

# SENSOR DE ACELERACIÓN PARA REALIZAR ESTUDIOS DE ACTIMETRÍA

Francesca Iniesta, Miguel García, Josep Colominas y Xavier Corbera

**E**l principio de los estudios de actimetría consiste en monitorizar la actividad del paciente durante un período de tiempo escogido por el médico. Así pues, se ha llevado a cabo el diseño y la implementación de un monitor de actimetría basado en un sensor de aceleración tridimensional, que permitirá adquirir, procesar y almacenar datos de actividad. Se ha obtenido un sistema final con un consumo muy reducido y con un tamaño muy pequeño gracias a la utilización de la técnica de montaje superficial, SMD. El presente artículo versará sobre el principio teórico de medida de aceleración que acompaña a la naturaleza del sensor utilizado, así como de la descripción de las etapas realizadas para la consecución final del monitor.

## 1. INTRODUCCIÓN

La actimetría es una técnica de evaluación de comportamiento relativamente reciente. Los estudios

de actimetría consisten en monitorizar la actividad del paciente durante un periodo de tiempo escogido por el médico. La monitorización consiste en cuantificar los movimientos realizados por el paciente mediante medidas de la aceleración resultante de dichos movimientos [1] [2].

Las aplicaciones más inmediatas de estas monitorizaciones son el estudio de biorritmos y de su alteración por diversas causas. Estas pueden ser el estado emocional y somático, el empleo de fármacos y drogas o el entorno de actividad, incluyendo las condiciones y horarios de trabajo.

Debido al interés mostrado por el Departamento de Psicología de la Universidad Rovira i Virgili de realizar este tipo de estudios, se ha diseñado un sistema de adquisición, procesado y almacenamiento de datos de actividad, es decir, un actímetro.

La novedad del circuito implementado radica en que el sensor de aceleración responde a las tres direcciones ortogonales del espacio.

Esto permite medir movimientos que en realizaciones de actímetros anteriores se perdían, pues sólo se registraba una proyección de la aceleración.

Además se ha introducido un interface de usuario consistente en tres interruptores que permitirán al

paciente registrar eventos exteriores introduciendo marcas en medio de los valores de aceleración. Estas marcas harán referencia a sucesos como irse a dormir, ingerir algún fármaco o quitarse el actímetro para, por ejemplo, tomar una ducha.

Otro requerimiento del sistema es dotarlo de un interface de comunicaciones con el exterior, para poder volcar los datos y tratarlos con un PC, mediante gráficas u hojas de cálculo.

## 2. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

El sistema de registro de actividad se compone de una o diversas unidades de adquisición, que son transportadas por el sujeto monitorizado y de la unidad de gestión, basada en un PC (a partir de 286), que permite la programación y lectura de las unidades de adquisición.

Se describirá ahora brevemente el sistema comenzando por un somero diagrama de bloques, que se puede ver en la Fig. 1

Dejando de momento al margen la unidad de gestión, es decir el PC, se comenta ahora el resto de bloques que integran la unidad de adquisición.

A nivel de especificaciones funcionales se le exigen al sistema las siguientes características:

FRANCESCA INIESTA, MIGUEL GARCÍA, JOSEP COLOMINAS I XAVIER CORBERA.  
*Divisió d' Instrumentació i Bioenginyeria. Departament d' Enginyeria Electrònica. Universitat Politècnica de Catalunya. C./ Gran Capitàn, s/n, Mòdul C-4, 08034 Barcelona*  
*Departament de Psicologia, Universitat Rovira i Virgili, Apat 576, 43080 Tarragona*

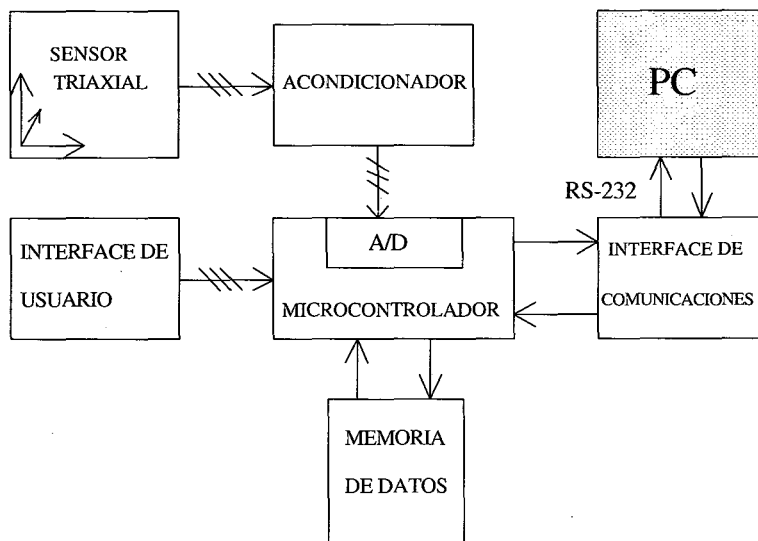


Figura 1.-Diagrama de bloques del sistema

Autonomía de memoria: 45 días  
 Margen de medida de aceleración:  
 $\pm 10\text{ms}^{-2}$   
 Intervalo de adquisición 30 s

Tabla I Características del sistema

Otro requisito es minimizar el peso y el tamaño, por lo que se ha utilizado para la realización la tecnología SMD. Se ha dividido esta unidad en dos circuitos impresos que se han superpuesto para conseguir mayor empaquetamiento. El mayor de los circuitos impresos contiene la parte digital del diseño. Su tamaño físico es de 32 mm x 39 mm. Y el menor, recoge los tres sensores y los circuitos de acondicionamiento que constituyen la parte analógica. Sus dimensiones son 20 mm x 23 mm.

Se detallan a continuación los bloques que integran el subsistema digital.

## 2.1. SUBSISTEMA DIGITAL

### - El microcontrolador:

El diseño se basa en un microcontrolador. Para esta aplicación se ha escogido el ST62E25 fabricado por SGS-THOMSON. La característica que lo hace idóneo para este desarrollo es tener un conversor A/D de ocho bits interno. Otras prestaciones que se han valorado son el poseer

un timer de ocho bits, tener interrupciones y hasta seis niveles de anidamiento de pila, lo que agiliza mucho su programación. Además se trata de un microcontrolador de bajo coste y de bajo consumo.

### - El conversor A/D:

A pesar de formar parte del microcontrolador, se le considera un bloque independiente a nivel de descripción. El conversor A/D utiliza el algoritmo de aproximaciones sucesivas usando una frecuencia de reloj que es la del oscilador del microcontrolador dividida por doce.

### - La memoria de datos:

La memoria de datos se trata de una memoria FLASH, de reciente aparición, que permite cantidades de almacenamiento del orden del Megabit de una forma no volátil. Como contrapartida requiere un proceso de escritura de cuatro ciclos máquina, que evidentemente multiplica por cuatro el tiempo de escritura. Además no se puede regrabar sobre una posición de memoria sin borrarla toda previamente.

### - El interface de usuario:

El interface de usuario, como ya se ha comentado, consiste en un conjunto de tres interruptores cuyo estado es interrogado via software. En función de cuál esté activado se guardará un dato u otro en memoria.

### - El interface de comunicaciones:

Se basa en un conector para el protocolo de comunicaciones del RS-232.

Se describirá seguidamente el sensor y su acondicionamiento que constituyen el subsistema analógico.

## 2.2 SUBSISTEMA ANALÓGICO

Para efectuar las medidas de aceleración se requiere de un sensor cuya variable de medida esté relacionada con fuerza, aceleración o presión. El sensor escogido es una cerámica piezoeléctrica de PHILIPS, concretamente la PXE-5 [3]. Estas cerámicas basan su comportamiento en el efecto piezoeléctrico descubierto por Jacques y Pierre Curie en 1880. Ellos descubrieron que ciertos cristales sometidos a un estrés mecánico, quedan polarizados eléctricamente y el grado de esta polarización es proporcional al estrés realizado.

Para que un cristal presente el efecto piezoeléctrico, su estructura no debe tener centro de simetría. Entonces un estrés de tensión o de compresión aplicado a uno de estos cristales, altera la separación entre las cargas positivas y negativas que hay en cada celda llevando a una variación de la polarización eléctrica proporcional al estrés aplicado.

El efecto es prácticamente lineal, es decir a más estrés aplicado, más fuerte es la polarización eléctrica que se produce. Las cerámicas piezoeléctricas pertenecen a este tipo de cristales.

Dentro de las PXE-5 se pueden distinguir dos tipos: las que dan lugar a sensores axiales y las que dan lugar a sensores de flexión.

En las primeras, la fuerza ejercida es en la dirección de polarización. Y en las segundas, la fuerza es perpendicular a la dirección de polarización.

La solución escogida ha sido las cerámicas como sensor de flexión,

porque son bastante menos rígidos que los axiales con lo que hay menos posibilidades de que se rompan. Además tienen una impedancia eléctrica y mecánica menor lo que supone que se adaptan mejor a los movimientos mecánicos suaves y, en general, requieren amplificadores más simples que los axiales.

El montaje con el que se trabaja, se puede ver en la figura 2, donde se tienen dos láminas de PXE-5, polarizadas en la dirección estrecha y unidas formando lo que se conoce como **bimorfo**. Cada lámina está polarizada hacia direcciones contrarias. Un extremo está fijo y es en el otro donde actúa la fuerza que se mide.

La fuerza F provoca una torsión hacia abajo y por tanto una tensión en la cara de arriba y una compresión en la de abajo. Si las caras son de polaridad opuesta, los campos eléctricos resultantes, y por tanto las tensiones eléctricas, tienen la misma dirección. Se tiene pues que las láminas se encuentran eléctricamente en serie y que se puede recoger la tensión directamente conectando cables en las caras respectivas, aprovechando que están metalizadas.

Los parámetros básicos de las cerámicas se calculan mediante las siguientes expresiones:

$$Torsión = \frac{7 * 10^{11} L^3}{Wh^3}$$

$$Frec. de Resonancia = \frac{400h}{L^2}$$

$$Carga de Salida = \frac{4 * 10^{10} L^2}{h^2}$$

$$Capacidad = \frac{2 * 10^8 LtW}{h}$$

$$Tensión de Salida = \frac{2 * 10^2 L^2}{hLtW}$$

Las medidas para este diseño han sido escogidas respetando un compromiso de disponibilidad, rigidez y sensibilidad. Sus valores son:

$$Lt = 16 \text{ mm}$$

$$L = 12 \text{ mm}$$

$$W = 1,6 \text{ mm}$$

$$h = 0,6 \text{ mm}$$

Y los valores de los parámetros para estas dimensiones son:

$$Torsión = 350 * 10^{-6} \text{ m/N}$$

$$Frec. de Resonancia = 1,666 \text{ kHz}$$

$$Carga de salida = 160 * 10^{-9} \text{ C/N}$$

$$Capacidad = 0,8533 \text{ nF}$$

$$Tensión de salida = 187,5 \text{ V/N}$$

Como que son valores en función de la fuerza aplicada, habremos de encontrar sus equivalentes en función de la variable de entrada que es la aceleración. Así pues, si la fuerza es

$$F = m * a$$

se necesita el dato de la masa equivalente de la cerámica que se calcula a partir del dato de la densidad de ésta que es de  $7,65 * 10^3 \text{ kg/m}^3$ , y considerando que se trata de una masa uniformemente distribuida, se puede expresar como una densidad lineal y realizar una integral a todo lo largo del tramo libre. Estas consideraciones nos llevan a un valor para la masa de  $44,06 * 10^{-6} \text{ kg}$

Y la carga de salida es  $Q = 7,05 * 10^{-12} * a$ , con lo que la sensibilidad de nuestra cerámica es

$$Sq = 7,05 * 10^{-12} \frac{C}{ms^{-2}}$$

Para acondicionar este tipo de sensores son típicos los amplificadores de carga [4]. Un amplificador de carga es un circuito cuya impedancia de entrada es un condensador, ofreciendo así un valor alto a baja frecuencia. Este amplificador permite obtener una tensión proporcional a la carga y ofrecerla con una impedancia de salida baja.

Para asegurar un camino de retorno a la corriente de polarización del amplificador, se ha incorporado una resistencia de valor lo más bajo posible para, a la vez, obtener la frecuencia de corte paso alto deseada de 0,2 Hz.

El amplificador operacional elegido ha sido el LMC6062 de National Semiconductor, por sus excelentes condiciones de baja tensión de desequilibrio, baja corriente de polarización, alta ganancia en lazo abierto y bajo consumo. Los datos más relevantes del amplificador se recogen en la siguiente tabla:

Tensión de desequilibrio 100 uV
Corriente de polarización 10 fA
Ganancia en lazo abierto 140 dB
Consumo 16uA/Amplificador

Al amplificador se le hace trabajar como unipolar lo que ha llevado a la necesidad de encontrar un medio para registrar aceleraciones positivas y negativas. Consiste en fijar una referencia a  $+V_{cc}/2$ , como se ve en la figura 3, de forma

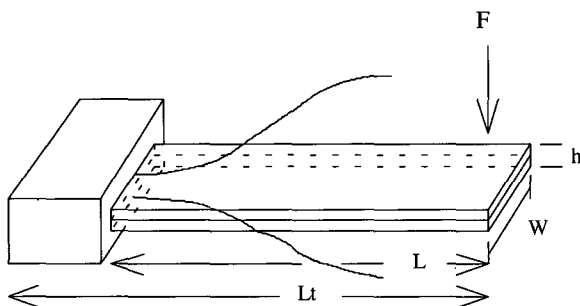


Figura 2.- Estructura cantileve

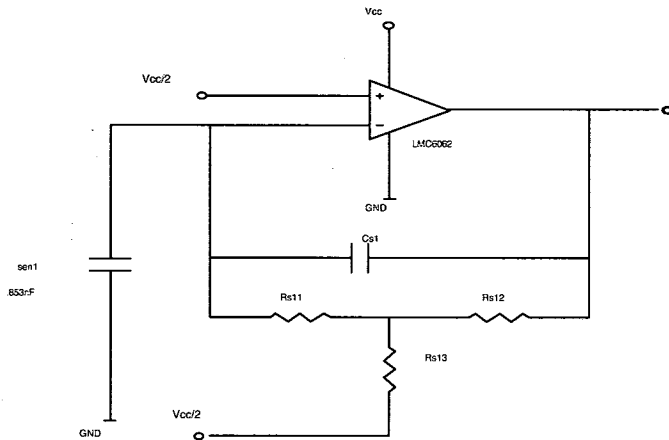


Figura 3.- Acondicionamiento del sensor

que el margen de salida para tensiones positivas, sea de 2,5V a 5V y el de tensiones negativas, de 0 a 2,5V. Para realizar el diseño del lazo de realimentación del amplificador de carga, se ha partido del dato de la sensibilidad de salida del sensor, que es de  $7,05 \cdot 10^{-12} \text{ C/ms}^{-2}$ , del dato de la sensibilidad de salida deseada que es de 2,5 V/g, y de la expresión de función de transferencia en continua de un amplificador de carga,

$$V_o = \frac{S_q * g}{C_s I(s)} = \frac{7,05 * 10^{-12} \text{ C/ms}^{-2} * g}{C_s I(s)}$$

de donde obtenemos  $C_s I(s) = 30 \text{ pF}$  y considerando la frecuencia de corte paso alto de 0,2 Hz, el valor para la resistencia es de 30 G. Debido a este valor tan grande, se ha tenido que recurrir a la construcción en T que aparece en el esquema. Este mismo esquema se repite para cada dirección ortogonal.

Una vez acondicionadas las señales se capturan mediante el convertor A/D hacia el microcontrolador. Aquí se calcula el módulo del vector que quieren casi simultáneamente con el convertor. Se realiza una adquisición cada 117,2 ms. Estas adquisiciones se van acumulando a lo largo de los 30 s, para obtener finalmente un dato, resultado de una media aritmética. Es este dato el que se almacena en memoria.

### 3. COMUNICACIÓN CON EL EXTERIOR

Se ha dotado al sistema de la posibilidad de comunicarse con el exterior mediante el protocolo de comunicaciones RS-232. Para ello se ha realizado un programa en C que desempeña varias funciones.

En la figura 4, se puede apreciar un somero diagrama de flujo que especifica dichas funciones.

El formato del fichero en donde se recogen los datos ha sido escogido adecuadamente para facilitar su representación y evaluación.

### 4. CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un sistema para monitorización de actimetría con

tres sensores en direcciones ortogonales, en vez de un sensor en una sola dirección (proyección de la aceleración), como en los sistemas anteriores.

Se ha disminuido tamaño y peso respecto a realizaciones anteriores. Esto facilita la utilización.

Se ha aumentado la versatilidad al incluir un interface de usuario que permite efectuar tres tipos de marcas distintas durante la monitorización.

Por último citar que algunos cambios en el software del sistema, harían posible la utilización del sistema de monitorización en otras áreas de aplicación diferentes como es el estudio de movilidad de pacientes geriátricos [5], donde también está indicado el registro tridimensional de la aceleración.

### REFERENCIAS

- [1] WARREN W. TRION: *Activity Measurement in Psychology and Medicine*, New York Plenum Press, 1991.
- [2] H.A.M. MIDDELKOOP: *Actigraphic Assessment of Sleep and Sleep Disorders*, Delft, Eburon Publishers, 1994.
- [3] J.W. WAANDERS: *Piezoelectric Ceramics, Properties and Applications*, Eindhoven, 1991.
- [4] RAMÓN PALLÁS ARENY: *Sensores y acondicionadores de señal*, Marcombo, S.A., 1994.
- [5] A. L. EVANS, G. DUNCAN, W. GLEHRIST: *Recording Accelerations in Movements*, Med. & Biol. & Eng. & Comput, 29, 102-104, 1991.

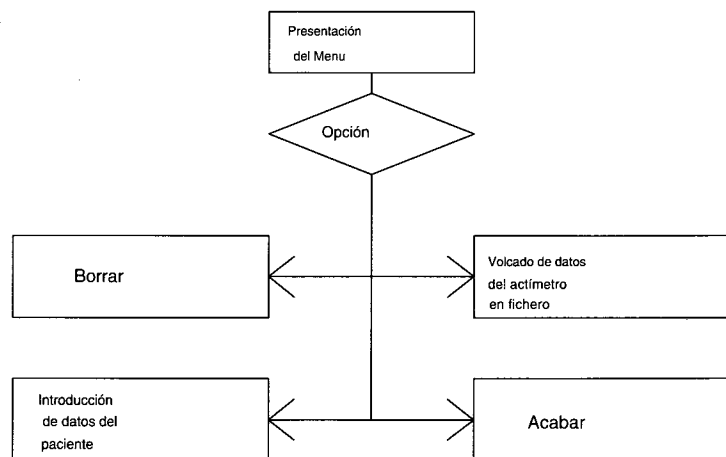


Figura 4.- Diagr. de flujo del programa en C.