

CASEIB'98

**XVI Congreso Anual de la
Sociedad Española de Ingeniería Biomédica**

La Ingeniería Biomédica en el III Milenio

LIBRO DE ACTAS

Palau de la Música i Congressos de Valencia

21, 22 y 23 de Septiembre de 1998

Editado por:

Francisco Javier Saiz Rodríguez

Enrique D. Guijarro Estellés



**UNIVERSIDAD
POLITECNICA
DE VALENCIA**

Edita: SERVICIO DE PUBLICACIONES
Camino de Vera, s/n
46071 VALENCIA
Tel. 96-387 70 12
Fax. 96-387 79 12

Imprime: REPROVAL, S.L.
Tel. 96-369 22 72

Depósito Legal: V-3516-1998
I.S.B.N.: 84-7721-664-9

ÍNDICE DE TEMAS CASEIB'98

	INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA	1
ANÁLISIS DE LA BIOIMPEDANCIA A 5 KHz DE LOS FLUIDOS BIOLÓGICOS RELACIONADOS CON LA HEMODIÁLISIS		3
M. Rodríguez, I. Roa, M.M Villapecellín, J.A. Milán, A. Palma.		
INFORMACIÓN AUDIOMÉTRICA OBJETIVA Y POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DE LATENCIA MEDIA: UN ESTUDIO PRELIMINAR.....		7
R.C. Acevedo, M. Cadena.		
SISTEMA Y MÉTODO DE MEDIDA DE LOS PARÁMETROS DE CRISTALES DE CUARZO EN MEDIOS CON PÉRDIDAS.....		11
T. Sogorb, A. Arnau, J.M. Ferrero.		
BIOSENSOR DE FIBRA ÓPTICA BASADO EN BIOLUMINISCENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE ETANOL Y PROPILENGLICOL		15
C. March, A. Mocholí, J. Sáiz, J.M. Ferrero, A. Montoya.		
DETERMINACIÓN DE LA TASA DE ABSORCIÓN ESPECÍFICA EN UN SISTEMA DE HIPERTERMIA PROFUNDA		19
A. Vera-Hernández, C. Marchal, C. Niederst, S. Elles, P. Aletti.		
EFFECTO DE LA CONDUCTIVIDAD TÉRMICA DEL ELECTRODO ACTIVO INTRATISULAR EN ELECTROCOAGULACIÓN POR RF		23
E.J. Berjano, J. Sáiz, J.M. Ferrero, J. Alió.		
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR PROGRAMABLE.....		27
M. García, J.M. Pastor, J.A. Gázquez, E. Nava.		
ESTIMULADOR DE CORRIENTE MULTICANAL Y PROGRAMABLE PARA EXPERIMENTACIÓN EN LABORATORIO		31
J. Monfort, N. Barniol.		
	MODELADO Y SIMULACIÓN DE SISTEMAS BIOLÓGICOS	35
MODELIZACIÓN MATEMÁTICA DE LOS EFECTOS DEL PINACIDIL SOBRE LA CORRIENTE DE POTASIO DEPENDIENTE DE ATP.....		37
B. Trénor, J.M Ferrero (Jr).		
ANÁLISIS DE LA INTERACCIÓN ENTRE LAS PRESIONES ARTERIALES DE O₂ Y DE CO₂ EN LA RESPIRACIÓN.....		41
F.J. Simois, L. Roa.		
ESTUDIO MEDIANTE SIMULACIÓN DE LAS CAUSAS DE LOS "ALTERNANTES ELÉCTRICOS" EN LA ISQUEMIA MIOCÁRDICA.....		45
J.M. Ferrero (Jr), B. Rodríguez, B. Trénor, V. Torres, J. Sáiz, J.M. Ferrero.		
ACTIVIDAD ECTÓPICA EN FIBRAS VENTRICULARES INDUCIDA POR EADS: ESTUDIO MEDIANTE SIMULACIÓN POR ORDENADOR.		49
M. Monserrat, J. Sáiz, V. Torres, J.M. Ferrero (Jr), J.M. Ferrero.		
SIMULACIÓN DEL POTENCIAL DE ACCIÓN EN MIOCITOS DE AURÍCULA AÑADIENDO LA CORRIENTE DE CLORO DEPENDIENTE DE CALCIO		53
J. Gomis-Tena, J. Sáiz.		
SIMULACIÓN DE FLUJO CORONARIO EN TRES DIMENSIONES		57
H. González, R. Codina.		

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROESTIMULADOR PROGRAMABLE

Mario García Canfrán¹, José María Pastor Vega², José Antonio Gázquez Parra³, Enrique Nava¹

¹Dep. Ingeniería de Comunicaciones. E.T.S.I. Telecomunicación. Universidad de Málaga

²Dep. de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. Universidad de Málaga

³Dep. de Arquitectura de Computadores y Electrónica. Universidad de Almería.

¹E-mail: en@ctima.uma.es

Resumen: La electroestimulación funcional es una técnica que se aplica en diversos aspectos médicos y en el campo de la rehabilitación. En la actualidad, ha aumentado el interés tanto por el desarrollo tecnológico de nuevos equipos con nuevas capacidades como por la aplicación y valoración de los resultados obtenidos tanto a nivel de estimulación neuromuscular como en la estimulación encaminada a tratamientos del dolor. Este trabajo describe los aspectos técnicos del diseño e implementación de un electroestimulador digital de corriente constante. El diseño elegido es el de un equipo universal en sus aplicaciones, con facilidad de programación, configurable en sus parámetros. Se ha buscado un dispositivo que incorpore componentes electrónicos de coste moderado.

Palabras clave: electroterapia; electroestimulación funcional; sistema digital; diseño electrónico.

I. INTRODUCCIÓN

Los electroestimuladores son aparatos que se utilizan para inducir corrientes eléctricas en los tejidos corporales. En electroterapia se utilizan distintos tipos: TENS, NMES, equipos para iontoforesis, estimuladores de corriente galvánica, diferenciales, diadinámicos, o de microcorriente.

Sus aplicaciones más frecuentes dentro del campo de la rehabilitación son la estimulación neuromuscular para fortalecimiento muscular, control de la postura y del movimiento, tratamiento del dolor y, recientemente, el desarrollo de neuroprótesis eléctricas para pacientes parapléjicos y hemipléjicos.

En la actualidad se comercializan diversos tipos de electroestimuladores, en su mayoría de tipo analógico y con funcionalidades limitadas, ya que su diseño ha sido orientado a una o varias aplicación específica. Se han comercializado sistemas con varias aplicaciones simultáneas, pero con un precio considerablemente mayor. Los sistemas digitales suelen ser más versátiles, aunque con frecuencia su interfaz ha sido simplificado para facilitar su manejo a costa de limitar las opciones de variabilidad.

La motivación que persigue este trabajo es el diseño de un dispositivo lo más polivalente posible, donde sea posible elegir la forma de onda (y sus parámetros) de excitación más adecuada para cada aplicación terapéutica, utilizando la capacidad de programación de los sistemas digitales. El propósito ulterior es la evaluación del efecto de los diferentes parámetros y formas de onda, con el fin de mejorar

la efectividad de la electroestimulación funcional para cada paciente y aplicación.

II. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

El sistema está constituido por cinco componentes principales:

- Microcontrolador,
- pantalla de cristal líquido (LCD),
- teclado matricial,
- convertidores (dos) digital-analógico (DAC),
- amplificador convertidor tensión-corriente.

Todos el sistema está gobernado por un programa que se ejecuta en el microcontrolador, seleccionando los parámetros de la forma de onda a generar con el teclado matricial. El programa tiene forma de menú y se presenta en la pantalla de cristal líquido. Una vez seleccionada una forma de onda, el microcontrolador genera la forma de onda de forma digital, se convierte a señal analógica de la forma deseada (se pueden programar dos señales distintas en el mismo sistema) y la señal se amplifica en corriente antes de la salida.

El microcontrolador utilizado ha sido el SAB80535, compatible con la familia del 8051, muy empleada en el diseño de sistemas digitales. Este microcontrolador viene integrado en la placa de desarrollo ALTAIR 535A. Su función es doble: en primer lugar, controla la generación de las ondas de tensión que son enviadas al convertidor de tensión a corriente; en segundo lugar, actúa como interfaz entre el usuario y el equipo, a través de la pantalla de cristal líquido y del teclado matricial.

El programa ocupa aproximadamente 12 KB y se almacena en la memoria de programa del ALTAIR. Se ha escrito en lenguaje ensamblador compatible con el estándar 8051.

La pantalla LCD empleada (LM016L) tiene 2 filas de 16 caracteres. Se eligió por ser una pantalla de uso común y coste reducido.

El teclado matricial tiene 16 teclas y se controla con un codificador de teclado (modelo MM74C922, National Semiconductor), el cual se conecta al microcontrolador por medio de cinco líneas.

Los dos DAC son de 8 bits y se encuentran contenidos en un único circuito integrado. Cada DAC constituye un canal, de los dos que el sistema controla. El microcontrolador utiliza un puerto de 10 bits para controlar a los DAC. La salida en tensión de los DAC constituirá la representación de una forma de onda deseada cualquiera, que será la excitación en el amplificador convertidor de tensión-corriente.

Los 2 DAC están contenidos en el AD7528 (Analog Device). Comparten las mismas 8 líneas de datos, siendo necesarias 2 líneas más para el control de ambos: una de ellas (/DACA-DACB) selecciona en qué DAC se escriben los datos, mientras que la otra (/WR) es el permiso de escritura que permite la entrada de los datos en el DAC, generándose así una nueva tensión de salida.

La figura 1 muestra la conexión del AD7528 con el ALTAIR y su configuración de salida en tensión.

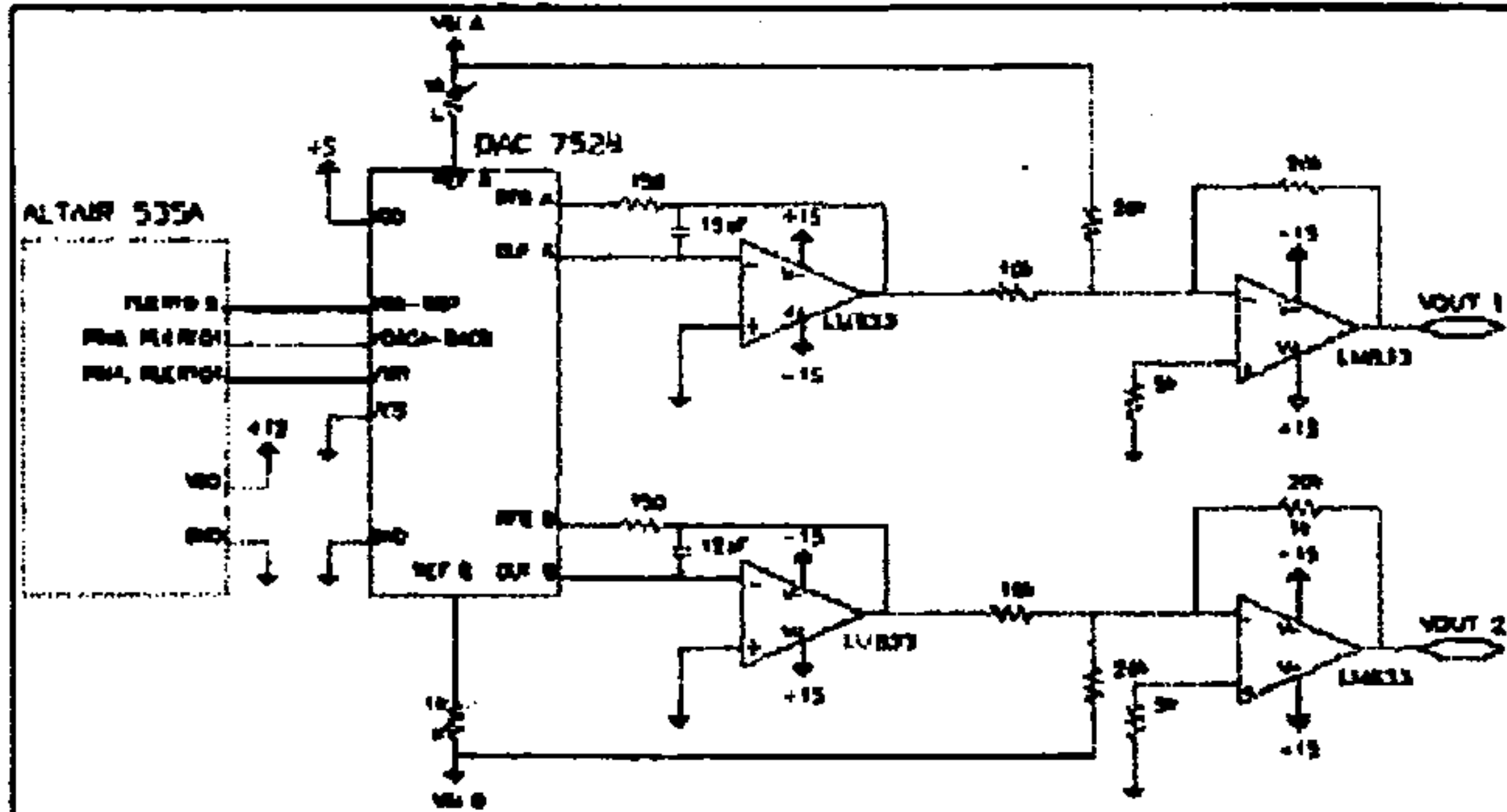


Figura 1. Diagrama básico del sistema. El AD7528 se conecta al ALTAIR mediante las 8 líneas de datos y las dos señales de control. Para obtener las dos salidas del DAC en tensión se utilizan 4 amplificadores operacionales contenidos en 2 integrados LM833 de National Semiconductor. El Slew Rate del A.O es de 7v/us por lo que, como máximo, habrá una rampa en el patrón de tensión generado de 2us. No se incluye en el dibujo el LM317 utilizado para generar las tensiones de referencia V_{inA} y V_{inB} .

Para construir el amplificador convertidor tensión a corriente se proponen dos circuitos, simulados con el programa PSPICE. El primero utiliza amplificador operacional PA88 (APEX) de alto voltaje, capaz de entregar un máximo de 100 mA con una tensión de alimentación de hasta ± 225 V. El segundo circuito utiliza dos transistores MOS de potencia, el IRF610 de canal N y el IRF 9610 de canal P. Para montar ambos se necesitan 2 convertidores DC-DC que alimenten el

amplificador. Este último circuito es algo más laborioso de montar, pero su coste es considerablemente inferior.

III. FUNCIONAMIENTO DEL EQUIPO

El equipo ofrece la posibilidad de programar cualquier parámetro de las ondas de forma instantánea, reflejándose cualquier cambio en las salidas, también de forma instantánea. El menú principal del equipo diseñado se presenta en la figura 2 donde, al elegir cualquiera de las opciones, se pueden configurar los parámetros indicados.

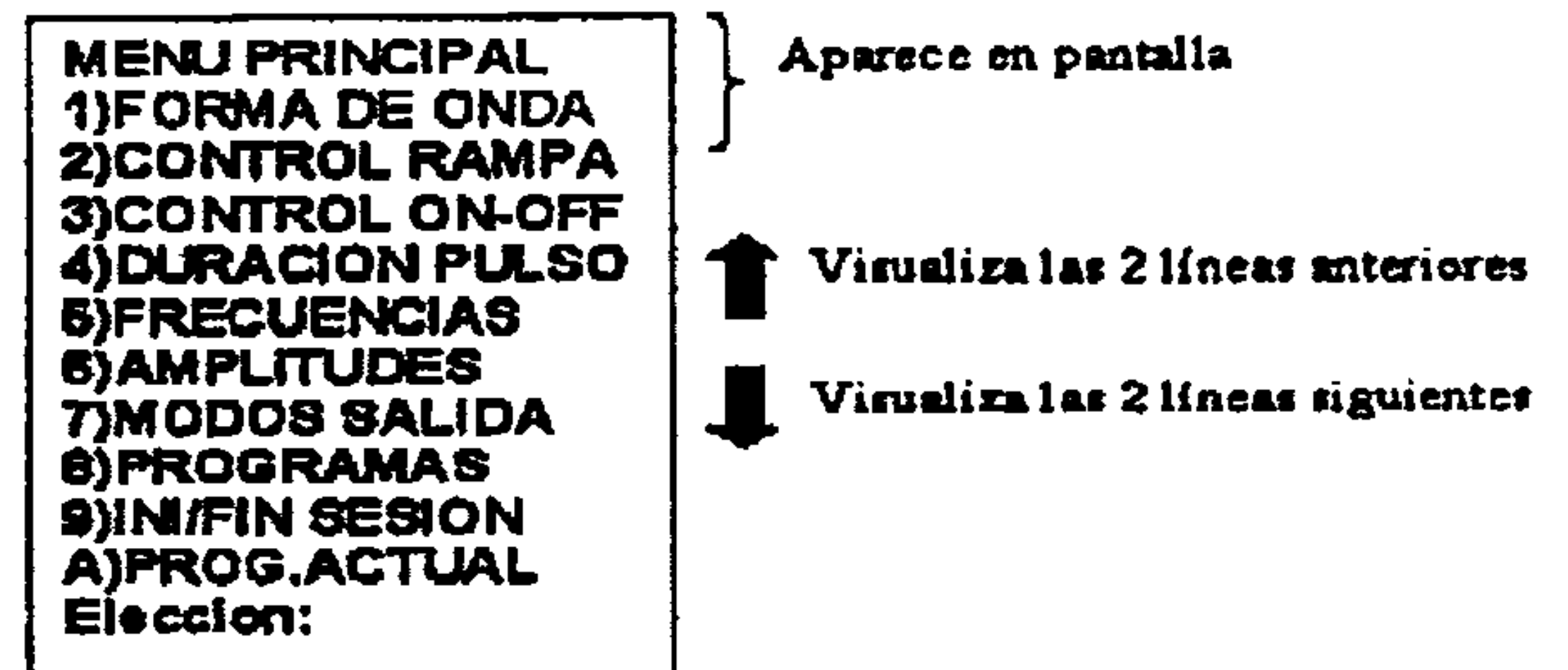


Figura 2. La pantalla de cristal líquido LM016L tiene 2 líneas por lo que es necesario el desplazarse a lo largo de la lista de opciones. Mediante dos de las teclas del teclado realizamos esta función, identificadas por las dos flechas.

Las formas de onda disponibles son pulsadas: bifásica simétrica y asimétrica, monofásica negativa y positiva, o continua/galvánica. Este juego de patrones de onda son utilizadas con éxito en la mayoría de las aplicaciones de la electroestimulación. Como las formas de onda son sintetizadas de forma digital, es muy sencillo añadir nuevas opciones, modificando el programa de control, ya que no es necesario añadir nuevos elementos electrónicos.

La duración de pulso mínimo es de 30µs, con una frecuencia de reloj es de 12Mhz, aunque es posible reducir la duración de pulso a la mitad, instalando un reloj de 24Mhz. La frecuencia de ráfagas abarca 100 valores, comprendidos entre 1Hz y 100Hz, mientras que la frecuencia de portadora llega hasta los 10Khz con intervalos de 100 o 1000Hz según valor. Trabajando en modo de ráfagas, es posible elegir el número de patrones por ráfaga que se desee, mientras que en el modo de trabajo sin ráfagas, la frecuencia disponible llega hasta 1khz, pero debe seleccionarse en pasos de 10 o 100Hz, según la escala elegida.

Las duraciones de los ciclos de paso y de cese pueden ser de hasta 99 segundos, el tiempo de duración total de la sesión llegaría hasta los 99 minutos, y los tiempos de rampas alcanzan hasta los 6 segundos cada una.

El sistema permite que cada uno de los dos canales de salida pueda configurarse para trabajar como cuatro modos de funcionamiento distintos: continuo, síncrono, alternado y retrasado, debiéndose especificar, en este último caso, el tiempo de retraso. Otra posibilidad es utilizar una serie de protocolos ya programados y almacenados en la memoria del equipo, o bien añadir nuevos protocolos.

Cuando se realiza un cambio de un parámetro o se selecciona una forma de onda, se realiza una comprobación de que la salida es viable y está dentro de los límites del equipo y, si la comprobación da resultados positivos, produce una variación instantánea de la forma de onda del canal de salida seleccionado en la forma deseada.

Por último, señalar que el momento de inicio y finalización de una sesión es controlado también desde el menú.

Figura 3. Formas de onda obtenidas por el equipo: la salida de los dos canales de la figura 1 se muestra en esta imagen tomada directamente del osciloscopio. La frecuencia portadora es de 3,6 KHz, siendo la frecuencia de ráfaga de 25Hz

La figura 3 muestra un ejemplo de forma de onda obtenida con el dispositivo, medida con un osciloscopio digital. Puede observarse que ambos canales tienen control de amplitud independiente, siendo la forma de onda y la duración de pulso común.

IV. DESARROLLO FUTURO

De entre las posibilidades de mejora de este sistema, sería interesante que se dispusiera de más canales de salida y de un control totalmente independiente para cada canal, lo que resulta especialmente interesante en equipos que pretenden aplicarse a estimulación funcional, donde se requieren muchos canales de salida para estimular distintas zonas del cuerpo.

El sistema que se presenta ha sido diseñado con una filosofía modular, por lo que incluir más canales sólo obliga a incluir elementos duplicados de conversor analógico-digital y etapa de amplificación en corriente. Estas etapas son iguales para cada canal, por lo que aumentar su número no es difícil, aunque se complica el manejo del menú por un usuario no experimentado, ya que aumentaría el número de parámetros a elegir. En este caso, sería deseable una interfaz de trabajo duplicada a seleccionar: por un lado, un modo de uso simple, donde se permita una selección de parámetros reducida y con gran rapidez, y otro modo para usuarios más expertos, con total control de las capacidades del dispositivo. De especial interés sería la posibilidad de trasladar programas realizados con el modo experto para ser utilizados en el modo simple.

Los patrones de forma de onda elegidos han sido obtenidos de los protocolos de uso habitualmente recomendados, pero es posible la programación de nuevos patrones sin más que insertándolos en el programa de ejecución con la única limitación que impone el microcontrolador en cuanto a frecuencia, relacionada con la frecuencia del microcontrolador, y resolución de la palabra digital escrita en los DAC, que en este caso es de ocho bits.

IV. CONCLUSIÓN

Este artículo presenta el diseño de un electroestimulador de corriente constante con control digital que ofrece la posibilidad de programación de todos los parámetros que configuran las ondas aplicadas al medio biológico, sin por ello repercuta en el coste económico del equipo, ya que la utilización de un microcontrolador de 8 bits es suficiente para poder controlar todos los parámetros.

La etapa de amplificación y conversión tensión-corriente para el acondicionamiento de las señales no debe suponer un coste mucho mayor.

REFERENCIAS

- [1] M. Martínez Morillo, J.M. Pastor and F. Sendra: *Manual de Medicina Física*, Harcourt Brace, 1998.
- [2] A. J. Robinson: *Clinical Electrophysiology*, Williams y Wilkins, 1995.
- [3] M. D. McPartland and D. J. Mook: "A robust transcutaneous electro-muscle stimulator (RTES): a multi-modality tool". *Med.Eng.Phys*, 17, nº 4, pp. 314-318, 1995.
- [4] <http://www.apexmicrotech.com>