

Tipo de artículo: Artículo original
Temática: Bioinformática
Recibido: 20/05/2017 | Aceptado: 25/06/2017

Estimulador visual y auditivo para pruebas clínicas de electrooculografía basado en la plataforma Arduino

Visual and auditory stimulator to clinical electrooculographic tests based on Arduino platform

Ricardo Enrique Pérez Guzmán¹, Ariel Céspedes Pérez^{1*}, Rodolfo Valentín García Bermúdez², Arianna Pérez Céspedes¹

¹ Universidad de Las Tunas. Avenida Carlos J. Finlay s/n, Buena Vista, Las Tunas, Cuba. C.P.: 75100. {ricardopg, arces, ariannapc}@ult.edu.cu.

² Universidad Técnica de Manabí. Avenida José María Urbina, Portoviejo, Ecuador. C.P.: 130101. rodolfo.garcia@live.ulead.edu.ec

* Autor para correspondencia: arces@ult.edu.cu, arielcespedes87@gmail.com

Resumen

Una de las técnicas utilizada en el diagnóstico de afecciones neurológicas constituye el estudio de los movimientos oculares. Esta investigación aborda el diseño y construcción de una herramienta que favorece el proceso de estimulación visual y auditiva a pacientes con afecciones neurológicas, como parte de un proyecto conjunto entre la Universidad de Holguín, Las Tunas y el Centro de Investigación y Rehabilitación de Ataxias Hereditarias (CIRAH). En esta institución se cuenta con un dispositivo capaz realizar pruebas de estimulación visual y auditiva, pero se encuentra en muy malas condiciones técnicas, no es portable y es el único en la región oriental del país. Para lograr el cumplimiento del objetivo se utiliza la plataforma de hardware abierto Arduino conectada a varios sensores. Estos miden los potenciales generados por la respuesta del paciente ante el estímulo proyectado en un televisor, en el cual se visualiza el estímulo enviado desde la plataforma. Se determinó que la frecuencia de muestreo de la señal analógica es de 1 KHz para garantizar la confiabilidad de las mediciones y se desarrolla un protocolo de comunicación serie que permite configurar el estimulador visual y auditivo. Además, se implementó una interfaz gráfica de usuario que se comunica con el protocolo creado y facilita la configuración de la prueba. Finalmente se obtuvo una herramienta extensible al resto de las instituciones de salud del país a un costo reducido.

Palabras clave: movimientos oculares, estimulación visual y auditiva, Arduino.

Abstract

One of the techniques used in the diagnosis of neurological disorders is the study of eye movements. This research addresses the design and construction of a tool that favors the process of visual and auditory stimulation in patients with neurological disorders, as part of a joint project between the University of Las Tunas, Holguin and the Center for Research and Rehabilitation of Hereditary Ataxy (CIRAH). In this institution there is a testing device capable of visual and auditory stimulation, but it is in very poor technical condition, it is not portable and it is the only one in the region. To achieve compliance with the target we used open hardware platform Arduino connected to different sensors. These sensors measure the potential generated by the patient's response projected on a TV where the stimulus sent from the platform is displayed. It was determined that the sampling frequency of the analog signal is 1 KHz to ensure reliability of measurements and serial communication protocol is developed, that allows to configure the visual and auditory stimulator. In addition, a graphical user interface that communicates with the protocol created and facilitates test setup was implemented. Finally, an extensible tool to the rest of the country's health institutions at a reduced cost was obtained.

Keywords: eye movement, visual and auditory stimuli, Arduino.

Introducción

La estimulación visual y auditiva es una de las técnicas para el diagnóstico de afecciones neurológicas muy utilizada y documentada en la actualidad (Regan & Regan 2009), (Ilg et al. 2006), (Cuba Gyllensten 2014). Gran parte de los experimentos en la neurociencia moderna requieren la utilización de estimulación visual a sujetos, cuyas mediciones se toman de acuerdo a la capacidad que tengan de ver, recordar o interactuar con los estímulos resultantes de una prueba.

En la mayoría de las instituciones hospitalarias del país se encuentran instalados electroencefalógrafos (EEG) producto de las inversiones realizadas en la batalla de ideas. Sin embargo, este dispositivo en algunas ocasiones, no ofrece la información necesaria para determinar un diagnóstico definitivo, por lo que hay que recurrir a otras técnicas como es el caso de la electrooculografía (Horsley et al., 2014). En cambio, según investigadores del CIRAH, los equipos para realizar pruebas de estimulación visual y auditiva son insuficientes para la demanda actual del país. Esto implica que los pacientes que requieran estudios electrooculográficos, tengan que trasladarse, generalmente hacia otras provincias, lo que incide negativamente en la calidad del diagnóstico, en la rapidez y efectividad del mismo y en la decisión del especialista; el cual tiene que recurrir a técnicas más costosas, mucho más invasivas o con resultados a largo plazo, para poder brindar un diagnóstico acertado y efectivo.

En la región Oriental, para la realización de pruebas de estimulación visual al sistema oculomotor se utiliza el Toennies OtoScreen®. Este dispositivo de fabricación alemana recoge los movimientos horizontales y verticales a través de electrodos situados en la superficie de la piel y permite hacer pruebas de estimulación visual y auditivas a partir de la generación de estímulos (Becerra García 2014). El precio en el mercado internacional oscila entre 2 mil y 86 mil dólares (Cordovil Bárcia 2010) en dependencia de su complejidad y no pueden tener componentes fabricados en los Estados Unidos, por las sanciones impuestas al país.

A través de diferentes proyectos se vienen desarrollando un grupo de acciones encaminadas a obtener resultados similares a los que se pueden obtener a partir del OtoScreen®. Por tal motivo, se han derivado varias investigaciones encaminadas a obtener con algunos sensores y la plataforma Arduino, un dispositivo equivalente, suficientemente confiable, que permita realizar estudios de movimientos oculares (sacádicos, de persecución, optoquinéticos), además de pruebas auditivas.

Abordar los antecedentes sobre el estudio del tema en el plano nacional e internacional remite a (Becerra García 2014; García Bermúdez 2010; Held et al. 2012; Liston et al. 2013). Estos autores aportan al tema modelos para desarrollar una plataforma informática que permita el procesamiento de electrooculogramas y la propuesta de un método de identificación de sácadas en registros oculares de pacientes de ataxia SCA2. Además, la creación de alternativas para realizar pruebas clínicas a pacientes y la determinación de los criterios de clasificación adecuados, para establecer de manera automatizada, la pertenencia o no de un registro a la categoría de enfermo de ataxia. Estos estudios si bien constituyen valiosas contribuciones a la teoría general referente a la electrooculografía, como soporte teórico durante el proceso de diseño de la tesis, dejan un vacío metodológico en cuanto a la estimulación visual o auditiva. Aun cuando estas investigaciones han resuelto problemas en un contexto particular de la electrooculografía, todavía persisten insuficiencias, pues las investigaciones anteriores se centran fundamentalmente en el procesamiento de los datos y no en la estimulación.

La calidad de los diagnósticos para determinar afecciones neurológicas, independientemente de su tipología puede disminuir, ya que algunas de estas investigaciones sólo se concentran en la ataxia, razón que conlleva a la necesidad de seguir profundizando en la temática. Aspectos constatados en el proceso de estimulación visual y auditiva mediante experimentos, entrevistas, la verificación de variables, uso de la tecnología y la propia experiencia del autor, permitieron identificar las siguientes manifestaciones no resueltas:

- En la mayoría de los centros asistenciales de salud se utiliza el electroencefalograma sin tener en cuenta los movimientos oculares o auditivos para acertados diagnósticos y tratamientos neurológicos de manera general.

- No existe otra herramienta sustituta del OtoScreen© que sea menos costosa y de efectividad similar en las pruebas médicas, además de la sobreexplotación a la que ha sido sometido.
- Se desconocen los métodos usados internamente por el OtoScreen©, lo que ocasiona que se pueda determinar si los métodos que utiliza son adecuados o no para procesar registros o estimular adecuadamente (Becerra García 2014).
- En muchas ocasiones, los registros vienen altamente contaminados con ruidos que no fueron eliminados completamente por el software,
- Es imposible la adición de nuevas características que pudieran tener interés clínico, sobre todo en la parte de la estimulación.

Lo anterior conlleva a plantear como objetivo de esta investigación, desarrollar un sistema informático que permita la estimulación visual y auditiva, que contribuya a mejorar la efectividad del proceso de diagnóstico en los centros hospitalarios del país. Para su cumplimiento se sistematizan los fundamentos teóricos de los métodos para la medición de los movimientos oculares, se diseña e implementa el firmware para el estimulador visual y auditivo, además del protocolo de comunicación y su interfaz gráfica entre el especialista y el estimulador, para finalmente determinar la factibilidad del estudio.

Materiales y métodos

Hardware utilizado

Debido a la escasa disponibilidad de este tipo de equipos, la tendencia fundamental ha sido tratar de desarrollar dispositivos que permitan realizar estudios electrooculográficos con los recursos existentes, para expandir el resultado al resto de las instituciones de salud del país. El desarrollo de la investigación se basa en la utilización Arduino; dispositivo de código abierto y hardware libre, además de equipos estimuladores visuales y auditivos como el caso de los televisores o monitores, disponibles en cualquier centro de salud.

El hecho de estar soportado sobre código abierto brinda grandes posibilidades a los desarrolladores para crear proyectos que corran sobre ellos, ya que no es necesario pagar la licencia para hacer modificaciones o utilizar el producto asociado a esta. La razón anterior, junto con el bajo costo de la plataforma Arduino y de los dispositivos que pueden ser conectados a ella, ha llevado a una gran proliferación de su uso.

Un ejemplo típico de conexión entre Arduino y objetos estimuladores (Nootropic design 2016), donde lo conectan a un televisor para obtener un videojuego. La ventaja fundamental de utilizar esta idea, radica en que en la mayoría de los centros asistenciales de salud y salas de rehabilitación cuentan con televisores convencionales para desarrollar su trabajo. Esto implica que no sea necesario realizar una inversión adicional para adquirir dispositivos estimuladores, lo que favorece su implementación.

Para lograr un estimulador visual y auditivo que permita realizar estudios en pacientes con afecciones neurológicas, la utilización de la biblioteca anterior (*TVOut*) (Avamander 2016) y la conexión entre Arduino y el televisor constituyen elementos de vital importancia. La implementación del estimulador auditivo aprovecha la ventaja que tiene la biblioteca *TVOut* de generar una señal sonora utilizando las bocinas del televisor para estimular al paciente.

Requerimientos técnicos

- Se precisa la existencia de una computadora con cualquier sistema operativo capaz de comunicarse bidireccionalmente con el puerto serie.
- Televisor compatible con entradas de señales de video compuesto. El televisor es el dispositivo estimulador en nuestra propuesta. Mayores dimensiones del televisor permiten estimular ángulos más amplios, por lo que se favorece el estímulo.
- Arduino: la placa específica que se utiliza es la Arduino Uno.
- Construir un pequeño circuito formado por dos diodos y dos resistencias para limitar la corriente que entrega Arduino y evitar que corrientes residuales del televisor pasen a la placa (Arduino 2016).

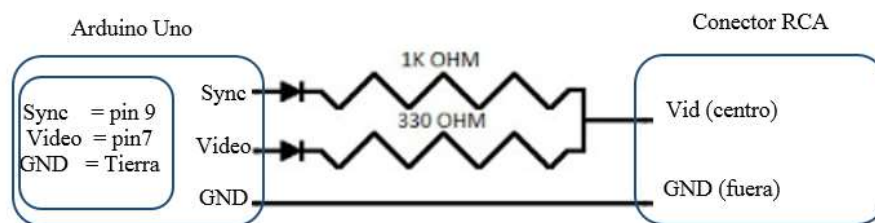


Figura 1. Circuito necesario para conectar Arduino al TV para utilizar la biblioteca *TVOut*.

Requerimientos de software

- El programa debe incluir una función de lectura del puerto serie para poder obtener la trama del protocolo una vez que ha sido enviada a Arduino.

- De esto último surge la necesidad de una función de procesado de la trama, para comprobar que los datos que se han recibido están dentro de los límites esperados, y que se han enviado todos, debido a la comprobación del inicio y el final de trama.
- Generar una señal de video compuesto o auditiva por los canales RCA correspondientes, de acuerdo a la trama enviada por el protocolo serie.
- Enviar el resultado de la conversión de los canales analógicos por puerto USB.
- También debe contar con una función que permita el intercambio de datos, de manera que se mantenga actualizada la información de los sensores del canal horizontal y vertical y el ángulo de estimulación correspondiente.
- En el programa se debe incluir una función a la cual se pueda acudir en el caso de que el protocolo serie haya sido introducido erróneamente, o de manera incompleta.
- Debe tener una interfaz que facilite el trabajo de los especialistas en la configuración de la prueba.

Resultados y discusión

Se determina tomar el dispositivo que recoge los potenciales eléctricos resultantes de la estimulación, como una caja negra que entrega las mediciones en un rango entre 0 y 5 Volts. Este hardware es desarrollado por otros investigadores del Grupo de Procesamiento de Datos Biomédicos, e incluye la recogida de los potenciales eléctricos sobre la superficie de la piel, la amplificación de la señal y el filtrado de la misma, además del acondicionamiento de los valores en un rango entre 0 y 5 Volts, para ser enviados al Arduino Uno.

El sistema que se implementa está dividido en cuatro etapas diferentes de comunicación bidireccional. En el estado 0 se encuentra el paciente al cual se le colocan los electrodos para iniciar la prueba de estimulación visual o auditiva. Los potenciales generados son capturados en el estado 1 (Electrónica), para pasar a la etapa Microcontrolador donde Arduino convierte la señal analógica filtrada y amplificada, en una secuencia de valores digitales. Cuando el resultado de las mediciones es recibido en la computadora (bloque 3) a través del puerto USB, se puede volver a configurar la prueba a partir del protocolo de comunicación serie, o mediante una Interfaz Gráfica de Usuario (GUI). Esta interfaz es programada en Matlab®, debido a la necesidad de procesar posteriormente las señales de las pruebas de estimulación realizadas.

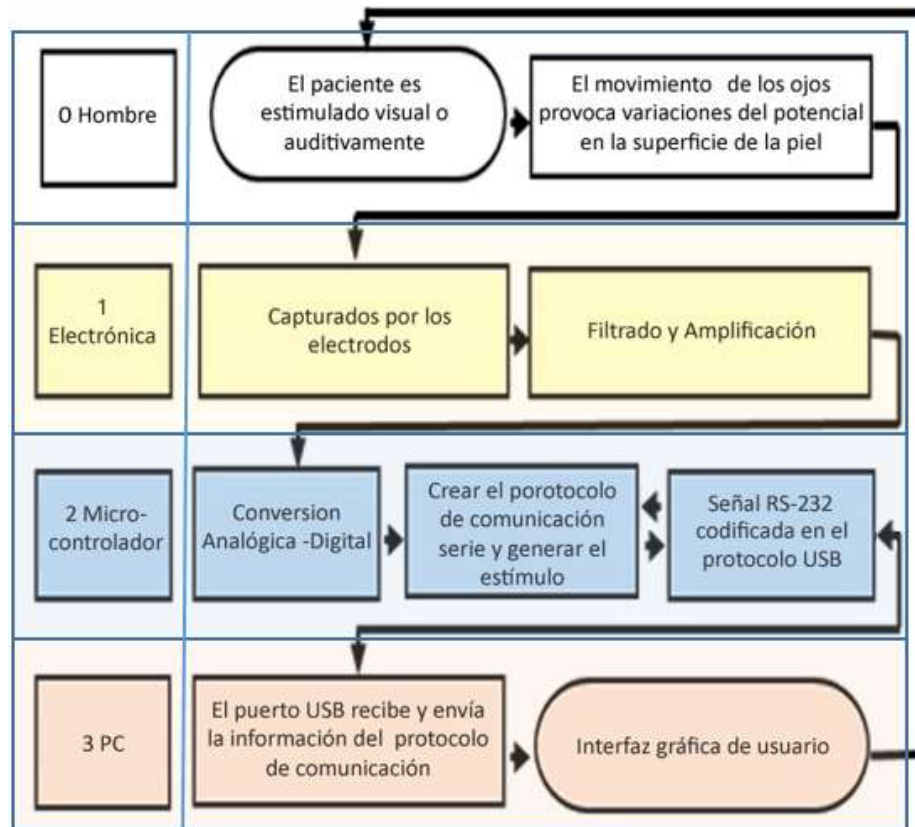


Figura 2. Diagrama de flujo entre el paciente y el especialista que configura la prueba.

Los datos provenientes de registros electrooculográficos son señales cuyo contenido esencial de frecuencias radica entre los 0 - 30 Hz (Horsley et al. 2014), aunque pudiera tener alguna componente por encima de este rango (García Bermúdez 2010) que normalmente no excede los 100 Hz. Basados en el Teorema de Nyquist, la mayor parte del equipamiento médico utiliza una frecuencia de muestreo entre 300Hz y 1 KHz (Cordovil Bércia 2010), en dependencia del tipo de prueba que realicen. Por este motivo, para que nuestra propuesta se acerque a los niveles de confiabilidad que presentan los dispositivos médicos, se determina que el Arduino deberá tomar 1000 muestras por segundos y así garantizar una frecuencia de muestreo de 1 KHz, en los 2 canales analógicos (horizontal y vertical).

Debido a las limitadas características que presenta el Arduino, sobre todo en cuanto a la poca capacidad de almacenamiento (sólo 2Kbytes de memoria RAM); surge el inconveniente de quedarse sin espacio suficiente, en unos pocos segundos. Además, como el conversor analógico del Arduino trabaja con una resolución de 10 bits es necesario utilizar 2 bytes para guardar cada valor. La capacidad de almacenamiento necesaria en 1 segundo, sin tener en cuenta la memoria ocupada por el protocolo de comunicación es:

$$1000 \frac{\text{lecturas}}{\text{segundo}} \times 2 \text{canales} \times 2 \text{ bytes del CAD} \approx 4 \frac{\text{Kbytes}}{\text{segundo}} \quad (1)$$

Generar el estímulo visual en pantalla y almacenar 1000 muestras por segundo evidentemente provocará el desbordamiento de la memoria, la detención de los procesos que realiza el microprocesador y con ello la interrupción de la prueba clínica que estamos realizando. Este inconveniente provoca tener que utilizar 2 Arduinos, uno encargado del estímulo visual y auditivo y el otro para el muestreo y envío de los datos hacia la GUI, donde se graficarán y almacenarán los resultados.

El sistema de adquisición y acondicionamiento de la señal captura la información de los electrodos, la amplifica y filtra. Esa información es enviada al primer Arduino el cuál muestrea a 1 KHz la señal del canal horizontal. Una vez obtenido el resultado de la conversión lo envía por el puerto USB a una velocidad de 115200 baudios y luego cambia el multiplexor al siguiente canal analógico para convertir el canal vertical a la misma frecuencia. Este proceso se realiza completamente por hardware, de manera que se envíen los datos siempre al terminar cada conversión y será Matlab© quien se encargue de procesarlos. Esta solución ahorra recursos como la memoria, pero exige más al procesador que debe hacer 2 mil conversiones en 1 segundo (1000 por cada canal) y enviar el resultado por el puerto serie.

Mientras el primer Arduino convierte y transmite las señales del canal horizontal y vertical, el segundo Arduino se encontrará generando el estímulo. Para eso, chequea el protocolo de comunicación implementado; parámetros que son introducidos por el especialista desde una computadora conectada vía USB o desde la misma GUI. Si todo está en orden continúa el proceso de estimulación en un televisor convencional conectado a través del cable RCA.

Por otra parte, el estímulo auditivo fue diseñado según las especificaciones de los electronistagmógrafos ENG/VAT, en los cuáles utilizan una combinación de frecuencias para ir aumentando progresivamente el tono de la señal sonora. El paciente debe mover la cabeza de un lado hacia el otro de acuerdo al tono escuchado mientras son recogidos los potenciales eléctricos de ambos canales generados por esta acción. Una vez recogidos los datos de la estimulación auditiva provenientes del Sistema de Adquisición y Acondicionamiento, pasan directamente a la interfaz de usuario donde son almacenados y graficados.

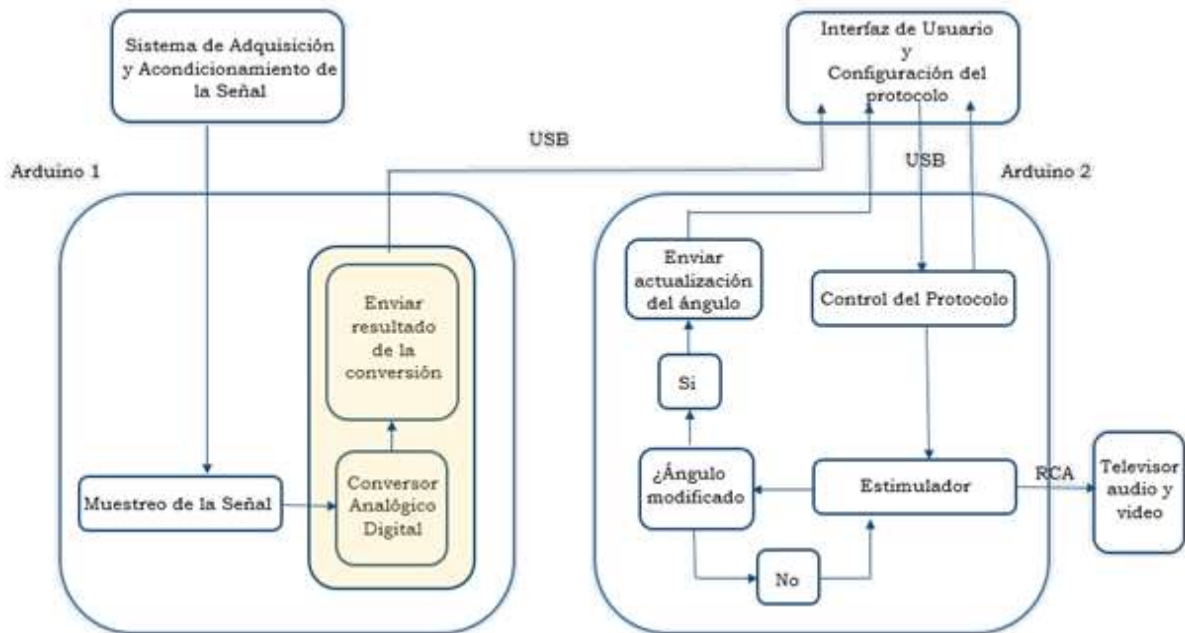


Figura 3. Diagrama en bloques del estimulador.

El protocolo de comunicación surge de la necesidad de normalizar y ordenar las comunicaciones entre los distintos elementos del sistema. Al formar parte de un proyecto conjunto, la adición de nuevos elementos es de vital importancia y obliga a estandarizar las comunicaciones entre los dispositivos. Para implementar el protocolo de comunicación se definieron 8 comandos fundamentales:

- (+S: *Horizontal: Vertical*) donde el signo + pretende imitar una función set de algunos lenguajes de programación, S se refiere a las dimensiones (*Size*) del televisor luego de los 2 puntos estaría el tamaño horizontal y vertical de este en centímetros.
- (+R: *Horizontal: Vertical*) similar al anterior. En este caso: *Set Resolution* para configurar las dimensiones horizontal y vertical en píxeles.
- (+D: *Distance*) se establece la distancia a la cual estará ubicado el paciente en centímetros.
- (+ST: *Angle: Time*). Acá se determina que se desea realizar una prueba sacádica (*Saccadic Test*), con un ángulo de estimulación *Angle* y un tiempo de variación de estímulo *Time*.
- (PT: *Angle: Speed*) en caso de que se desee realizar una prueba de persecución se debe utilizar este comando (*Pursuit Test*), definiendo el ángulo y la velocidad del estímulo en grados por segundo.

- (*OT:Width: Speed*) configura una prueba optoquinética y define el ancho de las franjas y la velocidad de desplazamiento de las mismas. Las siglas del comando significan *Optokinetic Test*.
- (*IT*) Este comando se utiliza para comenzar el estímulo visual (*Init Test*).
- (*FT*) utilizado para terminar la prueba de estimulación. (*Finish Test*).
- (*AT*) Inicia la prueba de estimulación auditiva (*Auditory Test*).

Una vez elegido el tipo de estimulación, el protocolo serie envía entre 4 y 13 bytes en dependencia de las dimensiones del televisor. Cada caracter enviado por el puerto serie ocupa un byte de memoria. Estos bytes deben introducirse en orden, con los valores determinados, para indicar el tamaño de la pantalla, tipo de prueba a realizar y cuando debe terminar el estímulo. El tiempo que transcurre entre comandos se puede variar en la biblioteca *available.h*, o al modificar el código del programa, aunque se han realizado pruebas de envío de comandos, desde otro dispositivo a 115200 baudios y el protocolo funciona perfectamente.

El siguiente paso en el diseño del firmware es la captura de las señales analógicas de los canales horizontal y vertical a una frecuencia de 1 KHz. La alternativa más sencilla es utilizar las interrupciones de los temporizadores de Arduino programada para detener el programa principal y tomar las muestras. Esto pudiera desarrollarse a partir de la biblioteca *TimerOne* que simplifican notablemente la configuración, sin embargo, estas introducen demoras derivadas de la forma en que están programadas, que provocan retardos en la captura de los datos. Como se trata de valores asociados a registros médicos, estas pequeñas demoras inciden negativamente en la calidad de nuestra propuesta. Por este motivo la solución encontrada fue realizar todo el proceso de captura y conversión de los datos completamente por hardware y así evitar demoras generadas por el software.

La solución propuesta es una combinación del modo de conversión continuo (*Free Running*) y la interrupción interna del Temporizador 1 en modo CTC (*Clear Timer on Compare*). Inicialmente se configura el CAD en modo *Free Running* (Atmel 2014) y se escoge como fuente de disparo la interrupción del Temporizador 1, que transcurrido 1 milisegundo debe iniciar en el CAD una nueva conversión. Esta funcionalidad es ideal para nuestro sistema, ya que permite indicar conversiones espaciadas uniformemente, sin la presencia de software adicional que pueda atentar contra la calidad de la prueba. Esto se implementa en el Arduino #1 y se dedica el Arduino#2 sólo a la generación de los estímulos.

Para el desarrollo del estimulador auditivo se aprovecha la ventaja que tiene la biblioteca *TVout* de generar una señal sonora utilizando las bocinas del televisor. En este caso la función utilizada es `tone (frequency, duration)`, donde se definen los parámetros de frecuencia del tono y duración del mismo. Por tanto, una combinación de tonos con

la duración adecuada producirá el estímulo auditivo deseado. La señal genera un tono por el pin 11 del Arduino con una frecuencia de 400 Hz. Esta frecuencia se mantiene aproximadamente 1,5 segundos y luego aumentamos a 600 Hz.

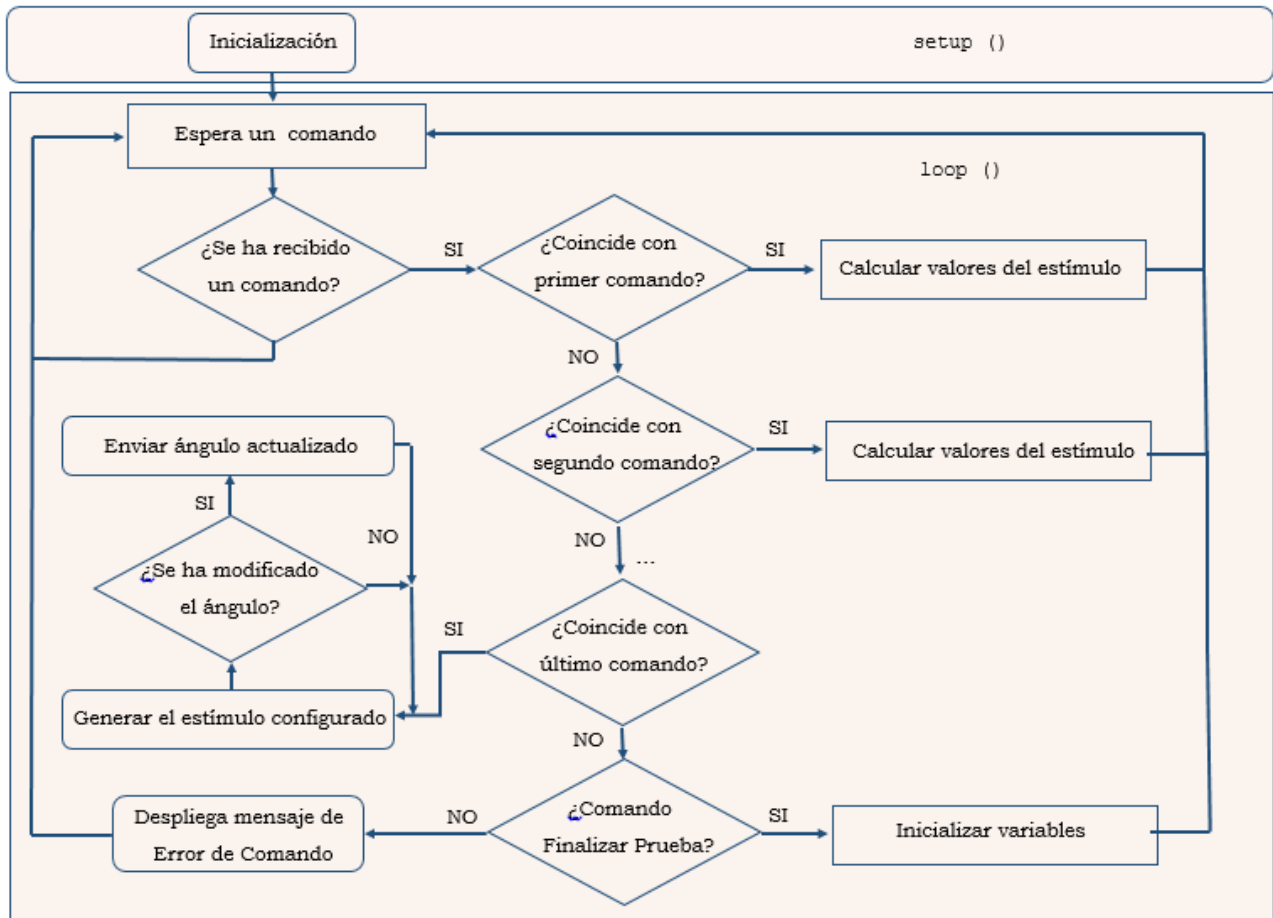


Figura 4. Diagrama de flujo correspondiente al Arduino #2.

Después de 5 segundos se disminuye el tiempo de cada tono para garantizar mayor rapidez en la prueba hasta alcanzar una tercera etapa donde se vuelve a disminuir el tiempo entre los tonos para aumentar el movimiento de la cabeza del paciente de un lado hacia el otro.

Con el objetivo de facilitar el trabajo de los especialistas se diseña además una interfaz gráfica de usuario que utiliza el protocolo de comunicaciones creado para configurar la prueba y capturar los datos enviados desde los 2 dispositivos. El diseño de la interfaz gráfica de usuario conserva el mismo formato que tiene el software de configuración del

OtoScreen©, para mantener la experiencia de usuario. Esta interfaz utiliza el protocolo de comunicación creado, donde se recogen los valores de configuración. Una vez finalizados se envían los comandos y se comienzan a generar los estímulos, en dependencia de la prueba clínica deseada. En la Figura 5 se muestra el resultado del estímulo visual.

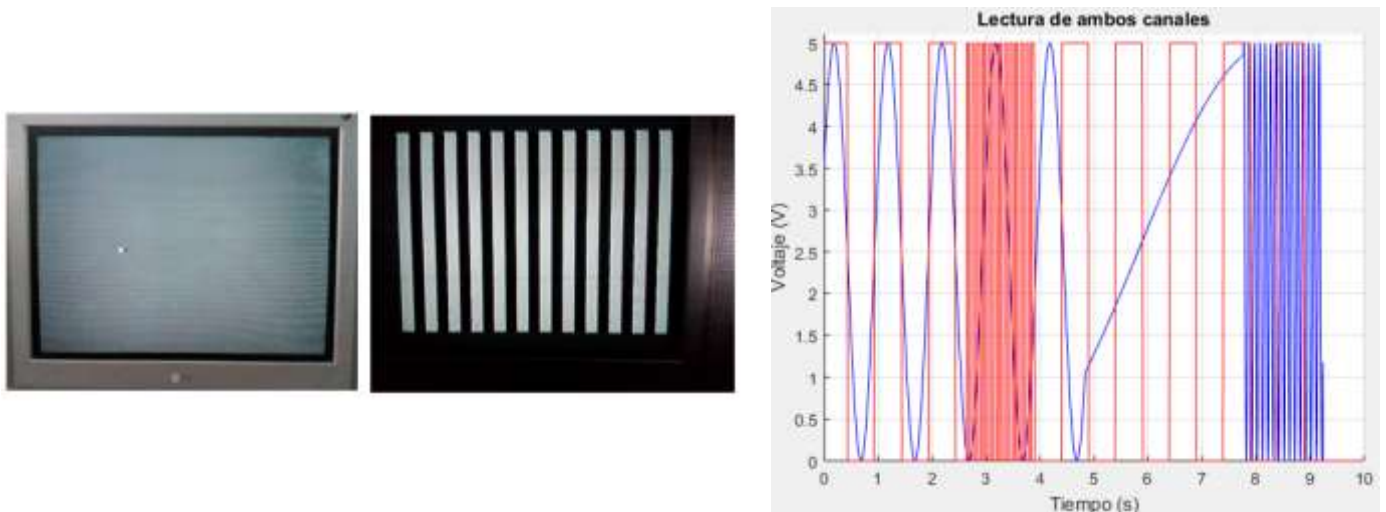


Figura 5. Resultado de estimulación visual para una prueba sacádica y optoquinética generado desde la plataforma Arduino (izquierda) y captura de 2 señales simuladas con el mecanismo de conversión implementado en el Arduino dedicado a esta tarea (derecha).

A la izquierda se observa el estímulo generado en pantalla para una prueba sacádica y a la derecha el resultado de una prueba optoquinética. Esto se obtuvo desde la interfaz gráfica de usuario y conjuntamente con el estímulo se graficaba el resultado del muestreo por el otro Arduino, con el objetivo que los especialistas puedan ver, en tiempo real el resultado de la prueba, e ir detectando irregularidades en el paciente, a medida que se desarrolla el test.

La solución encontrada fue simular el funcionamiento del firmware en Proteus Professional©. Esta es una aplicación que permite cargar el firmware compilado a la placa de Arduino y simular sus entradas y salidas analógicas. Además, tiene la ventaja de transmitir datos por puertos series virtuales y puede interactuar con otros dispositivos. En este software se simuló 2 señales analógicas conectadas a los terminales analógicos 0 y 1 respectivamente. Además, se conectó un osciloscopio para ver las señales, un terminal virtual para ver los datos enviados a Matlab© y un puerto serie virtual para enviar los resultados de la captura hacia la interfaz gráfica de usuario.

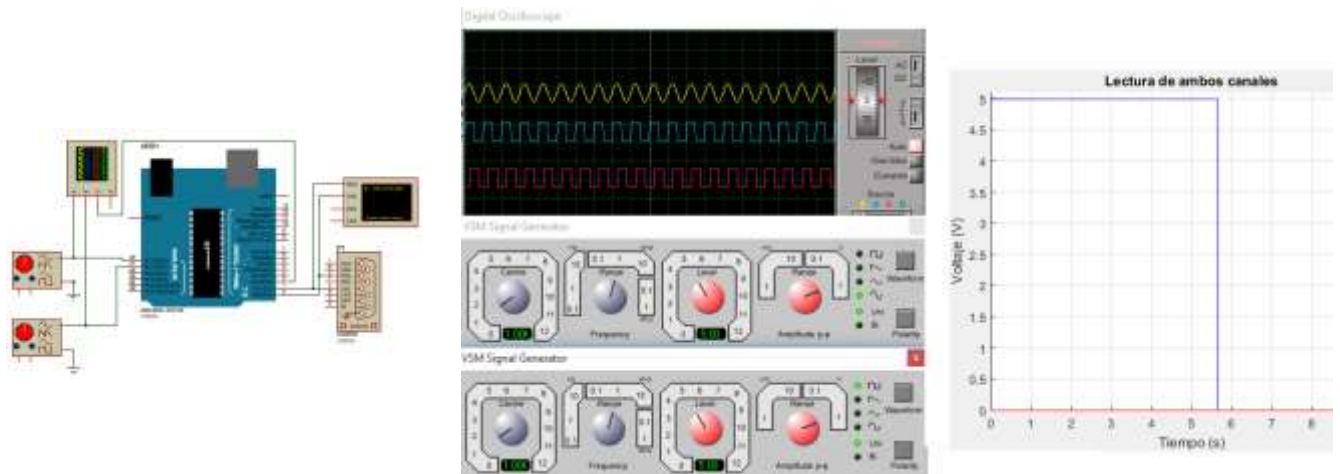


Figura 6. Despliegue de la simulación, verificación del muestreo de 2 señales analógicas a 1 KHz con diferentes formas de onda y resultado de la conversión analógica digital de las mismas (2 líneas rectas en 0 y 5 Volts).

La señal amarilla y la señal azul son las entradas de los canales analógicos 0 y 1 respectivamente y tienen una frecuencia de 1 KHz. En cambio, la tercera es una señal cuadrada que cambia de estado (0 o 1) cada vez que realiza una conversión el CAD de Arduino para verificar el correcto funcionamiento. Además, la forma de onda de una señal cuadrada a 1 KHz es exactamente igual a la forma de onda de la tercera señal, lo que indica el correcto funcionamiento en la captura y conversión de los datos. Como se puede apreciar la figura (extremo derecho), para las señales con frecuencia igual a la frecuencia de muestreo se obtiene una línea recta. Esto se debe a que la muestra es tomada siempre en el mismo punto de la señal analógica.

Valoración de la propuesta

La aplicación del estimulador visual y auditivo con la funcionalidad del protocolo de comunicaciones es un producto sostenible administrativamente. Su implementación se llevó a cabo a un precio mínimo que dista de manera significativa de productos similares en el mercado internacional. Esto se debe fundamentalmente a que se utilizan dos Arduinos, los que cuestan entre 16 y 50 dólares (Arduino_Store 2016), además de un televisor convencional como los que hay en cualquier sala de rehabilitación del país. Por otro lado, el producto se diseñó con el objetivo de brindar la portabilidad del dispositivo, eliminando insatisfacciones en los pacientes o especialistas y realizar las pruebas en menos tiempo. En este sentido las dimensiones de cada uno de los elementos que conforman el sistema tienen dimensiones reducidas, incluyendo el bloque de adquisición de señales.

La solución propuesta tiene un componente social de alto valor debido a que, las afecciones neurológicas son un problema de salud muy serio en la población cubana actual. El Estimulador Visual y Auditivo realizará su modesta contribución a encontrar terapias que ayuden a mitigar los efectos de algunas afecciones neurológicas en la población. Además, el diseño realizado mejora el proceso de estimulación de los pacientes llevado a cabo en el CIRAH, pues el único equipo en región Oriental y se encuentra en muy malas condiciones técnicas. Esta cuestión repercute de forma positiva en la salud de los usuarios finales. La valoración que brinda el especialista acerca del producto final también es muy importante para conocer el grado de satisfacción con la propuesta desarrollada.

Conclusiones

- La integración de la plataforma Arduino y un televisor convencional permite generar una señal de video compuesto en pantalla, con la calidad necesaria para realizar pruebas de estimulación de 0 a 60 grados como los equipos médicos profesionales.
- El firmware creado en Arduino provee un mecanismo flexible para la adición de nuevas funcionalidades o tipos de estímulo, al ser desarrollado completamente de acuerdo a los principios del software libre.
- Se garantiza la portabilidad del equipamiento, lo que posibilita su implementación en cualquier hospital del territorio nacional, pues incrementa considerablemente el número de pacientes que pueden ser atendidos, sin tener que trasladarse hasta el CIRAH (Holguín) para realizar las pruebas clínicas.
- Se reducen considerablemente los gastos del país, que debe adquirir equipos para pruebas electrooculográficas en valores superiores a 2 mil dólares. En este sentido, la propuesta desarrollada cuesta alrededor de 50 dólares, lo que permite destinar los recursos a otras áreas de vital interés para el país.

Referencias

- ARDUINO, 2016. TVout Library. Available at: <http://playground.arduino.cc/Main/TVout> [Accessed February 11, 2016].
- ARDUINO_STORE, 2016. Arduino Store. Available at: <https://store.arduino.cc/> [Accessed May 23, 2016].
- ATMEL, 2014. Atmel 8-Bit Microcontroller with 4/8/16/32kbytes In-System Programmable Flash Datasheet.
- AVAMANDER, 2016. arduino-tvout. Available at: <https://github.com/Avamander/arduino-tvout/> [Accessed January

4, 2016].

BECERRA GARCÍA, R.A., 2014. *Plataforma de procesamiento de electrooculogramas. Caso de estudio: pacientes con Ataxia Espinocerebelosa Tipo 2*. Universidad de Holguín, Tesis de Maestría.

CORDOVIL BÁRCIA, J., 2010. *Human electrooculography interface*. Uniuersidad Técnica de Lisboa, Tesis de Maestría en Ingeniería Física Tecnológica.

CUBA GYLLENSTEN, O., 2014. *Evaluation of classification algorithms for smooth pursuit eye movements : Evaluating current algorithms for smooth pursuit detection on Tobii Eye Trackers*, Available at: <http://www.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2%3A763273&dsid=6989> [Accessed January 16, 2015].

GARCÍA BERMÚDEZ, R. V., 2010. *Procesamiento de registros oculares sacádicos en pacientes de ataxia SCA2. Aplicación del Análisis de Componentes Independientes*. Universidad de Granada, Tesis Doctoral.

HELD, C.M. et al., 2012. Automated detection of Rapid Eye Movements in children. In 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego California, USA, pp. 2267–2270.

HORSLEY, M. ET AL., 2014. *Current Trends in Eye Tracking Research*, Springer International Publishing Switzerland 2014.

ILG, U. et al., 2006. Preparation and execution of saccades: the problem of limited capacity of computational resources. *Experimental Brain Research*, 171(1), pp.7–15. Available at: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-005-0255-z> [Accessed December 3, 2015].

LISTON, D.B., KRUKOWSKI, A.E. & STONE, L.S., 2013. Saccade detection during smooth tracking. *Displays*, 34(2), pp.171–176.

NOOTROPIC DESIGN, 2016. Hackvision. Available at: <http://nootropicdesign.com/hackvision/games.html> [Accessed January 9, 2016].

REGAN, D. & REGAN, M.P., 2009. Evoked Potentials: Recording Methods. In Oxford: Academic Press, pp. 29–37. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/B98GH-4TVBCX5-1R1/2/e8d1796cb106ab83f0925f1b17336333> [Accessed December 19, 2015].