

Interfaz Cerebro-Computadora para control de un teclado virtual

Magani, Pablo Sebastián

Iatzky Pedro Gastón

2015

Director: Dr. Gustavo Meschino

Co-directora: Dra. Isabel Passoni

Laboratorio de Bioingeniería

Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata



RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

TABLA DE CONTENIDOS

RESUMEN	4
1. INTRODUCCIÓN	5
1.1. Objetivos de este proyecto.	5
1.2. Estado del arte de los sistemas BCI	6
2. CONCEPTOS TEÓRICOS	8
2.1. Bases fisiológicas y eléctricas de la electroencefalografía	8
2.1.1. Origen de la señal de EEG	8
2.2. Mediciones de EEG	8
2.2.1. Artefactos en las mediciones de EEG	9
2.2.2. Ritmos cerebrales y potenciales evocados	11
2.3. Interfaz Cerebro-Computadora	12
2.3.1. Esquema general de un BCI no invasivo	12
2.3.2. BCI propuesto: ventajas y limitaciones.....	13
3. DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL CIRCUITO DE ADQUISICIÓN.....	16
3.1. Criterios de elección de los componentes principales del circuito	16
3.1.1. ADS1299.....	16
3.1.2. Reguladores de Tensión	19
3.1.3. Filtros pasabajos de entrada	20
3.1.4. ChipKit Uno32	20
3.1.5. Proceso de diseño y fabricación.....	21
3.1.6. Técnicas de soldadura utilizadas	22

4.	SOFTWARE DE PROCESAMIENTO E INTERPRETACIÓN DE EEG	25
4.1.	Generación de estímulos y flujo del programa	25
4.2.	Entrada y etapa de pre-procesamiento digital.....	29
4.3.	Estimación de la densidad espectral de potencia de las señales	30
4.4.	Algoritmo de clasificación y detección de errores.....	33
4.5.	Parámetros configurables.....	34
5.	RESULTADOS	37
5.1.	Desempeño del circuito diseñado	37
5.2.	Desempeño del programa	39
6.	DISCUSIÓN Y TRABAJOS FUTUROS	41
6.1.	Comparación del circuito con otros sistemas de adquisición EEG.....	41
6.2.	Comparación del programa con otros teclados virtuales BCI	41
6.3.	Mejoras posibles a futuro.....	43
7.	CONCLUSIONES	45
8.	AGRADECIMIENTOS	46
9.	REFERENCIAS.....	47
	APÉNDICES.....	50

RESUMEN

Las interfaces cerebro-computadora (BCI, *Brain Computer Interface*) son dispositivos tecnológicos que se basan en la adquisición de señales cerebrales y su posterior procesamiento, con el fin de realizar acciones o actividades en base a la interpretación de las mismas. Constituyen una atractiva opción para mejorar la calidad de vida de personas con discapacidades motrices severas, al permitirles comunicarse y enviar comandos a dispositivos externos utilizando únicamente sus señales electroencefalográficas (EEG). En este proyecto se diseñó un circuito de bajo costo y reducido factor de forma para la adquisición de señales electroencefalográficas, y se lo implementó en una BCI que permite al usuario controlar un teclado virtual utilizando potenciales evocados visuales de estado estable (SSVEP, *Steady State Visually Evoked Potential*). Tanto el circuito diseñado como el software desarrollado demostraron un rendimiento altamente satisfactorio, constituyendo un sistema no invasivo que representa un aporte concreto en la ayuda a personas con discapacidades motrices graves.

Palabras clave: EEG, BCI, SSVEP, Teclado virtual, Circuito de adquisición

1. INTRODUCCIÓN

Este proyecto fue realizado entre enero y julio del año 2015 en el Laboratorio de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata, para ser presentado como Proyecto Final de Ingeniería Electrónica.

1.1. Objetivos de este proyecto.

El objetivo principal de este trabajo fue desarrollar un dispositivo no invasivo de adquisición de señales biomédicas, en particular señales electroencefalográficas, de bajo costo y factor de forma reducido, y desarrollar un software de asistencia para la comunicación de personas con discapacidades motrices severas que utilice la información captada por el dispositivo luego de procesarla e interpretarla.

Como objetivos específicos se tuvieron:

- Estudiar la fisiología de las señales eléctricas del cuerpo humano, en particular las de electrocardiografía y electroencefalografía;
- Estudiar técnicas de adquisición y procesamiento de señales electroencefalográficas;
- Revisar el estado del arte de los diferentes paradigmas de sistemas BCI;
- Estudiar y diseñar circuitos con componentes integrados de última generación para el acondicionamiento, amplificación y adquisición de señales biomédicas;
- Llevar a la práctica técnicas de diseño de circuitos impresos y de soldadura de circuitos integrados de altísima escala de integración;
- Adquirir señales cerebrales por medio de electrodos superficiales para EEG;
- Diseñar e implementar filtrados y procesamientos de las señales de EEG con el fin de utilizar su información;

- Diseñar una interfaz cerebro computador en software para controlar un teclado virtual, con el requerimiento de ser sencilla visualmente y en su utilización.

1.2. Estado del arte de los sistemas BCI

Hasta el día de la fecha, los sistemas BCI han sido utilizados para controlar una gran variedad de dispositivos externos, la mayoría apuntados al mejoramiento de la calidad de vida de personas con discapacidades motrices severas. Estos sistemas difieren entre sí en varios niveles:

- Número de canales de adquisición de señales electroencefalográficas necesario;
- Velocidad de procesamiento y operación;
- Complejidad del circuito de adquisición;
- Precisión;
- Fenómeno o fenómenos electrofisiológicos en los cuales el sistema está basado (ondas cerebrales, potenciales evocados, etc.).

Algunos sistemas BCI permiten a una persona controlar el puntero o cursor de una computadora utilizando ondas cerebrales que, después de cierto tiempo de entrenamiento, el usuario consigue generar voluntariamente. Estos sistemas requieren alrededor de 16 a 32 electrodos conectados al paciente para poder operar (Wolpaw & McFarland, 2004).

Varios sistemas BCI permiten al usuario controlar un teclado virtual utilizando potenciales cerebrales evocados, que surgen como respuesta involuntaria ante un estímulo externo. Algunos están basados en la detección del potencial P300, que requiere de un importante procesamiento matemático y estadístico y necesita, en general, de una cantidad considerable de electrodos para funcionar correctamente (alrededor de 10) (Guan, Thulasidas, & Wu, 2004).

Otros sistemas de control de teclados virtuales o de sillas de ruedas eléctricas están basados en los potenciales evocados visuales de estado estable. En general, estos esquemas son más robustos y requieren de menor procesamiento y número total de electrodos para funcionar (Prueckl & Guger, 2009). El presente informe contempla el diseño y operación de un sistema BCI de este tipo.

2. CONCEPTOS TEÓRICOS

En esta sección se brinda un desarrollo teórico de los temas que se consideran esenciales para poder comprender este trabajo.

2.1. Bases fisiológicas y eléctricas de la electroencefalografía

La *electroencefalografía* (EEG) consiste en la medición de señales eléctricas, originadas en el cerebro, generalmente tomadas sobre el cuero cabelludo en forma no invasiva.

2.1.1. Origen de la señal de EEG

La actividad eléctrica medida por la electroencefalografía se origina en las distintas estructuras que componen al cerebro. En cada neurona existen diferencias de voltaje provenientes de la suma de potenciales de otras neuronas adyacentes. Cuando las neuronas se activan (es decir, cuando generan potenciales de acción) se generan flujos de corrientes locales. Estas corrientes están compuestas principalmente por iones de Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Cl^- , y fluyen según las diferencias de voltaje mencionadas. Cuando grandes poblaciones contiguas de neuronas se activan, su actividad eléctrica puede ser medida en la superficie de la cabeza (Niedermeyer & da Silva, 2004).

2.2. Mediciones de EEG

Las mediciones de EEG no invasivas se realizan colocando electrodos superficiales en el cuero cabelludo de la persona. Para mejorar la sensibilidad de los electrodos se utilizan geles o pastas conductoras, que cumplen dos funciones principales: mejorar la adhesión de los electrodos al cuero cabelludo y reducir la impedancia entre el electrodo y la piel.

La señal eléctrica de EEG es de muy baja intensidad y debe ser preamplificada antes de ingresar a cualquier dispositivo de medición. Además, debe ser filtrada para limitar su ancho

de banda ya que la mayoría de las señales de EEG útiles se encuentran dentro de la banda comprendida entre 0 y 100 Hz.

Como las señales de EEG varían ampliamente según la zona cerebral que las origina, se ha adoptado un estándar internacional que describe la forma de posicionar los electrodos en el cuero cabelludo. Este sistema, llamado “*Sistema 10-20 extendido*” está basado en la relación entre la posición de un electrodo y la región de la corteza cerebral subyacente (Towle, et al., 1993). En la Figura 1 se puede observar una representación del sistema, indicando la posición de cada electrodo y su nombre asociado. Para este trabajo, se adoptó este sistema como referencia para la colocación de los electrodos.

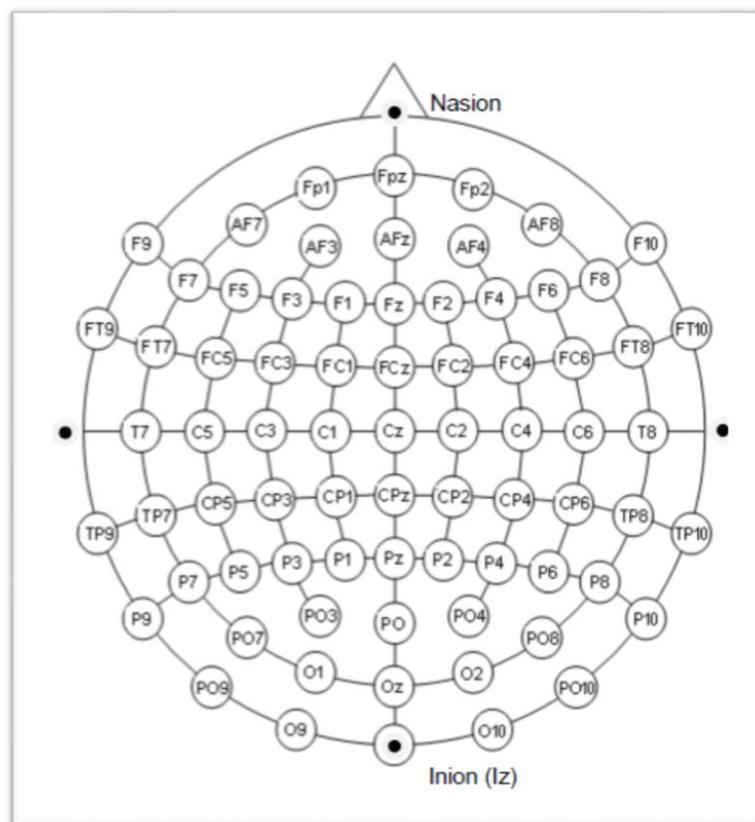


Figura 1. Sistema 10-20 extendido.

2.2.1. Artefactos en las mediciones de EEG

Hay varios factores externos e internos a la persona que pueden influir negativamente sobre la señal que se desea medir. Se puede recurrir a distintos métodos de filtrado, pre-

procesamiento y post-procesamiento, además de ciertas consideraciones prácticas, para reducir el impacto de estas señales eléctricas no deseadas. Algunos de estos artefactos pueden ser fisiológicos o extrafisiológicos.

La interferencia prevalente en cualquier medición de EEG proviene del tendido eléctrico, y se manifiesta como una onda sinusoidal de 50 Hz (o 60 Hz en algunos países) y sus armónicas. En general, hay múltiples precauciones que se deben tomar para evitar que la señal esté muy contaminada con esta interferencia. Primero, se debería trabajar en una zona lo más eléctricamente aislada posible del tendido eléctrico y de otros dispositivos conectados al mismo. Por ejemplo, se podrían realizar las mediciones dentro de una jaula de Faraday. En segundo lugar, se podría aislar el dispositivo de medición y los cables de los electrodos (*shielding*). En tercer lugar, se coloca, en general, un electrodo adicional, llamado Tierra o Bias, que envía hacia la persona una señal interferente destructiva para intentar rechazar el ruido de modo común en los electrodos. Como recurso adicional, se puede colocar un filtro eliminabanda angosto (filtro *Notch*) para reducir la amplitud de las componentes de frecuencias interferentes.

El *ruido de Johnson-Nyquist* (ruido térmico) se genera en los conductores debido al movimiento de electrones por agitación térmica. La densidad espectral de potencia de este ruido depende proporcionalmente de/la resistividad del conductor y por ello es mucho mayor en los componentes resistivos de un circuito. El ruido térmico se puede reducir en gran medida mediante un filtrado pasabajos o pasabanda ya que depende proporcionalmente del ancho de banda del sistema (Nyquist, 1928).

Hay numerosos artefactos eléctricos que pueden ser ocasionados por la persona (fisiológicos). Por ejemplo, el parpadeo crea artefactos (llamados artefactos oculares) que son de mayor intensidad en la zona frontal de la cabeza. (Iwasaki, et al., 2005) Además, el movimiento de cualquier músculo puede introducir artefactos electromiográficos. Es importante que la persona conectada al sistema de adquisición esté al tanto de estos artefactos

ya que podría contribuir activamente a que se reduzcan o no aparezcan. También se debe tener en cuenta que el movimiento de otras personas cerca de la persona conectada al sistema causa cambios en los campos electromagnéticos y esto genera interferencia de gran amplitud.

2.2.2. Ritmos cerebrales y potenciales evocados

Las neuronas pueden exhibir actividad oscilatoria de varias formas y en varios lugares distintos del sistema nervioso, ya sea por mecanismos intra o interneuronales. El comportamiento oscilatorio en grandes grupos de neuronas puede ser percibido en una medición de EEG, y han sido y son objeto de estudio desde hace varios años (Nunez & Srinivasan, 1981).

Algunos de los ritmos cerebrales son:

- Ondas *Alfa* (7,5 a 12,5 Hz): originadas predominantemente en el lóbulo occipital al encontrarse la persona despierta en estado relajado con los ojos cerrados. Son las ondas cerebrales de mayor amplitud que se pueden medir mediante EEG.
- Ondas *Mu* (7,5 a 12,5 Hz): Son una variante de las ondas alfa pero se registran principalmente en la corteza motora. Tienen mayor amplitud durante un estado de relajación y desaparecen con el movimiento (o intención de movimiento) de la persona.
- Ondas *Delta* (0.5 a 4 Hz): Son oscilaciones de alta amplitud y han sido utilizadas para caracterizar distintos estadios del sueño.

Los potenciales evocados son potenciales eléctricos en el sistema nervioso central que se originan luego de la presentación de un estímulo (Luck, 2005). La mayoría de los potenciales evocados son de baja amplitud, y en general se recurre a la promediación de varias señales para detectarlos. Una excepción son los *Potenciales Evocados Visuales de Estado Estable (SSVEP por Steady State Visually Evoked Potential)*. Cuando la retina es excitada mediante estímulos visuales repetitivos (como una luz parpadeante, por ejemplo) de frecuencias entre 3,5 y 75 Hz

el cerebro genera actividad eléctrica a la misma frecuencia (y en múltiplos de la misma) en la zona occipital, donde se encuentra la corteza visual primaria que es responsable del procesamiento de estímulos visuales. Estas oscilaciones poseen una buena *Relación Señal a Ruido* (SNR, *Signal to Noise Ratio*) en el rango de 8 a 20 Hz y tienen cierta inmunidad frente a artefactos (Beverina, Palmas, Silvoni, Piccione, & Giove, 2003).

2.3. Interfaz Cerebro-Computadora

Una *Interfaz Cerebro-Computadora* (BCI, *Brain-Computer Interface*) es un sistema de comunicación que monitorea la actividad cerebral y traduce determinadas características de la misma, correspondientes a las intenciones del usuario, a comandos o mensajes. Este monitoreo de la actividad cerebral se puede realizar de varias formas distintas, pero en este proyecto en particular se utilizó la señal de EEG como entrada.

2.3.1. Esquema general de un BCI no invasivo

En la Figura 2 se muestra el esquema general de un BCI que utiliza EEG.

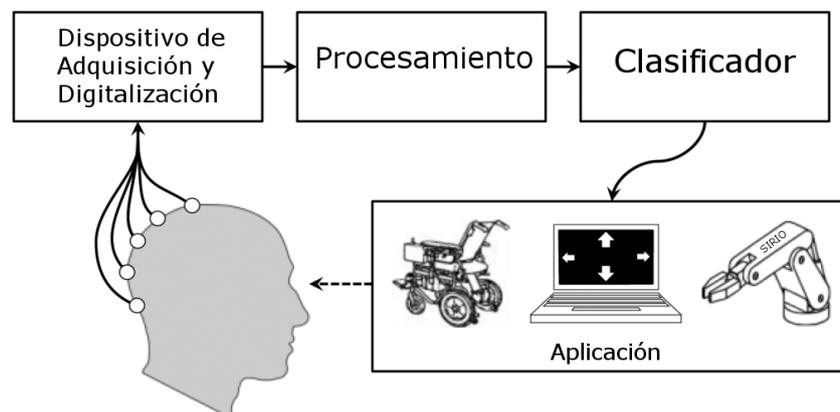


Figura 2. Esquema general de un BCI.

Como todo sistema de comunicación o control, un BCI posee entradas. Las entradas a un BCI no invasivo son, en general, sólo las señales de EEG obtenidas a través de electrodos

colocados en el cuero cabelludo. Estas señales son sensadas, amplificadas y digitalizadas por un dispositivo de adquisición.

Las señales ingresan luego a una etapa de procesamiento y extracción de características. Esta etapa puede incluir, por ejemplo, bloques de filtrado digital, análisis espectral, filtrado espacial, normalización, etcétera. Se desea que las características a extraer de la señal estén relacionadas con algún fenómeno fisiológico del cerebro bien conocido, como los ya mencionados potenciales evocados o ritmos cerebrales. De esta forma, es posible lograr un esquema experimental en el cual las características que se extraen reflejan la intención del usuario.

La etapa de clasificación recibe las características extraídas de las señales de EEG e implementa un algoritmo para traducirlas a comandos u órdenes para el dispositivo externo de aplicación. Algunos clasificadores pueden incluir criterios de detección de errores o algoritmos predictivos para mejorar la eficacia y la velocidad de operación respectivamente. Luego de la etapa de clasificación, los comandos son enviados a algún dispositivo externo, como una pantalla, el control de una silla de ruedas eléctrica, etc. (Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurstcheller, & Vaughan, 2002).

2.3.2. BCI propuesto: ventajas y limitaciones

El objetivo principal del BCI propuesto para este trabajo es el de permitir al usuario controlar un teclado virtual en pantalla por medio de la adquisición y el procesamiento de señales de EEG no invasivas. Utilizando este teclado virtual el usuario puede escribir mensajes que son mostrados en una esquina de la pantalla.

El BCI propuesto está basado en la detección de SSVEPs siguiendo el mismo esquema de la Figura 2. Se diseñó y fabricó el circuito de adquisición y digitalización, procedimiento que se detalla en la siguiente sección de este documento. El procesamiento y la clasificación se

realizaron en Matlab[®], así como también la generación y presentación de estímulos visuales y la salida.

Se decidió basar el BCI en detección de SSVEPs pues esto brinda varias ventajas con respecto a BCIs basados en la detección de otros tipos de potenciales evocados o ritmos cerebrales. En primer lugar, y como ya se mencionó anteriormente, los SSVEPs presentan una excelente SNR y requieren menos electrodos que otros BCIs (se utilizaron sólo 4 electrodos colocados en las posiciones O₁, O₂, O_z y PO, además de la referencia y el *Bias*). Además poseen cierta inmunidad inherente a varios artefactos fisiológicos debido a la posición donde deben colocarse los electrodos, pues, por ejemplo, los potenciales causados por parpadeos o movimientos oculares no se registran en esa zona del cuero cabelludo. La generación de estímulos visuales no requiere hardware adicional (se realiza en la misma pantalla en la que se muestra el teclado). Aun así, una de las ventajas más notorias de utilizar SSVEP es que el procesamiento es sencillo y no es necesario entrenar ni al algoritmo ni al usuario para obtener buenos resultados en la clasificación.

Sin embargo, el uso de SSVEP posee ciertas limitaciones y desventajas. La desventaja más notoria es el hecho de que el BCI propuesto es un *BCI dependiente* (Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurstcheller, & Vaughan, 2002). Un BCI es un sistema de comunicación donde los comandos o mensajes que el individuo envía no utilizan los medios de salida convencionales del cerebro para actuar sobre el mundo externo (los músculos y nervios periféricos). En un BCI dependiente se necesita, de todas formas, que haya cierta actividad funcional en alguno de estos medios convencionales del cerebro para poder generar la actividad cerebral (señal EEG) que contiene el mensaje o comando deseado. En este caso, la generación de los SSVEPs dependen del correcto funcionamiento de los nervios y músculos extraoculares pues el usuario debe poder controlar el movimiento de sus ojos para mirar la luz parpadeante asociada al comando que desea enviar.

Otra desventaja es que el BCI propuesto es sensible a cambios en la iluminación externa, pues la amplitud de los SSVEP disminuye si se reduce el contraste entre el estímulo que lo genera y el resto de la pantalla. El BCI propuesto también puede causar leve fatiga visual en el usuario.

3. DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL CIRCUITO DE ADQUISICIÓN

Esta sección detalla el diseño y la fabricación del circuito de adquisición y digitalización, abarcando desde el diseño del circuito impreso y la elección de los componentes hasta la soldadura de los mismos.

3.1. Criterios de elección de los componentes principales del circuito

Como ya se mencionó, el objetivo de este trabajo fue diseñar un circuito que sea de bajo costo y factor de forma reducido. Esto último se buscó ya que un circuito de menores dimensiones capta menos interferencia y ruido del ambiente, además de que lo hace fácilmente trasladable (lo cual es una diferencia notable con la mayoría de los equipo de adquisición de EEG disponibles comercialmente). Por ende, no se buscó que el dispositivo tuviera un elevado número de canales de entrada. La propuesta inicial era de un circuito con un mínimo de 16 canales de entrada para poder utilizarlo en un esquema BCI distinto al propuesto, basado en ondas Mu. Luego, se optó por diseñar un circuito con sólo 8 canales de entrada y fabricar varios, ya que se pueden interconectar entre sí para obtener un número mayor de canales de entrada .

Para poder lograr estos objetivos, se diseñó un circuito impreso basado en el uso de componentes y circuitos integrados de montaje superficial.

3.1.1. ADS1299

El ADS1299 es un circuito integrado desarrollado por Texas Instruments que fue lanzado al mercado en el año 2012. El ADS1299 cumple la mayoría de las funciones necesarias para la correcta adquisición y digitalización de datos analógicos biomédicos, y es de dimensiones muy reducidas (1,2 cm x 1,2 cm). Posee funcionalidades de especial utilidad para realizar mediciones EEG, como, por ejemplo, la detección automática de problemas en la adhesión de los electrodos a la piel (llamada *Lead-Off Detection*) (Texas Instruments Inc., 2012).

Las principales características y funciones que cumple este integrado son:

Conversión Analógica a Digital de hasta 8 canales de entrada bipolares o monopolares con resolución de 24 bits;

- Amplificador de bajo ruido y ganancia programable para cada canal;
- Amplificador para la señal de salida *Bias*;
- Velocidad de transferencia de salida de 250 hasta 16000 muestras por segundo;
- Oscilador (*clock*) y generador de referencia para la conversión ADC integrados;
- Interfaz digital SPI.

El ADS1299 realiza la conversión digital utilizando un conversor analógico-digital $\Delta\Sigma$. Los conversores $\Delta\Sigma$ están compuestos por los bloques indicados en la Figura 3 (Baker, 2011). El modulador $\Delta\Sigma$ se encarga de la digitalización de la señal analógica de entrada y de reducir el ruido en bajas frecuencias. Esto lo logra mediante una técnica conocida como Modelado de Ruido, que coloca el ruido de baja frecuencia en frecuencias más altas que están fuera de la banda de interés. Para ello, se debe sobremuestrear la señal, es decir, mostrar a una frecuencia de muestreo f_s mucho más alta que la frecuencia de salida de datos digitales f_D . El Modelado de Ruido hace que el conversor $\Delta\Sigma$ sea ampliamente utilizado para mediciones de señales de baja frecuencia que requieren alta precisión, como las señales EEG.

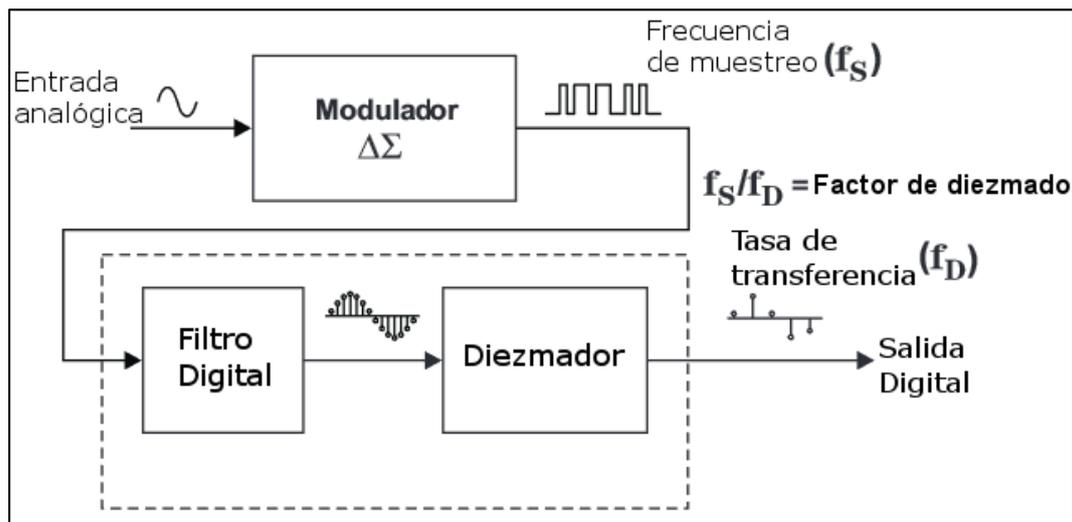


Figura 3. Diagrama en bloques de un modulador $\Delta\Sigma$.

El filtro digital se encarga de limitar el ancho de banda de ruido que ingresa al sistema y sirve como filtro *antialiasing*. El diezmado se utiliza para reducir la cantidad de muestras que entrega el conversor por segundo, pues las señales de interés no contienen información en frecuencias tan altas.

Sin embargo, la transferencia resultante del bloque digital (filtro digital y diezmador) es de la forma que se ve en la Figura 4. La transferencia es periódica y se repite cada $f_s=1$ MHz. Es necesario entonces utilizar un filtro pasabajos externo al integrado con frecuencia de corte bastante menor a $f_s/2$ para evitar interferencias y ruido de alta frecuencia.

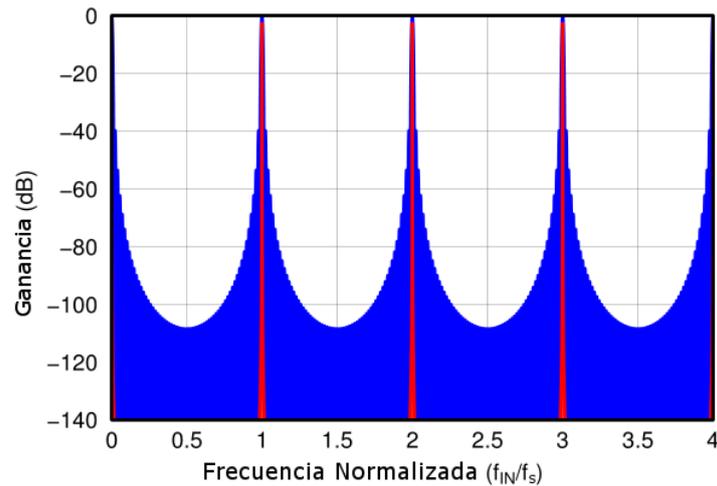


Figura 4. Transferencia del bloque digital del convertor $\Delta\Sigma$ del ADS1299.

3.1.2. Reguladores de Tensión

El ADS1299 puede alimentarse de forma unipolar o bipolar. Para el diseño del circuito se optó por alimentarlo de forma bipolar para tener mayor excursión en las señales de entrada. La alimentación del ADS1299 requiere disponer de varios valores de tensión continua. Se eligieron los siguientes reguladores de Texas Instruments para generar las tensiones de alimentación:

- TPS72325DBVT (Regulador lineal de -2.5V para generar AVSS);
- TLV70025DCKR (Regulador lineal de +2.5V para generar AVDD);
- LP5907MFX-3.3 (Regulador lineal de +3.3V para generar DVDD);
- LP2992IM5-5.0 (Regulador lineal de +5.0V para alimentar los demás reguladores);
- LM2664M6 (Inversor de voltaje para alimentar el regulador de -2.5V con -5.0V).

Todos estos circuitos integrados son de montaje superficial y dimensiones reducidas. El regulador de +5.0V puede alimentarse utilizando una batería o las líneas de tensión de un puerto USB.

3.1.3. Filtros pasabajos de entrada

Cada uno de los canales de entrada al ADS1299 debe estar conectado a un filtro pasabajos, debido a lo antes mencionado acerca de la función transferencia del bloque digital del convertor $\Delta\Sigma$. Se optó por utilizar filtros RC (de primer orden) con una frecuencia de corte de al menos una década por debajo de 1 MHz, que corresponde aproximadamente al valor 1 del eje de abscisas en la Figura 4, y por encima de 16 KHz pues el ADS1299 puede mostrar los canales de entrada a 16000 muestras por segundo. Eligiendo los valores comerciales de 2.2K Ω y 1nF para el resistor y el capacitor respectivamente, se obtiene una frecuencia de corte de:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = 72,343 \text{ KHz.}$$

Esto brinda una atenuación de alrededor de 20 dB a la frecuencia f_s .

3.1.4. ChipKit Uno32

El ADS1299 es un dispositivo con numerosas configuraciones y modos de operación posibles, y se requiere de un controlador para su programación y para leer los datos de salida. Este controlador también debe poder comunicarse con la computadora vía puerto USB.

Para este trabajo se utilizó un ChipKit Uno32 como controlador. Éste es un dispositivo basado en un microcontrolador PIC de la empresa Microchip que se programa desde la computadora a través de una interfaz USB y posee numerosos canales de I/O digitales, además de contar con sistema de clock, alimentación, inicialización y memoria internos, entre otras funciones. El software con el cual se lo programa es de código abierto, de fácil utilización e incluye librerías para protocolos de comunicación serie con otros circuitos digitales, como SPI (Digilent Inc., 2012).

3.1.5. Proceso de diseño y fabricación

A continuación se detalla el proceso de diseño, incluyendo software utilizado y esquemático del circuito, diseño del circuito impreso y procedimiento de soldadura de los componentes superficiales.

3.1.5.1. Software utilizado y esquemático del circuito

Se utilizó el software de diseño Altium Designer® ya que es una herramienta de alto nivel que integra el diseño del esquemático y el circuito impreso y permite realizar una base de datos con componentes personalizados fácilmente. En el Apéndice 1 se presenta el esquemático del circuito.

3.1.5.2. Circuito impreso (PCB): consideraciones importantes

El diseño del circuito impreso fue enviado a una empresa de manufactura de PCBs llamada Oshpark®, situada en los Estados Unidos. Por ello, a la hora de diseñar el PCB fue necesario adoptar todas las reglas, especificaciones y limitaciones que ellos establecieron, principalmente respecto a distancia mínima entre tracks, pads y vías, cantidad de capas, etcétera.

Además, al estar diseñando un circuito con una etapa analógica y una etapa digital es recomendable separar los planos de masa de ambos (se los llama comúnmente AGND, por *Analog Ground*, y DGND, por *Digital Ground*) y luego hacer que se unan en un solo punto del circuito. En el circuito impreso diseñado en este trabajo se puede observar la unión de ambos planos de masa en la esquina inferior derecha. Esta separación de las masas se realiza para evitar que las corrientes de retorno de la parte digital afecten a la parte analógica, alterando potencialmente los valores de la conversión.

En cuanto al posicionamiento de los componentes, se tuvieron en cuenta criterios básicos de diseño como colocar los capacitores de desacople lo más cerca posible del ADS1299. Además, se tomó la precaución de agregar protecciones contra descargas electrostáticas

(protecciones ESD) a las entradas y a la alimentación, ya que las personas podemos causar descargas electrostáticas capaces de dañar a los dispositivos CMOS que contiene el ADS1299.

En el Apéndice 2 se presenta el diseño del PCB realizado en Altium y en la Figura 5 un modelo en 3D del circuito impreso con los componentes soldados.

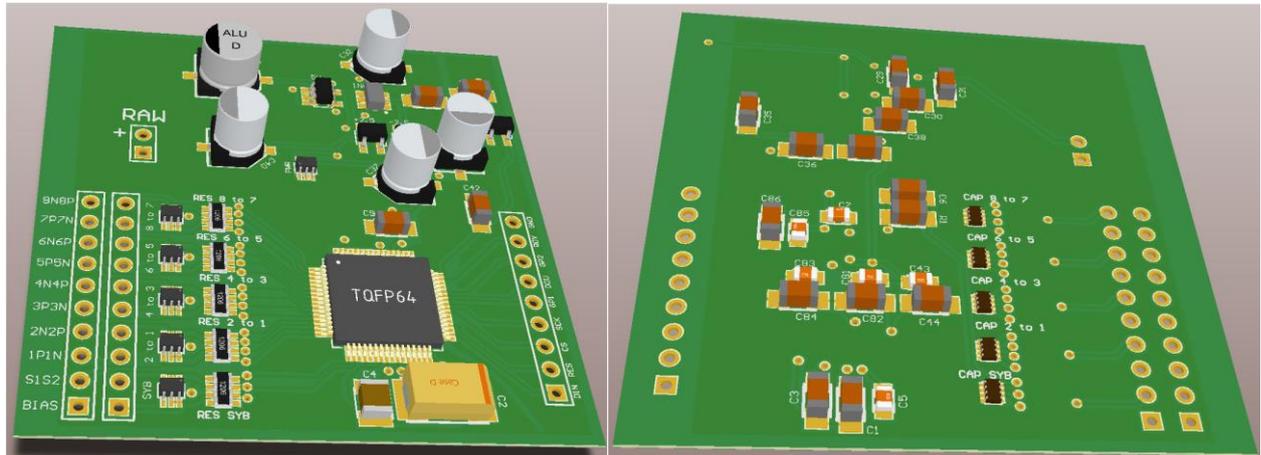


Figura 5. Modelo 3D del circuito, cara superior (izquierda) y cara inferior (derecha).

3.1.6. Técnicas de soldadura utilizadas

Todos los componentes del circuito fueron soldados manualmente. Como esto tiene ciertas dificultades debido al tamaño de algunos de los componentes superficiales (como se puede apreciar en la Figura 6), se explicará a continuación el método utilizado.

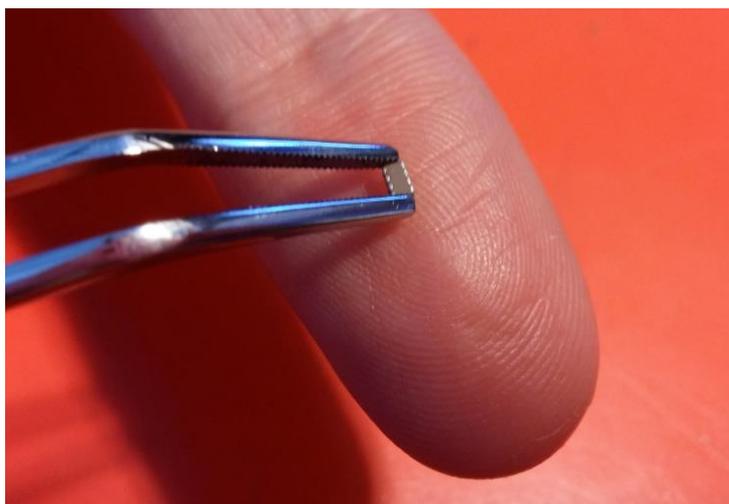


Figura 6. Integrado que contiene cuatro capacitores de montaje superficial.

Para poder soldar estos componentes de dimensiones tan reducidas se recurrió a utilizar pasta de estaño. La pasta de estaño es una mezcla semisólida que contiene estaño y resina. La técnica de soldadura consiste, entonces, en el siguiente procedimiento: se coloca el componente a soldar en su posición correspondiente en el circuito y se le aplica una pequeña cantidad de pasta de estaño a los contactos, luego se calienta la pasta con la punta de un soldador, que necesariamente debe ser de punta fina. Al calentar la pasta de estaño, la acción conjunta de la resina y el estaño crean una unión metálica entre los contactos del circuito impreso y del componente. En la Figura 7 se presenta una fotografía del circuito terminado.

Un problema que se presentó fue que la pasta de estaño estaba muy seca, con lo cual era difícil tomar una pequeña cantidad y adherirla al contacto correspondiente. La solución fue mezclar la pasta de estaño con pequeñas cantidades de resina líquida, lo cual vuelve a estado semisólido a la pasta de estaño.

X

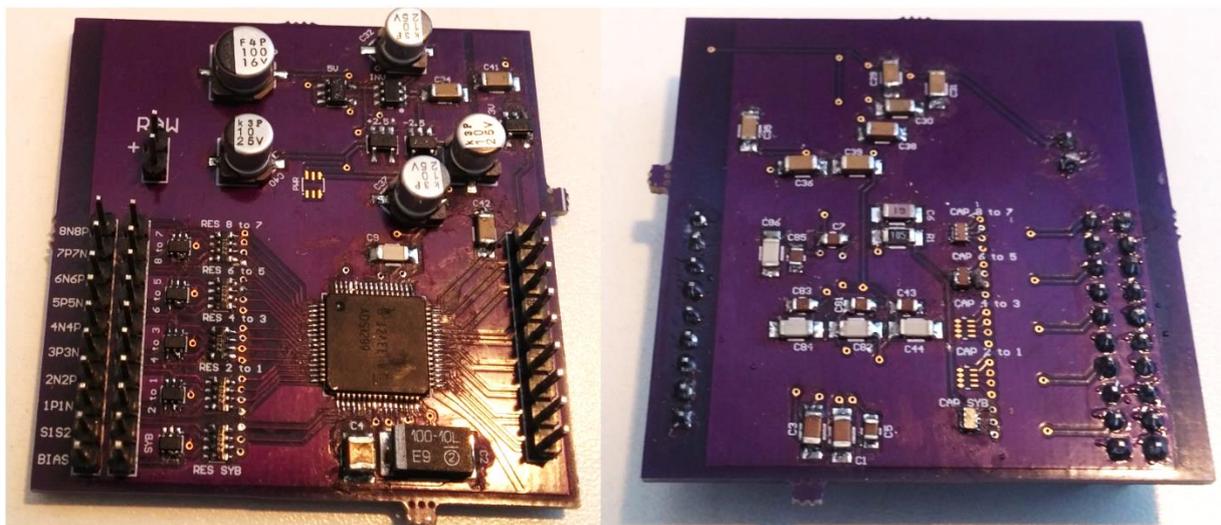


Figura 7. Circuito terminado. Las dimensiones finales son de 5x5 cm.

En la Figura 8 se presenta el esquema completo del BCI propuesto, indicando las formas de interconexión de cada etapa.

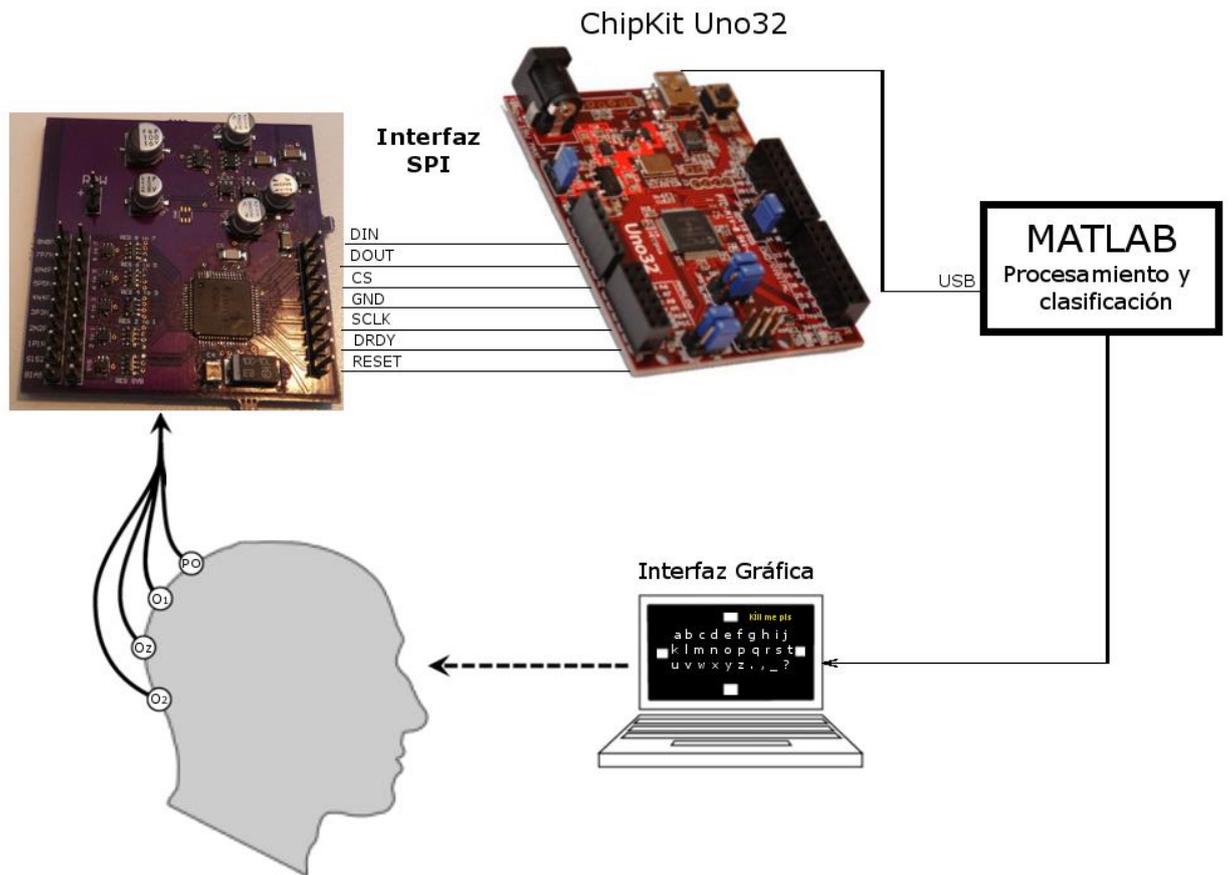


Figura 8. Esquema completo del BCI propuesto.

4. SOFTWARE DE PROCESAMIENTO E INTERPRETACIÓN DE EEG

Esta sección explica todo el procesamiento de señales necesario para el funcionamiento del BCI propuesto, así como también una descripción del programa realizado en Matlab.

4.1. Generación de estímulos y flujo del programa

Como se ha mencionado anteriormente, el BCI estará basado en los SSVEPs. Por ende, es necesario crear los estímulos visuales necesarios para poder incitar al cerebro del usuario a que genere estos potenciales. Se recurrió a una librería de Matlab llamada *Psychophysics Toolbox*, que es de uso gratuito, y brinda funciones que permiten no sólo generar los estímulos visuales necesarios sino también la interfaz gráfica completa del BCI propuesto (Brainard & Pelli, 1997).

En la Figura 9 se puede ver la interfaz gráfica del programa desarrollado. La misma consiste de cuatro rectángulos blancos parpadeantes, letras, números y caracteres especiales que componen el teclado, y de una zona reservada para mostrar el mensaje que el usuario está escribiendo.

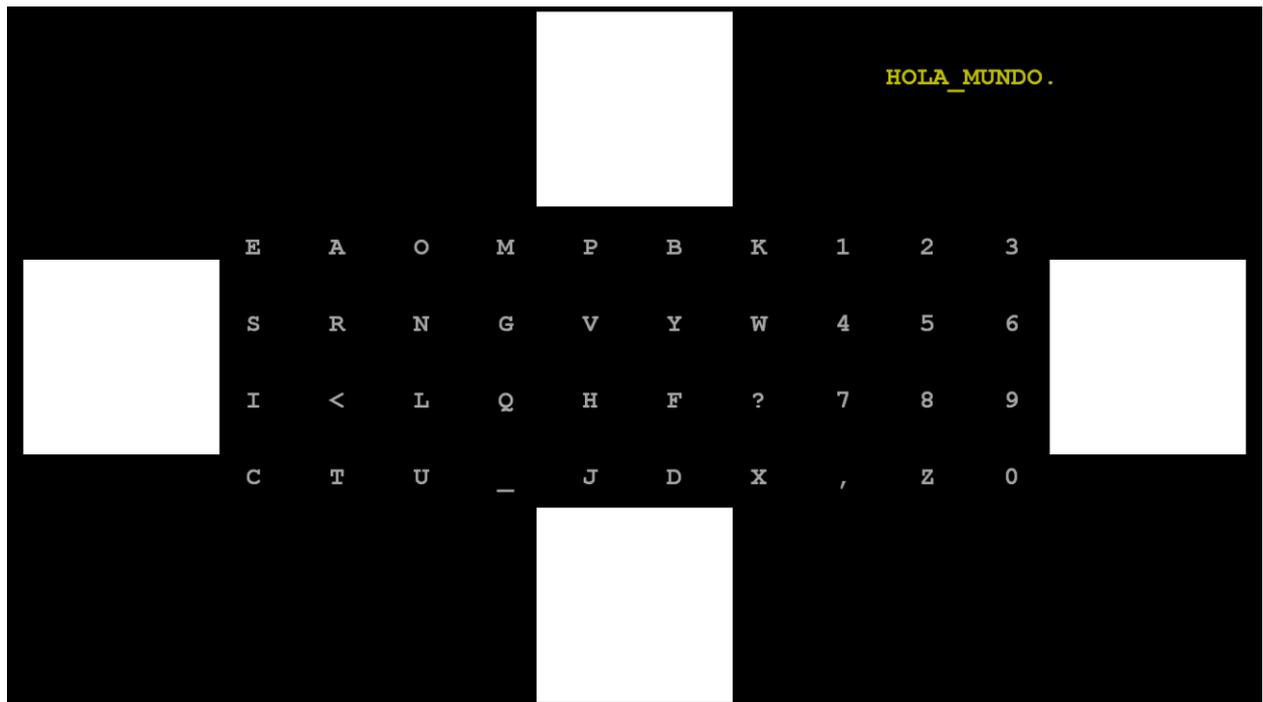


Figura 9. Interfaz gráfica del programa. Cada rectángulo blanco representa un cuadro parpadeante que opera a una frecuencia única, distinta a la de las otras tres. El texto en amarillo en la esquina superior derecha muestra el texto escrito por el usuario.

En la Figura 10 se muestra un diagrama de flujo simplificado del programa, que detalla las acciones que realiza el usuario para poder escribir utilizando el teclado virtual. El procedimiento para indicar y escribir un carácter es el siguiente:

1. Se presenta el teclado virtual en pantalla por unos segundos y se numeran los rectángulos parpadeantes de 1 a 4.
2. El usuario debe localizar el carácter deseado y memorizar el número de fila que le corresponde (de 1 a 4).
3. Para indicarlo, debe enfocar firmemente su mirada en el cuadro parpadeante que le corresponde al número de fila elegida.
4. Analizando la señal electroencefalográfica producto de mirar el parpadeo, el sistema determina en qué cuadro parpadeante el usuario enfocó su mirada y resalta los caracteres de la fila elegida por un breve instante.

5. Luego se resaltan sólo los tres primeros caracteres de la fila elegida. El usuario tiene ahora la opción de elegir uno de esos tres caracteres con igual método que el paso 3, enfocando su mirada en el cuadro parpadeante que le corresponde según su orden, perteneciente al conjunto $\{1,2,3\}$ (el cuadro #1 está asociado al carácter resaltado de la izquierda, el cuadro #2 al que le sigue a su derecha, y así sucesivamente).

El carácter elegido se muestra en la parte superior derecha de la pantalla, a continuación de los caracteres escritos previamente. Si el usuario no desea escribir ninguno de los tres caracteres resaltados, debe enfocar su mirada en el cuadro parpadeante #4 para que se resalten los siguientes tres caracteres pertenecientes a la fila elegida en el paso 2. Si el usuario desea escribir alguno de estos tres caracteres debe enfocar su mirada en uno de los cuadros parpadeantes pertenecientes al nuevo conjunto $\{1,2,3\}$. Si el carácter que el usuario desea es alguno de los últimos cuatro de la fila elegida, debe volver a enfocar su mirada una vez más en el cuadro parpadeante #4 para que se resalten estos caracteres y finalmente enfocar su mirada en uno de los cuatro cuadros parpadeantes para elegir el carácter deseado pertenecientes al nuevo conjunto $\{1,2,3,4\}$.

6. Se repiten estos pasos para cada carácter que desee escribir el usuario.

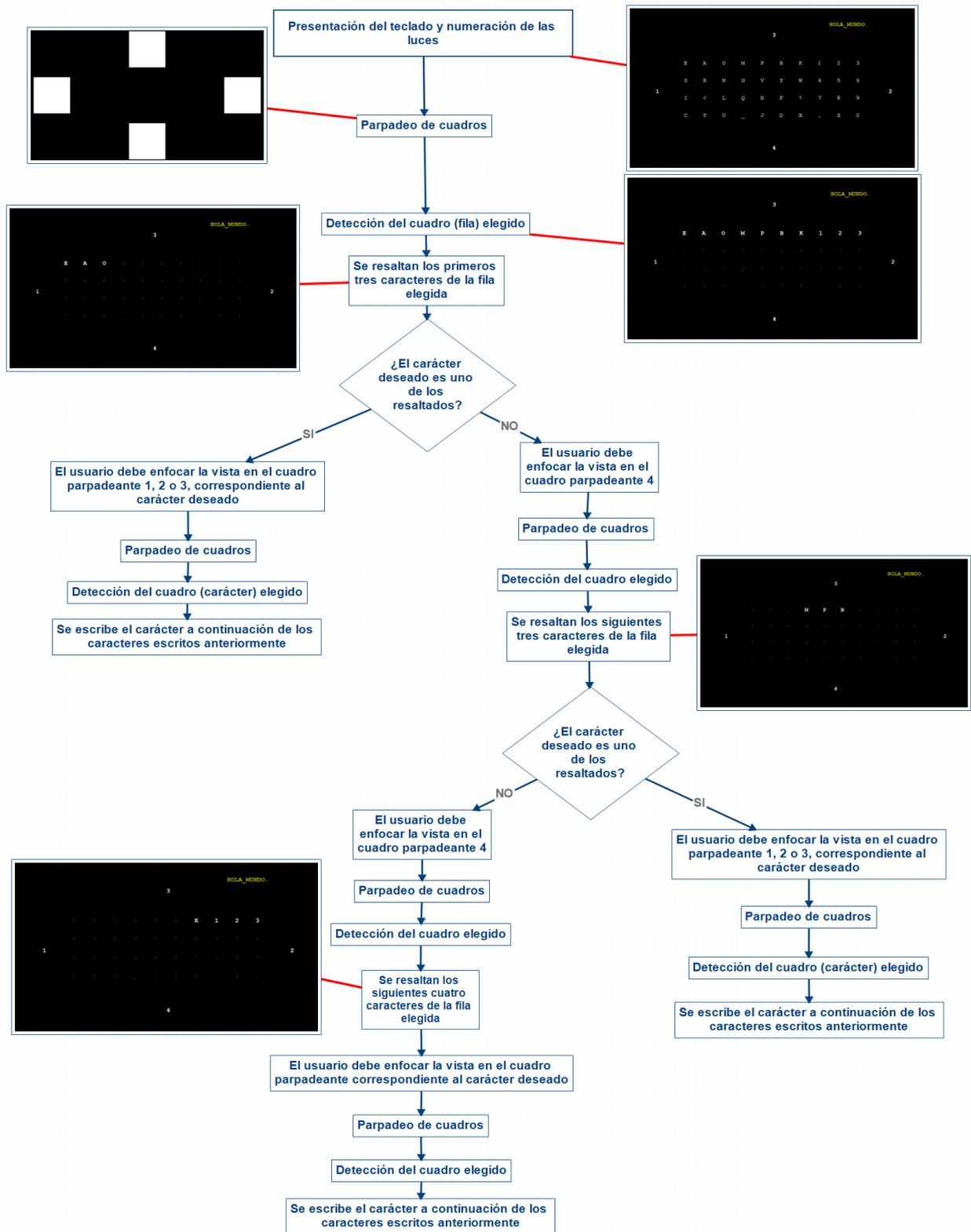


Figura 10. Diagrama de flujo simplificado del programa.

Las cuadros parpadeantes son áreas rectangulares de la pantalla que pueden presentarse de dos formas distintas: completamente blancas o completamente negras (igual al fondo). Al ir alternando estos dos estados a intervalos regulares se genera un patrón de intensidad lumínica que se asemeja a una onda cuadrada de frecuencia constante. Se ha demostrado en otras investigaciones que la estimulación mediante ondas cuadradas genera SSVEPs de mayor amplitud en el usuario (Teng, et al., 2011). Como la frecuencia de refresco del monitor es de 60 Hz, las frecuencias elegidas para los estímulos deben ser menores a 30 Hz para evitar errores en la presentación. Se eligieron cuatro frecuencias dentro de la banda de 9 a 16 Hz pues se verificó empíricamente que los estímulos generados a estas frecuencias causan los SSVEPs de mayor amplitud.

La disposición de las letras en el teclado no es aleatoria ni arbitraria, sino que se posicionaron los caracteres estadísticamente más recurrentes en la lengua española a la izquierda y los menos recurrentes más a la derecha (Pratt, 1942). De este modo, el número de pasos promedio necesarios para escribir una o varias palabras se reduce. También se posicionó el carácter “<”, que en realidad representa la *Barra de Retroceso* en un teclado convencional, a la izquierda del teclado; de esta forma el usuario puede corregir más rápidamente un carácter equivocado.

4.2. Entrada y etapa de pre-procesamiento digital

Para que el algoritmo de clasificación pueda identificar con precisión el cuadro en el cual el usuario enfocó su mirada es necesario realizar un pre-procesamiento digital de las señales que llegan del sistema de adquisición. Estas señales de entrada provienen de cuatro canales (cuatro electrodos colocados en O1, O₂, O_z y PO según la Figura 1, referidos al lóbulo de la oreja izquierda), y llegan a una velocidad de 250 muestras por segundo. Se toman 1024 muestras de cada canal para el procesamiento y la clasificación, más una cantidad de muestras adicional que son necesarias para realizar el filtrado digital que se explica en el siguiente

párrafo. Se le llamará *ensayo* a cada instancia del programa en la cual se hacen parpadear los cuadros y se toman las muestras de EEG, incluyendo también al procesamiento, la clasificación y la presentación del resultado al usuario. El resultado de cada ensayo es básicamente un número entre 0 y 4, donde los número del 1 al 4 corresponden al cuadro parpadeante que el programa reconoce que el usuario estaba mirando, y el 0 indica que hubo un problema en la medición (por artefactos o ausencia del SSVEP) y que el ensayo debe repetirse. El tiempo total de cada ensayo es de aproximadamente 7,5 segundos.

Para rechazar el ruido en modo común, que aparece como una oscilación de 50 Hz inducida por el tendido eléctrico, se diseñó un filtro FIR eliminabanda de banda angosta (*notch*) óptimo, cuyo código de Matlab se hallaba disponible en una publicación científica (Zahradnik & Vlcek, 2013). También se diseñó un filtro FIR pasabanda (utilizando la función *fir1*) cuya banda pasante es de 5 a 38 Hz para restringir el contenido espectral de las señales de entrada a la banda de interés. Estos dos filtros se combinaron mediante una convolución discreta para formar un solo filtro digital que se le aplicó a la señal. La cantidad de muestras adicionales que se deben tomar por utilizar este filtro son 250, es decir, el uso del filtro aumenta en un segundo el tiempo de la toma de muestras en cada ensayo.

4.3. Estimación de la densidad espectral de potencia de las señales

El objetivo principal del algoritmo de clasificación es elegir cuál de los cuadros parpadeantes estaba mirando el usuario. Recordando que mirar un cuadro parpadeante a una frecuencia f causa la aparición de SSVEPs, es decir, oscilaciones en la señal de EEG a la misma frecuencia, es lógico pensar que la densidad espectral de potencia de las señales de EEG contiene la información buscada. Si el usuario mira el cuadro parpadeante de frecuencia f_1 debería notarse un valor elevado en el periodograma de las señales de EEG a esa frecuencia, tal como se ve en la Figura 11.

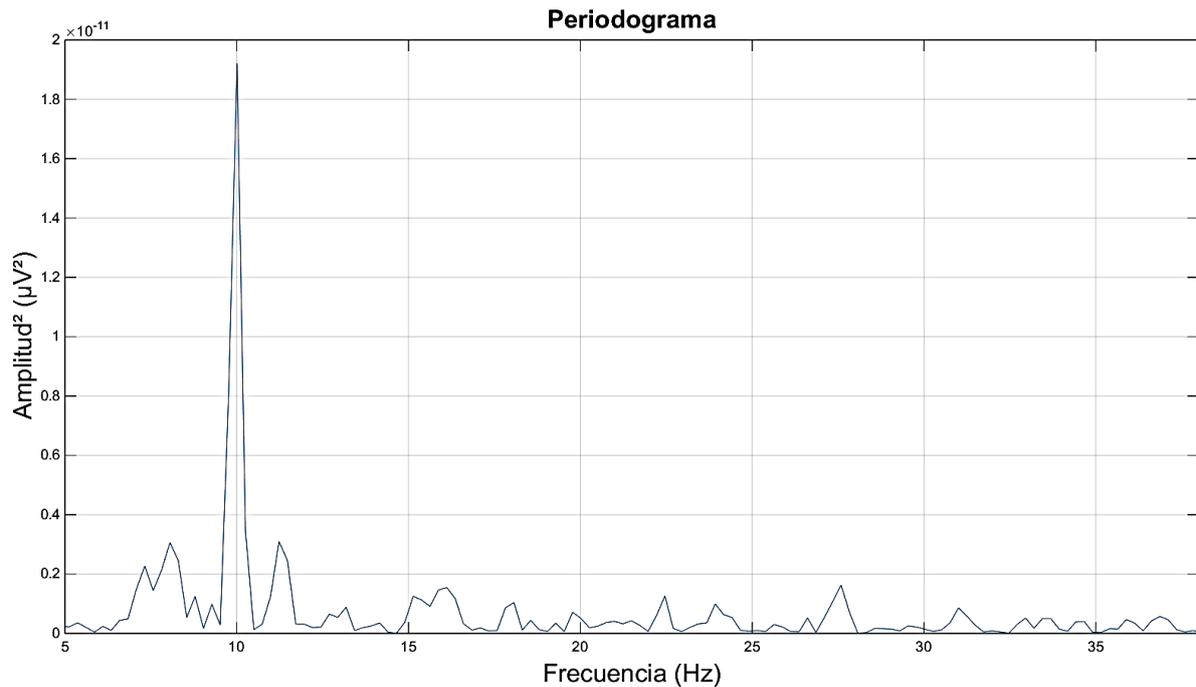


Figura 11. Periodograma (estimación de la densidad espectral de potencia) de una señal EEG que contiene un SSVEP. El cuadro que generó este potencial evocado parpadeaba a 10 Hz.

Al principio, se utilizó la Transformada Rápida de Fourier (**FFT**, *Fast Fourier Transform*) para calcular el periodograma utilizando las 1024 muestras. Sin embargo, se observó que a veces la densidad espectral de potencia resultante utilizando 1024 muestras no revelaba un SSVEP, pero que al utilizar, por ejemplo, sólo las primeras 512 muestras del ensayo para la FFT, el pico que caracteriza al SSVEP aparecía. Esto puede deberse a que la oscilación causada por los SSVEP no necesariamente está presente a lo largo de todo el tiempo del ensayo. Podemos suponer que esto ocurre por uno o varios factores que son imposibles de controlar o predecir (distracción momentánea del usuario, fatiga, cuestiones cerebrales desconocidas, etc.), pero que terminan haciendo de la FFT a lo largo de las 1024 muestras una forma poco satisfactoria de estimar la densidad espectral de potencia de un ensayo.

Se decidió optar por un método diferente para la estimación de la densidad espectral de potencia del ensayo. El método elegido es el **método de Welch**, función llamada `pwelch` en Matlab (Welch, 1967). Este método es una forma de estimar la densidad espectral de potencia

de un conjunto de muestras equiespaciadas en tiempo al dividirla en segmentos con solapamiento. Es decir, se generan L segmentos de M muestras de la señal, tomadas de manera solapada. El número de muestras solapadas es D , y el factor de solapamiento se calcula como D/M .

Se aplica una función ventana en el dominio temporal a cada segmento y se calcula la FFT de cada uno. El uso de funciones ventana distinta a la rectangular causa una pérdida de información en los bordes de cada segmento, pero esta pérdida se mitiga ya que los segmentos están solapados. Luego se elevan los valores obtenidos al cuadrado para obtener L periodogramas, y estos se promedian en frecuencia. Así se reduce la varianza de los periodogramas individuales, y se soluciona el problema mencionado anteriormente.

En la Figura 12 se puede observar una estimación de la densidad espectral de potencia, utilizando el método de Welch, de la señal del electrodo colocado en Oz para un ensayo en el cual el usuario enfocó su mirada en el cuadro parpadeante de 10 Hz. Una desventaja notoria de utilizar este método es la pérdida de resolución en frecuencia, que depende del número de muestras M de cada segmento. Por ello, las frecuencias de los cuadros parpadeantes deben estar separadas una cantidad de Hertz al menos dos veces superior a la resolución en frecuencia obtenida con este método.

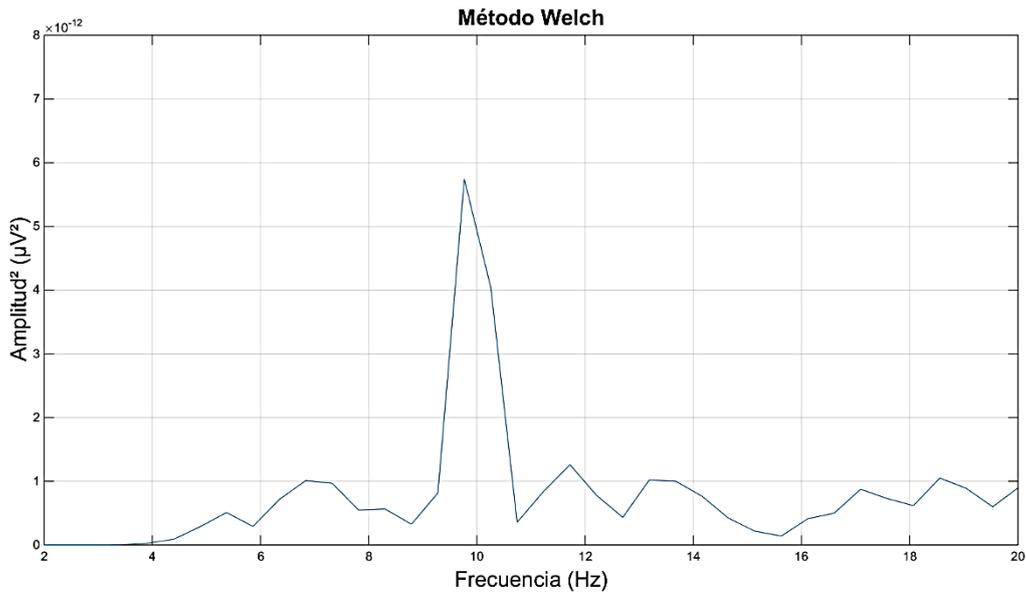


Figura 12. Estimación de la densidad espectral de potencia utilizando el método Welch.

4.4. Algoritmo de clasificación y detección de errores

Como se mencionó anteriormente, el objetivo de la clasificación es determinar, para un ensayo dado, en cuál de los cuatro cuadros parpadeantes estaba enfocando su mirada el usuario. Las entradas al bloque de clasificación son cuatro estimaciones de la densidad espectral de potencia, calculadas mediante el método Welch, provenientes de cada uno de los cuatro electrodos. Se las denominará $P_1(f)$, $P_2(f)$, $P_3(f)$ y $P_4(f)$.

Dado un conjunto de frecuencias $F = \{f_1, f_2, f_3, f_4\}$, donde f_n es la frecuencia a la que parpadea el cuadro n (que coincide con la numeración de los cuadros parpadeantes mostrados al usuario durante la ejecución del programa), se crea un vector de puntaje o score $S = [s_1, s_2, s_3, s_4]$, donde s_n es el puntaje de clasificación para el cuadro parpadeante n . Este vector se inicializa en cero para cada s_n en cada ensayo. Para cada P_j se calcula $[i, A_j] = \max_i \{P_j(f_i)\}$, donde i es un número entero del 1 al 4 que indica cuál de las frecuencias f_i da como resultado el máximo valor A_j de $P_j(f_i)$ para la estimación de densidad espectral de potencia j . Se define Δf como el rango de frecuencias de 8 a 20 Hz y la SNR de cada estimación como

$$SNR_j = \frac{A_j}{\text{promedio de } P_j \text{ en el rango } \Delta f}$$

Al puntaje correspondiente s_i del vector de puntajes S se le suma el valor SNR_j sólo si éste supera un valor umbral definido como $\Omega_{individual}$. Luego de calcular las cuatro SNR y asignar los puntajes correspondientes, el algoritmo de clasificación determina que el cuadro parpadeante en el cual enfocó la mirada el usuario es aquel con el mayor puntaje, pero sólo si a su vez este puntaje supera un umbral definido como $\Omega_{conjunto}$. Estos valores umbral se determinan empíricamente. Si ninguno de los elementos del vector S supera el umbral $\Omega_{conjunto}$, se le pide al usuario que se repita el ensayo mediante un mensaje en la interfaz que se indica como “REPETIR”.

Debido a la aparición de ciertos artefactos causados por el movimiento del usuario o de personas cercanas a él se decidió implementar un algoritmo que descarte la SNR de un canal si éste no cumple con ciertos requisitos. Se verificó experimentalmente que los artefactos introducidos por movimiento causaban grandes variaciones en la amplitud de las muestras temporales de la señal, en general del orden de 0.1 a 10 mV. Las señales de EEG varían en el rango de unos pocos μV , con picos de no más de 50 μV en la mayoría de los casos. Por ende, el algoritmo implementado descarta la SNR de un canal en un ensayo si detecta que una cierta cantidad de sus muestras temporales superan un cierto umbral de tensión $\Omega_{tensión}$ (tanto el número de muestras que se permite que superen el umbral y el valor del mismo son fácilmente ajustables).

4.5. Parámetros configurables

Todos los parámetros y variables pueden ajustarse a cualquier valor deseado en el código del programa en Matlab. Varias cualquiera de estos parámetros puede tener, o no, efectos deseables en la precisión, la velocidad de escritura, o la comodidad del usuario. A

continuación se presenta una lista de los parámetros más relevantes y los efectos que conlleva modificarlos:

- **Tamaño de los cuadros:** Se verificó empíricamente que aumentar el tamaño de los cuadros parpadeantes aumenta la amplitud del SSVEP, aunque también causa mayor fatiga visual.
- **Tiempo (muestras) de análisis:** Corresponde a la cantidad de muestras que se tomarán para poder clasificar en cada ensayo. A mayor cantidad de muestras por ensayo se reduce la velocidad de escritura pero, en general, mejora la SNR del SSVEP al utilizar el método Welch.
- **Tiempo de presentación del teclado:** Es el tiempo en el cual se le presenta al usuario el teclado virtual y los caracteres resaltados (si los hubiera) para que identifique qué cuadro parpadeante debe mirar a continuación. Una vez que el usuario se acostumbra a utilizar el teclado virtual se puede reducir en gran medida este tiempo para aumentar considerablemente la velocidad de escritura.
- **Umbral SNR:** Como se ha mencionado anteriormente, hay un umbral que determina la mínima SNR que debe tener un canal para ser tomado en cuenta en el cálculo del puntaje para un cierto ensayo dado, y también hay un umbral que exige un puntaje final de clasificación mínimo para no tener que repetir el ensayo. Subir estos umbrales causa que más ensayos pidan repetir, pero a su vez reduce la probabilidad de que el algoritmo clasifique incorrectamente. Se debe buscar un valor que dé la menor cantidad de errores posible sin comprometer demasiado la velocidad de escritura.
- **Frecuencias de los cuadros:** La frecuencia de cada uno de los cuadros parpadeantes es única y deben estar separadas al menos dos veces la resolución en frecuencia que se obtiene al utilizar el método Welch. La resolución obtenida

con el método Welch depende de la cantidad de muestras que tiene cada uno de los segmentos solapados. Es importante destacar que no todas las frecuencias causan potenciales SSVEP de igual amplitud, con lo cual hay que verificar los umbrales SNR elegidos funcionen con todas las frecuencias de los cuadros. También se debe evitar utilizar frecuencias mayores a 30 Hz si el usuario es epiléptico.

5. RESULTADOS

5.1. Desempeño del circuito diseñado

Para medir el desempeño del circuito diseñado se realizó una medición del ruido propio. Para medir el ruido que genera un sistema de adquisición, se deben cortocircuitar a masa sus entradas y observar la salida. Como la señal de entrada en este caso es nula, lo único que se medirá será el ruido que introduce el propio circuito.

En la Figura 13 se muestra una medición del ruido propio realizado en uno de los canales de entrada con ganancia $G=24$ (a mayor ganancia se genera menos ruido en el ADS1299) y velocidad de transferencia de datos $DR=250$ muestras por segundo. Se calculó la desviación estándar σ_N de este ruido y el valor pico a pico máximo del ruido $\mu_{V_{pp}}$ según las siguientes ecuaciones:

$$\sigma_N = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M (x_i - E[x])^2}$$

$$\mu_{V_{pp}} = \max(x) - \min(x)$$

donde M es el número de muestras (que en este caso es igual a 9000) y $E[x]$ es la esperanza de la señal de entrada. Para esta medición, $\sigma_N = 0.0454 \mu V$ y $\mu_{V_{pp}} = 0.35 \mu V$. Comparando estos valores con las mediciones de ruido para el ADS1299 que se encuentran en la hoja de datos provista por Texas Instruments (que se muestran en la Figura 14), se puede concluir que el diseño del circuito impreso y los demás componentes elegidos son adecuados y no empeoran el ruido propio del integrado.

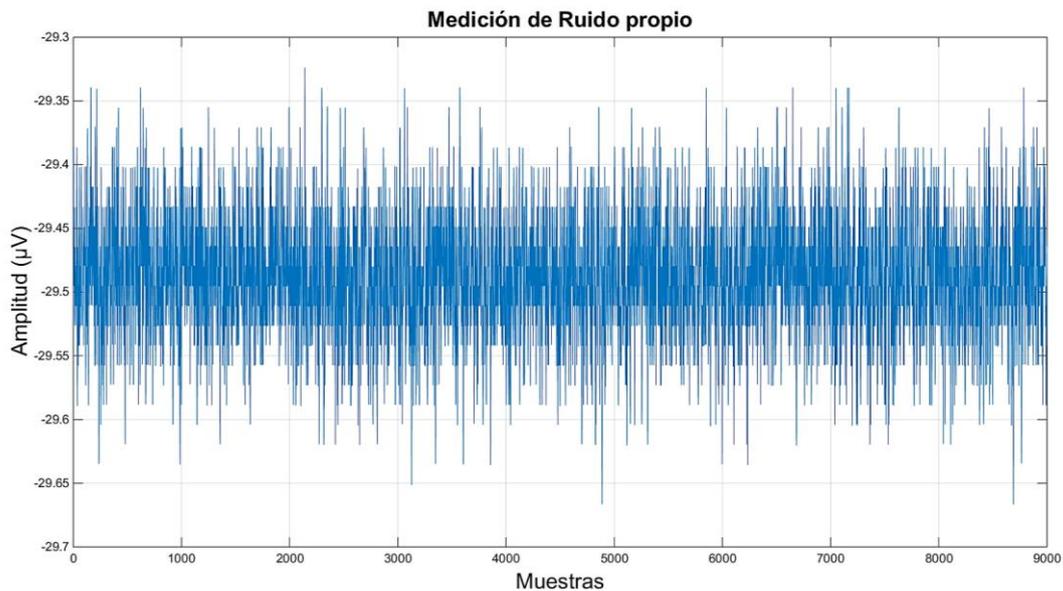


Figura 13. Medición de ruido propio del circuito diseñado.

Table 4. Input-Referred Noise (μV_{RMS} / μV_{PP}) in Normal Mode 5-V Analog Supply and 4.5-V Reference⁽¹⁾

DR BITS OF CONFIG1 REGISTER	OUTPUT DATA RATE (SPS)	-3-dB BANDWIDTH (Hz)	PGA GAIN = 24				
			μV_{RMS}	μV_{PP}	SNR (dB)	NOISE-FREE BITS	ENOB
000	16000	4193	1.66	11.64	98.0	14.98	16.28
001	8000	2096	0.80	5.57	104.4	16.04	17.35
010	4000	1048	0.56	3.94	107.4	16.54	17.84
011	2000	524	0.40	2.79	110.4	17.04	18.35
100	1000	262	0.28	1.97	113.5	17.54	18.85
101	500	131	0.20	1.39	116.5	18.04	19.35
110	250	65	0.14	0.98	119.5	18.54	19.85
111	n/a	n/a	—	—	—	—	—

(1) At least 1000 consecutive readings were used to calculate the RMS and peak-to-peak noise values in this table.

Figura 14. Medición de ruido propio del ADS1299 realizada por Texas Instruments provista en la hoja de datos (Texas Instruments Inc., 2012).

5.2. Desempeño del programa

El programa demostró un desempeño altamente satisfactorio luego de que se hallaron empíricamente los valores de los parámetros ajustables que brindaban los mejores resultados. Para cuantificar el desempeño del programa, se realizó una serie de ensayos en los cuales se le especificaba al usuario en cuál de los cuatro cuadros parpadeantes debía enfocar la mirada. Se clasificaron los resultados en tres categorías distintas: Correcto, Repetir, e Incorrecto. Correcto indica que el resultado entregado por el algoritmo de clasificación coincide con la indicación que se le dio al usuario. Repetir indica que el algoritmo no entregó ningún resultado y pidió repetir el ensayo (recordar que esto ocurre cuando el puntaje del vector S no supera el valor umbral $\Omega_{conjunto}$). Incorrecto indica que el resultado entregado por el algoritmo de clasificación no coincide con la indicación que se le dio al usuario. De los 66 ensayos realizados, el algoritmo clasificó 59 correctamente y solicitó repetir 7. Por ende, hubo 0 ensayos que arrojaron un resultado incorrecto. Si se define como precisión de clasificación al cociente entre los ensayos clasificados correctamente y los ensayos totales (exceptuando los que el algoritmo solicitó repetir), entonces el algoritmo propuesto tuvo una precisión del 100%.

En varias pruebas posteriores en las cuales el usuario escribió frases cortas libremente, se obtuvieron resultados similares, es decir, precisión por encima del 98% con algunos pocos ensayos que debían ser repetidos esporádicamente. Esto apunta a que el algoritmo es altamente robusto si se eligen los parámetros de configuración óptimos, aunque siempre hay una relación de compromiso entre velocidad de escritura y precisión. Obviamente, un incremento en los valores umbrales reduce el número de veces que el algoritmo clasifica de forma incorrecta pero a su vez incrementa el número de ensayos que deben repetirse. Sin embargo, es preferible que el programa solicite al usuario repetir varios ensayos a que clasifique de forma incorrecta, ya que corregir el carácter incorrecto requiere de un mínimo de cuatros ensayos (dos ensayos

clasificados correctamente para poder borrar el carácter incorrecto y al menos dos ensayos clasificados correctamente para escribir el carácter que originalmente el usuario quiso escribir).

6. DISCUSIÓN Y TRABAJOS FUTUROS

6.1. Comparación del circuito con otros sistemas de adquisición EEG

El circuito diseñado para este trabajo cuenta con ciertas ventajas frente a los circuitos de adquisición de señales biomédicas que usualmente se utilizan en el entorno académico. Los dos aspectos en los cuales el circuito diseñado se destaca son su bajo costo de fabricación y su reducido factor de forma, que lo hace altamente portátil. En el Apéndice 3 se encuentra una tabla en la cual se indica el costo de los distintos componentes que integran el circuito y se calcula el costo total de fabricación. Para nuestro caso, el costo del circuito fue de USD 91.80, y sumándole el costo total de fabricación se alcanza el total de USD 198.30.

Comparando este costo total con el precio de venta de otros equipos de medición de EEG, que generalmente están valuados en más de USD 1000, se puede apreciar el bajo costo básico del circuito diseñado. Por supuesto, a fines de ser comparables los costos, al valor reportado deberían agregarse los costos propios de la fabricación del diseño final y la homologación del equipo. Aun así, el costo básico sigue considerándose bajo.

El circuito diseñado sólo admite 8 canales de entrada y los equipos comerciales generalmente admiten 64 entradas (para cubrir todo el sistema 10-20 extendido). Sin embargo, se pueden interconectar varias copias del circuito diseñado para poder medir más de 8 canales.

En cuanto al tamaño del circuito diseñado, el mismo es de sólo 5x5 cm, lo cual lo hace mucho más pequeño que los circuitos de adquisición de señales biomédicas comerciales.

6.2. Comparación del programa con otros teclados virtuales BCI

Existen diferentes formas de realizar un teclado virtual controlado por EEG en un esquema BCI. Una forma muy estudiada de realizarlo es utilizando un potencial evocado llamado P300. Resumidamente, en un esquema de este tipo, al usuario se le presentan todos los caracteres y se resalta uno o varios de ellos aleatoriamente. Cuando se resalta el carácter que

el usuario desea escribir aparece el potencial P300 luego de 250 a 500 ms de la presentación del estímulo. Los algoritmos de este tipo de BCI deben poder detectar cuál de los caracteres presentados al usuario causó la aparición del potencial P300 (Guan, Thulasidas, & Wu, 2004).

Una diferencia muy importante entre un BCI basado en P300 y el BCI desarrollado en este trabajo es que los algoritmos de clasificación de los BCIs basados en P300 necesitan ser entrenados para poder funcionar correctamente, y el entrenamiento, en la mayoría de los casos, se hace para cada usuario y puede llevar bastante tiempo (una sesión de aproximadamente 30 minutos o más para tomar las muestras de entrenamiento y un tiempo de procesamiento, que puede llegar a ser muy elevado, para entrenar al algoritmo). Esto se debe a que el potencial P300 está por debajo del nivel de ruido, es decir, tiene una SNR muy pobre, y se debe recurrir a la promediación de varios ensayos para poder detectarlo. La velocidad de escritura y la precisión utilizando este tipo de BCIs son generalmente inferiores a la alcanzada por el BCI desarrollado para este trabajo.

La ventaja que presentan los BCI basados en P300 es que son BCIs independientes, es decir que el usuario no necesariamente debe poder controlar los nervios y músculos extraoculares para poder utilizar el teclado virtual, ya que el potencial P300 no requiere que el usuario enfoque su mirada específicamente en el carácter que desea (basta con simplemente mirar hacia la pantalla en la que se muestran todos los caracteres) (Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurstcheller, & Vaughan, 2002). Otro BCI independiente muy estudiado está basado en las ondas cerebrales Mu, que los usuarios aprenden a controlar voluntariamente después de algunas semanas de entrenamiento (Wolpaw & McFarland, 2004). Este tipo de BCIs utiliza un número de electrodos mayor (en general más de 20) y requiere de procesamiento un poco más complejo. Sin embargo, las posibilidades que brinda son altamente deseadas pues el control voluntario del paciente de las señales de EEG implica que este tipo de BCIs no

dependen de estímulos externos para elicitar potenciales evocados y se puede prescindir de ellos.

6.3. Mejoras posibles a futuro

Se han considerado varias mejoras posibles para el circuito diseñado y para el software desarrollado a lo largo de este informe. En cuanto al circuito, en primer lugar, se le podría agregar blindaje y cubierta. También se podría utilizar cables blindados para los electrodos. Estas modificaciones podrían reducir los artefactos causados por interferencia electromagnética. Una mejora en cuanto al diseño del circuito impreso sería incorporar al PCB el controlador digital y agregarle una interfaz USB, de esta forma se podría prescindir de un controlador externo (en este trabajo se utilizó un ChipKit Uno32).

En cuanto al programa desarrollado, se podrían realizar varias modificaciones para mejorar la velocidad de escritura, la precisión y la inmunidad ante artefactos. En primer lugar, se podría tomar una base de datos más grande y desarrollar una función que calcule automáticamente los valores umbral óptimos. Se podrían implementar, a su vez, algoritmos predictivos para completar palabras automáticamente o cambiar la forma en la que se controla el teclado virtual para hacerlo más fácil o rápido para el usuario (por ejemplo, agregando más cuadros parpadeantes o cambiando el flujo del programa). También se podría recurrir al Análisis de Componentes Independientes (**ICA**, *Independent Component Analysis*) que es un algoritmo matemático que ha sido utilizado en esquemas BCI para remover artefactos como, por ejemplo, los oculares y los electromiográficos (Barros, Mansour, & Ohnishi, 1998). Se podrían implementar otro tipo de clasificadores que han sido utilizados en algunas investigaciones para desarrollar BCIs basados en SSVEP, por ejemplo, clasificadores basados en Redes Neuronales y Redes Neuronales Convolucionales (Bevilacqua, et al., 2014). Posiblemente el uso de este tipo de clasificadores lograría una reducción en el tiempo de cada ensayo pues se necesitarían

menos muestras de cada canal para lograr una precisión similar a la alcanzada con el clasificador desarrollado para este trabajo.

7. CONCLUSIONES

En este trabajo se diseñó un circuito de adquisición de señales biomédicas de 8 canales de entrada y se lo utilizó en un sistema BCI para controlar un teclado virtual en la pantalla de una computadora utilizando las señales electroencefalográficas del usuario. Los desempeños del software desarrollado y del circuito fueron altamente satisfactorios, logrando una alta precisión y velocidad de escritura utilizando el teclado virtual.

El aporte principal de este proyecto consiste en dar inicio a una línea de investigación y desarrollo de sistemas BCI en el Laboratorio de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata. Adicionalmente, el circuito de adquisición diseñado puede ser utilizado para adquirir señales de electrocardiología y electromiografía, entre otras.

Como ideas principales para continuar este trabajo se propone realizar mejoras en el circuito para reducir el impacto de los artefactos extrafisiológicos y/o implementar algoritmos de detección y corrección de artefactos. Una vez logrado esto, se podrían realizar pruebas del BCI en ambientes con diversas condiciones de ruido.

Se espera que este trabajo sea un avance en la implementación práctica local de sistemas de ayuda a personas con discapacidad, de modo que cada vez más personas accedan a las soluciones tecnológicas disponibles en la actualidad.

8. AGRADECIMIENTOS

Los autores de este agradecemos a las siguientes personas por su ayuda desinteresada durante la realización de este proyecto:

- A nuestras familias y amigos.
- A los miembros del Laboratorio de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.
- A Alejandro Uriz, Gustavo Uicich, Jonatan Fischer y Ariel Nieto.
- A nuestro director Gustavo Meschino y co-directora Isabel Passoni.
- A la empresa Texas Instruments Inc.

9. REFERENCIAS

- Baker, B. (2011, August). How delta-sigma ADCs work. *Analog Applications Journal*, p. 13-16. Retrieved from <http://www.ti.com/lit/an/slyt421/slyt421.pdf>
- Barros, A., Mansour, A., & Ohnishi, N. (1998). Removing artifacts from ECG signals using independent component analysis. *Neurocomputing*, Vol. 22, p- 173-186.
- Beverina, F., Palmas, G., Silvoni, S., Piccione, F., & Giove, S. (2003). User adaptive BCIs: SSVEP and P300 based interfaces. *PsychNology Journal*, Vol. 1(3), p. 230-242.
- Bevilacqua, V., Tattoli, G., Buongiorno, D., Loconsole, C., Leonardis, D., Barsotti, M., . . . Bergamasco, M. (2014, July 6-11). A novel BCI-SSVEP based approach for control of walking in Virtual Environment using a Convolutional Neural Network. *International Joint Conference on Neural Networks*, p. 4121-4128.
- Brainard, D. H., & Pelli, D. (1997). The Psychophysics Toolbox & The VideoToolbox software for visual psychophysics. *Spatial Vision*, Vol. 10(4), p. 433-442. doi:10.1163/156856897X00357
- Digilent Inc. (2012, July 17). ChipKIT Uno32 Board Reference Manual. WA, United States.
- Guan, C., Thulasidas, M., & Wu, J. (2004). High performance P300 Speller for Brain-Computer Interface. *IEEE International Workshop on Biomedical Circuits & Systems*, p. 13-16.
- Iwasaki, M., Kellinghaus, C., Alexopoulos, A. V., Burgess, R. C., Kumar, A. N., Han, Y. H., . . . Leigh, R. J. (2005). Effects of eyelid closure, blinks, and eye movements on the electroencephalogram. *Clinical Neurophysiology*, Vol. 116(4), p. 878-885. doi:10.1016/j.clinph.2004.11.001
- Luck, S. J. (2005). An Introduction to the Event-Related Potential Technique. The MIT Press.
- Niedermeyer, E., & da Silva, F. (2004). Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. Lippincot Williams & Wilkins.

- Nunez, P., & Srinivasan, R. (1981). *Electric fields of the brain: The neurophysics of EEG*. Oxford University Press.
- Nyquist, H. (1928, July). Thermal Agitation of Electric Charge in Conductors. *Physical Review*, Vol. 32(1), p. 110. doi:<http://dx.doi.org/10.1103/PhysRev.32.110>
- Pratt, F. (1942). *Secret and Urgent: the Story of Codes and Ciphers*. Garden City, NY, United States: Blue Ribbon Books.
- Teng, F., Chen, Y., Choong, A. M., Gustafson, S., Reichley, C., Lawhead, P., & Waddell, D. (2011). Square or Sine: Finding a Waveform with High Success Rate of Eliciting SSVEP. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2011. doi:<http://dx.doi.org/10.1155/2011/364385>
- Texas Instruments Inc. (2012, August). *ADS1299 Datasheet*. Retrieved from <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1299.pdf>
- Towle, V. L., Bolaños, J., Suarez, D., Tan, K., Grzeszczuk, R., Levin, D. N., . . . Spire, S.-P. (1993, January). The spatial location of EEG electrodes: Locating the best-fitting sphere relative to cortical anatomy. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 86(1), p. 1-6. doi:10.1016/0013-4694(93)90061-Y
- Welch, P. D. (1967). The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, Vol. 15(2), p. 70-73. doi:10.1109/TAU.1967.1161901
- Wolpaw, J. R., & McFarland, D. J. (2004, December 21). Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Proceeding of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol. 101(51), p. 17849-17854. doi:10.1073/pnas.0403504101

Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurstcheller, G., & Vaughan, T. M. (2002).

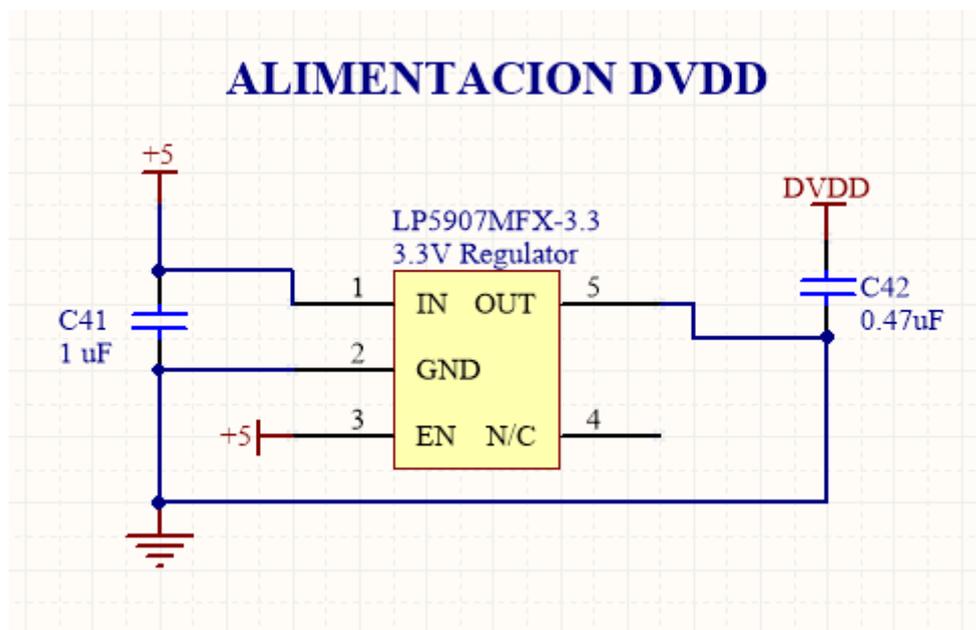
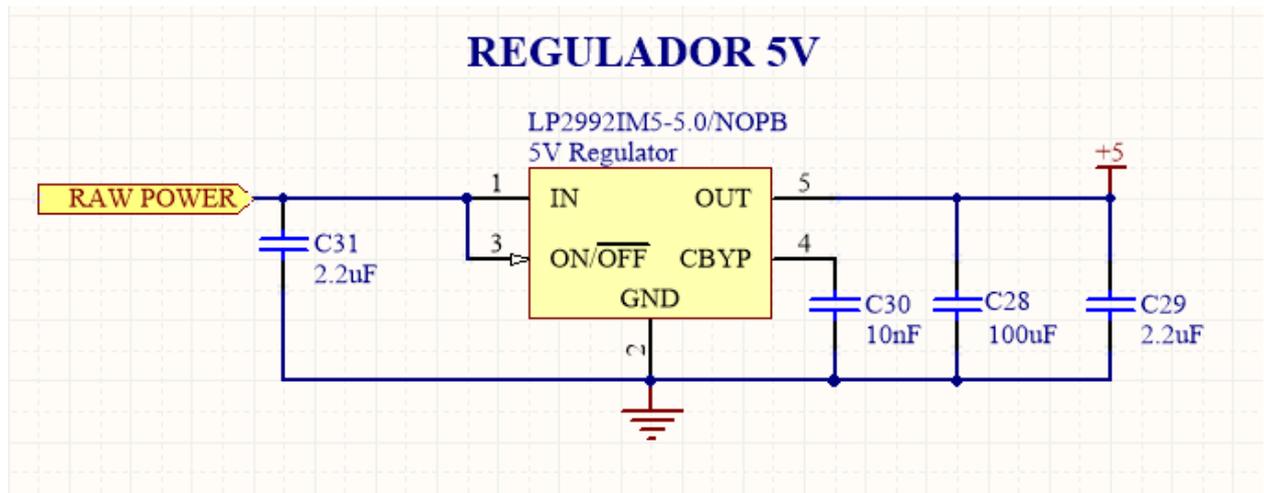
Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*(113), p. 767-791.

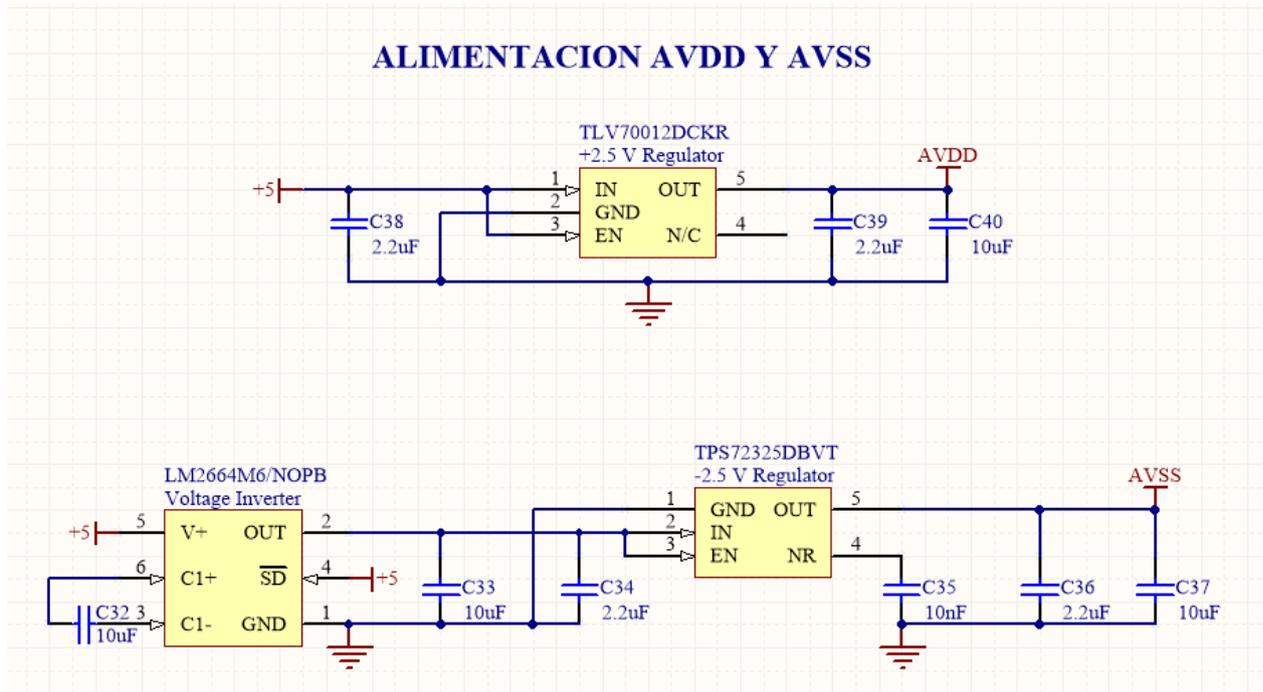
Zahradnik, P., & Vlcek, M. (2013, April). Notch Filtering Suitable for Real Time Removal of

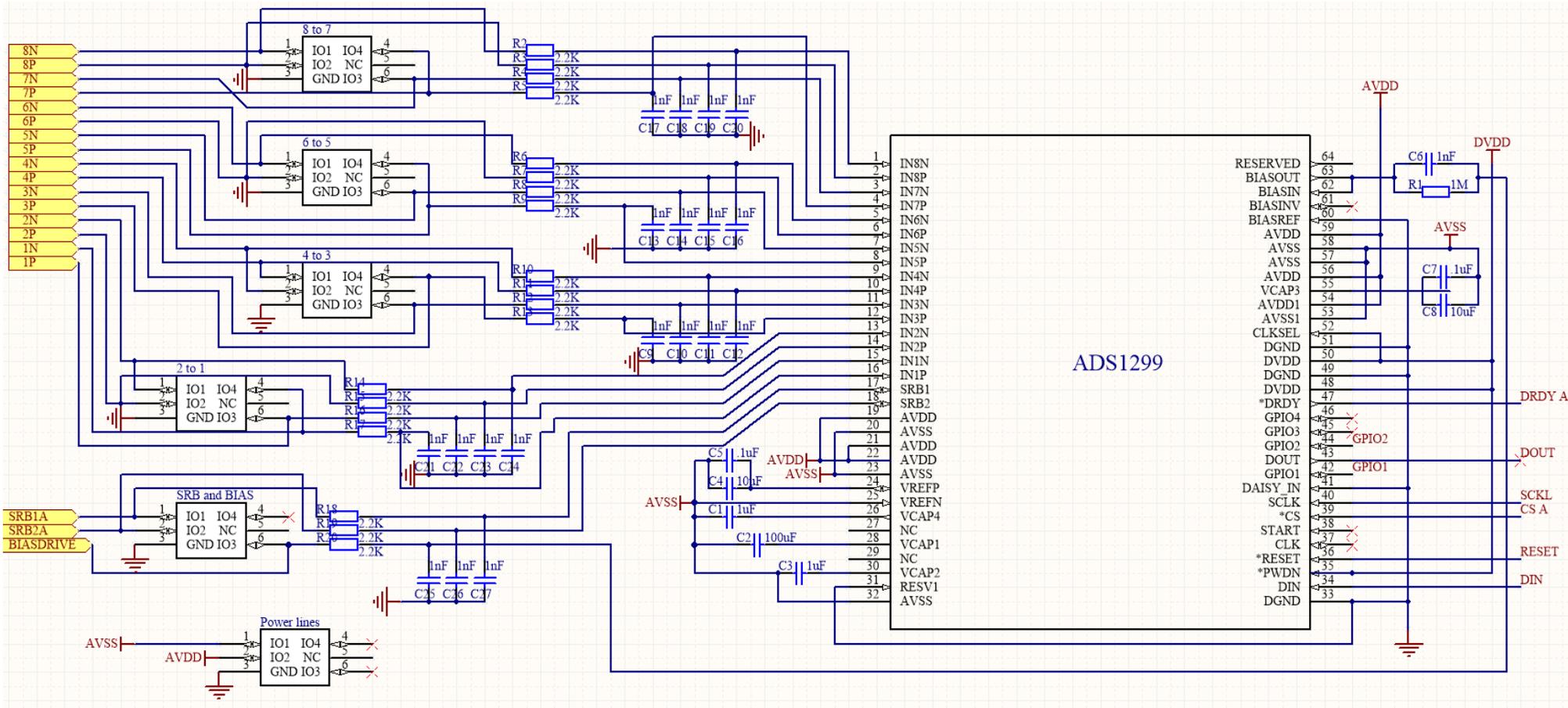
Power Line Interference. *Radioengineering*, Vol. 22(1), p. 186-193.

APÉNDICES

Apéndice 1: Esquemático del Circuito diseñado (por partes)



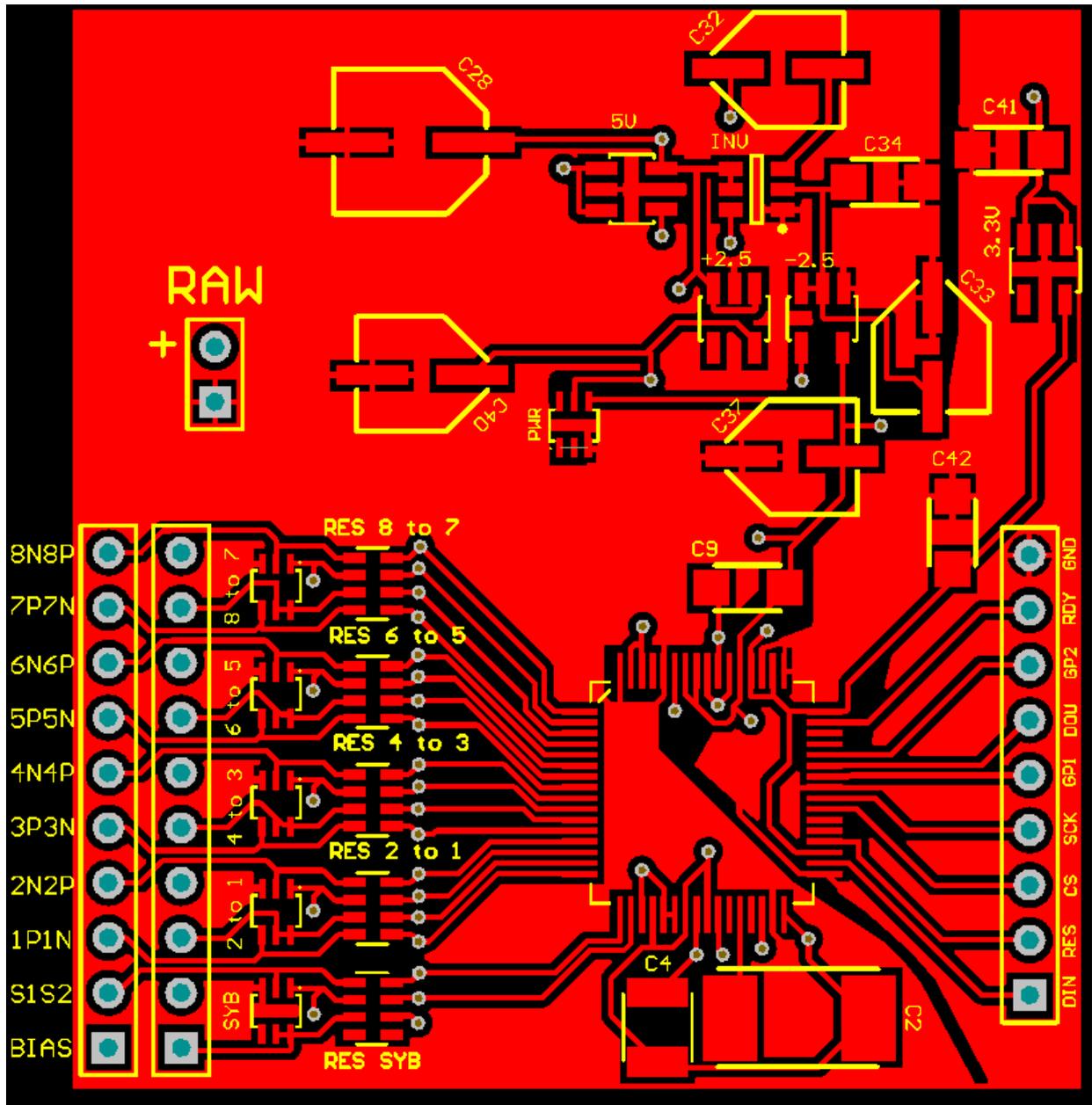




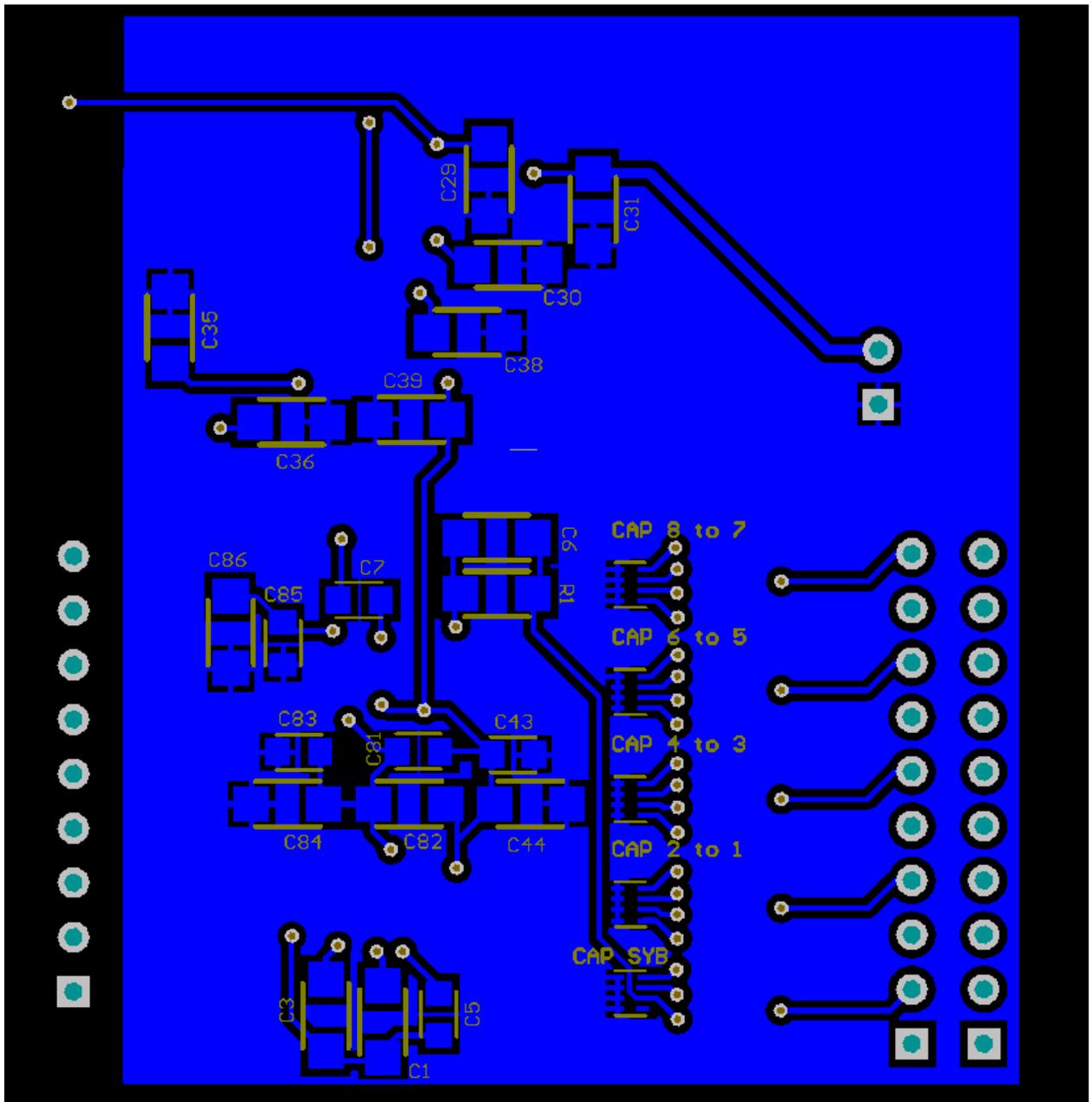
Nota: No se han incluido en el esquemático los capacitores de desacople. Estos son capacitores de 0.1 uF y 1 uF colocados en paralelo en cada una de las alimentaciones del ADS1299, es decir, de AVDD a GND, DVDD a GND, AVSS a GND y AVSS a AVDD.

Apéndice 2: Circuito impreso

(cara superior)



Circuito Impreso (cara inferior)



Apéndice 3: Análisis de Costos

Artículo	Costo (USD)	Cantidad
ADS1299	66.00	1
LP2992IM5-5.0/NOPB	1.2	1
LM2664M6/NOPB	0.85	1
TLV70025DDCT	0.61	1
TPS72325DBVT	3.13	1
LP5907MFX-3.3/NOPB	0.56	1
TPD4E1B06	0.58	6
Capacitor 1 nF MLCC SMD	0.08	1
Capacitor 10 nF MLCC SMD	0.06	1
Capacitor .1 uF MLCC SMD	0.10	6
Capacitor 1 uF MLCC SMD	0.06	7
Capacitor 2.2 uF MLCC SMD	0.06	8
Capacitor 10 uF MLCC SMD	1.30	1
Capacitor 10 uF Electrolítico SMD	0.50	4
Capacitor 100 uF Electrolítico SMD	0.50	1
Capacitor 100 uF Tantalio SMD	0.88	1
Arreglo de Resistencias de 2.2KOhm SMD	0.17	5
Arreglo de Capacitores de 1nF MLCC SMD	0.26	5
Resistencia 1 Mohm	0.15	1
Circuito Impreso	7.35	1
TOTAL (CIRCUITO)	91.80	
Herramientas e insumos para Soldar	49.00	
Electrodos y Ten20	40.00	
Fletes	17.50	
TOTAL	198.30	

Nota: Los primeros 7 componentes de la lista fueron provistos de forma gratuita por la empresa Texas Instruments (muestras gratis).