

**MANEJO DE MECANISMOS ELECTROMECÁNICOS MEDIANTE EL USO DE
SEÑALES CEREBRALES**

**Andrés Felipe Sarmiento Bayona
ID: 178937**

**Julián Andrés Villamizar Beltrán
ID: 176363**

**Universidad Pontificia Bolivariana
Facultad de ingeniería electrónica, Departamento de ingenierías**

Bucaramanga, Enero de 2015

**MANEJO DE MECANISMOS ELECTROMECÁNICOS MEDIANTE EL USO DE
SEÑALES CEREBRALES**

**Andrés Felipe Sarmiento Bayona
ID: 178937**

**Julián Andrés Villamizar Beltrán
ID: 176363**

**TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE:
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**DIRECTOR
FABIO ALONSO GUZMÁN SERNA
Ingeniero Electrónico y Telecomunicaciones**

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

BUCARAMANGA, 2015

DEDICATORIA

Dedicamos este proyecto a Dios, que estuvo presente en cada momento de nuestra carrera, a nuestros padres que siempre estuvieron apoyando cada decisión que se tomó en cuanto al proyecto.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a Dios que nos da la vida y la capacidad de alcanzar las metas que nos proponemos, a nuestros padres que nos apoyaron a lo largo de nuestra carrera tanto física como emocionalmente, a los profesores que compartieron su conocimiento con nosotros y dedicaron parte de su tiempo a enseñarnos temas relevantes para el desarrollo de este proyecto y por último a los compañeros con los que compartimos conocimientos y momentos agradables que contribuyeron a la formación de nuestras vidas, a todos los mencionados anteriormente muchas gracias.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
1. Introducción	11
2. Objetivos.....	12
2.1 Objetivo General.....	12
2.2 Objetivos específicos.....	12
3. Marco teórico.....	13
3.1 Ondas cerebrales.....	13
3.2 El cerebro y el sistema nervioso.....	15
3.3 Discapacidad Motriz (Cuadriplejia y Paraplejia).....	15
3.4 Plataforma Arduino.....	17
3.5 RoboClaw.....	18
3.5.1 Descripción básica RoboClaw.....	18
3.5.2 Encoders ópticos.....	18
3.5.3 Hardware Roboclaw.....	18
3.5.4 LEDs indicadores de estado.....	19
3.5.5 Modo RC 1&2.....	20
3.5.6 Configurando el RoboClaw.....	20
3.5.7 Rangos de pulso para los servos.....	21
3.5.8 Ejemplo de código para prueba del RoboClaw en Arduino....	21
3.5.9 Diagrama de conexiones del RoboClaw.....	22
3.6 Sistema The EPOC.....	22
3.7 Silla de ruedas controlada por movimientos del cuello.....	24
3.8 Silla de ruedas controlada por medio de comandos de voz...	24
3.9 Sensores ultrasónicos SRF02.....	25
3.9.1 Registros con el sensor SRF02.....	26
3.9.2 Direcciones del sensor SRF02.....	26
4. Metodología/Desarrollo.....	28
4.1 Aprendiendo a usar la EPOC.....	29
4.2 Silla de ruedas eléctrica.....	33
4.2.1 Manejo de la silla de ruedas y sus partes más importantes..	33
4.2.2 Configuración del driver.....	33
4.2.3 Sensores SRF02, Sensores ultrasónicos.....	35
4.2.3.1 Ubicación de los sensores.....	36
4.2.3.2 Analizando el correcto funcionamiento del sensor.....	37
4.3 Diagrama en bloques de la metodología y procedimiento seguido en el desarrollo del proyecto.....	45
4.4 Diagrama de flujo Arduino esclavo.....	46
4.5 Diseño de la interfaz gráfica del programa.....	46
5. Pruebas de calibración y control.....	50
5.1 Prueba de calibración de las ondas cerebrales del usuario y respuesta a diferentes estímulos externos.....	50
5.2 Prueba de control de la silla y respuesta del sistema mecánico....	52

6.	Resultados.....	52
6.1	Experimento con papeles de colores, estímulo visual.....	52
6.2	Experimento asociación de acción con una imagen mental o acción mental.....	53
7.	Recomendaciones para mejorar y para futuros proyectos...	56
8.	Conclusiones.....	56
9.	Bibliografía.....	57

LISTA DE FIGURAS

		Pág.
Figura 1.	Ondas cerebrales y su estado asociado.....	14
Figura 2.	Cerebro y la ubicación de sus funciones.....	15
Figura 3.	Cuadriplejia.....	17
Figura 4.	Paraplejia.....	17
Figura 5.	Descripción del hardware RoboClaw.....	19
Figura 6.	Conexiones del RoboClaw.....	22
Figura 7.	Sistema The EPOC.....	23
Figura 8.	Fotografía de la Silla de ruedas controlada por voz. Aparecen en la foto Oskar Fagua, Fabio Guzmán y Ruth Sánchez.....	25
Figura 9.	Circuito de Sensor SRF02.....	26
Figura 10.	Fotografía para el uso apropiado de la diadema the EPOC..	29
Figura 11.	Dry sensors.....	30
Figura 12.	Interfaz indicadora de contacto sensorial.....	30
Figura 13.	Panel de control de la diadema, funciones cognitivas.....	31
Figura 14.	Fotografía de la silla de ruedas utilizada.....	33
Figura 15.	Motores DC acoplados en la silla.....	34
Figura 16.	Comportamiento de PWM en función del tiempo usado para controlar la silla.....	36
Figura 17.	Sensor de ultrasonido SRF02.....	37
Figura 18.	Ubicación de los sensores en la silla de ruedas.....	38
Figura 19.	Fotografía Sensor SRF02 ubicado sobre el transportador Móvil.....	39
Figura 20.	Fotografía de la prueba del objeto a 10 cm y 0 grados.....	40
Figura 21.	Fotografía de la prueba del objeto a 1 metro del sensor y 0 grados.....	41
Figura 22.	Fotografía del registro de prueba de eficiencia de dos Sensores.....	41
Figura 23.	Fotografía de pruebas de configuración maestro-esclavo del Arduino.....	42
Figura 24.	Ejemplo de introducción de texto en la interfaz.....	49
Figura 25.	Interfaz gráfica diseñada para el proyecto.....	49
Figura 26.	Fotografía de paciente en prueba de colores1.....	50
Figura 27.	Fotografía de paciente en prueba de colores2.....	51
Figura 28.	Fotografía de paciente en prueba de colores3.....	51

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Registros del sensor SRF02.....	26
Tabla 2. Direcciones del sensor SRF02.....	27
Tabla 3. Resultados de los datos obtenidos con el sensor SRF02...	42
Tabla 4. Límite de distancia en la lectura de los sensores.....	44
Tabla 5. Resultados experimento 1: estímulo visual.....	55
Tabla 6. Resultados experimento 2: acción mental.....	54

Resumen general del trabajo de grado

TITULO: Manejo de mecanismos electromecánicos mediante el uso de ondas cerebrales

AUTORES: Julián Andrés Villamizar Beltrán
Andrés Felipe Sarmiento Bayona

FACULTAD: Ingeniería Electrónica

DIRECTOR: Ing. Fabio Alonso Guzmán Serna

RESUMEN

El cuerpo humano posee impulsos y señales que pueden ser adquiridas, medidas y manipuladas para posteriormente ser usadas, por ejemplo, en el control de dispositivos electromecánicos.

Mediante este trabajo se buscó la forma de manipular un dispositivo electromecánico por medio de la adquisición y manipulación de señales encéfalo-eléctricas del usuario. Las señales cerebrales se adquieren por medio de una herramienta comercial que permite manipular dichas señales posteriormente, como parte del proyecto se escogió una diadema que adquiere los datos encéfalo-eléctricos del paciente llamada the Epoc, se logró implementar un control por medio de modulación de ancho de pulso sobre una silla de ruedas eléctrica la cual en este caso cumple las funciones de dispositivo electromecánico. El sistema que se implementó cuenta con sensores de proximidad con la intención de evitar posibles colisiones. Como elemento complementario se diseñó una interfaz gráfica que tuvo la intención de indicar el nivel de intensidad de la señal y que acción será realizada por el mecanismo.

Palabras clave:

ondas cerebrales, silla de ruedas, control, movilidad, paraplejia, mecanismos electromecánicos, Epoc.

General summary of work of grade

TÍTULO: Management of an electro-mechanic mechanism using brainwaves

AUTHORS: Julián Andrés Villamizar Beltrán
Andrés Felipe Sarmiento Bayona

FACULTY: Electronics Engineering

DIRECTOR: Ing. Fabio Alonso Guzmán Serna

ABSTRACT

The human body have a lot of impulses and signals that can be acquired and manipulated later to be used, for instance, in the control of electromechanical devices.

This project had the porpoise of acquire the cerebral signals such as brainwaves with the objective of manipulate an electromechanical device through the acquisition and manipulation of user electrical brain signals. The solution proposed takes those signals via a commercial tool allowing further manipulation of as part of the project a headset acquiring the brain signals called The Epoc form the enterprise Emotiv, as a result, the data acquisition and the processing of it was possible to implement a pulse-width modulation (PWM) control over an electrical wheelchair which in this case acts as the electromechanical device. The system was implemented has proximity sensors intended to avoid collisions. As a complementary element graphic interface intended to indicate the level of signal intensity and action will be undertaken by the machinery was designed

Key words:

reduced mobility, control, brain waves, wheelchair, sensors, quadriplegia, and disability.

1. INTRODUCCIÓN

Las señales del cuerpo humano pueden ser medidas y procesadas con el fin de manipular dispositivos, mecanismos o incluso ser utilizadas en aplicaciones de realidad virtual. Se han desarrollado diferentes métodos y dispositivos capaces de realizar una medición de cada una de las señales corporales, tales como diferentes tipos de sensores e instrumentos que amplifican y captan la señal con el fin de conocer la condición del usuario y un posible tratamiento en caso de que la señal este por fuera de los estándares médicos; pero en este momento el ser humano está ampliando el campo de aplicación del arte de medir la señales del cuerpo y abriendo la posibilidad de utilizarlas para controlar tanto herramientas físicas como virtuales.

Existen diferentes técnicas para la evaluación y registro de las señales emitidas por el cuerpo, por ejemplo, la electromiografía (EMG) que se encarga de la medición de las señales musculares, la electroencefalografía (EEG) que es la técnica que se utilizará en este proyecto, pues es el medio por cual se puede adquirir y tener acceso a las señales producidas el cerebro con el fin de usarlas como señales de entrada en un algoritmo que facilitará la manipulación de un dispositivo electromecánico.

Las ondas cerebrales son actividades eléctricas producidas por el cerebro, estas van variando dependiendo del estado en el que se encuentre la persona o los estímulos recibidos por la misma, presentando variaciones en su frecuencia y amplitud en el voltaje. Lo interesante de estas señales es que son como las huellas dactilares, es decir, son diferentes para cada ser humano. Lo que sí es similar entre las personas es el tipo de onda generado en cada estado de la conciencia, por ejemplo, una persona genera ondas BETA cuando se encuentra despierta o ALFA cuando se encuentra en estado de relajación.

En este documento se encontrará el procedimiento que se realizó para lograr llegar a la meta planteada en el proyecto de grado “manejo de mecanismos electromecánicos mediante el uso de las ondas cerebrales” mediante el cual se quiso ofrecer un medio adecuado para que la manipulación de un dispositivo electromecánico que responda a las señales captadas por la diadema the Eloc de la empresa Emotiv, generando una reacción esperada por el usuario.

Los capítulos 2 y 3 se refieren respectivamente a los objetivos que fueron planteados y la fundamentación teórica para el desarrollo del trabajo. En los Capítulos 4 y 5 se hace una descripción de la Metodología y Desarrollo del trabajo, y las pruebas de calibración realizadas. En el Capítulo 6 se presentan y analizan los resultados con los distintos experimentos: estímulo visual y acción mental. Finalmente en los capítulos 7 y 8 se resumen las recomendaciones para futuros trabajos y las conclusiones generales.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar un sistema controlado por señales cerebrales, obtenidas mediante la electroencefalografía, capaz de manipular dispositivos o mecanismos electromecánicos a través de herramientas o interfaces tecnológicas comerciales.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Procesar y manipular señales obtenidas mediante la encefalografía.
- Desarrollar algoritmos que permitan usar las señales obtenidas para controlar el dispositivo.
- Diseñar e implementar un método para controlar un dispositivo electromecánico mediante la lectura y el procesamiento de determinadas señales cerebrales.

3. MARCO TEÓRICO

3.1 ONDAS CEREBRALES

Las ondas cerebrales son impulsos eléctricos generados por nuestro cerebro. Los impulsos eléctricos son información que viaja de neurona a neurona con el fin de cumplir una función determinada. Esta actividad cerebral se puede observar a través de un electroencefalograma o EEG.

Se han producido numerosas investigaciones alrededor de las ondas cerebrales en los diferentes estados de conciencia. Se observa que los patrones de onda se relacionan con los estados de conciencia, tales como concentración intensa, estado de alerta o despierto, sueño profundo, sueños vividos, relajación, hipnosis, etc.¹.

Existen 4 tipos principales de onda cerebral los cuales se explican a continuación:

Ondas Beta: se producen cuando el cerebro está despierto e implicado en actividades mentales, son ondas amplias y de mayor velocidad de transmisión entre las 4, su frecuencia oscila entre 14 y 35 Hz, aunque pueden llegar hasta los 50 Hz. Denotan una actividad intensa, es decir cuando la persona está estudiando o realizando una exposición. Este tipo de onda se registra fundamentalmente en regiones parietal y frontal; se puede dividir en dos subtipos de onda, B1 y B2, las cuales se comportan similarmente pero la frecuencia de B1 es el doble de la de B2².

Ondas alfa: este tipo de ondas representa un estado de relajación o escasa actividad cerebral, son más lentas que las ondas beta y de mayor amplitud, su frecuencia oscila entre 8 y 14 Hz.

Ondas theta: son ondas de menor frecuencia y mayor amplitud, se alcanzan bajo el estado de calma profunda, una persona que está soñando despierta o

¹ UNIVERSIDAD DE BARCELONA, psicología de la percepción, Las ondas cerebrales, disponible en línea:
<http://www.ub.edu/pa1/node/130>

² RAFAEL BERA NAVARRO, UNIVERSIDAD DE ALCALA, DEPARTAMENTO DE INGENIERIAS, instrumentación biomédica electroencefalografía, disponible en línea:
<http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%20%20-%20electroencefalografia.pdf>

fantaseando. Este tipo de ondas se localizan en la zona parietal y temporal del cerebro.

Ondas delta: son las ondas de mayor amplitud y menor frecuencia. Nunca llegan a cero y se generan en un estado de sueño profundo.

El electroencefalograma es el registro y evaluación de potenciales eléctricos generados por el cerebro y obtenidos por medio de electrodos situados en el cráneo, la lectura de estas ondas varía de acuerdo a la posición de los electrodos³.

La Figura 1 muestra el registro de las principales ondas cerebrales, su rango de frecuencia y estado mental asociado a ellas.

Figura 1. Ondas cerebrales y su estado asociado⁴.

Ondas cerebrales	Frecuencia	Estado mental
Onda delta	0,5 - 3 Hz	sueño profundo
Onda theta	4 - 7 Hz	sueño ligero
Onda alfa	8 - 13 Hz	despierto, relajado
Onda beta	14 Hz	despierto, excitado

³ RAFAEL BERE NAVARRO, UNIVERSIDAD DE ALCALA, DEPARTAMENTO DE INGENIERIAS, instrumentación biomédica electroencefalografía, disponible en línea: <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%205%20-%20electroencefalografia.pdf>

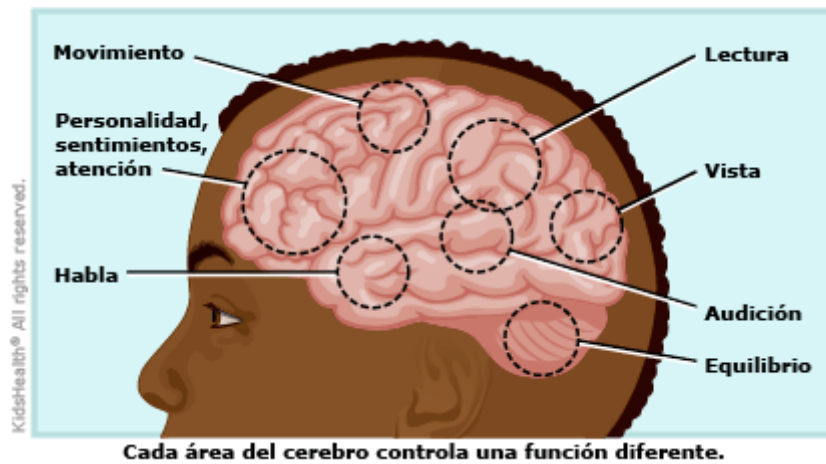
⁴ Imagen tomada el 5 de diciembre del 2014 disponible en línea: <http://www.medciencia.com/wp-content/uploads/2012/10/Ondas-cerebrales.jpg>

3.2 EL CEREBRO Y EL SISTEMA NERVIOSO

El cerebro puede verse como una súper computadora que controla cada impulso que se da en el cuerpo humano, lo procesa y procede a enviar otro estímulo dependiendo del dato recibido. Viéndolo así el sistema nervioso es una red que lleva los mensajes en ambas direcciones entre el cerebro y las partes del cuerpo, esto se logra por medio de la médula espinal. Diversos nervios se van ramificando desde la médula espinal hacia el resto del cuerpo, estos hacen parte del sistema nervioso periférico.

El cerebro está compuesto por tres partes principales: el pros encéfalo (cerebro anterior), el mesencéfalo (cerebro medio) y el rombencéfalo (cerebro posterior). La figura 2 permite observar la distribución de las funciones en el cerebro.

Figura 2. Cerebro y la ubicación de sus funciones



El sistema nervioso consta de una gran cantidad de células especializadas llamadas neuronas, estas a su vez se dividen en diferentes grupos dependiendo de la función que realizan, por ejemplo, las neuronas sensoriales captan la información recibida a través de los ojos, nariz, oídos, la lengua la piel y la envían al cerebro ⁵.

⁵ visto el 5 de diciembre del 2014 disponible en línea:
http://kidshealth.org/teen/en_espanol/cuerpo/brain_nervous_system_esp.html#

3.3 DISCAPACIDAD MOTRIZ (CUADRIPLÉJIA Y PARAPLEJIA)

La lesión o una enfermedad del sistema nervioso pueden afectar la capacidad para mover una parte específica del organismo. Esta capacidad motora reducida se llama parálisis. Estas son definidas como:

- Paraplejía: parálisis de ambas piernas.
- Cuadriplejía (a veces llamada tetraplejía): parálisis de las dos piernas y los dos brazos.

Causas

La cuadriplejía y la paraplejía son principalmente causadas por lesiones en la médula espinal. Pero, ambas pueden ser causadas por enfermedades del sistema nervioso, como por ejemplo:

- Esclerosis múltiple
- Esclerosis lateral amiotrófica (Enfermedad de Lou Gehrig)

La mayoría de las lesiones de la médula espinal son causadas por accidentes tales como, choques automovilísticos, caídas, lesiones al practicar deportes.

El hecho de que se trate de paraplejía o cuadriplejía depende del lugar, a lo largo de la médula, en el que se presenta la lesión

- Paraplejía: daño debajo del cuello
- Cuadriplejía: daño en la médula espinal en la base del cráneo o cuello⁶

Las figuras 3 y 4 muestran el lugar de las lesiones que causan tanto la cuadriplejía como la paraplejía, respectivamente.

⁶ visto el 4 de diciembre del 2014 disponible en línea: <http://www.med.nyu.edu/content?ChunkIID=127567>

Figura 3. Cuadriplejia.

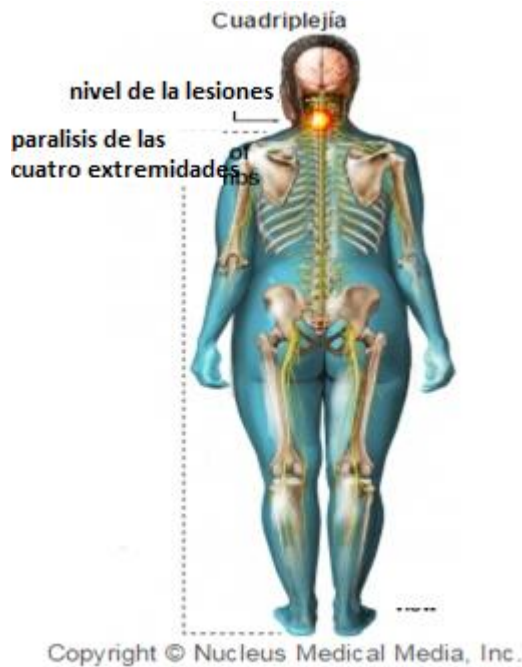
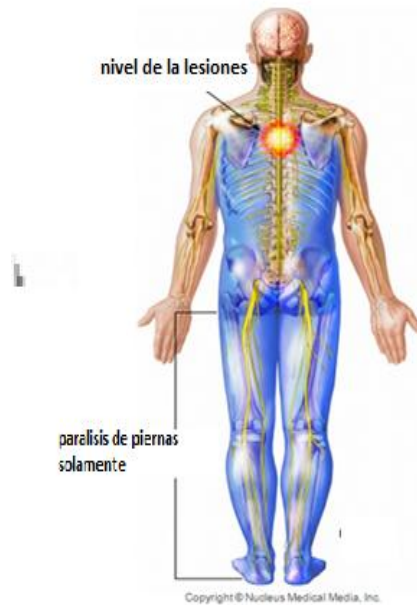


Figura 4. Paraplejia



3.4 PLATAFORMA ARDUINO

Arduino es una plataforma electrónica de código abierto, la cual tiene la visión de hacer que el usuario tenga una experiencia interactiva de forma fácil. Arduino cuenta con diferentes dispositivos compatibles con su plataforma de desarrollo. En la ejecución de este proyecto se utilizó la plataforma Arduino Mega, ya que presenta las características necesarias para el correcto desarrollo del mismo.

El microcontrolador en la tarjeta Arduino se programa mediante el lenguaje de programación Arduino, que es un marco de programación de código abierto basado en wiring y el entorno de desarrollo basado en Java llamado processing, el cual, es un entorno multimedia.

Este dispositivo presenta algunas ventajas frente a otros sistemas, tales como:

- Asequible, los precios que manejan las tarjetas Arduino son más bajos que las otras existentes en el mercado.
- Multi-plataforma, el dispositivo funciona en IOS, Windows y Linux.
- Entorno de programación simple y directo, Arduino cuenta con una gran variedad de ejemplos para que usuarios que apenas están comenzando a

programar puedan interactuar con el dispositivo.

- Software ampliable y de código abierto. El software de Arduino puede ser ampliado por programadores expertos, puede ser ampliado a través de librerías escritas en C.

3.5 ROBOCLAW

3.5.1 Descripción básica RoboClaw

RoboClaw⁷ es un driver sincrónico (motor controlador), regenerativo dual desarrollado por la empresa Orion robotics. En la ejecución de este proyecto se trabajó con el Roboclaw 2x30A, el cual permite comunicación serial y presenta mayor capacidad de corriente, este driver permite controlar dos motores al mismo tiempo a través de sus canales s1 y s2. Este dispositivo permite controlar dos motores dc con una corriente de 30 amperios por canal y soporta un pico de corriente de 20 amperios.

El RoboClaw permite la posibilidad de ser controlado en diferentes modos, puede ser controlado por medio de un transmisor y receptor RC, un dispositivo serial, un microcontrolador, o hasta un potenciómetro.

3.5.2 Encoders ópticos

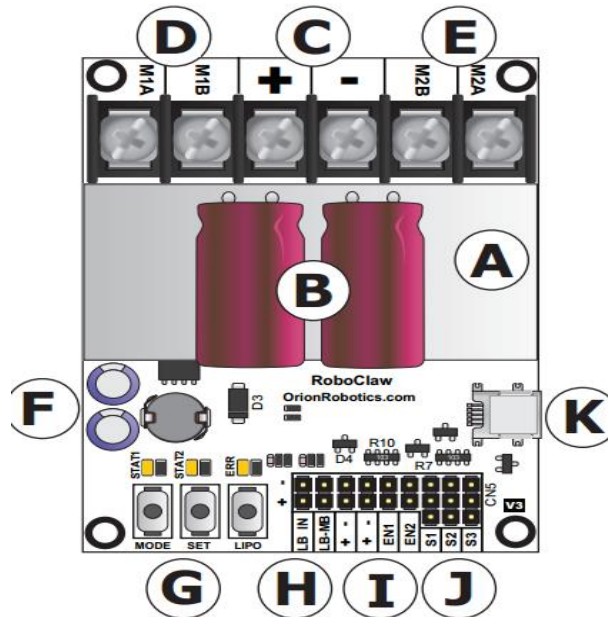
RoboClaw cuenta con una decodificación por cuadratura dual, dando la posibilidad de crear un sistema de movimiento en lazo cerrado. Así se puede conocer a qué velocidad y en qué dirección se están moviendo los motores DC ofreciendo mayor control sobre los mismos.

3.5.3 Hardware del RoboClaw

La figura 5 muestra un diagrama de la estructura de driver RoboClaw y las funciones de cada componente.

⁷ Visto el 11 de diciembre del 2014 disponible en línea:
http://downloads.orionrobotics.com/downloads/datasheets/motor_controller_robo_claw_R0402.pdf

Figura 5. Descripción del hardware RoboClaw ⁸: A: disipador de calor, B: estabilizadores de potencia, C: entrada principal de la batería, D: canal de motor 1, E: canal de motor 2, F: circuito de 3 Amp BEC, G: Botones de inicialización, H: selección de fuente de voltaje lógico, I: entradas del encoder, J: entradas del controlador, K: conector USB.



3.5.4 LEDs indicadores de estado

A continuación se podrán observar los diferentes estados en los cuales se puede encontrar el RoboClaw, esto para saber cómo se está comportando el sistema y en qué configuración está el driver.

Analog Mode

Status 1 LED = encendido continuamente.

Status 2 LED = enciende cuando el motor está activo.

RC Mode

Status 1 LED = enciende continuamente, LED intermitente cuando recibe un pulso.

Status 2 LED = enciende cuando el motor está activo.

Serial Modes

Status 1 LED = encendido continuamente, intermitente cuando recibe señal serial.

Status 2 LED = enciende cuando el motor está activo.

Errores

⁸ Visto el 11 de diciembre del 2014 disponible en línea:

http://downloads.orionrobotics.com/downloads/datasheets/motor_controller_roboclaw_R0402.pdf

Sobre-corriente = LED de error encendido. LED de estado 1 o 2 indica en cual motor.

Recalentamiento = LED de error intermitente una vez con una larga pausa. LED de estado 1 o 2 apagado.

Error de driver = LED de error intermitente una vez con una larga pausa. LED de estado 1 o 2 encendido.

Batería principal baja = LED de error enciende y apaga dos veces con una larga pausa.

Batería principal alta = Error LED on/flicker until condition is cleared.

Batería lógica baja = LED de error enciende y apaga tres veces con una larga pausa.

Batería lógica alta = LED de error enciende y apaga cuatro veces con una larga pausa.

3.5.5 Modo RC 1&2

Con el modo RC el driver RoboClaw puede ser controlado por medio de un sistema de radio. La entrada RC también permite que un microcontrolador de baja potencia maneje el dispositivo. RoboClaw espera los impulsos de entrada al servo para controlar la velocidad y la dirección de los motores, así como generalmente se controla un servo, este modo no permite el uso de los encoders.

3.5.6 Configurando el Roboclaw

Los botones a disposición en el dispositivo son usados para configurar el modo de operación del driver. Para tener una configuración que responda a lo que el usuario desea obtener es necesario seguir los siguientes pasos:

1. Presione y suelte el botón MODE para acceder al modo de operación deseado. El LED de status 2 comenzará a prender interrumpidamente, cada encendida del LED dura medio segundo, y al terminar el conteo enciende con una larga pausa, el número de destellos coincide con el modo en el que está configurado el RoboClaw.
2. Presione el botón SET para pasar al siguiente modo. Presione MODE para pasar al modo anterior.
3. Presione y suelte el botón LIPO para salvar este modo en la memoria.

Los modos 1 y 2 son: RC y RC con mixing respectivamente.

3.5.7 Rangos de pulsos para los servos

El RoboClaw espera los pulsos para controlar el servo en los canales S1 y S2 para manejar los motores cuando el modo está configurado en modo RC. Los puntos centrales estarán configurados al comienzo. 1000 μ s para ir a máxima velocidad en reversa y 2000 μ s es el pulso establecido para ir a máxima velocidad hacia adelante. Estos rangos los calibra el driver automáticamente a menos que se desactive la calibración automática. Si el pulso es más bajo que 1000 μ s y mayor que 2000 μ s el RoboClaw los tomara como nuevos rangos.

3.5.8 Ejemplo de código para prueba del RoboClaw⁸ en Arduino

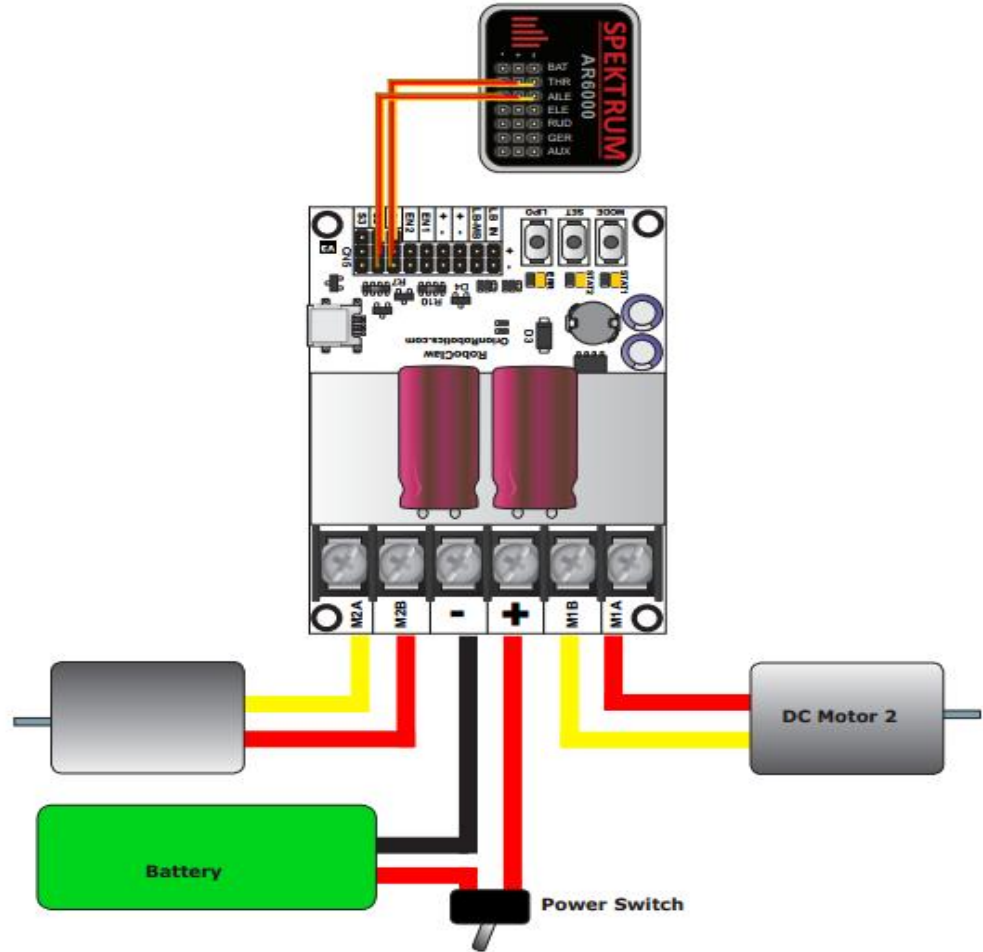
```
//Basic Micro RoboClaw RC Mode. Control RoboClaw
//with servo pulses from a microcontroller.
//Mode settings: Mode 2 with Option 4.
#include <Servo.h>
Servo myservo1; // create servo object to control a RoboClaw channel
Servo myservo2; // create servo object to control a RoboClaw channel
int pos = 0; // variable to store the servo position
void setup()
{
  myservo1.attach(5); // attaches the RC signal on pin 5 to the servo object
  myservo2.attach(6); // attaches the RC signal on pin 6 to the servo object
}
void loop()
{
  myservo1.writeMicroseconds(1500); //Stop
  myservo2.writeMicroseconds(1500); //Stop
  delay(2000);
  myservo1.writeMicroseconds(1250); //full forward
  delay(1000);
  myservo1.writeMicroseconds(1500); //stop
  delay(2000);
  myservo1.writeMicroseconds(1750); //full reverse
  delay(1000);
  myservo1.writeMicroseconds(1500); //Stop
  delay(2000);
  myservo2.writeMicroseconds(1250); //full forward
  delay(1000);
  myservo2.writeMicroseconds(1500); //Stop
  delay(2000);
  myservo2.writeMicroseconds(1750); //full reverse
  delay(1000);
}
```

⁸Visto el 12 diciembre del 2014 disponible en:
http://downloads.orionrobotics.com/downloads/datasheets/motor_controller_robo_claw_R0402.pdf

3.5.9 Diagrama de conexiones de los motores

La figura 6 muestra las conexiones de RoboClaw⁸ en el Modo 1 con el Ajuste 1. Antes del encendido se centra con el control, luego se gira primero la perilla de la radio, después el receptor, y por último el RoboClaw. El proceso de calibración de la posición neutra toma alrededor de 1 segundo.

Figura 6. Conexiones del RoboClaw⁸.



3.6 SISTEMA The EPOC

The EPOC es un dispositivo fabricado por la empresa Emotiv, el cual permite hacer electroencefalografía (EEG). Este es un sistema multicanal portátil de alta resolución diseñado para investigaciones aplicadas. Esta diadema consta de 2 referencias y 14 sensores con tecnología Dry sensor, que permite un posicionamiento óptimo para la resolución espacial precisa, los cuales captan las señales emitidas por el cerebro; esta interfaz cerebro computadora funciona wireless emitiendo la señal vía Bluetooth. La diadema se observa en la figura 7.

Figura 7. Sistema The EPOC.¹⁰



Otra de las funciones que ofrece el dispositivo es el reconocimiento de expresiones faciales, las cuales son útiles en caso de controlar objetos a través de la gesticulación. Por último, el sistema The EPOC cuenta con un giroscopio que permite utilizar los movimientos del cuello.

¹⁰ Tomado el día 17 de diciembre del 2014 Disponible en línea: <http://Emotiv.com/epoc.php>

3.7 SILLA DE RUEDAS CONTROLADA POR MEDIO DE MOVIMIENTOS DEL CUELLO

En el primer semestre del año 2013 se realizó un trabajo de grado en la Universidad Pontificia Bolivariana, por los ingenieros Mayra Gómez e Iván Rincón en el que se controlaba una silla de ruedas por medio de un Giroscopio ubicado en la cabeza de una persona discapacitada. Este trabajo se realizó con el fin de brindarles a las personas con deficiencias motrices, facilidad de movimiento solo con base a movimientos de su cráneo; para éste se utilizó un dispositivo transmisor que era el que indicaba hacia donde se movía la cabeza del paciente, un dispositivo controlador que conforme fuera la señal recibida haría que la silla de ruedas realizara determinado movimiento. Por consiguiente, este proyecto se tomó como antecedente, con la diferencia de que la señal del dispositivo transmisor ya no fue por movimiento sino por vía neuronal. Para esto, se diseñó y realizó un enlace y se siguió un protocolo diferente de acuerdo con los objetivos propuestos. Como resultado fundamental del proyecto se puede controlar un dispositivo electromecánico (silla de ruedas) con una señal obtenida externamente (Giroscopio)¹¹.

3.8 SILLA DE RUEDAS CONTROLADA POR COMANDOS DE VOZ.

La idea de controlar una silla de ruedas por medio de comandos de voz nació del problema que presentaban muchos de los pacientes al mover el cuello, o de los movimientos involuntarios que se presentan con frecuencia.

Esta silla responde a comandos como: 'Gire a la derecha', 'Gire a la Izquierda', 'Avance' y otras órdenes más.

El sistema cuenta con sensores de proximidad ultrasónicos que permiten que la silla evite colisionar con muros o causar accidentes con transeúntes en la vida cotidiana. Para desarrollar esto fue necesaria la implementación de dos Arduinos, uno configurado como maestro y el otro como esclavo con el fin de monitorear constantemente los sensores como los comandos de voz emitidos por el usuario¹².

¹¹ GOMEZ, Mayra y RINCON, Iván. Manejo de una silla de ruedas eléctrica para personas cuadripléjicas controlada mediante movimientos del cuello y con sistema de protección de impactos. Trabajo de grado Ingenieros Electrónicos. Bucaramanga: Universidad Pontificia Bolivariana. Facultad de Ingeniería electrónica. Departamento de Ingenierías. 2013

¹² FAGUA, Oskar y SANCHEZ, Ruth. Manejo de los motores de una silla de ruedas eléctrica mediante comandos de voz. Trabajo de grado ingenieros electrónicos. Bucaramanga: universidad Pontificia Bolivariana. Facultad de ingeniería electrónica. Departamento de ingenierías. 2014

Figura 8. Fotografía de la Silla de ruedas controlada por voz. Aparecen en la foto Oskar Fagua, Fabio Guzmán y Ruth Sánchez¹³.



3.9 SENSORES ULTRASÓNICOS SRF02

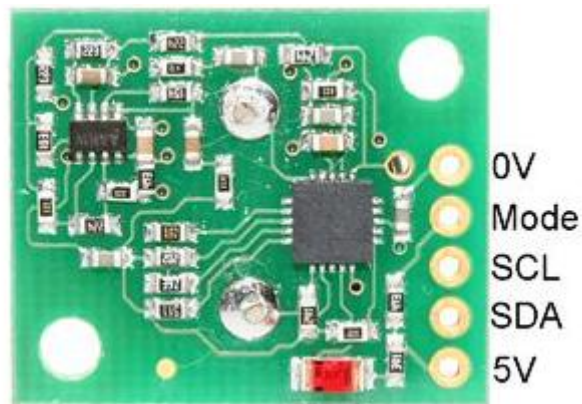
El sensor de distancias por ultrasonidos SRF02 es un sensor de mínimo consumo que se destaca por tener interfaz serie e interfaz I2C. El interfaz serie tiene un formato estándar de 9600 baudios, un bit de comienzo ocho de datos y un bit de parada. El nivel de tensión es a nivel TTL lo que permite conectarlo a cualquier microcontrolador. En el modo I2C el circuito se conecta de igual forma que los SRF08 y SRF10 siendo las conexiones idénticas. En ambos modos el rango de medidas es de 15 cm a 600 cm. Cada sensor tiene su propia dirección interna, aunque ésta se puede cambiar de forma que se pueden tener hasta 16 módulos SRF02 en el mismo bus, ya sea serie o I2C. Las medidas pueden ser en centímetros, pulgadas o microsegundos. La alimentación es de 5 V y el consumo medio de 4 mA¹⁴.

La figura 9 muestra el circuito del sensor SRF02 con sus indicaciones para el modo de lectura.

¹³ Imagen tomada de internet el día 17 de diciembre del 2014 disponible en: <http://www.vanguardia.com/actualidad/mundo/269059-una-silla-de-ruedas-por-comando-de-voz>

¹⁴ Tomado de internet el día 17 de diciembre del 2014 disponible en línea: <http://www.superrobotica.com/s320122.htm>

Figura 9. Circuito de Sensor SRF02 ¹⁵.



3.9.1 Registros con el sensor SRF02

El sensor SRF02 está compuesto por un juego de 6 registros que se muestran en la tabla 1:

Tabla 1. Registros del sensor SRF02¹⁵.

Registros N°	Modo de lectura	Modo de Escritura
0	Revisión de software interno	Registros de comandos
1	No usado (se lee 0x80)	No disponible
2	Byte alto de la mitad realizada	No disponible
3	Byte bajo de la mitad realizada	No disponible
4	Byte alto del valor mínimo de distancia	No disponible
5	Byte bajo del valor mínimo de distancia	No disponible

3.9.2 Direcciones del sensor SRF02

Para cambiar la dirección del sensor es necesario conectar solo un sensor al bus, luego se debe escribir la secuencia de los 3 comandos en el orden correcto seguido de la nueva dirección.

Se debe tener en cuenta que cada sensor tenga una dirección diferente ya que si dos coinciden en dirección se obtendrán resultados impredecibles.

Este sonar cuenta con un auto-ajuste lo que hace más fácil su uso ya que no es necesario calibrarlo antes de usarlo.

La dirección por defecto en la cual se encuentran estos sensores es 0x00, para cambiarla se deben escribir los siguientes comandos a 0. Por ejemplo, para cambiar de 0x00 a 0x05 los comandos son: (0xA0, 0xAA, 0xA5, 0x05).

El sensor cuenta con un LED que informa en qué dirección se encuentra configurado. La tabla 2 de direcciones se puede observar a continuación:

Tabla 2. Direcciones del sensor SRF02 ¹⁵.

Dirección		Destello largo	Destello corto
Decimal	Hexadecimal		
224	E0	1	0
226	E2	1	1
228	E4	1	2
230	E6	1	3
232	E8	1	4
234	EA	1	5
236	EC	1	6
238	EE	1	7
240	F0	1	8
242	F2	1	9
244	F4	1	10
246	F6	1	11
248	F8	1	12
250	FA	1	13
252	FC	1	14
254	FE	1	15

4. METODOLOGÍA/DESARROLLO

La metodología implementada para el logro de los objetivos propuestos y de acuerdo con el cronograma establecido, siguió los procedimientos y protocolos propios de un trabajo experimental aplicado de Ingeniería Electrónica.

Consistió en la elaboración de comunicación continua entre un ordenador y un Arduino; para así, poder realizar el control de un dispositivo electromecánico mediante las señales encéfalo-eléctricas adquiridas por una diadema comercial.

El trabajo se completó en varias fases complementarias y articuladas:

Fase 1: en esta fase se buscó lograr el afianzamiento entre la práctica y la teoría con respecto a los dispositivos comerciales que se iban a implementar en el proceso, con el fin de conocer su correcto funcionamiento y manejo; entre los elementos se pueden encontrar, el driver Roboclaw para el cual se seleccionó el modo de operación de los motores que más beneficiaría el proyecto, el Arduino junto con su software propio, y el software processing, que permiten el desarrollo de programas según le parezca conveniente al usuario, por medio de estas plataformas virtuales se llevaron a cabo el desarrollo de algoritmos para la manipulación del dispositivo electromecánico mediante señales PWM que se enviarían entre el Arduino y el driver. La diadema The Epoc junto con su software, brinda la posibilidad de adquirir las señales encéfalo-eléctricas, las cuales serán tomadas como señales de entrada en el algoritmo de manipulación del sistema.

Fase 2: se realizaron algoritmos de control mediante el software processing, y realizando una comunicación continua entre el dispositivo Arduino y el computador, se procedió a manipular el elemento electromecánico, en este caso una silla de ruedas; también se buscó un método de adquirir y manipular los datos de entrada que fueran obtenidos por la diadema.

Fase 3: se acoplaron todos los dispositivos y se procedió a probar el funcionamiento del sistema en conjunto y así se depuró, tanto la programación como las conexiones entre los dispositivos utilizados en el proyecto, ya que estos errores solo se hicieron visibles en las fases de experimentación y pruebas, de esta etapa se desglosó una fase adicional, con el fin de proteger todos los dispositivos del sistema.

Fase 4: con el fin de impedir un daño en algunos dispositivos se implementó el uso de sensores ultrasónicos, los cuales detectarían obstáculos en la trayectoria de avance de la silla de ruedas y así, asegurar tanto la integridad del usuario, como la vida útil de los dispositivos.

Para el desarrollo del proyecto se requirieron dos Arduino MEGA, uno para el control del sistema anticollisiones y el otro para procesar las señales obtenidas por la diadema. Los dos Arduino se utilizaron en la configuración maestro-esclavo para llevar un procesamiento más eficiente.

Para acoplar la diadema fue necesaria la modificación de unas librerías de Arduino.

El sistema de anticollisiones cuenta con 7 sensores de ultrasonido, 2 laterales, 2 frontales, 1 frontal inferior, 1 trasero y 1 trasero inferior.

Para controlar el driver RoboClaw, se inició un protocolo de comunicación serial Arduino-driver, con el fin de tener un control adecuado sobre los motores a través de la configuración RC del driver.

Por último se utilizaron los programas Arduino, processing y mind your osc, para acoplar la diadema con los Arduinos y el driver.

4.1 APRENDIENDO A USAR LA EPOC

La diadema de EEG cuenta con varios programas para entrenar el cerebro y para acostumbrarse al uso de la misma, incluye una interfaz gráfica llamada Emotiv EPOC.

Esta diadema se coloca de modo tal que las dos referencias queden en los huesos detrás de las orejas para que la toma de la señal de EEG se adquiera de forma correcta. La figura 10 muestra una fotografía de la forma correcta de colocación de la diadema¹⁶.

Figura 10. Fotografía para el uso apropiado de la diadema the EPOC¹⁵.



¹⁵ Tomado de internet el día 18 de diciembre del 2014, disponible en línea : <http://www.4design.co/Emotiv-epoc-headset/>

Para iniciar hay que asegurarse que el dispositivo este apagado; después conectar el cargador a la ranura micro USB que se encuentra en la parte anterior del dispositivo, la carga completa de la batería de litio puede durar aproximadamente 4 horas.

Allí al lado del switch de encendido se encuentran dos LEDs que indican el estado de la diadema, cuando esté encendido y con carga se enciende el LED azul y cuando se está cargando el LED rojo, no se debe utilizar la diadema mientras se está cargando.

Los sensores vienen en otro paquete y se deben ensamblar en la diadema antes de su uso. En la figura 11 se observa la presentación de los sensores:

Figura 11. Dry sensors¹⁶.



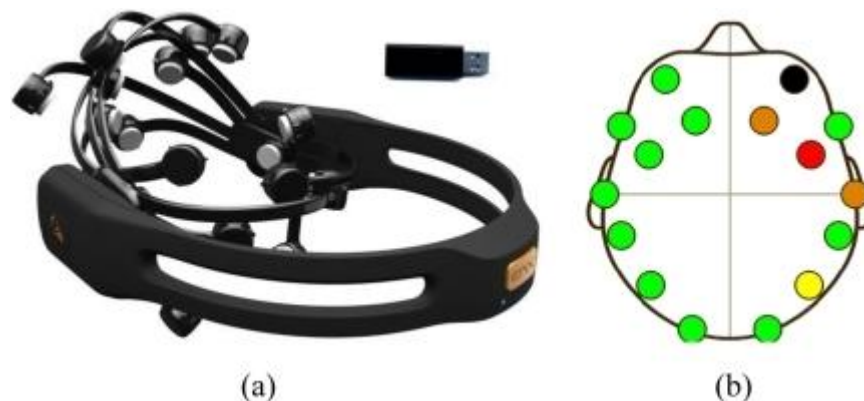
Antes del ensamblaje, se debe hidratar los sensores con una solución electrolítica similar a la que se usa para hidratar los lentes de contacto convencionales. Después de la hidratación sacar del paquete cada sensor girándolo un poco, luego en cada posición disponible de la diadema se debe insertar un sensor girándolo hasta que suene un 'click'.

Cuando se deje de usar el dispositivo se recomienda quitar los sensores y guardarlos en el estuche hidratante.

Una vez puestos los sensores en la diadema, se procede a poner la misma de acuerdo al ejemplo visto en la figura 10. El sistema The EPOC cuenta con una interfaz que permite ver el contacto que está haciendo el sensor con el usuario como se muestra en la figura 12.

¹⁶ Tomado de internet el día 18 de diciembre del 2014 disponible en línea:
https://Emotiv.com/store/product_5.html

Figura 12. Interfaz indicadora de contacto sensorial¹⁷.



En la figura 12 b, el verde indica una conexión correcta, el naranja una conexión regular, el rojo una conexión incorrecta y el negro indica que no está conectado el sensor. En caso que la diadema no esté conectada correctamente o los sensores no estén hidratados, los sensores saldrán en estado de no conexión (negro).

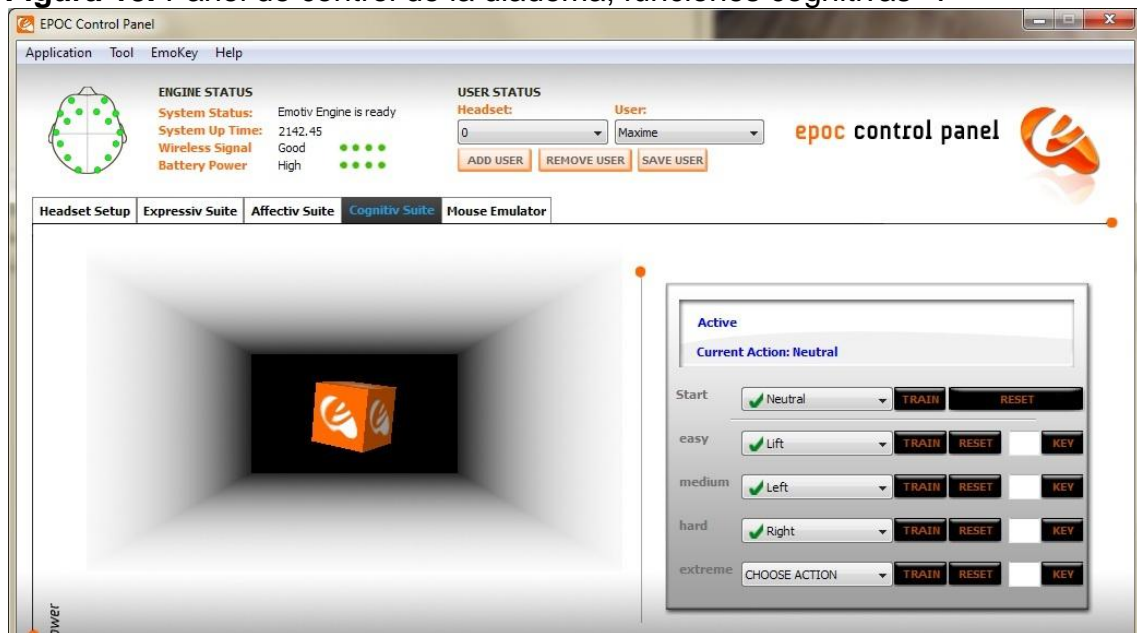
Una vez ya con los sensores activados, se procede a guardar el usuario en el software Emotiv EPOC; debido a que las ondas cerebrales son tan distintas entre personas es necesario hacer un pre-procesamiento para que la diadema identifique las ondas cerebrales del usuario¹⁸.

Después de guardar el usuario se procede a guardar el pensamiento para manipular cada dirección de la silla, para efectos de entrenamiento se usa un cubo que se encuentra en el software de Emotiv el cual se muestra en la figura 13:

¹⁷ Tomado de internet el día 18 de diciembre disponible en línea:
http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3231667_sensors-11-07110f2&req=4

¹⁸ Tomado de internet el día 18 de diciembre del 2014 disponible en:
<https://Emotivepoc.wordpress.com/2012/04/24/manejo-del-dispositivo-Emotiv-epoc/>

Figura 13. Panel de control de la diadema, funciones cognitivas¹⁹.



El panel de control ofrece la oportunidad de entrenamiento, en las funciones cognitivas que son las que se tomaron para controlar la silla, estas acciones se deben entrenar una a una para que el usuario no tenga inconveniente con el manejo del cubo y de la silla.

Las acciones que se permiten dentro del software son: halar, empujar, mover a la derecha, mover a la izquierda, desaparecer, girar en sentido horario, girar en sentido anti horario, levantar y bajar; para el control de la silla se decidió trabajar con las 4 direcciones básicas: empujar, halar, mover a la derecha y mover a la izquierda.

Después de controlar el cubo se procedió a tomar el control de la silla a través de la diadema, de forma similar, gracias a los algoritmos desarrollados en Arduino y en processing para llevar a cabo el acople entre la diadema y la silla de ruedas.

¹⁹ Tomado de internet el día 20 de diciembre del 2014 disponible en: <http://beta.Emotiv.co/blog/wp-content/uploads/2014/07/control-panel-step-4.jpg>

4.2 SILLA DE RUEDAS ELÉCTRICA

La silla de ruedas con la cual se trabajó durante la ejecución del proyecto consta de dos motores robustos controlados a través del driver RoboClaw; estos motores funcionan con corriente continua. Para poder poner en funcionamiento cada uno basta con suministrar tensión en sus bornes. Cada motor cuenta con una batería de 12 voltios y 12 amperios, el driver utilizado para su control puede manejar 30 amperios de corriente en cada canal. La figura 14 muestra una fotografía de la silla utilizada:

Figuras 14. Fotografía de la silla de ruedas utilizada



Los motores D.C. instalados (ver figura 15), cuentan con una caja de reducción con relación 32:1, lo que les brindan la capacidad de movilizar a una persona, eliminando el sistema transmisión con cadena implementado anteriormente que además de robustez le daban a la silla un aspecto poco estético y de difícil mantenimiento.

Figura 15. Motores DC acoplados en la silla



4.2.1 Manejo de la silla de ruedas y sus partes más importantes

La silla de ruedas cuenta con 2 motores, dos fusibles para la protección del driver, dos cajas reductoras, dos baterías de 12 voltios, dos ruedas acopladas a los motores y dos ruedas locas. Cuenta también con un driver RoboClaw y de un sistema que acopla el driver con cada motor; para poder controlar el driver se configuró el modo RC del driver y se le enviaron señales desde el Arduino Mega.

Para poder controlar la silla se realizaron pruebas a través de comandos básicos del RoboClaw, probando la dirección y la velocidad adquirida por los motores al recibir cierta señal.

Se conectaron los pines PWM del Arduino a los puntos S1 y S2 para así poder enviar señales a través del código básico mostrado en el numeral 3.5.8 logrando comprobar el funcionamiento del sistema completo y su control.

Para poder alimentar el Arduino y el RoboClaw de forma independiente se utilizó un circuito impreso que fue diseñado en la fase dos del proyecto, este permite regular el voltaje. El jumper del driver debe mover el jumper de LB-MB para poder manejar dos fuentes independientes y así alimentar el Arduino y el RoboClaw.

4.2.2 Configuración del driver

Analizando todos los tipos de manejo que podía utilizar el driver se optó por usar el modo RC mixing, el cual permitía manipular la velocidad y dirección de ambos motores con una determinada configuración de los PWM.

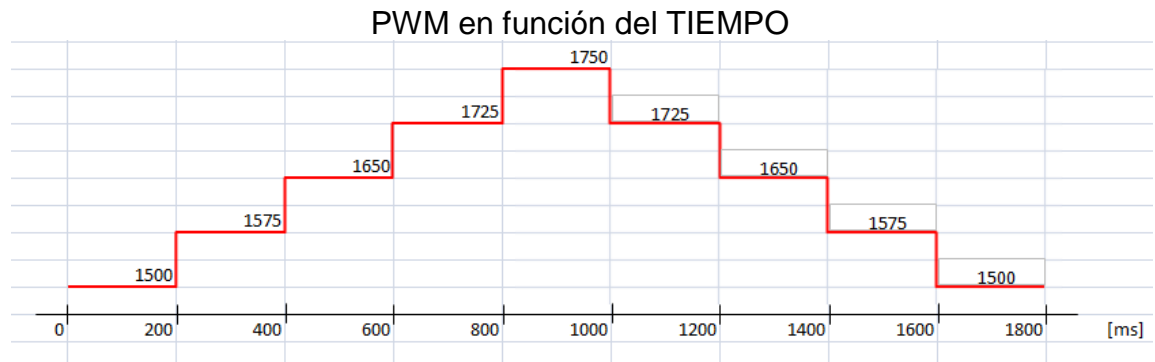
Se determinaron los valores a utilizar en el PWM mediante la hoja de especificaciones del driver junto con el modo en que se quería usar el mismo. Cuando se analizó el movimiento, se observó que para que los motores obtuvieran la máxima velocidad los valores fueran: 1750 en dirección frontal, 1250 en dirección trasera y de 1500 para que estuvieran detenidas²⁰. Con base en esto se realizó el código necesario para que nuestro dispositivo se moviera a una velocidad confortable.

Una vez todo estuvo conectado correctamente al driver, tanto el micro controlador, los motores, las baterías y haber realizado la respectiva configuración para que se diera el movimiento deseado, se pasó a probar el código.

Los PWM usados para controlar la velocidad de la silla y el tiempo que se ejecuta cada uno, conociendo de antemano la función de cada PWM, se procedió a graficar el comportamiento de la dirección hacia adelante, el resultado obtenido se muestra en la figura 16.

²⁰ Tomado de internet el día 14 de enero del 2015 disponible en:
http://downloads.orionrobotics.com/downloads/datasheets/motor_controller_robo_claw_R0402.pdf

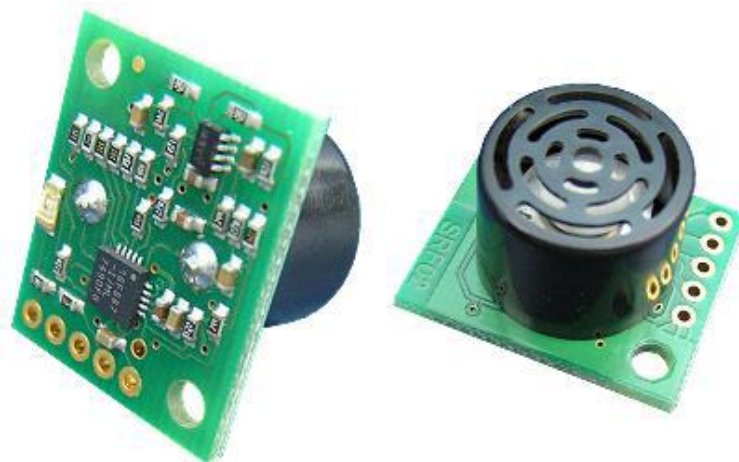
Figura 16. Comportamiento de PWM en función del tiempo usado para controlar la silla.



4.2.3 Sensores SRF02, sensores ultrasónicos

El SRF02 mostrado en la figura 17, es un sensor ultrasónico, de tamaño compacto y mínimo consumo, además, permite establecer dos tipos de comunicaciones, ya sea por comunicación I2C o comunicación serial.

Figura 17. Sensor de ultrasonido SRF02²¹.



Este sensor permite la comunicación de varios de ellos conectados en forma de

²¹ Tomado de internet el día 14 de enero de 2015 disponible en: <http://www.robot-electronics.co.uk/htm/srf02tech.htm>

bus o paralelo, siendo 16 el máximo de sensores permitido para cualquiera de los dos tipos de comunicación.

El dispositivo usa un transductor para emitir una ráfaga ultrasónica la cual rebotará frente a cualquier obstáculo ubicado en su camino, y ésta al ser percibida por el sensor determina la distancia a la cual se encuentra el objeto, siendo la distancia mínima de 15 cm(ó 6') y 5 metros como distancia máxima.

El dispositivo permite seleccionar el modo de comunicación que se desea utilizar, para esto se usa el pin "*mode*", el cual decide el modo de operación; si éste se encuentra conectado a tierra, el sensor trabajará en comunicación serial, mientras que si se conecta a 5 V o se deja desconectado, trabajará en comunicación I2C ²².

4.2.3.1 Ubicación de los sensores

Se instalaron y distribuyeron 7 sensores en la silla como se aprecia en la figura 18 con el fin de evitar posibles colisiones que pudieran afectar tanto al usuario como a los mismos dispositivos de la silla de ruedas, estos sensores envían la señal al dispositivo controlador; éste toma las respectivas decisiones para el correcto manejo de la silla.

La silla detectará objetos ubicados al frente por los sensores 2 y 3, atrás sensor 6, izquierda sensor 4 y derecha sensor 5, además, de alteraciones en el camino, como un escalón al frente o atrás de los que se encargan los sensores 1 y 7, respectivamente.

²² Tomado de internet el día 14 de enero del 2015 disponible en: <http://www.robot-electronics.co.uk/html/srf02tech.htm>, 2014.

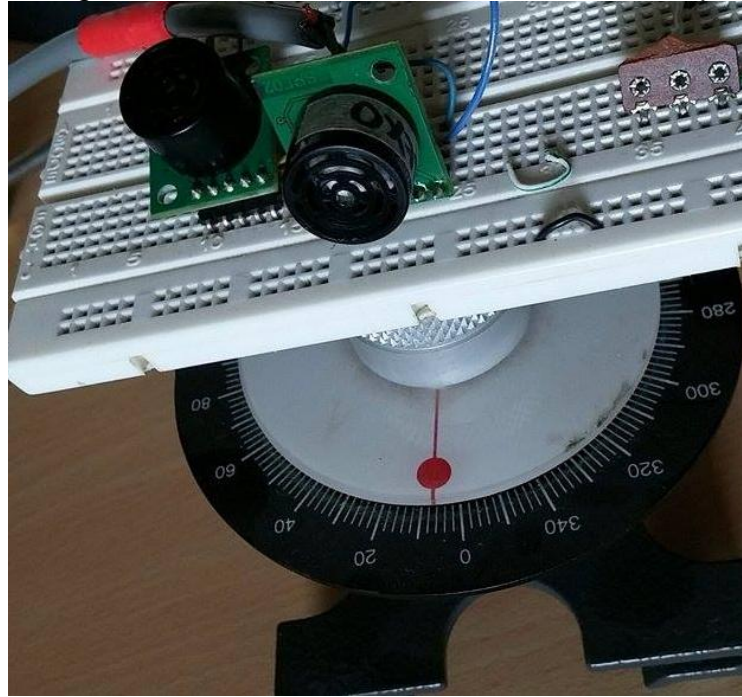
Figura 18. Ubicación de los sensores en la silla de ruedas



4.2.3.2 Analizando el correcto funcionamiento del sensor

Una vez instalados los sensores y asegurados, se procedió a realizar pruebas de la respuesta obtenida por los sensores al ubicar un objeto a determinada distancia y determinados ángulos; la medida de la variación de los ángulos se llevó a cabo empleando un transportador móvil, sobre el cual se ubicó el sensor como se aprecia en la figura 19, esta variación del sensor se hizo cada 5 grados, hasta no obtener respuesta, para la distancia la variación fue cada 5 cm desde 20 cm hasta 350 cm.

Figura 19. Fotografía Sensor SRF02 ubicado sobre el transportador móvil



Los datos registrados por el sensor SRF02 se realizaron a través de un código en Arduino, y poder realizar las respectivas pruebas de distancia y ángulo. Mediante este código y la conexión del sensor, se conectó en modo I2C y se configuró el sensor para que obtuviera los datos en centímetros.

El código implementado se puede observar a continuación:

```
#include <Wire.h>
void setup()
{
  Wire.begin();
  Serial.begin(9600);
}
int reading = 0;
void loop()
{
  Wire.beginTransmission(0x77); //1 transmisor
  Wire.write(byte(0x00)); //comando de escritura
  Wire.write(byte(0x51)); //cm
  Wire.endTransmission(); // stop transmitting
  //
  delay(70);
  Wire.beginTransmission(0x77);
```

```

Wire.write(byte(0x02));
Wire.endTransmission();
Wire.requestFrom(0x77, 2);
if (2 <= Wire.available())
{
  reading = Wire.read();
  reading = reading << 8;
  reading |= Wire.read();
  Serial.print(reading);
  Serial.print("cm");
}
delay(250);
}

```

Las respectivas pruebas se realizaron mediante el sensor ubicado sobre el transportador móvil y se ubicó un objeto cuadrado de color verde como se muestra en las figuras 20 y 21, se alejó el objeto cada 5 cm y observando el dato obtenido de 0 a 30 grados haciendo una variación de cada 5 grados, para realizar el registro de la figura 22 de la ubicación del objeto en diferentes posiciones.

Figura 20. Fotografía de la prueba del objeto a 10 cm y 0 grados

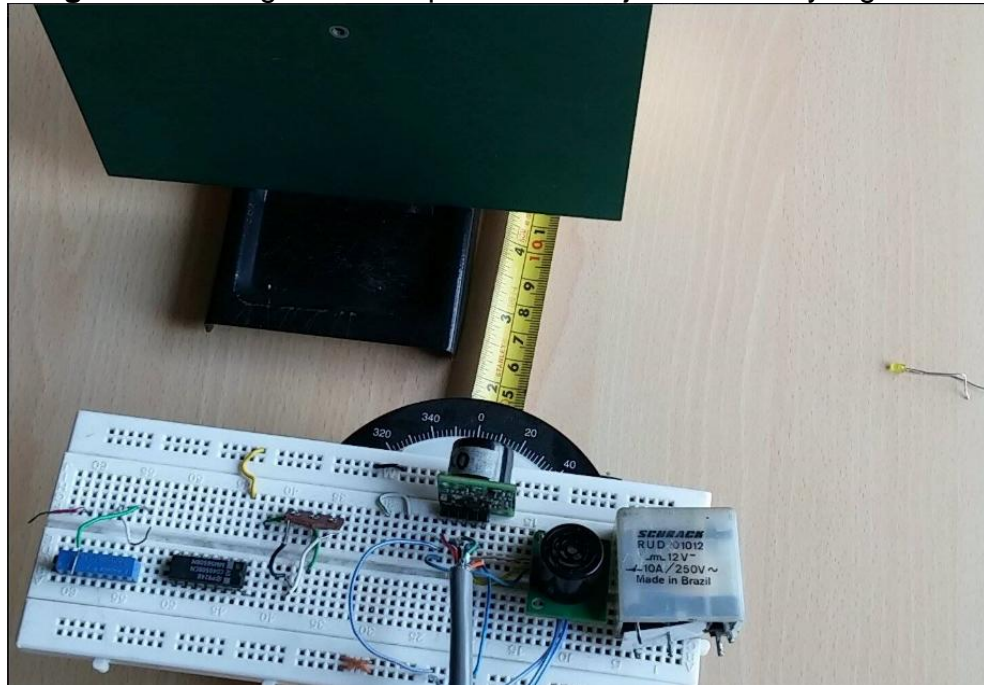


Figura 21. Fotografía de la prueba del objeto a 1 metro del sensor y 0 grados

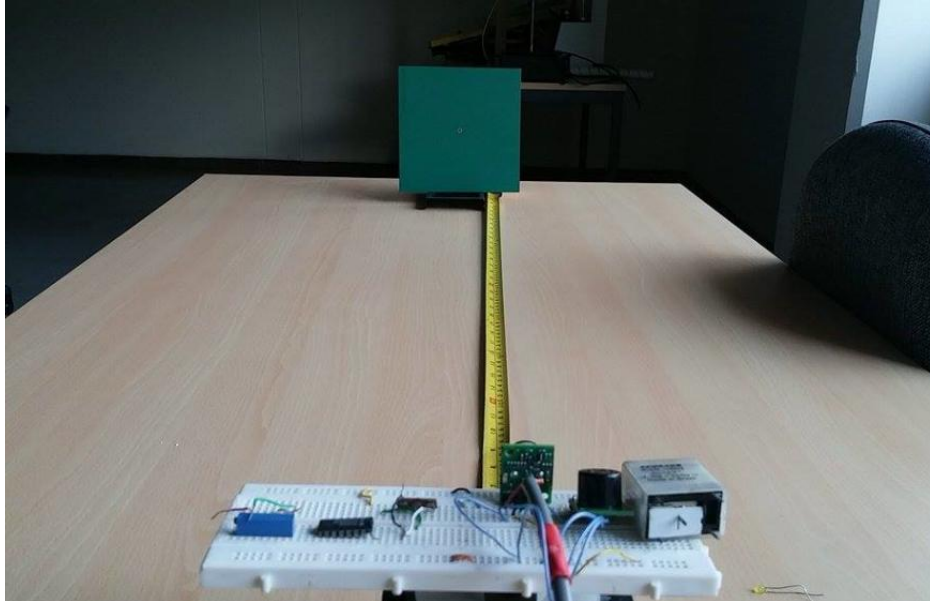
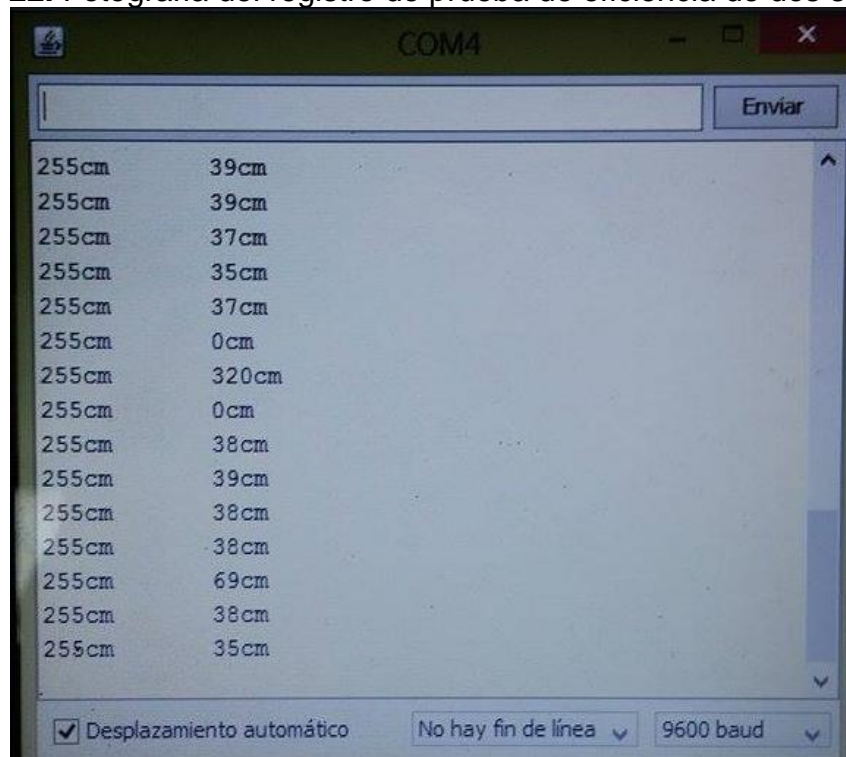
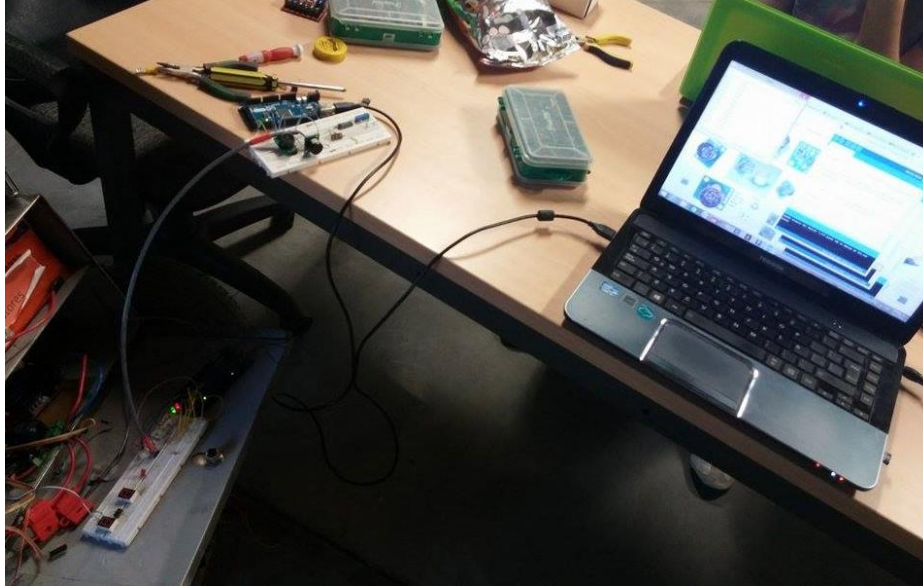


Figura 22. Fotografía del registro de prueba de eficiencia de dos sensores



La figura 23 muestra la fotografía de pruebas de configuración maestro-esclavo del Arduino.

Figura 23. Fotografía de pruebas de configuración maestro-esclavo del Arduino



Los datos registrados por el sensor SRF02, en las diferentes distancias y ángulos, se pueden apreciar en la tabla 3.

Tabla 3. Resultados de los datos obtenidos con el sensor SRF02

cm\grados	0°	5°	10°	15°	20°	25°	35°
20	20	20	21	21	22	22	23
25	24	25	25	25	25	25	26
30	29	29	30	31	31	31	32
35	33	34	34	34	34	34	34
40	39	39	39	39	39	39	39
45	45	45	45	45	45	45	45
50	49	49	49	49	50	50	51
55	54	54	55	55	56	56	56
60	60	60	60	61	61	62	62
65	64	64	64	64	65	65	65
70	69	69	69	69	69	69	70
75	75	76	76	76	76	76	77
80	80	80	81	81	82	83	84
85	85	85	85	86	87	87	NAN
90	90	90	91	91	92	92	NAN
95	94	94	95	96	96	97	NAN

100	99	99	100	101	102	103	NAN
105	105	106	106	107	107	108	NAN
110	109	109	110	110	111	112	NAN
115	115	116	116	117	117	NAN	NAN
120	118	119	119	119	120	NAN	NAN
125	125	125	126	127	NAN	NAN	NAN
130	130	131	131	132	NAN	NAN	NAN
135	134	135	135	136	NAN	NAN	NAN
140	141	142	143	144	NAN	NAN	NAN
145	145	145	146	146	NAN	NAN	NAN
150	150	151	151	152	NAN	NAN	NAN
155	154	155	156	157	NAN	NAN	NAN
160	159	160	160	162	NAN	NAN	NAN
165	165	166	167	NAN	NAN	NAN	NAN
170	169	169	171	NAN	NAN	NAN	NAN
175	175	176	176	NAN	NAN	NAN	NAN
180	179	180	180	NAN	NAN	NAN	NAN
185	186	186	187	NAN	NAN	NAN	NAN
190	190	191	192	NAN	NAN	NAN	NAN
195	195	195	196	NAN	NAN	NAN	NAN
200	199	200	201	NAN	NAN	NAN	NAN
205	205	206	207	NAN	NAN	NAN	NAN
210	209	209	210	NAN	NAN	NAN	NAN
215	215	216	217	NAN	NAN	NAN	NAN
220	221	222	224	NAN	NAN	NAN	NAN
225	224	225	227	NAN	NAN	NAN	NAN
230	229	230	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
235	235	235	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
240	241	242	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
245	244	245	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
250	251	251	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
255	254	255	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
260	261	261	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
265	265	266	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
270	271	272	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
275	274	275	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
280	281	282	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
285	287	288	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
290	292	293	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
295	295	295	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN

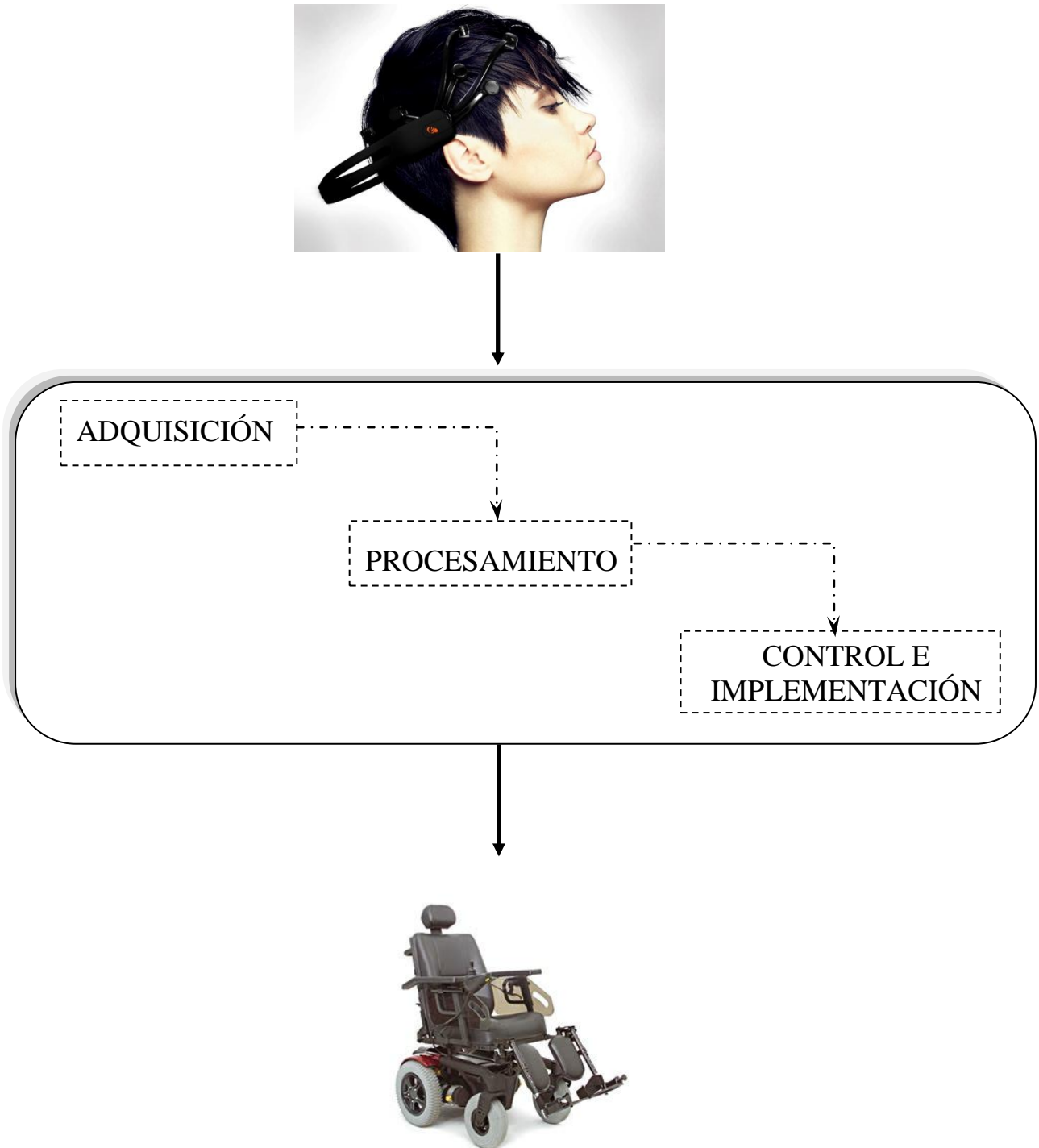
300	301	302	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
305	305	307	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
310	309	311	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
315	316	318	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
320	320	322	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
325	326	329	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
330	331	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
335	336	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
340	341	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
345	345	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN
350	350	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN	NAN

Con los datos de la tabla anterior se pudo analizar y tabular (ver tabla 4) los máximos datos obtenidos o los límites de distancia para cada ángulo.

-Tabla 4. Límite de distancia en la lectura de los sensores

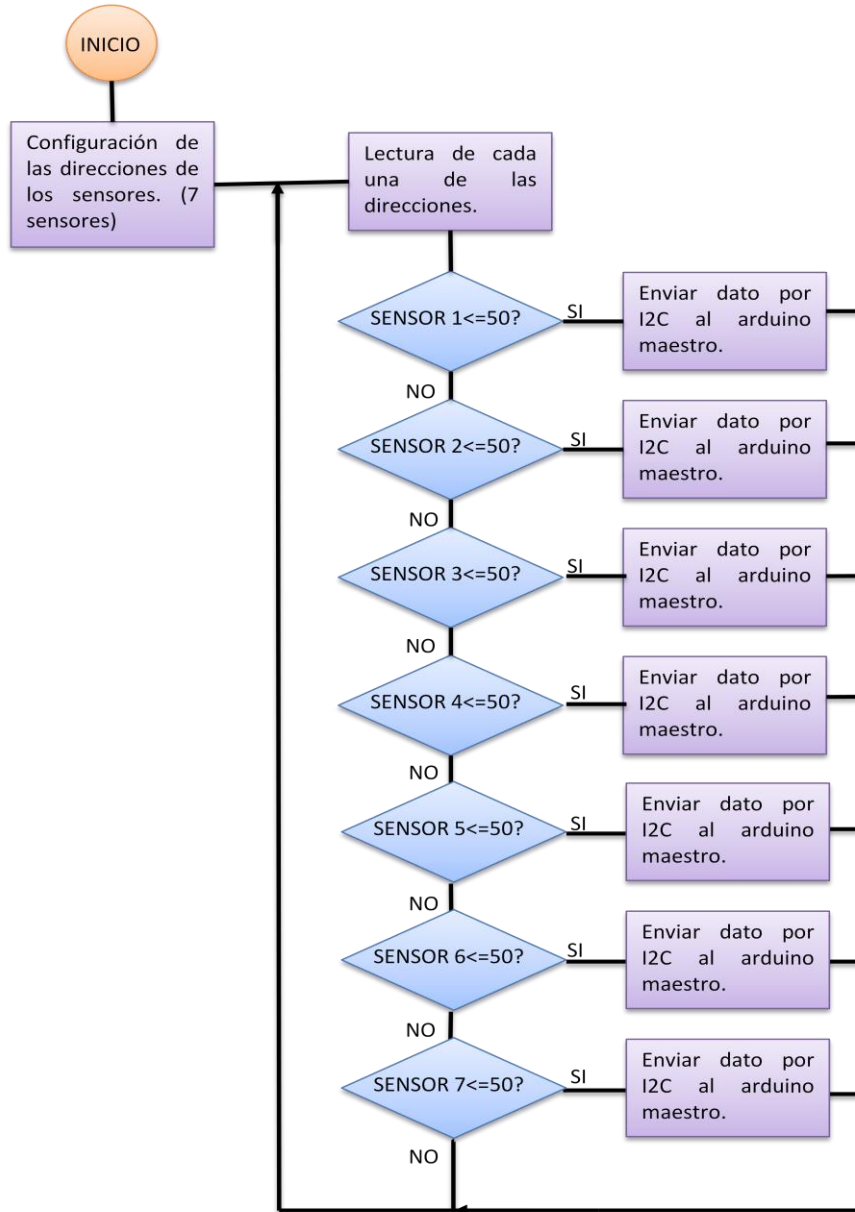
Grados	Distancia máxima
0°	350
5°	330
10°	230
15°	165
20°	125
25°	115
30°	85

4.3 DIAGRAMA EN BLOQUES DE LA METODOLOGÍA Y PROCEDIMIENTO SEGUIDO EN EL DESARROLLO DEL PROYECTO

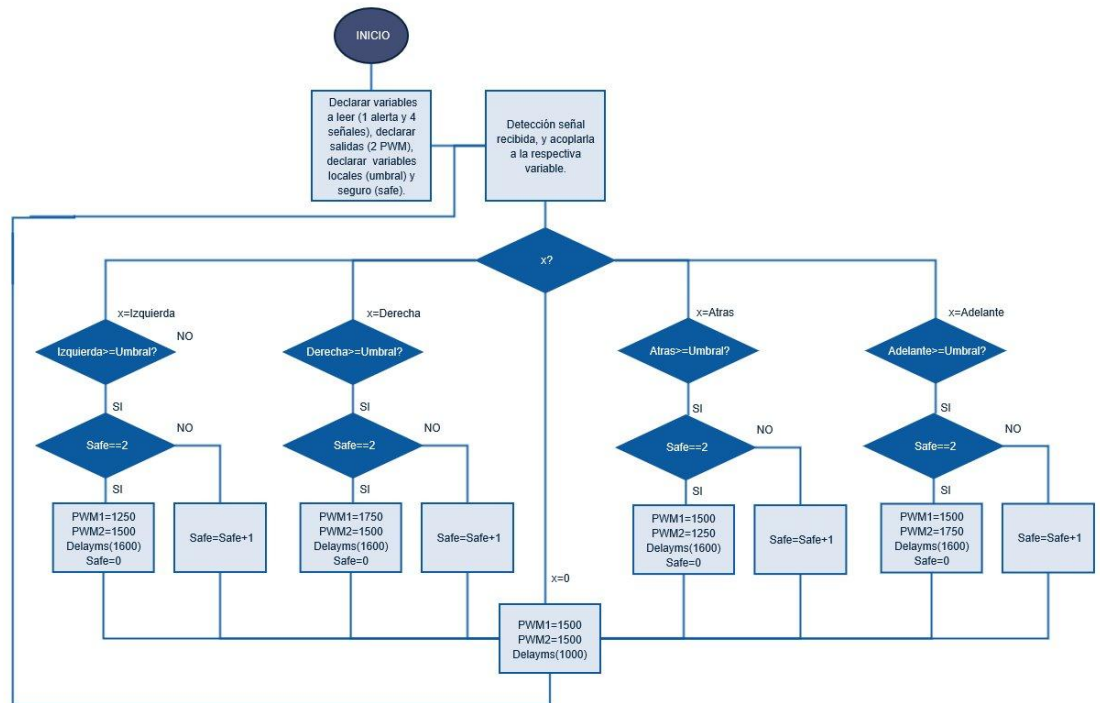


4.4 DIAGRAMAS DE FLUJO

4.4.1 DIAGRAMA DE FLUJO ARDUINO ESCLAVO



4.4.2 DIAGRAMA DE FLUJO ARDUINO MAESTRO



4.5 DISEÑO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DEL PROGRAMA

Para el diseño de la interfaz gráfica se utilizó el software processing que se conecta con el software de Arduino a través del código de comunicación firmata, el cual una vez quemado en el Arduino a utilizar, permite el acople entre los dos software Arduino y processing. Esta herramienta permite al usuario diseñar entornos virtuales que pueden ser utilizados como interfaces graficas entre el usuario y el programa controlador haciendo amigable la experiencia entre el control de la silla y el usuario que desea controlar la misma.

Lo primero que se debe establecer es el tamaño de la ventana que contiene la interfaz gráfica, esto se hace en el void setup() de processing con el comando size(x,y). Luego de escoger el tamaño se debe pasar al void draw(), que es la parte del programa que se encarga de las gráficas.

Processing cuenta con una serie de comandos que permiten establecer figuras básicas como un cuadrado (quad), un rectángulo (rect), una elipse (ellipse) y un triángulo (triangle). Con estas figuras se logró desarrollar una interfaz sencilla pero

eficiente a fin de no sobrecargar con objetos que no eran necesarios visualmente.

Aparte de las figuras que se pueden diseñar también está el color que rellena las figuras, el background y los bordes. Para el relleno de las figuras se utiliza un comando que puede manejarse de diferentes maneras, el comando es *fill()*; este puede llevar *fill(R,G,B)* cada uno con la intensidad entre 0 y 255, o *fill(h,s,b)*; por porcentajes entre 0 y 100%.

De igual manera para entrar el texto en el medio gráfico se requiere de la función *text()*; esta función nos permite introducir palabras en la interfaz.

Este software cuenta con gran variedad de opciones a la hora de interactuar con el usuario, en este caso se requiere que el usuario esté al tanto de qué acción se está ejecutando y con qué intensidad para saber hacia dónde se dirige la silla

Cada comando para diseñar figuras cuenta con dos variables de posicionamiento (x,y) para que se pueda ordenar el lienzo o la interfaz como se desee²³.

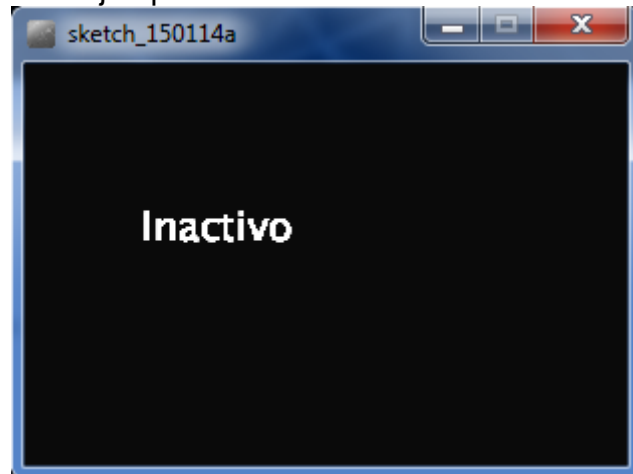
Un ejemplo de código para introducir un texto es:

```
void setup(){
  size(400,400); //tamaño de la ventana de la interfaz grafica
  background(10); //El fondo de la ventana en negro
}
void draw(){
  fill(255); //le da color a la letra
  textSize(20); // aumenta el tamaño de la letra
  text("Inactivo", 58, 88); // ubica el texto en la posición deseada
}
```

El resultado del código se visualiza como en la figura 24.

²³ Tomado de internet el día 14 de enero del 2015 disponible en línea:
http://arquiblog.uniandes.edu.co/blogs/arqu3503/files/2009/02/processing_workshop.pdf

Figura 24. Ejemplo de introducción de texto en la interfaz



La figura 25 muestra como quedó la interfaz gráfica del proyecto, esta interfaz permite al usuario conocer qué movimiento está próximo a activarse, cuando el cuadro está en blanco significa que el pensamiento no tiene intensidad o está inactivo, el rojo representa un bajo nivel de intensidad y el verde representa un pensamiento con la intensidad necesaria para realizar una acción en el dispositivo a manipular.

Figura 25. Interfaz gráfica diseñada para el proyecto



5. PRUEBAS DE CALIBRACIÓN Y CONTROL

Se realizaron diferentes pruebas para evaluar la eficiencia del programa, y el control de la silla de ruedas.

5.1 PRUEBA DE CALIBRACIÓN DE LAS ONDAS CEREBRALES DEL USUARIO Y RESPUESTA A DIFERENTES ESTÍMULOS EXTERNOS

Debido a la diferencia de las ondas entre personas es necesario un proceso de adaptación de la diadema al usuario, para calibrar y conocer la onda cerebral que se produce en el paciente en cada acción que se desea obtener del dispositivo a controlar.

En este caso las ondas que predominan son las ondas Beta que aparecen cuando se está en un estado de concentración.

Para la primera fase se realizaron dos experimentos con diferentes personas: en el primer experimento se intentó asociar cada pensamiento con un color, se utilizaron papeles de colores esperando ver la reacción del paciente y la respuesta del sistema a controlar.

En la figuras 26, 27 y 28 se observan las fotografías que evidencian la prueba de asociación de colores del paciente.

Figura 26. Fotografía de paciente en prueba de colores1

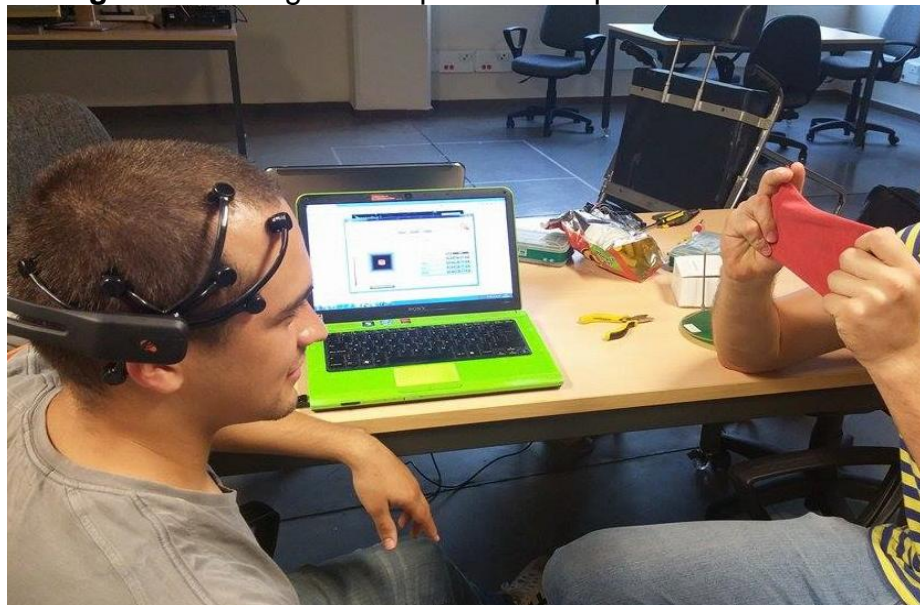


Figura 27. Fotografía de paciente en prueba de colores2.



Figura 28. Fotografía de paciente en prueba de colores3.



Antes de controlar la silla se hicieron pruebas a la persona para controlar un cubo virtual, lo que permitió realizar un entrenamiento previo con la persona, para luego

ver el control sobre la silla.

El segundo experimento se enfocó en pedirle al paciente que asociara la acción con algo que lograra recordar fácilmente, luego de asociar cada orden con algo específico se procedió a realizar el control del cubo.

El tercer experimento buscó asociar cada movimiento de la silla con un estado emocional del usuario, es decir, alegría con la orden de ir hacia adelante, tristeza con ir hacia atrás.

5.2 PRUEBA DE CONTROL DE LA SILLA Y RESPUESTA DEL SISTEMA MECÁNICO

Al realizar las pruebas de calibración y de respuesta del sistema mecánico, se procedió a hacer uso de la silla de ruedas, la cual contó con un sistema de protección de dos fusibles de 15 Amperios para evitar daños en el driver, los cuales evitaban un pico de corriente que fuese mayor al que el driver pudiera soportar, cuidando así los mosfet que controlan los motores de la silla.

Una prueba consistió en cambiar un fusible por uno de mayor amperaje, y al no contar aún con los sensores instalados, la silla colisionó contra un gabinete de obstáculo, lo que generó un torque en los motores, ocasionando el daño en los mosfet del RoboClaw. De los resultados de estas pruebas de errores se concluyó el no acelerarse a observar los avances, y ser más cuidadosos en cada detalle.

6. RESULTADOS

En la tabla 5 se muestran los resultados obtenidos en cada una de las pruebas realizadas durante el desarrollo del proyecto.

6.1 EXPERIMENTO CON PAPELES DE COLORES, ESTIMULO VISUAL

Al pedirle al usuario que mirara fijamente un papel de color sin que el supiera a que acción estaba asociado, se observó que algunos colores variaban el nivel de concentración de algunos usuarios, evaluando la respuesta en cada prueba se estableció un porcentaje de éxito respecto a las señales obtenidas.

Para determinar el éxito de los resultados de esta prueba de estimulación se requirió a cada usuario realizar 10 veces cada acción en un orden aleatorio, con el fin de establecer la eficiencia del método aplicado para obtener una señal encéfalo-eléctrica adecuada y que cumpliera con los objetivos esperados, que en este caso sería usarlas en el algoritmo diseñado para la manipulación del dispositivo electromecánico.

El porcentaje de éxito se mide a través de la siguiente ecuación:

$$\text{éxito}(\%) = \frac{\text{número de intentos efectivos}}{\text{número de intentos realizados}} \times 100$$

Tabla 5. Resultados experimento 1: estímulo visual

Acción Usuario	Adelante (Rojo)	Atrás (Verde)	Derecha (Amarillo)	Izquierda (Blanco)	(Negro)
Usuario 1	80%	10%	0%	0%	80%
Usuario 2	80%	20%	0%	0%	80%
Usuario 3	70%	0%	0%	0%	80%

De los resultados obtenidos se observó y se concluye que asociar cada acción a un color no es eficiente ya que éste estímulo no altera de forma notable las ondas cerebrales del usuario, el primer color funciona debido a que ese nivel de concentración es el primero que se entrena, al cambiar el color se presenta una señal similar a la de previamente entrenada, entrando en conflicto con las demás acciones, provocando que siempre se tome con cada color como la misma acción.

6.2 EXPERIMENTO ASOCIACIÓN DE ACCIÓN CON UNA IMAGEN MENTAL O ACCIÓN MENTAL

Se llevó a cabo el experimento en un grupo de diez personas, en el que cada usuario tenía la libertad de seleccionar el estímulo mental que usaría; entre estos podrían estar, interactuar con la interfaz gráfica, recrearse una imagen o acción mental, enfocarse y concentrarse en alguna sensación, entre otras. Esto se realizó con el fin de que el usuario lograra dominar y recordar fácilmente cuatro diferentes pensamientos que posteriormente se acoplarían al sistema que manipularía la silla de ruedas.

Para obtener unos resultados confiables se estandarizó la prueba dando hasta 10 minutos de acondicionamiento cada vez que se grababa un estímulo, luego se registraba la respuesta del sistema; una vez registrada se le pedía al paciente repetir el estímulo mental, si en los siguientes 30 segundos lo lograba, se registraría como correcto, en caso contrario sería incorrecto, esto se repetía 10 veces por cada estímulo.

Debido al aumento progresivo en la complejidad tanto para el sistema como para el usuario al involucrar una nueva señal, se registró el éxito en cuatro pruebas diferentes para cada paciente, una prueba por cada nuevo estímulo, siendo la primera prueba de un solo estímulo, es decir, se tomaban 10 registros; la segunda prueba manipularía dos estímulos por tanto serían 10 registros de esta nueva señal y 10 de la señal registrada anteriormente, lo que equivale a 20, y así sucesivamente hasta la cuarta prueba que contendría 40 resultados de los 4

estímulos diferentes. Esto se hizo ya que no siempre se obtenía la misma cantidad de respuestas satisfactorias para cada estímulo.

El porcentaje de éxito se mide a través de la siguiente ecuación:

$$\text{éxito}(\%) = \frac{\text{número de intentos efectivos}}{\text{número de intentos realizados}} \times 100$$

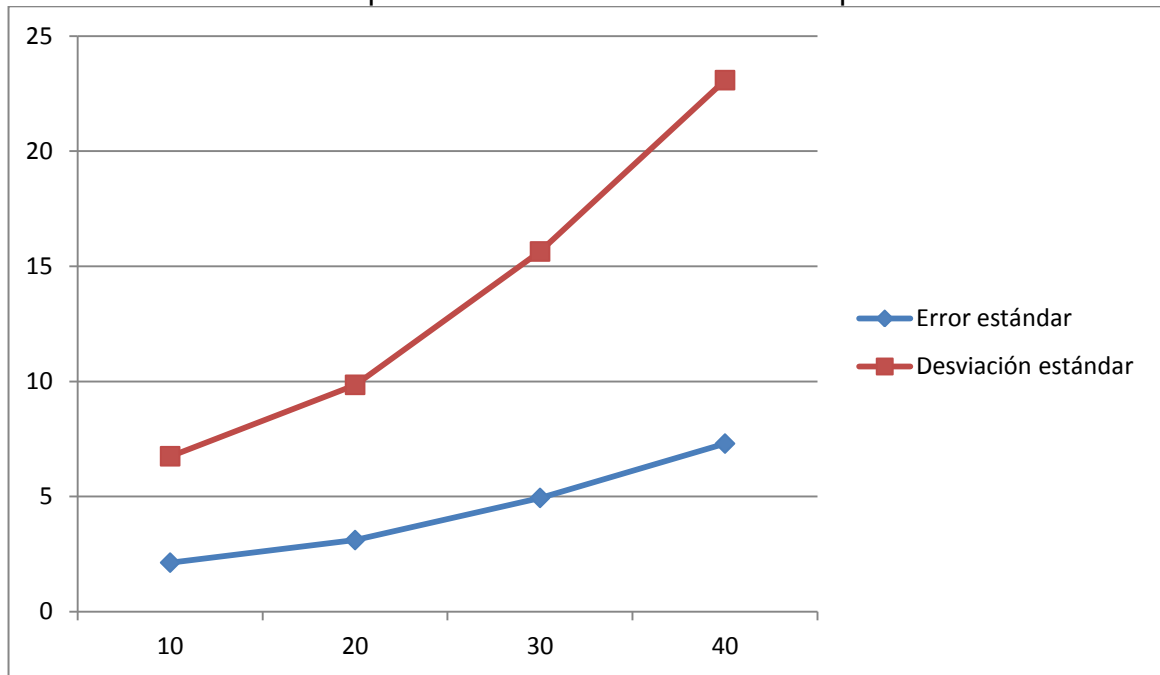
La siguiente tabla muestra el porcentaje de éxito de cada una de las pruebas que se le realizó a los diez usuarios.

Tabla 6. Resultados experimento 2: acción mental

Tabla usuarios				
	Éxito			
	1 estímulo	2 estímulos	3 estímulos	4 estímulos
Usuario 1	90%	65%	43%	32.5%
Usuario 2	100%	90%	93%	92.5%
Usuario 3	90%	70%	76.6%	77.5%
Usuario 4	100%	80%	70%	60.5%
Usuario 5	100%	90%	63%	57.5%
Usuario 6	100%	80%	63%	65%
Usuario 7	90%	65%	57%	43%
Usuario 8	80%	65%	47%	20%
Usuario 9	90%	70%	50%	42.5%
Usuario 10	90%	80%	77%	82.5%
Total				
Promedio	93%	76%	64%	57.3%
Error Promedio	2,13	3,11	4,94	7,3
Desviación estándar	6.75	9.85	15.64	23.08

A continuación podremos observar la tendencia del error promedio y la desviación estándar contra los intentos realizados al manipular las señales.(ver gráfico 1)

**Gráfica 1. Error estándar y desviación estándar
Respecto al número de señales manipuladas**



Gracias a estos datos se pudo obtener un promedio de éxito que obtendrían los pacientes, y la desviación estándar y el error estándar al manipular el sistema ya fuera con un solo estímulo o con varios.

De los resultados anteriores se puede inferir que el éxito en la respuesta del sistema es inversamente proporcional a la cantidad de estímulos que se estén manipulando, debido posiblemente a factores que afectan al paciente durante la prueba tales como ansiedad, estrés, fatiga mental, entre otros; lo cual incrementa la posibilidad de respuestas fallidas.

Además los resultados obtenidos, muestran que la diversidad en el promedio de éxito en la manipulación del sistema, entre un usuario y otro, empieza a variar proporcionalmente a la cantidad de estímulos manipulados; lo que hace que la desviación estándar sea directamente proporcional a la cantidad de estímulos manipulados ya que como se observa en la gráfica esta dispersión aumenta con el número de estímulos a manipular. Cabe resaltar que un entrenamiento para una correcta adaptación en la manipulación del sistema, mejora considerablemente el promedio éxito, esto se pudo observar ya que los usuarios con mayor éxito en las pruebas fueron aquellos que ya llevaban un tiempo manejando el dispositivo y se habían acoplado correctamente al mismo.

7. RECOMENDACIONES PARA MEJORAR Y PARA FUTUROS PROYECTOS

Para futuros proyectos con la silla de ruedas sería interesante, desarrollar un sistema anticollisiones que no solo se base en los sensores ultrasónicos, sino también como respaldo un sistema que cuente con cámaras de video para tratar las imágenes del entorno en el cual el paciente se desenvuelva, tales como reconocimiento de bordes y otros aspectos que le den a la silla un poco más de autonomía, dejando que ésta tome decisiones autónomas permitiéndole al paciente más libertad.

8. CONCLUSIONES

- El objetivo general y los objetivos específicos fueron logrados en su totalidad, los cuales son validados con las pruebas realizadas y los resultados obtenidos.
- Se realizaron varias pruebas de estimulación cerebral respecto a algún tipo de actividad, obteniéndose que la más eficiente es la de imagen mental o acción mental, la cual arroja mayor cantidad de datos positivos y confiables.
- Se logró diseñar un programa a través del cual se implementó un control que respondió satisfactoriamente a las especificaciones requeridas en el proyecto de grado.
- Se adaptó la herramienta comercial The EPOC al mecanismo a controlar, logrando empalmar la fase de lectura cerebral con la fase de control.
- Se desarrolló una interfaz gráfica que le permite al usuario saber la intensidad de la acción mental que se está recibiendo y la respuesta a dicha acción.
- Es necesario que cada persona realice el proceso de calibración y entrenamiento mental, antes de pasar a manipular la silla, debido a que esto hará que su experiencia controlando el dispositivo electromecánico sea más amigable.
- Del experimento de estímulos visuales a través de colores se notó que la respuesta que se genera cerebralmente no es la adecuada para ser utilizada en la manipulación del dispositivo electromecánico ya que en diferentes colores

la respuesta fue similar y por lo tanto ineficiente.

9. BIBLIOGRAFÍA

- [1] RAFAEL BEREÁ NAVARRO, UNIVERSIDAD DE ALCALA, DEPARTAMENTO DE INGENIERIAS, instrumentación biomédica electroencefalografía, disponible en línea: <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%205%20-%20electroencefalografia.pdf>
- [2] Imagen tomada el 5 de diciembre del 2014 disponible en línea: <http://www.medciencia.com/wp-content/uploads/2012/10/Ondas-cerebrales.jpg>
- [3] tomado de internet el día 5 de diciembre del 2014 disponible en línea: http://kidshealth.org/teen/en_espanol/cuerpo/brain_nervous_system_esp.html#
- [4] tomado de internet el día 4 de diciembre del 2014 disponible en línea: <http://www.med.nyu.edu/content?ChunkIID=127567>
- [5] tomado de internet el día 11 de diciembre del 2014 disponible en línea: http://downloads.orionrobotics.com/downloads/datasheets/motor_controller_robo_claw_R0402.pdf
- [6] tomado de internet el día 12 diciembre del 2014 disponible en: http://downloads.orionrobotics.com/downloads/datasheets/motor_controller_robo_claw_R0402.pdf
- [7] tomado de internet el día 17 de diciembre del 2014 Disponible en línea: <http://Emotiv.com/epoc.php>
- [8] GOMEZ, Mayra y RINCON, Ivan. Manejo de una silla de ruedas eléctrica para personas cuadripléjicas controlada mediante movimientos del cuello y con sistema de protección de impactos. Trabajo de grado Ingenieros Electrónicos. Bucaramanga: Universidad Pontificia Bolivariana. Facultad de Ingeniería electrónica. Departamento de Ingenierías. 2013
- [9] FAGUA, Oskar y SANCHEZ, Ruth. Manejo de los motores de una silla de ruedas eléctrica mediante comandos de voz. Trabajo de grado ingenieros electrónicos. Bucaramanga: universidad Pontificia Bolivariana. Facultad de ingeniería electrónica. Departamento de ingenierías.2014

- [10] Imagen tomada de internet el día 17 de diciembre del 2014 disponible en:
<http://www.vanguardia.com/actualidad/mundo/269059-una-silla-de-ruedas-por-comando-de-voz>
- [11] Tomado de internet el día 17 de diciembre del 2014 disponible en línea:
<http://www.superrobotica.com/s320122.htm>
- [12] Tomado de internet el día 18 de diciembre del 2014, disponible en línea:
<http://www.4design.co/Emotiv-epoc-headset/>
- [13] Tomado de internet el día 18 de diciembre del 2014 disponible en línea:
https://Emotiv.com/store/product_5.html
- [14] Tomado de internet el día 18 de diciembre disponible en línea:
http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3231667_sensors-11-07110f2&req=4
- [15] Tomado de internet el día 18 de diciembre del 2014 disponible en:
<https://Emotivepoc.wordpress.com/2012/04/24/manejo-del-dispositivo-Emotiv-epoc/>
- [16] Tomado de internet el día 20 de diciembre del 2014 disponible en:
<http://beta.Emotiv.co/blog/wp-content/uploads/2014/07/control-panel-step-4.jpg>
- [17] Tomado de internet el día 14 de enero del 2015 disponible en:
http://downloads.orionrobotics.com/downloads/datasheets/motor_controller_robo_claw_R0402.pdf
- [18] Tomado de internet el día 14 de enero de 2015 disponible en:
<http://www.robot-electronics.co.uk/htm/srf02tech.htm>
- [19] Tomado de internet el día 14 de enero del 2015 disponible en:
<http://www.robot-electronics.co.uk/htm/srf02tech.htm>, 2014.
- [20] Tomado de internet el día 14 de enero del 2015 disponible en línea:
http://arquiblog.uniandes.edu.co/blogs/arqu3503/files/2009/02/processing_workshop.pdf