

Desarrollo del hardware un instrumento de electrooculografía de bajo coste

Carlos Cano Domingo^{1,*}, Francisco García Lagos^{1,*}, Gonzalo Joya Caparrós^{1,*}, Roberto A. Becerra García^{1,*}

Abstract

In this work we have developed the hardware for an instrument to measure electrooculographic signals (EOG) that will help the diagnosis of hereditary ataxias. The instrument will be used in several medical centres in Cuba, but has been designed so that it can be used elsewhere. The work has involved the complete development of the instrument, and implements all the required stages, from acquisition of the biopotentials by mean of electrodes, to the reception and use of these signals on a computer. Starting from a published initial design, we have simulated and analyzed the system in order to propose several fixes and improvements to the initial design. We have also implemented several prototypes that have been corrected and adapted to meet our particular requirements. During the implementation of the system we have put special emphasis on the limitations about the cost and size that the instrument should had. Several alternatives have been proposed for each of its subsystems, highlighting the advantages and disadvantages of each one.

En este trabajo se ha desarrollado el hardware para un instrumento de medición de señales EOG que permitirá el diagnóstico de enfermedades como las ataxias hereditarias, concretamente para varios centros médicos de Cuba. El diseño se ha realizado desde la captación de las señales electrooculográficas, hasta la recepción de los datos en un ordenador. Partiendo de un diseño inicial, se han simulado y prototipado diferentes versiones que han sido corregidas y adaptadas para alcanzar los requisitos de nuestro sistema. Se pone especial énfasis en las limitaciones relativas al coste y las dimensiones que debe tener el dispositivo final, y se proponen distintas alternativas para cada uno de los apartados, poniendo de relieve los resultados con cada una de ellas. Se ha realizado una primera versión en protoboard y una segunda en PCB, en la cual se minimizan al máximo posible las dimensiones y se opta por el uso de dispositivos que permitan realizar los primeros prototipos de diseño con el limitado tiempo de desarrollo del que se ha dispuesto.

Keywords: instrumentación, EOG

1. Introducción

Las enfermedades neurológicas son un serio problema para la salud de los seres humanos. Enfermedades neurodegenerativas como las ataxias hereditarias, el mal de Parkinson o las esquizofrenias atacan de forma sistemática la población mundial. Varias de estas enfermedades degradan progresivamente las capacidades neuromotoras de los pacientes hasta su muerte, y apenas es posible mejorar su calidad de vida por medio de programas de neurorehabilitación. Existen muchos centros hospitalarios y asistenciales donde se realizan investigaciones y programas de rehabilitación para combatir este tipo de enfermedades. Para evaluar los resultados de investigaciones y terapias se utilizan distintas pruebas al sistema oculomotor. Estas pruebas requieren de un equipamiento especializado que no está disponible de forma generalizada por su alto coste y sofisticación. Debido a esto, a muchos pacientes se les hace difícil el tratamiento, ya que su traslado a centros donde existe este tipo de equipamiento se ve comprometido por el avance de su enfermedad. Este proyecto tiene como objetivo principal el desarrollo de un equipo portable y de bajo coste que permita el registro y evaluación de los movimientos oculares de los seres humanos. El desarrollo de este equipo permitirá el seguimiento de pacientes con enfermedades neurológicas de forma que se pueda conocer la eficacia de diversas terapias de rehabilitación.

Los movimientos oculares que son motivo de estudio se clasifican en tres grupos [1]:

- Movimientos sacádicos: Son movimientos oculares bruscos que utiliza el ser humano para fijar al centro de la retina, la fovea, los elementos del entorno que son de especial interés, realizados para situar la imagen visual. Son movimientos amplios y muy rápidos.
- Fijación: Es el momento en el cual la imagen esta fija en la fovea. Mientras está fija se producen unos micro movimientos imperceptibles para los humanos, por los cuales se evita el fenómeno de debilitamiento por el cual los receptores retinarios se saturan al mantener la imagen fija.
- Movimiento de seguimiento: Son los movimientos oculares por los cuales una persona mantiene la imagen en el centro de la retina, aunque se produzca movimiento.

Como punto de inicio de proyecto nos centramos en el estudio de los movimientos sacádicos, ya que son los que presentan unas características más claramente definidas, y una diferenciación muy relevante entre los pacientes enfermos y los sujetos sanos.

El principal objetivo del proyecto es diseñar, implementar y validar un sistema electrónico que permita la medición de los movimientos oculares utilizando la técnica conocida

* Autor para la correspondencia

Email addresses: ccd@uma.es (Carlos Cano Domingo), fgl@uma.es (Francisco García Lagos), gjoya@uma.es (Gonzalo Joya Caparrós), identator@uma.es (Roberto A. Becerra García)

¹Universidad de Málaga, España

como electrooculografía. Con este instrumento deberá ser posible evaluar los distintos tratamientos aplicados a pacientes, además de poder hacer un seguimiento de la evolución de distintas enfermedades neurológicas.

Para la prueba de recogida de la señal se establece un sistema en el cual el paciente está mirando un monitor en el que se muestran distintos estímulos que hacen que el paciente mire de una parte del monitor a otra, estableciendo el ángulo que se produce desde un punto a otro y realizando varias repeticiones con un mismo ángulo o con ángulos distintos. A partir de ahí se debe desarrollar un equipo que sea capaz de recoger las señales eléctricas que generan los movimientos oculares, con la menor porción de ruido posible y enviarlas a un ordenador. Para realizar esta tarea de la manera más cómoda posible para el paciente se establece que la comunicación con el ordenador debe ser inalámbrica.

Además, a la problemática antes mencionada, se suma el problema del alto coste de los equipos que se utilizan en la actualidad para la evaluación de los pacientes. Este alto coste hace que sólo sea posible tener estos equipos en los centros hospitalarios más importantes, lo que implica tener que movilizar, en muchos casos, a un paciente enfermo hasta un lugar alejado de su vivienda, a veces incluso en trayectos de alrededor de un día de viaje. Para hacer posible la disponibilidad de los equipos que se desarrollen en este trabajo en centros de salud menos importantes como ambulatorios y consultorios rurales, se plantea el objetivo importante de que los materiales que se usen para el diseño de los equipos sea de bajo coste.

La primera parte de este artículo se centra en el diseño, fabricación y validación de un prototipo completo que permita recoger las señales oculares y enviarlas a un ordenador. Una vez evaluado y validado el prototipo, se deberá desarrollar un producto final que mejore las prestaciones del prototipo inicial.

En los siguientes epígrafes se describen los requisitos del sistema y su posterior desarrollo que incluye prototipado en protoboard y producción en PCB. Finalmente se presenta la batería de pruebas aplicadas al instrumento y las conclusiones que se obtienen de estas.

2. Requisito del instrumento

Los requisitos que se detallan a continuación se han recopilado de diversas maneras. Algunos de ellos fueron establecidos de manera previa a este trabajo, especialmente los relacionados con la calidad de la señal a capturar como los presentados en el número 1 de la Tabla 2. Aparte de éstos, muchos se establecieron a comienzos de este trabajo de manera conjunta con el equipo que utilizará el sistema que se desarrolle, y otros se añadieron como requisitos implícitos.

En la Tabla 2 se muestran los requisitos del sistema de captación, digitalización y envío de señales electrooculográficas.

Cuadro 1: Requisitos del sistema

| No. | Nombre | Descripción |
|-----|-------------------------|---|
| 1 | <i>Captura</i> | |
| | Resolución Amplificador | $\leq 10\mu V$ |
| | Frecuencia Muestreo | $\geq 1KHz$ |
| | Relación Señal a Ruido | $\geq 60db$ |
| | Resolución ADC | ≥ 12 bit |
| 2 | <i>Transmisión</i> | |
| | Tipo de Transmisión | Inalámbrica |
| | Flexibilidad | Posibilidad de programar el envío y la conversión |
| | Consumo | Bajo (Ej. BLE) |
| | Comunicación de Control | Comandos |
| 3 | <i>Diseño</i> | |
| | Disponibilidad | El sistema deberá poder utilizarse en Cuba y en España. |
| | Modularización | El sistema deberá ser modular con partes sustituibles. |
| | Autonomía | Utilizar baterías de larga duración. |
| | Componentes | Utilizar componentes altamente generalizados. |
| 4 | <i>Producto Final</i> | |
| | Coste | Bajo, $\leq 200€$ |
| | Tamaño | Pequeño, $\leq 15x10x5$ cm |
| | Electrodos | Reutilizables |
| | Tiempo de desarrollo | $\leq 300h$. |

3. Desarrollo del Hardware

Como se ha presentado en la introducción, este trabajo tiene como objetivo el desarrollo de un sistema de adquisición de señales EOG usando un conjunto apropiado de electrodos, e incluyendo la fase de amplificación, filtrado, conversión analógica/digital y las interfaces de comunicación con un ordenador o equipo similar.

En la Figura 1 se muestra un diagrama con cada uno de los bloques que componen nuestra propuesta. Primeramente se procederá al diseño del hardware necesario para acondicionar la señal, y una parte software constituido por el bloque controlador y el ordenador, consistente en la implementación de un firmware que permita al controlador la adquisición de las señales analógicas y comunicarlas por cable o inalámbrico a un ordenador, así como la recepción de los datos en el ordenador.

3.1. Análisis de propuesta inicial

En este apartado se analiza el diseño del bloque amplificador mostrado en la Figura 1 y propuesto por Frank y Ravichandran en [2]. En este trabajo se presenta un sistema que permite adquirir las señales oculares, cuyo circuito se muestra en la Figura 2. Siguiendo las notas del autor, el circuito tiene el siguiente funcionamiento.

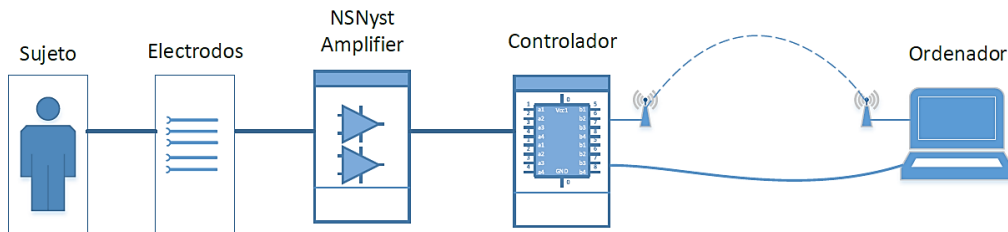


Figura 1: Esquema de bloques principales del sistema

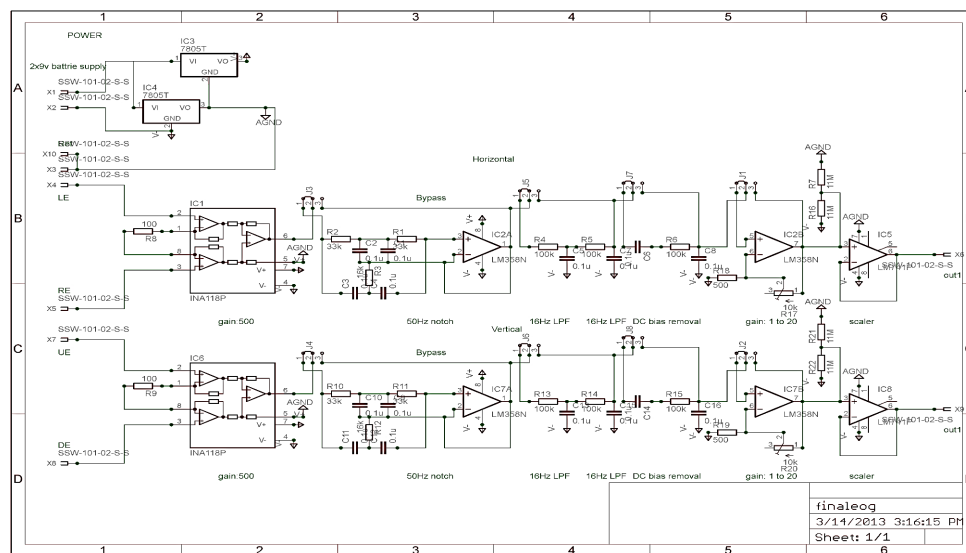


Figura 2: Diseño inicial propuesto por [2]

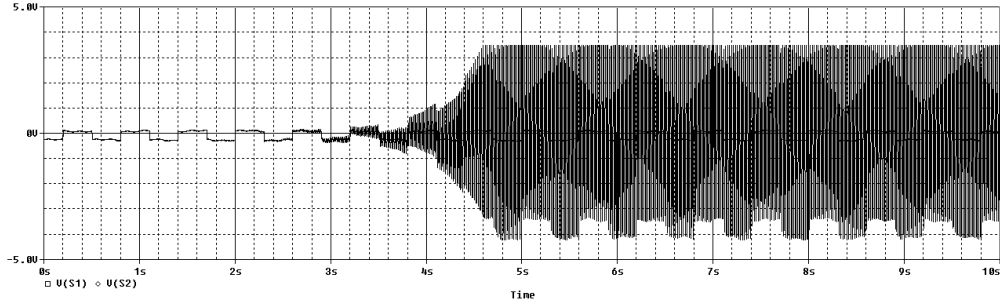


Figura 3: Simulación del diseño inicial propuesto por [2]

La alimentación del circuito se realiza a través de dos baterías de $9V$ cada una, además de dos reguladores de tensión de $5V$, dando como resultado una tensión de alimentación de $\pm 5V$.

Cuenta con dos canales de entrada independientes, uno de ellos para el eje horizontal de los ojos y otro para el vertical. Estos dos canales están compuestos por el mismo esquema, en el cual se amplifica la diferencia de tensión entre los dos electrodos del mismo eje por $500V/V$ usando un amplificador de instrumentación.

La salida del amplificador de instrumentación se lleva a un filtro notch que rechaza la frecuencia de $50Hz$. Esto ocurre a pesar de que la alimentación se realiza mediante baterías, ya que el sujeto puede inducir una tensión de alimentación a través de su cuerpo [3]. Esta tensión que se induce debe ser filtrada, ya que supone un error elevado con respecto al rango de la señal electrooculográfica.

El análisis llevado a cabo a partir de la simulación del circuito propuesto por [2] en el software Orcad Cadence CIS 16.5 permiten detectar algunos problemas del circuito que se analizan a continuación.

El primer problema que nos hemos encontrado es que no se ha podido simular la fuente de alimentación, debido a que no convergía el modelo si se incluía en la simulación. Otro de los problemas se encuentra es el hecho de que el filtro rechazo banda hace que el circuito entre en realimentación positiva a los $5s$, saturándose como se puede observar en la Figura 3. Por último, otro de los problemas que surge está en la utilización de los filtros con la tensión negativa, ya que provoca que la señal no este centrada en $0V$ antes del filtrado. Cabe añadir que el comportamiento en frecuencia no es el esperado.

A partir del circuito mostrado y los resultados obtenidos, nos proponemos diseñar un circuito que permita solucionar estos problemas, y adaptarlo a las especificaciones de nuestro sistema.

Uno de los problemas a los que nos hemos tenido que enfrentar en el diseño del circuito ha sido que no conocemos en detalle las características de una señal electrooculográfica. En primer lugar, no disponemos de un instrumento de referencia capaz de medir las señales electrooculográficas con la precisión necesaria para caracterizar tanto su comportamiento en frecuencia como su rango dinámico. No obstante, si se poseen registros de datos provenientes de un centro clínico de Holguín. Desafortunadamente los datos que se

han obtenido con la instrumentación disponible contienen características distintas tanto de frecuencia como de rango a la de la señal original captada de los ejes oculares. Además, estas señales no están correctamente filtradas y eliminan componentes de frecuencia de interés.

Teniendo en cuenta todo ello, los datos disponibles sólo se utilizaron para construir una señal aproximada que nos permitió analizar los resultados de la simulación del circuito. Este análisis nos permitió a través de los requisitos establecidos, separar el diseño en cuatro apartados:

1. Alimentar el circuito de $+5V$ a $-5V$ con baterías.
2. Filtrar la señal en los 50Hz/60Hz, siendo posible cambiar entre las dos.
3. La señal de salida debe estar centrada a $1,6V$ y tener un rango de 0 a 3,3.
4. Filtrar la señal, pero sin eliminar las características útiles de esta para abordar el problema de la ataxia.

3.2. Descripción de la propuesta

En el diseño propuesto del que partimos [2] se utilizan dos baterías de 9V, específicamente el modelo HR9V. Estas baterías poseen una cantidad de carga que varía desde los 170 mAh hasta los 250 mAh, y no necesitan ningún tipo de supervisión, y son de un tamaño aceptable para el diseño. Otra de las soluciones posibles es el uso de baterías recargables de tipo LiPo, las cuales tienen una cantidad de carga que varía aproximadamente desde los 1200 mAh hasta los 2500 mAh, y tienen modelos de 3,7V, 7,4V y 11,1V. Se debe tener en cuenta que para este tipo de baterías el voltaje nunca debe bajar de un valor que indica el fabricante, ya que si decae por debajo las baterías quedan inutilizadas, por lo que sí necesitan supervisión. Con respecto al tamaño, hay multitud de modelos distintos en los cuales el tamaño depende en gran medida de la cantidad de carga.

Entre las dos soluciones que se proponen se elige la opción de las LiPo, debido a que nos permite un uso continuado mucho mayor. Con respecto al voltaje, la mejor solución es el uso de LiPo con 7,4V, que tienen tan solo una caída de tensión de 2,4 con respecto a los 5V que necesitamos para la alimentación, provocando un menor calentamiento con respecto a soluciones de mayor tensión. Además, como se señaló, se pueden encontrar modelos de diferentes tamaños para poder adaptarlo a nuestro diseño.

Para el uso de reguladores se opta por el mismo modelo que usa el diseño de referencia, debido a que es un componente que cumple con todo lo que necesitamos, incluido el requisito de bajo coste. La configuración de estos reguladores se hará teniendo en cuenta las notas del fabricante en lo referente a condensadores [4]. En este diseño se propone instalar entre los terminales IN-GND y OUT-GND un condensador de valor $0,1\mu F$ para absorber cualquier tipo de variación brusca de la corriente. Además, se opta por hacer dos módulos de alimentación, los cuales se componen de una batería y un regulador.

El segundo de los requisitos que se presentaron anteriormente es el uso de filtros de rechazo banda para las frecuencias de alimentación de España (50Hz) y Cuba (60Hz). Entre las alternativas disponibles para este tipo de filtros se ha optado por implementar un filtro rechazo banda pasiva en T.

Para el diseño de este filtro se han calculado las resistencias y condensadores a partir de las ecuaciones del filtro en T. La simulación del circuito propuesto se muestra en la Figura 4.

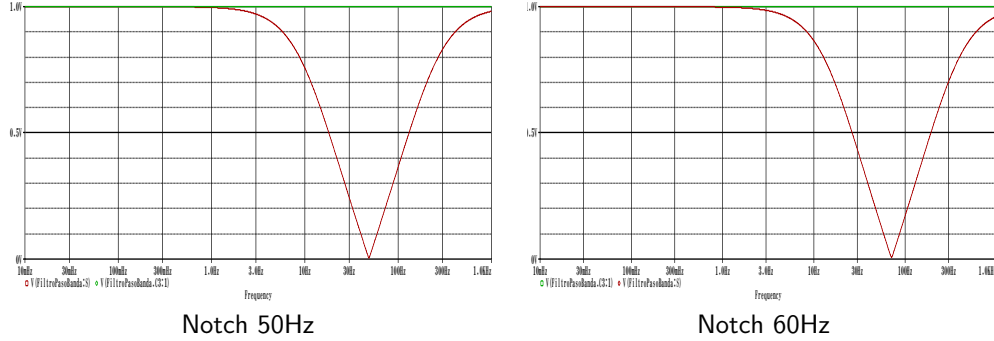


Figura 4: Simulación de los filtros notch diseñados

El rango de la señal debe ser entre $0,3V$ y $3,1V$, estando centrada en $1,65V$ y con una ganancia que amplifique la señal desde los $2600\mu V$, eliminando además la tensión de continua. El circuito diseñado tiene un consumo de $277nW$ según la simulación, estando dentro de los márgenes de consumo.

Como no se conocen las características de la señal original, realizamos un análisis de los métodos más empleados para el filtrado de las señales electrooculográficas. Especialmente nos centramos en recabar información sobre la frecuencia de corte inferior y la superior.

En [5] se implementa el control de una silla de ruedas, y se especifica un filtro paso bajo de $100Hz$, y un filtro paso alto de $0,5Hz$. En [6] se hace el seguimiento de la posición hacia donde se dirigen los ojos. Utiliza un ancho de frecuencia de $1Hz$ a $20Hz$.

En [7] se hace una revisión de la oculografía, y se describe un sistema con frecuencias de corte de $0,15Hz$ para el filtro paso alto y $31Hz$ para el filtro paso bajo.

En [8] se estudia la actividad de reconocimiento de la posición de la mirada, a través del movimiento ocular, usando EOG. Para ello se usa una banda de frecuencia de $0 - 30Hz$. Finalmente, en [9] se realiza el control de un robot a partir de EOG, y se establece un ancho de banda de $0,2Hz$ a $30Hz$.

En la mayoría de los artículos consultados se utiliza el EOG para el seguimiento de los ojos, y en muchos casos para controlar un robot o un ordenador, pero no para recoger datos clínicos, por los que las componentes de frecuencia importantes para estas dos tareas pueden diferir.

Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto, hay un gran consenso en torno a las frecuencias entre $0,1Hz$ y $30Hz$, siendo estas las más usadas, incluso cuando las aplicaciones del artículo son diferentes a las anteriormente mencionadas.

En el caso del filtro paso alto, teniendo en cuenta que no se pueden filtrar señales de más de $0,1Hz$, se ha decidido utilizar un filtro paso alto, con una configuración RC, con frecuencia de corte $0,015Hz$ para evitar perder cualquier parte de la señal relevante.

Para el filtro paso bajo, teniendo en cuenta las frecuencias de interés en los movimientos oculares, entre el filtro Butterworth y el filtro Bessel y que según la bibliografía consultada es mejor un filtro con respuesta en fase lineal, se utilizará un filtro de cuarto orden Bessel. Para su diseño se seguirá el reporte [10]. Se opta por una frecuencia de corte de $71Hz$. Esta frecuencia, más alta que la necesaria, consigue que la señal no se atenúe por debajo

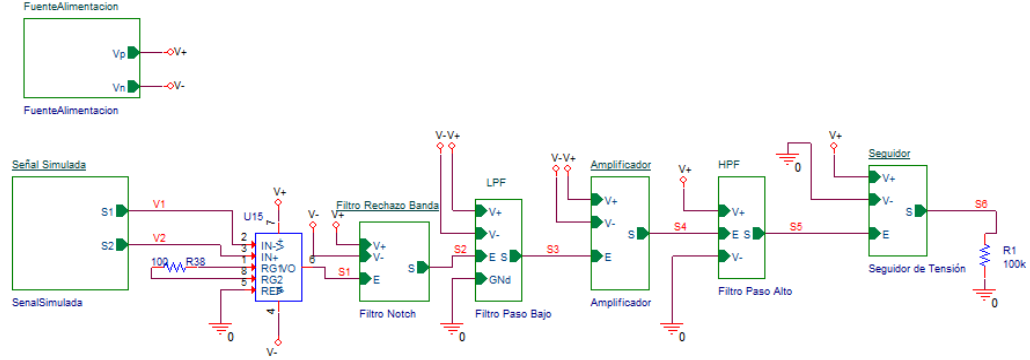


Figura 5: Diagrama de bloques de la simulación

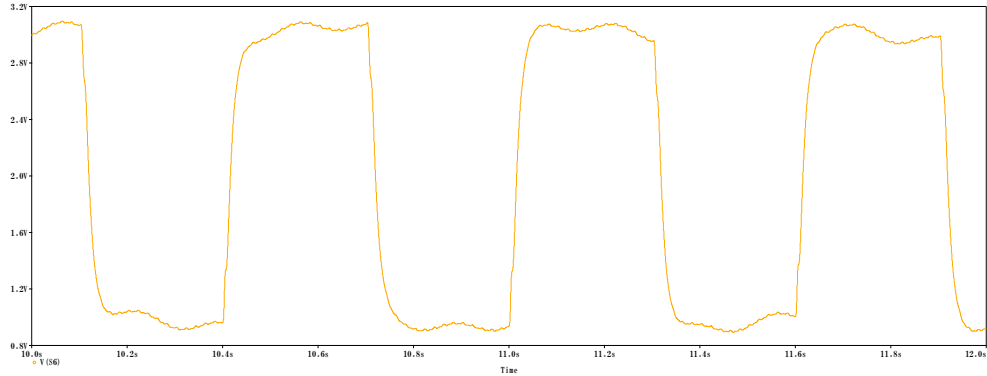


Figura 6: Salida de la simulación

de los $30Hz$, y se apoya sobre la respuesta del filtro notch de $50Hz$ para conseguir un filtrado suficientemente selectivo en las frecuencias por encima de las de interés.

3.3. Análisis en protoboard

Para la creación del prototipo se usará un circuito en protoboard que permita comprobarlo en un entorno real. El objetivo es utilizar el prototipo para captar las señales reales y analizarlas. Este análisis nos permitirá modificar si es necesario el diseño obtenido a partir de las señales simuladas.

Las pruebas sobre el prototipo en protoboard funcionaron de forma similar a la simulación. A partir de distintos ensayos sobre el prototipo, con distintos valores de condensadores y resistencias, se concluye que los valores que mejor comportamiento ofrecen son de $4,7\mu F$ para condensador del filtro paso alto, consiguiendo una frecuencia de corte de $0,005Hz$, para los demás valores se consideraron los valores de la simulación, el circuito en protoboard se muestra en la Figura 7.

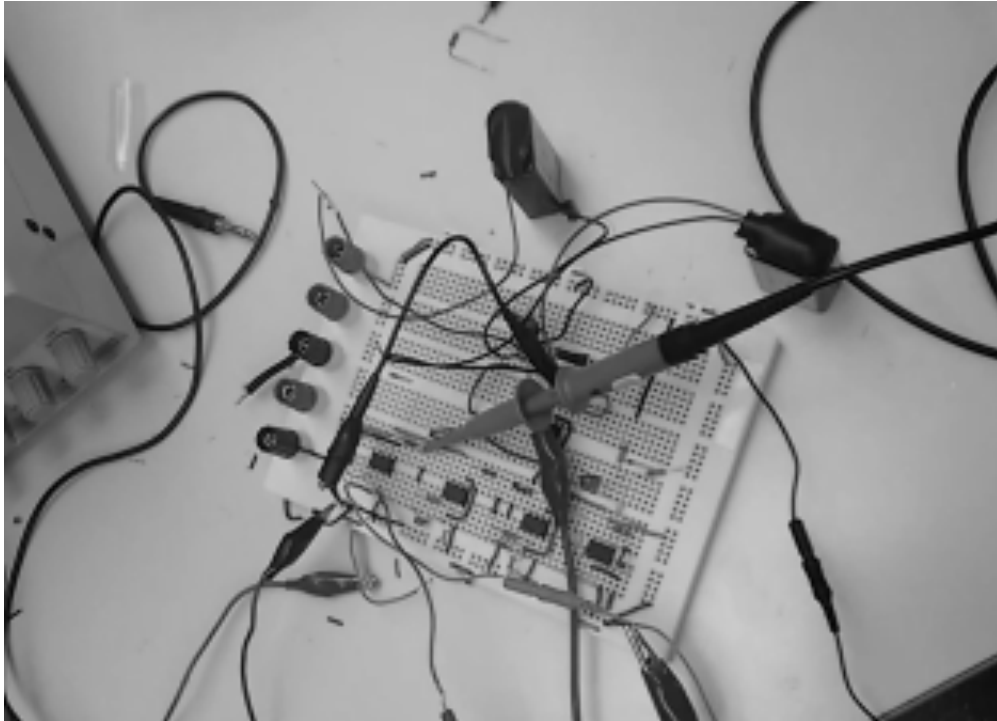


Figura 7: Salida de la simulación

3.4. Montaje en PCB

Uno de los puntos importantes a tener en cuenta en el diseño de PCB es la elección de unas dimensiones que hagan que el producto se pueda transportar fácilmente, y que se pueda situar cerca del paciente, sin molestarlo. Una de las ideas de diseño se muestra en la Figura 53. Para cumplir estos dos requisitos, será necesario un PCB lo más pequeño posible, lo que requerirá el uso de componentes de montaje superficial (SMD). Esto conlleva algunas desventajas que habrá que tener en cuenta, y que se analizan a continuación.

El diseño final se realiza separando una placa de alimentación de la placa amplificadora, este diseño garantiza un mejor aislamiento y la sustitución de la placa de alimentación así como facilita el intercambio de las baterías.

En la figura 8 se muestra el circuito impreso con los componentes soldados de la placa amplificadora.

4. Conclusiones

Se ha presentado un proyecto que consiste en el desarrollo completo de un instrumento para electrooculografía, y que implementa todas las etapas requeridas, desde la captación a través de electrodos de los biopotenciales, hasta la recepción y uso de éstas señales en un ordenador. Forma parte de una colaboración más extensa entre dos grupos de trabajo,

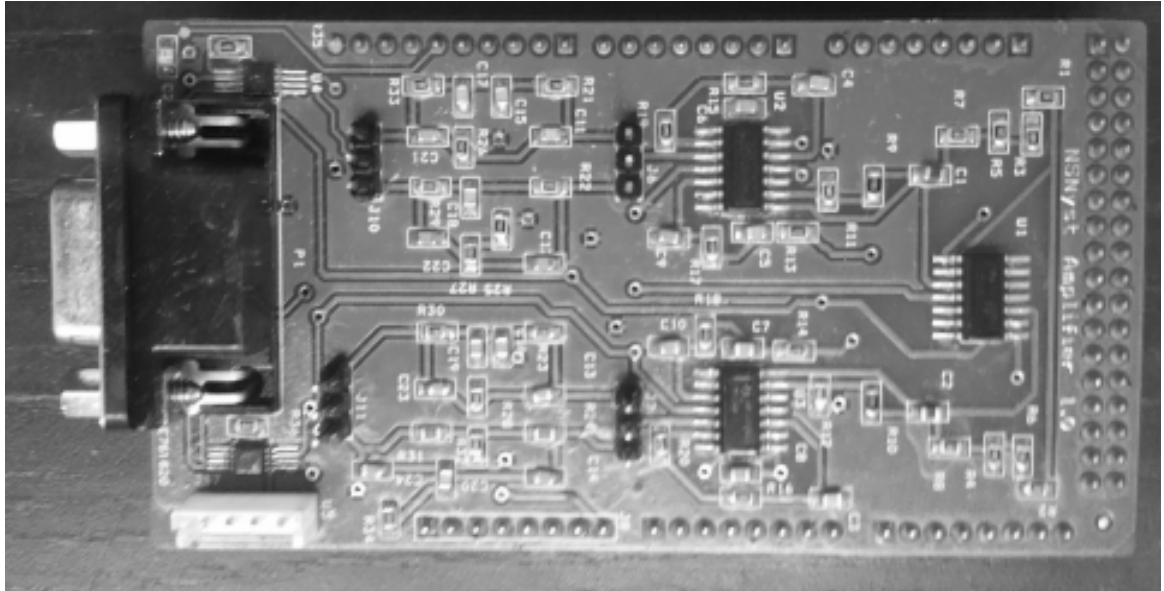


Figura 8: PCB impresa con componentes soldados

uno de la Universidad de Holguín, y otro del Departamento de Tecnología Electrónica de nuestra Universidad. El equipo hardware que se ha desarrollado en este trabajo se utilizará como base para el desarrollo de algoritmos de detección de los niveles de afección de la enfermedad de enfermos de ataxia, y para evaluar las terapias que reciben los pacientes.

Como conclusión final señalamos que en este trabajo he desarrollado un equipo portable y de bajo coste para la monitorización de pacientes afectados por enfermedades neurodegenerativas, que cumple con todos los requisitos demandados.

Referencias

- [1] F. M. M. Verdú, Á. M. P. Moreno, Fundamentos de visión binocular, Vol. 74, Universitat de València, 2004.
- [2] J. Frank, P. Ravichandran, Tracking eye movement with an arduino and a computer. a do-it-yourself electrooculogram., Webpage (April 2014).
URL <http://onloop.net/hairyplotter/>
- [3] J. J. Ramos Castro, Detección de micropotenciales auriculares de alta frecuencia, Phd, Universitat Politècnica de Catalunya (1997).
URL <http://petrus.upc.es/wwwdib/tesis/Jramos/resumen.html>
- [4] Fairchild, Datasheet LM7805, Fairchild Semiconductors (09 2014).
URL <https://www.fairchildsemi.com/datasheets/lm/LM7805.pdf>
- [5] C.-H. Kuo, Y.-C. Chan, H.-C. Chou, J.-W. Siao, Eyeglasses based electrooculography human-wheelchair interface, in: Systems, Man and Cybernetics, 2009. SMC 2009. IEEE International Conference on, IEEE, 2009, pp. 4746–4751.
- [6] F. Simini, A. Touya, A. Senatore, J. Pereira, Gaze tracker by electrooculography (eog) on a head-band, in: Biomedical Engineering, 2011 10th International Workshop on, IEEE, 2011, pp. 1–4.

- [7] H. Singh, J. Singh, A review on electrooculography, *International Journal of Advanced Engineering Technology* 3 (4) (2012) 115–122.
- [8] A. Bulling, J. A. Ward, H. Gellersen, G. Troster, Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography, *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* 33 (4) (2011) 741–753.
- [9] E. Iáñez, J. Azorín, E. Fernández, R. Morales, Electrooculography-based human interface for robot controlling, in: *Proceedings of the 13th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS)*, Vol. 53, 2008, pp. 305–307.
- [10] T. Kugelstadt, Active filter design techniques, *Op amps for everyone: design reference* (2008) 271–281.