



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO  
*FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS*



## **TITULO DE LA TESIS**

Diseño y construcción del control de silla de ruedas motorizada basada en señales EEG para personas con severa discapacidad en el Hospital Regional de Lambayeque.

PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO ELECTRÓNICO.

**PRESENTADO POR**

Miguel Angel Altamirano Mego

Elio Francisco Revilla Pérez

LAMBAYEQUE, PERÚ

2017

*FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS*  
*ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA*



Diseño y construcción del control de silla de ruedas motorizada basada en señales EEG para personas con severa discapacidad en el Hospital Regional de Lambayeque.

PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO  
ELECTRÓNICO.

Miguel Angel Altamirano Mego

Elio Francisco Revilla Pérez

Asesor

Ing. Segundo Francisco Segura Altamirano

2017

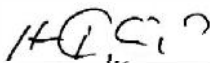
**UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO**  
**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS**

**TITULO DE LA TESIS**

Diseño y construcción del control de silla de ruedas motorizada  
basada en señales EEG para personas con severa discapacidad en el  
Hospital Regional de Lambayeque.

Como requisito para obtener el Título Profesional de Ingeniero Electrónico.

**Aceptada por la Escuela Profesional de Ingeniería  
Electrónica**




---

Ing. Hugo Javier Chiclayo Padilla  
PRESIDENTE



---

Ing. Martín Augusto Nombora Lasso  
SECRETARIO



---

Ing. Oscar Uchelly Romero Cortez  
VOCAL

LAMBAYEQUE, PERÚ

2017

**UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO**  
**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS**

**TITULO DE LA TESIS**

Diseño y construcción del control de silla de ruedas motorizada  
basada en señales EEG para personas con severa discapacidad en el  
Hospital Regional de Lambayeque.

Como requisito para obtener el Título Profesional de Ingeniero Electrónico.

**Sustentada por:**



---

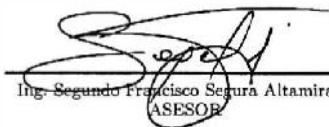
Bach. Miguel Angel Altamirano Mego  
TESISTA



---

Bach. Elio Francisco Revilla Pérez  
TESISTA

**Asesorado por:**



---

Ing. Segundo Francisco Segura Altamirano  
ASESOR

LAMBAYEQUE, PERÚ

2017

*Dedico primeramente esta tesis a Dios, por permitirme llegar a este momento tan especial en mi vida. Por los triunfos y los momentos difíciles que me han enseñado a valorarlo cada días más. A mis padres que han sabido formarme con buenos sentimientos, hábitos y valores y por su apoyo incondicional. Así mismo quiero expresar con énfasis mi admiración por mi mentor Ing. Segundo Francisco Segura Altamirano quien me disciplinó como investigador y desarrollador electrónico y me guió con sabiduría en el desarrollo de esta tesis. Doy gracias y mediante este proyecto, dedico todo mi esfuerzo de compensación también a todas las demás personas de mí querida universidad que hicieron posible mi proceso de formación universitaria.*

# Agradecimientos

---

Agradezco a Dios quien me ha guiado y me ha dado la fortaleza de seguir adelante. Así mismo a mi familia, a mi asesor de tesis que siempre estuvieron a mi lado apoyándome en cada reto y meta que me he propuesto.

Muchas Gracias

*Altamirano Mego Miguel Angel*  
*Bachiller Ingeniería Electrónica*

*Lambayeque 2017*

# Agradecimientos

---

Gracias a Dios por la vida, por estar en todo momento y ayudarme a cumplir mi objetivo propuesto en ser profesional, a mis padres Elio y Sara por el apoyo no solo en este momento tan importante de mi vida sino en todo momento ofreciéndome lo mejor, a mi hermano Roy que por las cosas que le sucedieron me inspiró para realizar esta tesis y poder ayudar a personas que se encuentren así.

Gracias a mis tíos Wilson, Gheri y Rita que me apoyaron y creyeron en mi, a los que no están mi abuelo Pacífico y mi tía Rosa, siempre los tengo presente y sigo sus ejemplos, los quiero con todo el corazón.

*Elio Francisco Revilla Pérez*  
*Bachiller Ingeniería Electrónica*

*Lambayeque 2017*

# Resumen

---

El presente trabajo de investigación se desarrolló con el objetivo de diseñar y construir el control de una silla de ruedas motorizadas basado en señales EEG para mejorar la autonomía de personas con severas discapacidades en el Hospital Regional de Lambayeque. La investigación se enfoca en la extracción de características de las señales EEG y la creación de un algoritmo Backpropagation para una Red Neuronal Artificial a través de pruebas funcionales y de campo.

Para ello se utilizó el dispositivo Neurosky Myndplay el cual permite reconocer nuestras ondas cerebrales y enviarlos inalámbricamente a un módulo conformado por el Arduino Mega y el Bluetooth con lo cual se captó las señales EEG y se verificó que sean correctos luego a un miniordenador Raspberry Pi en donde se desarrolló el algoritmo que procesa los datos e identifica el tipo de movimiento que la persona desea realizar en la silla de ruedas motorizadas.

Los resultados obtenidos en esta búsqueda nos ofrecieron señales para el control de la silla de ruedas motorizadas una contando de manera descendente con los ojos abiertos, otro sin pensar en nada cerrando los ojos y por último parpadeando, obteniendo un error del 14%.

Con este nuevo control para la silla de ruedas motorizada se dio mayor autonomía a las personas discapacitadas mejorando así su calidad de vida.



# Abstract

---

The present research was developed with the objective of designing and constructing the control of a motorized wheelchair based on EEG signals to improve the autonomy of people with severe disabilities in the Regional Hospital of Lambayeque. The research focuses on the extraction of characteristics of the EEG signals and the creation of a Backpropagation algorithm for an Artificial Neural Network through functional and field tests.

For this we used the Neurosky Myndplay devices which allows us to recognize our brain waves and send them wirelessly to a module conformed by the Arduino Mega and the Bluetooth with which the EEG signals were verified verifying that they are correct and a mini-computer Raspberry Pi where it developed The algorithm that processes the data and identifies the type of movement that the person wishes to perform in the motorized wheelchair.

The results obtained in this search gave us signals for the control of the motorized wheelchair, counting downwards with eyes open, another without thinking of anything closing the eyes and finally blinking, obtaining a 14 % error.

With this new control for the motorized wheelchair was given greater autonomy to the disabled people thus improving their quality of life.

*-translation by google-*

# Índice Abreviado

---

<i>Resumen</i>	IV
<i>Abstract</i>	V
<i>Índice Abreviado</i>	VI
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Diagnóstico de la situación actual	3
1.2 Descripción del Problema	3
1.3 Formulación del Problema	5
1.4 Justificación	5
1.5 Objetivos de la Investigación	5
1.6 Hipotesis	6
<b>2 Marco Teórico</b>	<b>7</b>
2.1 Antecedentes	7
2.2 Neurona	8
2.3 Comunicación neuronal	9
2.4 Ondas Cerebrales	11
2.5 Sistemas BCI	12
2.6 Inteligencia Artificial	14
2.7 Dispositivo ThinkGear	17
2.8 Silla de ruedas motorizada	19
<b>3 Desarrollo</b>	<b>22</b>
3.1 Software	22

---

3.2	Hardware	35
3.3	Realización de las pruebas de señales para el control	41
3.4	Análisis de pruebas	46
3.5	Implementación del sistema de control y protección	46
<b>4</b>	<b>Pruebas y Resultados</b>	<b>50</b>
4.1	Descripción de las pruebas	50
4.2	Análisis de resultados	51
<b>5</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>53</b>
	<i>Índice de Figuras</i>	54
	<i>Índice de Tablas</i>	57
	<i>Bibliografía</i>	58
	<i>Índice alfabético</i>	61
	<i>Glosario</i>	62
	Glosario	<b>62</b>
	<b>Anexo</b>	<b>64</b>

# Índice

---

<i>Resumen</i>	IV
<i>Abstract</i>	V
<i>Índice Abreviado</i>	VI
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Diagnóstico de la situación actual	3
1.2 Descripción del Problema	3
1.3 Formulación del Problema	5
1.4 Justificación	5
1.5 Objetivos de la Investigación	5
1.5.1 Objetivo General	5
Objetivo Específico	5
1.6 Hipotesis	6
<b>2 Marco Teórico</b>	<b>7</b>
2.1 Antecedentes	7
2.2 Neurona	8
2.3 Comunicación neuronal	9
2.4 Ondas Cerebrales	11
2.5 Sistemas BCI	12
2.5.1 Componentes de un sistema BCI	12
2.5.2 BCI endógenos y BCI exógenos	14
2.6 Inteligencia Artificial	14
2.6.1 Ramas que componen la inteligencia Artificial	14

2.6.2	Lógica difusa	14
2.6.3	Redes Neuronales Artificiales	15
	Modelo neuronal de McCulloch-Pitts	15
	Ventajas y desventajas	16
2.6.4	Algoritmos genéticos	16
	Aplicaciones	17
2.7	Dispositivo ThinkGear	17
2.8	Silla de ruedas motorizada	19
<b>3</b>	<b>Desarrollo</b>	<b>22</b>
3.1	Software	22
3.1.1	Captura de señales electroencefalográficas	22
3.1.2	Estructura del paquete de la trama	25
	Encabezado	25
	Carga de datos	26
	Checksum	27
	Ejemplo de paquete de trama	27
3.1.3	Adquisición de los datos	29
	Configuración del Bluetooth HC-05	29
	Programa	30
	Software en el IDE de Arduino	30
	Software en Python	32
3.1.4	Clasificación de los datos	32
	Red neuronal backpropagation	33
3.2	Hardware	35
3.2.1	Mosfet IRFP150N	36
3.2.2	Driver IR2110	36
3.2.3	Motor	37
3.2.4	Elaboración de los PCBs	38
3.2.5	Circuitos impresos	40
3.3	Realización de las pruebas de señales para el control	41
3.4	Análisis de pruebas	46
3.5	Implementación del sistema de control y protección	46
<b>4</b>	<b>Pruebas y Resultados</b>	<b>50</b>
4.1	Descripción de las pruebas	50

---

4.2	Análisis de resultados	51
<b>5</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>53</b>
	<i>Índice de Figuras</i>	54
	<i>Índice de Tablas</i>	57
	<i>Bibliografía</i>	58
	<i>Índice alfabético</i>	61
	<i>Glosario</i>	62
	Glosario	<b>62</b>
	<b>Anexo</b>	<b>64</b>

# 1 Introducción

---

*Nunca consideres el estudio como una obligación,  
sino como una oportunidad para penetrar en el bello  
y maravilloso mundo del saber*

ALBERT EINSTEIN

**L**as personas con discapacidad física presentan una limitación muy seria al momento de desplazarse. Esto trae como consecuencias diversas restricciones en su vida cotidiana, como por ejemplo el no poder movilizarse de forma autónoma de un lugar a otro.

Ante tal necesidad de movimiento existen diferentes dispositivos que sirven de ayuda para estas personas pero que necesitan de algún tipo de control muscular voluntario impidiendo que personas que hayan sufrido de algún tipo de accidente traumático, que afecte su capacidad de movimiento, o con trastornos neuromotores que se manifiesten en bloque o parálisis muscular, no puedan hacer uso de estos dispositivos, sin embargo la mayoría de estas personas que presentan este problema mantienen intactas su sensación corporal, vista, oídos, así como sus capacidades cognitivas.

En la actualidad empresas e institutos han emprendido investigaciones orientadas al uso y empleo de los sistemas BCI (Interfaz Cerebro-Computador) que mediante las señales cerebrales que al ser acogidas en un EEG, se conviertan en un medio de comunicación entre personas en condiciones físicas especiales y los dispositivos externos.

El principio básico consiste en que las señales EEG, las cuales son detectadas a través de electrodos aplicados sobre el cuero cabelludo, pueden ser modificadas y controladas de manera voluntaria por un sujeto cuando este lleva a cabo unas determinadas tareas mentales, como por ejemplo, imaginar movimientos de las extremidades del cuerpo: dedos, manos, pies... Al llevar a cabo una tarea mental se generan unos patrones electroencefalográficos distintos que deberán ser detectados por el sistema BCI, encargado a su vez de asociar cada patrón detectado a un comando de control.

En base a estos sistemas se están realizando diferentes aplicaciones que permite interactuar con nuestro entorno como: El desarrollo de sistemas que combinen la selección de letras con la navegación por Internet, de forma que existen aplicaciones BCI para la publicación de mensajes en Twitter y navegadores BCI para la exploración de páginas web. También se está investigando en la aplicación de sistemas BCI orientados a la realización de tareas mentales que mejoren las capacidades cognitivas de los usuarios.

En el proyecto «Brain-Computer Interface for cognitive training and domotic assistance against the effects of ageing», financiado en la convocatoria de proyectos Cero de la Fundación General del CSIC, se pretende desarrollar nuevas aplicaciones asistidas mediante sistemas BCI basados en imágenes motoras y en potenciales P300. Estas aplicaciones permitirán entrenar diferentes procesos cognitivos y controlar múltiples dispositivos de climatización y calefacción, de iluminación, de entretenimiento (TV, DVD, equipos de música, etc.) y de comunicación (control del teléfono).[Roberto Hornero Sánchez, 2013]

La idea de todas estas aplicaciones es permitir a las personas con discapacidad física controlar dispositivos externos, tales como ordenadores, ortesis robotizadas y prótesis, devolviendo su independencia.

Debido a estos avances tecnológicos que se está realizando y con la idea de aportar mejores condiciones de vida en estas personas surge la idea de diseñar y construir un control para una silla de ruedas motorizada que será comandado por medio de señales EEG, la cual podrá ser utilizada por cualquier persona que presente algún tipo de discapacidad física.



## 1.1 Diagnóstico de la situación actual

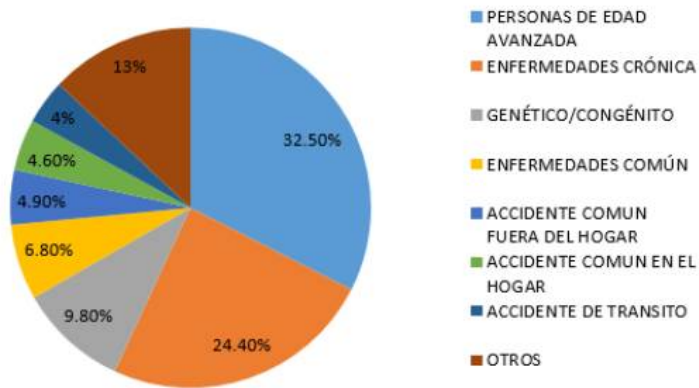
El Hospital Regional Lambayeque, cuenta con el servicio de MEDICINA FÍSICA Y REHABILITACIÓN, en dónde se atienden pacientes de toda la región y departamentos anexos. En la actualidad existe un porcentaje de personas con discapacidad física que como consecuencia de ello se ven en la necesidad de utilizar sillas de ruedas del tipo Manuales y Motorizadas, así mismo se evidencia que las personas que cuentan con sillas eléctricas motorizadas gran parte tiene problemas con el funcionamiento de su medio de transporte:

- Costos de mantenimientos excesivos; esto da como consecuencia que dichas sillas queden inoperativas al no poder acceder a dichos mantenimientos.
- Dependencia de las extremidades de la persona para manipular esta silla .

Por lo antes expuesto hay una carencia de un sistema de control (software y hardware) monitoreo y seguridad necesario para poder operar y mejorar dichas sillas eléctricas motorizadas.

## 1.2 Descripción del Problema

En el Perú según INEI 932 mil personas tienen limitación en forma permanente para moverse o caminar y/o para usar brazos o piernas, siendo el 56,4 % mujeres (525 mil 719 personas) mientras que los hombres representan el 43,6 % (406 mil 274 personas). Los tipos de dificultades que se presentan son: dificultad para mantener el equilibrio, no se mueve o camina con dificultad dentro o fuera de su casa y no puede usar las piernas ni los pies para mover o alejar un objeto, entre otros.[Inei.gob.pe, 2017]  
Este tipo de discapacidad se presenta en:



**Figura 1.1** Causas de las discapacidades físicas.

En tal sentido, dichas limitaciones suponen una incapacidad funcional que trae consigo repercusiones negativas en la vida diaria de estas personas. En algunos casos, dichas limitaciones llegan a ser realmente severas, hasta el extremo de impedir completamente su desplazamiento.

Ante esta situación, diferentes compañías han desarrollado un objeto capaz de desplazarlos como es la silla de ruedas motorizadas que genera más beneficios en las personas discapacitadas que la silla de ruedas pasivas pero que necesita de las extremidades superiores e inferiores para poder manipularlo lo que genera problemas en estas personas discapacitadas, teniendo como alternativa de dotar al cerebro de un canal que les permita enviar mensajes y órdenes al mundo exterior.

En la actualidad se evidencia que en el Hospital Regional de Lambayeque gran parte de las personas con discapacidad se ven en la necesidad de utilizar una silla de ruedas del tipo Manual y Motorizada, pero tienen problemas con el funcionamiento de su medio de transporte.

Por todo ello, nace la idea de desarrollar el control para la manipulación de una silla de ruedas motorizada por medio de señales EEG la cual presenta ventajas como: no ser invasiva, posibilidad de manejo por diferentes usuarios y uso intuitivo con el fin de mejorar sus condiciones de vida.

## 1.3 Formulación del Problema

¿Cómo el diseño y construcción del control de sillas de ruedas motorizadas basado en señales EEG mejorará la autonomía de personas con severas discapacidades en el Hospital Regional de Lambayeque?

## 1.4 Justificación

El Hospital Regional Lambayeque, siendo una de las instituciones de mayor importancia y compleja de la región, tanto que constituye un Hospital con nivel III-1, contando con el área de rehabilitación para personas con discapacidad, cuenta con sillas de ruedas pasivas y motorizadas que no les brindan autonomía a sus pacientes con esta dificultad de no poder movilizarse por ello se les hace difícil realizar ciertas actividades.

Este trabajo se realiza con la motivación de innovar en proyectos encaminados a pacientes con severa discapacidad en el Hospital Regional Lambayeque para así dar un valor agregado al servicio de rehabilitación. La silla de ruedas motorizada controlada por señales EEG es una solución que permite que los pacientes con severas discapacidades puedan desplazarse sin usar sus extremidades para de esta manera obtener autonomía y así contribuir de forma directa en mejorar sus condiciones de vida.

## 1.5 Objetivos de la Investigación

### 1.5.1 Objetivo General

Diseñar y construir el control de silla de ruedas motorizadas basado en señales EEG para mejorar la autonomía de personas con severas discapacidades en el Hospital Regional de Lambayeque.

### Objetivo Específico

1. Estudiar las señales del cerebro y los dispositivos adecuados que permiten extraer estas señales.
2. Estudiar la mecánica de una silla de ruedas motorizada.

3. Analizar las señales EEG para establecer las adecuadas para el control de la silla de ruedas motorizada.
4. Diseño y elaboración de las estrategias de control.
5. Realizar pruebas del control de silla de ruedas motorizada.
6. Elaborar el informe final.

## 1.6 Hipotesis

Si diseño y construyo el control de silla de ruedas motorizada basado en señales EEG mejoro la autonomía de personas con severas discapacidades en el Hospital Regional de Lambayeque.

## 2 Marco Teórico

---

### 2.1 Antecedentes

La neurotecnología es la disciplina que combina avances relacionados con la microelectrónica con sus aplicaciones en la medicina. Cualquier sistema BCI puede considerarse dentro de esta. Naturalmente, el desarrollo de este tipo de dispositivos presenta interesantes resultados para el cuidado de la salud.[Angela Bernardo, 2014]

Los sistemas BCI se componen de varios bloques de procesamiento de señal, sobre el usuario del sistema se ubican unos electrodos que captan la señal EEG, existen empresas como EMOTIV, NeuroSky, GTEC y PLXWAVE, que fabrican estos equipos.[Rodríguez-Bermúdez et al., 2013]



**Figura 2.1** Dispositivo móvil EEG de EMOTIV.

Investigadores como Prof. José del R. Millán catedrático en la École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), ha desarrollado una silla de

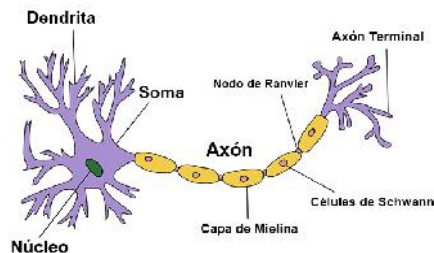
ruedas motorizada controlada con ondas cerebrales en la cual el operador sólo necesita pensar en mover su mano y la silla se moverá como si fuera parte del cuerpo.[DEL R. MILLÁN et al., 2008]



**Figura 2.2** Silla de ruedas controlada por ondas cerebrales.

## 2.2 Neurona

La neurona es la unidad elemental de procesamiento y transmisión de la información en el sistema nervioso. Se calcula que existen entre 100 000 millones y 1 000 000 de millones de neuronas en el sistema nervioso humano.



**Figura 2.3** Estructura de una neurona humana.

La anatomía de la neurona se puede observar en la figura 2.3, la cual tiene las siguientes estructuras o regiones:

- **Soma:** Contiene el núcleo y gran parte de la maquinaria que posibilita los procesos vitales de la célula.
- **Dendritas:** Actúan como importantes receptores de mensajes o señales de otras neuronas.

- **Axón:** Es un tubo largo y delgado recubierto por una vaina de mielina que conduce la información desde el cuerpo celular hasta los botones terminales. El mensaje básico que conducen los axones se denomina potencial de acción, que es un breve fenómeno electroquímico que se inicia en el extremo del axón próximo al cuerpo celular y viaja hacia los botones terminales.
- **Botones terminales:** Son pequeños engrosamientos que se encuentran ramificaciones finas al final de los axones. Los botones terminales secretan una sustancia química llamada neurotransmisor. Los neurotransmisores excitan o inhiben a la neurona que los recibe y contribuyen a generar o no un potencial de acción en su axón. A este proceso de comunicación entre las neuronas se le denomina sinapsis.

Las neuronas son células excitables especializadas para la recepción de estímulos y la conducción del impulso nervioso. Estas se localizan en el encéfalo, medula espinal y los ganglios nerviosos y están en contacto con todo el cuerpo.[O Chávez, 2012]

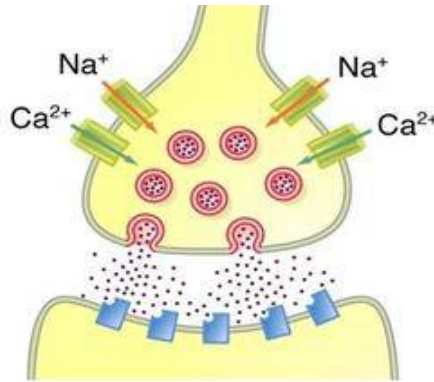
## 2.3 Comunicación neuronal

Las neuronas se comunican por medio de impulsos eléctricos o potenciales que se generan en el cuerpo celular de la neurona pre-sináptica y viajan a través del axón hasta llegar a los botones terminales, donde por medio de la sinapsis son transportados hasta las dendritas de la neurona post-sináptica. Existen dos tipos de impulsos eléctricos: potencial de acción y potencial graduado. La principal diferencia radica en que los potenciales de acción se generan en el cuerpo celular de la neurona pre-sináptica, debido a que se hay una despolarización (entrada masiva de sodio) de la misma. Es necesario que para que se produzca un potencial de acción el impulso eléctrico sobrepase el umbral, lo que los caracterizan como impulsos “todo o nada”. A diferencia de los potenciales graduados que se generan en la neurona post-sináptica y que necesitan de una sumación de potenciales para superar el valor umbral y así generar un potencial de acción que continúe con el proceso.[O Chávez, 2012]

Existen dos tipos de sinapsis: química y eléctrica.

- **Sinapsis química:** La sinapsis química se caracteriza porque es unidireccional, lo que quiere decir que la información viaja en una sola

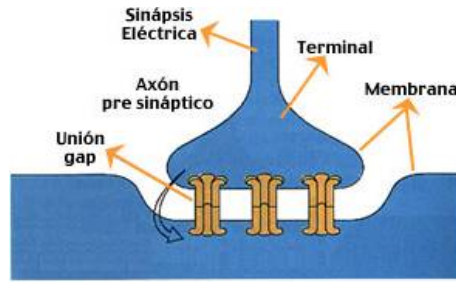
dirección (desde los botones axónicos de la neurona pre-sináptica hasta las dendritas de la neurona post-sináptica). Esta información se transmite por medio de mensajeros químicos, conocidos como neurotransmisores liberados por vesículas pre-sinápticas, posteriormente estos se adhieren a los receptores post-sinápticos generando la apertura de los canales de sodio o potasio/cloro (dependiendo de si es un potencial excitatorio o inhibitorio) que producirán el potencial graduado.[Percibir.wikispaces.com, 2017]



**Figura 2.4** Sinapsis química.

- **Sinapsis eléctrica:** La transmisión entre la primera neurona y la segunda neurona se da por el paso de iones de una célula a otra a través de uniones gap. Las uniones gap son pequeños canales formados por el acoplamiento de complejos proteicos, basados en proteínas llamadas conexinas, en células estrechamente adheridas. Las neuronas participantes en sinapsis eléctrica están separadas por apenas 3.5 nm, mucho más cercanas que los 20 a 40 nanómetros que separan a las células durante sinapsis química. Los iones se mueven del citoplasma de una neurona a la contigua, transmitiendo directamente el potencial de acción, sin necesidad de un neurotransmisor que provoque el potencial en la segunda célula al ser alcanzados por el que recorre la primera. Las sinapsis eléctricas son mas rápidas que las sinapsis químicas, en el cuerpo humano, esta sinapsis se observan en la retina.



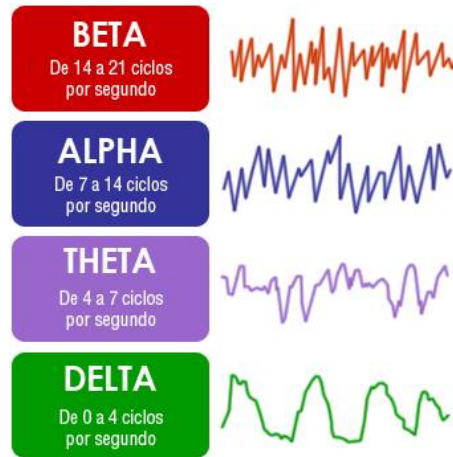


**Figura 2.5** Sinapsis eléctrica.

## 2.4 Ondas Cerebrales

Nuestro cerebro produce impulsos eléctricos (potenciales de acción) que viajan a través de nuestras neuronas. Estos impulsos eléctricos producen ritmos que son conocidos como ondas cerebrales. Los impulsos eléctricos son información que viaja de neurona a neurona haciendo uso de cientos de miles de ellas para lograr transportarse y ejecutar una función determinada. Sabemos que los diferentes patrones de ondas cerebrales se relacionan biyectivamente con diferentes estados de consciencia, tales como concentración intensa, estado de alerta (despierto), sueño profundo, sueños vívidos, somnolencia, relajación, hipnosis, estados alterados de consciencia, etc. Existen cuatro tipos principales de ondas cerebrales: alfa, beta, theta y delta.

- Frecuencia Delta (De 0 a 4hz): Están presentes durante el estado de sueño profundo .
- Frecuencia Theta (de 4 a 7hz): Está asociada con la somnolencia, el acceso a material inconsciente, la imaginación, la fantasía, inspiración, creatividad y el despertar.
- Frecuencia Alfa (de 7 a 14hz): Está asociada con el estado de bienestar, no con un estado de sueño, sino de intensa tranquilidad y relax.
- Frecuencia Beta (de 14 a 21hz): Se producen cuando la persona está despierto e implicado en actividades mentales.



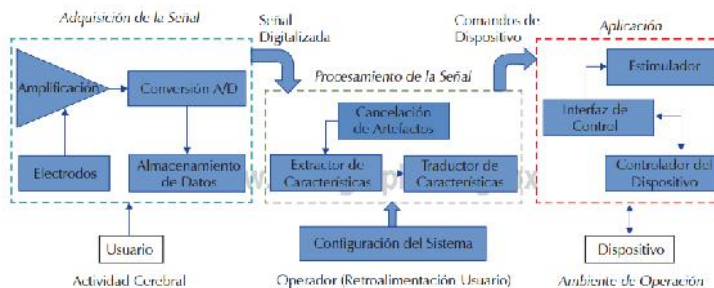
**Figura 2.6** Ondas cerebrales.

## 2.5 Sistemas BCI

En la "Primera Reunión Internacional en Tecnología de BCI" (Albany, New York, 1999) acordaron la siguiente definición: *"Una Interfaz Cerebro Computador (BCI en inglés) es un sistema de comunicación que no depende de las salidas normales del cerebro, tales como las vías nerviosas periféricas y músculos"*. [Gentiletti et al., 2007]

### 2.5.1 Componentes de un sistema BCI

En la figura 2.7 se puede observar el modelo funcional genérico de un sistema BCI como se describe a continuación:



**Figura 2.7** Elementos de un sistema BCI.

- **Adquisición y acondicionamiento de la señal.** Captura la actividad eléctrica cerebral mediante electrodos (colocados en el cuero cabelludo o implantados en la superficie de la corteza cerebral) y se acondiciona la señal para su procesamiento posterior mediante etapas de amplificación, filtrado y digitalización. En esta etapa se puede incluir un dispositivo de almacenamiento de datos.
- **Procesamiento de la señal.** Recibe la señal eléctrica cerebral digitalizada y la transforma en comandos que entiende el dispositivo y que el usuario desea controlar. Este bloque se divide en tres etapas que actúan de forma secuencial.
  - Cancelación de artefactos.
  - Extracción de características.
  - Traducción de características.
- **Interfaz de control.** Recibe los comandos de control y realiza las acciones correspondientes en el dispositivo.
- **Estimulador.** Es manejado por la interfaz de control. Señales de estimulación son enviadas al extractor de características para sincronizar la obtención de las mismas.
- **Dispositivo.** Existe un rango ilimitado de dispositivos que pueden ser usados en un sistema BCI, como computadoras, sintetizadores de voz, neuroprótesis y otros objetos en el ambiente del usuario como la televisión o encender o apagar la luz de la habitación. Estos dispositivos usualmente son físicos, pero también pueden ser virtuales.
- **Ambiente de operación.** Se refiere al ambiente físico (paredes, piso, superficies, temperatura ambiente y ruido), así como a objetos y personas en el ambiente que afectan o pueden afectar en el funcionamiento del sistema.[Gutiérrez-Martínez et al., 2013]

### 2.5.2 BCI endógenos y BCI exógenos

Para el control de sistemas BCIs se utilizan señales del tipo exógenas o endógenas.

- **Exógenos.** Los BCIs de este tipo estimulan al sujeto con estímulos externos, un ejemplo de estos son potenciales visuales evocados. No requieren un entrenamiento demasiado exhaustivo.
- **Endógenos.** Estos no requieren de un estímulo externo, sino que el usuario aprenda la habilidad de producir voluntariamente patrones específicos y puedan ser detectados por la interfaz.[García, 2012]

Tabla 2.1 BCI endógenos y exógenos.

Tipo	Señales cerebrales	Ventajas	Desventajas
BCI ExógenoBCI ExógenoBCI Exógenopt<=BCI Exógenopt>=	SSVEP	-Entrenamiento mínimo. - Control de señal fácil.	-Atención permanente al estímulo.
	P300	-Alta tasa de transferencia(60 bits/min). -EEG de un canal.	- Puede causar cansancio en algunos usuarios.
BCI EndógenosBCI EndógenosBCI Endógenospt<=BCI Endógenospt>=	SCPs Ritmos sensoriales	-No depende de estimulaciones. -Útil para personas con órganos sensoriales afectados	-Entretamiento muy largo. -EEG con múltiple canales. -Baja transferencia de bit(20-30 bit/min)

## 2.6 Inteligencia Artificial

La Inteligencia Artificial (IA) según Kurzweill es "El arte de crear máquinas con capacidad de realizar funciones que realizadas por personas requieren de inteligencia".

### 2.6.1 Ramas que componen la inteligencia Artificial

Se puede encontrar tres grandes ramas:[Cruz, 2010]

- Lógica difusa.
- Redes Neuronales Artificiales.
- Algoritmos genéticos.

### 2.6.2 Lógica difusa

Rama de la IA que permite a la computadora analizar información del mundo real en una escala entre lo falso y verdadero, esta manipula conceptos

vagos como "caliente" o "húmedos".

### Aplicaciones

Se recomienda utilizar en: [DNegri and De Vito, 2006]

- Procesos muy complejo donde no tenemos un modelo matemático simple.
- Procesos altamente no lineales.

No se debe emplear en la lógica difusa cuando:

- Control convencional rinde un resultado satisfactorio.
- Existe un modelo matemático fácilmente solucionable y adecuado.

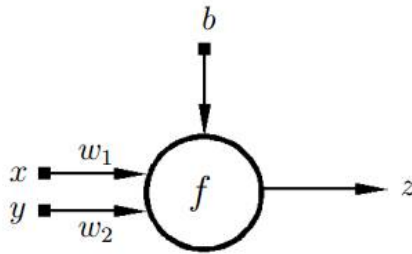
### 2.6.3 Redes Neuronales Artificiales

Trata de reproducir el proceso de solución de problemas del cerebro. Al igual que los humanos aprendemos de las experiencias a nuevos problemas o situaciones, una red neuronal toma como ejemplos problemas resueltos para constituir un sistema que toma decisiones y realiza clasificaciones.[Cruz, 2010]

#### Modelo neuronal de McCulloch-Pitts

El primer modelo matemático de una neurona artificial, fue presentado en el año 1943 entre el psiquiatra y neuroanatomista Warren McCulloch y el matemático Walter Pitts. Un ejemplo de modelo neuronal con dos entradas  $x$  e  $y$  es representado en la figura 2.8, donde:

- Las entradas  $x$  e  $y$
- Los pesos sinápticos  $w_1$  y  $w_2$  correspondientes a cada entrada
- Una polarización  $b$
- Una función de activación  $f$
- Una salida  $z$



**Figura 2.8** Modelo de McCulloch-Pitts para una neurona artificial.

### Ventajas y desventajas

Algunas de las ventajas frente a otros sistemas son:

- Sintetizan algoritmos a través de un proceso de aprendizaje.
- No se requiere saber los detalles matemáticos, sólo estar familiarizado con los datos del trabajo.
- Solución de problemas no lineales.
- RNA son robustas, puede fallar algunos elementos de programación pero la red continúa trabajando.

Desventajas que presentan las RNA:

- Entrenamiento es largo y puede llevar muchas horas.
- Se deben de realizar múltiples pruebas para determinar la arquitectura adecuada, muchos datos.[Cruz, 2010]

### 2.6.4 Algoritmos genéticos

Esta técnica es inspirada en los principios de selección natural. Los AG no buscan modelar la evolución biológica sino derivar estrategias de optimización. Muchos problemas tienen funciones objetivo complejas y la optimización tiende a finalizar en mínimos/máximos locales. La idea de los AG es optimizar (hallar el máximo o mínimo) una función objetivo utilizando los principios de la selección natural sobre los parámetros de la función.

## Aplicaciones

- Optimización: En problemas de optimización numérica y combinatoria.
- Programación automática: Para desarrollar programas en tareas específicas, y para diseñar otras estructuras computacionales tales como el autómatas celular, y las redes de clasificación.
- Aprendizaje máquina: Predicción del tiempo o la estructura de una proteína, los pesos en una red neuronal, las reglas para sistemas de clasificación de aprendizaje o sistemas de producción simbólica, y los sensores para robots.
- Economía: En este caso, se ha hecho uso de estos algoritmos para modelizar procesos de innovación.
- Sistemas inmunes: A la hora de modelizar varios aspectos de los sistemas inmunes naturales, incluyendo la mutación somática durante la vida de un individuo y el descubrimiento de familias de genes múltiples en tiempo evolutivo, ha resultado útil el empleo de esta técnica.
- Ecología: En la modelización de fenómenos ecológicos tales como las carreras de armamento biológico, la coevolución de parásito-huesped, la simbiosis, y el flujo de recursos.
- Genética de poblaciones: En el estudio de preguntas del tipo “¿Bajo qué condiciones será viable evolutivamente un gen para la recombinación?”.
- Evolución y aprendizaje: En el estudio de las relaciones entre el aprendizaje individual y la evolución de la especie.
- Sistemas sociales: Tales como la evolución del comportamiento social en colonias de insectos, y la evolución de la cooperación y la comunicación en sistemas multi-agentes.[Rodríguez-Piñero, 2016]

## 2.7 Dispositivo ThinkGear

ThinkGear es una tecnología comercializada por la empresa NeuroSky que recoge la señal EEG mediante la adquisición, amplificación, filtrado y el

análisis para interactuar con el mundo exterior. La comunicación se realiza a través de una interfaz UART a niveles TTL de bajo voltaje.



**Figura 2.9** Modulo ThinkGear de NeuroSky.

### **TGAM:ThinkGear ASIC Module**

- Se conecta directamente a un electrodo.
- Tiene un canal de EEG con tres contactos: EEG, REF y GND.
- Su ajuste incorrecto es detectado mediante la advertencia “Mala calidad de la señal”.
- Está previsto de la tecnología de filtrado avanzado con alta inmunidad al ruido.
- Tiene bajo consumo de energía.
- Consumo de energía máxima 15mA a 3.3mA.
- Salida de datos en bruto del EEG a 512 bits por segundo.

### **Descripción**

- Procesamiento de las señales y entrega de los espectros producto de las señales EEG (Alfa, Beta, etc.).
- Entrega de los valores eSense para la obtención de atención y meditación.
- Dato PSQ, el cual se entrega para permitir observar un análisis de calidad de la señal (se puede utilizar un mal contacto y si el dispositivo esta fuera de la cabeza).
- Dimensiones (max).2.79cmx1.52cmx0.25cm.
- Peso (max) 130mg.



### Especificaciones

- 512 bits por segundo frecuencia de muestreo.
- Rango de frecuencia de 3-100Hz.
- Protección ESD: Contacto de 4kV de descarga, descarga 8kV aire.
- Consumo de energía maxima: 15mA.
- Tensión de funcionamiento 2.97 a 3.63v.
- Salida y velocidad de transmisión:
  - 1200 baudios con eSence, ePower (alfa, beta, etc.) y PSQ.
  - 9600 baudios con eSence, ePower (alfa, beta, etc.) y PSQ.
  - 57600 baudios con eSence, ePower (alfa, beta, etc.), PSQ y RAW.

## 2.8 Silla de ruedas motorizada

Es una silla adaptada con ruedas, la cual es impulsada por motores que son accionados por baterías. Estas sillas están diseñadas para permitir el desplazamiento de aquellas personas con problemas de locomoción o movilidad reducida, debido a una lesión, enfermedad física.

- **Tipos de silla de ruedas motorizada:**

- SRM de tracción electromotriz con correa de transmisión

Es la más estable de todos los modelos, portan en la rueda trasera una llanta grande con cubierta de goma y la rueda anterior es neumática y de menor diámetro. La propulsión la genera un motor que impulsa una cadena o correa de transmisión por piñones. Se caracteriza por ser duradera y resistente. Puede adecuarse para su empleo en exteriores, donde alcanza velocidades considerables. Tienen un corto radio de giro, es una de sus principales virtudes dado que constituye todavía una limitación importante para el empleo de SRM en interiores. Es potente, con una multiplicidad opcional de sistemas de control y adicionales. Están equipadas con baterías clásicas de ácido, que permitían una autonomía importante.

- SRM con sistemas de base modulares motorizados

Portan un sistema rígido que contiene el mecanismo motoriz. Son duraderas, aunque construidas en materiales ligeros (generalmente aluminio). Los reposabrazos y mandos de control primario se optimizan para que no imposibiliten la aproximación a las mesas. Versátiles, en cuanto a la presentación de modelos y adaptaciones específicas. Radio de giro 90-220 cm. Son parcialmente desmontables, pero no son portátiles por su peso. Generalmente poseen cuatro ruedas de pequeño diámetro. Recientes modelos pueden ir equipadas con ruedas traseras de gran diámetro. Superan rampas de 15° a 18°, y bordillos de 6 a 16 cm de alto. Se trata de modelos duraderos y generalmente adaptados al empleo en terrenos irregulares. Su principal virtud: La existencia de un modelo para cada necesidad.

- SRM de tracción eléctrica plegable / portátil

Son las más ligeras con un peso de 60-63 Kg. Plegables y desmontables en fragmentos de 23 Kg, aproximadamente. Son menos estables, y menos duraderas. No se diseñan para grandes distancias a recorrer en el exterior (no portan carenados, ni frenos, o luces). Tienen menor potencia y autonomía. Menos opciones de todo tipo, y no se pueden equipar con grandes sistemas auxiliares. Radio de giro 80 cm. Su principal virtud sería en todo caso la posibilidad relativa de ser transportables. Se trata, en realidad de una versión de la forma clásica de SRM de base modular motorizada.

- Unidades de propulsión adosables

Son SR convencionales, equipadas con uno o dos motores eléctricos, que mecánicamente pueden ser conectados / desconectados a voluntad del usuario para impulsar las ruedas traseras por un sistema de fricción, o con una rueda suplementaria trasera central. El peso es en torno a los 1,8 Kg. El uso es temporal, y limitado a situaciones difíciles (cuestas, rampas, terreno irregular, etc.). Tienen baja potencia de impulsión y autonomía. No presentando opciones. Sus virtudes, serían: el bajo coste, la

sencillez mecánica, y la posibilidad de disponer de un vehículo motorizado opcional pero fácilmente transportable.

– Triciclos «scooters»/ tetraciclos

Son vehículos, cuyo diseño se aleja del modelo tradicional de la SR. Se asemejan a pequeños vehículos con una imagen que recuerda a minicoches y motos. Son pesados (200 Kg). Plegables parcialmente. Están equipados totalmente para uso exterior. Son difíciles las transferencias en estos vehículos para personas con discapacidades de origen neuromotriz, presentando dificultades para montar, y desmontar del vehículo. Requieren para su conducción un significativo control del tronco, miembros inferiores y casi normal de miembros superiores. En algunos países se exige tener más de 14 años, para su conducción.[Miangolarra Page,J. C., 2017]

# 3 Desarrollo

---

## 3.1 Software

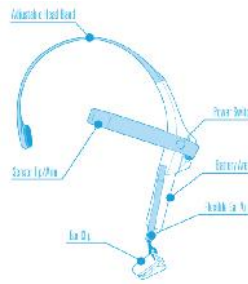
### 3.1.1 Captura de señales electroencefalográficas

Para la captura de señales electroencefalográficas se ha utilizado el dispositivo MyndPlay que contiene el módulo ThinKGear de la empresa NeuroSky, utilizando una técnica no invasiva, se comunica mediante Bluetooth.



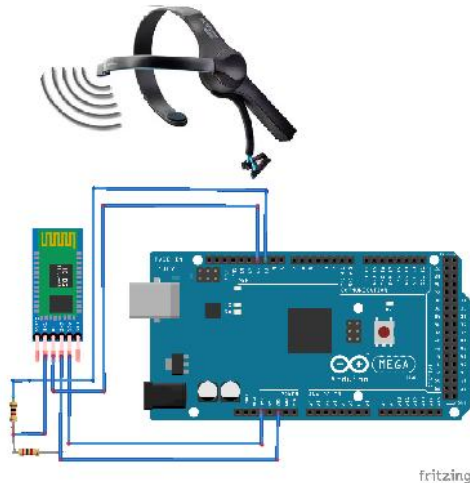
**Figura 3.1** Dispositivo Myndplay de NeuroSky.

Para saber su uso consultar en la siguiente página web: [http://download.neurosky.com/support\\_page\\_files/MindWaveMobile/docs/mindwave\\_mobile\\_user\\_guide.pdf](http://download.neurosky.com/support_page_files/MindWaveMobile/docs/mindwave_mobile_user_guide.pdf).



**Figura 3.2** Partes del dispositivo Myndplay.

Para capturar los datos utilizaremos el Módulo Bluetooth HC-05, IDE de Arduino y la plataforma Anaconda basado en Python.



**Figura 3.3** Conexión Arduino-Myndplay.

Necesitamos saber:

- Baud Rate: 38400
- Clave de autenticación: 0000
- Identificador único.[NeuroSy, 2010]

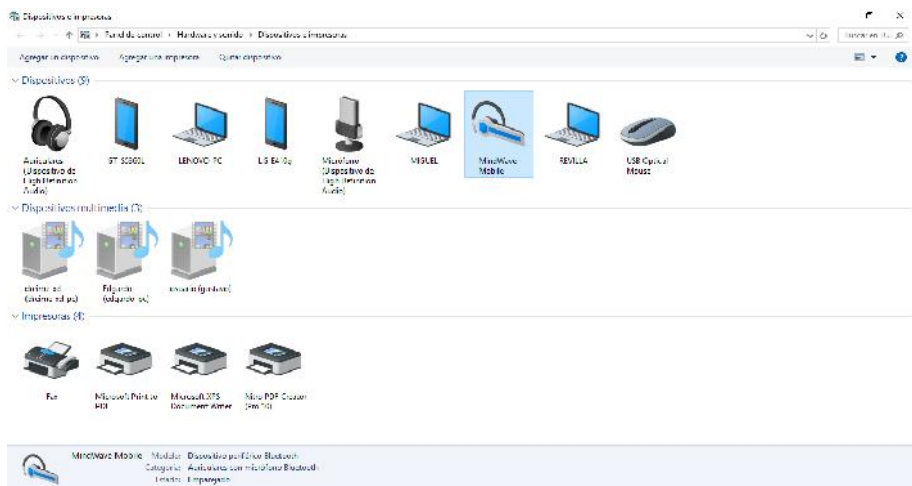
Tanto el Baud Rate como la Clave de autenticación nos proporciona la empresa neuroSky, para conocer el identificador único debemos seguir los siguientes pasos:

## 1. Conectar el dispositivo Myndplay a nuestra PC mediante Bluetooth.



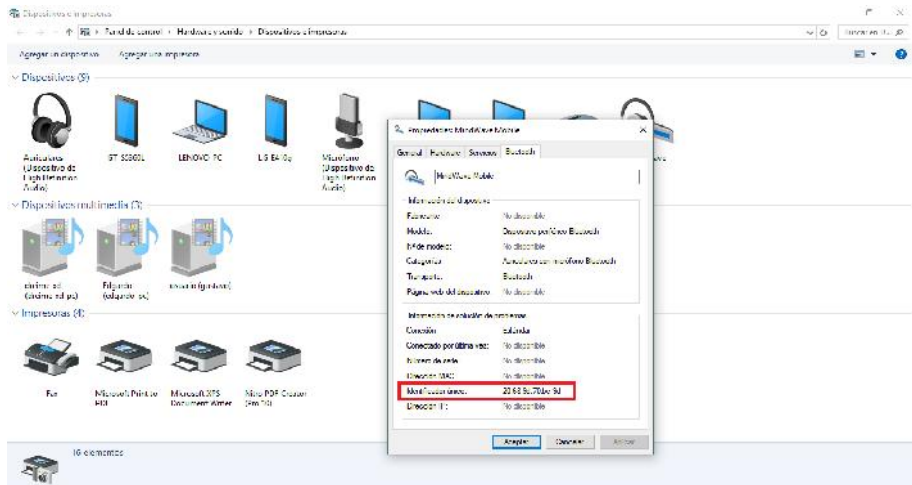
**Figura 3.4** Conexión Arduino-Myndplay.

## 2. Ir a Dispositivos e Impresoras, anti click derecho y propiedades.



**Figura 3.5** Conexión Arduino-Myndplay.

3. En Propiedades ir a la opción Bluetooth y ubicamos el Identificador único.

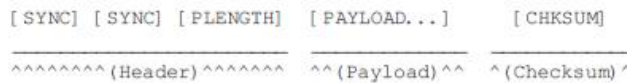


**Figura 3.6** Conexión Arduino-Myndplay.

### 3.1.2 Estructura del paquete de la trama

Los paquetes se envían como un flujo en serie asíncrono de bytes. El medio de transporte puede ser UART, COM, USB, bluetooth o cualquier otro mecanismo que pueda transmitir bytes.

Cada paquete comienza con su encabezado, seguido por su carga de datos, y termina con el Checksum de la carga útil.



**Figura 3.7** Estructura del paquete de la trama.

#### Encabezado

El encabezado o Header consta de 3 bytes: dos bytes [SYNC] de sincronización (0xAA 0xAA), seguido por un byte [PLENGTH] (carga útil):

[ SYNC] [ SYNC] [ PLENGTH]

^^^^^^^ (Header) ^^^^^^^

**Figura 3.8** Encabezado del paquete de la trama.

El valor 0xAA (decimal 170), son dos, estos señalan el inicio de un nuevo paquete. La sincronización tiene dos bytes de largo, en lugar de uno solo, porque pueda existir en el paquete el valor 0xAA confundándose.

El byte [PLENGTH] indica la longitud, en bytes, de la sección Payload de datos del paquete [PAYLOAD ...] y puede ser cualquier valor desde 0 hasta 169. Cualquier valor superior indica un error.

Tomar en cuenta que [PLENGTH] es la longitud de la carga útil de datos del paquete, no de todo el paquete, la longitud completa del paquete será siempre [PLENGTH] + 4.[NeuroSy, 2010]

### Carga de datos

La carga de datos de un paquete es simplemente una serie de bytes, para tomar en cuenta verifique el byte [CHKSUM] del Checksum de carga útil.[NeuroSy, 2010]

CODE Definitions Table

#### Single-Byte CODEs

Extended Code Level	[CODE]	(byte) [LENGTH]	Data Value Meaning
0	0x02	-	FOUR_SIGNAL quality (0-255)
0	0x04	-	ATTENTION eSense (0 to 100)
0	0x0E	-	MEDITATION eSense (0 to 100)
0	0x16	-	Blink Strength. (0-255) Seen only when Blink event occurs.

#### Multi-Byte CODEs

Extended Code Level	[CODE]	(Byte) [LENGTH]	Data Value Meaning
0	0x80	2	RAW Move Value: a single big-endian 16 bit two's complement signed value (high-order byte followed by low-order byte) (-32768 to 32767)
0	0x83	24	ASIC_REG_POWER: eight big-endian 3 byte unsigned integer values representing delta, theta, low-alpha, high alpha, low beta, high beta, low-gamma, and mid-gamma EEG band power values
Any	0x5E	-	NEVER USED (reserved for [EECODES])
Any	0xAA	-	NEVER USED (reserved for [SYNC])

**Figura 3.9** Códigos de la carga de datos.



## Checksum

El byte [CHKSUM] debe utilizarse para verificar la integridad de la carga útil de datos del paquete. Para calcular el Checksum debemos realizar:

1. Sumando todos los bytes de la carga útil de datos del paquete.
2. Tomar los 8 bits más bajos de la suma.
3. Realizar el bit inverso (su complemento inverso) en los 8 bits más bajos.

El receptor debe realizar estos 3 pasos para calcular la suma de comprobación para la carga de datos, luego comparar con el [CHKSUM] Checksum Byte recibido, sino coinciden se descartaran.[NeuroSy, 2010]

## Ejemplo de paquete de trama

La figura 3.12 contiene un ejemplo, tenemos que calcular el CHKSUM, para verificar si la trama se considera:

1. Observamos que contiene los dos bytes [SYNC] de sincronización.

```
[ 0]: 0xAA // [SYNC]
[ 1]: 0xAA // [SYNC]
[ 2]: 0x20 // [PLENGTH] (payload length) of 32 bytes
[ 3]: 0x02 // [POOR_SIGNAL] Quality
[ 4]: 0x00 // No poor signal detected (0/200)
[ 5]: 0x83 // [ASIC_EEG_POWER_INT]
```

**Figura 3.10** Bytes de sincronización.

2. Sumando todos los bytes de la carga útil de datos del paquete.

$$0x02 + 0x83 + 0x18 + 0x94 + 0x42 + 0x0B + 0x64 + 0x4D + 0x3D + 0x07 + 0x05 + 0x04 + 0x0D + 0X05 + 0X3D = 0x2CB$$

3. Tomar los 8 bits más bajos.

$$0x2CB = 001011001011, CHKSUM = 11001011$$

4. Realizar el bit inverso (su complemento inverso) en los 8 bits más bajos.  
 $CHKSUM = 00110100$

Pasamos al sistema hexadecimal para ser comparado.

$CHKSUM = 0x34$

Se observa que el obtenido es igual al que contienen la trama.

```
[33]: 0x05 // [MEDITATION] eSense
[34]: 0x3D // eSense Meditation level of 61
[35]: 0x34 // [CHKSUM] (1's comp inverse of 8-bit Payload sum of 0xCB)
```

**Figura 3.11** Checksum.

```
[ 0]: 0xAA // [SYNC]
[ 1]: 0xAA // [SYNC]
[ 2]: 0x20 // [LENGTH] (payload length) of 32 bytes
[ 3]: 0x02 // [POOR_SIGNAL] Quality
[ 4]: 0x00 // No poor signal detected (0/200)
[ 5]: 0x83 // [ASIC_EEG_POWER_INI]
[ 6]: 0x18 // [VLENGTH] 24 bytes
[ 7]: 0x00 // (1/3) Begin Delta bytes
[ 8]: 0x00 // (2/3)
[ 9]: 0x94 // (3/3) End Delta bytes
[10]: 0x00 // (1/3) Begin Theta bytes
[11]: 0x00 // (2/3)
[12]: 0x42 // (3/3) End Theta bytes
[13]: 0x00 // (1/3) Begin Low-alpha bytes
[14]: 0x00 // (2/3)
[15]: 0x0B // (3/3) End Low alpha bytes
[16]: 0x00 // (1/3) Begin High alpha bytes
[17]: 0x00 // (2/3)
[18]: 0x64 // (3/3) End High-alpha bytes
[19]: 0x00 // (1/3) Begin Low-beta bytes
[20]: 0x00 // (2/3)
[21]: 0x4D // (3/3) End Low-beta bytes
[22]: 0x00 // (1/3) Begin High-beta bytes
[23]: 0x00 // (2/3)
[24]: 0x3D // (3/3) End High-beta bytes
[25]: 0x00 // (1/3) Begin Low-gamma bytes
[26]: 0x00 // (2/3)
[27]: 0x07 // (3/3) End Low-gamma bytes
[28]: 0x00 // (1/3) Begin Mid-gamma bytes
[29]: 0x00 // (2/3)
[30]: 0x05 // (3/3) End Mid-gamma bytes
[31]: 0x04 // [ATTENTION] eSense
[32]: 0x0D // eSense Attention level of 13
[33]: 0x05 // [MEDITATION] eSense
[34]: 0x3D // eSense Meditation level of 61
[35]: 0x34 // [CHKSUM] (1's ccmp inverse of 8-bit Payload sum of 0xCB)
```

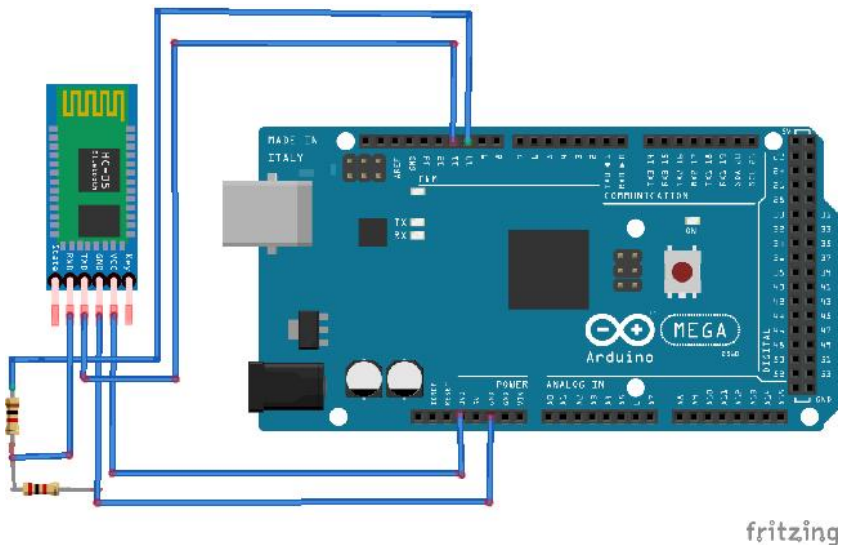
**Figura 3.12** Ejemplo.

### 3.1.3 Adquisición de los datos

Para poder adquirir los datos primero se configuró el Bluetooth HC-05, luego se implementó un programa en el IDE de Arduino para realizar la verificación de la trama y finalmente un programa para poder guardar estos datos y poder verlos en tiempo real en Python.

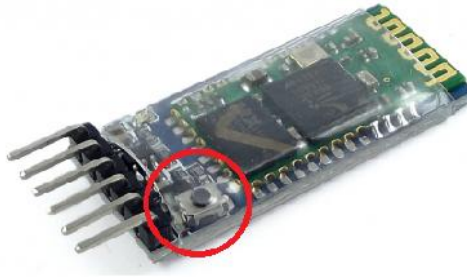
#### Configuración del Bluetooth HC-05

Este módulo se configura mediante comandos AT, realizamos la siguiente conexión:



**Figura 3.13** Conexión Bluetooth HC 05 - Arduino.

El procedimiento para ingresar en modo comandos AT, es mantener presionado el botón que se indica en la figura 3.14 antes de alimentar a 3.3 V, al soltarlo el led parpadea lentamente.



**Figura 3.14** Bluetooth HC-05.

### Programa

```
1 #include <SoftwareSerial.h>
2
3 SoftwareSerial BTSerial(10, 11); // Arduino RX | TX
```

**Figura 3.15** Inclusion de la librería y configuramos de los pines de Transmisión(Tx) y Recepción(Rx).

```
28 sendBlueToothCommand("AT+UART=38400,0,0\r\n"); //Baud rate
29 delay(1000);
30 sendBlueToothCommand("AT+ROLE=1\r\n"); //master(1) o slave (0)
31 delay(1000);
32 sendBlueToothCommand("AT+PSWD=0000\r\n"); //password
33 delay(1000);
34 sendBlueToothCommand("AT+BIND=2068,9d,70bc9d\r\n"); // Identificador único
35 delay(1000);
```

**Figura 3.16** Configuraciones.

### Software en el IDE de Arduino

Una vez configurado el módulo Bluetooth HC-05, implementamos un programa para captar la trama, realizar el algoritmo de comprobación(Checksum) y obtenemos niveles de atención,meditación y 8 ondas cerebrales(delta, theta, alfa baja, alfa alta, beta baja, beta alta, gamma baja y gamma alta).

```

97 if(ReadOneByte() == 170) {
98     if(ReadOneByte() == 170) {
99
100         payloadLength = ReadOneByte();
101         if(payloadLength > 169)
102             return;

```

**Figura 3.17** Bytes de sincronización.

```

106 for(int i = 0; i < payloadLength; i++) {
107     payloadData[i] = ReadOneByte();
108     generatedChecksum += payloadData[i];
109 }
110 checksum = ReadOneByte();
111 generatedChecksum = 255 - generatedChecksum;

```

**Figura 3.18** Carga útil y verificación.

```

for(int i = 0; i < payloadLength; i++) {
    switch (payloadData[i])
    {
        case 2:
            i++;
            poorQuality = payloadData[i];
            bigPacket = true;
            break;
        case 4:
            i++;
            attention = payloadData[i];
            break;
        case 5:
            i++;
            meditation = payloadData[i];
            i = i + 16;
            break;
        case 0x80:
            i = i + 3;
            break;
        case 0x83:
            i++;
            brainwave=true;
            byte vlen=payloadData[i];
            read_waves(i+1);
            i+=vlen;
            break;
    }
}

```

**Figura 3.19** Obtenemos atención, meditación y ondas cerebrales.

## Software en Python

Python es un lenguaje de programación interpretado de propósito general, en vez de instalarlo desde cero, es mejor una distribución completa, con todo lo necesario, lo mejor es: Anaconda, WinPython o Python(x,y). La primera es mas amigable porque tiene una interfaz específica para instalarle nuevos paquetes, todas estas distribuciones son muy similares y traen Spider como IDE, es muy similar a Matlab, tiene su intérprete (es más puedes abrir varios en paralelo, cosa que no era posible en Matlab), su editor de código, visualizador de variables, archivos e incluso un profiler.

Hasta ahora hemos configurado el Módulo BT-05, tenemos un programa en Arduino para captar la trama de forma correcta nos falta un programa para almacenar estos valores y luego procesarlos. En la figura fig:serialpython tenemos el programa que lee el puerto serial y almacenamos los valores en la variable Data, dividimos atención y meditación entre 100 y las ocho ondas entre 100000 para obtener un valor entre 0 y 1. Realizado esto almacenamos los valores en Excel 2016.

```

32 arduino = serial.Serial('COM15',38400,timeout=1)
with arduino:
    while True:
        try:
            ii=0
            while ii<n:
                line=arduino.readline()
                if not line:
                    continue
                data[ii,0]=np.fromstring(line.decode('ascii',errors='replace'),sep=' ')
                ii+=1
            for w in (0,1):
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100000
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100000
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100000
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100000
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100000
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100000
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100000
                w=w+1
                data[w,0]=data[w,0]/100000
            print(data)
        except KeyboardInterrupt:
            print("Exiting")
            break

```

**Figura 3.20** Software en Python para guardar las muestras.

### 3.1.4 Clasificación de los datos

Una vez que se adquiere los datos y se graba en Excel, es necesario realizar un análisis de señal para poder extraer características y su adecuada

clasificación para controlar una silla de ruedas.

Para el trabajo de clasificación se optó por una red neuronal backpropagation por ser un problema no lineal, se implementó el programa en Spider 2.3.9.

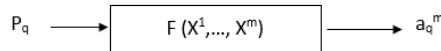
### Red neuronal backpropagation

El nombre de backpropagation resulta de la forma en que el error es propagado hacia atrás a través de la red neuronal, en otras palabras el error se propaga hacia atrás desde la capa de salida. Esto permite que los pesos sobre las conexiones de las neuronas ubicadas en las capas ocultas cambien durante el entrenamiento.

El cambio de los pesos en las conexiones de las neuronas además de influir sobre la entrada global, influye en la activación y por consiguiente en la salida de una neurona. Por lo tanto, es de gran utilidad considerar las variaciones de la función activación al modificarse el valor de los pesos. Esto se llama sensibilidad de la función activación, de acuerdo al cambio en los pesos. [Matich, 2001]

#### Algoritmo

Minimiza el error cuadrático  $F(X^1, \dots, X^m) = e_q^T e_q$  en cada iteración utilizando el método del descenso por gradiente. [Erik Zamora Gómez, 2015]



**Figura 3.21** Red neuronal backpropagation.

Ejemplos de entrenamiento:

$$(p_1, t_1), (p_2, t_2), \dots, (p_q, t_q), \dots, (p_Q, t_Q)$$

$$X^m = [W^m b^m]^T$$

$S^m = \frac{\partial F}{\partial n^m}$  es la sensibilidad.

$$\dot{F}^m(n^m) = \frac{dF}{dn^m}$$

$\dot{F}_m(n^m) = \text{diag}((1 - a_i^m) a_i^m)$  Si la función de activación es sigmoide logarítmica.

$\dot{F}_m(n^m) = \text{diag}(1 - (a_i^m)^2)$  Si la función de activación es sigmoide tangencial

$\dot{F}_m(n^m) = I$  Si la función de activación es lineal.

Inicialización aleatoria de  $W^m$  y  $b^m$  para  $\forall m$

Desde  $\text{epocas}=1$  a  $N_{\text{repetir}}$  repetir

Desde  $q=1$  a  $Q_{\text{repetir}}$

1. Propagar hacia adelante.

$$a^m = f^m(W^m a^{m-1} + b^m) \text{ para } \forall m$$

2. Propagar hacia atrás.

$$e_q = t_q - a_q^m$$

$$S^m = -2 \dot{F}^m(n^m) e_q$$

$$S^{m-1} = \dot{F}^{m-1}(n^{m-1}) (W^m)^T S^m \text{ para } \forall m \in [M, \dots, 2]$$

3. Actualizar para  $\forall m$

$$W^m = W^m - \alpha S^m (a^{m-1})^T$$

$$b^m = b^m - \alpha S^m$$

Fin

Fin

**Figura 3.22** Algoritmo de una red backpropagation.



## 3.2 Hardware

Es la etapa de potencia de la silla de ruedas motorizada, contando con circuitos de diferentes voltajes de salida y dispositivos como: el Mosfet IRFP150N y el Driver IR2110.

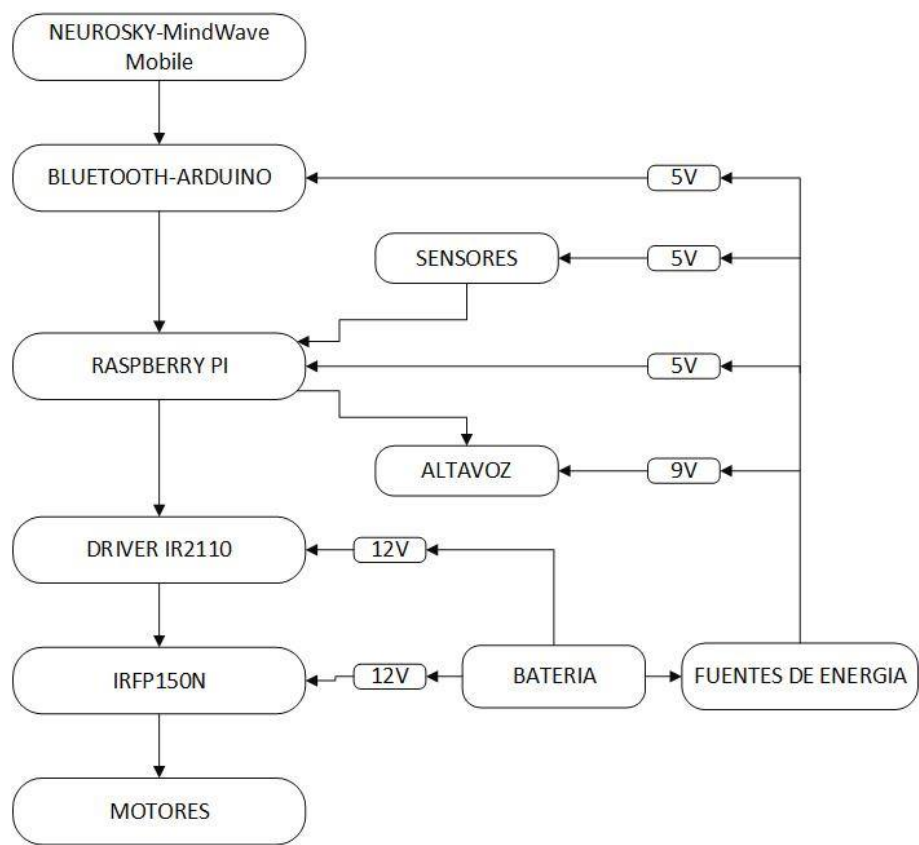
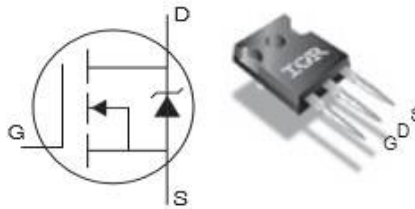


Figura 3.23 Diagrama de alimentación.

### 3.2.1 Mosfet IRFP150N

- Polaridad de transistor: N
- Tensión drenaje-fuente ( $V_{ds}$ ): 100 V
- Tensión compuerta-fuente ( $V_{gs}$ ):  $\pm 20$  V
- Resistencia drenaje-fuente  $R_{DS}$ : 0.036
- Disipación total del dispositivo: 160 W
- Corriente continua de drenaje ( $I_d$ ): 42 A
- Temperatura de funcionamiento máximo: 175 °C



**Figura 3.24** MOSFET IRFP150N.

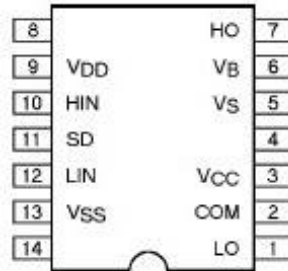
### 3.2.2 Driver IR2110

El Driver IR2110 de International Rectifier, permite activar interruptores de alta velocidad de conmutación como los MOSFET o los IGBT y dispone de dos canales independientes.

En la figura 3.25 se presenta un conexionado típico del circuito:

- VDD es la tensión de alimentación de la parte lógica del circuito. La parte de entrada del circuito.
- HIN es la entrada que comanda la parte alta del driver y cuya salida en fase es HO.
- LIN es la entrada que comanda la parte baja del driver y cuya salida en fase es LO.
- Vss es la masa del circuito lógico.
- VB es una entrada de tensión flotante referida a Vs para el disparo del MOSFET de la parte alta.

- Vcc es la entrada de tensión referida a COM para el disparo del MOSFET de la parte baja. Vcc no es flotante.



**Figura 3.25** Driver IR2110.

El mosfet IRFP150N empleado trabaja con 12v, con una activación de 5v, el cual recibe las órdenes del miniordenador hacia los motores a través del Driver IR2110. Donde L0 es la salida baja de los IR2110, con un voltaje aproximado de 12v y una frecuencia de 1Khz.

### 3.2.3 Motor

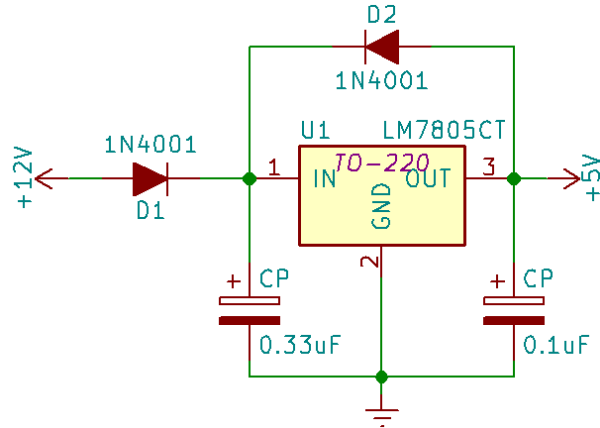
Se ha usado 2 motores eléctrico DC RS-550 con caja de engranajes, de 12v, con una potencia de 5w a 160w.



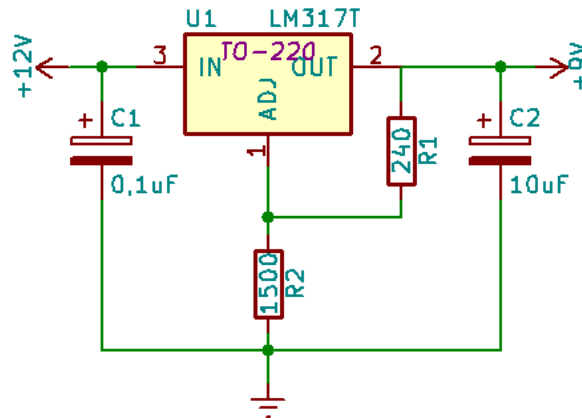
**Figura 3.26** Motor.

### 3.2.4 Elaboración de los PCBs

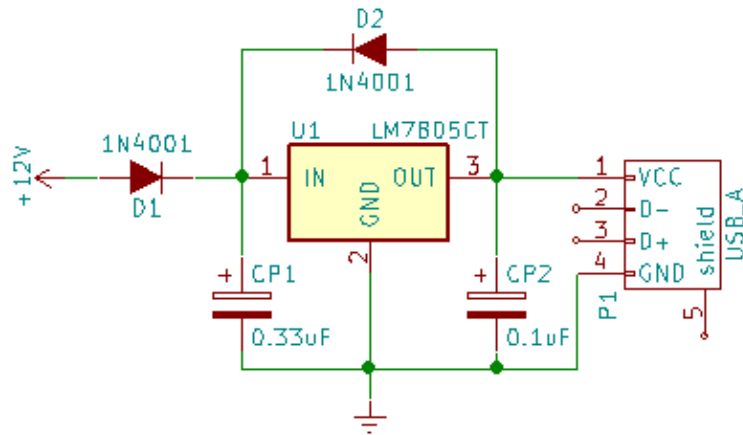
Los PCBs fueron diseñados en un programa gratuito llamado KiCad.



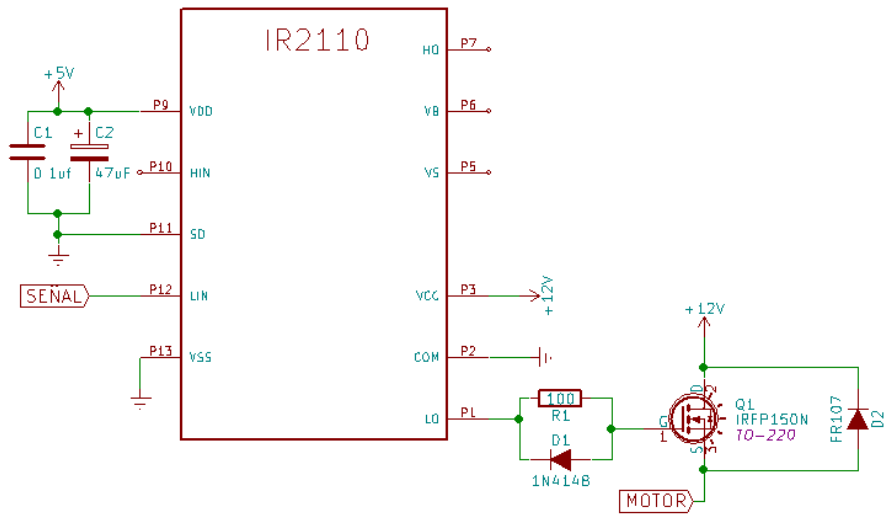
**Figura 3.27** Regulador de 5 voltios.



**Figura 3.28** Regulador de 9 voltios.

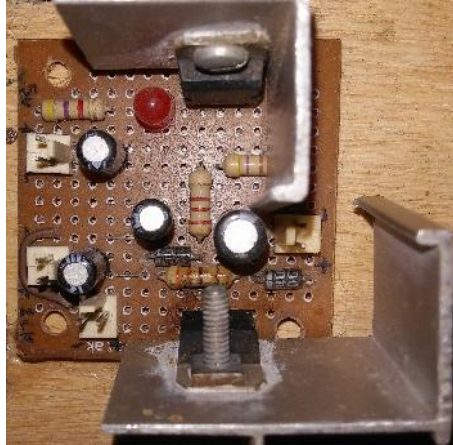


**Figura 3.29** Alimentación para el miniordenador Raspberry pi.

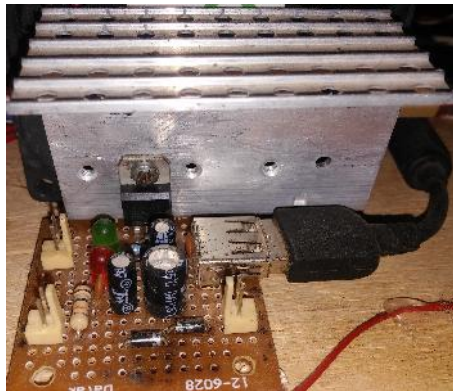


**Figura 3.30** Circuito de control para el motor.

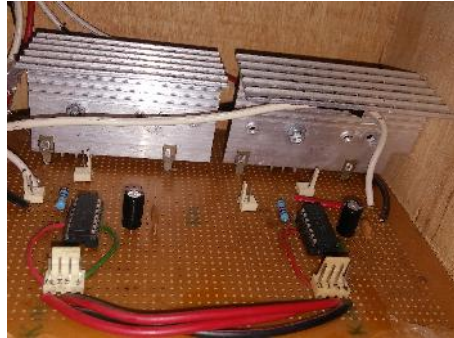
### 3.2.5 Circuitos impresos



**Figura 3.31** Fuente de voltaje de 5v y 9v.



**Figura 3.32** Alimentación para el miniordenador Raspberry Pi.

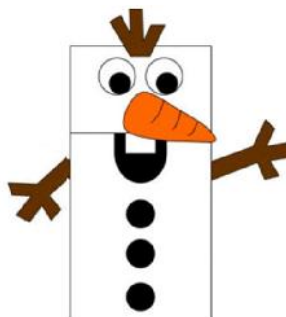


**Figura 3.33** Circuito de control para los motores.

### 3.3 Realización de las pruebas de señales para el control

Al fin de determinar las señales correctas para que la persona pueda movilizarse en la silla de ruedas motorizada (encender, apagar y girar ) es necesario hacer una serie de pruebas para luego clasificarlas por medio de una red neuronal backpropagation, con el propósito de obtener las adecuadas. Se han utilizado las 8 ondas cerebrales (Delta, Theta, Low Alpha, High Alpha, Low Beta, High Beta, Low Gamma y High Gamma) incluyendo meditación y atención.

**Prueba 1:** Para girar la silla de ruedas a la derecha la persona debe imaginarse la figura 3.34 con los ojos abiertos por 5 segundos y para la izquierda la figura 3.35 también por 5 segundos. Se utilizaron las 8 ondas cerebrales incluyendo meditación y atención.



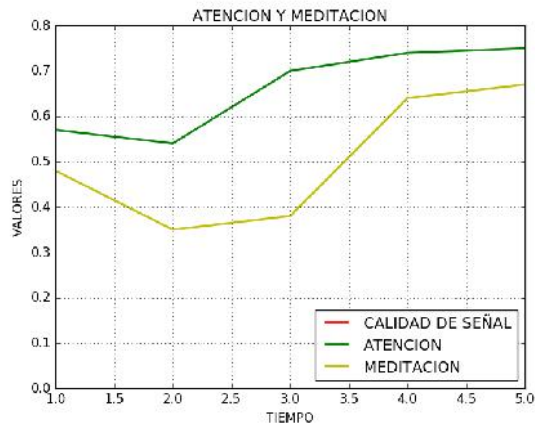
**Figura 3.34** Mover a la derecha.



**Figura 3.35** Mover a la izquierda.

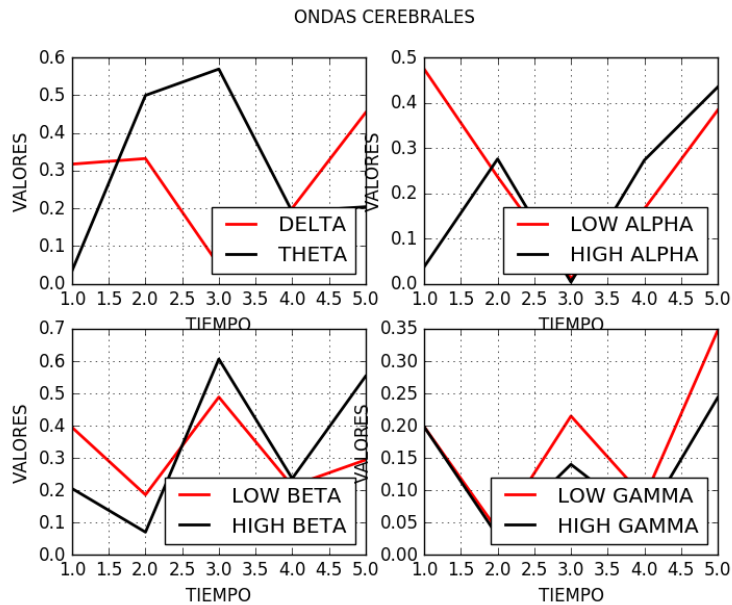
El error que se obtuvo es de 50 %.

**Prueba 2:** Para girar la silla de ruedas a la derecha la persona debe imaginarse la figura 3.34 con los ojos cerrados por 5 segundos y para la izquierda la figura 3.35 también por 5 segundos y ojos cerrados. Se utilizaron las 8 ondas cerebrales incluyendo meditación y atención.



**Figura 3.36** Onda meditación y atención.

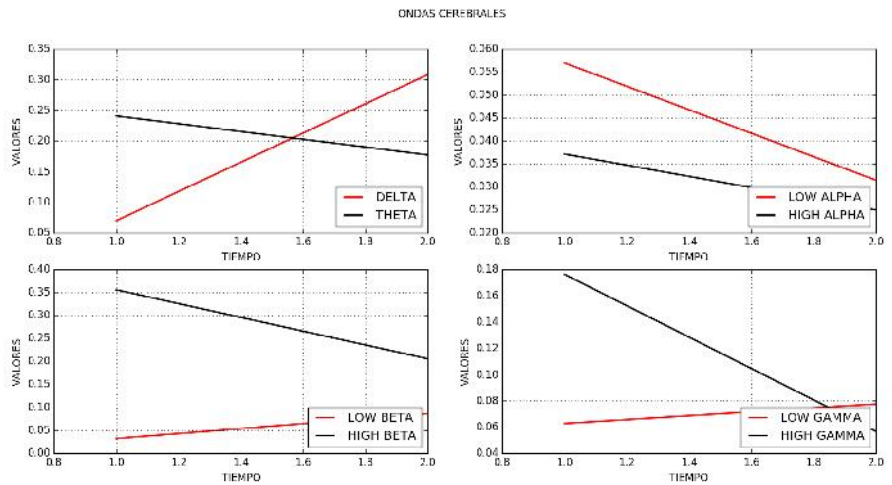




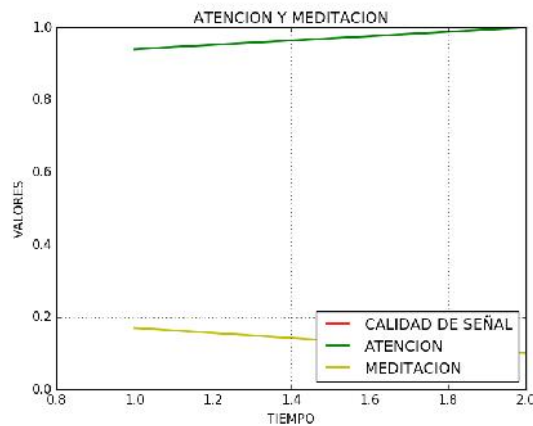
**Figura 3.37** Muestras de las 8 ondas cerebrales.

El error que se obtuvo es de 50 %.

**Pueba 3:** Para girar a la derecha la persona debe decir mentalmente "derecha" moviendo los ojos a ese sentido por 2 segundos y a la izquierda debe decir mentalmente "izquierda" moviendo los ojos a ese sentido también por 2 segundos. Se utilizaron las 8 ondas cerebrales incluyendo meditación y atención.



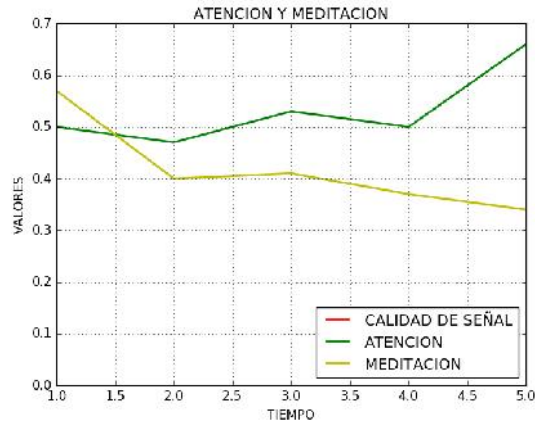
**Figura 3.38** Muestras de las 8 ondas cerebrales.



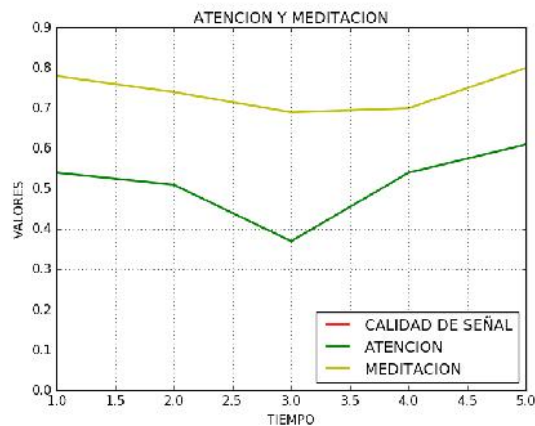
**Figura 3.39** Onda meditación y atención.

La figura 3.38 y 3.39 son los datos obtenidos gráficamente de la persona las cuales nos generan un error del 80%.

**Prueba 4:** Para girar a la derecha la persona debe contar de manera descendente con los ojos abiertos por 5 segundos y la izquierda debe cerrar los ojos sin pensar en nada también por 5 segundos. Solo se ha utilizado meditación y atención.



**Figura 3.40** Onda de conteo.



**Figura 3.41** Onda de relajación.

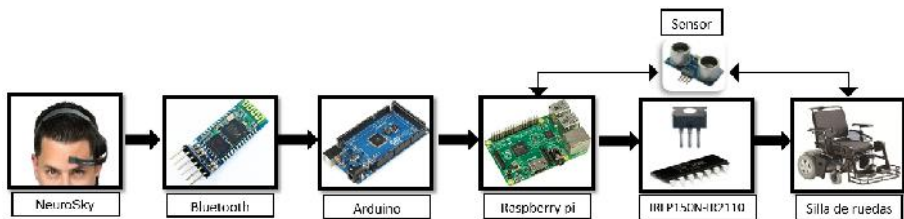
La figura 3.40 y 3.41 son los datos obtenidos gráficamente de la persona las cuales nos generan un error del 10%.

**Prueba 5:** Se sacó muestras cuando una persona está abierto los ojos por 2 segundos y los ojos cerrado por 2 segundos. Se empezó en un inicio utilizando las 8 ondas cerebrales incluyendo meditación, atención pero al final solo nos quedamos con atención, meditación y alfa. Esta prueba se hizo para detectar el parpadeo de la persona por 2 segundos. Se obtiene un error del 20%.

### 3.4 Análisis de pruebas

Realizadas las pruebas y obtenido el error de cada una de ellas se optó por escoger la prueba N°4 la cual presenta un error del 10 % y la prueba N°5 con un 20 %, obteniendo así 3 estados de control conteo, relajación y parpadeo.

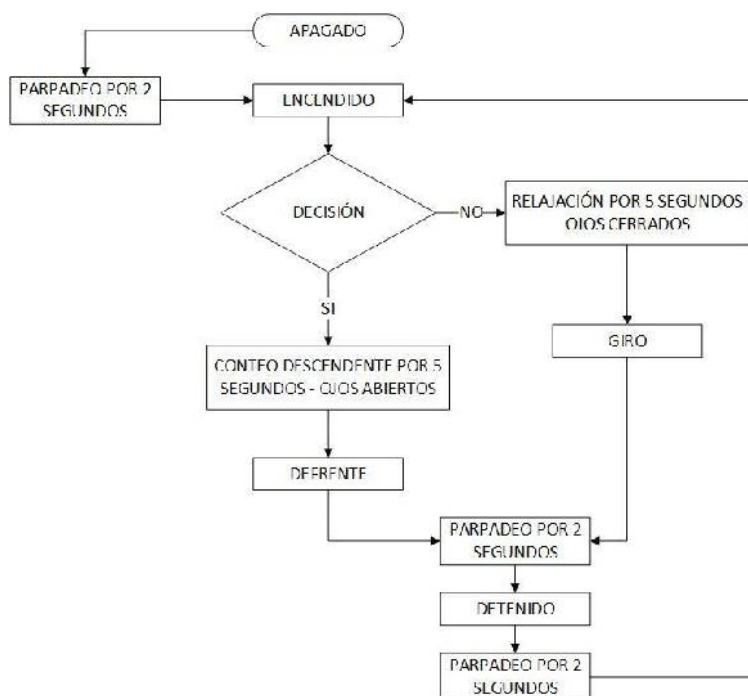
### 3.5 Implementación del sistema de control y protección



**Figura 3.42** Diagrama general de control.

La figura 3.42 representa el orden físico del control, el NeuroSky permite capturar las señales del cerebro e enviarlas inalámbricamente al bluetooth la cual es procesada en el arduino, luego pasa a la Raspberry pi que permite identificar la señal y da orden al IR2110 y este al IRF150N para de esta manera mover la silla de ruedas motorizada de manera correcta.

Para controlar la silla de ruedas motorizada defrente se utilizó la atención la cual se genera haciendo cálculo de manera descendente con los ojos abiertos por un tiempo de 5 segundos y para girarla la meditación para lo cual se cierra los ojos sin pensar en nada también 5 segundos y por último para encender y detener se utilizó el parpadeo con un tiempo de 2 segundos.



**Figura 3.43** Proceso de control.

Para la clasificación de las ondas cerebrales se utilizó una red neuronal backpropagation implementada en python mediante IDE Spyder 2.3.9, para el entrenamiento se utilizó 295 muestras, estos valores se guardaron en Excel 2016 luego importadas por la red para clasificarlas, este proceso demoró cerca de 2 horas.

**Tabla 3.1** Característica de la red neuronal empleada.

Característica	Valor
Tasa de aprendizaje	0.0025
Ciclos de aprendizaje	20000
Función de activación	Sigmoide Tangencial
Número de capas	3
Número de neuronas capa de entrada	22
Número de neuronas capa oculta	22
Número de neuronas capa de salida	4

Para proteger al paciente se ha utilizado sensores ultrasonicos HC-SR04 como se observa en la figura 3.42, permite medir la distancia, así evitar golpes y caídas por escaleras.



**Figura 3.44** Sensor inferior.



**Figura 3.45** Sensor superior.



**Figura 3.46** Sensor derecho.



**Figura 3.47** Sensor izquierdo.

Además el sistema cuenta con un asistente de voz, para indicar si esta encendido, apagado, operativo o detenido, si va hacia la derecha, izquierda o defrente. El mensaje operativo es cuando terminó de cargar los archivos necesarios para el correcto funcionamiento y poder clasificar correctamente las ondas cerebrales.

# 4 Pruebas y Resultados

---

## 4.1 Descripción de las pruebas

Se realizó tres pruebas para determinar el control de la silla de ruedas motorizada:

- Encendido-defrente-detenido.
- Encendido-derecha/izquierda-detenido.
- Encendido-media vuelta-detenido.

Las pruebas lo desarrollaron tres personas, dos ellas habían contribuido anteriormente en las pruebas para determinar las señales de control, se les permitió entrenarse durante 20 minutos para controlar sus niveles de meditación y atención a fin de adaptarse a la interfaz.

Las pruebas duraron un aproximado de 2 horas por persona, 20 veces cada prueba.



Primera persona:

**Tabla 4.1** Resultados de las pruebas primera persona.

Prueba	Correcto	Errado	Exactitud
Encendido-defrente-detenido	18	2	0.90
Encendido-derecha/izquierda-detenido	17	3	0.85
Encendido-media vuelta-detenido	17	3	0.85

Segunda persona:

**Tabla 4.2** Resultados de las pruebas segunda persona.

Prueba	Correcto	Errado	Exactitud
Encendido-defrente-detenido	19	1	0.95
Encendido-derecha/izquierda-detenido	17	3	0.85
Encendido-media vuelta-detenido	18	2	0.90

Tercera persona:

**Tabla 4.3** Resultados de las pruebas tercera persona.

Prueba	Correcto	Errado	Exactitud
Encendido-defrente-detenido	17	3	0.85
Encendido-derecha/izquierda-detenido	16	4	0.80
Encendido-media vuelta-detenido	16	4	0.80

## 4.2 Análisis de resultados

Las dos primeras personas han contribuido en las pruebas para determinar las señales de control , y la última sólo ha practicado 20 minutos, el estar más familiarizado con las pruebas da un mayor control sobre la silla de

ruedas, su exactitud es inferior a las otras dos personas.

**Tabla 4.4** Análisis de resultados de las pruebas.

Prueba	Número de veces	Correcto	Errado	Exactitud
Encendido-defrente-detenido	60	54	6	0.90
Encendido-derecha/izquierda-detenido	60	50	10	0.83
Encendido-media vuelta-detenido	60	51	9	0.85

Obteniendo el promedio de exactitud de las tres pruebas se obtiene un 0.86 para el control de la silla de ruedas motorizada.

## 5 Conclusiones

---

- Se logró diseñar y construir el control para una silla de ruedas motorizada de tal forma se mejoró la autonomía de los discapacitados.
- Se tuvo que realizar un estudio amplio sobre las señales EEG y de los componentes necesarios para realizar el control, permitiendo elegirlos de manera idónea.
- Se presentó dificultad en cuanto a la captación de los paquetes de datos enviados por el módulo TGAM1, causando problemas en el reconocimiento de los valores de las variables del EEG.
- Las pruebas funcionales y de campo fueron de mucha importancia para establecer los parámetros de implementación del control, así como el mejoramiento del algoritmo, la selección de las señales EEG y la eficacia de los dispositivos.
- La lógica diseñada para mover la silla: giro y adelante, permitió tener un alto desempeño.
- El grado de satisfacción que se obtuvo de las encuestas hacia las personas que utilizaron, manifiestan que es un buen sistema y es fácil de generar las señales de control.

# Índice de Figuras

---

1.1	Causas de las discapacidades físicas	4
2.1	Dispositivo móvil EEG de EMOTIV	7
2.2	Silla de ruedas controlada por ondas cerebrales	8
2.3	Estructura de una neurona humana	8
2.4	Sinapsis química	10
2.5	Sinapsis eléctrica	11
2.6	Ondas cerebrales	12
2.7	Elementos de un sistema BCI	12
2.8	Modelo de McCulloch-Pitts para una neurona artificial	16
2.9	Modulo ThinkGear de NeuroSky	18
3.1	Dispositivo Myndplay de NeuroSky	22
3.2	Partes del dispositivo Myndplay	23
3.3	Conexión Arduino-Myndplay	23
3.4	Conexión Arduino-Myndplay	24
3.5	Conexión Arduino-Myndplay	24
3.6	Conexión Arduino-Myndplay	25
3.7	Estructura del paquete de la trama	25
3.8	Encabezado del paquete de la trama	26
3.9	Códigos de la carga de datos	26
3.10	Bytes de sincronización	27
3.11	Checksum	28
3.12	Ejemplo	28

3.13	Conexión Bluetooth HC 05 - Arduino	29
3.14	Bluetooth HC-05	30
3.15	Inclusion de la librería y configuramos de los pines de Transmisión(Tx) y Recepción(Rx)	30
3.16	Configuraciones	30
3.17	Bytes de sincronización	31
3.18	Carga útil y verificación	31
3.19	Obtenemos atención, meditación y ondas cerebrales	31
3.20	Software en Python para guardar las muestras	32
3.21	Red neuronal backpropagation	33
3.22	Algoritmo de una red backpropagation	34
3.23	Diagrama de alimentación	35
3.24	MOSFET IRFP150N	36
3.25	Driver IR2110	37
3.26	Motor	37
3.27	Regulador de 5 voltios	38
3.28	Regulador de 9 voltios	38
3.29	Alimentación para el miniordenador Raspberry pi	39
3.30	Circuito de control para el motor	39
3.31	Fuente de voltaje de 5v y 9v	40
3.32	Alimentación para el miniordenador Raspberry Pi	40
3.33	Circuito de control para los motores	41
3.34	Mover a la derecha	41
3.35	Mover a la izquierda	42
3.36	Onda meditación y atención	42
3.37	Muestras de las 8 ondas cerebrales	43
3.38	Muestras de las 8 ondas cerebrales	44
3.39	Onda meditación y atención	44
3.40	Onda de conteo	45
3.41	Onda de relajación	45
3.42	Diagrama general de control	46
3.43	Proceso de control	47
3.44	Sensor inferior	48
3.45	Sensor superior	48
3.46	Sensor derecho	49
3.47	Sensor izquierdo	49

---

1	Modelo de encuesta	65
2	Encuesta a persona 01	66
3	Encuesta a persona 02	67
4	Encuesta a persona 03	68
5	Encuesta a persona 04	69
6	Encuesta a persona 05	70

# Índice de Tablas

---

2.1	BCI endógenos y exógenos	14
3.1	Característica de la red neuronal empleada	47
4.1	Resultados de las pruebas primera persona	51
4.2	Resultados de las pruebas segunda persona	51
4.3	Resultados de las pruebas tercera persona	51
4.4	Análisis de resultados de las pruebas	52

# Bibliografía

---

- [Angela Bernardo, 2014] Angela Bernardo (2014). Este chip cerebral podría ayudar a revivir un brazo paralizado. <http://blogthinkbig.com/este-chip-cerebral-podria-ayudar-revivir-un-brazo-paralizado>.
- [Cruz, 2010] Cruz, P. P. (2010). *Inteligencia Artificial con aplicaciones a la Ingeniería*. Alfaomega.
- [DEL R. MILLÁN et al., 2008] DEL R. MILLÁN, J., Ferrez, P. W., Galán, F., Lew, E., and Chavarriaga, R. (2008). Non-invasive brain-machine interaction. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 22(05):959–972.
- [DNegri and De Vito, 2006] DNegri, C. E. and De Vito, E. L. (2006). Introducción al razonamiento aproximado: lógica difusa. *Revista Argentina de medicina respiratoria*, 4:126–136.
- [Erik Zamora Gómes, 2015] Erik Zamora Gómes (2015). Redes Neuronales - 5.2 Algoritmo de Retropropagación - Hackeando Tec. <https://www.youtube.com/watch?v=ntmlr0daamQ>.
- [García, 2012] García, M. M. (2012). Diseño y control de un robot mediante interfaz cerebro-máquina usando la tecnología ssvep.
- [Gentiletti et al., 2007] Gentiletti, G. G., Tabernig, C. B., and Acevedo, R. C. (2007). Interfaces cerebro computadora: Definición, tipos y estado actual. In *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*



- 2007, *Bioengineering Solutions for Latin America Health*, pages 1117–1121. Springer.
- [Gutiérrez-Martínez et al., 2013] Gutiérrez-Martínez, J., Cantillo-Negrete, J., Cariño-Escobar, R. I., and Elías-Viñas, D. (2013). Los sistemas de interfaz cerebro-computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora. *Investigación en Discapacidad*, 2(2):62–69.
- [Inei.gob.pe, 2017] Inei.gob.pe (2017). En el Perú 1 millón 575 mil personas presentan algún tipo de discapacidad. <https://www.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-peru-1-millon-575-mil-personas-presentan-alg/>.
- [Matich, 2001] Matich, D. J. (2001). Redes neuronales: Conceptos básicos y aplicaciones. *Cátedra de Informática Aplicada a la Ingeniería de Procesos–Orientación I*.
- [Miangolarra Page,J. C., 2017] Miangolarra Page,J. C. (2017). Sillas de ruedas motorizadas o de tracción electromecánica. <http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-sillas-ruedas-motorizadas-o-traccion-13004967>.
- [NeuroSy, 2010] NeuroSy (2010). Mindset communications protocol. 1(1):1–19.
- [O Chávez, 2012] O Chávez, J. (2012). *Interfaz Cerebro – Computadora para el Control de un Cursor Basada en Ondas Cerebrales*. Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa.
- [Percibir.wikispaces.com, 2017] Percibir.wikispaces.com (2017). percibir-Comunicación neuronal. <https://percibir.wikispaces.com/Comunicaci%C3%B3n+neuronal>.
- [Roberto Hornero Sánchez, 2013] Roberto Hornero Sánchez (2013). Brain Computer Interface for cognitive training and domotic assistance against the effects of ageing (BCIAgeing).
- [Rodríguez-Piñero, 2016] Rodríguez-Piñero, P. T. (2016). *Introducción a los algoritmos genéticos y sus aplicaciones*.

- [Rodríguez-Bermúdez et al., 2013] Rodríguez-Bermúdez, G., García-Laencina, P. J., Brizion, D., and Roca-Dorda, J. (2013). Adquisición, procesamiento y clasificación de señales eeg para diseño de sistemas bci basados en imaginación de movimiento. *Revista V Jornadas de introducción a la investigación de la UPCT (1888-8356)*, 6.

# Índice alfabético

---

- Algoritmos genéticos., 14
- Anaconda, 23, 32
- Arduino, 23
- asíncrono, 25
- atención, 30
  
- Baud Rate, 23
- BCI, 7
- bit, 27
- Bluetooth, 23
- bytes, 27
  
- Carga de datos, 26
- Checksum, 26, 27
- Clave de autenticación, 23
  
- descenso por gradiente, 33
  
- EEG, 18
- electroencefalográficas, 22
- EMOTIV, 7
- endógenas, 14
- entrenamiento, 33
- erro cuadrático, 33
  
- exógenas, 14
- Excel, 32
  
- función activación, 33
  
- GND, 18
  
- Header, 25
- hexadecimal, 28
  
- IA, 14
- IDE, 32
- IGBT, 36
- Inteligencia Artificial, 14
  
- Lógica difusa., 14
  
- Matlab, 32
- meditación, 30
- MOSFET, 36
- MyndPlay, 22
- Myndplay, 24
  
- neurona, 8
  
- NeuroSky, 7, 17, 22
- neurotecnología, 7
  
- ondas cerebrales, 30
  
- Payload, 26
- Python, 23
- Python(x,y), 32
  
- Recepción, 30
- Redes Neuronales Artificiales., 14
- REF, 18
  
- sensibilidad, 33
- silla de ruedas, 33
- sincronización, 25, 27
- sistema, 28
- Spider, 32
  
- ThinKGear, 17
- Transmisión, 30
  
- WinPython, 32

# Glosario

---

## A

**AG** Algoritmos genéticos, p. 16.

**AT** Abreviatura de attention, p. 29.

## B

**BCI** Brain-Computer Interface., p. 7.

## C

**COM** Puerto serial, puerto COM, puerto de comunicaciones y puerto RS-232, hacen referencia al mismo puerto, se llama así, porque permite el envío de datos uno detrás del otro., p. 25.

**CSIC** Consejo Superior de Investigaciones Científicas, p. 2.

## E

**EEG** Electroencefalograma ., p. 7.

## I

**IA** Inteligencia Artificial, p. 14.

**IDE** Entorno de Desarrollo Interactivo, p. 23.

**P**

**Python** Lenguaje de programación interpretado de propósito general, p. 32.

**R**

**RNA** Redes Neuronales Artificiales, p. 16.

**T**

**TTL** transistor-transistor logic ., p. 18.

**U**

**UART** Universal Asynchronous Receiver-Transmitter ., p. 18.

**USB** Universal Serial Bus, p. 25.

# Anexo

---



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO  
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS  
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



## PROYECTO DE TESIS

### ENCUESTA PARA DETERMINAR EL GRADO DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO SOBRE EL CONTROL DE SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA BASADA EN SEÑALES EEG PARA PERSONAS CON SEVERA DISCAPACIDAD EN EL HOSPITAL REGIONAL DE LAMBAYEQUE

**INDICACIONES:** LEA CUIDADOSAMENTE CADA PREGUNTA Y MARQUE CON UN ASPA (X) LA ALTERNATIVA QUE CONSIDERE CORRECTA.

1. EL PORTAR UN CASCO CEREBRAL CONSIDERAS QUE ES:

- ☐ Incómodo.
- ☐ Adecuada.
- ☐ Indiferente.

2. LA GENERACIÓN DE SEÑALES PARA CONTROLAR LA SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA ES:

- ☐ Tedioso
- ☐ Fácil

3. ¿CUÁL ES EL GRADO DE SATISFACCION CON EL SISTEMA?

- ☐ Malo
- ☐ Regular
- ☐ Bueno
- ☐ Excelente

4. ¿RECOMENDARIAS NUESTRO SISTEMA?

- ☐ Si
- ☐ No

**Figura 1** Modelo de encuesta.



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO  
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS  
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



## PROYECTO DE TESIS

### ENCUESTA PARA DETERMINAR EL GRADO DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO SOBRE EL CONTROL DE SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA BASADA EN SEÑALES EEG PARA PERSONAS CON SEVERA DISCAPACIDAD EN EL HOSPITAL REGIONAL DE LAMBAYEQUE

**INDICACIONES:** LEA CUIDADOSAMENTE CADA PREGUNTA Y MARQUE CON UN ASPA (X) LA ALTERNATIVA QUE CONSIDERE CORRECTA.

1. EL PORTAR UN CASCO CEREBRAL CONSIDERAS QUE ES:

- ☒ Incómodo.  
☐ Adecuada.  
☐ Indiferente.

2. LA GENERACIÓN DE SEÑALES PARA CONTROLAR LA SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA ES:

- ☐ Tedioso  
☒ Fácil

3. ¿CUÁL ES EL GRADO DE SATISFACCIÓN CON EL SISTEMA?

- ☐ Malo  
☐ Regular  
☒ Bueno  
☐ Excelente

4. ¿RECOMENDARÍAS NUESTRO SISTEMA?

- ☒ Sí  
☐ No

**Figura 2** Encuesta a persona 01 .





UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO  
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS  
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



## PROYECTO DE TESIS

**ENCUESTA PARA DETERMINAR EL GRADO DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO SOBRE EL CONTROL  
DE SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA BASADA EN SEÑALES EEG PARA PERSONAS CON SEVERA  
DISCAPACIDAD EN EL HOSPITAL REGIONAL DE LAMBAYEQUE**

**INDICACIONES:** LEA CUIDADOSAMENTE CADA PREGUNTA Y MARQUE CON UN ASPA (X) LA ALTERNATIVA QUE CONSIDERE CORRECTA.

1. EL PORTAR UN CASCO CEREBRAL CONSIDERAS QUE ES:

☒ Incómodo.

☐ Adecuada.

☐ Indiferente.

2. LA GENERACIÓN DE SEÑALES PARA CONTROLAR LA SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA ES:

☒ Tedioso

☐ Fácil

3. ¿CUÁL ES EL GRADO DE SATISFACCIÓN CON EL SISTEMA?

☐ Malo

☒ Regular

☐ Bueno

☐ Excelente

**Figura 3** Encuesta a persona 02 .



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO  
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS  
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



## PROYECTO DE TESIS

**ENCUESTA PARA DETERMINAR EL GRADO DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO SOBRE EL CONTROL  
DE SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA BASADA EN SEÑALES EEG PARA PERSONAS CON SEVERA  
DISCAPACIDAD EN EL HOSPITAL REGIONAL DE LAMBAYEQUE**

**INDICACIONES:** LEA CUIDADOSAMENTE CADA PREGUNTA Y MARQUE CON UN ASPA (X) LA ALTERNATIVA QUE CONSIDERE CORRECTA.

1. EL PORTAR UN CASCO CEREBRAL CONSIDERAS QUE ES:

☐ Incómodo.

☐ Adecuada.

☒ Indiferente.

2. LA GENERACIÓN DE SEÑALES PARA CONTROLAR LA SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA ES:

☐ Tedioso

☒ Fácil

3. ¿CUÁL ES EL GRADO DE SATISFACCIÓN CON EL SISTEMA?

☐ Malo

☐ Regular

☒ Bueno

☐ Excelente

4. ¿RECOMENDARÍAS NUESTRO SISTEMA?

☒ Sí

☐ No

**Figura 4** Encuesta a persona 03 .



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO  
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS  
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



## PROYECTO DE TESIS

ENCUESTA PARA DETERMINAR EL GRADO DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO SOBRE EL CONTROL  
DE SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA BASADA EN SEÑALES EEG PARA PERSONAS CON SEVERA  
DISCAPACIDAD EN EL HOSPITAL REGIONAL DE LAMBAYEQUE

INDICACIONES: LEA CUIDADOSAMENTE CADA PREGUNTA Y MARQUE CON UN ASPA (X) LA  
ALTERNATIVA QUE CONSIDERE CORRECTA.

1. EL PORTAR UN CASCO CEREBRAL CONSIDERAS QUE ES:

☐ Incómodo.

☐ Adecuada.

☒ Indiferente.

2. LA GENERACIÓN DE SEÑALES PARA CONTROLAR LA SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA ES:

☐ Tedioso

☒ Fácil

3. ¿CUÁL ES EL GRADO DE SATISFACCIÓN CON EL SISTEMA?

☐ Malo

☐ Regular

☒ Bueno

☐ Excelente

4. ¿RECOMENDARÍAS NUESTRO SISTEMA?

☒ Si

☐ No

Figura 5 Encuesta a persona 04 .



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO  
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS  
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



## PROYECTO DE TESIS

### ENCUESTA PARA DETERMINAR EL GRADO DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO SOBRE EL CONTROL DE SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA BASADA EN SEÑALES EEG PARA PERSONAS CON SEVERA DISCAPACIDAD EN EL HOSPITAL REGIONAL DE LAMBAYEQUE

**INDICACIONES:** LEA CUIDADOSAMENTE CADA PREGUNTA Y MARQUE CON UN ASPA (X) LA ALTERNATIVA QUE CONSIDERE CORRECTA.

1. EL PORTAR UN CASCO CEREBRAL CONSIDERAS QUE ES:

☐ Incómodo.

☒ Adecuada.

☐ Indiferente.

2. LA GENERACIÓN DE SEÑALES PARA CONTROLAR LA SILLA DE RUEDAS MOTORIZADA ES:

☐ Tedioso

☒ Fácil

3. ¿CUÁL ES EL GRADO DE SATISFACCIÓN CON EL SISTEMA?

☐ Malo

☐ Regular

☒ Bueno

☐ Excelente

4. ¿RECOMENDARÍAS NUESTRO SISTEMA?

☒ Si

☐ No

**Figura 6** Encuesta a persona 05 .