

# Mouse para personas con discapacidad en sus extremidades superiores controlado por medio de movimientos de cabeza y gestos

## Mouse for people with disabilities in their upper extremities controlled by movements of head and gestures

Jaramillo J.; Manzano S.; Chicaiza D.; Encalada P.

Faculta de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, Universidad Técnica de Ambato  
Correspondencia Autores: j.esteban\_92@hotmail.com, victorsmanzano@uta.edu.ec,  
dv.chicaiza@uta.edu.ec, pg.encalada@uta.edu.ec

Recibido: agosto 2016, Publicado: diciembre 2016

**Resumen:** La presente investigación desarrolla un prototipo de mouse encaminado a la inclusión de las TIC'S en personas con discapacidades en las extremidades superiores. El diseño y funcionamiento del mouse controlado por ligeros movimientos de cabeza y gestos, ofrece un manejo simple e intuitivo de una computadora. El dispositivo simula el funcionamiento de un mouse convencional, este equipo consta de un sensor acelerómetro que permite el movimiento del puntero del mouse, y de electrodos superficiales, que adquieren señales de gestos y las transforman en acciones dentro de la computadora. La metodología del diseño está centrada en usuarios con capacidades especiales en sus extremidades superiores.

**Palabras clave:** Acelerómetro, Discapacidad en las extremidades superiores, Electroodos Superficiales, Electromiografía, Mouse.

**--Abstract:** This research develops a prototype mouse to promote the inclusion of TIC'S in people with disabilities in the upper extremities. The design and operation of mouse controlled by head movements and gestures, provides a simple and intuitive operation of a computer. The device simulates the operation of a conventional mouse, this equipment consists of an accelerometer sensor that allows movement of the mouse pointer, and surface electrodes, acquiring signals gestures and transformed into action in the computer. The design methodology is center in users with disabilities in their upper extremities.

**Keywords:** Accelerometer, Disability in the upper extremities, Surface electrodes, Electromyography, Mouse.

### I. INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud (OMS) y el Banco Mundial determinan que las personas con algún grado de discapacidad conforman uno de los grupos excluidos de la sociedad. Estas personas presentan deficientes resultados académicos y su contribución al desarrollo económico de un país es bajo, registrando altas tasas de pobreza. Se estima que alrededor de un 15% de la población mundial tienen alguna discapacidad de las cuales el 3,8% tienen una "discapacidad grave" (discapacidad asociada a afecciones tales como la tetraplejía) [1].

La discapacidad en las extremidades superiores, se refiere a las restricciones que tienen algunas personas para utilizar sus manos y brazos por la pérdida parcial o total de

ellos, y aquellas personas que aun teniendo sus miembros superiores (manos y brazos) han perdido el movimiento, por lo cual no pueden realizar actividades propias de la vida diaria como agarrar cosas, empujar, cerrar y abrir puertas y ventanas, derribar o jalar con sus extremidades superiores etc [2].

En Ecuador existe un 1.1% de personas con alguna discapacidad física, las cuales por su condición física no pueden acceder al uso de las TIC'S con lo cual se les niega oportunidad de ser parte del mercado laboral, de los servicios públicos o simplemente tener acceso a la educación, evitándoles ser productivos para la sociedad [3].

Se encontraron varios proyectos similares al propuesto, uno de ellos es el ratón USB desarrollado por Gomez, Morales, y Mendez el cual utiliza únicamente un acelerómetro para simular todo el funcionamiento del mouse generando errores al momento de la realización del click tanto derecho como izquierdo, el sistema no es intuitivo y no es de uso general ya que algunas personas tetrapléjicas no poseen total dominio de la cabeza [4].

Jordi Palleja desarrollo un prototipo de mouse que se basa en una cámara y algoritmos de visión artificial, este sistema a pesar de ser cómodo para el usuario no es tan confiable, por lo que necesita cierta cantidad de luz para su correcto funcionamiento además de no ser adaptable a rostros pequeños y cubrimiento total o parcial de ojos y cejas [5].

Ortega, Nebreda, y Angulo construyeron un conjunto de software y hardware que permite trabajar con cualquier aplicación del computador, el control del computador se realiza mediante el manejo del cursor en un entorno gráfico usando pegatinas que reflejan el espectro de infrarrojo con lo cual se convierte pequeños movimientos del cuerpo en movimientos del cursor en la pantalla. Este sistema requiere tanto de software y hardware trabajando conjuntamente, mientras que el prototipo propuesto es plug and play es decir que no necesita de un software adicional [6].

Koichi Kuzume desarrollo un mouse controlado por medio de sonidos producidos por los dientes y señales de espiración, Este sistema resulta ser de costo elevado al

## Mouse para personas con discapacidad en sus extremidades superiores controlado por medio de movimientos de cabeza y gestos

implementar el uso de un chip FPGA además de generar errores en ambientes ruidosos y en estado de agitación del usuario [7].

Xiong, Chen, Zhao, Han, & Liu proponen propone un controlador de mouse basado en EMG-IMU, Este sistema es similar al prototipo planteado, aunque la señal EMG es tomada de un solo musculo, invitando a tener una independencia en la simulación del click y evitando errores [8].

Laxmikanta Gupta ha realizado una investigación sobre el desarrollo de un HCI inalámbrica para personas con discapacidad, el funcionamiento del mouse está basado en la medición de las rotaciones de cabeza del usuario y un electrooculograma (EOG). La implementación del Software y Hardware se han hecho en base de la plataforma Linux y el microcontrolador ATMEGA328 respectivamente, Este equipo detecta el parpadeo del ojo mediante EOG trabajando en canales horizontales y verticales mientras la EMG adquiere la señal de un solo musculo fijo que el usuario tenga la factibilidad de controlar, además es compatible con cualquier sistema operativo [9].

Williams y Kirsch realizaron una Interfaz Hombre-Máquina, tomaron en consideración tres tipos de señales de electromiografía, las de la cara, cuello y de los músculos, al realizar una comparación entre todas estas señales establecieron que las dos primeras sirven para seleccionar o a su vez realizar el desplazamiento hacia la izquierda y derecha, mientras que el otro se utilizaba para el movimiento de arriba hacia abajo. Este sistema a pesar de ser fiable resulta ser de costo elevado y de complicado manejo ya que para cada señal generada implica el uso de un sensor EMG y la constante salida del reposo y entrada en movimiento de un musculo, lo que podría generar cansancio en el usuario [10].

El proyecto se centra en el control de la computadora a través de movimientos de la cabeza y gestos permitiéndoles a las personas discapacitadas acceder al manejo de las TIC's con el objetivo de reducir el analfabetismo digital, disminuir deserción escolar, aumentar plazas de trabajo en el Ecuador.

Este trabajo se organiza de la siguiente manera; en la sección uno se presenta una introducción, en la sección dos se describen materiales y métodos, donde se muestran las etapas del prototipo, en el tercer ítem se muestran los resultados finales y pruebas de funcionamiento, en la cuarta sección realizan las conclusiones de la presente investigación y finalmente en la sección cinco se muestran las referencias bibliográficas.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó una investigación bibliográfica documental que registró una descripción concreta y concisa de los avances que se obtuvieron durante el desarrollo del presente proyecto de investigación, estudiando los problemas con el propósito de solucionarlos. Se tomó en

cuenta una investigación aplicada, cumpliendo objetivos fundamentales como el resolver problemas prácticos que otorgue el desarrollo de la investigación, bajo los siguientes parámetros:

- Analizar el comportamiento de las señales mioeléctricas
- Determinar el tipo de sensor para la captación de señales mioeléctricas
- Amplificación y filtrado de las señales mioeléctricas
- Examinar el funcionamiento de un mouse convencional
- Analizar el tipo de comunicación a utilizar
- Analizar el funcionamiento de un acelerómetro de 3 ejes
- Adquisición de datos procedentes de los diferentes sensores

El diagrama de bloques del funcionamiento del dispositivo es presentado en la figura 1, dividido en 4 fases (Sensado, Acondicionamiento, Procesamiento, Control y Visualización) las cuales se describen a continuación:

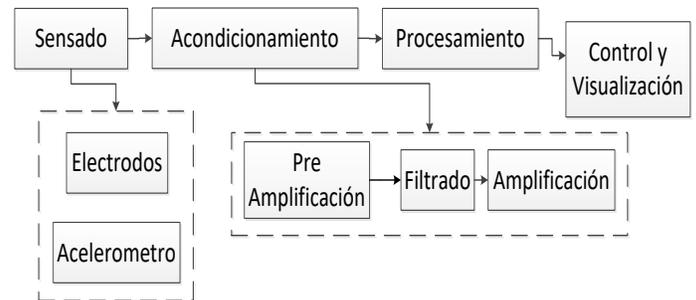


Figura 1. Diagrama de bloques del dispositivo

### A. Fase de Sensado

Es la encargada de recolectar los datos de los diferentes sensores ocupados para el movimiento del cursor del mouse y para la realización de los diferentes click's, para lo cual se utilizó el sensor Adxl345, ya que posee comunicación I2C y SPI, el consumo de energía es inferior respecto a los otros acelerómetros (ver tabla 1).

Tabla 1: Tabla comparativa de los sensores acelerómetros

Acelerómetro	Mma845 1	Mpu-6050	KXCNL	Adxl345
Voltaje de trabajo	1.95 a 3.6 v	2.375V a 3.46V	17 a 3.6 V	3v a 5v
Temperatura de trabajo	-40° a 85°	-40° a 85°	-40° a 85°	-40° a 85°
Corriente de trabajo	6uA a 165uA	500uA	250uA	23 uA
Comunicación	I2C	I2C	I2C	I2C y SPI
Rango de medición	+/- 2 , 4 , 8 g	+/- 2, 4, 8 y 16 g	+/- 2, 4, 8 y 16 g	+/- 2, 4, 8 y 16 g
Costo	7	10	39.90	8

Además se ha utilizado el amplificador de instrumentación AD620 por tener un bajo voltaje de compensación, una ganancia alta (ver tabla 2).

## Acondicionamiento

Dada las características de los sensores se realiza un acondicionamiento para que la tarjeta de adquisición de datos reconozca la señal EMG.

**Tabla 2:** Tabla comparativa de amplificadores de instrumentación

Características	ina125	AD620	PGA204
low quiescent current	460µA	1.3 mA	5mA
Voltaje	±1.35V to ±18V	±2.3 V to ±18 V	±4.5V
sleep mode	Si	No	No
low offset voltaje	250µV max	50 µV max	50µV max
low offset voltage drift	2µV/°C max	0.6 µV/°C max	0.25µV/°C
low noise:	38nV/√Hz at f = 1kHz	9 nV/√Hz f=1 kHz,	fB=0.1Hz to 10Hz
Ganancia	4 to 10,000.	1 to 10,000	G=1, 10, 100, 1000V/V
Costo	11,49	5,50	26,92

El acondicionamiento de las señales mioeléctricas se presenta en la figura 2 la cual está dividida en 4 etapas:

### Etapas 1 - Amplificador de instrumentación

Las señales mioeléctricas son de baja amplitud, por lo que es necesario que los amplificadores de señal contengan características de un amplificador de instrumentación.

Se utilizó un amplificador de instrumentación AD620, cuya ganancia (G) es 500 veces su valor nominal, Para obtener dicha ganancia se aplican las fórmulas dadas por el datasheet:

$$R_g = \frac{49.4K\Omega}{G - 1} \quad [11]$$

$$R_g = \frac{49.4K\Omega}{500 - 1}$$

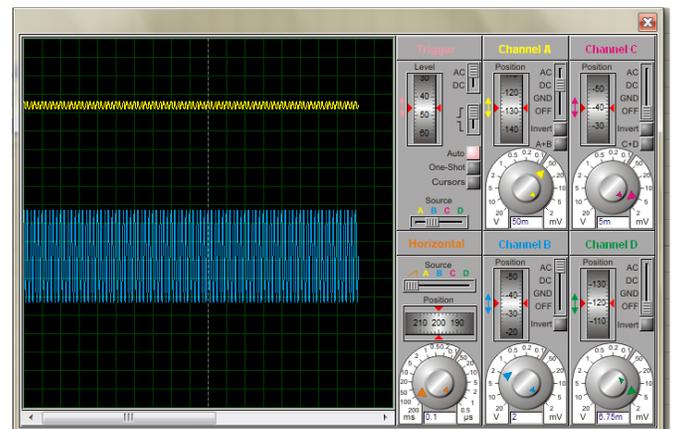
$$R_g = 99\Omega$$

Utilizando una resistencia comercial de 100Ω, tenemos:

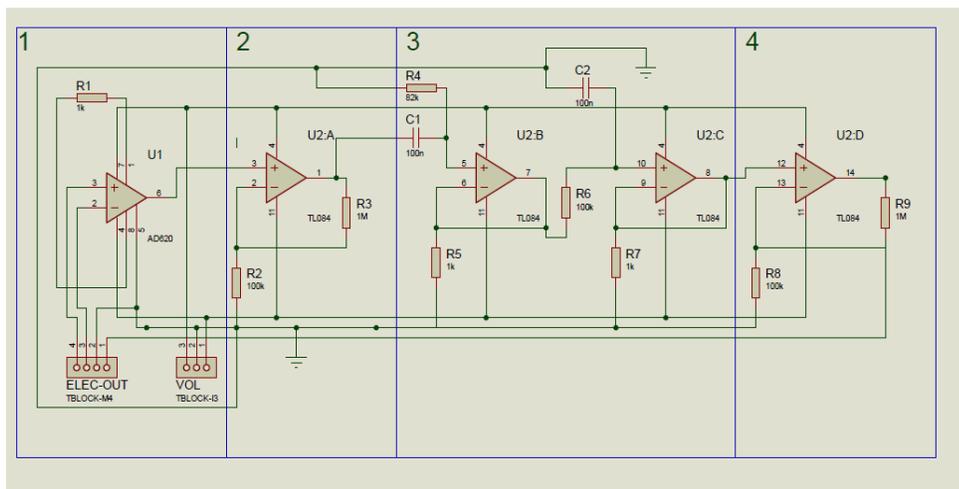
$$100 = \frac{49.4K\Omega}{G - 1}$$

$$G = 495$$

En la figura 3 se puede observar una señal mioeléctrica (señal amarilla), amplificada mediante el OPAM AD620 con una ganancia de 495 (señal azul).



**Figura 3.** Salida de señal del amplificador de instrumentación



**Figura 2.** Etapas para al acondicionamiento de la EMG

### Etapas 2 – Pre amplificación

Para esta etapa se ha utilizado un amplificador no inversor, utilizando el circuito integrado TL084 que

internamente conlleva 4 amplificadores operacionales y tiene un voltaje máximo de operación de ± 18 V.

Se han **utilizado** las siguientes resistencias:

$$R1=100K\Omega$$

**Mouse para personas con discapacidad en sus extremidades superiores controlado por medio de movimientos de cabeza y gestos**

$$R_f = 1M\Omega$$

Con estos valores de resistencias tendríamos una ganancia:

$$G = \frac{R_1 + R_f}{R_1} [12]$$

$$G = \frac{100K\Omega + 1M\Omega}{100K\Omega}$$

$$G = 11$$

Como podemos evidenciar en la figura 4 se puede identificar 3 señales, la primera es la proporcionada por los electrodos, la segunda es la salida del amplificador operacional de instrumentación y la tercera es la salida del primer amplificador no inversor.

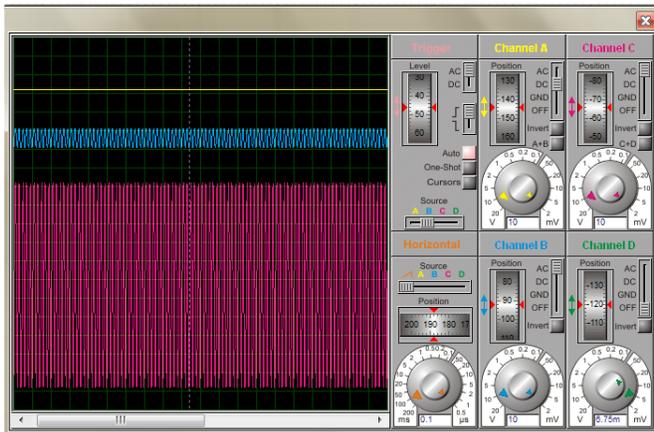


Figura 4. Señal amplificada de la etapa de pre amplificación

**Etapa 3 – Filtrado**

Se utilizó un filtro pasa bandas Butterworth de orden uno con el propósito de limitar el rango de frecuencias entre 20Hz y 500Hz, un filtro pasa bandas está formado por un filtro pasa altas y un filtro pasa bajas, para este diseño también se utilizó un CI. TL084

La frecuencia de corte del filtro pasa altas es de 20Hz, necesario para eliminar ruido proveniente de músculos aledaños y de otros movimientos musculares, así como potenciales de repolarización de los músculos.

$$F_H = \frac{1}{2\pi RC} [12]$$

$$R = \frac{1}{2\pi * 20 * 0.1\mu F}$$

$$R = 79,58 K\Omega$$

La frecuencia de corte del filtro pasa bajas es de 500HZ.

$$F_H = \frac{1}{2\pi RC} [12]$$

$$R = \frac{1}{2\pi * 500 * 0.1\mu F}$$

$$R = 3,18 K\Omega$$

En la figura 5 encontramos la salida de un filtro Butterworth de orden uno que limita un rango de frecuencias entre 20Hz y 500Hz.



Figura 5. Respuesta de frecuencias de un filtro Butterworth de orden uno

**Etapa 4 – Amplificación**

Para esta etapa se ha utilizado un amplificador no inversor, utilizando el circuito integrado TL084.

Se han utilizado los mismos valores de resistencias de la etapa de pre amplificación:

Con estos valores de resistencias obtenemos una ganancia:

$$G = \frac{R_1 + R_f}{R_1} [12]$$

$$G = \frac{100K\Omega + 1M\Omega}{100K\Omega}$$

$$G = 11$$

En la figura 6 se puede mostrar una señal acondicionada (señal azul) para el reconocimiento de la tarjeta de adquisición de datos.

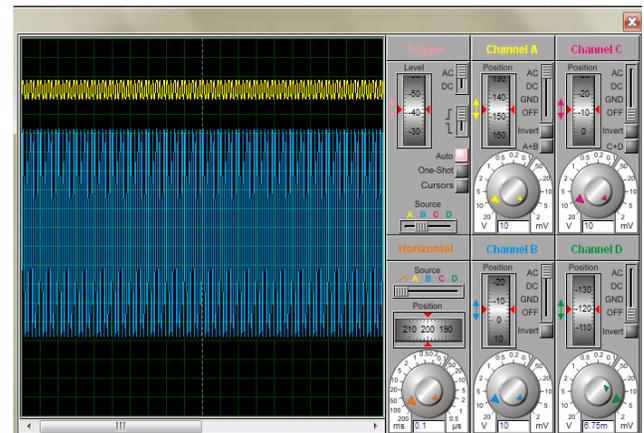


Figura 6. Salida de señal de un amplificador no inversor

Con el montaje de este circuito se obtiene una señal mioeléctrica reconocible por la tarjeta de adquisición de datos mostrado en la figura 7.

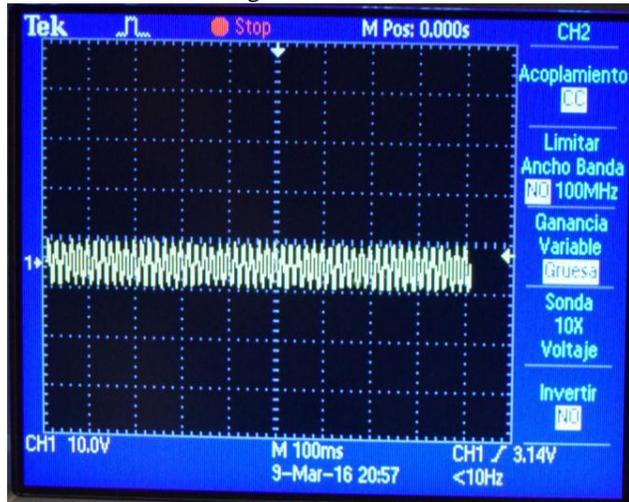


Figura 7. Señal mioeléctrica amplificada y filtrada de un músculo facial en reposo

En la figura 8 se puede evidenciar una señal amplificada y filtrada con picos de voltaje constantes, ya que el músculo se encuentra en reposo. En la siguiente imagen el músculo saldrá del reposo y se mostrará una evidente subida de picos de voltaje, los cuales posteriormente serán procesados.

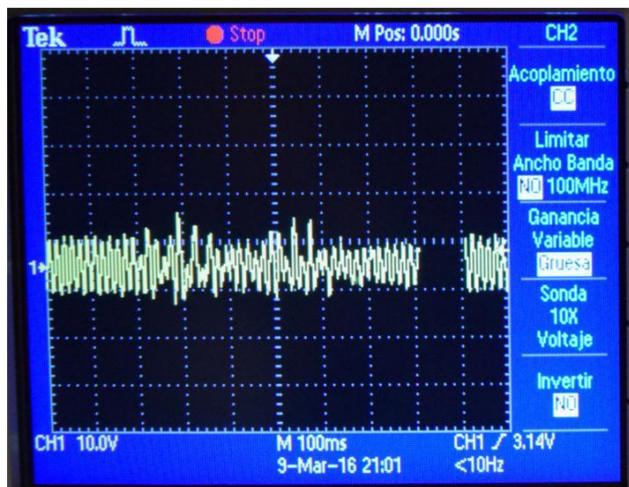


Figura 8. Señal mioeléctrica amplificada y filtrada de un músculo facial en movimiento

### Procesamiento

En esta etapa se adquieren los diferentes valores proporcionados por los sensores para posteriormente ser enviados al equipo terminal.

Se ha utilizado una tarjeta arduino que posee una comunicación directa con el ordenador a través de una interfaz USB.

El sensor acelerómetro al ser un equipo que proporciona su posición en los ejes XYZ no es utilizado totalmente ya que el espacio de trabajo del computador se mantiene únicamente reservado a los ejes XY por lo que el valor del eje Z no es tomado en cuenta, para el sensor análogo de electromiografía se realizó una discriminación de los valores medios y únicamente se tomó el valor más alto según la resolución de la tarjeta de adquisición de datos.

### Control y Visualización

Esta es la última fase del sistema, consiste en la visualización del movimiento del puntero del mouse y la realización de los diferentes clicks dentro del computador, para esta fase se conecta la tarjeta de adquisición de datos con el computador mediante una interfaz USB, por donde se transmiten los datos obtenidos en la fase de sensado, tanto los datos analógico proveniente de los electrodos, así como los datos transmitidos por el acelerómetro bajo comunicación I2C.

En donde se utiliza una tarjeta Arduino la cual sigue el siguiente flujo de programación para cumplir el objetivo:

- Inicialización de programa y Librerías I2C, Comunicación Serial y Mouse.
- Establecimiento de la Comunicación I2C.
- Adquisición y registro de datos del acelerómetro y de las señales mioeléctricas.
- Visualización de los registros de sensados bajo comunicación serial.
- Establecimiento de rangos de movimientos.
- Movimiento del mouse según los datos adquiridos.
- Análisis de ejecución de funciones de click derecho o izquierdo.

### III. RESULTADOS

Por medio del monitor serial propio de la tarjeta Arduino micro, se verifica una constante lectura de datos, los cuales provienen de los diferentes sensores interconectados (acelerómetro, sensor EMG).

En la figura 9 se observa la lectura del sensor acelerómetro en sus tres ejes, XYZ respectivamente.

```
-18 12 209
-18 13 210
-18 12 210
-17 13 211
-18 12 210
-18 13 210
-18 13 211
-4 25 213
-12 10 211
```

Figura 9. Posición del sensor acelerómetro en los ejes XYZ

Al realizar varias pruebas se determinó que la señal EMG varía desde los 400 hasta los 700 bits de resolución del músculo facial (orbicular del ojo), en un rango de 0 a

## Mouse para personas con discapacidad en sus extremidades superiores controlado por medio de movimientos de cabeza y gestos

1023 que provee el conversor análogo digital Arduino, por lo tanto se considera que las señales dentro de este rango son válidas.

En la figura 8 se puede identificar los picos de voltaje generados por un músculo en movimiento.

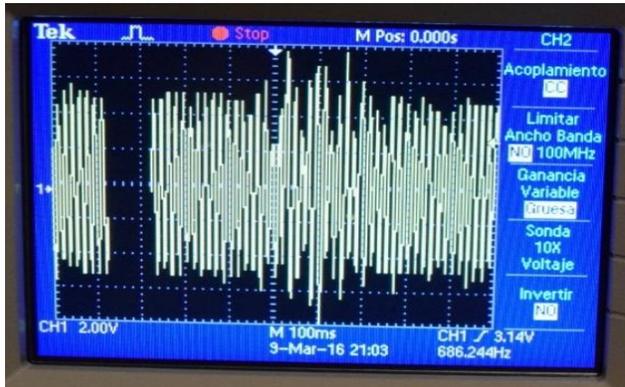


Figura 9. Captación de una señal mioeléctrica de un músculo facial en un osciloscopio

Para la EMG se necesitan 2 electrodos por músculo y una señal de referencia, son colocados como la figura 10.



Figura 10. Colocación de electrodos

En el monitor serial también se puede observar el valor analógico del sensor de electromiografía como se muestra en la figura 11.

```
Value = 450
Value = 460
Value = 460
Value = 463
Value = 470
Value = 569
Value = 644
Value = 639
Value = 540
Value = 455
Value = 480
Value = 454
Value = 440
Value = 441
```

Figura 11. Adquisición de señales mioeléctricas en el Arduino micro

El sistema fue probado con conexión directa al computador en uno de sus puertos USB ya sea en versión 2.0 o 3.0 como el de la figura 12.



Figura 12. Puerto USB

El prototipo de mouse empieza a funcionar desde el momento que se le conecta, al computador, sin la necesidad de instalar un driver adicional, fue probado en los siguientes sistemas operativos:

- Windows Vista, 7, 8, 8.1 y 10
- En Windows Vista tuvo que ser reconectado para su reconocimiento.
- Linux (Ubuntu 16.04)
- Mac OS X

En la figura 13 se observan pruebas realizadas con el dispositivo bajo la plataforma Windows 10.



Figura 13. Pruebas de funcionamiento en Windows 10

## IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### CONCLUSIONES

- El prototipo construido permite simular las funciones de un mouse convencional dentro del computador, desplazamiento libre del cursor con una efectividad del 100% y realización de click derecho e izquierdo con una efectividad del 95%, ambos parámetros pueden ser modificables por software propio de los sistemas operativos.
- En el prototipo se utilizan dos modos de comunicación, el sensor acelerómetro establece una comunicación síncrona con el Arduino micro mediante el protocolo I2C con una velocidad de 1Mbps en modo Maestro-Eslavo y 5cm de distancia, mientras que el Arduino se

comunica por medio de USB 2.0 o 3.0 con la computadora.

- En el proceso de electromiografía (EMG), se debe tratar cuidadosamente ya que se está trabajando con señales sumamente pequeñas menores de 10mV que deben ser amplificadas y posteriormente filtradas en un rango entre 20Hz y 500Hz, para evitar la captación de señales no deseadas (ruido) proveniente del usuario o del medio ambiente, por los que se ocupa amplificadores de instrumentación y filtrado.
- El prototipo de mouse tiene una aplicabilidad de modo Plug and Play, es decir se conecta y funciona en cualquier computadora que tenga un puerto USB, además es compatible con cualquier sistema operativo

## RECOMENDACIONES

- Utilizar el prototipo de mouse con la cabeza seca ya que la humedad puede hacer que las placas entren en corto circuito, evitar movimientos bruscos.
- Para el correcto funcionamiento del protocolo de comunicaciones I2C las líneas SDA y SCL se deben polarizar en estado alto es decir deben ir conectadas a alimentación por medio de resistencias pull up.
- Para la adquisición de las señales mioeléctricas la distancia entre electrodos debe estar entre 2 y 3 cm, y si son músculos pequeños la distancia entre electrodos debe ser máximo  $\frac{1}{4}$  de la longitud de fibra muscular, con lo que se evita distorsión de la señal debido a tendones y terminaciones de las fibras musculares, además se debe evitar el uso de cremas o lociones y limpiar las zonas de colocación de los electrodos caso contrario se adhiere el gel adhesivo a la capa externa de la piel y esto genera un efecto aislante.
- Si el prototipo no entra en funcionamiento al momento de establecer una comunicación con la computadora, este debe ser reconectado.
- El sistema realizado viene a ser un proceso de adquisición de señales tipo invasivo, por lo que se propone realizar trabajos futuros utilizando métodos no invasivos como es la visión por computador, para detectar gestos y procesarlos para transformarlos a eventos que realiza un Mouse.

## REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud, «¿Qué sabemos sobre la discapacidad?», *Informe mundial sobre la discapacidad*, pp. 7 - 8, 2011.
- [2] Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática, «Clasificación de Tipo de discapacidad», Mexico, 2015.
- [3] Ministerio de Telecomunicaciones y Sociedad de la Información, «<http://www.telecomunicaciones.gob.ec/>», [En línea].

Available:

<http://www.telecomunicaciones.gob.ec/ecuador-redujo-el-analfabetismo-digital/>. [Último acceso: 25 10 2015].

- [4] D. A. R. Gomez, O. S. Morales y J. J. S. Mendez, «Raton USB para personas tetrapléjicas controlado con el movimiento de la cabeza», *Universidad Distrital Francisco Jose de Caldas INGENIERIA*, vol. 19, n° 2, pp. 41 - 62, 2014.
- [5] T. Pallejà, E. Rubión, M. Teixidó, M. Tresanchez, A. Fernández, C. Rebate y J. Palacín, «Ratón Virtual Relativo Controlado con los Movimientos de la cabeza», *Universidad de Lleida, Jaume II*, 2008.
- [6] P. L. S. Ortega, J. C. Nebreda y B. N. Angulo, «Interacción con ordenador mediante dispositivos inalámbricos para usuarios con movilidad muy reducida», *Las Tecnologías de Apoyo en Parálisis Cerebral*, n° IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, pp. 45 - 49, 2009.
- [7] K. Kuzume, «Evaluation of Tooth-touch Sound and Expiration Based Mouse Device for Disabled Persons», Yuge National College of Maritime Technology, Yuge, 2012.
- [8] A. Xiong, Y. Chen, X. Zhao, J. Han y G. Liu, «A Novel HCI based on EMG and IMU», International Conference on Robotics and Biomimetics, Phuket, 2011.
- [9] T. Gupta, H. Verma, G. Verma y L. Sahoo, «A Portable & Cost Effective Human Computer Interface Device for Disabled», Jaypee Institute of Information Technology, Kanagawa, 2015.
- [10] M. R. Williams y R. F. Kirsch, «Evaluation of Head Orientation and Neck Muscle EMG Signals as Command Inputs to a Human-Computer Interface for Individuals With High Tetraplegia», IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, 2008.
- [11] A. Devices, «Instrumentation Amplifier AD620», Analog Devices, Inc, 2003-2011.
- [12] Escuela de ingeniería de Antioquia, «<http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/>», [En línea]. Available: <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/WebEstudiantes/2005I/EMG/materialesymetodos.htm>. [Últ: 20 01 2016].