

29
CLAP 1139

SEGURIDAD DEL PACIENTE EN EL PROYECTO DE TRANSDUCTORES DE PRESIONES AEREAS CON ELEMENTOS PIEZO-RESISTIVOS

Sergio BASALO (1), Héctor DEAMBROSI (1),
Claudio PRAVIA (1) y Franco SIMINI (2)

RESUMEN - En las etapas iniciales del desarrollo de un equipo para la determinación automática de parámetros de la mecánica respiratoria neonatal, se estudiaron los aspectos relacionados con la seguridad del paciente ya que se deben conectar catéteres al esófago de un recién nacido y a transductores piezoresistivos de uso industrial. Se plantean las posibles fallas en la cadena alimentación-transductor-señal-paciente. Se evalúa la factibilidad de un aislamiento óptico y se presenta la solución adoptada. La seguridad del paciente se obtiene mediante múltiples aislamientos galvánicos en cuidadoso diseño y armado.

INTRODUCCION

En el marco del desarrollo integral de un equipo para la determinación automática de parámetros de la mecánica ventilatoria neonatal, los problemas de seguridad del paciente son de gran importancia. En efecto, el estudio del flujo aéreo y de la diferencia de presión entre la boca y los pulmones implica la colocación de transductores de presión en zonas de gran vulnerabilidad: un cateter de presión en el esofago permite estimar la presión intratorácica y está colocado, en un recién nacido, a escasos centímetros del corazón.

En el presente trabajo se estudian las posibles fallas del sistema compuesto por un transductor con su alimentación y se presentan las medidas adoptadas en el diseño para evitar que tengan características fatales para un recién nacido.

TRANSDUCTORES PIEZORESISTIVOS

El principio de los transductores piezoresistivos se basa en que los semiconductores cambian su resistividad cuando son exigidos mecánicamente. El cambio de la resistencia eléctrica

ref.:FS8752

(1) Estudiante del Instituto de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República, Montevideo.

(2) Ingeniero, Centro Latinoamericano de Perinatología y Desarrollo Humano (CLAP), OPS/OMS, Casilla de correo 627, Teléfono 80 29 29, Telex 23023 CLAP UY, Montevideo, URUGUAY.

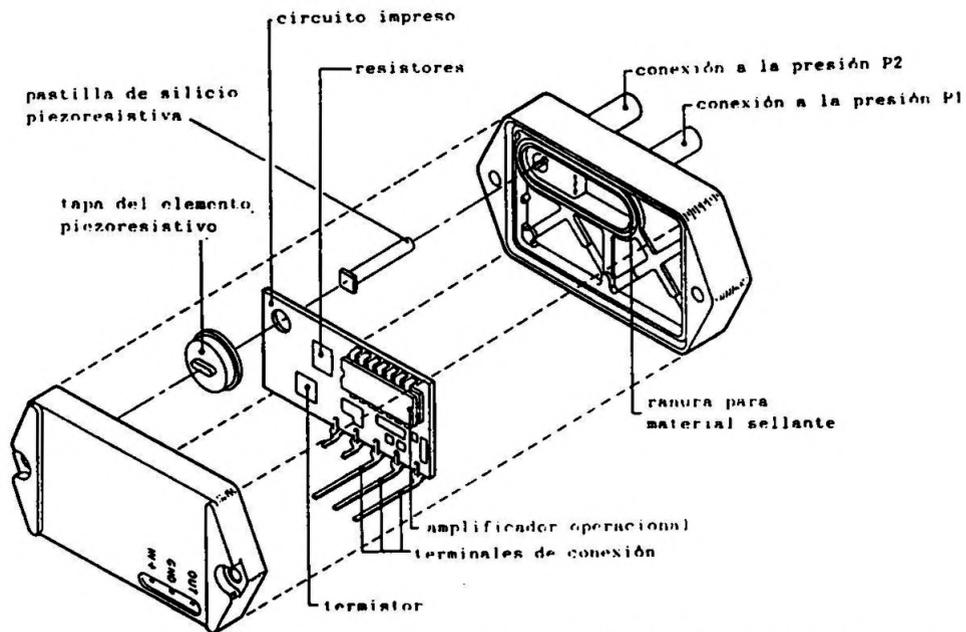
X Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, 1987

del material piezoresistivo sometido a presión puede ser detectado mediante la aplicación de un voltaje exterior y la medida de la corriente resultante. Estos elementos sensibles se colocan usualmente como brazos de un puente de Wheatstone, el todo integrado en una pastilla de silicio.

Se han elegido transductores piezoresistivos comerciales para medir presiones y flujos aéreos. Esta elección se basa en las siguientes características:

- salida eléctrica de alto nivel
- dimensiones y peso reducidos
- bajo costo (US\$ 100 aprox)
- fácil reemplazo por ser componentes industriales standard
- elevada estabilidad (1% de fondo escala en un año)
- buena linealidad (2% de fondo escala)

En la figura 1 se presenta el esquema de un transductor piezoresistivo (1). Notar la cercanía (pocos mm) entre el borne de alimentación y la conexión al catéter conectado al paciente.



ESQUEMA DE UN TRANSDUCTOR PIEZORESISTIVO (Tomado de Microswitch)

SEGURIDAD DEL PACIENTE

Los transductores piezoresistivos de uso industrial que fueron elegidos para esta aplicación pueden no cumplir con las

normas de seguridad necesarias para su uso invasivo en pacientes. El esquema general de un transductor con elementos activos, o sea alimentado por la tensión de red, está resumido en la figura 2. El transductor alimentado está en contacto con el paciente para entregar una señal biológica al exterior.

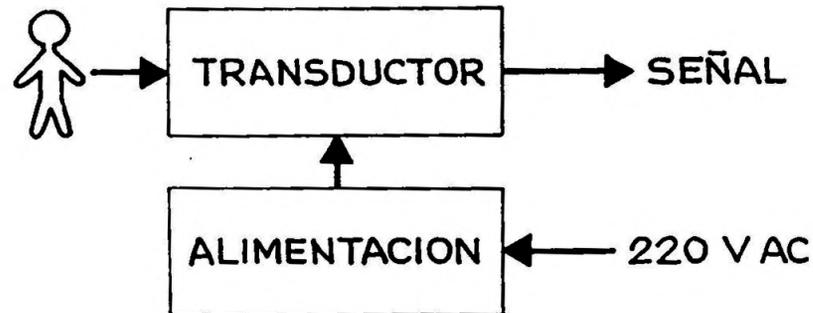


Figura 2. Esquema general de transducción de una señal biológica

Sobre la base del esquema de la figura 2, podemos prever las posibles fallas del equipamiento y las consecuencias sobre la seguridad del paciente. La falla más común, y que muy a menudo pasa desapercibida, es la puesta a tierra del paciente. La figura 3 (a) muestra un paciente conectado a tierra: ningún efecto dañino se produce ya que no se descarga ninguna corriente a tierra a través del paciente.

Consideremos el caso en el que se mantiene la falla de la puesta a tierra del paciente y además se rompe la aislación del transductor piezoresistivo. El cateter de transducción de presión intraesofágica está lleno de líquido moderadamente conductor (solución salina) y se puede estimar por lo tanto que en estas condiciones la parte vulnerable del recién nacido está sometida a una tensión continua de 8 volts. En efecto la alimentación de los transductores piezoresistivos es de 8 volts de continua. Esta circunstancia no es letal para el paciente y está esquematizada en la figura 3 (b).

La tercer falla consiste en una rotura de la alimentación del transductor que ponga subitamente a un potencial de 220 volts la mucosa esofágica del recién nacido. Esta situación, sumamente pesimista por cierto en cuanto a su probabilidad de ocurrencia, está representada en la figura 3 (c). Si consideramos que la resistencia del recién nacido es menor de 10 kiloohm, la corriente a través del paciente sería mayor de 22 miliampéres. Esta cifra está muy por encima de la norma de seguridad de 10 microampéres como corriente de fuga máxima (2).

Los circuitos de procesamiento de la señal biológica pueden también ocasionar corrientes de fuga a través del paciente que es necesario limitar.

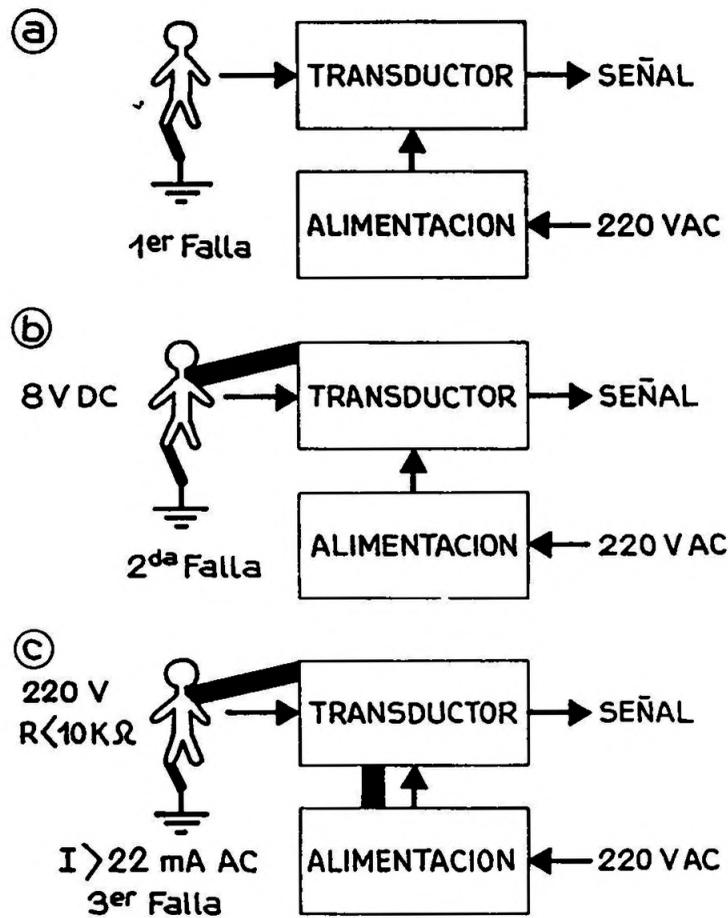


Figura 3. Fallas consecutivas en un sistema de transducción de una señal biológica: (a) puesta a tierra del paciente, (b) puesta a tierra y rotura del transductor, (c) puesta a tierra, rotura del transductor y corto en la alimentación

componentes en contacto con el paciente. La figura 4 presenta el esquema simplificado de aislación de seguridad de un transductor.

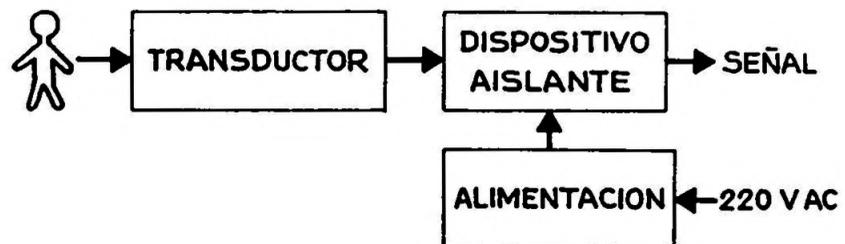


Figura 4. Transducción aislada de una señal biológica.

AISLACION DE SENALES DEL PACIENTE

Aislación óptica

La aislación óptica se realiza a través de optoacopladores. Estos dispositivos consisten de una entrada conectada a un emisor de luz y una salida que recoge la señal de un fotodetector. Ambos elementos están separados mediante un aislante eléctrico transparente a la luz y encapsulados en una pastilla (chip). El tipo más común está constituido por un diodo emisor de luz (LED) de arseniuro de galio y un fototransistor de silicio. De esta manera se obtiene aislación entre el circuito del transductor y el circuito conectado a la red de alimentación. Se descarta la transmisión por fibra óptica ya que no es necesaria su traslado por distancias elevadas.

Se realizaron montajes de prueba de aislación óptica con un optoacoplador comercial (3). El optoacoplador con base abierta puede dar una corriente de unos pocos miliampéres con la desventaja de no ser lineal con la corriente por el diodo.

El optoacoplador con el emisor abierto permite tomar la corriente de base como magnitud proporcional a la corriente que pasa por el diodo emisor de luz. Se descartó este montaje debido al bajísimo nivel de la corriente de base requerida (entre 30 y 100 microampére) que obliga a utilizar componentes de amplificación de muy bajo ruido para evitar interferencias. Con un montaje de este tipo se perdería además la ventaja de disponer de un alto nivel de tensión dado por los transductores piezoresistivos. Este montaje presenta también la desventaja de tener características muy dependientes de la temperatura.

La aislación óptica es una técnica aceptable para la transmisión de datos digitales. En el caso que nos ocupa sería necesario convertir la señal del transductor antes de transmitirla al elemento de aislación. Se descarta esta posibilidad por la complejidad del circuito de muestreo y por el hecho de que de todas maneras esta señal será muestreada por un computador en el proyecto general del equipo de medida de parámetros respiratorios.

Aislación galvánica

Este es el tipo de aislación más usado en equipos electromédicos. El dispositivo aislante consiste en un transformador de señal con bajas capacidades parásitas. La señal debe ser modulada y luego demodulada ya que las señales biológicas que nos interesan contienen bajas frecuencias que arrancan desde la continua.

Se eligió la modulación en banda lateral doble con una portadora de 1 KHz. No existen problemas de sincronización ya que se puede utilizar la misma portadora para demodular y, debidamente aislada, para modular. Este principio es el que se encuentra en pastillas integradas (chips), que realizan las funciones de amplificación, modulación, demodulación,

AGRADECIMIENTOS

La realización de esta etapa del proyecto de construcción de un Equipo para la Determinación Automática de Parámetros de la Mecánica Ventilatoria Neonatal no hubiera sido posible sin el estímulo y el apoyo constante del Dr. Héctor Piriz, inspirador del proyecto. Los autores agradecen los pertinentes e informados comentarios del Dr. Fernando Nieto y de Hugo Cervetti sobre implementación de sistemas electrónicos y el valioso aporte de fisiología respiratoria y transductores del Ing. Nino Giannella Neto.

BIBLIOGRAFIA

1. MICROSWITCH, "Pressure Sensors", Catalog 15, Valley Forge, Pennsylvania, USA, 1984.
2. HEWLETT-PACKARD, "Patient Safety", Application Note AN 718, Waltham, Massachusetts, USA, 1971.
3. MOTOROLA, "4N26 NPN Phototransistor and PN Infrared Emitter Diode", hoja de especificaciones.
4. ANALOG DEVICES, "Applications Guide for Isolation Amplifiers and Signal Conditioners", Norwood, Massachusetts, USA, 1985.