

Sistema telemétrico inalámbrico para la medición y análisis de potenciales neuronales

María Margarita Alvarez Cervera
Instituto Tecnológico de Mérida
malvarez@itmerida.mx

Cesar Eduardo Eljure Rosel
Instituto Tecnológico de Mérida
cesaeljure@hotmail.com

Resumen

Hace ya algunos años, se han estudiado a los animales para analizar procesos biológicos que son parecidos a los de los seres humanos. Es de conocimiento general que estudiar animales en un ambiente que no es el suyo naturalmente, crea factores que impiden el correcto análisis de sus funciones neuronales. Debido a esto, es importante tener alguna herramienta para poder realizar pruebas en un ambiente natural lo más cercano posible. El modelo de la rata es ampliamente usado debido a que las funciones anatómico-funcionales del cerebro de este animal son muy parecidas al de los seres humanos. La telemetría es la única herramienta que brinda la posibilidad de estudiar ciertos cambios en la actividad eléctrica neuronal sin necesidad de conexiones o cables que generan una conducta no normal en el animal, por medio de electrodos colocados en su cerebro. Debido a esto, se usa la telemetría para diseñar un sistema que pueda medir los impulsos eléctricos neuronales de una rata, con la posibilidad de poder ajustar tanto rangos de frecuencia, como niveles de voltaje de las señales obtenidas.

Palabras clave/Keywords Sistema Telemétrico, Potenciales de Acción.

Introducción

Hoy en día se conocen muchas enfermedades ampliamente relacionadas con el sistema nervioso; aunque los avances en medicina, específicamente neurofisiología han logrado que muchas enfermedades como: epilepsia, catalepsia, Alzheimer, esquizofrenia, etc., se puedan controlar mediante el uso de gran variedad de medicamentos; en la actualidad, los nuevos estudios tienden a comprender qué clase de actividades neuronales se presentan ante ciertas condiciones y de esta forma prevenir o curar estos desórdenes del sistema nervioso. La aplicación de sistemas telemétricos digitales para vigilar y mandar funciones fisiológicas plantea un gran número de retos en la elaboración de proyectos o módulos que puedan introducirse en el cuerpo con un grado de intrusión mínimo, amplificando y gestionando las minúsculas señales que genera el cuerpo y transmitiéndolas seguidamente a un sistema externo de lectura de datos.

Los sistemas digitales para el registro telemétrico ofrecen la ventaja de proporcionar el seguimiento de parámetros fisiológicos en los animales que se mueven libremente sin ninguna restricción en su comportamiento exploratorio.

Objetivo

- Desarrollar un módulo para la adquisición de señales fisiológicas que sirva como base para el diseño de un sistema telemétrico.

Desarrollo

Actualmente existen diversos métodos y técnicas para el análisis, diagnóstico y tratamiento de distintas enfermedades que afectan a los seres humanos y a los animales. Sin embargo, siempre ha existido la dificultad de evaluar o predecir los resultados de dichos tratamientos en los seres humanos, así como las reacciones o efectos secundarios que pudieran presentarse.

Una solución ante esta problemática que desde hace muchos años ha sido aplicada es la experimentación en animales inferiores y con bajos niveles de conciencia, como es el caso de las ratas de laboratorio. Esto es, porque a pesar de las notables diferencias entre las dimensiones físicas entre el ser humano y estos animales, se ha logrado comprobar que el funcionamiento fisiológico de ambos es muy similar, por lo tanto, es posible transpolar el comportamiento o los efectos secundarios de ciertos medicamentos al ser humano.

Para poder cuantificar y analizar dichos resultados, es necesario emplear algún método de medición de los impulsos nerviosos que se originan en el cerebro que en respuesta a ciertos tratamientos; es aquí donde juega un papel importante la telemetría. ^[2]*La telemetría es una técnica automatizada de las comunicaciones con la ayuda de que las mediciones y recopilación de datos se realizan en lugares remotos y de transmisión para la vigilancia. Esta técnica utiliza comúnmente transmisión inalámbrica, aunque originalmente los sistemas de transmisión se implementaban por medio de cables. Un sistema de telemetría normalmente consiste de un transductor como un dispositivo de entrada, un medio de transmisión en forma de líneas de cable o las ondas de radio, dispositivos de procesamiento de señales, y dispositivos de grabación o visualización de datos. El transductor convierte una magnitud física como la temperatura, presión o vibraciones en una señal eléctrica correspondiente, que es transmitida a una distancia para efectos de medición y registro.*

Por lo tanto, para lograr la implementación de un sistema telemétrico inalámbrico, se requiere diseñar un sistema electrónico capaz de extraer las señales eléctricas provenientes de las neuronas del cerebro de una rata, procesarlas y transmitir las de forma inalámbrica a un segundo sistema electrónico remoto que recibirá estas señales y las procesará nuevamente para ser registradas en una computadora para posterior análisis. En la figura 1 se muestra el diagrama a bloques de un sistema telemétrico completo.

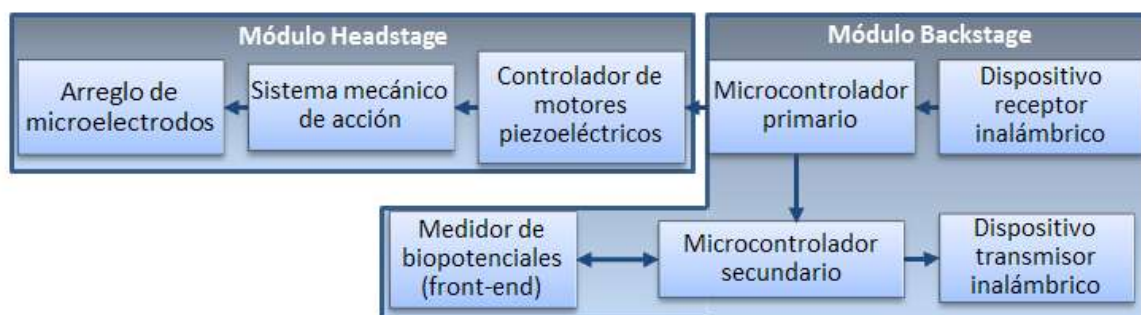


FIGURA 1. DIAGRAMA A BLOQUES DE UN SISTEMA TELEMÉTRICO COMPLETO

- **Filtrado y amplificación de las señales eléctricas obtenidas.**

Las señales fisiológicas que se pretende adquirir se encuentran en el orden de microvolts y milivolts, por lo que son vulnerables al ruido proveniente de los microelectrodos, las conexiones, la fuente de alimentación, entre otros; por lo que se requiere de:

- Una sección de filtrado para minimizar el ruido en las señales.
- Una sección de amplificación programable para ajustar la sensibilidad del sistema.

El dispositivo encargado de realizar lo anterior es un circuito integrado en un chip para medición de biopotenciales, en específico el ADS1296, fabricado por Texas Instruments, el cual posee los bloques de hardware encargados de la etapa de filtrado y amplificación, al igual que la etapa de digitalización de estas señales, la cual será descrita a continuación.

- **Digitalización de las señales eléctricas.**

Debido a que estas señales eléctricas, previamente filtradas y amplificadas, son de tipo analógicas, se requiere hacer un proceso de conversión analógico a digital para convertirlas en señales discretas. Este proceso se realiza introduciendo dichas señales en un convertidor analógico-digital.

A continuación se explica el principio de funcionamiento de dicho convertidor.

^[8] *El convertidor ADC (Analog to Digital Converter - Convertidor Analógico-Digital) debe efectuar los siguientes procesos:*

- 1.- *Muestreo de la señal analógica.*
- 2.- *Cuantización de la propia señal*
- 3.- *Codificación binaria del resultado de la cuantización.*

Muestreo de la señal analógica:



**FIGURA 2. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE MEDIO CICLO POSITIVO (+),
CORRESPONDIENTE A UNA SEÑAL ELÉCTRICA. [8]**

Para convertir una señal analógica en digital, el primer paso consiste en realizar un muestreo (sampling) de ésta, o lo que es igual, tomar diferentes muestras de tensiones o voltajes en diferentes puntos de la onda senoidal. La frecuencia a la que se realiza el

muestreo se denomina razón, tasa o también frecuencia de muestreo y se mide en kilohertz (kHz).^[8]

La frecuencia de muestreo mínima requerida para realizar una discretización de una señal continua, como la que se muestra en la figura 2, debe ser al menos el doble de la frecuencia más alta contenida en la señal analógica original que se pretenda digitalizar.

^[8] Durante el proceso de muestreo que se presenta en la figura 3, se asignan valores numéricos equivalentes a la tensión o voltaje existente en diferentes puntos de la sinusoide, con la finalidad de realizar a continuación el proceso de cuantización.

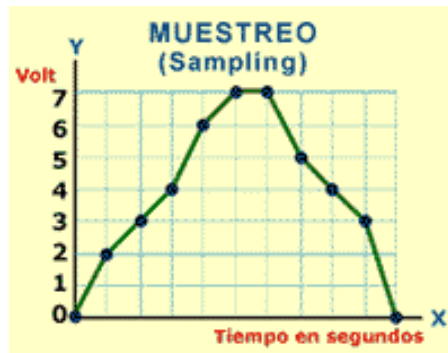


FIGURA 3. MUESTREO DE LA SEÑAL ELÉCTRICA. [8]

Cuantización de la señal analógica:

Una vez realizado el muestreo, el siguiente paso es la cuantización (quantization) de la señal analógica. Para esta parte del proceso los valores continuos de la sinusoide se convierten en series de valores numéricos decimales discretos correspondientes a los diferentes niveles o variaciones de voltajes que contiene la señal analógica original.

Por tanto, la cuantización mostrado en la figura 4, representa la asignación de valores numéricos decimales de las variaciones de tensiones o voltajes tomados en diferentes

puntos de la onda sinusoidal, que permite medirlos y asignarles sus correspondientes valores en el sistema numérico decimal, antes de convertir esos valores en sistema numérico binario.



FIGURA 4. PROCESO DE CUANTIZACIÓN DE LA SEÑAL ELÉCTRICA ANALÓGICA PARA SU CONVERSIÓN EN SEÑAL DIGITAL. [8]

Codificación binaria de la señal: Después de realizada la cuantización, los valores de los niveles de voltajes se representan numéricamente por medio de códigos y estándares previamente establecidos. Lo más común es codificar la señal digital en código numérico binario.



FIGURA 5. CODIFICACIÓN DE LA SEÑAL EN CÓDIGO BINARIO. [8]

La codificación permite asignarle valores numéricos binarios equivalentes a los valores de tensiones o voltajes que conforman la señal eléctrica analógica original.

En la figura 5, es posible observar cómo se ha obtenido una señal digital y el código binario correspondiente a los niveles de voltaje que posee la señal analógica. ^[8]

El dispositivo ADS1296 posee un convertidor analógico-digital del tipo $\Delta\Sigma$ (delta-sigma) en cada uno de sus 6 canales disponibles. Este tipo de convertidor se compone de dos bloques primarios, un modulador sobremuestreador seguido por un filtro de decimación digital, los cuales, en conjunto producen una trama de datos de salida con alta resolución. Dicha trama de datos consta de 18 bytes, ya que cada muestra de cada uno de los 6 canales está compuesta por 3 bytes de datos.

El modulador interno $\Delta\Sigma$ mostrado en la figura 6 muestrea la señal de entrada a alta velocidad y la convierte en una trama de 1 bit. Entonces el filtro decimador digital recibe estos datos muestreados y los convierte en un código digital más lento y con mayor resolución. A diferencia de la mayoría de los convertidores, el ADC $\Delta\Sigma$ posee dos tasas de muestreo, la tasa de muestreo de entrada (f_s) y la tasa de datos de salida (f_D).

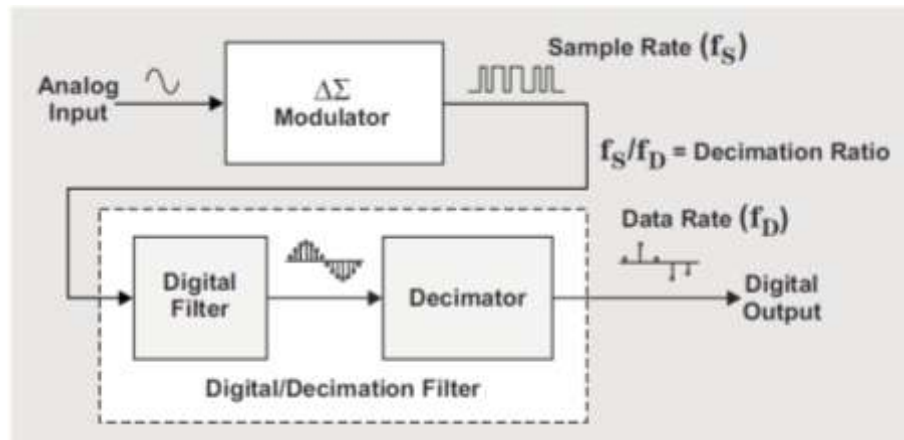


FIGURA 6. DIAGRAMA A BLOQUES DEL ADC $\Delta\Sigma$. [3]

Como se mencionó previamente, el modulador $\Delta\Sigma$ es el corazón del ADC $\Delta\Sigma$, pues es el responsable de la digitalización de la señal de entrada analógica y reducir el ruido de baja frecuencia. Dicha reducción de ruido se logra debido a que la propia arquitectura implementa una función llamada formación de ruido, la cual, empuja el ruido de baja frecuencia hasta frecuencias mayores a la banda de frecuencias de interés.

El bloque denominado “filtro de decimación digital” como se observa en la figura 6, se compone de dos elementos, un filtro digital y un filtro decimador, los cuales, se utilizan para reducir el ruido de alta frecuencia y la tasa de datos de salida del bloque anterior, respectivamente.

La función del filtro digital es implementar un filtro pasa-bajas que reduzca el ruido de alta frecuencia en la trama de datos generada por el modulador $\Delta\Sigma$. La técnica de filtrado más común implementada en convertidores $\Delta\Sigma$ es el promedio y, debido a su respuesta en frecuencia, a la clase filtros que producen este comportamiento se les conoce como filtro sinc.

La segunda función del filtro de decimación digital consiste en reducir la tasa de los datos de salida que se tienen, para tal efecto, se requiere un circuito que reduzca la cantidad de muestras a la salida del filtro digital, conocido como filtro decimador.

- **Adquisición de las señales digitalizadas**

Una vez que las señales capturadas han sido digitalizadas, el siguiente paso es extraer sus valores guardados en el ADS1296. Para esto, se utilizará un Microcontrolador PIC12LF1822 del fabricante Microchip, cuyas especificaciones técnicas serán descritas posteriormente. Este Microcontrolador se comunicará con el ADS1296 mediante el protocolo de comunicación serial síncrona SPI (por sus siglas en inglés *Serial Protocol Interface*) y será encargado de realizar las configuraciones necesarias en los registros del ADS1296, así como de recuperar los datos de las señales digitalizadas.

El ADS1296 es un dispositivo de bajo consumo para la adquisición multicanal y simultánea de biopotenciales con una elevada resolución (24 bits), además incluye 6 canales seleccionables independientemente para la adquisición de las señales eléctricas, cada canal posee un amplificador de ganancia programable (PGA) y un convertidor analógico-digital $\Delta\Sigma$ (ADC $\Delta\Sigma$) de 24 bits. La figura 7 presenta el diagrama a bloques simplificado del ADS1296; para el tratamiento de las señales eléctricas recuperadas por los microelectrodos sólo se utilizan los bloques de multiplexación, amplificación, conversión analógica-digital, filtrada y la interfaz de comunicación SPI.

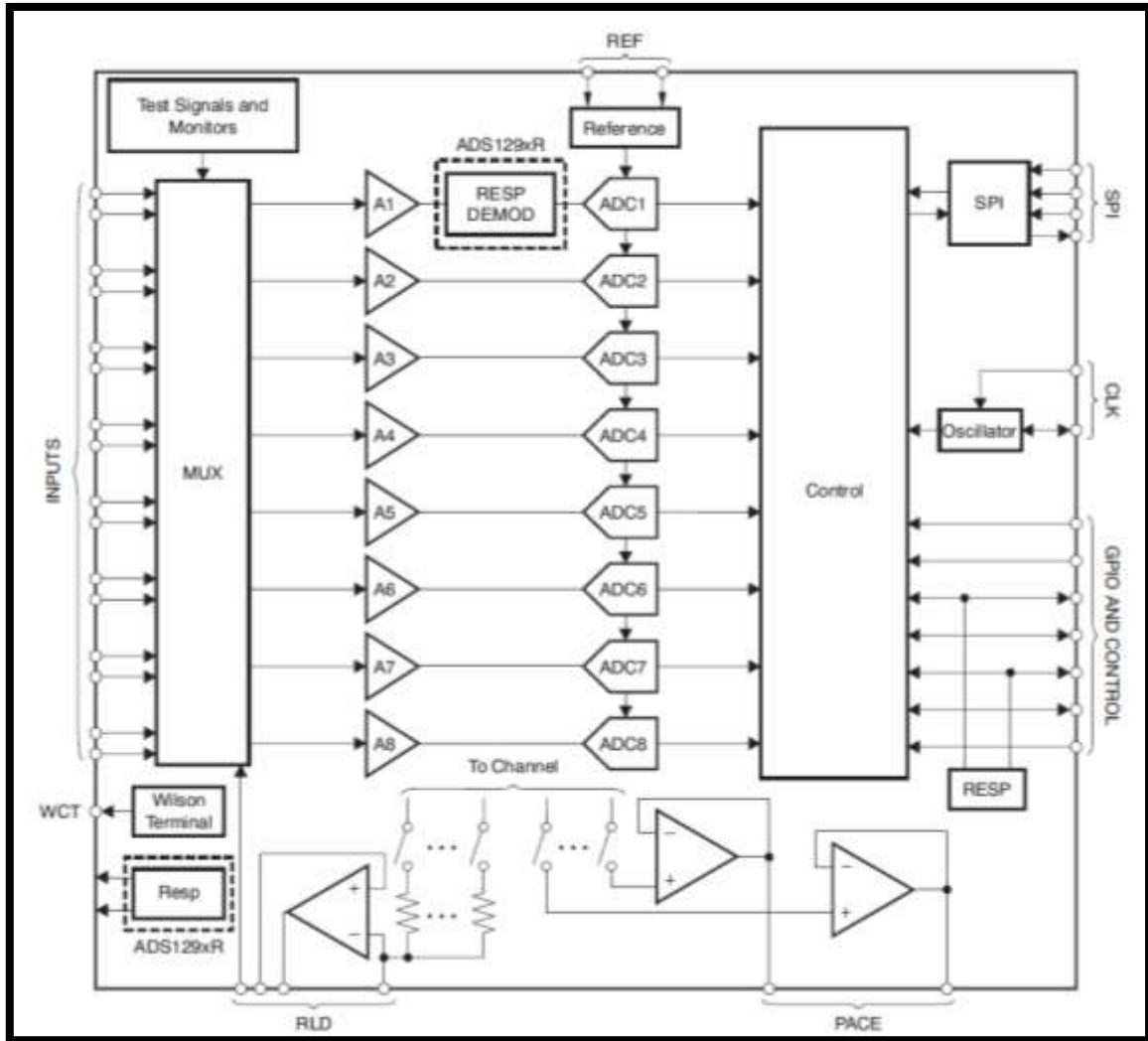


FIGURA 7. DIAGRAMA A BLOQUES SIMPLIFICADO DEL ADS1296.[30]

El bloque de multiplexación, mostrado en la figura 8, dedicado para cada uno de los 6 canales disponibles, permite el ingreso de diferentes tipos de señales hacia el ADS1296 a través de la escritura de los bits 0 – 2 del registro CHnSET, donde n representa el número de canal a modificar de los 6 disponibles y, el bit RLD_MEAS del registro CONFIG3, debido a la aplicación que se le da a este dispositivo, el multiplexor únicamente permite el ingreso de señales eléctricas a través de su entrada diferencial, por lo que los primeros 3 bits de

los registros CH[1:6]SET permanecen con el valor '000' que corresponde a la entrada normal de electrodos por defecto, y el bit RLD_MEAS se ajusta a un estado bajo.

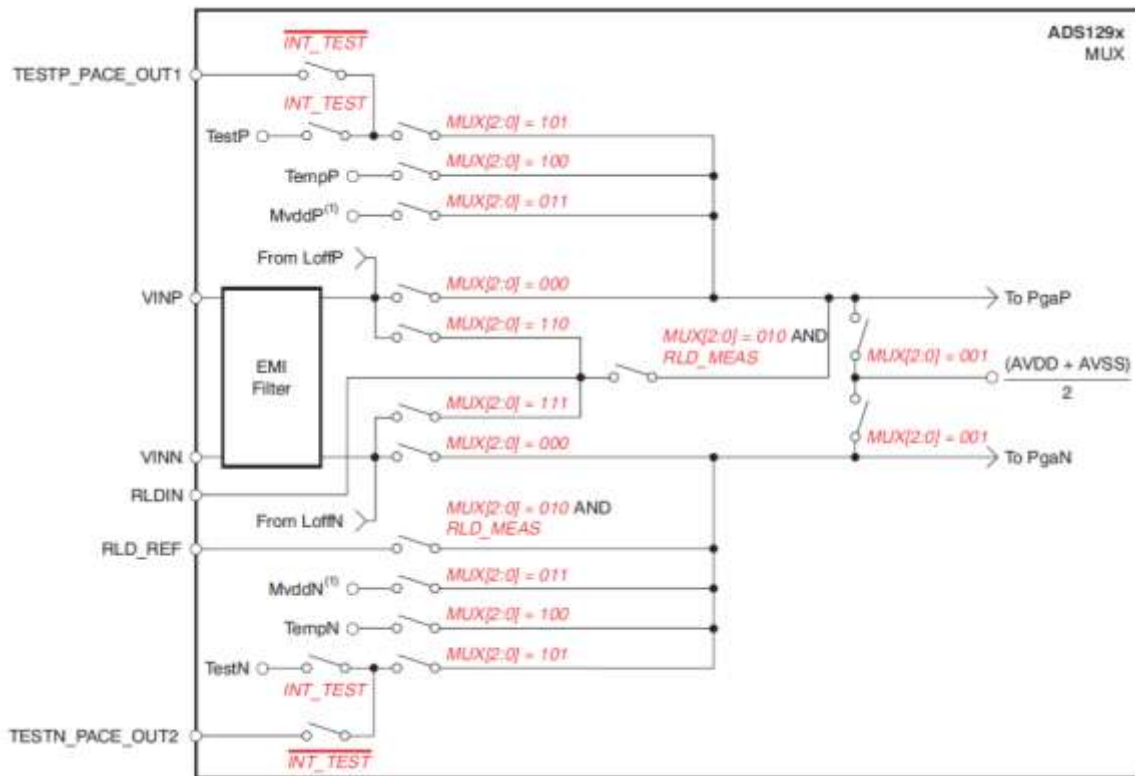


FIGURA 8. BLOQUE MULTIPLEXOR DE ENTRADA PARA CADA CANAL DEL ADS1296.

[30]

Posterior al multiplexor se encuentra el bloque de amplificación que se implementa internamente en el ADS1296 mediante un amplificador de ganancia programable (PGA) dedicado para cada canal. Cada PGA posee una entrada diferencial y una salida diferencial, el valor de su ganancia se ajusta mediante la adecuada configuración de los bits 4 – 6 del registro CHnSET, donde nuevamente, n representa el número de canal a modificar de los 6 canales disponibles en el dispositivo. En la figura 9 se presenta la estructura interna de cada PGA cuyos valores de ganancia son: 1, 2, 3, 4, 6, 8 y 12, que corresponden a los valores binarios: '001', '010', '011', '100', '000', '101' y '110', respectivamente.

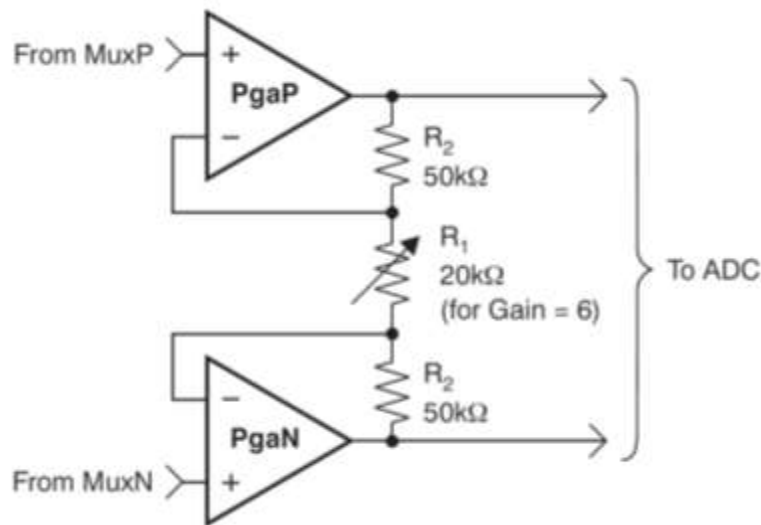


FIGURA 9. IMPLEMENTACIÓN DE UN PGA EN EL ADS1296. [30]

Después de amplificar las señales eléctricas, estas se trasladan al bloque modulador ADC $\Delta\Sigma$, del cual se dispone uno en cada canal del ADS1296. Este convertidor utiliza un modulador de segundo orden optimizado para aplicaciones de bajo consumo. El bloque modulador muestrea la señal de entrada a una razón $f_{MOD} = f_{CLK}/4$ en modo de alta resolución y $f_{MOD} = f_{CLK}/8$ en modo de bajo consumo, de ambos casos, se prefiere el modo de alta resolución ya que la cantidad de muestras requeridas y la resolución de las mismas a la salida, no se satisface con el modo de bajo consumo. Por lo tanto, usando el modo de alta resolución configurado a través del bit $CONFIG1[7] = 1$ y una frecuencia de reloj interno $f_{CLK} = 2,048$ MHz seleccionado poniendo en estado alto el pin CLKSEL, se tiene una frecuencia de muestreo $f_{MOD} = 512$ MHz.

Una vez que las señales eléctricas han sido digitalizadas el filtro digital recibe la salida del bloque modulador y diezma la trama de datos. El filtro digital en cada canal consiste de un filtro pasabajas sinc de tercer orden con razón de diezmo variable. Los datos son suministrados a esta sección del filtro desde el modulador a una razón $f_{MOD} = 256$ MHz.

La tasa de datos a la salida del filtro digital, en todos los canales, se ajusta a través de los bits DR[2:0] en el registro CONFIG1, como se observa en la tabla 1.

TABLA 1. TASA DE DATOS DE SALIDA PARA DISTINTAS CONFIGURACIONES DE DR[2:0].[30]

BITS DR[2:0]	TASA DE DATOS DE SALIDA
000	16 ksps
001	8 ksps
010	4 ksps
011	2 ksps
100	1 ksps
101	500 sps
110 (por defecto)	250 sps
111	No aplica

Hasta este punto, las señales eléctricas ya han sido procesadas y digitalizadas por el ADS1296, sólo resta transmitir las hacia el siguiente bloque del sistema telemétrico que aquí se presenta, utilizando una interfaz SPI. La interfaz SPI consta de cuatro señales: /CS, SCLK, DIN y DOUT. Esta interfaz lee los datos convertidos y, lee y escribe los registros de control del ADS1296.

El dispositivo utilizado para establecer la comunicación con el ADS1296, es el PIC12LF1822 de Microchip ^[14], el cual presenta voltaje de operación unipolar (1.8 V a 3.6 V), corriente de operación de 75 μ A @ 1 MHz, programación serial in-circuit (ICSP) mediante dos pines, oscilador interno con rango de frecuencias desde 31 kHz hasta 32 MHz y un puerto serial síncrono (MSSP) con interfaz SPI.

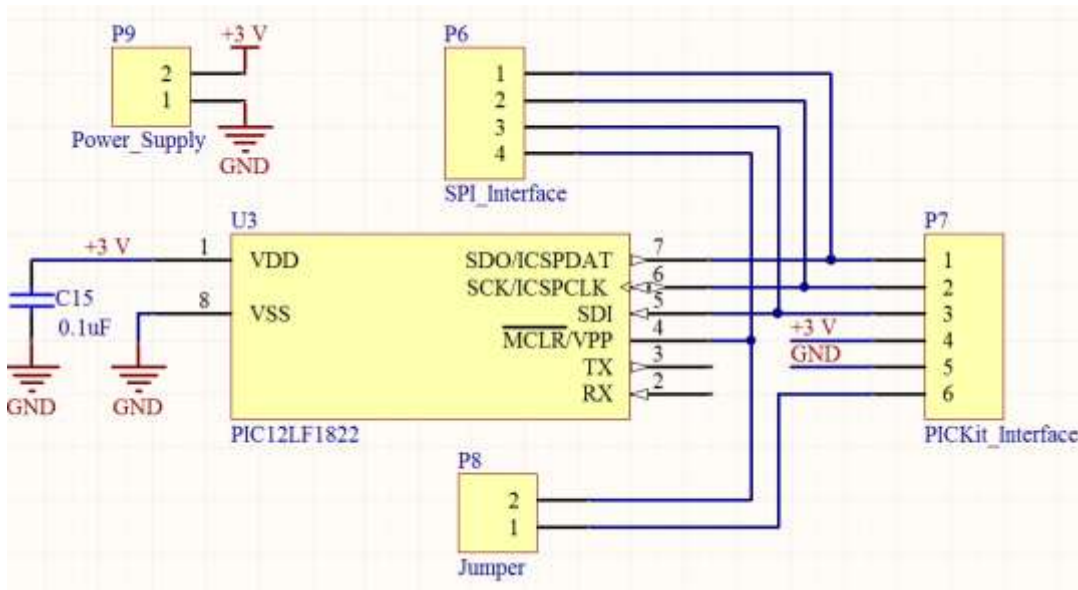


FIGURA 10. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO PARA EL MÓDULO DE PRUEBA DEL PIC12LF1822.

El código de programa para el Microcontrolador mencionado anteriormente, fue creado en lenguaje BASIC para microcontroladores, a través del compilador mikroBasic PRO for PIC de la empresa MikroElektronika. Dicho compilador permite al usuario escribir un código en lenguaje de alto nivel, y posteriormente traducir dicho código al lenguaje ensamblador para el microcontrolador.

El programa creado se encargará de configurar cada uno de los registros del microcontrolador para que éste sea capaz de comunicarse con el dispositivo ADS1296 a través del protocolo SPI con una frecuencia de reloj de 500kHz, enviando los comandos necesarios para configurar el modo de funcionamiento deseado para la aplicación. Una vez que los dispositivos se han configurado, el programa comienza a leer de forma cíclica los datos digitalizados de los canales de entrada del ADS1296. En la figura 11 se muestra el algoritmo a seguir para configurar el microcontrolador.

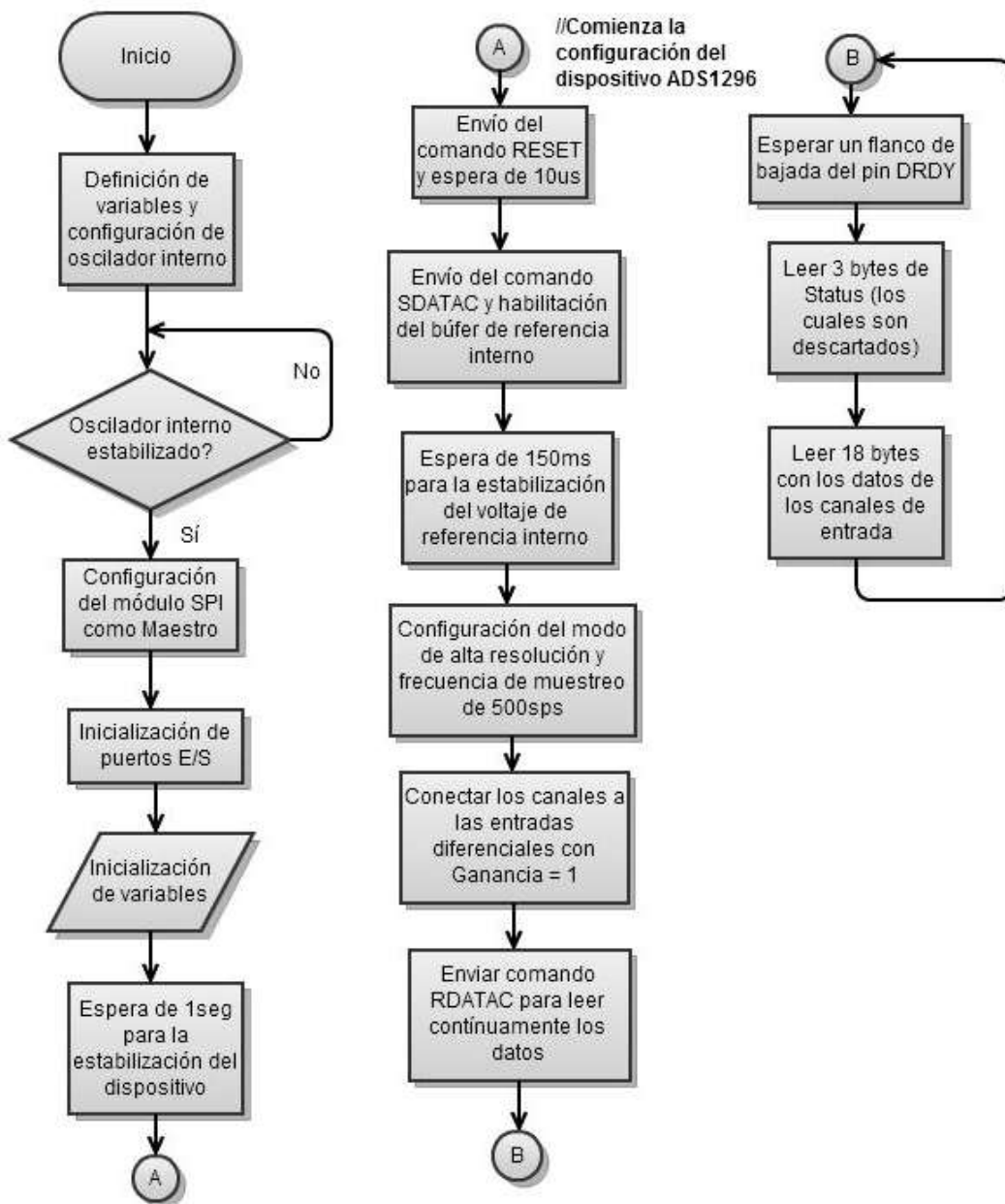


FIGURA 11. DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA UTILIZADO EN EL MICROCONTROLADOR

Resultados

Entre las pruebas realizadas para verificar el correcto funcionamiento del medidor de biopotenciales ADS1296 se encuentran la programación de los registros de este dispositivo a través del microcontrolador asociado a este módulo y lectura de la trama digitalizada de las señales de entrada.

a) Lectura de entrada no inversora en cortocircuito con la entrada inversora de cada uno de los 6 canales.

Dada esta condición en la señal de entrada, se procedió a configurar los registros requeridos del ADS1296 para llevar a cabo exitosamente esta labor, de tal manera que se presenta la siguiente configuración:

- Registro de configuración 1 (CONFIG1): 10000110. Esto permite operar el ADS1296 en modo de alta resolución, así como ajustar la frecuencia de muestreo para la señal de entrada a 500 sps.
- Registro de configuración 3 (CONFIG3): 11000000. Lo cual habilita la referencia de voltaje interna del ADS1296 y la ajusta a un valor de salida, en el pin VREFP, de 2.4 V.
- Registros de configuración de canales (CH[1:6]SET): 00010000. De esta manera se habilitan los 6 canales de entrada y se ajustan los PGAs de cada uno de estos canales con ganancia de 1, lo que permitirá leer directamente la trama digitalizada de la señal de entrada.

Los registros de configuración que no fueron mencionados mantienen sus valores predeterminados, puesto que no requieren modificarse para realizar estas pruebas.

Como resultado de la configuración de registros anterior y en respuesta a los comandos de lectura enviados por el microcontrolador al ADS1296, se obtiene la trama que se muestra en la figura 12.

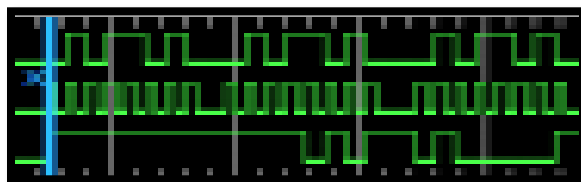


FIGURA 12. CH1 DE LA TRAMA DIGITALIZADA DE SALIDA.

La lectura y conversión de los valores obtenidos en voltajes para la trama de datos obtenida en esta prueba se presenta en la tabla 3.

TABLA 2. VALORES OBTENIDOS CON LAS ENTRADAS DIFERENCIALES EN CORTOCIRCUITO.

Trama digital	Equivalente decimal	Equivalente en potencial eléctrico
11111111 11110101 01000001	-2751	787.06 μ V

b) Lectura de entrada no inversora conectada a potencial eléctrico de 0.55 V.

Utilizando las mismas configuraciones para los registros que en la prueba presentada previamente, se conecta la entrada no inversora de CH1 del ADS1296 para la captura y digitalización de este potencial eléctrico. En la figura 16 se presenta la captura de la trama digitalizada de salida CH1. En la tabla 4 se presentan los resultados obtenidos de esta prueba.

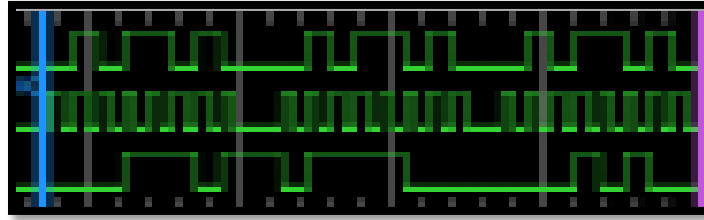


FIGURA 13. TRAMA DIGITALIZADA DE SALIDA CH1

TABLA 3. VALORES OBTENIDOS CON LA ENTRADA NO INVERSORA CONECTADA A 0.55 V.

Trama digital	Equivalente decimal	Equivalente en potencial eléctrico
00011101 01111000 00010100	1931284	0.55 V

Conclusiones

Se implementó la primera parte del sistema de registro y transmisión de potenciales de acción de un sistema telemétrico en base a las necesidades planteadas, obteniendo la primera etapa para el desarrollo de los siguientes módulos.

Bibliografía

- [1] Ainsworth A., O'Keefe J. (1977). A lightweight microdrive for the simultaneous recording of several units in the awake, freely moving rat. *J. Physiol. (Lond.)*, 269: 8P-10P.
- [2] Álvarez Cervera, María M. Sistema telemétrico inalámbrico para la transmisión de potenciales de acción neuronales extracelulares. Tesis. Instituto Tecnológico de Mérida, 2010. 16 h.
- [3] Baker, Bonnie. How delta-sigma ADCs work, Part 1-2 [en línea]. *Analog Applications Journal*. Texas Instruments Incorporated. <<http://www.ti.com/aaj>> [Consulta: 9 de enero de 2012]
- [4] Chestek Cynthia A., *IEEE*, Vikash Gilja, Paul Nuyujukian, Ryan J. Kier, Florian Solzbacher, Stephen I. Ryu, Reid R. Harrison, and Krishna V. Shenoy, HermesC: Low-Power Wireless Neural Recording System for Freely Moving Primates, *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Vol. 17, No. 4, August 2009.
- [5] Christoph Zrenner, Danny Eytan, Avner Wallach, Hans-Peter Thier, Shimon Marom. A generic framework for real-time multi-channel neuronal signal analysis, telemetry control and sub-millisecond latency feedback generation, Huntington Medical Research Institutes, USA, 28 May 2010
- [6] Eichenbaum H., Pettijohn D., Deluca A.M., Chorover S.L. (1977). Compact miniature microelectrode-telemetry system. *Physiol. Behav.*, 18: 1175-1178.
- [7] Fischer H., Kautz H., Kutsch W. (1996). A radiotelemetric 2-channel unit for transmission of muscle potentials during free flight of the desert locust, *Schistocerca gregaria*. *Journal of Neuroscience Methods*, 64: 39-45.
- [8] García Álvarez, José A. E. Conversión analógico digital [en línea] <http://www.asifunciona.com/electronica/af_conv_ad/conv_ad_5.htm> [consulta: 27 marzo 2011]
- [9] Harrison, R.R. Fotowat, H. Chan, R. Kier, R.J. Leonardo, A. and Gabbiani, F. A wireless neural/EMG telemetry system for freely moving insects, *Proceedings of*

- the 2010 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS 2010), Paris, France, 2010
- [10] Heredia López, Francisco J. Un sistema telemétrico para la captura de potenciales de acción extracelulares, reposicionamiento de los microelectrodos y captura de la actividad motora en ratas. Tesis (Doctor en Ciencias, mención en Ingeniería Biomédica). Universidad Autónoma de Yucatán, 2009. 191 h.
- [11] Kelland M.D., Chiodo L.A., Freeman A.S. (1991). Dissociative Anesthesia and striatal neuronal electrophysiology. *Synapse*, 9: 75-78.
- [12] Korshunov V.A. (1995). Miniature microdrive for extracellular recording of neuronal activity in freely moving animals. *Journal of Neuroscience Methods*, 57: 77-80.
- [13] Kubie J.L. (1984). A driveable bundle of microwires for collecting single-unit data from freely-moving rats. *Physiol. Behav.*, 32: 115-118.
- [14] Microchip. PIC12F/LF1822/PIC16F/LF1823 Datasheet 8/14-Pin Flash Microcontrollers with nanoWatt XLP Technology [en línea]. Estados Unidos de América. Microchip Technology Incorporated. <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/41413B.pdf>> [consulta: 3 de junio de 2011]
- [15] Miranda Henrique, Vikash Gilja, Cindy A. Chestek, Krishna V. Shenoy, and Teresa H. Meng, HermesD: A High-Rate Long-Range Wireless Transmission System for Simultaneous Multichannel Neural Recording Applications, *IEEE Transactions On Biomedical Circuits And Systems*, vol. 4, No. 3, June 2010, pp. 181-190
- [16] Mountcastle V.B., Reitboeck H.J., Poggio G.F., Steinmetz M.A. (1991). Adaptation of the Reitboeck method of multiple microelectrodes recording to the neocortex of the waking monkey. *Journal of Neuroscience Methods*, 36: 77-84.
- [17] New Scale Technologies. MC-3300 Motor Controller for SQL-1.8 Series SQUIGGLE® Motors User Manual [en línea]. New Scale Technologies, Inc. Nueva York, Estados Unidos de América. [consulta: 6 de abril de 2011]
- [18] New Scale Technologies. NSD-1202 Dual piezo motor driver ASIC for SQL series SQUIGGLE motors [en línea]. New Scale Technologies, Inc. Nueva York, Estados

- Unidos de América.
<http://www.cedrat.com/fileadmin/user_upload/cedrat_groupe/Mechatronic_products/Piezo_motors/Controllers/NSD_1202_datasheet.pdf> [consulta: 8 de abril de 2011]
- [19] Peralta, Rashid; Hendrick, Tom [En línea]. Troubles with new PCB. Texas Instruments. Precision Data Converters Forum.
<http://e2e.ti.com/support/data_converters/precision_data_converters/f/73/t/148430.aspx#552805> [Consulta: 13 de diciembre de 2011]
- [20] Peralta, Rashid; Hendrick, Tom. [En línea]. Problems with output code on ADS1298. Texas Instruments. Precision Data Converters Forum.
<http://e2e.ti.com/support/data_converters/precision_data_converters/f/73/t/125024.aspx#467519> [Consulta: 24 de agosto de 2011]
- [21] Peralta, Rashid; W. Michael. [En línea]. Minimum input voltage. Texas Instruments. Precision Data Converters Forum.
<http://e2e.ti.com/support/data_converters/precision_data_converters/f/73/t/113231.aspx#405256> [Consulta: 2 de junio de 2011].
- [22] RFM. DR3300 916.50 MHz Transceiver Module [en línea]. RF Monolithics, Inc. <<http://www.rfm.com/products/data/dr3300.pdf>> [consulta: 3 de junio de 2011]
- [23] Rizk Michael, Chad A Bossetti, Thomas A Jochum, Stephen H Callender, Miguel A L Nicolelis, Dennis A Turner and Patrick DWolf, A fully implantable 96-channel neural data acquisition system, IOPscience, 2009 J. Neural Eng. 6 026002.
- [24] Robertson, Christopher T. Printed circuit board designer's reference: basics [en línea]. Estados Unidos de América. The fabrication process and fabrication notes, 22h.
<http://books.google.com.mx/books?id=Fh5d6y2mIigC&printsec=frontcover&hl=en&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false> [consulta: 13 de marzo de 2011].
- [25] Steven J. Eliades and Xiaoqin Wang, Chronic multi-electrode neural recording in free-roaming monkeys, *J Neurosci Methods*. 2008 July 30; 172(2): 201–214. doi:10.1016/j.jneumeth.2008.04.029.

- [26] Szabó I., Czurkó A., Csicsvari J., Hirase H., Leinekugel X., Buzsáki G. (2001). The application of printed circuit board technology for fabrication of multi-channel micro-drives. *Journal of Neuroscience Methods*, 105: 105–110.
- [27] Szabo ST, Blier P. Functional and pharmacological characterization of the modulatory role of serotonin on the firing activity of locus coeruleus norepinephrine neurons. *Brain Res* 2001; 922:9–20. [PubMed:11730697]
- [28] Szabo ST, de Montigny C, Blier P. Modulation of noradrenergic neuronal firing by selective serotonin reuptake blockers. *Br J Pharmacol* 1999; 126:568–571. [PubMed: 10188964]
- [29] Tamai Y., Asanuma H. (1991). Miniature manipulator with microelectrode for chronic recording of single units from freely-moving animals. *Neuroscience Research*, 10: 78-81.
- [30] Texas Instruments. ADS1296. Low-Power, 6-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements [en línea]. Dallas, Texas. Texas Instruments. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>> [consulta: 25 de mayo de 2011]
- [31] Tobi A Szuts, Vitaliy Fadeyev, Sergei Kachiguine. A wireless multi-channel neural amplifier for freely moving animals [en línea]. <<http://www.nature.com/neuro/journal/vaop/ncurrent/full/nn.2730.html>> [consulta: 1 de mayo 2011]
- [32] Wikipedia: The Free Encyclopedia. Printed circuit board [en línea]. <http://en.wikipedia.org/wiki/Printed_circuit_board> [consulta: 13 de marzo de 2011].
- [33] Xuesong Ye, Peng Wang, Jun Liu, Shaomin Zhang, Jun Jiang, Qingbo Wang, Weidong Chen, Xiaoxiang Zheng, A portable telemetry system for brain stimulation and neuronal activity recording in freely behaving small animals, *Journal of Neuroscience Methods* 174 (2008) 186–193.
- [34] RF Monolithics. DR3300. Transceiver Module. [en línea] < <http://www.rfm.com/products/data/dr3300.pdf>> [consulta: 28 de marzo de 2012].