimos 5 años medir la presión arterial y la presión intracraneal con un coste más reducido, de manera rutinaria, con una mejor precisión de mediciones, un carácter invasivo reducido y riesgos sépticos mejor controlados.

El documento US 2006/107749 describe un captador según el preámbulo de la reivindicación 1. 10

No obstante, estas técnicas presentan todavía inconvenientes y requieren innovaciones. Un problema principal de los captadores con galgas de silicio y también de los captadores de fibra óptica actuales es su protección 15 a la desviación tanto en condiciones de almacenamiento como en condiciones de utilización. Se observan corrientemente valores de 2 a 5 mm Hg para ciclos de 24 horas de manera habitual. Por lo tanto, es indispensable realizar un nuevo calibrado a intervalos de tiempo regulares. No obstante, en 20 la actualidad el calibrado solamente puede ser llevado a cabo de forma extracorporal, lo que aumenta muy seriamente los riesgos infecciosos para los pacientes.

En efecto, el calibrado de los captadores de presión es realizado en general aplicando una presión conocida 25 sobre la membrana del captador y verificando que la magnitud eléctrica facilitada por éste está de acuerdo con el esfuerzo ejercido. En la práctica, los captadores utilizados en el campo médico suministran un valor de presión igual a la diferencia entre la presión medida y la

presión atmosférica, por lo que el captador es calibrado a presión atmosférica; si se ha calibrado correctamente, la presión medida puede ser nula cuando es mantenido en el aire libre o introducido en un reducido volumen de agua
5 estéril.

No obstante, la manipulación de un instrumento situado en el organismo y después retirado o reintroducido, es, por su propia naturaleza, delicada y fuente de complicaciones infecciosas, cuyas consecuencias pueden resultar
10 extremadamente graves. Para la medición de la presión intracraneal, en especial, la salida del enlace físico, eléctrico u óptico con el medio exterior a nivel del cuero cabelludo es siempre un punto crítico. Constituye una posible puerta de entrada séptica hacia el medio intradural
15 cuya vulnerabilidad infecciosa es total. La colocación repetida periódicamente de un aparato multiplica, por lo tanto, de manera significativa, los riesgos infecciosos. Por esta razón, por el hecho del riesgo séptico elevado, es preferible que el captador colocado ya no sea retirado para
20 sufrir los nuevos calibrados periódicos.

El objetivo de la presente invención es el de aportar una respuesta a los inconvenientes antes citados, proponiendo un captador de presión cuya desviación en el tiempo puede ser controlada fácilmente y corregida. Otro
25 objetivo de la invención es el de facilitar un captador de presión utilizable para mediciones intracorporales, que pueden ser calibradas in situ. Estos objetivos implican la miniaturización, fiabilidad, sensibilidad del dispositivo.

La presente invención responde a estos objetivos proponiendo un dispositivo autocalibrador para la medición de la presión intracorporal que comprende:

- 5 - un captador de presión que comporta i) un cuerpo de prueba del que un segmento de menor espesor constituye una membrana susceptible de deformarse bajo el efecto de la presión del medio, estando dotada dicha membrana, como mínimo, de un transductor piezoeléctrico apropiado para traducir un esfuerzo mecánico en una señal eléctrica y ii) un contacto de polarización,
- 10 - un accionador conectado a una fuente de tensión que comporta una base no deformable, siendo polarizable, por lo menos, una cara de dicho accionador;
- 15 estando situado dicho captador de presión por encima de dicho accionador, de manera que la membrana se encuentre en la vertical de la cara polarizable.

En el dispositivo objeto de la invención, se asocian, por lo tanto, un captador y un accionador. A efectos de simplicidad se considera en la presente descripción que el

20 captador está situado por encima del accionador, si bien se trata en este caso únicamente de una posición relativa entre estos dos elementos que pueden funcionar cualquiera que sea su posición en el espacio. Se recordará que un

25 captador es un órgano que convierte una magnitud física en magnitud eléctrica. Un accionador es un órgano que convierte una magnitud eléctrica en una magnitud física (no eléctrica). En el presente caso, el accionador es apropiado para transformar una tensión eléctrica en una fuerza

electroestática que provoca una deformación . Esta es sufrida por el captador que la transforma en señal eléctrica.

La primera parte del dispositivo, según la invención, es un captador de presión que puede ser del tipo de los captadores de presión con transductores piezoeléctricos ya conocidos. El funcionamiento de estos captadores se basa en la reacción de transductores piezoresistivos (llamados también galgas de esfuerzo) insertados en una membrana que se deforma bajo el efecto de una presión, cuya variación de resistencia produce su propia deformación y, por lo tanto, la deformación del cuerpo de prueba sobre el que están instaladas.

El captador está constituido , por lo tanto, principalmente por un cuerpo de prueba en carga de transcribir la presión que se le aplica (por deformación de su superficie debido a una presión externa a medir o a la fuerza electroestática generada por el calibrado) sobre el que se dispone una membrana fina. Se puede realizar, por ejemplo, gracias a las técnicas de micromecanización utilizadas en microelectrónica. Transductores piezoeléctricos, igualmente realizados gracias a técnicas conocidas de microelectrónica, pueden ser dispuestos en las zonas más adecuadas. Las variaciones de sus características eléctricas reproducen cualquier movimiento o deformación de la membrana.

El captador presenta además un contacto de polarización, de manera que cuando el accionador se

encuentra bajo tensión se puede ejercer una fuerza electroestática sobre la membrana sensible.

El captador es asociado a un accionador que presenta una base no deformable. Este último está conectado a una
5 fuente de tensión y, por lo menos una de sus caras, es polarizable. Tiene la misión de provocar una deformación conocida de la membrana por polarización eléctrica. Para ello, el captador de presión está situado enfrente de dicho accionador, de manera que la membrana del captador se
10 encuentre encarada a la cara polarizable del accionador.

En efecto, una fuerza electroestática puede ser generada cuando dos superficies conductoras paralelas son dispuestas en oposición y se aplica en ellas una diferencia de potencial. La fuerza que atrae o repele los electrodos
15 (en función del signo de la tensión que se aplica) se puede calcular aproximadamente por la ecuación siguiente:

$$F = \frac{\epsilon \times S}{2d^2} \times U^2,$$

en la que ϵ es la permisibilidad del medio, S representa la superficie de los electrodos dispuestos en
20 oposición, d es la distancia entre los electrodos y U es la tensión aplicada a los mismos.

En la presente solicitud, la membrana del captador de presión desempeña el papel de un primer electrodo, constituyendo la cara polarizable del accionador el segundo
25 electrodo. Disponiendo un electrodo conductor no deformable dirigido hacia la membrana sensible se crea un accionador electroestático que permite aplicar una fuerza sobre la

membrana y, por lo tanto, deformarla. Esta deformación es transformada por los transductores piezoeléctricos en señales eléctricas. Para valores de S , d y ε predeterminados, siendo conocida la tensión U aplicada entre el electrodo y la membrana, la flexión sufrida por la membrana es conocida. Al ser esta flexión equivalente a la conseguida por aplicación de una presión determinada, la señal eléctrica facilitada por el captador es proporcional a esta presión, que de este modo constituye una presión de calibrado a partir de la cual se pueden rectificar los valores de la presión intracorporal medidos por el captador.

Gracias a este dispositivo, es posible aplicar a voluntad a la membrana del captador un esfuerzo conocido, lo que equivale a aplicar una presión conocida al captador, con intermedio del accionador asociado al captador. De esta manera, el captador puede ser calibrado tan frecuentemente como sea necesario, sin que sea preciso retirarlo del medio en el que ha sido colocado mediante un tensado periódico del dispositivo, según la invención.

Según una característica ventajosa del dispositivo objeto de la invención, el captador es mantenido por encima del accionador mediante un enlace rígido, constituyendo el espacio comprendido entre la membrana y la cara polarizable una cavidad de dimensiones determinadas: la distancia d entre los electrodos es, por lo tanto, fija. Se dispone entonces de un dispositivo monolítico a accionar en su lugar de colocación, cuyas dimensiones reducidas lo hacen

apropiado para su inserción en un organismo vivo con intermedio de un catéter u otro.

Según otra característica del dispositivo, según la invención, el accionador comprende medios de aislamiento que separan la cara polarizable del cuerpo sometido a prueba. El accionador puede estar dotado de un elemento aislante que lo separa de la cara polarizable y del cuerpo sometido a prueba o incluso puede ser realizado en sí mismo, según una estructura y un material que aseguran la función de aislamiento, tal como se apreciará a continuación. En especial, el enlace rígido no debe permitir el paso de corriente eléctrica.

En una variante de ejecución del dispositivo, según la invención, el accionador presenta, sobre un sustrato aislante no deformable, un electrodo metálico conectado a una fuente de tensión. Este electrodo metálico constituye una cara polarizable del accionador, situada enfrentada con la membrana y sirve de accionador electrostático que permite generar una deformación conocida de la membrana. La fabricación del electrodo se puede realizar por diferentes procedimientos, por ejemplo, por uno de los procedimientos ya utilizados para la realización de los captadores de presión capacitivos. En la práctica, el electrodo metálico está constituido por una capa de metal que recubre el sustrato, por lo menos, sobre la superficie que se encuentra encarada a la membrana.

El sustrato aislante puede estar constituido por su parte de manera ventajosa en un material escogido entre el vidrio, vidrio borosilicatado, vitrocerámica, silicio

aislante. Cualquier otro material aislante que posea las características requeridas de liquidez puede ser igualmente utilizado.

Según una variante alternativa de puesta en práctica de la invención, el accionador presenta un sustrato conductor no deformable conectado a una fuente de tensión y separado del cuerpo sometido a prueba, como mínimo, por un elemento aislante.

En este caso, el sustrato conductor es preferentemente de silicio conductor, mientras que dicho, como mínimo, un elemento aislante está realizado en óxido de silicio.

Cualquiera que sea la forma de realización del dispositivo de accionamiento asociado al captador de presión, el cuerpo de prueba y la membrana de dicho captador están realizados en un material conductor, preferentemente silicio. Se puede utilizar para su fabricación, por ejemplo, un procedimiento de foto-litogravado del silicio, siendo realizado el grabado por vía química o mediante un plasma, según las modalidades conocidas por los técnicos en la materia.

De manera ventajosa, según la invención, dicho captador de presión comprende, como mínimo, dos transductores y preferentemente cuatro transductores piezoeléctricos situados en las zonas de mayor deformación de la membrana.

Según una característica ventajosa igualmente, dicho como mínimo un transductor piezoeléctrico es escogido entre las galgas piezoresistivas, diodos con unión PN, transistores bipolares o transistores con efecto de campo.

En la actualidad, las resistencias son el elemento piezoeléctrico más habitualmente utilizado en la superficie de las membranas, pero cualquier componente puede ser utilizado para traducir un comportamiento mecánico de la
5 membrana en un comportamiento eléctrico. Varias galgas que tienen características piezorresistivas idénticas o diferentes pueden ser fabricadas sobre un mismo sustrato y dispuestas según diferentes configuraciones (montaje en puente simple, puente de Wheatstone, etc.) mejorando su
10 rendimiento y disminuyendo el impacto de las magnitudes de influencia (principalmente la temperatura).

Estas galgas pueden ser conseguidas por diferentes procedimientos. En una forma de realización preferente del dispositivo, según la presente invención, las galgas
15 piezoeléctricas están realizadas en silicio dopado integrado en dicha membrana de silicio. En este caso, las galgas piezorresistivas no están fijadas sobre el cuerpo sometido a prueba, sino que están integradas en el material (en este caso silicio), es decir, son partes constitutivas
20 de la membrana. En efecto, se trata a nivel atómico por dopado de zonas de la membrana en las que las deformaciones son máximas. Las zonas dopadas traducen la presión aplicada en la membrana a una variación de sus características eléctricas. Estos dopajes de la superficie
25 de un material pueden ser realizados por las técnicas utilizadas en microelectrónica, tales como difusión atómica o implantación iónica.

De este modo, en su forma de realización preferente, la puesta en práctica de la invención puede basarse

ventajosamente en las tecnologías conocidas del silicio en transductores piezoresistivos y en los métodos de fabricación de membranas sensibles puestas a punto con estos objetivos.

5 El dispositivo, según la invención, puede ser un captador relativo. En este caso, la cavidad se prolonga por un canal abierto a la atmósfera.

El dispositivo, según la invención, puede ser también un captador absoluto. En este caso, por el contrario, la
10 cavidad está herméticamente cerrada por soldadura en vacío del captador con el accionador (éste está constituido en este caso por un sustrato conductor).

Según una característica de interés del dispositivo, objeto de la presente invención, éste puede comprender
15 además un captador de temperatura. Éste puede ser realizado por una de las técnicas que conocen los expertos en la materia.

Por ejemplo, se podrá constituir por una termistancia constituida, bien sea por un metal de tipo níquel o platino
20 depositado por pulverización (según un principio altamente utilizado en los captadores de temperatura de Pt100 o Pt 1000), o bien de un semiconductor dopado de silicio o de polisilicio, por ejemplo. Este tipo de captador es utilizado lo más frecuentemente solo, en forma de
25 componente separado.

De manera alternativa, podrá estar constituido por una sonda de temperatura de silicio con salto de banda, que comprende diodos o transistores atravesados por dos corrientes distintas, de las que se mide la diferencia

entre las tensiones de umbral (caso de los diodos) o las tensiones emisor -base (caso de transistores). La tensión medida de esta manera es directamente proporcional a la temperatura. Este tipo de captadores, que adquiere su nombre de la referencia de tensión a salto de banda utilizada para generar las corrientes que atraviesan los diodos o los transistores, es ampliamente utilizado en la industria microelectrónica.

Tal como se ha indicado, los transductores piezoeléctricos del dispositivo, según la invención, traducen los desplazamientos de la membrana, inducidos por el campo eléctrico cuando el accionador se encuentra bajo tensión, en forma de una señal eléctrica. Ésta, una vez tratada y analizada, proporcionará informaciones sobre la desviación eventual del captador. Para ello, el cuerpo sometido a prueba comprende medios de conexión eléctrica de los transductores piezoeléctricos y del contacto de polarización.

Según otra característica específica de la invención, el dispositivo, según la invención, está relacionado ventajosamente con una unidad central que comprende medios de tratamiento de la señal eléctrica generada por el captador de presión y eventualmente por el captador de temperatura. La señal eléctrica generada por los transductores piezoeléctricos puede ser registrada, por lo tanto, tratada y comparada a valores previamente captados en las mismas condiciones de actuación electrostática, para evaluar y eventualmente corregir una posible desviación de los transductores piezoeléctricos, en una

palabra, para calibrar el captador con la frecuencia necesaria. Esta corrección es realizada ventajosamente con ayuda de un programa de ordenador adecuado.

El proceso de calibrado periódico y de ajuste del
5 valor de la presión medida se puede realizar, por lo tanto, de manera automática, por simple accionamiento del único dispositivo de medición objeto de la presente invención, lo que permite calificar el presente dispositivo autocalibrador. Este calibrado permite corregir fácilmente,
10 instantáneamente y sin riesgos sanitarios la desviación a lo largo del tiempo de los valores de la presión intracorporal medida, principal punto débil de los captadores de presión actualmente utilizados.

Para su puesta en práctica cómoda y segura,
15 especialmente en utilización médica, el dispositivo puede ser fijado al extremo de un catéter y encapsulado en una funda de resina que presenta una ventana a nivel de la membrana.

Finalmente, es también objeto de la presente invención
20 un catéter de utilización médica cuyo extremo destinado a ser implantado en el cuerpo de un paciente comporta un dispositivo autocalibrador de medición de la presión intracorporal, tal como el que se ha descrito anteriormente.

25 La presente invención se comprenderá mejor y aparecerán detalles relevantes de la misma en base a la descripción siguiente de diferentes variantes de realización en relación con las figuras de los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es una representación esquemática en sección del dispositivo, según la invención, que asocia un captador relativo y un accionador dotado de un electrodo metálico sobre un sustrato aislante.

5 La figura 2 es una vista esquemática en sección de un dispositivo, según la invención, que asocia un captador absoluto y un accionador que presenta un sustrato conductor.

La figura 3 es una vista superior esquemática de los dispositivos representados de las figuras 1 y 2, en las que aparecen únicamente los componentes y los circuitos eléctricos del captador.

EJEMPLO 1: Captador relativo asociado a un accionador con electrodo metálico

15 Haciendo referencia a la figura 1, el dispositivo según este ejemplo comprende el captador de presión (1) que presenta, por una parte, el cuerpo sometido a prueba (11) y, por otra parte, el contacto de polarización (14). El cuerpo sometido a prueba (11) tiene un segmento de menor grosor que constituye la membrana (12), susceptible de deformarse bajo el efecto de la presión del medio o de una fuerza electroestática. El cuerpo sometido a prueba (11) del captador (1), comprendiendo la membrana (12), está realizado en silicio conductor.

25 Dicha membrana está dotada de cuatro transductores piezoeléctricos (13) apropiados para traducir un esfuerzo mecánico en una señal eléctrica. Los transductores (13) escogidos son galgas piezoresistivas situadas en las zonas de mayor deformación de la membrana (12). Se utilizan

cuatro galgas montadas en forma de puente de Wheatstone. Están integradas en la membrana de silicio (12) por dopado de las zonas en las que las deformaciones son máximas, es decir, sobre cada uno de los lados en la periferia de la membrana (12). Por ejemplo, la membrana (12) se inscribe en un paralelogramo que comporta un transductor (13) en cada lado. Las interconexiones (15) fuertemente dopadas P++ están dispuestas a un lado y otro de las galgas (13). El contacto de polarización (14) está asegurado por su parte gracias a un fuerte dopaje N++. Las variaciones de las características eléctricas de las galgas (13) traducen todo movimiento o deformación de la membrana provocado por la presión a medir o por el campo eléctrico inducido por la polarización del montaje.

El dispositivo comprende también el accionador (2) conectado a una fuente de tensión, que presenta la base (21) no deformable con la cara polarizable (22). El accionador (2) está constituido por un sustrato (23) aislante no deformable y el electrodo metálico (24) conectado a una fuente de tensión. Este electrodo metálico constituye una cara polarizable del accionador (2) situada en oposición a la membrana (12). Está constituida por una capa de metal Ti-Au ó Al que recubre el sustrato aislante (23) en una parte de su superficie y particularmente sobre la superficie que se encuentra en oposición a la membrana (12). El sustrato aislante (23) está realizado en vidrio borosilicatado (más conocido con el nombre comercial de PyrexTM). Este material que asegura la función de

aislamiento, separando la cara polarizable (22) y el cuerpo del elemento de prueba (11).

El captador de presión (1) está situado por encima del accionador (2) (según la representación adoptada en este caso) de manera que la membrana (12) se encuentre en la vertical de la cara polarizable (22). Se mantiene de esta forma por la unión rígida (3), constituyendo el espacio comprendido entre la membrana (12) y la cara polarizable (22) la cavidad (4) de dimensión determinada: la distancia entre los electrodos está comprendido, por lo tanto, entre 100 nm y 300 nm. La unión (3) está asegurada por encolado de las extensiones respectivas del borde de captador (1) y del accionador (2), por ejemplo, por la técnica de soldadura anódica. No permite el paso de la corriente eléctrica. La cavidad (4) está prolongada por el canal (6) abierto a la atmósfera. El captador es, por lo tanto, del tipo de captador relativo, funcionando por referencia a la presión atmosférica.

Para su funcionamiento, el cuerpo de prueba (11) comprende medios de conexión eléctrica de las galgas piezoresistivas (13) y del contacto de polarización (14). La disposición de las pistas metálicas (17) y de los bornes de conexión (18) se ha representado en la figura 3. Las pistas metálicas (17) están aisladas de la membrana (12) por la capa aislante (16) (omitida en la figura 3).

La fabricación del dispositivo descrito recuerda a las tecnologías conocidas aplicadas al silicio con transductores piezoeléctricos y a los métodos de fabricación de membranas sensibles puestos a punto para

estos fines que los técnicos en la materia podrán escoger y poner en práctica.

El dispositivo autocalibrador de medición de la presión intracorporal puede ser instalado en el extremo de un catéter. Para ello, puede ser fijado en el extremo de una banda flexible, por ejemplo, de poliimida, soportando igualmente los cables de conexión y se introduce en el catéter hasta salir por su extremo. Entonces, es encapsulado en una funda que presenta una ventana a nivel de la membrana. La cápsula puede estar constituida de manera conocida por un semicilindro, en el que se hace deslizar el captador autocalibrador hasta que se cierra por microdeposición de un adhesivo. El dispositivo encapsulado de esta manera en el extremo de un catéter tiene un diámetro total del orden de 1 mm a 1,2 mm que es conveniente para su introducción en el organismo de un paciente.

Para la fabricación de este dispositivo se podrá proceder según las etapas principales siguientes:

- preparación de un sustrato de PyrexTM, para la realización de una cavidad con canal de salida que permite la conexión eléctrica del electrodo metálico;
- depósito de un electrodo metálico sobre el sustrato;
- realización de un cuerpo de prueba de silicio con membrana;
- implantación de las galgas piezoresistivas sobre el cuerpo de prueba;
- implantación de las interconexiones P++ para las galgas y N++ para la polarización de la membrana;

- metalización para la interconexión de las galgas en puente de Wheatstone y del contacto de polarización de la membrana;

- soldadura de la placa del accionador y de la placa del captador para crear la cavidad con dos superficies polarizables en oposición;

- corte de los componentes.

EJEMPLO 2: Captador absoluto asociado a un accionador de silicio conductor

10 Haciendo referencia a la figura 2, el dispositivo de este ejemplo comprende el captador de presión (1) que presenta, por una parte, el cuerpo de prueba (11) y, por otra, el contacto de polarización (14). El cuerpo de prueba (11) tiene un segmento de menor espesor que constituye la

15 membrana (12), susceptible de deformarse bajo el efecto de la presión del medio. El cuerpo de prueba (11) del captador (1), comprendiendo la membrana (12), está realizado en silicio conductor.

Dicha membrana está dotada de cuatro transductores

20 piezoeléctricos (13) apropiados para traducir un esfuerzo mecánico en una señal eléctrica. Los transductores (13) escogidos son las galgas piezoresistivas situadas en las zonas de mayor deformación de la membrana (12). Cuatro galgas están integradas en la membrana (12) de silicio por

25 dopado diana de las zonas en las que las deformaciones son máximas, es decir, en cada uno de los lados de la periferia de la membrana (12). Se disponen interconexiones P++ (15) a un lado y otro de las galgas (13). Se prevén interconexiones N++ para el contacto de polarización (14).

El dispositivo comprende también el accionador (2) conectado a una fuente de tensión que presenta la base (21) no deformable, con la cara polarizable (22). El accionador (2) está constituido por un sustrato conductor (25) no deformable conectado a una fuente de tensión por un depósito metálico (27) y separado del cuerpo de prueba (11) por el elemento aislante (26). El sustrato (25) es de silicio conductor, mientras que el elemento aislante (26) es de óxido de silicio. Es este último material el que asegura la función de aislamiento al separar la cara polarizable y el cuerpo de prueba. La superficie del sustrato conductor constituye una cara polarizable del accionador (2) situada en la vertical de la membrana (12).

El captador de presión (1) está situado por encima del accionador (2) (según la representación adaptada), de manera que la membrana (12) se encuentre en la vertical de la cara polarizable (22). Se mantiene, de este modo, por la unión (3), constituyendo el espacio comprendido entre la membrana (12) y la cara polarizable (22) la cavidad (4): la distancia d entre los electrodos queda fijada aproximadamente en 1 mm. La unión (3) está asegurada por encolado de las extensiones de óxido de silicio en el borde del dispositivo del captador (1) y del accionador (2), por ejemplo, por soldadura por fusión. No permite el paso de la corriente eléctrica. En este caso, la cavidad es sellada con una soldadura realizada en vacío. El captador es, por lo tanto, del tipo de captador absoluto.

Igual que en el ejemplo precedente, el cuerpo de prueba (11) comprende medios de conexión eléctrica de las

galgas piezoresistivas (13) montadas en forma de puente de Wheatstone y del contacto de polarización (14). La disposición de las pistas metálicas (17) y de los bornes de conexión (18) se ha representado en la figura 3. Las pistas

5 metálicas (17) están aisladas de la membrana (12) por la capa aislante (16) (omitida en la figura 3). El dispositivo puede ser instalado en el extremo de un catéter y puede ser encapsulado como ya se ha descrito.

Se podrá fabricar este dispositivo según las etapas

10 principales siguientes:

- realización de un cuerpo de prueba de silicio con membrana;
- crecimiento de una capa de óxido aislante para preparar la unión con el accionador;
- 15 - implantación de las galgas piezoresistivas sobre el cuerpo de prueba;
- implantación de las inter conexiones P++ para las galgas y N++ para la polarización de la membrana;
- metalización para la interconexión de las galgas en
- 20 puente de Wheatstone y del contacto de polarización de la membrana;
- preparación de una placa de silicio con ductor (accionador);
- soldadura de la placa del accionador y de la placa
- 25 del captador para crear la cavidad con dos superficies polarizables en oposición;
- metalización de una parte de la placa del accionador para permitir la conexión eléctrica de la placa y su polarización;

- corte de los componentes;
- sellado de la cavidad en vacío en el momento de la soldadura.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la medición de la presión intracorporal que comprende:

un captador de presión (1) que presenta un cuerpo de prueba (11) del que un segmento de menor espesor constituye una membrana (12) susceptible de deformarse por el efecto de la presión del medio, estando dotada dicha membrana, como mínimo, de un transductor piezoeléctrico (13) apropiado para transformar un esfuerzo mecánico en señal eléctrica,

caracterizado porque

- el captador presenta también un contacto de polarización (14),

- el dispositivo es autocalibrador y presenta un accionador (2) conectado a una fuente de tensión, presentando una base (21) no deformable, siendo, por lo menos, una cara (22) de dicho accionador polarizable,

estando situado dicho captador de presión por encima de dicho accionador, de manera que la membrana (12) se encuentra en la vertical de la cara polarizable (22).

2. Dispositivo, según la reivindicación 1, caracterizado porque el captador (1) es mantenido por encima del accionador (2) por una unión rígida (3), constituyendo el espacio comprendido entre la membrana (12) y la cara polarizable (22) una cavidad (4) de dimensión determinada.

3. Dispositivo, según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado porque el accionador (2) comprende medios de

aislamiento que separan la cámara polarizable (22) y el cuerpo de prueba (11).

4. Dispositivo, según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el accionador (2) presenta
5 sobre un sustrato aislante (23) no deformable un electrodo (24) metálico conectado a una fuente de tensión.

5. Dispositivo, según la reivindicación 4, caracterizado porque el sustrato aislante (23) está
constituido por un material constituido entre vidrio,
10 vidrio borosilicatado, vitrocerámica y silicio aislante.

6. Dispositivo, según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado porque el accionador (2) presenta un
sustrato conductor (25) no deformable conectado a una
fuente de tensión y separado del cuerpo de prueba, por lo
15 menos, por un elemento aislante (26).

7. Dispositivo, según la reivindicación anterior, caracterizado porque el sustrato conductor (25) es de
silicio conductor y dicho, por lo menos, un elemento
aislante (26) es de óxido de silicio.

20 8. Dispositivo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el cuerpo de prueba (11) y la membrana (12) de dicho captador de presión son de silicio conductor.

9. Dispositivo, según una de las reivindicaciones
25 anteriores, caracterizado porque dicho captador de presión comprende, como mínimo, dos, y preferentemente cuatro, transductores piezoeléctricos (13) situados en las zonas de mayor deformación de la membrana (12).

10. Dispositivo, según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque dicho, por lo menos, un transductor piezoeléctrico ha sido escogido entre las galgas piezoresistivas, los diodos con unión PN, los
5 transistores bipolares o los transistores con efecto de campo.

11. Dispositivo, según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque dichas galgas piezoresistivas son de silicio dopado integrado en dicha
10 membrana de silicio.

12. Dispositivo, según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la cavidad (4) se prolonga mediante un canal (6) abierto a la atmósfera.

13. Dispositivo, según una de las reivindicaciones 1 a
15 12, caracterizado porque la cavidad (4) está herméticamente cerrada y vaciada de aire.

14. Dispositivo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por comprender además un captador de temperatura.

20 15. Dispositivo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque está conectado a una unidad central que comprende medios de tratamiento de la señal eléctrica generada por el captador de presión (1) y eventualmen te por el ca ptador de
25 temperatura.

16. Dispositivo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque está fijado en el extremo de un catéter y encapsulado en una

funda de resina que presenta una ventana a nivel de la membrana (12).

17. Catéter de utilización médica, caracterizado porque el extremo destinado a ser implantado en el cuerpo
5 de un paciente presenta un dispositivo autocalibrador de medición de la presión intracorporal, según una de las reivindicaciones anteriores.