

## PLATAFORMA VESTIBLE PARA INTERFACES HOMBRE-MÁQUINA

Damián Capdevila<sup>1</sup>, Enrique Spinelli<sup>2</sup> y Alejandro Veiga<sup>3</sup>.

Instituto de Investigaciones en Electrónica, Control y Procesamiento de Señales LEICI (UNLP-CONICET-CIC), Depto. De Electrotecnia, Fac. de Ingeniería, UNLP, Calle 116 s/n, B1900, La Plata, Pcia. De Buenos Aires. Contacto: [damian.capdevila@hotmail.com](mailto:damian.capdevila@hotmail.com).<sup>1</sup> Becario doctoral de la Comisión de Investigaciones Científicas de la Pcia.de Bs. As. <sup>2</sup> Investigador Independiente CONICET. <sup>3</sup> Investigador Independiente CONICET.

### INTRODUCCIÓN

Las interfaces hombre máquina (HMI: Human Machine Interface) permiten establecer un enlace directo entre un usuario y una computadora. Existen HMIs ya establecidas, como el teclado alfanumérico, y otras alternativas, como aquellas basadas en la detección de la voluntad del usuario a partir de los biopotenciales que éste genera en su cuerpo. Estos dispositivos permiten realizar operaciones simples como encender/apagar artefactos, discar números telefónicos o escribir textos a partir de la interpretación de las señales que son captadas mediante electrodos. Los biopotenciales más utilizados son el electromiograma (EMG), proveniente de la actividad muscular, y el electroencefalograma (EEG), producto de las señales cerebrales. El monitoreo standard de EEG requiere de un incómodo y largo proceso de preparación que, además, puede llevar a experiencias poco placenteras para el usuario [1]. Este proceso involucra preparación de la piel y aplicación de gel para electrodos, montaje de varios sensores cableados y su conexión a una unidad central de adquisición. El proceso dista de ser amigable, confortable y conveniente, resulta en la estigmatización de los usuarios y limita el uso de los dispositivos de adquisición de EEG a entornos clínicos o controlados [1]. Para poder llevar el uso de HMIs a la vida cotidiana, requerimos que el dispositivo sea fácil de instalar, liviano, portátil e inalámbrico.

Una HMI debe capturar biopotenciales y, a partir de éstos, generar comandos que son enviados a una computadora, celular u otro dispositivo. En particular, una HMI *vestible* (wearable) debe admitir ser instalada sobre el usuario con la facilidad de una prenda de vestir, debe poder ser utilizada en ambientes no controlados y sin supervisión profesional, no debe obstruir la actividad diaria ni quitar confort a sus usuarios [2], [3]. Como restricción adicional debe considerarse la barrera de acceso que representa el costo y mantenimiento para usuarios e instituciones de salud [4]. Además, para la comodidad del usuario, la HMI debe comunicarse inalámbricamente con la computadora, celular u otro dispositivo que reciba los comandos. Estos requerimientos imponen serias demandas tanto al diseño de la instrumentación necesaria para la captura de las señales como en las plataformas sobre las cuales realizar su procesamiento. La instrumentación no solo debe cumplir con requisitos estrictos de tamaño, peso, eficiencia energética y robustez; sino que además es fundamental que el sensor de biopotenciales sea el electrodo de tipo seco [2], [5], para evitar la aplicación de gel. Estos transductores son excelentes en cuanto al confort y simplicidad de instalación, pero sus propiedades eléctricas son muy pobres comparadas con los electrodos húmedos: poseen impedancias de alto valor, impredecibles y desbalanceadas [6], que conducen a sistemas muy vulnerables a fuentes de

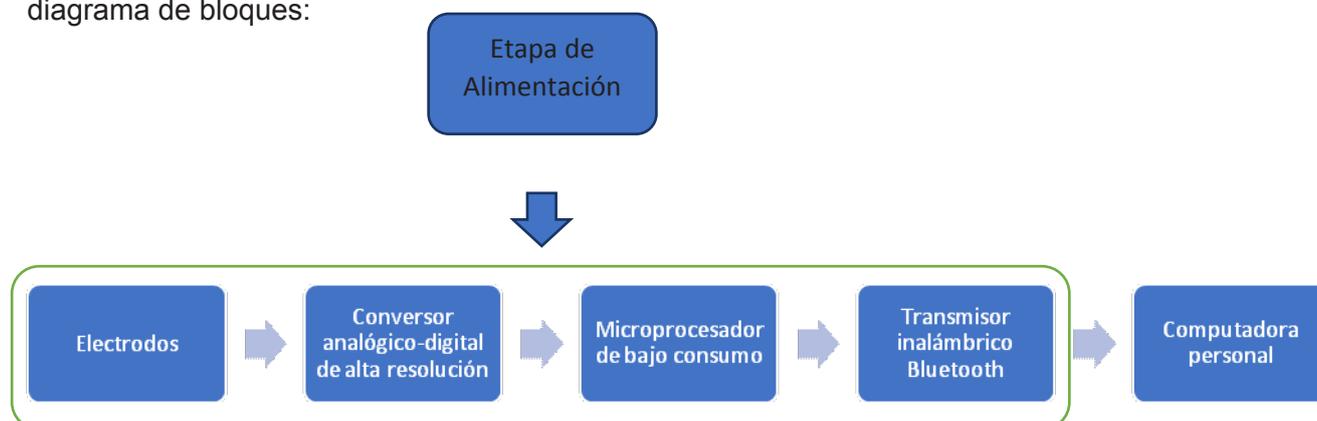
EMI y artefactos [7]. Existen algunos dispositivos comerciales para captura de EEG simples de instalar, como el Emotiv[8] y el Neurosky[9], destinados a la industria de entretenimiento. Estos equipos son de bajo costo, pero poco confiables y menos aúrobustos. En otro extremo, firmas como Gtec™ ofrecen sistemas de adquisición de EEG portátiles de alta calidad como el g.MOBllab+[10], que puede utilizar electrodos activos secos, pero son productos de muy alto costo y algo voluminosos, pues permiten capturar hasta 8 canales de EEG. Este trabajo describe el desarrollo de un equipo que pretende ubicarse en el medio de estas alternativas: conseguir un dispositivo vestible de dos canales, liviano, de bajo costo, simple de reproducir y que permita adquirir señales de biopotenciales de alta calidad. El dispositivo, se enmarca en el paradigma de los dispositivos vestibles: tamaño reducido, se alimenta mediante baterías y transmite las señales en forma inalámbrica. Se presentan además, consideraciones respecto de sus requerimientos y el relevamiento de su performance.

## DESARROLLO

Para decidir los bloques funcionales que componen el prototipo, se plantearon una serie de requerimientos que debía cumplir:

- Tamaño reducido, con motivación en la portabilidad de la plataforma.
- Alimentación a baterías, para lograr portabilidad y seguridad eléctrica inherente al uso de baterías.
- Bajo consumo, para conseguir una autonomía de varias horas, brindando comodidad al usuario del dispositivo.
- Una etapa de instrumentación que permita el uso de electrodos secos, para evitar el proceso de preparación de la piel del usuario que los electrodos húmedos requieren.
- Transmisión inalámbrica de las señales de interés hacia la PC o teléfono que el usuario quiera controlar mediante la HMI, para evitar el uso de cables que puedan ser molestos para el usuario y que limiten la portabilidad del dispositivo.

En base a estos requerimientos, se arribó al siguiente diagrama de bloques:



**Electrodos:** el dispositivo se diseñó de manera tal que pueda funcionar utilizando electrodos de diferentes tipos: húmedos, secos y capacitivos.

**Convertor analógico digital de alta resolución:** las señales de biopotenciales son analógicas y deben ser convertidas al dominio digital para su posterior procesamiento. Dado el *rango dinámico* que poseen las señales adquiridas con electrodos húmedos, secos o capacitivos, extraer de ellas la información deseada sólo es posible si se utiliza la etapa de instrumentación adecuada. En este punto, tenemos dos opciones[11]:

- Utilizar una etapa de instrumentación analógica para filtrar las componentes de baja frecuencia de la señal adquirida y luego utilizar un conversor analógico digital de 10-12 bits.
- Usar un conversor analógico digital de una resolución suficiente (18-22 bits) como para poder distinguir adecuadamente la señal de interés sin la necesidad de filtrar sus componentes de baja frecuencia.

La estrategia adoptada en este trabajo fue la de utilizar un conversor analógico digital de alta resolución para evitar el uso de componentes discretos requeridos para filtrar las componentes de baja frecuencia, puesto que estos requieren de espacio adicional en la placa de circuito impreso, recayendo entonces en un mayor tamaño y deteriorando la portabilidad del dispositivo. El circuito integrado elegido como conversor analógico digital es el ADS1299 de Texas Instruments® en su modelo ADS1299-4, que posee bajo ruido, 4 canales diferenciales y 24 bits de resolución, con tecnología Sigma-Delta. Este dispositivo es ampliamente usado para adquisición de biopotenciales. [REF a la página con la hoja de datos]

**Microprocesador de bajo consumo:** Para el procesamiento de las señales, se eligió el MSP430G2553 de Texas Instruments®: un procesador de bajo consumo, con una capacidad de procesamiento acorde con la aplicación, y que puede ser programado utilizando software libre.

**Transmisor inalámbrico de Bluetooth:** se adoptó el estándar Bluetooth como protocolo puesto que la mayoría de los dispositivos de uso cotidiano poseen conectividad bajo este protocolo y esto permite la conexión de la HMI con una computadora o un celular sin instalar hardware adicional. Para la transmisión inalámbrica se utilizó el módulo HC-06, por su bajo costo y facilidad de uso.

**Computadora personal:** para los ensayos sobre la plataforma HMI, se utilizó una computadora como receptor de las señales de biopotenciales, puesto que es más flexible para analizar las señales que un celular. Para una primera etapa se optó por desarrollar una interfaz que se ejecute en la computadora personal y permita el procesamiento y análisis de las señales de biopotenciales recibidas inalámbricamente.

**Etapa de Alimentación:** El circuito integrado ADS1299 resuelve la captura de las señales y requiere dos tensiones de alimentación: 5V y 3.3 V, para lo cual se decidió diseñar un convertidor que permite obtener la energía a partir de dos baterías estándar tamaño AA. El convertidor consta de dos circuitos integrados, el TPS60100 que eleva los 2.4V que proveen las pilas hasta 3.3V y el TPS60140 que eleva la tensión de las pilas hasta 5V. Ambos dispositivos pertenecen a la empresa Texas Instruments®.

En la Figura 1 se presenta una fotografía del prototipo construido, que consta de 2 placas conectadas entre sí mediante una tira de pines. La placa superior contiene el ADS1299 y fue diseñada por miembros del grupo de trabajo en el cuál se desarrolló este prototipo [12]. La placa de circuito impreso que se encuentra ubicada debajo de ésta, integra el microprocesador MSP430G2553 y las fuentes de alimentación de 3.3V y 5V. Esta placa, que fue diseñada en el marco de este trabajo, también incluye la conexión entre el microprocesador y el módulo de Bluetooth.

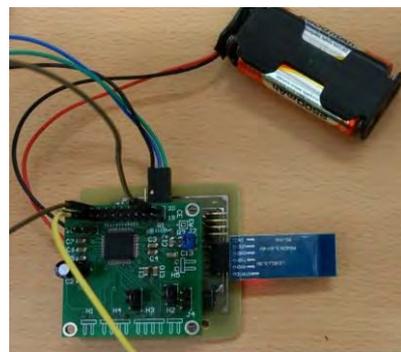


Figura 1. Prototipo

El ADS1299 es inicializado por el microcontrolador MSP430G2553 para que adquiera los biopotenciales a una tasa de 1Kps en forma continua. Cada vez que el ADS1299 obtiene una nueva muestra, la envía al

microprocesador mediante conexión SPI, quien la transfiere al módulo Bluetooth a través de su interfaz UART. Finalmente la señal es recibida en la PC mediante su adaptador Bluetooth, dónde las señales son procesadas, visualizadas y adquiridas mediante una aplicación desarrollada en lenguaje Visual Basic.

A continuación, se presentan una serie de figuras detallando cada una de las partes que integran el sistema:

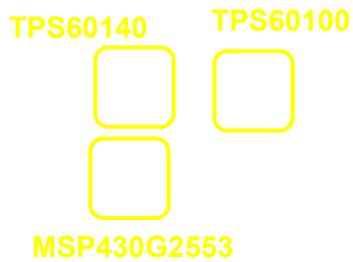


Figura 2. Detalle de prototipo

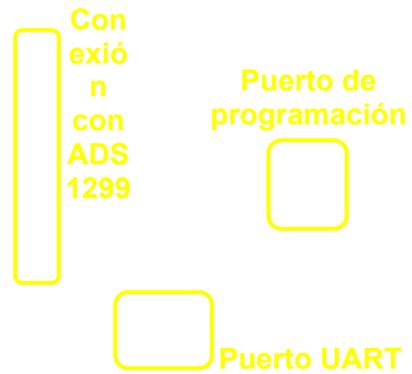


Figura 3. Detalle de conexionado

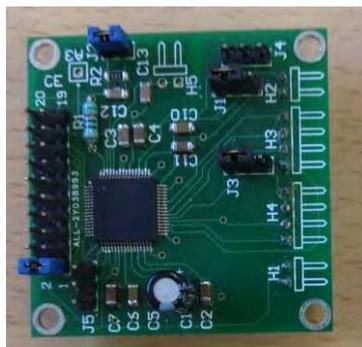


Figura 4. Placa ADS1299

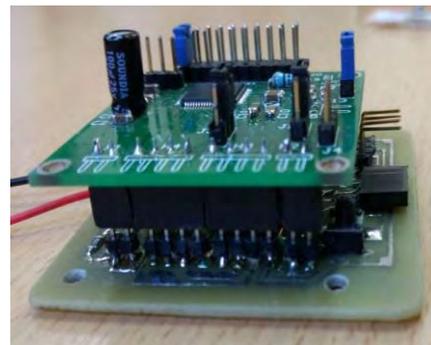
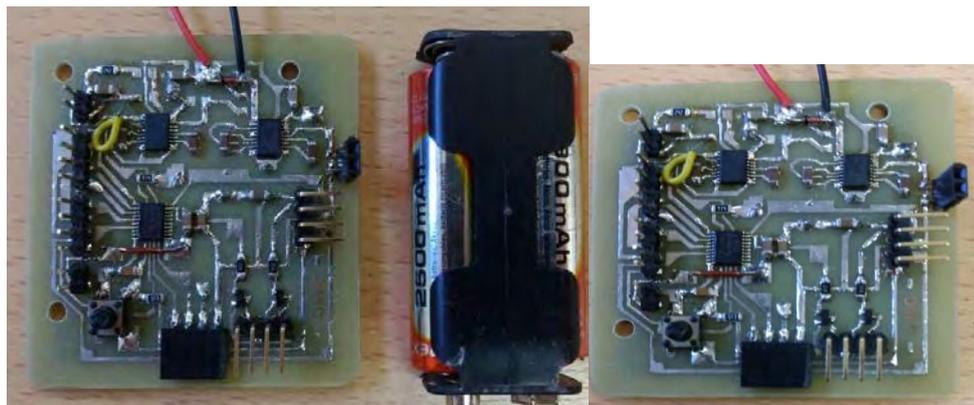


Figura 5. Conexionado entre placas



## PARTE EXPERIMENTAL, RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se verificó la correcta funcionalidad del hardware del dispositivo adquiriendo señales de prueba. Para ello, se utilizó un generador de señales TEKTRONIX AFG2021 para generar señales conocidas, adquirirlas mediante la HMI y verificar que las señales graficadas en la computadora personal coincidan con las señales originales. En las Figuras 6 y 7 se muestran las señales generadas y aquellas capturadas por el sistema desarrollado.

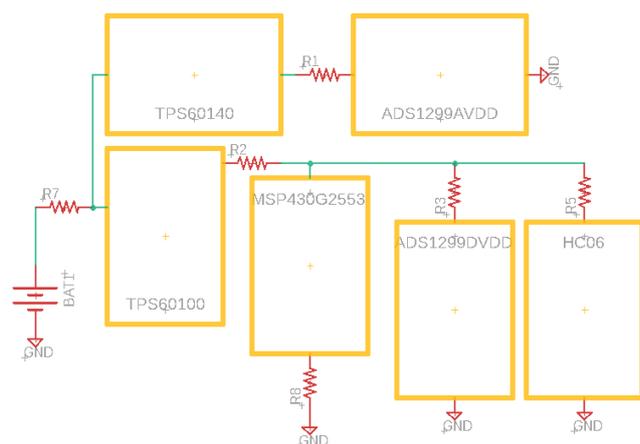


Figura 6. Detalle de señal de prueba

Como puede observarse en la figura 7, existen algunos errores de graficación en la aplicación de usuario programada, que deben ser depurados.

Una vez verificado el correcto funcionamiento de la HMI, se realizó un relevamiento de su consumo para lo cual se modificó de manera reversible la HMI, introduciendo resistores de 10hm en serie con las líneas de alimentación de cada uno de los distintos dispositivos (Figura 8).

Midiendo la tensión en cada resistor, pudo determinarse el consumo de cada bloque que se consignan en la Tabla 1.



Bloque	Consumo (mW)
ADS1299AVdd	20.8
ADS1299DVdd	2.57
MSP430G2553	10.03
HC06	89.69
<b>Consumo total</b>	<b>200.64</b>

Figura 8. Esquema del sistema modificado para medición de consumo

Tabla 1. Detalle del consumo de cada bloque

El consumo total medido en la línea de alimentación general es de 200.64 mW, lo cual no se condice con el consumo que puede calcularse a partir de la suma del consumo de los bloques individuales, que es de 123.09mW. Esto se debe a que los convertidores usados para la etapa de alimentación tienen un rendimiento, en las condiciones en las que se usan en este circuito, de aproximadamente el 60%

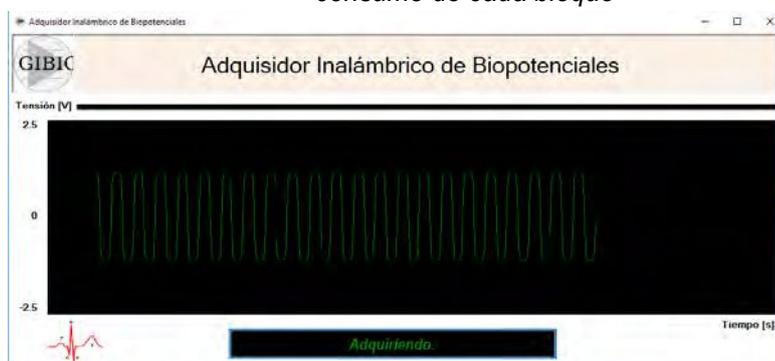


Figura 7. Gráfico de la señal adquirida

[13], [14]. La corriente media entregada por la batería es de 76mA y, considerando que tiene una capacidad de 2900 mAh, resultan en una autonomía de la HMI de alrededor de 38 horas. Como puede observarse en la Tabla 1, el consumo dominante corresponde al módulo de Bluetooth HC-06 (89.69mW).

## CONCLUSIONES

Este artículo describe el diseño y desarrollo de una plataforma para la implementación de HMIs vestibles. Dados los objetivos planteados, se logró el desarrollo de un prototipo portátil, vestible, de dimensiones reducidas y alimentado a baterías. Además, se comprobó el correcto funcionamiento del dispositivo adquiriendo señales en tiempo real, pero se detectaron problemas en la programación de la interfaz gráfica que deben ser resueltos antes de implementar una HMI funcional.

Las medidas de consumo permitieron calcular que el dispositivo posee una autonomía de aproximadamente 38 horas, que resulta satisfactorio, ya que dispositivos similares publicados en [11] y [12] reportan una autonomía de 12 y 30 horas respectivamente. Tomando un uso promedio de 8 horas por día por parte de un usuario, el prototipo construido puede funcionar casi 5 días por cada ciclo de carga. Como trabajo a futuro, para aumentar la autonomía, se planea trabajar sobre el módulo de Bluetooth HC-06, que concentra el mayor consumo y reemplazarlo por un módulo bajo el protocolo BLE (Bluetooth Low Energy). También se buscará reducir las dimensiones del dispositivo e integrar el convertidor analógico digital ADS1299, el microprocesador MSP430G2553 y los convertidores TPS60100 y TPS60140 en una única placa de circuito impreso, haciéndolo más fácil de portar.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Mihajlovic, V., et al. (2015). Wearable, wireless EEG solutions in daily life applications: what are we missing? IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics. Vol. 19, no. 1, pp. 6-21.
- [2] Theodore W. Berger, et al. (2008). Brain-Computer Interfaces: An international assessment of research and development trends. Springer.
- [3] Ya-Li Zheng et al. (2014). Unobtrusive Sensing and Wearable Devices for Health Informatics. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 61 Issue 5.
- [4] Federico N. Guerrero. (2017). Instrumentación para neuroprótesis vestibles. Disertación doctoral.
- [5] Chin-Teng Lin et al. (2014). Wireless and Wearable EEG System for Evaluating Driver Vigilance. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. Vol. 8, Issue 2.
- [6] A. Searle and L. Kirkup. (2000). A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. Physiol. Meas. Vol. 21 Number 2.
- [7] E.M. Spinelli ; M.A. Mayosky et al. (2006). A practical approach to electrode-skin impedance un balance measurement. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol.53, Issue 7.
- [8] <http://www.emotiv.com>
- [9] <http://neurosky.com/biosensors/eeg-sensor/biosensors/>
- [10] <http://www.gtec.at/Products/Hardware-and-Accessories/g.MOBILab-Specs-Features>
- [11] **P. A. García et al. (2014).** An embedded system for evoked biopotential acquisition and processing. Int. J. Embedded Systems, Vol. 6, No. 1.

- [12] Federico N. Guerrero, Enrique Spinelli. (2014). Surface EMG Multichannel Measurements Using Active, Dry Branched Electrodes. VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 pp 1-4
- [13] TPS60100 Datasheet. (1999). Texas Instruments®.
- [14] TPS60140 Datasheet. (2015). Texas Instruments®.
- [15] Luca Piccini, et al. (2006). A Wearable Home BCI system: preliminary results with SSVEP protocol. 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference.
- [16] Jef van de Molengraft, et al. (2010). A low-power, wireless, 8-channel EEG monitoring headset. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology.