

Desarrollo de un sistema inalámbrico para adquisición de señales EEG

Gabriel E. Cañadas Fragapane¹

Carlos R. Dell'Aquila²

Eric Laciari Leber³

Universidad Nacional de San Juan. CONICET

E-mail: gcanadas@unsj.edu.ar¹

E-mail: carlos.dellaquila@unsj.edu.ar²

E-mail: laciari@gateme.unsj.edu.ar³

RESUMEN

Este artículo se presenta los resultados obtenidos en el marco de un Proyecto de Desarrollo Tecnológico y Social (PDTs), llevado a cabo en forma conjunta entre la clínica NEUROMED S.A., especializada en neurología y el grupo de procesamiento de señales biomédicas de la Univ. Nacional de San Juan (UNSJ). En dicho proyecto se desarrolló un dispositivo portátil, inalámbrico y alimentado por baterías para la adquisición de señales electroencefalográficas (EEG). A diferencia de equipos convencionales, por sus características permite adquirir de forma confortable registros EEG de larga duración. Esto último es un requisito esencial para el diagnóstico de neuropatías, tal como, la epilepsia o trastornos del sueño. Para evaluar el desempeño del dispositivo se comparó la calidad de sus registros con otro equipo comercial convencional ampliamente utilizado en estudios clínicos con resultados muy favorables. Además, se realizaron pruebas con electrodos secos que presentan ventajas en registros de larga duración.

ABSTRACT

This article presents the results obtained from the Proyecto de Desarrollo Tecnológico y Social (PDTs), carried out jointly by the NEUROMED SA clinic, specialized in neurology and the biomedical signal processing group of the National Univ. of San Juan (UNSJ). In this project, a portable, wireless device was developed and powered by batteries for the acquisition of electroencephalographic (EEG) signals. Unlike conventional equipment, due to its characteristics, it allows comfortable acquisition of long-lasting EEG records. The latter is an essential requirement for the diagnosis of neuropathies, such as epilepsy or sleep disorders. To evaluate the performance of the device, the quality of its records was compared with other conventional commercial equipment widely used in clinical studies with very favorable results. In addition, tests were performed with dry electrodes that have advantages in long-term records.

PALABRAS CLAVE: electroencefalografía, comunicación inalámbrica, sistemas embebidos.

INTRODUCCIÓN

El electroencefalograma (EEG) es el registro de la actividad eléctrica proveniente de diferentes regiones del cerebro. Habitualmente, es un procedimiento no invasivo que puede ser realizado repetidas veces a los pacientes (adultos y niños) sin ningún tipo de riesgo o limitación.

Cuando las células cerebrales (neuronas) son activadas, se produce una circulación de corriente eléctrica. El EEG mide principalmente las corrientes que fluyen durante las excitaciones sinápticas de las dendritas de muchas neuronas piramidales en la corteza cerebral. Las diferencias de potenciales eléctricos son causadas por la suma de los potenciales graduados postsinápticos de las células piramidales que crean dipolos eléctricos entre el soma (cuerpo de la neurona) y las dendritas apicales (ramas neuronales) [1].

La amplitud de la señal EEG puede variar desde 10 hasta 100 μV con un rango frecuencial de 1-100 Hz [2]. Este puede ser descompuesto en diferentes bandas frecuenciales (delta: 1-4 Hz, theta: 4-8 Hz, alfa: 8-12 Hz, beta: 12-30 Hz, gamma: 30-70 Hz) [3] [4]. Estas características hacen que el EEG sea muy susceptible a distintas fuentes de ruido. Las más comunes son: (1) potenciales del cerebro (ruido cefálico), (2) potenciales de los músculos de la cabeza y la piel, ojos y lengua (ruido craneal extracefálico), (3) potenciales de otras partes del cuerpo, como el corazón (artefacto fisiológico extracraneal), (4) fluctuaciones microscópicas aleatorias en los electrodos (ruido térmico), (5) ruido por el movimiento de la persona (artefacto de movimiento), (6) variaciones introducidas por componentes electrónicos (ruido electrónico), (7) contaminación radiada de otros equipos eléctricos (ruido ambiental), e incluso (8) fluctuaciones debidas a la imprecisión en la digitalización de la tensión en el electrodo (ruido de cuantificación) [5].

Esta señal fisiológica es muy utilizada en el campo clínico en estudios del sueño y para diagnosticar diferentes neuropatías y lesiones cerebrales. Por otro lado, en investigación

se aplica en interfaces cerebro computadora (BCI), detección de somnolencia y fatiga, neurobótica, etc.

El registro de señales EEG se realiza colocando electrodos en el cuero cabelludo del sujeto. Los registros pueden ser unipolares (referencial) o bipolares. En la adquisición unipolar, el potencial del electrodo activo se mide con respecto a algún punto de referencia, como puede ser, el lóbulo de la oreja, la nariz, el cuello, etc. En cambio, el registro bipolar es simplemente una diferencia de voltaje entre dos electrodos activos. La adquisición unipolar es el método más popular y ampliamente usado [4][2].

Podemos clasificar los electrodos de EEG en húmedos y secos. Los primeros son considerados el "Gold Standard", estos están impregnados con un gel electrolítico que facilita la transducción de las corrientes iónicas, que se mueven libremente a través de los tejidos cerebrales y el fluido cerebroespinal, en corrientes eléctricas (disminuye la impedancia de la piel) [6]. Un valor aceptable de impedancia de contacto normalmente está en el rango de 5-20 K Ω [7]. Los electrodos húmedos no son adecuados para grabaciones de larga duración debido a la desecación del gel conductor que a su vez disminuye la relación señal/ruido y aumenta la impedancia de contacto junto con el sudor, y la fuga de gel que pueden causar cortocircuitos eléctricos entre sitios adyacentes [8].

Por otro lado, los electrodos secos no requieren gel conductor entre la piel y la superficie del electrodo para adquirir una señal. Su principal desventaja es que tienen una mayor impedancia de contacto que los electrodos húmedos, lo que hace que sea necesario tener sistemas de adquisición con una alta impedancia de entrada y un blindaje adecuado para obtener señales de EEG de buena calidad.

Por su parte, los sistemas de adquisición de EEG se clasifican en cableados e inalámbricos. Los sistemas cableados son los más difundidos en el mercado existiendo en la actualidad varios de fabricación nacional, princi-

palmente de las marcas Akonic y Neutronic. Estos equipos transmiten las señales adquiridas por medio de cables a un cabezal de conexiones y de este último a una computadora personal para su posterior procesamiento y análisis. La gran desventaja de estos equipos es que limitan su uso a consultorios o centros de investigación, debido a que no son portátiles y son incómodos para los pacientes.

El estudio de algunas neuropatías, tal como epilepsia y trastornos del sueño, requieren registros de EEG de larga duración para poder ser diagnosticadas [9][10][11]. En estos casos es recomendable utilizar equipos ambulatorios, los cuales permiten que el estudio se pueda llevar a cabo en el domicilio de paciente [12][13]. Esto le permite realizar actividades básicas en su domicilio (por ejemplo, cambiar de habitación fácilmente o ir al baño), lo que se traduce en un mayor confort para el mismo, mejorando así la capacidad diagnóstica del estudio.

Actualmente existen empresas en el mundo que ofrecen dispositivos para registro de EEG ambulatorio, alimentado por baterías y que cuentan además con transmisión inalámbrica. Entre los más populares se encuentran EMO-TIV y ENOBIO [14][15]. Se utilizan tanto en aplicaciones clínicas como de investigación. Una de sus principales desventajas es su elevado precio y más aun considerando que el dispositivo y el software de visualización se venden por separado. No obstante, algunas cuestiones técnicas dificultan su adopción. Un ejemplo de ello son los electrodos que utilizan, dado que en ambos casos son específicos para dichos dispositivos y sufren un deterioro propio del uso. Para su reemplazo deben ser adquiridos al mismo fabricante, lo cual tiene un costo muy elevado.

En Argentina, no se han encontrado fabricantes de equipos ambulatorios para el registro de señales EEG. Por tal motivo la clínica NEUROMED S.A, que se especializa en enfermedades neurológicas, junto con el grupo de investigadores del Gabinete de Tecnología Médica (GATEME) la Univ. Nacional de San Juan (UNSJ) que cuentan con experiencia en

procesamiento digital de señales biomédicas y diseño de sistema embebidos con aplicación en medicina, propusieron el desarrollo de un dispositivo portátil e inalámbrico, alimentado por una batería, para el registro de EEG ambulatorio. El mismo se llevó a cabo durante el bienio 2016-2017, en el marco de un Proyecto de Desarrollo Tecnológico y Social (PDTs) y ha sido financiado en forma conjunta entre la UNSJ y la Secretaría de Ciencia, Tecnología e Innovación (SECITI) del Gobierno de la Provincia de San Juan. Además es importante mencionar que el proyecto se encuentra acreditado en el Banco Nacional de Proyectos PDTs del MINCYT [16].

En este artículo se presentan los principales aspectos que fueron tenidos en cuenta durante el desarrollo del dispositivo, como así también las pruebas realizadas para la validación de su funcionamiento.

DESARROLLO

El sistema desarrollado permite adquirir 8 canales EEG simultáneos, con una frecuencia de muestreo (F_s) de 250 Hz. Para ello, cuenta con diferentes subsistemas que interactúan para acondicionar, digitalizar, procesar, almacenar y transmitir los datos adquiridos. La Figura 1 muestra el diagrama de bloques general del sistema y en las siguientes subsecciones se presenta detalles de cada bloque.



Figura 1: Diagrama de bloques del sistema desarrollado

Acondicionamiento y digitalización de las señales EEG

Esta etapa se encarga de filtrar, amplificar y digitalizar las señales EEG. El filtro de entrada es de tipo pasa-alto pasivo de primer orden con una frecuencia de corte $f_c=0.05$

Hz. Cumple la función de eliminar la deriva de línea de base de la señal y evitar que el potencial de media celda de los electrodos sature la salida de la etapa de amplificación [17].

Luego de dicho filtro, las señales son amplificadas utilizando amplificadores de elevada impedancia de entrada y relación de rechazo de modo común. Respecto al valor de la ganancia diferencial (G_d) de los mismos, se pueden distinguir dos enfoques. El primero de ellos, denominado tradicional (Figura 2a), en el cual G_d tiene un valor aproximado de 10000 veces y se utiliza junto con un conversor analógico digital (ADC) con resolución de 8 a 12 bits [18].

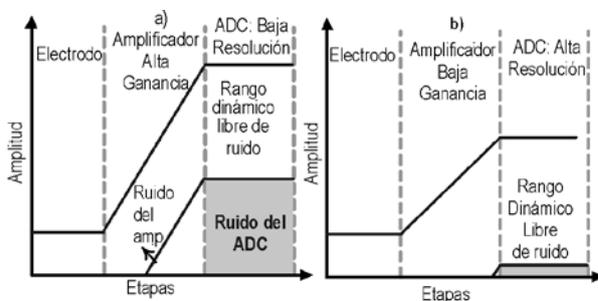


Figura 2: a) Alta ganancia y baja resolución (tradicional). b) Baja ganancia y alta resolución.

Dado los avances de la microelectrónica, actualmente hay disponibles ADCs de mayor resolución, tal como, los de 24 bits. Este incremento permite disminuir G_d a solamente 24 veces. Este enfoque presenta ventajas respecto al ruido que introducen los propios amplificadores y al consumo de energía del sistema (Figura 2b) [19]. En el presente desarrollo se optó por utilizar esta alternativa.

Para su implementación se utilizó un circuito integrado (CI) denominado “Analog Front-End” (AFE). El mismo posee embebido todos los amplificadores de ganancia programable (de 2 a 24 veces) y por cada uno un conversor del tipo delta sigma de 24 bits. De esta forma, la amplificación y digitalización de las señales EEG están embebidas en un solo CI, reduciendo así el espacio y las posibles fuentes de ruido.

Procesamiento

El subsistema de procesamiento se im-

plementa por medio de un microcontrolador (MCU) de 32 bits y arquitectura ARM Cortex-M4, de última generación. El mismo ejecuta diversas tareas, entre las que se destacan las siguientes:

- Leer los datos que envía el SoC.
- Aplicar filtros digitales a las señales.
- Almacenar los datos adquiridos.
- Control del sistema de transmisión inalámbrica.

Además, con menor prioridad que las anteriores, realiza la monitorización del consumo y estado de la batería.

Para coordinar la ejecución de cada una de las tareas y que se lleven a cabo en el instante de tiempo correcto se implementó el uso de un sistema operativo en tiempo real (RTOS). Actualmente existen varias opciones, entre las que requieren la compra de una licencia y los que son de libre uso. En este desarrollo se optó por utilizar el denominado FreeRTOS, que es libre, se encuentra ampliamente difundido y del cual existen versiones para gran cantidad de arquitecturas de procesadores [20].

Transmisión inalámbrica Bluetooth

Uno de los principales requerimientos del sistema de transmisión inalámbrica para esta aplicación es el bajo consumo de energía. En tal sentido, desde el surgimiento de dispositivos vestibles (más conocidos como wearables), se han desarrollado gran cantidad de protocolos de radio. Entre los más conocidos se puede mencionar Bluetooth (BT), Zigbee, ANT y WiFi [21], también existen algunos denominados propietarios [22].

El BT está presente en los teléfonos celulares inteligentes, tablets y computadoras personales. Dada la popularidad de estos dispositivos, dicho protocolo se ha convertido en un estándar para diversas aplicaciones, incluido los dispositivos médicos.

El principal objetivo del BT es reemplazar cables de conexión y con bajo consumo dado que los dispositivos que lo implementan son alimentados con baterías en su gran mayoría. Existen diferentes versiones de BT, entre las más difundidas se encuentra la denominada

Classic o v2.1, la cual fue lanzada en el año 2004. Por otro lado, en el año 2010 se presentó la versión Bluetooth Low Energy (BTLE) o v4.0. Ambas versiones presentan diferencias significativas en aspectos como tasa de transmisión de datos, consumo de energía y el sistema para vincular dos dispositivos.

La versión BTLE es la que menor consumo de energía posee, no obstante, presenta una baja tasa de transmisión de datos. Esto se debe a que su principal objetivo es enviar datos con una dinámica muy lenta, tal como valores de temperatura, señales de alarma, control SI/NO, etc. Existen trabajos que evaluaron su utilización para la transmisión de señales muestreadas. Esto implica obtener la máxima tasa de transmisión de datos (TTD).

Giovanelli et al. [23] ha evaluado dicha tasa para la transmisión de señales biomédicas, utilizando radios de transmisión de los fabricantes más difundidos y recibiendo la información en un teléfono celular. Concluye que es posible alcanzar una tasa de transmisión máxima de 64 Kbit/seg, no obstante estima que la misma se verá disminuida mientras más dispositivos se encuentren conectados en forma simultánea y también al radio BT que posee el dispositivo al que se conecta. Para este trabajo la tasa requerida es:

$$\frac{TTD}{\text{canal}} = 24 \frac{\text{bits}}{\text{muestra}} \cdot \frac{250 \text{ muestra}}{\text{seg}} = 6 \text{ kbits/seg.} \quad (1)$$

$$TTD = \frac{TTD}{\text{canal}} \cdot 8 \text{ canales} = 48 \text{ kbits/seg.} \quad (2)$$

La TTD requerida para el dispositivo está por debajo del límite obtenido experimentalmente por otros autores, de acuerdo a los factores ya mencionados.

Por otro lado la versión Classic, posee un mayor consumo de energía que la anterior pero como ventaja permite una mayor tasa de transmisión de datos de 2.1 Mbits/seg. Por tal motivo en este trabajo se optó por transmitir los datos por medio de esta versión.

No obstante, para el radio BT se seleccionó uno del tipo Dual Mode, dado que permite implementar BT Classic + BTLE. La combinación de las principales características de

ambas tecnologías permite una reducción en el consumo de energía.

Almacenamiento de datos

Para el sistema de almacenamiento se utilizó una tarjeta memoria del tipo microSD, que está compuesta por memorias de tecnología NAND Flash. Además, brinda la posibilidad de comunicarse con el MCU por medio de una interface SPI. Para facilitar el control de la memoria y el almacenamiento de los datos que son adquiridos, el MCU implementa un sistema de archivos (FS) (en inglés, File System). En este trabajo se eligió el sistema FAT32, lo cual permite que los datos puedan ser leídos luego por cualquier otro dispositivo (teléfono, PC, etc.). Para implementar el FS se utilizó una librería genérica de uso libre que es adecuada para integrarse con el RTOs y puede configurarse para trabajar con otros tipos de memorias [24].

Monitorización de batería

Realiza la monitorización de la batería y el control de la carga de la misma. La batería seleccionada para este trabajo es de Li-On de una sola celda, con una tensión de 3.7volt y capacidad de 1700mAh. Este tipo de baterías están presentes en la mayoría de los dispositivos personales móviles [25]. Presenta ciertas ventajas respecto a la densidad de energía, ciclos de carga/descarga y seguridad [26].

En el mercado de los semiconductores hay disponibles CIs para realizar el control de la carga de este tipo de baterías.

Por otra parte, respecto a la monitorización del consumo de energía, existen CIs que lo estiman, a partir de la medición de la corriente y un algoritmo propietario pueden estimar la energía almacenada en la batería.

Ambos tipos de circuitos integrados, disponen de comunicación I2C con la finalidad de comunicar toda la información al MCU del sistema.

Fabricación del prototipo

La Figura 3 muestra una fotografía del prototipo construido en este proyecto. Una vez definido el circuito electrónico, se diseñó el

circuito impreso (PCB). El mismo permite la interconexión de todos los componentes electrónicos. Una de sus principales características es que cuenta con 4 capas de las cuales dos son de alimentación. Esto permite disminuir el tamaño del PCB y el ruido presente en las trazas de alimentación.



Figura 3: Prototipo del dispositivo diseñado.

La Figura 4 muestra la vincha para sujeción de los electrodos, la misma permite utilizar electrodos húmedos y secos. En el caso de estos últimos son más adecuados para registros de larga duración dado que en el caso de los primeros el gel conductor pierde sus cualidades con el tiempo.



Figura 4: Vincha para sujeción de electrodos.

PRUEBAS DE VALIDACIÓN
Análisis de ruido referido a la entrada

El ruido y la deriva del circuito interno, son señales no deseadas que contaminan la señal biomédica bajo medición. Ambos se generan dentro del circuito del amplificador. El primero generalmente se refiere a señales indeseables con componentes espectrales superiores a 0.1 Hz, mientras que el segundo hace mención a cambios lentos en la línea base a frecuencias por debajo de 0.1 Hz. El ruido producido dentro del circuito del amplificador se mide generalmente en microvoltios pico

a pico ($\mu\text{Vp-p}$) o valor eficaz en microvoltios (μVRMS), y se aplica como si fuera un voltaje de entrada diferencial [27].

Debido a que el rango de frecuencia de interés del EEG es superior a 0.1 Hz, la deriva en nuestro sistema puede eliminarse rápidamente usando un filtro digital pasa-alto. Sin embargo, el ruido generado por el sistema necesita ser medido y cuantificado, porque sus componentes de frecuencia se superponen con los del EEG. Para medir el ruido referido a la entrada de nuestro equipo, los canales de entrada y de referencia se conectaron a masa. Luego, se adquirieron registros de 60 segundos con una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Posteriormente utilizando el software Matlab, se extrajo una fracción de 10 segundos y se le aplicó un filtro pasabanda tipo Butterworth de orden 10 con frecuencias de corte en 0.1 y 65Hz. Este rango de frecuencia se estableció para permitir comparar los resultados con los brindados por la hoja de datos del AFE. El ruido referido a la entrada también se obtuvo de un equipo comercial de EEG para poder comparar ambos resultados. En la Figura 5 se muestran los resultados obtenidos para los dos equipos. Como se observa, el ruido referido a la entrada del sistema diseñado es mucho menor que el del sistema comercial.

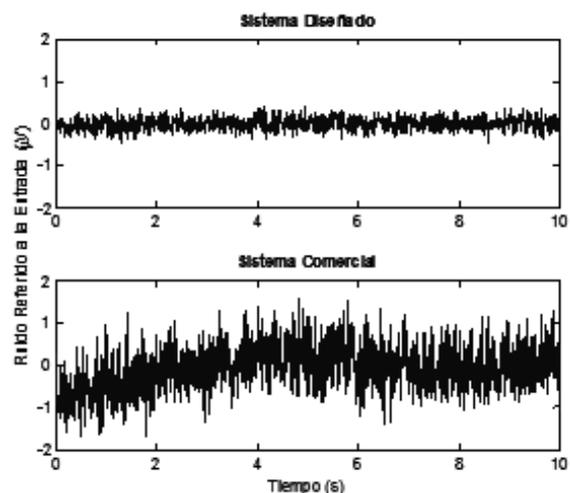


Figura 5. Ruido Referido a la Entrada. a) Sistema Diseñado. b) Sistema Comercial

La Tabla 1 muestra los valores de ruido pico a pico y RMS de ambos equipos en el rango



de frecuencia de 0.1 a 65 Hz y de 0.5 a 100 Hz. En la hoja de datos del AFE, se establece que, para una frecuencia de muestreo de 250 Hz, el valor de ruido es 0.14 μ VRMS y 0.98 μ Vp-p, prácticamente igual a los valores obtenidos. Por lo tanto, se llega a la conclusión de que el sistema funciona correctamente y que el ruido depende únicamente de la interfaz analógica del mismo. Por otro lado, de acuerdo con la Sociedad Americana de Neurofisiología Clínica, el ruido aceptable en el registro de un equipo comercial debe ser inferior a 1 μ Vp-p en el rango de frecuencias de 0.5-100 Hz [28]. Según los datos obtenidos, nuestro sistema cumple con este requisito estrictamente. Por lo tanto, podemos concluir que el nivel de ruido es aceptable para adquisiciones clínicas de EEG.

TABLA 1: RESULTADOS FINALES DE LOS ERRORES DE RECONOCIMIENTO.

| Sistema | Filtro Pasabanda [0.1 – 65Hz] | | Filtro Pasabanda [0.5 – 100Hz] | |
|-----------|-------------------------------|------------|--------------------------------|------------|
| | μ VRMS | μ Vp-p | μ VRMS | μ Vp-p |
| Diseñado | 0.147 | 0.984 | 0.157 | 1.001 |
| Comercial | 0.516 | 3.273 | 6,67 | 3.799 |

La comparación de los datos en la Tabla 1 confirma que el nivel de ruido de nuestro sistema es mucho más bajo que el del sistema comercial.

Adquisición con electrodos húmedos y secos

Como se demostró que el equipo diseñado no introduce un ruido significativo a la señal EEG, ahora procedemos a adquirir señales utilizando electrodos húmedos y secos para comparar la calidad de las señales obtenidas con este sistema.

Para realizar las adquisiciones, se usaron electrodos Ag/AgCl con gel conductor Ten20 y electrodos secos TDE-200, ambos de la firma Florida Research Instruments (Figura 6).



Figura 6: Electrodo seco utilizado por el dispositivo.

Se adquirieron dos canales EEG, en uno se colocó un electrodo seco en la posición O2 y en el otro un electrodo húmedo en Oz, de acuerdo con el sistema de posicionamiento 10-20. Los registros se adquirieron durante 4 minutos en 4 sujetos sanos de 35 ± 5 años. En el procesamiento de las señales se utilizó un filtro de línea para eliminar ruido de 50Hz y un filtro pasabanda Butterworth de orden 10 con frecuencias de corte en 0.5 y 30Hz. Se seleccionó este rango frecuencial porque contiene los componentes de mayor energía de la señal EEG. En la Figura 7 se muestra una fracción de 30 segundos de una de las adquisiciones. A pesar de usar un filtro de línea, se observa que ambas señales son ruidosas debido principalmente a la interferencia de línea de 50Hz, pero aun así, ambas señales se pueden observar correctamente. En el gráfico, se puede ver que la calidad de las señales adquiridas con ambos electrodos es muy similar.

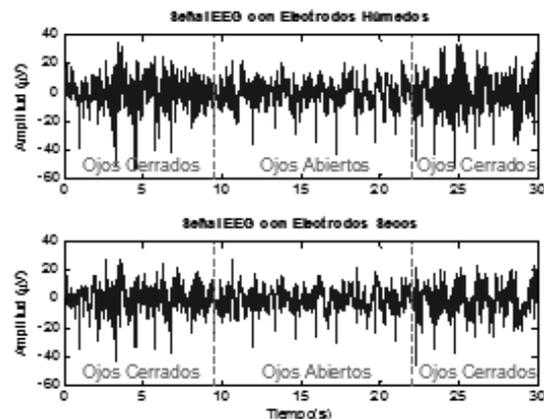


Figura 7. Datos Adquiridos en Sujetos. a) Con Electrodo Húmedo. b) Con Electrodo Seco.

En las adquisiciones, las pruebas se realizaron tanto con los ojos abiertos como cerrados.

Con ambos electrodos se puede apreciar un cambio de frecuencia en la señal debido a la aparición del ritmo alfa que indica la apertura y cierre de los ojos, como se muestra en la Figura 7. De esta forma se pudo demostrar que, usando electrodos secos en nuestro sistema, se obtiene una señal de EEG de una calidad similar a la de los electrodos húmedos, lo que nos permitiría usar el sistema en una mayor cantidad de aplicaciones brindando más comodidad a los usuarios.

CONCLUSIONES

En este trabajo, se llevó a cabo el desarrollo y la validación de un sistema de adquisición de señales EEG. Las características más destacadas del sistema son su portabilidad y capacidad de transmisión inalámbrica de datos.

En la etapa de prueba y validación se obtuvieron bajos niveles de ruido referidos a la entrada (ver Tabla 1) los cuales cumplen con los requisitos de la Sociedad Americana de Neurofisiología Clínica [28]. También se compararon las señales adquiridas con las de un equipo de EEG comercial, y a partir de esta comparación se concluye que el sistema funciona correctamente sin introducir un nivel de ruido significativo en los registros.

Por otro lado, a partir de los registros adquiridos en cuatro sujetos, podemos concluir que la calidad de la señal obtenida con los electrodos secos es tan buena como la de los electrodos húmedos, con las ventajas de que son más estables para registros de larga duración y más cómodos para los pacientes. También se debe tener en cuenta que, a pesar del elevado nivel de ruido en los registros, debido principalmente a la interferencia de línea (50 Hz) que se introduce por los cables de EEG, la señal posee una calidad lo suficientemente buena como para permitir detectar cambios en la señal EEG, como las que se producen al abrir y cerrar los ojos. Por todo lo anteriormente expuesto, concluimos que el sistema desarrollado cumple con el funcionamiento esperado y puede ser utilizado en tareas de investigación y en estudios clínicos portátiles.

En tal sentido se cumplieron todos los objetivos propuestos en el PDTS.

La clínica NEUROMED S.A., puede disponer de esta tecnología a un costo significativamente menor que si tuviese que adquirir alguna de las soluciones disponibles a nivel mundial. El costo estimado del dispositivo desarrollado es de u\$s350, mientras que EMOTIV tiene un precio de u\$s1600 y ENOBIO un valor promedio de u\$s19000. Esto implica una mejora significativa en el tratamiento de pacientes epilépticos, la cual es una neuropatía crónica. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en el mundo hay 50 millones de pacientes epilépticos. El 80% pertenece a países de bajos recursos y se estima que las tres cuartas partes de las personas no pueden recibir un tratamiento adecuado por no poder acceder a un diagnóstico y tratamiento adecuado [29].

Por otra parte, el sistema desarrollado también puede usarse para diagnosticar algunos trastornos del sueño. La medicina del sueño está estrictamente relacionada con la medicina laboral. En tareas de alto riesgo, la persona que trabaja, si bien puede no padecer algún tipo de trastorno, es necesario controlar periódicamente su "higiene de sueño". En tal sentido, para garantizar este control es necesario disponer de tecnología accesible [30].

En futuros trabajos, se realizarán pruebas con diferentes tipos de cables blindados para tratar de reducir al máximo las interferencias que se introducen en el EEG. Las pruebas también se llevarán a cabo en un mayor número de sujetos y realizando diferentes tipos de tareas.

La clínica NEUROMED cuenta con amplia experiencia en el tratamiento de pacientes epilépticos y adultos con trastornos del sueño. Por tal motivo, seleccionará un grupo de ellos y de los cuales conocen ciertos patrones de su registro EEG. A partir de esto se realizará la validación del equipo, con pacientes en condiciones reales. Dichas pruebas se realizarán bajo consentimiento informado.

Por otra parte, en un estudio PSG además de registros EEG, es necesario adquirir seña-

les cardíacas (ECG) y respiratorias (RESP). NEUROMED también realiza dichos estudios y es por ello que junto al grupo de investigación de la UNSJ se está trabajando en un nuevo proyecto PDTs. Este último consiste en el desarrollo de un dispositivo inalámbrico y portátil para adquirir y procesar señales ECG y RESP, el cual pueda interactuar con el dispositivo de EEG.

La principal característica de este nuevo dispositivo es que puede detectar eventos cardíacos y respiratorios severos y en ese caso enviar señales de alarma por medio de la red de telefonía celular para que el paciente pueda ser asistido.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Universidad Nacional de San Juan (UNSJ), a la Secretaría de Ciencia, Tecnología e Innovación (SECITI) del Gobierno de la Provincia de San Juan y al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Tecnológicas (CONICET). Este proyecto PDTs ha sido desarrollado con fondos de los proyectos UNSJ-SECITI (PDTs 2016-2017) y CONICET (PIP 112201501).

REFERENCIAS

[1] Teplan, M. (2002). Fundamentals of EEG measurement. *Measurement Science Review*, 2, 2, 1-11.

[2] Kaur, J.; Kaur, A. (2015). A review on analysis of EEG signals. *2nd International Conference on Advances in Computer Engineering and Applications, ICACEA 2015*, 957-960.

[3] David, O.; Friston, K.J. (2003). A neural mass model for MEG/EEG: Coupling and neuronal dynamics. *NeuroImage*, 20, 3, 1743-1755.

[4] Blinowska, K.; Durka, P. (2006). Electroencephalography (EEG). En M. Akay (Ed.), *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Hoboken, NJ, USA: Wiley Publishing.

[5] Bressler, S.L.; Ding, M. (2006). Event-Related Potentials. En M. Akay (Ed.), *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Hoboken, NJ, USA: Wiley Publishing.

[6] Lopez-Gordo, M.A.; Sanchez Morillo, D.;

Pelayo Valle, F. (2014). Dry EEG electrodes. *Sensors*, 14, 7, 12847-12870.

[7] Nunez, P.L.; Srinivasan, R. (2005). *Electric Fields of the Brain* (2ª ed.). Oxford University Press.

[8] Gargiulo, G.; Calvo, R.A.; Bifulco, P.; Cesarelli, M.; Jin, C.; Mohamed, A.; van Schaik, A. (2010). A new EEG recording system for passive dry electrodes. *Clinical Neurophysiology*, 121, 5, 686-693.

[9] Smith, S.J.M. (2005). EEG in the diagnosis, classification, and management of patients with epilepsy. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 76 (suppl_2), ii2-ii7.

[10] Berry, R.B.; Budhiraja, R.; Gottlieb, D.J.; Gozal, D.; Iber, C.; Kapur, V.K.; Tangredi, M. M. (2012). Rules for scoring respiratory events in sleep: Update of the 2007 AASM manual for the scoring of sleep and associated events. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 8, 5, 597-619.

[11] Orosco, L.; Correa, A.G.; Diez, P.; Laciari, E. (2016). Patient non-specific algorithm for seizures detection in scalp EEG. *Computers in Biology and Medicine*, 71, 128-134.

[12] Lawley, A.; Evans, S.; Manfredonia, F.; Cavanna, A.E. (2015). The role of outpatient ambulatory electroencephalography in the diagnosis and management of adults with epilepsy or nonepileptic attack disorder: A systematic literature review. *Epilepsy & Behavior*, 53, 26-30.

[13] Casson, A.J.; Smith, S.; Duncan, J.S.; Rodriguez-Villegas, E. (2008). Wearable EEG: what is it, why is it needed and what does it entail?. *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE. 5867-5870.

[14] EMOTIV. (2014). Emotiv Epoc User Manual. Recuperado de https://emotiv.zendesk.com/hc/en-us/article_attachments/200343895/epocusermanual2014.pdf

[15] Ratti, E.; Waninger, S.; Berka, C.; Ruffini, G.; Verma, A. (2017). Comparison of Medical and Consumer Wireless EEG Systems for Use in Clinical Trials. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 398, 1-7.

[16] MinCyT. (2018). Banco Nacional de Pro-

yectos PDTS. Recuperado de <http://pdts.mincyt.gob.ar/proyectos/>

[17] Neuman, M.R. (2009). Biopotential Amplifiers. En Webster J.G. (Ed.), *Medical Instrumentation Application and Design*, (4.^a ed., John Wiley & Sons, Inc., 241-293.

[18] Prutchi, D.; Norris, M. (2005). Signal Conditioning, Data Acquisition, and Spectral Analysis. En *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*. John Wiley & Sons, Inc., 205-247.

[19] Soundarapandian, K.; Berarducci, M. (2010). *Analog Front-End Design for ECG Systems Using Delta-Sigma ADCs*. Dallas, Texas.

[20] Barry, R. (2010). *Using the FreeRTOS Real Time Kernel: A Practical Guide*. Real Time Engineers Limited.

[21] Dementyev, A.; Hodges, S.; Taylor, S.; Smith, J. (2013). Power consumption analysis of Bluetooth Low Energy, Zig Bee and ANT sensor nodes in a cyclic sleep scenario. *2013 IEEE International Wireless Symposium (IWS) IEEE*, 1-4.

[22] Buratti, C.; D'Errico, R.; Maman, M.; Martelli, F.; Rosini, R.; Verdone, R. (2011). Design of a body area network for medical applications. *Proceedings of the 4th International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies - ISABEL '11*. New York, ACM Press, 1-5.

[23] Giovanelli, D.; Milosevic, B.; Farella, E. (2015). Bluetooth Low Energy for data streaming: Application-level analysis and recommendation. *2015 6th International Workshop on Advances in Sensors and Interfaces (IWASI)*. IEEE, 216-221.

[24] Chan, E. (2016). FATFS - Generic FAT file System Module. Recuperado de http://elm-chan.org/fsw/ff/00index_e.html

[25] Deng, D.; Kim, M.G.; Lee, J.Y.; Cho, J. (2009). Green energy storage materials: