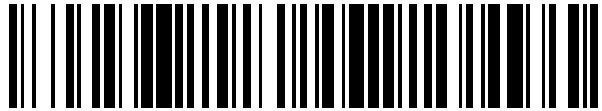


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 474 198**

51 Int. Cl.:

A61B 5/0215 (2006.01)

A61B 5/03 (2006.01)

A61M 25/09 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.09.2007** **E 07117110 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.05.2014** **EP 2042091**

54 Título: **Conjunto de alambre de guía de presión**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.07.2014

73 Titular/es:

RADI MEDICAL SYSTEMS AB (100.0%)
PALMBLADSGATAN 10
754 50 UPPSALA, SE

72 Inventor/es:

SMITH, LEIF

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 474 198 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

Conjunto de alambre de guía de presión

Campo de la invención

La presente invención está relacionada con un conjunto según el preámbulo de la reivindicación independiente.

5 Antecedentes de la invención

A partir del documento EP-1.774.905 se conoce un conjunto de alambre de sensor, cedida al cesionario de la presente solicitud para medir una variable fisiológica, en particular presión, dentro del cuerpo de un paciente. El sensor de presión utilizado en el documento EP- es un sensor semiconductor miniaturizado y una finalidad del conjunto del documento EP-1.774.905 es manejar las configuraciones eléctricas de estos sensores semiconductores miniaturizados que no siempre son compatibles con los amplificadores de transductor en los monitores existentes de pacientes. Por ejemplo los sensores miniaturizados a menudo no pueden funcionar en todo el intervalo de magnitudes y frecuencias de señales de excitación que se encuentran entre los diversos tipos de monitores de pacientes. De este modo, no se pueden conectar directamente a muchos de los monitores de pacientes ya en uso. Para ser utilizado con tales monitores existentes, entre el sensor y el monitor debe colocarse una interfaz especializada. Tal disposición necesita unos circuitos adicionales en la interfaz y, dado que los monitores existentes han sido diseñados para proporcionar sólo cantidades limitadas de potencia, la red de circuitos adicionales puede necesitar una fuente independiente de energía eléctrica. Como resultado, el uso de los más nuevos sensores miniaturizados a menudo añade coste y complejidad al sistema global.

Además, a causa de las limitaciones antes mencionadas, estos sensores a menudo deben configurarse para generar una señal de salida que es proporcional a la presión percibida, pero que no está relacionada con la señal de la excitación, suministrada al sensor por el monitor, de una manera que es directamente utilizable por el monitor de fisiología, por ejemplo la sensibilidad puede ser diferente. Como se ha mencionado, esto no se adapta al formato eléctrico necesario por los muchos monitores que están disponibles comercialmente y ya con un uso extendido. Como tal, los sensores más nuevos sólo pueden utilizarse con unidades específicas de exposición y acondicionamiento de señales, requiriendo de ese modo la adquisición de equipos adicionales. Esto es especialmente poco deseable dada la sensibilidad al coste tan predominante en el ambiente actual de la asistencia médica.

El documento US-5.568.815 describe un circuito de interfaz para crear la interfaz de un sensor con un monitor de paciente. El circuito de interfaz incluye un circuito de alimentación eléctrica que recibe una señal de energía de excitación generada por el monitor de paciente, y deriva de la misma unos voltajes regulados y sin regular de suministro para el uso por parte de los componentes eléctricos en el circuito de interfaz. Además, el circuito de alimentación de energía genera una señal apropiada de excitación de sensor. El circuito de interfaz incluye además una red de circuitos de recepción para recibir una señal de salida de sensor generada por el sensor. Un circuito escalonador escala luego esa señal hasta una señal de parámetro que es proporcional a la condición fisiológica detectada por el sensor, y que también es proporcional a la señal de energía de excitación generada por el monitor de paciente. Un inconveniente obvio del dispositivo del documento US-5.568.815 es que, con el fin de conectar el sensor al monitor, se necesita una unidad adicional independiente en forma de circuito de interfaz.

Una solución similar se describe en el documento US-6.585.660 que está relacionado con un dispositivo acondicionador de señal que crea interfaces de una variedad de dispositivos de sensor, tal como sensores de presión montados en alambre de guía, con monitores de fisiología. El dispositivo acondicionador de señal incluye un procesador para controlar una excitación de sensor y una red de circuitos acondicionadores de señal dentro del dispositivo acondicionador de señal. El procesador también suministra señales a una etapa de salida en el dispositivo acondicionador de señal representativa de las señales procesadas de sensor recibidas por una interfaz de sensor del dispositivo acondicionador de señal. La energía para el procesador del dispositivo acondicionador de señal es suministrada por una señal de excitación recibida desde un monitor de fisiología que impulsa la etapa de salida. Además, una fuente de corriente compensadora de temperatura proporciona una corriente de ajuste a por lo menos uno de un par de elementos sensores resistivos para compensar las diferencias entre el cambio de temperatura sobre el par de elementos sensores resistivos, facilitando de ese modo la anulación de los efectos de temperatura sobre los elementos sensores resistivos.

La Association for the Advancement of Medical Instrumentation ("AAMI", Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica) ha definido unos requisitos de potencia para los monitores de fisiología y en particular el conector de entrada/salida a un conjunto de alambre de sensor debe cumplir el conjunto de normas del American National Standards Institute ("ANSI")/AAMI BP22-1994 (en lo sucesivo denominada como "BP22").

Según la norma BP22, un conector de entrada/salida dispuesto en el extremo proximal de un cable de conector de cinco líneas incluye un par de líneas diferenciales de salida de señal. Las líneas de señal de salida son impulsadas por unos convertidores de digital a analógico de salida de una red de circuitos adaptadores de sensor (se mencionan aún más en adelante en esta memoria). La señal de salida diferencial, a modo de ejemplo, funciona a 5/mmHg/V_{EXC}.

Un intervalo de funcionamiento de $-150 \mu\text{V/V}$ a $1650 \mu\text{V/V}$ representa por lo tanto un intervalo de presión percibida de -30 a 330 mmHg. Un ejemplo de resolución (paso mínimo) para la señal de salida diferencial es de $0,2$ mmHg.

Un procedimiento de medición de presión cuando un alambre de presión provisto de un sensor de presión en su extremo distal se inserta en un vaso sanguíneo de un paciente, por ejemplo en las venas cardíacas del corazón para medir constricciones locales puede durar varias horas. El inventor ha observado que las variaciones y cambios de la presión de aire ambiental en la habitación de operación pueden tener un impacto considerable en los cálculos basándose en los resultados de la medición recibidos desde el sensor de presión en el alambre de presión dentro del cuerpo en relación con la presión de aire ambiental, que en particular puede ser significativa si las mediciones se van a realizar durante períodos de tiempo más largos, por ejemplo varias horas.

Con el fin de apreciar completamente la presente invención, se presentarán unos breves antecedentes del procedimiento entero de medición. Una aplicación importante de un alambre de sensor de presión es poder identificar las constricciones de los vasos coronarios, por ejemplo en la vena cardíaca magna, mediante la realización de las denominadas mediciones de Reserva Fraccionaria de Flujo (FFR, *Fractional Flow Reserve*). En resumen la FFR se determina mediante la obtención de la proporción entre la presión distalmente y proximalmente de una constricción. En la práctica inicialmente se inserta un catéter y se coloca con su parte distal, por ejemplo, en la aorta. La parte distal del catéter está provista de un sensor de presión de un tipo convencional que tiene un sensor colocado típicamente externo al cuerpo del paciente y colocado en comunicación de fluidos con la cavidad corporal en la que la parte distal del catéter se coloca a través de una línea de catéter llena de fluido. Las variaciones de presión dentro de la cavidad corporal se comunican entonces indirectamente al diafragma en el sensor de presión por medio del fluido contenido en un paso interno que discurre dentro de toda la longitud de catéter y que tiene una abertura distal cerca del extremo distal del catéter. Como tal, la precisión de tales sistemas ha sufrido debido a las variaciones de la presión hidrostática y a otras inconsistencias asociadas con la columna de fluido. Cuando el catéter se coloca correctamente, el alambre de sensor de presión se inserta en otro paso interno del catéter y se hace avanzar hasta que el sensor de presión en el extremo distal del alambre de sensor de presión está en la abertura distal, o cerca de esta, del lumen. Luego se realiza la calibración del sensor de presión del alambre de sensor de presión en relación con la presión medida por el sensor de presión de catéter. Cuando se ha realizado la calibración, se hace avanzar el alambre de sensor de presión aún más hasta que su elemento de sensor de presión se coloca distalmente de la constricción, y el conjunto está preparado entonces para medir las presiones y determinar la FFR.

Dado que el elemento sensor de presión se calibra a la presión ambiente al comienzo del procedimiento de medición, los cambios de la presión ambiente durante el procedimiento pueden tener un efecto significativo en la precisión de la FFR calculada ya que la presión medida de catéter refleja estos cambios mientras que la presión desde el elemento calibrado de sensor de presión no lo hace. De este modo, el sensor de presión de catéter mide la presión en relación con la presión ambiente, mientras que el sensor de presión del alambre de sensor de presión mide la presión absoluta. Durante el proceso de calibración, la presión de alambre de sensor de presión es establece igual a la presión de sensor de presión de catéter.

La compensación para la presión ambiente se conoce en otros campos. En el documento WO 99/55225 se describe un ejemplo, que muestra un dispositivo médico implantable para el uso con un sensor de presión implantable, en donde los valores percibidos de presión barométrica se utilizan como datos de presión de referencia cuando se mide la presión dentro del cuerpo de un paciente.

De este modo, el objeto de la presente invención es lograr un conjunto mejorado de sensor de presión que genere valores fiables de medición de presión independientemente de las variaciones externas de presión, y que sea fácil de utilizar y tenga un bajo coste total.

Compendio de la invención

El susodicho objeto se logra con la presente invención según la reivindicación independiente.

En las reivindicaciones dependientes se explican unas realizaciones preferidas.

Según la presente invención un conjunto de alambre de sensor de presión para medir la presión dentro del cuerpo de un paciente comprende un alambre de sensor de presión con un elemento de sensor de presión en su parte distal para medir la presión y para generar una señal de sensor de presión en respuesta a dicha presión. El alambre de sensor de presión se adapta para insertarse en el cuerpo con el fin de colocar el elemento de sensor dentro del cuerpo. Por otra parte, una red de circuitos adaptadores de señal de sensor es una parte integrada del conjunto, en donde la señal de sensor de presión se aplica a la red de circuitos adaptadores que se adapta para generar automáticamente una señal de presión de salida, relacionada con la señal de sensor, en un formato estandarizado de tal manera que la presión medida sea recuperable por un monitor externo de fisiología. El conjunto comprende además un sensor de presión externa dispuesto en el conjunto para medir la presión fuera del cuerpo del paciente y para generar valores de presión externa dependientes del mismo. Los valores de presión externa se aplican a unos medios de compensación de presión, en dicho conjunto, adaptados para generar un valor de compensación que refleja la variación de presión externa durante un procedimiento de medición, en donde la señal de presión de salida es compensada por dicho valor de compensación antes de que la señal de salida de presión sea aplicada al monitor

externo de fisiología. El conjunto comprende además una unidad de transceptor y una unidad de comunicación, en el que la unidad de transceptor se adapta para comunicarse inalámbricamente a través de una señal de comunicación con dicha unidad de comunicación. La unidad de comunicación se conecta con el monitor externo de fisiología, con el fin de transferir la señal de presión de salida al monitor externo de fisiología, y el sensor de presión externa se dispone en dicha unidad de comunicación.

La unidad de transceptor se adapta para disponerse fuera del cuerpo del paciente, y el alambre de sensor de presión se adapta para conectarse, en su extremo proximal, a la unidad de transceptor que está provista de una abertura alargada que se adapta para recibir el extremo proximal del alambre de sensor de presión. Esta abertura está en su superficie interior provista de varias superficies de conexión eléctrica para conectarse a superficies de electrodo en el extremo proximal del alambre de sensor de presión cuando se inserta en la abertura. La unidad de transceptor está provista además de unos medios de sujeción de alambre para fijar firmemente el alambre cuando se inserta correctamente en la abertura. Además, la unidad de transceptor se adapta para ser utilizada como un dispositivo de par de torsión cuando se guía el alambre de sensor de presión durante la inserción en un paciente y cuando el alambre se fija a la unidad de transceptor.

Por tanto, según la invención, un sensor de monitorización de presión, es decir un barómetro, mide la presión externa cuando se inicia el procedimiento para determinar la presión interna y determina un valor de compensación basado en el valor inicial de presión externa y el valor actual, para compensar la variación de presión que ocurre durante todo el procedimiento. Se determina un valor de diferencia de presión mediante la determinación de la diferencia entre el valor presente de presión, es decir el valor de presión presente cuando se realiza la medición de presión, y el valor inicial de presión y el valor medido de presión interna se compensa entonces por el valor de diferencia de presión.

Corta descripción de los dibujos adjuntos

La Figura 1 ilustra esquemáticamente un conjunto de sensor de presión según la técnica anterior.

La Figura 2 muestra esquemáticamente un diagrama de bloques de un conector de alambre de un conjunto de sensor de presión según la técnica anterior.

La Figura 3 ilustra esquemáticamente la presente invención.

La Figura 4 muestra esquemáticamente la unidad de transceptor de la presente invención.

La Figura 5 muestra esquemáticamente un diagrama de bloques de la unidad de transceptor de la presente invención.

La Figura 6 muestra esquemáticamente un diagrama de bloques de la unidad de comunicación de la presente invención.

Descripción detallada de realizaciones de la invención

Para facilitar la descripción de los detalles de la presente invención, en primer lugar se describe un conjunto de la técnica anterior. La Figura 1 ilustra esquemáticamente un conjunto de alambre de sensor de presión para medir la presión en el cuerpo de un paciente según la técnica anterior, y la figura 2 muestra un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente un conector de alambre como se conoce en la técnica.

La Figura 2 muestra un conjunto de alambre de sensor de presión para medir la presión dentro del cuerpo de un paciente. Como se sabe en la técnica, tal conjunto puede comprender un elemento de sensor de presión, no se muestra en la figura, para medir presión y para generar una señal de sensor de presión en respuesta a la presión medida, un alambre de sensor de presión (Fig. 1) tiene el elemento de sensor de presión en su parte distal, y está adaptado para ser insertado en el cuerpo de un paciente para colocar el elemento de sensor dentro del cuerpo. El conjunto comprende además una red de circuitos adaptadores de señal de sensor, que son una parte integrada del conjunto, en donde la señal de sensor de presión se aplica a la red de circuitos adaptadores que se adapta para generar automáticamente una señal de presión de salida, relacionada con la señal de sensor, en un formato estandarizado de tal manera que la presión medida sea recuperable por un monitor externo de fisiología (fig. 1). La red de circuitos adaptadores de señal de sensor comprende una unidad programable acondicionadora de sensor, una unidad de calibración, que son unos medios de almacenamiento en el que se pueden suministrar, almacenar y alterar datos de calibración, por ejemplo una memoria de solo lectura programable y eléctricamente borrable (EEPROM), unos medios de energía y una unidad de amplificación de salida.

La unidad programable acondicionadora de sensor es preferiblemente un acondicionador analógico programable de sensor PGA309 (disponible en Texas Instruments Inc.) diseñado específicamente para sensores de puente. El PGA309 está diseñado particularmente para aplicaciones de sensor de puente resistivo y contiene tres bloques principales de ganancia para escalar las señales diferenciales de entrada de sensor de puente. Por tanto, como se ha mencionado antes, una señal que representa la variable fisiológica medida puede adaptarse de tal manera que se proporciona una señal en un formato esperado por el monitor. Este formato de señal es determinado por el voltaje

de referencia suministrado a la red de circuitos adaptadores de señal de sensor y el valor verdadero de la señal medida por el sensor. El PGA309 puede configurarse para el uso con una referencia interna o externa de voltaje. Al PGA309 se le suministra un voltaje interno de referencia de por ejemplo +2,5V desde los medios de energía.

5 De este modo, los medios acondicionadores generan una señal de salida analógica de voltaje relacionada con la señal de sensor de tal manera que la variable fisiológica medida, es decir la presión, puede ser recuperada por el dispositivo externo.

10 Dado que cada elemento de sensor es un artículo individual con sus propias características, cada conjunto de sensor comprende unos medios de calibración, preferiblemente una memoria de solo lectura programable eléctricamente borrable (EEPROM) que contiene datos individuales de calibración obtenidos durante la calibración del elemento de sensor realizada para cada conjunto individual de alambre de sensor. La calibración se realiza con respecto a fabricación del alambre de sensor de presión. Los datos de calibración tienen en cuenta parámetros tales como la diferencia de voltaje y la deriva de temperatura, etc.

15 El sensor de presión de puente se energiza preferiblemente desde el PGA309 a través de un voltaje de excitación V_{EXC} , generado por el circuito PGA309. Como una alternativa, el sensor de presión puede energizarse desde una fuente independiente de energía, por ejemplo una batería o unos medios de condensador, o desde una fuente de alimentación externa, por ejemplo un suministro externo de red a través del monitor.

20 Para un voltaje de excitación dado V_{EXC} , por ejemplo generado por el circuito PGA309, el voltaje de salida ($V_{IN1} - V_{IN2}$) del puente es un voltaje proporcional a la presión aplicada al sensor. Por tanto, el voltaje de salida de sensor ($V_{IN1} - V_{IN2}$) (señal de sensor en la figura 2) del puente es proporcional a la presión aplicada al sensor, que para una presión dada variará con el voltaje aplicado de excitación. Este voltaje de salida de sensor se compensa preferiblemente por la variación de temperatura en el lugar del sensor y el voltaje compensado de salida sensor se aplica al circuito PGA309. El circuito PGA309 también incluye los bloques de ganancia para ajustar la señal de salida de ese circuito y se utiliza además de los medios amplificadores de salida mencionados antes.

25 Preferiblemente puede emplearse además un microprocesador (por ejemplo un PIC16C770 o un nRF24E1, mostrados con líneas de trazos en la figura 2) para procesar y adaptar el voltaje V_{OUT} del sensor acondicionado, dicho voltaje de salida se suministra a través del acondicionador PGA309 analógico programable de sensor. La señal de salida analógica del circuito PGA309 se convierte A/D antes de aplicarse a los medios de procesamiento. Para adaptar la señal de sensor a la señal estándar BP22, puede ser necesario procesar la señal de sensor aún más antes de que sea aplicada al monitor de fisiología. Por ejemplo a un convertidor multiplicador digital-analógico (DAC), que posiblemente está comprendido en los medios de procesamiento, se le suministran datos digitales (por ejemplo una palabra de 12 bits) que representa la señal medida por el elemento de sensor y el voltaje de referencia.

30 En el dispositivo de la técnica anterior de la figura 2, una parte proximal del alambre de sensor de presión se adapta para conectarse. El conector de alambre a su vez se conecta al monitor externo de fisiología a través de un cable de conexión, no se muestra en la figura 2. El conector de alambre incluye la red de circuitos adaptadores de señal de sensor mencionada antes.

35 La Figura 3 ilustra esquemáticamente la presente invención, en la que el conjunto comprende una unidad de transceptor y una unidad de comunicación. La Figura 4 muestra la unidad de transceptor de la presente invención. El alambre de sensor de presión se adapta para conectarse, en su extremo proximal, a la unidad de transceptor que se adapta para comunicarse inalámbricamente a través de una señal de comunicación con la unidad de comunicación, y la unidad de comunicación se conecta a su vez al monitor externo de fisiología, con el fin de transferir la señal de presión de salida al monitor externo de fisiología. El conjunto incluye la red de circuitos adaptadores de señal y los medios de calibración mencionados antes.

40 El conjunto comprende además un sensor de presión externa dispuesto en el conjunto para medir la presión fuera del cuerpo del paciente y para generar valores de presión externa dependientes del mismo. Los valores de presión externa se aplican a unos medios de compensación de presión, en el conjunto, adaptados para generar un valor de compensación que refleja la variación de presión externa durante un procedimiento de medición, y la señal de presión de salida es compensada por el valor de compensación antes de que la señal de salida de presión sea aplicada al monitor externo de fisiología.

45 Un experto en la técnica de los sensores de presión podrá identificar numerosos sensores de presión aplicables como sensores de presión externa para utilizar en el conjunto de alambre de presión según la presente invención. A continuación se describirán dos ejemplos de sensores.

50 El sensor de presión externa puede ser un sensor digital de presión absoluta SCP1000-D01/D11 de VTI Technologies, destinado a la medición de la presión barométrica y a aplicaciones de altímetro para intervalos de medición de 30 kPa...120 kPa y -20 °C... 70 °C. Los datos de salida de presión y de temperatura se calibran y compensan internamente y la comunicación entre el SCP1000 y su micro-controlador de anfitrión se realiza utilizando interfaces SPI o I²C. SCP1000 comprende un elemento sensor capacitivo 3D MEMS de VTI, una interfaz ASIC dedicada de CMOS de baja potencia con memoria de calibración en chip, 4 modos preestablecidos de medición y un alojamiento LCP (Liquid Crystal Plastic, Plástico de Cristal Líquido) MID (Molded Interconnect Device,

Dispositivo de Interconexión Moldeado). El componente es un dispositivo que se puede montar en superficie que incorpora una pared vertical circular para un fácil sellado impermeable.

5 Otro sensor aplicable es un sensor de presión de Honeywell Sensing and Control, Inc. en la Serie 24PC que contiene elementos sensores que consisten en cuatro piezo-resistores enterrados en la cara de un diafragma delgado de silicio atacado químicamente. Un cambio de la presión hace que el diafragma se flexione, induciendo una tensión en el diafragma y en los resistores enterrados. Los valores de resistor cambian en proporción a la tensión aplicada y producen una salida eléctrica. Estos sensores son pequeños, de coste bajo y fiables. Presentan una excelente repetibilidad, alta precisión y fiabilidad en condiciones ambientales cambiantes. Además, presentan unas características de funcionamiento sumamente consistentes entre sensores, y capacidad de intercambio sin recalibración.

10 Cuando se inicia un procedimiento de medición, se determina un valor inicial de presión externa como el valor de presión externa medida inicialmente, y los medios de compensación se adaptan para generar el valor de compensación en relación con la diferencia entre el valor presente y el valor inicial de presión externa. De este modo, cada vez que se realiza una medición, es decir para cada valor de la presión obtenido por el alambre de sensor de presión y generado por el conjunto durante un procedimiento de medición, el valor de presión es compensado en cuanto a cualquier variación de la presión externa agregando o restando al valor de presión el valor de compensación.

15 Los medios de compensación de presión comprenden unos medios de control y unos medios de almacenamiento, no se muestran en las figuras, y los valores generados de presión externa se almacenan en dichos medios de almacenamiento antes de ser utilizados por los medios de control para determinar el valor de compensación.

20 Ahora se describirá con detalle la comunicación inalámbrica, cuando la señal de comunicación es una señal de radiofrecuencia. La comunicación inalámbrica se realiza utilizando un protocolo de comunicaciones establecido, por ejemplo Bluetooth. Aunque la unidad de transceptor y la unidad de comunicación se describen con respecto al uso de una señal de radiofrecuencia, se debe apreciar que las características pertinentes serían igualmente aplicables en caso de utilizar señales alternativas de comunicación, por ejemplo señales ópticas o magnéticas.

25 Con referencias a las figuras 3 y 4, el módulo de comunicación se conecta a una antena 6. En las figuras la antena se ilustra sobresaliendo al exterior de la unidad de transceptor pero, como alternativa, puede integrarse en el alojamiento de la unidad de transceptor. El alambre de sensor de presión se adapta para ser insertado en una abertura alargada 8 de la unidad de transceptor. La abertura está en su superficie interior provista de varias superficies de conexión eléctrica (no se muestran) para conectarse a unas superficies de electrodo en el extremo proximal del alambre de sensor de presión cuando se inserta en la abertura 8. La unidad de transceptor está provista además de unos medios (no se muestran) de sujeción de alambre para fijar firmemente el alambre cuando se inserta correctamente en la abertura.

30 Según una realización preferida, la unidad de transceptor se adapta para recibir el extremo proximal del alambre de sensor de presión que tiene un diámetro exterior de 0,35 mm, es decir el diámetro interior de la abertura alargada 8 es ligeramente superior a 0,35 mm.

35 Cuando el alambre de sensor de presión se fija a la unidad de transceptor, la unidad puede utilizarse como un dispositivo de par de torsión cuando se guía el alambre de sensor de presión durante la inserción en un paciente. Preferiblemente la unidad de transceptor está provista de unos medios de guiado 10, por ejemplo en forma de una o muchas nervaduras alargadas en la superficie exterior de la unidad de transceptor, o proporcionando una superficie áspera a la unidad de transceptor.

40 El alambre de sensor de presión puede fijarse a la unidad de transceptor de tal manera que cuando se hace rotar la unidad de transceptor alrededor de su eje longitudinal también se hace rotar al alambre de sensor, que a menudo es necesario con el fin de guiar al alambre de sensor durante el procedimiento de inserción. Como alternativa, el alambre de sensor se fija a la unidad de transceptor de tal manera que el alambre de sensor puede rotarse en relación con la unidad de transceptor. La rotación del alambre de sensor se logra entonces al sostener firmemente la unidad de transceptor con una mano y haciendo rotar el alambre de sensor con la otra mano.

45 La unidad de transceptor preferiblemente se activa y se inicia a través de un botón de activación 12 dispuesto en el alojamiento de la unidad. El botón de activación preferiblemente se activa mecánicamente.

50 La unidad de transceptor comprende unos medios de energía para energizar la unidad de transceptor y la red de circuitos del alambre conectado de sensor de presión. Los medios de energía son preferiblemente una batería o un condensador que por ejemplo pueden incluirse en la red de circuitos adaptadores de señal de sensor.

El alambre de sensor de presión así como la unidad de transceptor preferiblemente son unas unidades desechables que deben tener la posibilidad de esterilizarse antes usar.

La unidad de transceptor comprende un primer módulo de comunicación para manejar la comunicación de radiofrecuencia con la unidad de comunicación que está provista de un segundo módulo de comunicación (véanse las figuras 6 y 8).

5 Cuando el alambre de sensor de presión se ha insertado en la unidad de transceptor y la unidad de comunicación se conecta al dispositivo externo el sistema está listo para el uso. Al apretar el botón de activación en la unidad de transceptor, se activa y entonces tratará de establecer una conexión por radio con la unidad de comunicación. Esto se realiza preferiblemente con un procedimiento convencional de negociación (*handshake*) para identificar la unidad de transceptor. El sistema está ahora listo para recibir los datos medidos de sensor.

10 En la presente invención, el sensor de presión externa y los medios de compensación de presión se disponen en la unidad de comunicación. Las figuras 5 y 6 muestran esquemáticamente unos diagramas de bloques de la unidad de transceptor y de la unidad de comunicación, respectivamente, de la presente invención.

Con respecto a las características y a la función de la red de circuitos adaptadores de señal de sensor de la presente invención se hace referencia a la descripción con respecto a la figura 2.

15 En una realización, la adaptación de la señal de sensor a la norma, por ejemplo la norma de señal BP22, se realiza en la unidad de transceptor, y en particular en la red de circuitos adaptadores de señal de sensor (véase la figura 5). Sin embargo, esta adaptación, en su totalidad o sólo en partes, puede ser realizada en cambio, como una alternativa, por una correspondiente red de circuitos dispuestos en la unidad de comunicación. Esta realización se ilustra esquemáticamente en la figura 6. Los valores de sensor de presión transmitidos inalámbricamente serían entonces en forma de datos medidos “en bruto” que serían acondicionados por unos medios de procesamiento y de
20 acondicionamiento en la unidad de comunicación con el fin de estar en un formato correcto para ser suministrados al sistema externo según un formato prescrito de norma.

De este modo, en las figuras 5 y 6 se ilustra una realización, en la que los medios de procesamiento y acondicionamiento deben omitirse en la figura 6. Las figuras 5 y 6 ilustran otra realización, en la que en cambio los medios programables acondicionadores de sensor deben omitirse en la figura 5.

25 El sensor de presión externa es energizado por los medios de energía dentro de la unidad de comunicación, o se energiza a través del monitor externo y/o a través de una red externa de suministro. Los medios de energía pueden ser, por ejemplo, una batería o un condensador.

30 La presente invención no se limita a las realizaciones preferidas descritas anteriormente. Pueden utilizarse varias alternativas, modificaciones y equivalentes. Por lo tanto, las realizaciones antes mencionadas no deben tomarse como limitativas del alcance de la invención, que está definido por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Conjunto de alambre de sensor de presión para medir la presión dentro del cuerpo de un paciente, el conjunto comprende:

5 un elemento de sensor de presión para medir la presión y para generar una señal de sensor de presión en respuesta a dicha presión;

un alambre de sensor de presión que tiene dicho elemento de sensor de presión en su parte distal, y adaptado para ser insertado en el cuerpo con el fin de colocar el elemento de sensor dentro del cuerpo,

10 una red de circuitos adaptadores de señal de sensor, que son una parte integrada de dicho conjunto, en donde la señal de sensor de presión se aplica a la red de circuitos adaptadores que se adapta para generar automáticamente una señal de presión de salida, relacionada con la señal de sensor, en un formato estandarizado de tal manera que la presión medida sea recuperable por un monitor externo de fisiología,

15 el conjunto comprende además un sensor de presión externa dispuesto en el conjunto para medir la presión fuera del cuerpo del paciente y para generar unos valores de presión externa dependientes de la misma, los valores de presión externa se aplican a unos medios de compensación de presión, en dicho conjunto, adaptados para generar un valor de compensación que refleja la variación de presión externa durante un procedimiento de medición, en donde la señal de presión de salida es compensada por dicho valor de compensación antes de que la señal de presión de salida sea aplicada al monitor externo de fisiología, y porque el conjunto comprende además una unidad de transceptor y una unidad de comunicación, y porque dicha unidad de transceptor se adapta para comunicarse inalámbricamente a través de una señal de comunicación con dicha unidad de comunicación, la unidad de comunicación se conecta al monitor externo de fisiología, para transferir la señal de presión de salida al monitor externo de fisiología, y porque el sensor de presión externa se dispone en dicha unidad de comunicación, caracterizado porque

25 la unidad de transceptor se adapta para disponerse fuera del cuerpo del paciente, y el alambre de sensor de presión se adapta para conectarse, en su extremo proximal, a dicha unidad de transceptor que está provista de una abertura alargada (8) adaptada para recibir el extremo proximal del alambre de sensor de presión, dicha abertura está provista en su superficie interior de varias superficies de conexión eléctrica para conectarse a unas superficies de electrodo en el extremo proximal del alambre de sensor de presión cuando se inserta en la abertura, y porque la unidad de transceptor está provista además de unos medios de sujeción de alambre para fijar firmemente el alambre cuando se inserta correctamente en la abertura, y porque la unidad de transceptor se adapta además para ser utilizada como un dispositivo de par de torsión cuando se guía al alambre de sensor de presión durante la inserción en un paciente y cuando el alambre se fija en la unidad de transceptor.

35 2. Conjunto de alambre de sensor de presión según la reivindicación 1, en donde se determina un valor inicial de presión externa como el valor de presión externa medido cuando se inicia un procedimiento de medición, y los medios de compensación se adaptan para generar dicho valor de compensación en relación con la diferencia entre los valores presente e inicial de presión externa.

3. Conjunto de alambre de sensor de presión según la reivindicación 1 o 2, en donde la comunicación inalámbrica se realiza utilizando un protocolo de comunicaciones establecido, por ejemplo Bluetooth.

40 4. Conjunto de alambre de sensor de presión según cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde dichos medios de compensación de presión comprenden unos medios de control y unos medios de almacenamiento, y los valores generados de presión externa se almacenan en dichos medios de almacenamiento.

5. Conjunto de alambre de sensor de presión según cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en donde dichos medios de compensación de presión se disponen en dicha unidad de comunicación.

45 6. Conjunto de alambre de sensor de presión según cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en donde el extremo proximal del alambre de sensor de presión tiene un diámetro exterior de 0,35 mm, y el diámetro interior de la abertura alargada (8) es ligeramente superior a 0,35 mm.

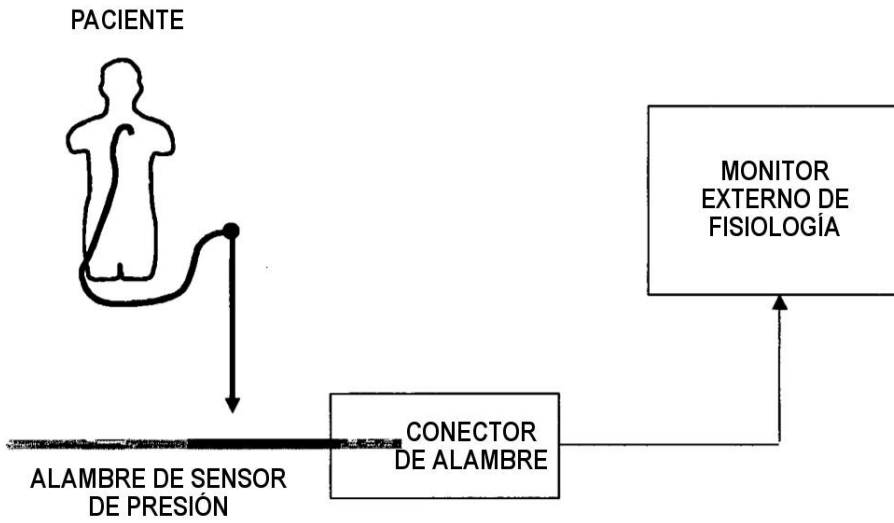


Fig. 1
Técnica anterior

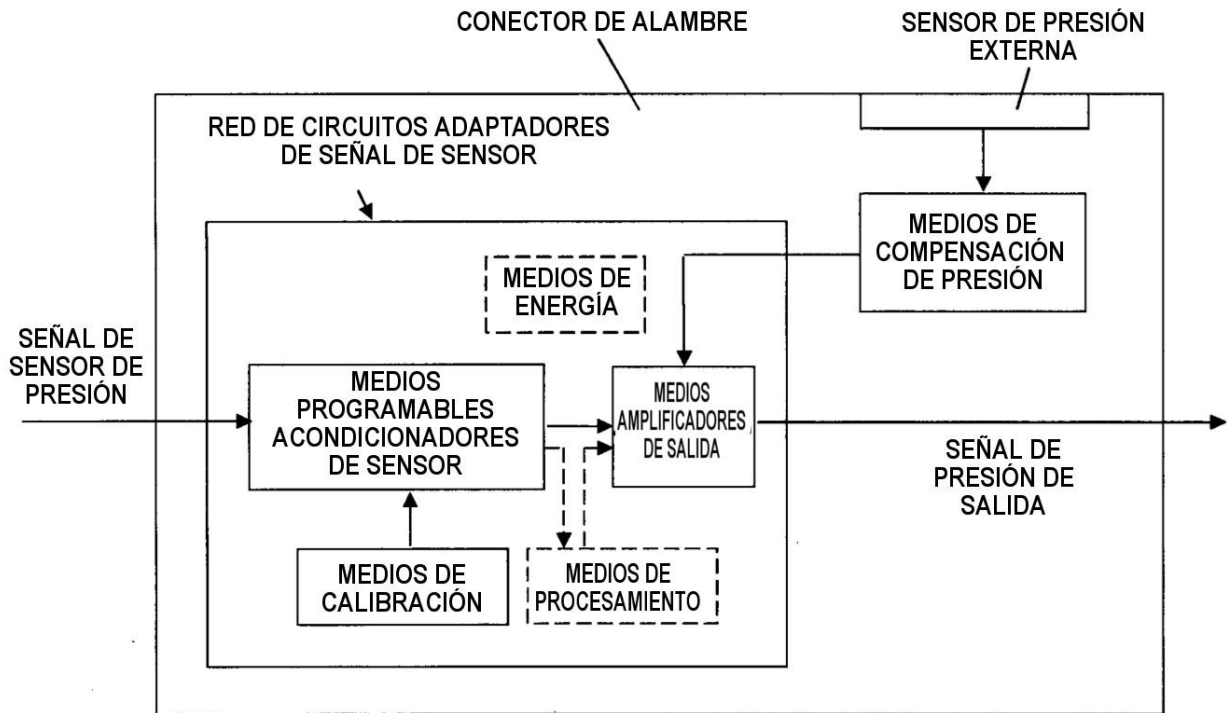


Fig. 2
Técnica anterior

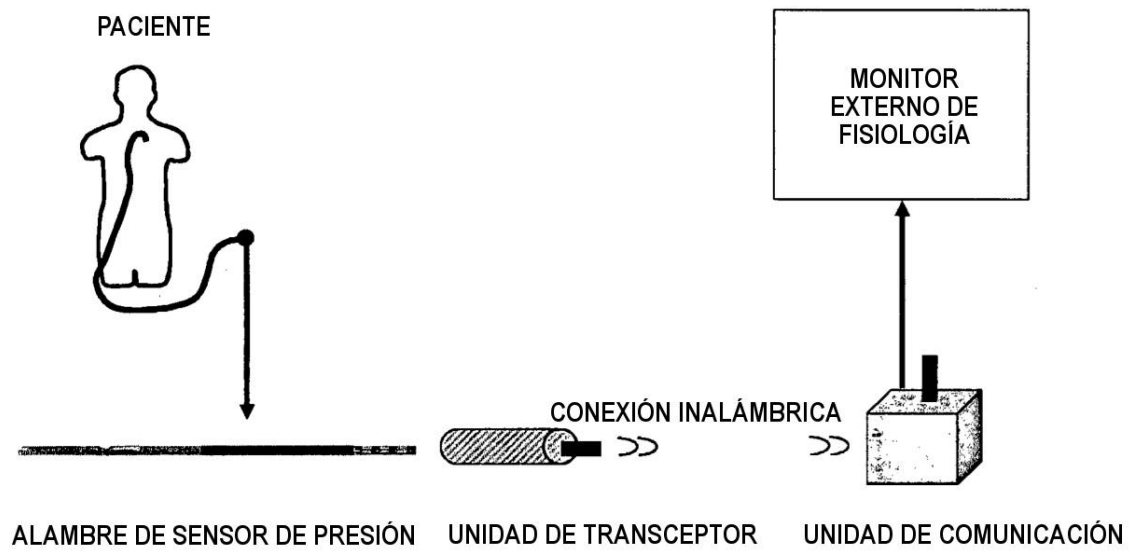


Fig. 3

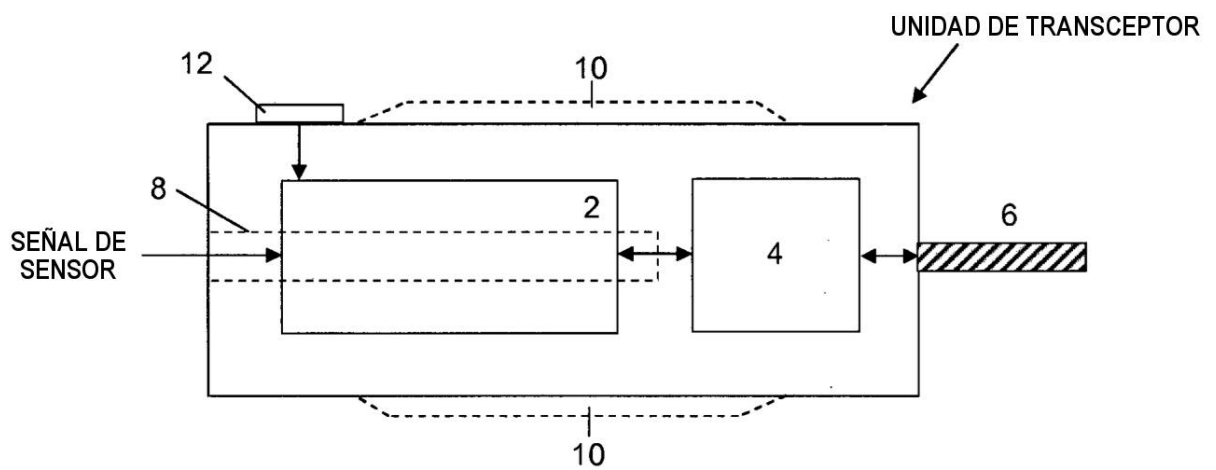


Fig. 4

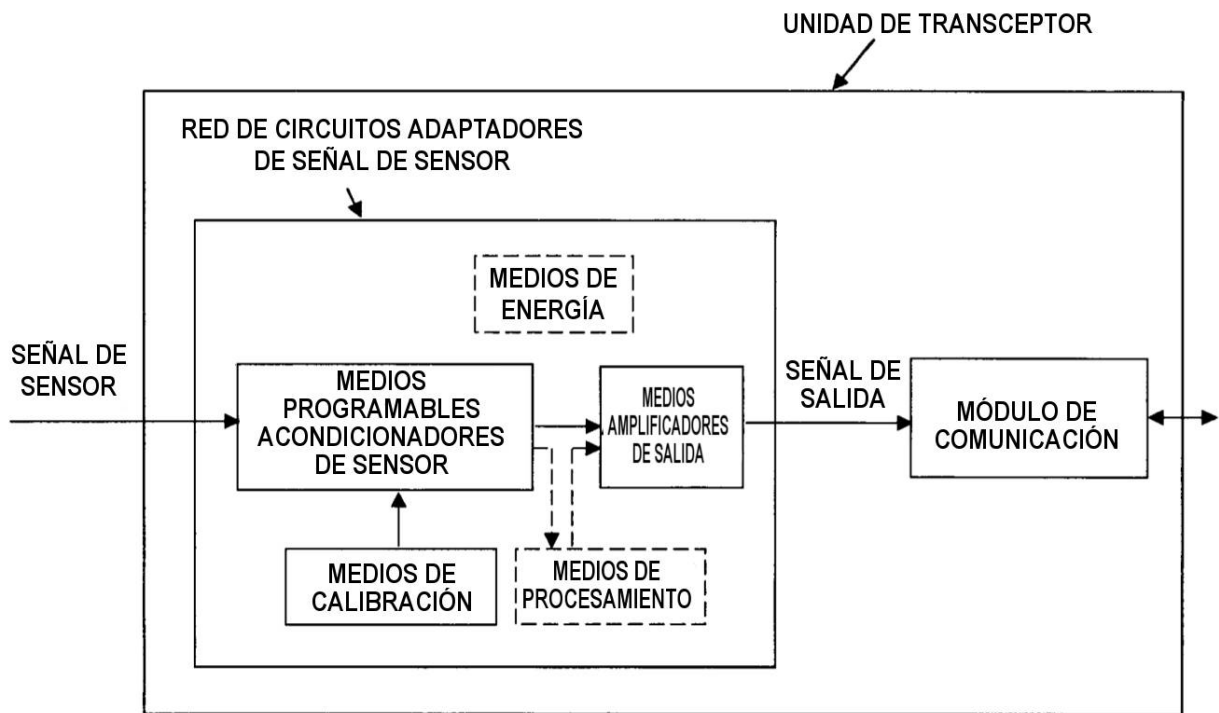


Fig. 5

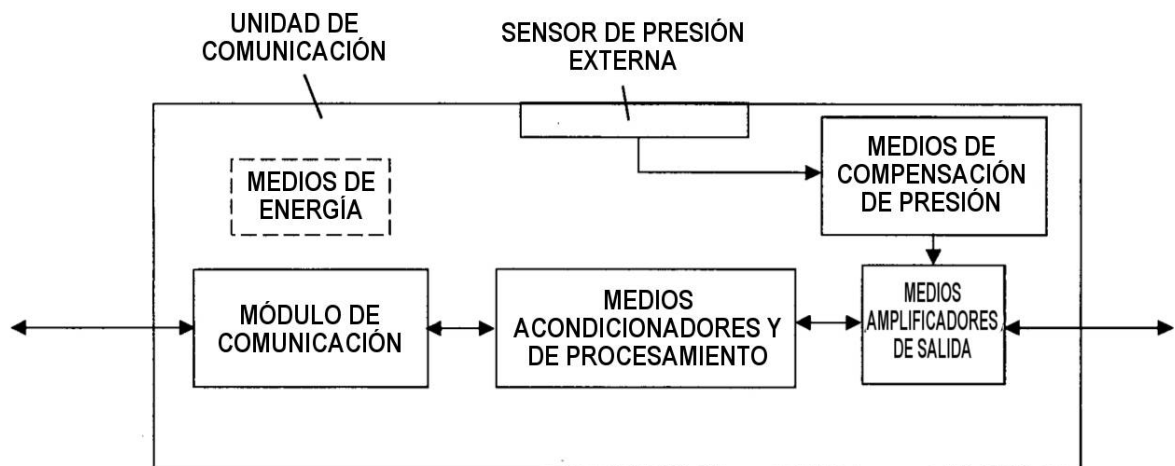


Fig. 6