

UNIVERSIDAD MAYOR DE SAN ANDRÉS
FACULTAD DE CIENCIAS PURAS Y NATURALES
CARRERA DE INFORMÁTICA



TESIS DE GRADO

**“SISTEMA DE CONTROL AUTOMÁTICO PARA UNA SILLA DE
RUEDAS BASADO EN UNA INTERFACE CEREBRO ORDENADOR”**

PARA OPTAR AL TÍTULO DE LICENCIATURA EN INFORMÁTICA

MENCIÓN: INGENIERÍA DE SISTEMAS INFORMÁTICOS

POSTULANTE: GROVER CONDORI QUISPE

TUTOR METODOLÓGICO: M.Sc. ALDO RAMIRO VALDEZ ALVARADO

ASESOR: Ph.D. YOHONI CUENCA SARZURI

LA PAZ – BOLIVIA
2016



**UNIVERSIDAD MAYOR DE SAN ANDRÉS
FACULTAD DE CIENCIAS PURAS Y NATURALES
CARRERA DE INFORMÁTICA**



LA CARRERA DE INFORMÁTICA DE LA FACULTAD DE CIENCIAS PURAS Y NATURALES PERTENECIENTE A LA UNIVERSIDAD MAYOR DE SAN ANDRÉS AUTORIZA EL USO DE LA INFORMACIÓN CONTENIDA EN ESTE DOCUMENTO SI LOS PROPÓSITOS SON ESTRICTAMENTE ACADÉMICOS.

LICENCIA DE USO

El usuario está autorizado a:

- a) visualizar el documento mediante el uso de un ordenador o dispositivo móvil.
- b) copiar, almacenar o imprimir si ha de ser de uso exclusivamente personal y privado.
- c) copiar textualmente parte(s) de su contenido mencionando la fuente y/o haciendo la referencia correspondiente respetando normas de redacción e investigación.

El usuario no puede publicar, distribuir o realizar emisión o exhibición alguna de este material, sin la autorización correspondiente.

TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. EL USO NO AUTORIZADO DE LOS CONTENIDOS PUBLICADOS EN ESTE SITIO DERIVARA EN EL INICIO DE ACCIONES LEGALES CONTEMPLADOS EN LA LEY DE DERECHOS DE AUTOR.

DEDICATORIA

A Dios quien me dio sabiduría, y me mostró que la fuerza está en él. A mis padres y hermanos que con su incondicional apoyo no hubiera sido posible este trabajo. A mi tutor y asesor por brindarme su apoyo.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mi asesor: Ph.D. Yohoni Cuenca Sarzuri Choque por la comprensión y tiempo que le dedico a mi proyecto de investigación por los consejos que me dio en el momento preciso sobre todo por los comentarios que enriquecieron mi trabajo de investigación.

Quiero agradecer a mi tutor metodológico M. Sc. Aldo Ramiro Valdez Alvarado por la orientación el apoyo la motivación y las recomendaciones.

Agradecer a Lic. David Reynaldo Fernandez por los consejos y apoyo en cuanto a organización de circuitos electrónicos de forma organizada en cuanto a documentación sobre todo por el tiempo brindado para este proyecto.

Un agradecimiento muy especial a todos mis familiares por el apoyo la confianza que depositaron en mi persona permitiéndome lograr la culminación de este proyecto de investigación.

Finalmente quiero agradecer a mis hermanas Ruth por brindarme su atención y la paciencia que supo darme. Jhenny y Ever por la comprensión en momentos de dedicación a mi familia y sobre todo a mis padres Walter Condori, Julia Quispe y a mi tía Deonisia que me inculcaron la perseverancia de seguir adelante no importa lo pase, gracias a mis compañeros de la carrera de informática.

RESUMEN

La Informática y la Medicina actualmente es un área en desarrollo en todo el mundo, en particular en nuestro país recién se está realizando la aplicación e investigación en nuestros hospitales y entidades relacionadas a la salud, tanto en el desarrollo del software como en el diseño de prototipos o equipos en el área de electromedicina para facilitar procesos y mejora en el avance de esta.

El presente trabajo de tesis demuestra que el uso de una interface cerebro ordenador basado en pulsos electromagnéticos hace que el sistema de control automático de un prototipo de silla de ruedas pueda desplazarse en su entorno.

La actividad cerebral (Fenómeno Neuronal), como la unión de neuronas produce ondas electromagnéticas, estas son adquiridas por sensores como los electrodos que son conductores eléctricos, estas ondas se amplifican y se hacen una conversión de señales análogo a señales digital, estas señales digitales van a un proceso de cancelación de ruido, de este se obtiene las características necesarias de estimulaciones e inmediatamente se transmite estas características a una aplicación con una interface de control que vendría a ser la interface de usuario.

La interface de usuario ayudará a realizar entrenamientos y visualización de las ondas cerebrales y este se comunicará mediante la comunicación bluetooth al sistema de control.

El sistema de control realizado en arduino que recibe la información ejecuta las ordenes y se lo manda a los actuadores que vendrían siendo nuestros motores esto para que se ejecute el desplazamiento.

Palabras clave: Medicina, Electromedicina, Neuronal, Ondas Electromagnéticas, Señales análogo, Señales digital, bluetooth, control, Actuador.

ABSTRACT

Informatics and Medicine is currently a developing area throughout the world, in particular in our country, the application and research in our hospitals and health-related entities is being carried out, both in software development and in the design of Prototypes or teams in the area of electromedicine to facilitate processes and improvement in the progress of this.

The present work of thesis shows that the use of a computer brain interface based on electromagnetic pulses makes the automatic control system of a prototype wheelchair can move around in its surroundings.

The brain activity (Neuronal Phenomenon), as the union of neurons produces electromagnetic waves, these are acquired by sensors like the electrodes that are electric conductors, these waves are amplified and they do a conversion of signals analogous to digital signals, these digital signals go To a noise cancellation process, it obtains the necessary characteristics of stimulations and immediately transmits these characteristics to an application with a control interface that would become the user interface.

The user interface will help to carry out training and visualization of the brainwaves and this will be communicated through the bluetooth communication to the control system.

The control system made in arduino that receives the information executes the orders and it is sent to the actuators that would come being our motors this so that the displacement is executed.

Key words: Medicine, Electromedicine, Neuronal, Electromagnetic waves, Analog signals, Digital signals, bluetooth, control, Actuator.

ÍNDICE

| | |
|--|----|
| CAPÍTULO 1 | 1 |
| MARCO PRELIMINAR | 1 |
| 1.1. INTRODUCCIÓN | 1 |
| 1.2. ANTECEDENTES | 2 |
| 1.3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 5 |
| 1.3.1. PROBLEMA CENTRAL..... | 5 |
| 1.3.2. PROBLEMAS SECUNDARIOS..... | 6 |
| 1.4. DEFINICIÓN DE OBJETIVOS..... | 7 |
| 1.4.1. OBJETIVO GENERAL | 7 |
| 1.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... | 7 |
| 1.5. HIPÓTESIS | 7 |
| 1.5.1. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES | 7 |
| 1.6. JUSTIFICACIÓN | 8 |
| 1.6.1. JUSTIFICACIÓN ECONÓMICA | 8 |
| 1.6.2. JUSTIFICACIÓN SOCIAL | 8 |
| 1.6.3. JUSTIFICACIÓN CIENTÍFICA | 8 |
| 1.7. ALCANCES Y LÍMITES..... | 8 |
| 1.7.1. ALCANCES..... | 8 |
| 1.7.2. LÍMITES | 9 |
| 1.8. APORTES..... | 9 |
| 1.8.1. PRÁCTICO | 9 |
| 1.8.2. TEÓRICO | 9 |
| 1.9. METODOLOGÍA | 10 |
| | |
| CAPÍTULO 2 | 11 |
| MARCO TEÓRICO | 11 |
| 2.1. SISTEMAS AUTOMÁTICOS | 11 |

| | |
|--|----|
| 2.1.1 MÉTODOS DE SISTEMAS AUTOMÁTICOS..... | 11 |
| 2.2. MÉTODO EN V | 12 |
| 2.2.1. NIVELES DE LA METODOLOGÍA EN V | 13 |
| 2.2.2. FACES DE LA METODOLOGÍA EN V | 14 |
| 2.3. NEURONA..... | 15 |
| 2.3.1. ESTRUCTURA NEURONAL..... | 16 |
| 2.3.2. TERMINALES NERVIOSOS | 17 |
| 2.4. SEÑALES ANÁLOGAS Y DIGITALES | 18 |
| 2.4.1. SEÑALES ANÁLOGAS | 18 |
| 2.4.2. SEÑALES DIGITALES | 18 |
| 2.5. ELECTRODOS | 18 |
| 2.5.1. SISTEMAS DE POSICIONAMIENTO DE LOS ELECTRODOS SUPERFICIALES..... | 20 |
| 2.6. NEUROSKY MINDWAVE | 21 |
| 2.7. ARDUINO | 21 |
| 2.7.1. INTRODUCCIÓN ARDUINO | 21 |
| 2.7.2. SOFTWARE PARA ARDUINO | 22 |
| 2.7.3. BENEFICIOS DE ARDUINO | 22 |
| 2.7.4. ARDUINO UNO..... | 23 |
| 2.7.4.1. ENTRADAS Y SALIDAS DE ARDUINO UNO..... | 23 |
| 2.7.4.2 UNIVERSAL SERIAL BUS USB | 24 |
| 2.7.5. COMUNICACIÓN | 25 |
| 2.7.6. PROTECCIÓN CONTRA SOBRE TENSIONES EN EL USB..... | 26 |
| 2.8. SILLA DE RUEDAS | 26 |
| 2.8.1. HISTORIA DE LA SILLA DE RUEDA | 27 |
| 2.9. ESTRUCTURA BÁSICA DE UN BCI (BRAIN COMPUTER INTERFACE)..... | 28 |
| 2.9.1. ONDAS CEREBRALES | 29 |
| 2.9.2. TIPOS DE ONDAS CEREBRALES | 30 |
| 2.9.3. FILTRADO DIGITAL..... | 31 |

| | |
|--|----|
| 2.10. TRANSFORMADA DE WAVELET | 31 |
| 2.10.1. ANÁLISIS MULTIRESOLUCIÓN CON WAVELETS..... | 32 |
| 2.10.2. CRITERIOS DE UMBRAL..... | 33 |
| 2.10.3. VALOR DEL UMBRAL..... | 33 |
| 2.10.4. APLICACIONES DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET | 34 |
| FUENTE: LUNA, (2014)..... | 34 |
| | |
| CAPÍTULO 3 | 36 |
| MARCO APLICATIVO | 36 |
| 3.1. INTRODUCCIÓN | 36 |
| 3.2. FASE DE ESPECIFICACIÓN | 37 |
| 3.2.1. INGENIERÍA DE REQUERIMIENTOS | 38 |
| 3.2.1.1. REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE | 38 |
| 3.2.1.2. REQUERIMIENTOS DEL SOFTWARE..... | 41 |
| 3.3. FASE FUNCIONAL..... | 41 |
| 3.3.1 DISEÑO GLOBAL DEL SISTEMA | 41 |
| 3.4. FASE DE DISEÑO..... | 42 |
| 3.4.1. DISEÑO DE SOFTWARE | 43 |
| 3.4.1.1. SEÑALES EMITIDAS POR EL CEREBRO | 43 |
| 3.4.1.2. COMUNICACIÓN NEUROSKY MINDWAVE A LA COMPUTADORA | 44 |
| 3.4.1.3. VERIFICACIÓN DE NEUROSKY MINDWAVE Y COMPUTADORA | 45 |
| 3.4.1.4. ADQUISICIÓN DE DATOS DEL NEUROSKY | 46 |
| 3.4.1.5. VERIFICACIÓN DE ESTADOS..... | 47 |
| 3.4.1.6. VERIFICACIÓN DE ESTADO ADELANTE..... | 48 |
| 3.4.1.7. VERIFICACIÓN DE ESTADO ATRÁS..... | 49 |
| 3.4.1.8. VERIFICACIÓN DE ESTADO IZQUIERDA | 49 |
| 3.4.1.9. VERIFICACIÓN DE ESTADO DERECHA | 49 |
| 3.4.2. DISEÑO DEL HARDWARE | 50 |

| | |
|--|--------|
| 3.4.2.1. SISTEMA AUTOMÁTICO | 50 |
| 3.4.2.2. METODOLOGÍA SISTEMA DE CONTROL | 50 |
| 3.4.2.3. FASE DE MODELADO | 51 |
| 3.4.2.4. FASE DE SISTEMA DE CONTROL..... | 51 |
| 3.4.2.5. FASE DE IMPLEMENTACIÓN..... | 53 |
| 3.4.2.6. CONEXIÓN MÓDULO BLUETOOTH A ARDUINO | 54 |
| 3.4.2.7. CONEXIÓN DRIVER VNH2SP30 A ARDUINO | 54 |
| 3.5. CODIFICACIÓN..... | 56 |
| 3.5.1 ALGORITMOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS | 56 |
| 3.5.2. VENTANA PRINCIPAL..... | 57 |
| 3.5.3. PANEL DE CONTROL..... | 57 |
| 3.5.4. BOTÓN PLAY..... | 58 |
| 3.5.5. VENTANA AYUDA | 59 |
| 3.6. TEST DE DISEÑO | 59 |
| 3.6.1. TEST DE HARDWARE..... | 59 |
| 3.6.1.1. VERIFICACIÓN DEL ARDUINO Y EL MÓDULO BLUETOOTH | 60 |
| 3.6.1.2. INTERFACE ARDUINO DRIVER VNH2SP30..... | 61 |
| 3.6.1.3. INTERFACE DRIVER VNH2SP30 Y MOTORES SF550..... | 61 |
| 3.6.2. TEST DE SOFTWARE | 63 |
| 3.7. TEST DE INTEGRACIÓN | 64 |
| 3.8. TEST OPERACIONAL DEL SISTEMA..... | 65 |
| CAPÍTULO 4 | 66 |
| PRUEBA DE HIPÓTESIS | 66 |
| 4.1. RECOLECCIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS..... | 66 |
| 4.2. DEMOSTRACIÓN DE LA HIPÓTESIS | 74 |
| 4.3. COSTO DEL CONTROLADOR DEL SISTEMA DE CONTROL AUTOMÁTICO PARA UN PROTOTIPO DE SILLA DE RUEDAS | 74 |

| | |
|--------------------------------------|----|
| CAPÍTULO 5 | 75 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES | 75 |
| 5.1. CONCLUSIONES | 75 |
| 5.2. RECOMENDACIONES..... | 75 |
| BIBLIOGRAFÍA..... | 77 |
| GLOSARIO..... | 81 |
| ANEXOS..... | 84 |
| ANEXO A – ÁRBOL DE PROBLEMAS | |
| ANEXO B – ÁRBOL DE OBJETIVOS | |
| ANEXO C – MARCO LÓGICO | |
| ANEXO D – HOJA DE EVALUACIÓN | |

ÍNDICE DE TABLAS

| | | |
|------------|--|----|
| Tabla 3.1: | Proceso del prototipo en cuanto a software..... | 38 |
| Tabla 3.2: | Proceso del prototipo en cuanto a hardware..... | 38 |
| Tabla 3.3: | Materiales y módulos eléctricos..... | 39 |
| Tabla 3.4: | Documento de prueba de software..... | 64 |
| Tabla 3.5: | Documento de prueba de integración..... | 64 |
| Tabla 3.6: | Documento de prueba operacional del sistema..... | 65 |
| Tabla 4.1: | Tabla evaluación caso Dr. Raul Miranda..... | 71 |
| Tabla 4.2: | Tabla evaluación caso Enf. Camille Guilton..... | 72 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | | |
|-------------|---|----|
| Figura 2.1: | Niveles de la Metodología en V..... | 13 |
| Figura 2.2: | Estructura neuronal..... | 16 |
| Figura 2.3: | Sinapsis entre terminales nerviosos..... | 17 |
| Figura 2.4: | (a). Vista de perfil. (b). Vista superior. Fp, punto frontal polar; O, punto occipital..... | 20 |
| Figura 2.5: | (a).Vista de perfil. (b).Vista superior. Situación de los electrodos A1 y A2..... | 20 |
| Figura 2.6: | Funcionamiento Brain-Computer Interface (BCI)..... | 29 |
| Figura 2.7: | Tipos de ondas cerebrales e intervalo de frecuencias de las mismas.... | 30 |
| Figura 2.8: | Esquema de reducción de ruido Caracterización..... | 34 |
| Figura 3.1: | Metodología en V..... | 36 |
| Figura 3.2: | Esquema de diseño del sistema..... | 41 |
| Figura 3.3: | Diseño en detalle..... | 42 |
| Figura 3.4: | Señales análogas emitidas por el cerebro..... | 43 |
| Figura 3.5: | Neurosky mindwave..... | 44 |
| Figura 3.6: | Configuración y vinculación de neurosky mindwave..... | 45 |

| | | |
|--------------|--|----|
| Figura 3.7: | Verificación neurosky..... | 45 |
| Figura 3.8: | Dispositivo por partes neurosky..... | 46 |
| Figura 3.9: | Grafica de neurosky en matlab..... | 46 |
| Figura 3.10: | Esquema de reducción de ruido..... | 47 |
| Figura 3.11: | Señal transformada con wavelet..... | 48 |
| Figura 3.12: | Electroencefalograma hacia adelante..... | 48 |
| Figura 3.13: | Electroencefalograma hacia atrás..... | 49 |
| Figura 3.14: | Electroencefalograma hacia la izquierda..... | 49 |
| Figura 3.15: | Electroencefalograma hacia la derecha..... | 50 |
| Figura 3.16: | Eliminación de ruido..... | 51 |
| Figura 3.17: | Modelo sistema de control general..... | 51 |
| Figura 3.18: | Direccionamiento en sistema de control..... | 52 |
| Figura 3.19: | Sistema de control..... | 52 |
| Figura 3.20: | Base del prototipo y posiciones de las ruedas..... | 53 |
| Figura 3.21: | Conexión Bluetooth a Arduino..... | 54 |
| Figura 3.22: | Conexión arduino con driver VNH2SP30..... | 55 |
| Figura 3.23: | Typical application circuit for DC to 20 kHz PWM operation short circuit protección..... | 55 |
| Figura 3.24: | Algoritmo de conexión..... | 56 |
| Figura 3.25: | Algoritmo de adquisición de datos..... | 56 |
| Figura 3.26: | Menú ventana principal..... | 57 |
| Figura 3.27: | Control y entrenador..... | 58 |
| Figura 3.28: | Panel indicador de movimiento..... | 58 |
| Figura 3.29: | Ventana ayuda..... | 59 |
| Figura 3.30: | Esquema general de hardware..... | 59 |
| Figura 3.31: | Verificación arduino y modulo bluetooth..... | 60 |
| Figura 3.32: | Verificación de arduino y driver VNH2SP30..... | 61 |
| Figura 3.33: | Motores sf550..... | 62 |

| | | |
|--------------|---|----|
| Figura 3.34: | Base con ruedas de dirección..... | 62 |
| Figura 3.35: | Base con ruedas vista de perfil..... | 62 |
| Figura 3.36: | Base con ruedas vista de posterior..... | 63 |
| Figura 3.37: | Base con las ruedas vista de superior..... | 63 |
| Figura 4.1: | Neurosky mindwave encendido..... | 66 |
| Figura 4.2: | Posicionamiento en la cabeza del neurosky mindwave..... | 66 |
| Figura 4.3: | Ejecución de la aplicación..... | 67 |
| Figura 4.4: | Emparejamiento mediante identificador único MAC..... | 67 |
| Figura 4.5: | Ventana principal..... | 68 |
| Figura 4.6: | Panel de control..... | 68 |
| Figura 4.7: | Panel de control de dirección..... | 69 |
| Figura 4.8: | Primer prototipo de silla de ruedas..... | 69 |
| Figura 4.9: | Segundo prototipo de silla de ruedas..... | 70 |
| Figura 4.10: | (a), caso Enfermera Camille. (b), caso Doctor Raul..... | 73 |

CAPÍTULO 1

MARCO PRELIMINAR

1.1. INTRODUCCIÓN

Desde el momento en que un ser humano nace, la interacción con el entorno que lo rodea se produce a través de dos vías, una sensorial destinada a la percepción de dicho entorno, y la otra motora, con la que se modifica dicho entorno a través de movimientos, mediante un proceso de aprendizaje, esto hace que se formen canales y bucles de señales electroquímicas que permiten la adquisición de información del entorno exterior, como el control de los músculos con los que modifica dicho entorno.

En consecuencia la necesidad de movimiento impide que personas que hayan sufrido algún tipo de accidente traumático, que afecte a su capacidad de movimiento, o con trastornos neuronales que se manifiestan en episodios de bloqueo o parálisis muscular, puedan hacer uso de dichos mecanismos de comunicación, sin embargo mantiene intacto su sensación corporal, vista y oído, así como su capacidades cognitivas.

Por ello en 1920, el Dr. Hans Berger demostró la existencia de variaciones de potenciales eléctricos en el cerebro asociados a diferentes estados, la comunidad científica ha buscado el modo de aplicar dicho descubrimiento para obtener una vía de comunicación más directa entre el cerebro humano y dispositivos mecánicos externos.¹

En este presente trabajo se manejará los conceptos mencionados para que personas que carecen de motricidad puedan usar un dispositivo mecánico externo mediante los pulsos electromagnéticos que brinda el cerebro, ya que este tiene distintos estados y con una interface estas señales se las pueden volver en órdenes viendo el estado del electroencefalograma, para manejar los datos se accedió a través de la API de NeuroSky MindWave.

¹ John J. Ratey. El cerebro: Manual de instrucción, 2003

1.2. ANTECEDENTES

La investigación de Hans Berger en 1924 que dio descubrimiento el electroencefalograma (EEG), inserta electrodos de plata debajo de la piel de la cabeza, esto ha dado curso a investigación de nuevas tecnologías en interface cerebro ordenado (BCI).

En los últimos 15 años se han desarrollado en diversas partes del mundo nuevos sistemas para la rehabilitación de pacientes con desórdenes neuromusculares severos, como esclerosis lateral amiotrófica, infarto cerebral y lesión medular. Estos sistemas han sido denominados como interfaces cerebro-computadora. Los sistemas de interfaz cerebro-computadora buscan proveer a sus usuarios de capacidades de comunicación básicas, como operar programas de selección de palabras en una computadora o controlar una neuroprótesis. Los sistemas de interfaz cerebro computadora descifran la intención del usuario de moverse o comunicarse a través del análisis de señales eléctricas cerebrales que incluyen potenciales corticales lentos, potenciales evocados visuales, potencial P300, y ritmos beta o mu registrados sobre el cuero cabelludo, así como la actividad neuronal cortical registrada mediante electrodos implantados. Estas señales son convertidas en comandos para operar una computadora o algún otro dispositivo por medio de un procesamiento digital efectuado en tiempo real.²

El proyecto control de un cursor mediante una interface cerebro ordenador, realizado en el Centro Wadsworth del Departamento de Estado de Nueva York de la Salud en Albany (2001), destaca que, en los estudios de (Wolpaw et al., 2004^a, 2004b) personas humanas han conseguido controlar un cursor mediante una interfaz cerebro-máquina, la BCI2000, basada en electroencefalogramas (EEG). A través de un gorro de electrodos, esta se encuentra conectada a un ordenador personal que analiza el electroencefalograma.

El proyecto de Parthasarathy, Kumar y Christoph (2015), titulado *brain computer interfacebased robot design*, o Interfaz de computadora cerebral basada en diseño de robot

² Gutierrez Martínez J., et al., 2013

en la institución Journal of Theoretical and Applied Information Technology, realiza Robots móviles interfaz cerebro-ordenador basado electro encéfalo Gram pueden ayudar a mantener tan potente para las personas con discapacidad grave en sus actividades regulares, especialmente para ayudar a mover voluntariamente. Este documento propone e implementa un robot controlado por señal del cerebro para producir cuatro movimientos direccionales diferentes.

El trabajo de Lucero, Muñoz-Quezada (2014) titulado Sistema de interface neuronal y su desarrollo en las neurociencias; revisión bibliográfica sistemática acerca de su aplicación en personas con parálisis, en la institución ciencias psicológicas revista oficial da la facultad de la universidad Católica del Uruguay Dámaso A.. El presente artículo tiene como objetivo sistematizar la evidencia de estudios de la última década sobre la aplicación de sistemas de interfaces neuronales en humanos con parálisis. Se utilizó una metodología de revisión bibliográfica sistemática considerando los términos “Neural interface system” y “Paralysis”, tanto en idioma inglés como español en tres bases de datos (EbscoHost, PubMed y Scielo).

El trabajo José Luis Martínez Pérez Ingeniero Industrial por la ETSII de Madrid (2009), titulado Comunicación con computadoras mediante señales cerebrales aplicación a la tecnología de la rehabilitación, en la Universidad Politécnica de Madrid Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Este proyecto explora la efectividad de las técnicas del análisis en tiempo y en frecuencia para la clasificación de diferentes actividades mentales haciendo uso de electroencefalografía (EEG). Señales EEG de dos canales provenientes de varios voluntarios han sido estudiados durante la realización de tres tareas mentales (línea base, imaginación de movimiento, actividad matemáticas).

El trabajo de Singh y Gangwar (2013), titulado *Emotion recognition using electroencephalography (EEG)*, o Reconocimiento emocional mediante electroencefalografía (EEG) realizado en el Departamento de Ingeniería Eléctrica e Instrumentación, Universidad de Thapar, Patiala, INDIA. Las emociones se cree que son

extremadamente potencial para el análisis de la condición de la mente. El reconocimiento de emociones medio fisiológico es un tema de interés tanto para los psicólogos, así como ingenieros. Muchos investigadores tienen clasifican las emociones humanas en función de dos variables independientes, a saber, la excitación y valencia. Este documento incluye un estudio por etapas de las etapas implicadas en la electroencefalografía (EEG) de análisis de señales para la detección de las emociones humanas.

El trabajo Będkowski(2011), titulado *Mobile robots-control architectures, bio-interfacing, navigation, multi robot motion planning and operator training* o Robots móviles-arquitecturas de control, biointerfaces, navegación, planificación de movimientos multi robot y entrenamiento de operadores, realizado en el instituto InTech Europe University Campus STeP Ri. El objetivo de este libro es para cubrir los avances de la robótica móvil y tecnologías relacionadas aplicados para el diseño y desarrollo de sistemas de múltiples robots. Diseño del sistema de control es un tema complejo, que requiere la aplicación de tecnologías de la información para enlazar los robots en una sola red. Interfaz de robot humano se convierte en una tarea muy exigente, especialmente cuando tratamos de utilizar métodos sofisticados para el procesamiento de señales del cerebro.

El trabajo de Shekhawat, Sharma y Rao(2016), titulado *Brain controlled robot car* o controlado por el cerebro robot coche, realizado en instituto International Journal of Innovative and Emerging Research in Engineering. Robot de coches es que el dispositivo que puede ser controlado de forma remota utilizando señales del cerebro del usuario. Este sistema utiliza BCI (interfaz cerebro-ordenador) para proporcionar comunicación entre el cerebro y el coche robótico. Se utiliza un auricular EEG (electroencefalograma) para la adquisición de datos, clasifica e interpreta los datos que figuran en el hardware, y alcanza los comandos deseados en el coche robótico basado en la clasificación proporcionada.

El trabajo de Hafs y Jose (2015), titulado *Mind-bot: an eeg based mind controlled mobile robot* o también Mind-bot: un robot móvil controlado mental basado en eeg, realizado en el instituto Instituto de Tecnología Vedavyasa, Malappuram, Kerala, India. Robot móvil

controlado por la mente es un robot que utiliza un sistema basado en el EEG del cerebro-Robot Interface (BRI) que sirve como una poderosa ayuda para las personas con discapacidad grave en su vida diaria y profesional que no utiliza una computadora en entre el usuario y robot como en la interfaz cerebro-ordenador (BCI), en particular para ayudarles a moverse deliberadamente mediante la traducción de las señales del cerebro en comandos útiles.

1.3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.3.1. PROBLEMA CENTRAL

Una de las tareas más urgentes respecto del sector de las personas con discapacidad en Bolivia es la de contar con un diagnóstico fiable sobre su situación, condición indispensable para llevar adelante una política de Estado sobre el tema, reclamada no sólo por los interesados, sino por la comunidad internacional, sobre todo, desde la aprobación de la Convención de la Organización de las Naciones Unidas al respecto, en el año 2006 y recientemente ratificada como Ley del Estado Plurinacional, en el año 2009.

Ahora bien, en cuanto a la prevalencia de la discapacidad en Bolivia existe una gran divergencia entre el Censo 2001 y la Mecovi 2001. El primero fija un 1.18% mientras que la segunda un 3.8%. A nivel de la región, cualquiera de estas dos cifras está muy por debajo de los datos de los diferentes países: Argentina 7.1%; Brasil 14.5%; Chile 12.9%; Ecuador 12.1%; Perú 8.7%; Colombia 6.3%; Venezuela 7.6%, entre otros. Como ya hemos mencionado, por ello, diferentes programas sobre discapacidad, como por ejemplo el Plan Nacional de Igualdad y Equiparación de Oportunidades denotado también como PNIEO, prefieren simplemente aplicar el 10% de prevalencia promedio mundial de la discapacidad establecido por la Organización Mundial de la Salud denotado como OMS³.

³ La discapacidad en Bolivia y sus tendencias, 2010.

El departamento de La Paz tiene el mayor índice de pobladores que vive con algún tipo de discapacidad, más de 104 mil personas, según la base de datos del Censo de Población y Vivienda de 2012 dado a conocer por el Instituto Nacional de Estadística (INE).

Problemas con la locomoción. La segunda dificultad permanente que afecta a los paceños es el sistema de locomoción. Es decir, el problema que tienen las personas al caminar o subir escaleras. Según los datos, 21.784 sufren para movilizarse de un lugar a otro por sus propios medios.⁴

En el que nos formulamos la pregunta:

¿Cómo brindar soporte a personas que carecen de motricidad de tal manera que puedan desplazarse en su entorno?

1.3.2. PROBLEMAS SECUNDARIOS

- Los centros de rehabilitación son muy costosas, y hacen que personas no puedan tener una rehabilitación.
- Las personas que carecen de motricidad siempre necesitan de ayuda para moverse y no siempre encuentran a alguien que los ayuden.
- Las personas no pueden integrarse fácilmente a la sociedad, porque no tiene los medios ni la ayuda necesaria.
- La familia no ayuda a una persona con discapacidad motriz severa, ya que no llega a saber cómo ayudarla.
- Las personas con discapacidad su ingreso económico es limitado y esto hace que dejen de preocuparse por su salud mental y física.
- Las personas con discapacidad tienen que enfrentarse a numerosas barreras para poder insertarse en la sociedad.

⁴ La Prensa Digital, 2014

1.4. DEFINICIÓN DE OBJETIVOS

1.4.1. OBJETIVO GENERAL

Implementar una interface cerebro ordenador basado en pulsos electromagnéticos para un sistema de control de un prototipo de silla de ruedas que permita desplazarse en su entorno.

1.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Definir un canal de comunicación cerebro ordenador.
- Implementar un algoritmo de adquisición de datos (registro de las actividades eléctricas)
- Procesar las señales del electroencefalograma muestreadas.
- Desarrollar una interface grafica del usuario, basado en un feedback.
- Desarrollar un sistema de control basado en arduino para la interface de usuario.

1.5. HIPÓTESIS

El uso de una interface cerebro ordenador basado en pulsos electromagnéticos hace que el sistema de control automático de un prototipo de silla de ruedas pueda desplazarse en su entorno.

1.5.1. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

| Variable Independiente | Indicador | Descripción |
|--|---|---|
| Interface cerebro ordenador basado en pulsos electromagnéticos | Test de usabilidad | La interface cerebro ordenador está equipado con sensores para adquirir los pulsos electromagnéticos. |
| Variable dependiente | Indicador | Descripción |
| Control automático de una silla de ruedas | Ondas cerebrales Señales de un ECG Prototipo robótico | Detectar las señales cerebrales en base a los sensores. |

1.6. JUSTIFICACIÓN

1.6.1. JUSTIFICACIÓN ECONÓMICA

Si bien el costo de una silla de ruedas eléctrica es elevado y más si se implementa un control automático de interface cerebro ordenador eleva demasiado su costo.

Justamente se propone implementar un prototipo de un costo moderado, el cual tendrá una aplicación visual que se conectará a un prototipo robótico de una silla de ruedas, y este será accesible para los profesionales de nuestro medio y la población.

Un aporte a nueva tecnología de bajo costo que apoye a la medicina y a la sociedad

1.6.2. JUSTIFICACIÓN SOCIAL

Proporciona a un paciente o al especialista un dispositivo que realice una evaluación sobre las ondas cerebrales o pulsos electromagnéticos, ayudando al estudio de estas señales y apoya la labor de los medios, en lo que es el monitoreo de pacientes de manera más fácil y útil.

1.6.3. JUSTIFICACIÓN CIENTÍFICA

El sistema de control permitirá proporcionar un aporte a la comunidad científica en la biomedicina incorporando un control automático para apoyar a personas que carecen de motricidad facilitando su interacción con el medio.

1.7. ALCANCES Y LÍMITES

1.7.1. ALCANCES

El control de un prototipo de una silla de ruedas con un interface cerebro ordenador está orientado a:

- Hacer un prototipo robótico a escala de una silla de ruedas para simularla.

- Se realizará una arquitectura de monitoreo de las ondas cerebrales, utilizando una computadora y esta enviará a un procesador arduino.
- El proceso de las señales para el movimiento se harán a 90° grados.
- Se realizara el sistema de control en arduino mediante una comunicación bluetooth.

1.7.2. LÍMITES

- Este trabajo será para personas que estén consientes y tengan uso de la razón.
- No se aplicará a personas con discapacidad severa, hasta tener un producto estable.
- Se realizaran pruebas en un prototipo de silla de ruedas a escala.
- No se usará múltiples sensores en la cabeza.
- Para el prototipo de control se usará neurosky mindwave.

1.8. APORTES

1.8.1. PRÁCTICO

En este apartado se presenta la base electrónica, se incluye una comparación de “Arduinos” de modo que se aclare la potencialidad de la aplicación, así también se presentan algunas definiciones y conceptos, de sistemas electrónicos que son usados en Medicina, arquitectura de los microcontroladores y de lenguajes para el desarrollo de aplicaciones de ellos como ser “IDE Arduino” (basado en lenguaje c), para el microcontrolador Arduino, estos conceptos y definiciones son necesarios para plantear la solución al problema del diseño, desarrollo e implementación final.

1.8.2. TEÓRICO

En este apartado se presentan las bases matemáticas y teóricas, incluyendo la Transformada de Wavelet, de modo que se aclare y clarifique la potencialidad de la aplicación. Con este propósito se hace mención al tratamiento de señales con funciones matemáticas que apoyen el tratamiento y análisis de las señales en tiempo-frecuencia.

1.9. METODOLOGÍA

El presente trabajo abarca la investigación y posterior implementación de los métodos investigados, se utilizará la Metodología en V, la cual es orientada al desarrollo de aplicaciones. La implementación se realizará con el lenguaje Python y microcontrolador arduino, sobre la cual se integra la parte electrónica del presente trabajo.

El presente trabajo abarcará la investigación con la metodología de investigación científica y deductiva planteada por Mario Bunge identificamos las siguientes etapas:

- **Observación:** Es aplicar atentamente los sentidos a un objeto o a un fenómeno, para estudiarlos tal como se presentan en realidad, puede ser ocasional o causalmente.
- **Planteamiento de la hipótesis:** Elaborar una explicación provisional de las observaciones o experiencias y sus posibles causas.
- **Diseño de la aplicación:** En esta etapa se hará la estructuración de la metodología para guiar la construcción del sistema basado en Arduino y python.
- **Casos de prueba:** Probar la hipótesis por experimentación.
- **Conclusiones:** En esta etapa final se mencionarán los resultados obtenidos y recomendaciones para nuevos temas de investigación, en base al conocimiento obtenido en el trabajo actual.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1. SISTEMAS AUTOMÁTICOS

Según Ignasi Brunet, un sistema automático tenemos que recurrir al concepto de “automatización”; esta es la única manera que tenemos de comprender a los sistemas automáticos actuales; la automatización surge con el objetivo de utilizar la capacidad de las máquinas para llevar a cabo determinadas tareas que anteriormente eran realizadas por los seres humanos.

De este concepto surge lo que hoy conocemos como sistema automático, el cual efectúa y controla las secuencias de operaciones sin la ayuda de la actividad humana; dichos sistemas se encuentran dispersos en varios campos: industrias, producción, servicios públicos, electrodomésticos, etc.

La automatización tiene como características principal el hacer funcionar un objeto o bien de forma semi-independiente del control humano; decimos “semi-independientes” porque aunque sean los dispositivos los que realicen la mayor parte del trabajo, para su correcto desempeño se necesita una supervisión humana. En comunicaciones, aviación, equipos de conmutación telefónica, astronáutica, pilotos automáticos y demás sistemas, todos los elementos se han automatizado para alcanzar una mayor rapidez y eficiencia en las diversas tareas. Si deseamos una definición más técnica de lo que es un sistema automático decimos que éstos son mecanismos que funcionan en todo o parte por sí solos; pero como toda modalidad tuvo un origen el cual podemos ubicarlo en la segunda mitad del siglo XVIII.

2.1.1 MÉTODOS DE SISTEMAS AUTOMÁTICOS

En los métodos discontinuos, las muestras individuales se mantienen como entidades separadas en recipientes individuales, donde tienen lugar las diferentes etapas del proceso analítico: dilución, adición de los reactivos, mezcla, etc. Por último, las muestras se llevan

al detector, donde se obtiene la señal correspondiente. En estos sistemas discontinuos, la contaminación entre muestras no se produce, al utilizarse recipientes separados para cada una de ellas. Por otra parte, cuando en un análisis hay que utilizar materiales sólidos, o cuando es necesario llevar a cabo operaciones como pesar, triturar, calcinar, etc., solo es posible con este tipo de sistemas, ya que los métodos continuos requieren muestras en disolución. Sin embargo, los sistemas discontinuos son, generalmente, más caros que los continuos.

En los sistemas continuos, la muestra se incorpora a un flujo de líquido o gas, donde es sometida a una serie de procesos desde que se inyecta hasta que se hace llegar al detector.

En los métodos continuos segmentados, las muestras son introducidas de forma secuencial, y entre ellas se sitúan burbujas de aire para separarlas entre sí. Dichas burbujas, generalmente se eliminan antes de que las muestras alcancen el detector.

Por su parte, en los métodos no segmentados, la muestra es inyectada directamente en el flujo, sin utilizar burbujas de aire para la separación. En estos métodos, puede no alcanzarse el equilibrio físico ni químico en el momento de la detección, y su instrumentación suele ser más sencilla y barata que en los anteriores.

Los métodos robotizados consisten en la utilización de un mini-robot que mimetiza las operaciones llevadas a cabo por una persona para desarrollar un método analítico. Desde un punto de vista general, estos métodos pueden considerarse como una modalidad de los métodos analíticos discontinuos, si bien, hasta el momento no se han utilizado demasiado en la práctica analítica ordinaria (Valcarcel 1984).

2.2. MÉTODO EN V

El modelo en V se desarrolló con el objetivo de optimizar el método de la cascada, en el método en cascada, los defectos estaban siendo encontrados muy tarde en el ciclo de vida, ya que las pruebas se introducían al finalizar el proyecto. En el método en v las pruebas empiezan lo más pronto posible, es por esto que V significa “Validación y Verificación”.

El método en V, define un procedimiento uniforme para el desarrollo de sistemas, que tiene una serie de pasos en el ciclo de vida de un proyecto.

En la cual se describen las actividades y resultados que deben producirse durante el desarrollo del producto.

En el lado izquierdo de la V se descomponen las necesidades y la creación de las especificaciones del producto.

El lado derecho de la V representa la verificación de las piezas y su integración (Blum, 2007).

2.2.1. NIVELES DE LA METODOLOGÍA EN V

La metodología en V consta de 4 etapas, en las cuales las fases se enlazan es decir para cada fase existe una fase correspondiente o paralela de verificación o validación. Esta estructura obedece al principio de que para cada fase del desarrollo debe existir un resultado verificable como se ve en la figura 2.1.

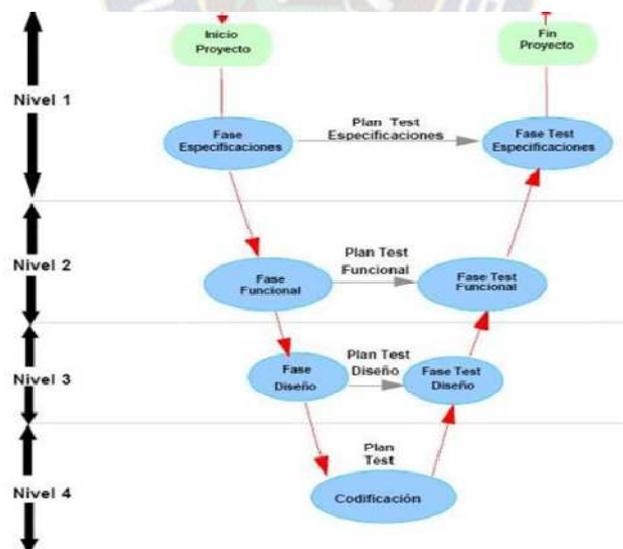


Figura 2.1: Niveles de la Metodología en V
Fuente: Blum, (2007)

- **Nivel 1 Análisis de requerimientos y especificaciones:** Orientado al “cliente”. El inicio del proyecto y el fin del proyecto constituyen los dos extremos del ciclo. Se compone del análisis de requisitos y especificaciones, se traduce en un documento de requisitos y especificaciones.
- **Nivel 2 Análisis funcional:** Se enfoca a las características funcionales del sistema propuesto. Puede considerarse el sistema como una caja negra, y caracterizarla únicamente con aquellas funciones que son directa o indirectamente visibles por el usuario final, se traduce en un documento de análisis funcional.
- **Nivel 3 Arquitectura del sistema:** Define los componentes hardware y software del sistema final, a cuyo conjunto se denomina arquitectura del sistema.
- **Nivel 4 Implementación:** Es la fase de implementación, en la que se desarrollan los elementos unitarios o módulos del programa (Blum, 2007).

2.2.2. FACES DE LA METODOLOGÍA EN V

El modelo en V se desarrolla bajo siete fases tal como se aprecia en la figura 2.1.

- **Fase 1. Definición de Especificaciones:** Se deben definir y documentar los diferentes requisitos del sistema a desarrollar, identificando los valores numéricos más concretos posibles. Entre ellos debe estar la especificación del nivel de integridad, o SIL, en caso de ser requerido.
- **Fase 2. Diseño Global:** También llamado diseño de alto nivel. Su objetivo es obtener un diseño y visión general del sistema.

Establecer un conjunto de módulos entre ellos, desplegando la especificación obtenida en la fase de análisis facilitando la tarea de codificación y los modelos lógicos de los datos físicos.

- **Fase 3.** Diseño en Detalle: Consiste en detallar cada bloque de la fase anterior.

Cada módulo como resultado de la fase anterior es traducido a la herramienta o lenguaje apropiado.

- **Fase 4.** Implementación: Es la fase en la que se materializa el diseño en detalle.
- **Fase 5.** Test Unitario: En esta fase se verifica cada módulo HW y SW de forma unitaria, comprobando su funcionamiento adecuado.

Es la verificación del correcto funcionamiento de cada módulo y de todo el sistema una vez que ha sido integrado, diseñar errores en la codificación.

- **Fase 6.** Integración: En esta fase se integran los distintos módulos que forman el sistema. Como en el caso anterior, ha de generarse un documento de pruebas. Por una parte, se debe comprobar en todo el sistema el funcionamiento correcto, y por otra, en caso de tratarse con un sistema tolerante a fallos, debe verificarse que ante la presencia de un fallo persiste el funcionamiento correcto. Se comprueba el cumplimiento de los requisitos establecidos.
- **Fase 7.** Test Operacional Del Sistema: Se realizan las últimas pruebas pero sobre un escenario real, en su ubicación final, anotando una vez más las pruebas realizadas y los resultados obtenidos. Garantizar el mantenimiento del sistema, corrección de errores detectados en la fase, aplicación de los sistemas en nuevos entornos.

2.3. NEURONA

Las neuronas funcionan por la transferencia de cargas eléctricas de una neurona a otra para llegar de un punto a otro. Por lo tanto, todos los datos son transferidos a través de este impulso eléctrico, este es el motivo por el cual la ciencia computacional se ha vuelto una herramienta tan importante en el estudio de la neurociencia. Para comprender mejor cómo funciona una neurona, es necesario conocer las partes que la componen.

2.3.1. ESTRUCTURA NEURONAL

El cerebro está formado por, aproximadamente, 100 billones de células nerviosas, conocidas como neuronas. Las neuronas como se ve en la figura 2.2 tienen la increíble habilidad para almacenar y transmitir señales electroquímicas – como si fueran los cables y las puertas propias de un ordenador.

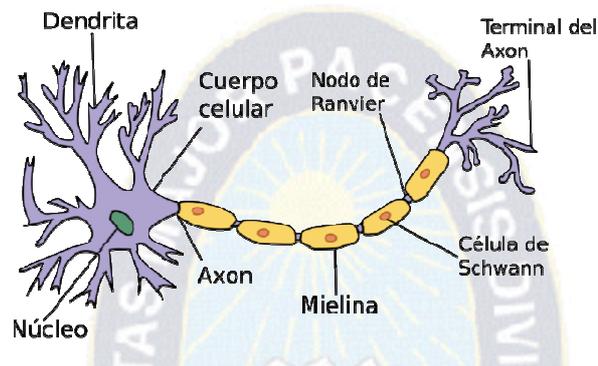


Figura 2.2: Estructura neuronal.
Fuente: Graña, (2015)

Las neuronas comparten las mismas características y cuentan con la misma composición que otras células, pero el aspecto electroquímico les permite transmitir las señales a través de grandes distancias y enviar mensajes las unas a las otras.

Las neuronas cuentan con tres partes principales consideradas como básicas:

- El cuerpo celular o soma. Es considerada la parte principal. En ella se encuentran todos los componentes necesarios de la célula, como el núcleo (que contiene el ADN), el retículo endoplasmático, los ribosomas (para construir proteínas) y la mitocondria (para crear energía). Si la célula del cuerpo muere, también fallece la neurona completa.
- El axón. Es la parte más larga de la neurona. Su apariencia es similar a la de un cable. Comienza en la célula y transmite el mensaje electroquímico (el impulso o potencial de acción) que contiene la información. Dependiendo del tipo de neurona, los axones pueden estar cubiertos por una delgada capa de mielina, como si fuera el aislante

de un cable eléctrico. La mielina está formada por grasa y proteína. Su función es ayudar a que la transmisión del impulso nervioso sea veloz a lo largo del axón.

“Las neuronas mielinizadas se encuentran, normalmente, en los nervios periféricos (neuronas sensoriales y motoras), mientras que las no mielinizadas se sitúan en el cerebro y en el médula espinal”.

- Las dendritas o terminaciones nerviosas. Estas pequeñas proyecciones crean conexiones con otras células, permitiendo que la neurona hable con otras células o reconozca su ambiente. Las dendritas pueden ser localizadas en uno o a ambos lados de la célula.

2.3.2. TERMINALES NERVIOSOS

Las sinapsis como se ve en la figura 2.3 son las uniones formadas con otras células nerviosas, donde el terminal presináptico de una célula entra en “contacto” con la membrana postsináptica de otra. En estas uniones las neuronas entran en excitación, son inhibidas o moduladas. Hay dos tipos de sinapsis, eléctrica y química.

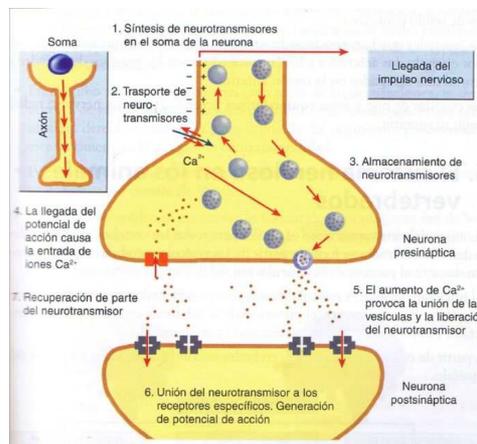


Figura 2.3: Sinapsis entre terminales nerviosos.
Fuente: Graña, (2015)

La sinapsis eléctrica sucede donde el terminal presináptico está en continuidad eléctrica con el postsináptico. Los iones y las pequeñas moléculas pasan a través de estos canales de

conexiones, de una célula a otra, así que los cambios eléctricos de una célula son transmitidos casi instantáneamente a la otra. Generalmente los iones pueden fluir de las dos direcciones en estas uniones.

La sinapsis química es más complicada. La brecha entre los terminales post y presináptico es más grande, y el modo de transmisión no es eléctrico, pero lleva neurotransmisores, sustancias neuroactivas que son liberadas al lado de la unión presináptica.

2.4. SEÑALES ANÁLOGAS Y DIGITALES

2.4.1. SEÑALES ANÁLOGAS

La señal analógica es aquella que presenta una variación continua con el tiempo, es decir, que a una variación suficientemente significativa del tiempo le corresponderá una variación igualmente significativa del valor de la señal (la señal es continua).

Toda señal variable en el tiempo, por complicada que ésta sea, se representa en el ámbito de sus valores (espectro) de frecuencia. De este modo, cualquier señal es susceptible de ser representada descompuesta en su frecuencia fundamental y sus armónicos. El proceso matemático que permite esta descomposición se denomina análisis de Fourier.

2.4.2. SEÑALES DIGITALES

Una señal digital es aquella que presenta una variación discontinua con el tiempo y que sólo puede tomar ciertos valores discretos. Su forma característica es ampliamente conocida: la señal básica es una onda cuadrada (pulsos) y las representaciones se realizan en el dominio del tiempo.

2.5. ELECTRODOS

En el campo de la medicina, un dispositivo como una placa metálica o una aguja pequeña que conduce la electricidad desde un instrumento hasta un paciente sometido a un tratamiento o una operación quirúrgica. Los electrodos también pueden llevar las señales

eléctricas de los músculos, el cerebro, el corazón, la piel u otras partes del cuerpo hasta los aparatos de registro para ayudar a diagnosticar ciertas afecciones.

- **Adheridos.** Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se adhieren con pasta conductora y se fijan con colodión que es aislante. Aplicados correctamente dan resistencias de contacto muy bajas (1-2 kilo ohmios).
- **De contacto.** Consisten en pequeños tubos de plata clorurada roscados a soportes de plástico. En su extremo de contacto se colocan una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de “cocodrilo”. Son de colocación muy fácil, pero incómodos para el paciente. Por esto no permiten registros de larga duración.
- **En casco de malla.** De introducción reciente. Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características más importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros de larga duración.
- **De aguja.** Su uso es muy limitado; sólo se emplea en recién nacidos. Pueden ser desechables (de un solo uso) o de uso múltiple. En este caso, su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosas. Todos los electrodos descritos hasta aquí registran solamente la convexidad superior de la corteza. Para el estudio de la cara basal del encéfalo se utilizan electrodos especiales como el faríngeo, el esfenoidal, y el timpánico.
- **Quirúrgicos.** Se utilizan durante el acto quirúrgico y son manipulados exclusivamente por el neurocirujano. Pueden ser duros, corticales o intracerebrales.

2.5.1. SISTEMAS DE POSICIONAMIENTO DE LOS ELECTRODOS

SUPERFICIALES

Aunque hay varios sistemas diferentes (Illinois, Montreal, Aird, Cohn, Lennox, Merlis, Oastaut, Schwab, Marshall, etc), el sistema internacional “Diez-Veinte” es el más utilizado en el momento actual. Para situar los electrodos según este sistema se procede de la forma siguiente:

Se mide la distancia entre el nasion y el inion pasando por el vertex. El 10% de esta distancia sobre el nasion señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el inion señala el punto O (Occipital) como se ve en la figura 2.4.

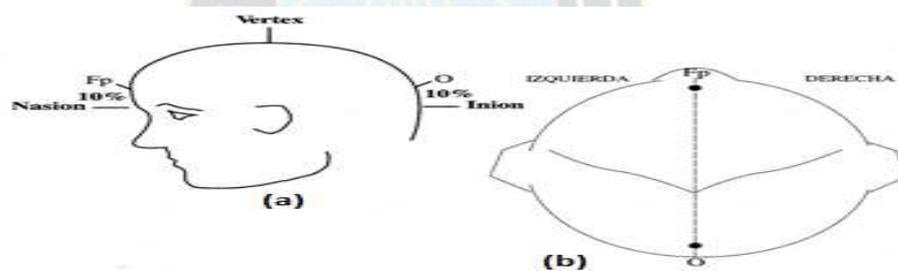


Figura 2.4: (a). Vista de perfil. (b). Vista superior. Fp, punto frontal polar; O, punto occipital
Fuente: Navarro, (2005)

La figura 2.5 muestra los posicionamientos de costado a 20% de cada electrodo y el primero y último a 10% del Nasion y del Inion y lo más resaltante de este es la FPI (parte inferior izquierda), de la parte superior lo más resaltante es la posición A1 y A2 que son las lobulo de la oreja.

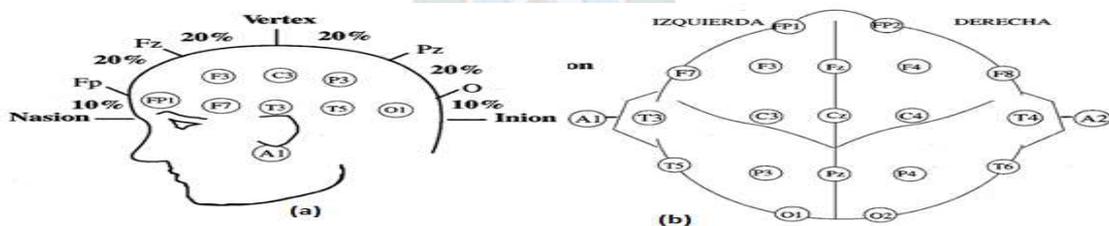


Figura 2.5: (a). Vista de perfil. (b). Vista superior. Situación de los electrodos A1 y A2.
Fuente: Navarro, (2005)

2.6. NEUROSKY MINDWAVE

La medición de la actividad EEG , tradicionalmente ha requerido un equipo complejo que cuestan miles de dólares. Ahora, con nuestra investigación de calidad, biosensor integrable, NeuroSky ha abierto un nuevo mundo de soluciones asequibles para la salud y el bienestar, la educación y el entretenimiento. Precisamente precisa, portátil y filtrado de ruido, los biosensores EEG recoger señales eléctricas - no los pensamientos reales - de traducir la actividad del cerebro en acción.

EEG biosensor de NeuroSky digitaliza y amplifica las señales del cerebro analógicas primas para entregar entradas concisas de juegos, juguetes y dispositivos que ejecutan aplicaciones de investigación de la salud y el bienestar, la educación y. Nuestros algoritmos de ondas cerebrales, desarrollado por neurocientíficos NeuroSky y nuestras instituciones de investigación asociadas, han puesto de manifiesto muchas nuevas formas de interactuar con nuestro mundo.

2.7. ARDUINO

2.7.1. INTRODUCCIÓN ARDUINO

Arduino es una plataforma de electrónica abierta basada en el hardware y software libre.

Según Herrador (2008), arduino puede tomar información del entorno a través de sus pines de entrada de toda una gama de sensores y puede afectar aquello que le rodea controlando luces, motores y otros actuadores. El microcontrolador de la placa Arduino se programa mediante el lenguaje de programación Arduino (basado en Wiring) y el entorno de desarrollo Arduino (basado en Processing). Los proyectos hechos con Arduino pueden ejecutarse sin necesidad de conectar a un ordenador, si bien tienen la posibilidad de hacerlo y comunicar con diferentes tipos de software.

2.7.2. SOFTWARE PARA ARDUINO

El entorno de código abierto Arduino hace fácil escribir el código y cargarlo a la placa de E/S. Funciona en Windows, Mac OS X, Linux y Androide. El entorno está escrito en Java y basado en Processing, avr-gcc y otros programas también de código abierto serie (Anderson y Cervo, 2013).

2.7.3. BENEFICIOS DE ARDUINO

- **Económico:** En relación a otros microcontroladores las placas Arduino son relativamente económicas.
- **Multiplataforma:** El software de Arduino se ejecuta en los diferentes sistemas operativos Windows, Macintosh OSX y GNU/Linux. A diferencia de otros microcontroladores que están limitados para Windows.
- **Código abierto y software extensible:** El software Arduino está publicado como herramientas de código abierto, disponible para extensión por programadores experimentados. El lenguaje puede ser expandido mediante librerías C++, y la gente que quiera entender los detalles técnicos pueden hacer el salto desde Arduino a la programación en lenguaje AVR C en el cual está basado. De forma similar, puedes añadir código AVR-C directamente en tus programas Arduino si quieres.
- **Código abierto y hardware extensible:** El Arduino está basado en microcontroladores ATMEGA8 y ATMEGA168 de Atmel. Los planos para los módulos están publicados bajo licencia Creative Commons, por lo que diseñadores experimentados de circuitos pueden hacer su propia versión del módulo, extendiéndolo y mejorándolo. Incluso usuarios relativamente inexpertos pueden construir la versión de la placa del módulo para entender cómo funciona y ahorrar dinero (Herrador, 2009).

2.7.4. ARDUINO UNO

Se basa en un microcontrolador ATMEGA328. Este microcontrolador dota a este modelo de 32 Kb de memoria para almacenar programas, además cuenta con 14 pines digitales de los cuales los numerados como 0 y 1 se pueden utilizar como bus de comunicación para interactuar con otros dispositivos. Los pines suministran una corriente muy pequeña limitados a 50 mA, suficiente para iluminar un led y para alimentar circuitos digitales, también incorporan una resistencia interna que puede usarse a la hora de implementar botones. De los 14 pines digitales existen algunos (marcados por ~) que pueden ser usados para hacer una modulación por ancho de banda. Cuenta también con un conector USB para su programación y con una entrada de alimentación.

2.7.4.1. ENTRADAS Y SALIDAS DE ARDUINO UNO

Cada uno de los 14 pines digitales puede utilizarse como entradas o salidas, dependiendo de las `pinMode()`, `digitalWrite()` y `digitalRead()` que se vayan a programar.

Las E/S operan a 5 V, cada pin puede proporcionar o recibir una intensidad máxima de 40 mA y tienen una resistencia interna, de 20 K Ω .

Además, algunos pines tienen funciones especializadas:

- **Serie: pin 0 (RX) y pin 1 (TX):** Usado para recibir (RX) y transmitir (TX) datos a través del puerto serie TTL. Estos pines están conectados en paralelo a los pines correspondientes del Atmega8U2 y a los pines RXD y TXD del Atmega.
- **Interrupciones Externas:** Pin 2 y pin 3. Estos pines se pueden configurar para lanzar una interrupción en un valor LOW (0V), en flancos de subida o bajada (cambio de LOW a HIGH o viceversa), o en cambios de valor.
- **PWM:** Pines 3, 5, 6, 9, 10 y 11. Proporciona una salida PWM modulación por onda de pulso de 8 bits de resolución con valores de 0 a 255. Se los identifica por el símbolo ~ en la placa Arduino.

- **SPI:** Pines 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO) y 13 (SCK). Estos pines proporcionan comunicación SPI, que a pesar de que el hardware la proporcione actualmente no está incluido en el lenguaje Arduino.
- **LED:** Pin 13. Hay un led integrado en la placa conectado al pin digital 13, cuando este pin tiene un valor HIGH (5V) el led se enciende y cuando éste tiene un valor LOW (0V) este se apaga.
- La Uno tiene 6 entradas analógicas y cada una de ellas proporciona una resolución de 10 bits (1024 valores). Por defecto se mide de tierra a 5 V, aunque es posible cambiar la cota superior de este rango usando el pin AREF y la función `analogReference()`. Además algunos pines tienen funciones especializadas:
- **I²C:** Pin 4 (SDA) y pin 5 (SCL). Soporte del protocolo de comunicaciones I²C (TWI) usando la librería Wire.
- **AREF:** Voltaje de referencia para las entradas analógicas. Configura el voltaje de referencia usado por la entrada analógica. La función `analogRead()` devolverá un valor de 1023 para aquella tensión de entrada que sea igual a la tensión de referencia. El valor del voltaje debe estar en el rango de 0 a 5 V. Reset. Suministra un valor LOW (0V) para reiniciar el microcontrolador. Típicamente usado para añadir un botón de reset a los Shields que no permiten acceso a la placa. (Schmidt, 2011).

2.7.4.2 UNIVERSAL SERIAL BUS USB

El Universal Serial Bus, abreviado comúnmente USB, es un puerto que sirve para conectar periféricos a un ordenador. Los dispositivos USB se clasifican en cuatro tipos según su velocidad de transferencia de datos:

- **Baja velocidad (1.0):** Tasa de transferencia de hasta 1,5Mbps (192kB/s). Utilizado en su mayor parte por dispositivos de interfaz humana.
- **Velocidad completa (1.1):** Tasa de transferencia de hasta 12Mbps según este estándar, pero se dice en fuentes independientes que habría que realizar nuevamente las mediciones. Ésta fue la más rápida antes de la especificación USB 2.0, y muchos dispositivos fabricados en la actualidad trabajan a esta velocidad. Estos dispositivos dividen el ancho de banda de la conexión USB entre ellos, basados en un algoritmo de impedancias LIFO (Last In FirstOut - último en entrar, primero en salir).
- **Alta velocidad (2.0):** Tasa de transferencia de hasta 480Mbps (60MB/s) pero por lo general de hasta 125Mbps. Está presente casi en el 99% de los PC actuales. El cable USB 2.0 dispone de cuatro líneas, un par para datos, una de corriente y un cuarto que es el negativo o retorno.
- **Súper alta velocidad (3.0):** Tiene una tasa de transferencia de hasta 4.8Gbps.
- La velocidad del bus es diez veces más rápida que la del USB 2.0, debido a que han incluido 5 conectores extra, desechando el conector de fibra óptica propuesto inicialmente, y será compatible con los estándares anteriores, usa un cable de 9 hilos (Schmidt, 2011).

2.7.5. COMUNICACIÓN

- El Arduino Uno facilita en varios aspectos la comunicación con el ordenador, otro Arduino u otros microcontroladores.
- El ATmega328 proporciona comunicación vía serie UART TTL (5V), disponible a través de los pines digitales 0(RX) y 1(TX).

- Un microcontrolador ATmega8U2 integrado en la placa que canaliza la comunicación serie a través del USB y proporcionan un puerto serie virtual en el ordenador.
- El software incluye un monitor de puerto serie que permite enviar y recibir información textual de la placa Arduino.
- Los LEDs RX y TX de la placa parpadearán cuando se detecte comunicación transmitida a través del Atmega8U2 y la conexión USB.
- La librería Software Serial permite comunicación serie por cualquier par de pines digitales del Uno.
- El ATmega328 también soporta la comunicación I²C (TWI) y SPI. El software de Arduino incluye una librería Wire para simplificar el uso el bus I²C (Herrador, 2009).

2.7.6. PROTECCIÓN CONTRA SOBRE TENSIONES EN EL USB

El Arduino Uno tiene un multifusible reiniciable que protege la conexión USB del ordenador de cortocircuitos y sobre tensiones. A parte que la mayoría de ordenadores proporcionan su propia protección interna, el fusible proporciona una capa extra de protección. Si más de 500 mA son detectados en el puerto USB, el fusible automáticamente corta la conexión hasta que el cortocircuito o la sobre tensión desaparece (Anderson y Cervo, 2013).

2.8. SILLA DE RUEDAS

Una silla de ruedas es una ayuda técnica que consiste en una silla adaptada con al menos tres ruedas, aunque lo normal es que disponga de cuatro.

Estas sillas están diseñadas para permitir el desplazamiento de aquellas personas con problemas de locomoción o movilidad reducida, debido a una lesión, enfermedad física (paraplejía, tetraplejía, etc.) o psicológica.

Básicamente existen dos clases de sillas de ruedas:

- Manuales, impulsadas por el propio ocupante que hace girar las ruedas traseras empujando los aros acoplados en el exterior de éstas. Se fabrican en dos modelos principalmente - plegables (para ahorrar espacio y poder ser transportadas en maleteros y otros habitáculos similares) y rígidas. Muchos de ambos modelos están fabricados en materiales ultraligeros, como el aluminio de aviones y el titanio al carbono con un revestimiento de Kevlar para brindarle mayor durabilidad, y sobre todo ligereza, ya que su usuario debería ser capaz de levantarla y guardarla, consiguiendo así cierto grado de autonomía y autosuficiencia.
- Eléctricas, impulsadas por motores que son accionados por baterías de 4 o 5 amperios recargables. El ocupante controla la silla por medio de un joystick y un pequeño panel de control que da acceso a configurar la velocidad y, en algunos modelos, la posición del respaldo, asiento, reposapiés, etc., colocado en uno de los apoyabrazos.

2.8.1. HISTORIA DE LA SILLA DE RUEDA

Aunque la fecha e inventores de la primera silla de ruedas no estén claros, la primera silla de ruedas concebida para el fin de transportar a una persona, con un diseño similar a las sillas actuales, fue fabricada nada menos que para el monarca Felipe II por un inventor desconocido.

En el Siglo III DC, los chinos inventan la carretilla, con la finalidad de transportar a sus enfermos a un lugar llamado "Fuente de la Juventud", de acuerdo con la cultura y religión de la época.

Más adelante, las crónicas romanas y griegas nos hablan de cómo se transportaba a personas enfermas al exterior para tomar aire fresco en dispositivos con ruedas.

En el año 1665, cuando Stephen Farfler, un joven relojero alemán de solo 22 años construyó el primer vehículo autopropulsable para su propio uso. Este artefacto tiene un asombroso parecido con un handbike moderno.

En 1783 aparece la Silla "Bath", inventada por el fabricante John Dawson en la ciudad inglesa de Bath, de donde toma su nombre. Este modelo de tres ruedas dominara el mercado hasta el siglo XIX. No obstante, la silla "Bath" no era muy cómoda y durante el siglo siguiente fueron añadiéndose mejoras, pensando sobre todo en el confort del usuario, como respaldo y reposapiés ajustables. Una patente de 1869 describe una silla con ruedas traseras autopropulsable y delanteras pequeñas, llegando por fin a verdaderas sillas de ruedas impulsadas por el propio usuario.

Entre 1867 y 1875 se siguieron añadiendo mejoras, como los aros de propulsión y ruedas de goma. Cabe destacar, que gran parte de estas mejoras se produjeron gracias a la invención de la bicicleta en el siglo XIX y su posterior evolución.

En 1900 se introdujeron las ruedas radiadas en las sillas manuales y en 1916 se fabricó en Londres la primera silla de ruedas motorizada.

Las primeras sillas motorizadas eran manuales adaptadas con diversos sistemas de engranajes poco eficientes difíciles de manejar, más adelante se adoptaron los motores de tracción directa y sistemas de control más precisos.

Las últimas dos décadas han supuesto un enorme avance, tanto para las manuales como las eléctricas. Nuevos materiales, mejor rendimiento y sobretudo la posibilidad de personalizar las sillas de acuerdo a las necesidades individuales de cada persona.

2.9. ESTRUCTURA BÁSICA DE UN BCI (BRAIN COMPUTER INTERFACE)

Desde que, en 1929, Hans Berger aplicó por primera vez la técnica de la electroencefalografía, esta ha sido usada fundamentalmente por médicos y científicos para

investigar el funcionamiento del cerebro. También se ha especulado sobre la posibilidad de usar el electroencefalograma (EEG) para descifrar intenciones, de forma que una persona pudiera controlar determinados dispositivos a partir de su actividad cerebral. Así, se define *Brain-Computer Interface* (BCI), o interfaz cerebro-ordenador, como un sistema de comunicación que monitoriza la actividad cerebral y traduce determinadas características, correspondientes a las intenciones del usuario, en comandos de control de un dispositivo. Bajo esta definición, los sistemas BCI pueden resultar muy útiles para las personas dependientes de avanzada edad o con grave discapacidad, ya que suponen un nuevo canal de comunicación.

En el proceso evolutivo relacionado con los BCI, son muchas las aplicaciones y dispositivos que han surgido. Entre ellas destacan las aplicaciones que permiten controlar otro dispositivo, formando un sistema embebido. Ejemplos de dispositivos comerciales embebidos de tipo BCI son: Emotiv EPOC, Kokoon EEG, Neurosky Mindwave.

La estructura de funcionamiento de un sistema tipo BCI se muestra en la Figura 2.6.

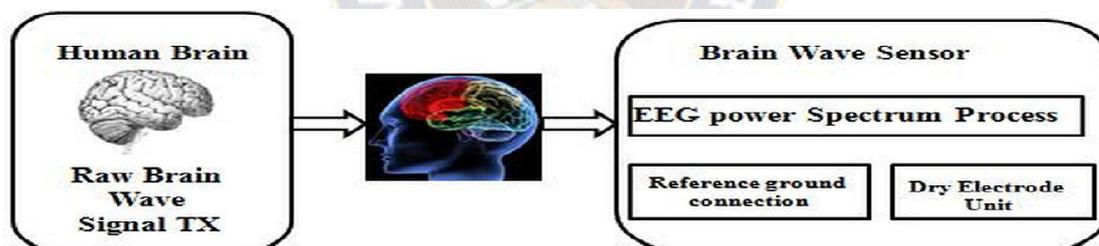


Figura 2.6: Funcionamiento Brain-Computer Interface (BCI).
Fuente: Rani y Umamakeswari, (2015).

2.9.1. ONDAS CEREBRALES

Nuestro cerebro produce impulsos eléctricos que viajan a través de nuestras neuronas. Estos impulsos eléctricos producen ritmos que son conocidos como ondas cerebrales (Aznar, 2012).

Se destacan por su banda de frecuencia, amplitud de señal y localización en el cerebro.

2.9.2. TIPOS DE ONDAS CEREBRALES

De acuerdo a Sergio (2012), Existen cuatro tipos de ondas cerebrales: beta, alfa, theta, delta.

- Beta: las ondas beta se producen cuando el cerebro se encuentra despierto por lo que implican una actividad mental intensa. Son las que presentan mayor actividad de los cuatro tipos, y su frecuencia oscila entre valores de 14 Hz y 30 Hz.
- Alfa: las ondas alfa son más lentas y presentan mayor amplitud que las ondas beta. Su frecuencia oscila entre valores de 8 Hz y 13 Hz. Su aparición conlleva un estado de relajación y una menor actividad cerebral.
- Theta: las ondas teta son a su vez más lentas y presentan mayor amplitud que las ondas alfa. Su frecuencia oscila entre 4 Hz y 7 Hz. Representan un estado de calma profundo y de inspiración de ideas y soluciones creativas.
- Delta: las ondas delta son las ondas de mayor amplitud y menor actividad. Su frecuencia oscila entre 1.5 Hz y 3.5 Hz. El cerebro siempre genera una cierta cantidad de ondas delta, de lo contrario significaría la muerte cerebral. Son las ondas que se generan en un estado de sueño profundo.

En la Figura 2.7 se puede ver como las ondas van aumentando su amplitud según va disminuyendo su frecuencia.

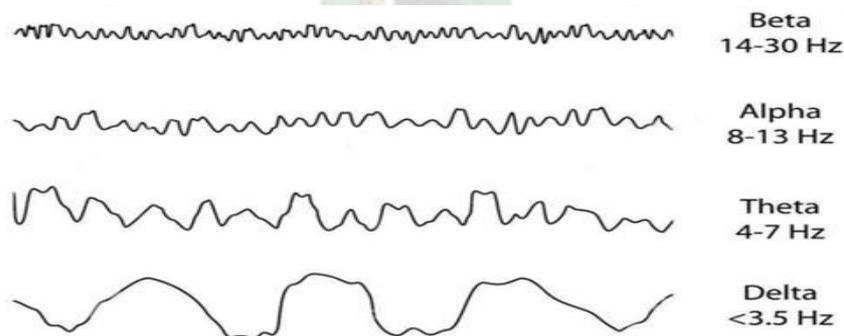


Figura 2.7: Tipos de ondas cerebrales e intervalo de frecuencias de las mismas.
Fuente: Navarro, (2005).

2.9.3. FILTRADO DIGITAL

En el procesamiento de señales puede resultar muy interesante eliminar o atenuar una gama de frecuencias o una frecuencia concreta que sólo añade o suponga ruido a la nuestra. Esta frecuencia se elimina con el uso de un filtro que puede modificar tanto amplitud como fase.

2.10. TRANSFORMADA DE WAVELET

En todo proceso de adquisición de señales biológicas, las mediciones tomadas poseen cierto grado de distorsión debido a varios factores; ruido térmico, interferencia electromagnética o movimientos del paciente (Senthil et al., 2008). Los Wavelets son de gran utilidad en el área de procesamiento digital de señales. Una señal digital puede ser representada como la sumatoria de wavelets los cuales son fundamentalmente idénticos excepto por un factor de traslación y dilatación. De ahí que una señal puede ser representada de forma completa por los coeficientes wavelets. Estos coeficientes proporcionan información de gran importancia en el dominio del tiempo y la frecuencia el cual puede ser utilizado para el análisis de una señal. Una función wavelet, conocida como wavelet “madre”, genera una familia de wavelets que son trasladados y dilatados que son versiones del wavelet madre (Grasps 1995). Debido a la naturaleza no estacionaria de las señales de EEG y electrocardiogramas, los wavelet han tenido gran éxito. Específicamente la transformada wavelet ha sido utilizada en EKG con el objeto de poder diagnosticar desórdenes cardiovasculares y en señales de EEG para el diagnóstico de desórdenes neurofisiológicos, en reducción de ruido donde se trata de eliminar artefactos visibles como la perturbación generada por el movimiento de ojos (Jansen2001), (Prasad & Rao 2008). Ahora bien para realizar esta tarea se requiere establecer un umbral sobre los coeficientes wavelet para “eliminar” el ruido que está asociado con los coeficientes de menor valor, y al realizar una reconstrucción sólo obtendremos una aproximación de la señal original; la idea es que una versión más clara de la señal original resulte cuando sólo las componentes más significativas son retenidas. Sea modelo siguiente, donde f la señal

original con ruido y \hat{f} la señal estimada, se desea que el error medio cuadrado resulte en un valor lo más pequeño posible con la ecuación 1.

$$R(\hat{f}; f) = \frac{E|\hat{f} - f|^2}{N} \quad (1)$$

2.10.1. ANÁLISIS MULTIRESUCCIÓN CON WAVELETS

El modelo empleado para encontrar una aproximación a los valores de $x[n]$ de $y[n]$ es $y[n] = x[n] + \eta[n]$ $n=1, \dots, N$ Donde x es la señal sin perturbaciones, η es un proceso aleatorio blanco Gaussiano con media $\mu=0$, N es la longitud de la señal. La TDW tiene propiedades en sus funciones bases que hacen posible obtener una buena aproximación de señales que contienen ruido aditivo. Si las funciones base de TDW son ortonormales, entonces la transformada del ruido blanco Gaussiano $\eta[n]$ corresponde a otro de igual estructura, blanca Gaussiana $\varepsilon[n]$, de la misma amplitud de $\eta[n]$ por lo que $W\{y[n]\} = W\{x[n]\} + W\{\eta[n]\}$ resolviendo para $x[n]$ $W\{x[n]\} = W\{y[n]\} - W\{\eta[n]\}$ En general, el valor de ε no se conoce, así que la componente del ruido se le asigna un valor λ , tal que $X[n] = W^{-1}\{W\{y[n]\} - \lambda\}$ La eliminación del ruido mediante la técnica de reducción de ruido, consiste en eliminar la contribución correspondiente al valor estimado λ , de cada uno de los coeficientes wavelet en $W\{y[n]\}$. Una opción consiste en emplear el procedimiento de limitación por nivel motivada por lo siguiente: La propiedad de no correlación de la TDW genera una señal poco densa, la mayoría de los coeficientes libres de ruido son cero o cercanos a cero. El ruido está distribuido de igual forma en todos los coeficientes. Se supone que la potencia del ruido es mucho menor que la de la señal útil. El valor del umbral corresponde a un compromiso entre la cercanía del ajuste y el suavizado: un valor pequeño da como resultado una señal de salida con forma cercana a la entrada, por ello, la remoción de ruido es insuficiente. Por el contrario un valor de umbral muy alto produce una señal de salida con muchos coeficientes iguales a cero, esto es demasiada distorsión y pérdida de información (Prasad & Rao 2008).

2.10.2. CRITERIOS DE UMBRAL.

Las propuestas para el valor de umbral (Donoho & Johnstone 1992), (Sapatinas et al., 1995) son los siguientes:

Umbral fijo: Los coeficientes wavelets más pequeños están dominados por el ruido, mientras que los coeficientes con valores absolutos grandes poseen más información de la señal que el ruido. Por esto el valor absoluto de los coeficientes más pequeños que están por debajo del umbral fijo T , se sustituyen por cero. Aunque esta función de umbralización es buena para reproducir señales con discontinuidades o cambios abruptos, también produce artefactos en la señal reconstruida debido a la discontinuidad presente en el valor de umbral λ .

Umbral flexible: en este caso, se reducen todos los coeficientes hacia el origen, del siguiente modo. El problema de esta función es que la señal reconstruida presentara una diferencia menor en amplitud a la señal original. Con el umbral duro produce discontinuidad en $d[i] = T$ lo cual no ocurre con el umbral suave.

2.10.3. VALOR DEL UMBRAL.

Para determinar el valor del umbral existen diferentes estimadores estadísticos de los cuales mencionamos algunos, el utilizado en este trabajo es el umbral universal.

Universal: El valor depende de la cantidad de muestras de la señal. El método propuesto por (Donoho & Johnstone 1992). En el cual se propone que el nivel de ruido de los datos de entrada se calcula como n la media absoluta de los coeficientes wavelet en el primer nivel de descomposición dividida por 0.6745, esto se evalúa en la ecuación 2 y 3.

$$\sigma = \frac{\sum_k (d[j-1, k])}{n \cdot 0.6745} \quad (2)$$

$$T = \sigma \sqrt{2 \log(N)} \quad (3)$$

Estimador de riesgo no sesgado de Stein (SURE), donde el valor del umbral se encuentra minimizando una función de riesgo. El SUE Heurístico: para el cual se selecciona el menor valor de los umbrales estimados por los dos métodos anteriores Minimax: Se basa en la regla de Minimax, definida para una serie de datos.

Escalamiento. El valor del umbral se puede ponderar de acuerdo con los valores de los coeficientes por escala, de esta forma el umbral puede ser dependiente del nivel de ruido encontrado por nivel. Tres formas en las cuales se puede ponderar el valor del umbral son los siguientes: Global (one): A todos los coeficientes de todos los niveles se les aplica el valor del umbral sin ponderar. Ponderación primer nivel: Se calcula el nivel de ruido de los coeficientes de detalle del primer nivel de descomposición a partir de un estimador de la varianza y por ende un valor estimado del umbral. Ponderación por nivel: En este caso el valor de umbral se pondrá por escala a partir de la estimación del nivel del ruido en la escala. En la figura 2.8 se indica el esquema para la reducción de ruido.



Figura 2.8: Esquema de reducción de ruido Caracterización.

Fuente: Luna, (2014)

2.10.4. APLICACIONES DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET

El procesamiento de señales a través de Wavelets tiene innumerables aplicaciones en diversos ámbitos de la ciencia e ingeniería. A continuación se entrega una lista de ejemplos, extraídos de Kouro & Musalem (2002).

- Detección de discontinuidades o de puntos de quiebre en señales (en una o varias dimensiones): Resulta de gran utilidad, en especial en el tratamiento de imágenes,

en donde interesa detectar la frontera entre colores y formas, o también en sistemas altamente dinámicos en donde interesa determinar cuándo o dónde se producen los cambios.

- **Eliminación de ruido:** El análisis de señales mediante Wavelet, también permite la eliminación o filtrado de ruido tanto en señales unidimensionales como en imágenes (bidimensionales).
- **Compresión de imágenes:** Se trata de una de las aplicaciones más importantes de Wavelets, se realiza mediante el análisis en dos dimensiones.
- **Multiplicación rápida de matrices:** La multiplicación de vectores matriciales se realiza en el dominio Wavelet. Si se desea multiplicar una matriz cuadrada de orden n en forma sucesiva con k vectores v , se debe aproximar o transformar los vectores y la matriz por imágenes (en dominio Wavelet), luego realizar la multiplicación, y finalmente aplicar la transformada inversa al resultado obtenido.
- **Aplicaciones en medicina:** Se ha incorporado el análisis con Wavelets a señales biológicas, permitiendo interpretar los resultados de exámenes médicos, facilitando el diagnóstico de las enfermedades. Por ejemplo, según, se ha aplicado con éxito en el análisis de electroencefalogramas, debido a que en la naturaleza este tipo de señales son altamente no estacionarias (impidiendo el uso de Fourier), las Wavelets permiten transformar la señal al dominio tiempo-frecuencia, relacionando el contenido espectral al momento de su ocurrencia. Ello ha sido aplicado en el diagnóstico de pacientes con alzheimer, enfermedad que hasta ahora es difícil de diagnosticar.

CAPÍTULO 3

MARCO APLICATIVO

3.1. INTRODUCCIÓN

Para el diseño e implementación del sistema de control automático para una silla de ruedas basado en una interface cerebro ordenador se tomó en cuenta los siguientes parámetros bajo el método en V que nos menciona en sus fases como se ve en la figura3.1:

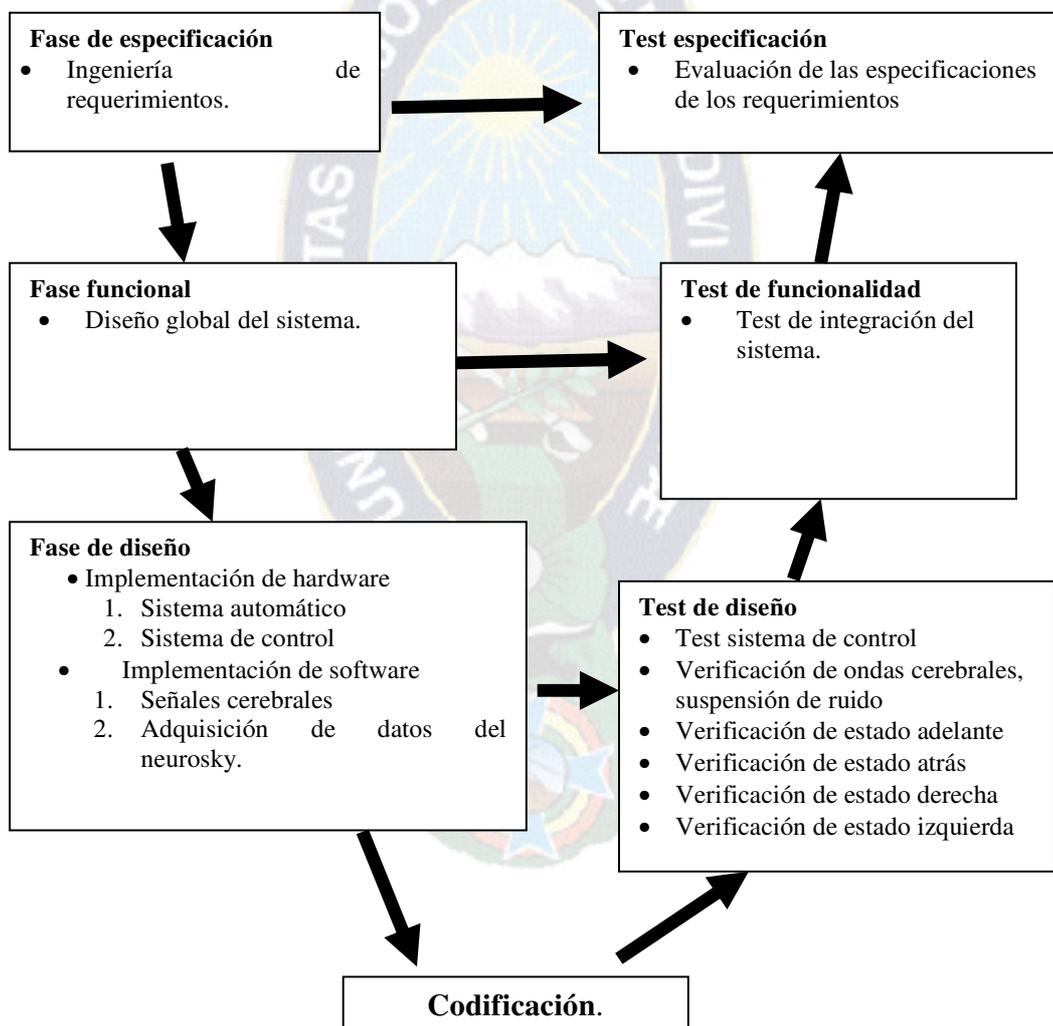


Figura3.1: Metodología en V

Fase de experimentación: Nos indica los requerimientos que necesita el sistema para que funcione se menciona todos lo que se usará en cuanto a hardware y software.

Fase funcional: Se realiza el diseño global del sistema.

Fase de diseño: Nos indica el diseño por hardware y software que ayuda a realizar el sistema, en hardware se tiene dos fases, sistemas automáticos que se refiere al tipo de automatización que se realiza, y el sistema de control se refiere al diseño y la metodología de hardware que se utiliza e implementa.

En la implementación de software se menciona las causas que se produce y el efecto que puede lograr mediante un tratamiento de datos

La codificación: Es la implementación de todo el sistema integrado mencionando mediante las distintas fases para tener un producto acabado.

En los test de diseño, funcionalidad, especificación se verifica todo lo necesario si un módulo en el diseño no cumple con lo requerido se lo vuelve a replantear la fase de diseño, si en el test de diseño no se cumple con los requerido se vuelve a replantear la fase de diseño, en el test de funcionalidad no se cumple con los requerido y este menciona la implementación de hardware se evalúa el hardware obtenido, en el test de especificación nos ayuda a especificar mejor lo requerido en cuanto a hardware y software.

3.2. FASE DE ESPECIFICACIÓN

Los requerimientos y especificaciones necesarias para el sistema son los siguientes:

- Las personas que carecen de motricidad siempre necesitan ayuda para moverse.
- Las personas que carecen de motricidad no pueden integrarse fácil mente a la sociedad porque no tiene los medios ni ayuda necesaria.

En la siguiente tabla 3.1 se muestra el software y lo que se propone lograr para la interface de usuario.

Tabla 3.1: Proceso del prototipo en cuanto a software

| Nº | Proceso de software |
|----|---|
| 1 | Desplegar una pantalla principal con python. |
| 2 | Desplegar una pantalla de control. |
| 3 | Desplegar una pantalla de control de dirección. |
| 4 | Desplegar una pantalla de ayuda. |

En la tabla 3.2 se especifican los procesos a realizar para el hardware del prototipo el cual conlleva el sistema de control.

Tabla 3.2: Proceso del prototipo en cuanto a hardware.

| Nº | Proceso de hardware |
|----|---|
| 1 | Implementación de las ruedas de tracción y ruedas de apoyo. |
| 2 | Implementación del driver VNH2SP30. |
| 3 | Implementación del arduino y driver VNH2SP30. |

Se especifica lo siguiente:

- Requerimientos del hardware.
- Requerimientos del software.

Al utilizar elementos electrónicos, para el prototipo de una silla de ruedas eléctrica a escala, es necesario evaluar el hardware para realizar pruebas con monitoreo en equipos instalados para evaluar los resultados obtenidos tras haber realizado los experimentos.

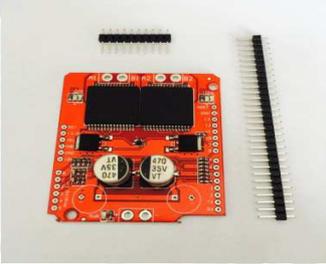
3.2.1. INGENIERÍA DE REQUERIMIENTOS

3.2.1.1. REQUERIMIENTOS DEL HARDWARE

Los elementos a usar en la construcción el prototipo de silla de ruedas a escala se detallan a continuación en la tabla 3.3.

Tabla 3.3: Materiales y módulos eléctricos

| Cantidad | Elemento | Grafica | Voltaje |
|----------|--------------------------------|--|---------------------------------------|
| 1 | Arduino uno |  | 5V- 500 mA |
| 1 | Protoboard |  | |
| 2 | Motores dc |  | Motor de 6v, con juego de engranajes. |
| 1 | Batería |  | 12V – 14mA |
| | Cables de conexión macho-macho |  | Transmisores de corriente eléctrica. |
| 1 | Neurosky Mindwave |  | |

| | | | |
|---|----------------------|--|---|
| 1 | Modulo bluetooth usb |  | opcional |
| 1 | Bluetooth |  | 5v -500mA |
| 1 | Driver VN2SP30 |  | Driver de motor DC de 5v – 12V a 30A |
| 1 | Cable Arduino |  | Cable para alimenta de energía al arduino |
| 2 | Rueda loca |  | Peso de 30kg. |
| 1 | Madera 37 x 47 |  | Base del prototipo de la silla de ruedas |

3.2.1.2. REQUERIMIENTOS DEL SOFTWARE

Se estableció en la ingeniería de requerimientos que el software a usar es Arduino o conocido también como IDE para Arduino para el desarrollo del sistema de control de la silla de ruedas que recibirá la instrucción desde la computadora.

Para el diseño del software, se tomará en cuenta el lenguaje de programación Python, ya que este software se puede emplear en todos los sistemas operativos, además de ser un software libre, en el programa realizaremos la adquisición de datos del dispositivo neurosky para evaluarlo y de esta manera enviar la información a la placa arduino.

3.3. FASE FUNCIONAL

3.3.1 DISEÑO GLOBAL DEL SISTEMA

La estructura del sistema de control automático de una silla de ruedas basado en una interface cerebro ordenador contempla como sus partes principales al dispositivo Neurosky Mindwave, Arduino uno.

El dispositivo Neurosky se conecta con la computadora, al ser este el cerebro del sistema recibe las señales y se analizan para detectar el movimiento de las ruedas un primera fase de 90° por dirección por dirección, esta análisis de estados se manda al arduino, que es el encargado del sistema de control para los motores como se muestra en la figura 3.2.



Figura 3.2: Esquema de diseño del sistema

3.4. FASE DE DISEÑO

La figura 3.3, representa a detalle los más relevantes estados a cumplir y realizar por todos los elementos es:

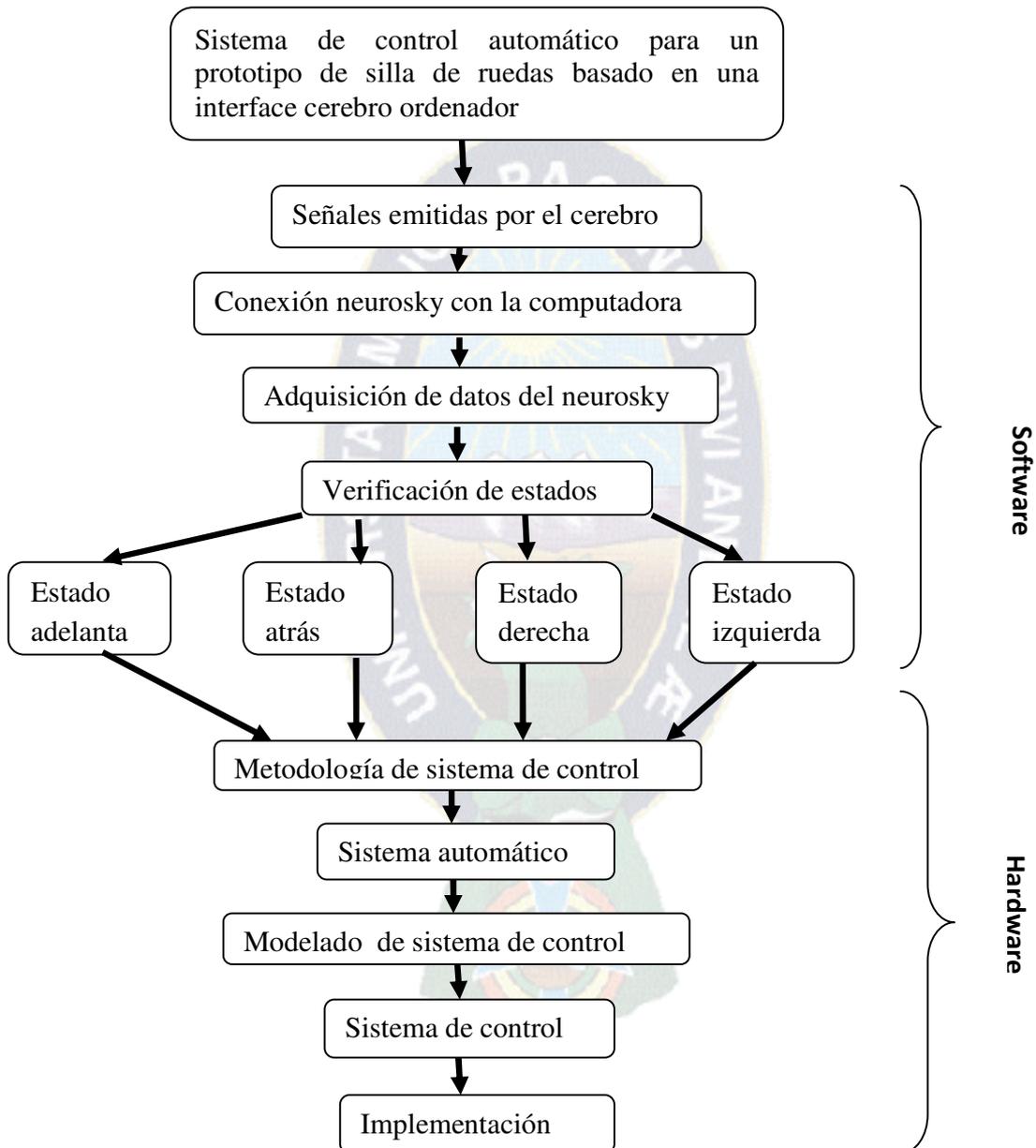


Figura 3.3: Diseño en detalle

3.4.1. DISEÑO DE SOFTWARE

3.4.1.1. SEÑALES EMITIDAS POR EL CEREBRO

Antes de hablar de la interface cerebro ordenador se debe mencionar que una persona emite cierto grado de electricidad en la cabeza esto se produce al realizar una actividad mental como pensar, descansar, hasta el mismo grado donde intenta hacer algún movimiento facial o movimiento físico. La unión de las neuronas produce esta carga eléctrica que sobrepasa la corteza cerebral y el cráneo esto hace que se pueda recolectar esta información y analizarla, como recogemos esta información mediante un electrodo por si no se tiene tal electrodo buscar algún conductor metálico con demasiada plata más que otro metal, mediante esto graficarla en un ploteador como matlab y el mismo id de arduino como se muestra en la figura 3.4 y el algoritmo que nos ayudaría a adquirir esas señales análogas para empezar a estudiar el comportamiento del cerebro y lo que motivo a realizar este trabajo de investigación.

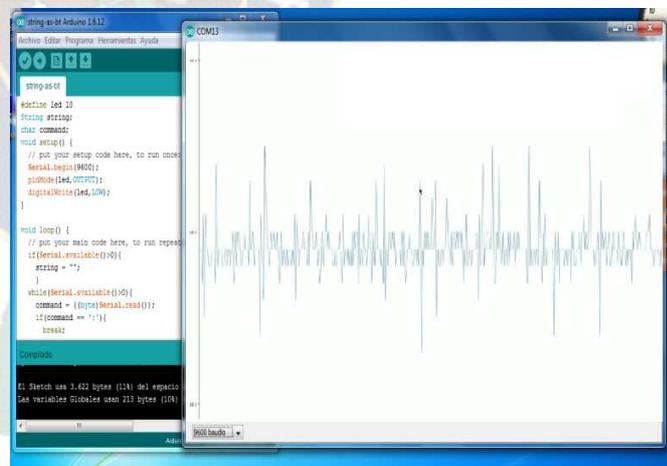
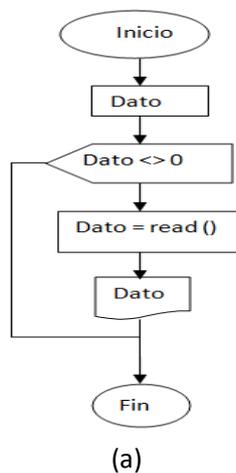


Figura 3.4: Señales análogas emitidas por el cerebro
(a). Algoritmo de adquisición analógica, (b). grafica de señales análogas recibidas por el cerebro

3.4.1.2. COMUNICACIÓN NEUROSKY MINDWAVE A LA COMPUTADORA

Neurosky mindwave de emisión de datos esto hace que tenga un sistema integrados para adquirir los pulsos electromagnéticos del cerebro y a la vez los transmite de inmediato por su sistema de bluetooth a una computadora o directamente a un arduino, las partes de neurosky son, una banda ajustable para la cabeza, interruptor de alimentación, un área para la batería, un flexible brazo para la oreja, un sujetador para la oreja y un brazo recogible para el sensor como se muestra en la figura 3.5.

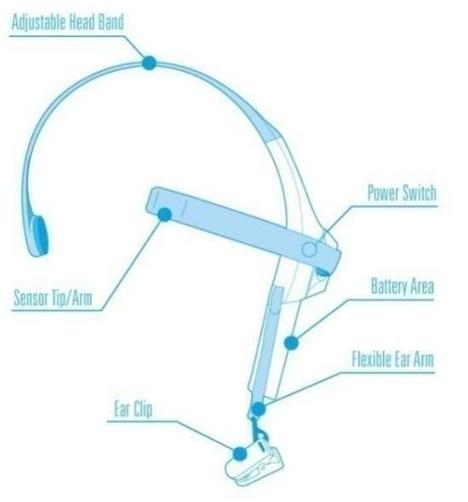


Figura 3.5: Neurosky mindwave
Fuente: Neurosky mindwave, (2014)

Para emparejar el dispositivo neurosky con el interruptor de alimentación se lo prende se lo coloca en la posición de ON que es encendido y se lo suelta, si parpadeó regularmente el led indica que esta encendido, para emparejarlo se lo presiona el switch o interruptor del dispositivo en ON por 3 segundos y el led tendrá que parpadear dos veces seguidas luego apagarse y eso deberá realizar hasta que el dispositivo neurosky se empareje con la computadora o que es igual una vinculación al reconocer la computadora nos pedirá un código de vinculación que en general es 1234 o 0000 para los dispositivos neurosky, tras haber realizado esto correctamente abrirá un puerto de comunicación que se representa con

COM# donde '#' es un número aleatorio que la máquina nos brinda cuando conectamos un dispositivo externo como se muestra en la figura 3.6.

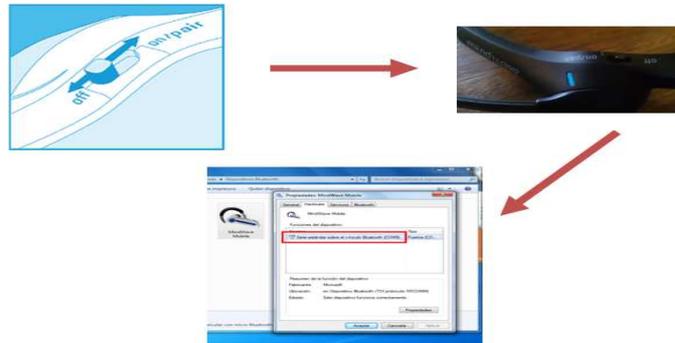


Figura 3.6: Configuración y vinculación de neurosky mindwave

3.4.1.3. VERIFICACIÓN DE NEUROSKY MINDWAVE Y COMPUTADORA

La verificación del dispositivo Neurosky se realiza mediante su software que viene al adquirir el producto y brinda algunos ejemplos de meditación, concentración y atención, y algunos juegos para mejorar estas tres actividades con juegos matemáticos, juegos de concentración, y algunas actividades como la dirección que elijas como delta, low beta, low gamma y low alfa que se usan que son las cuatro básicas para la dirección en un sistema de silla de ruedas, como se ve en la figura 3.7.

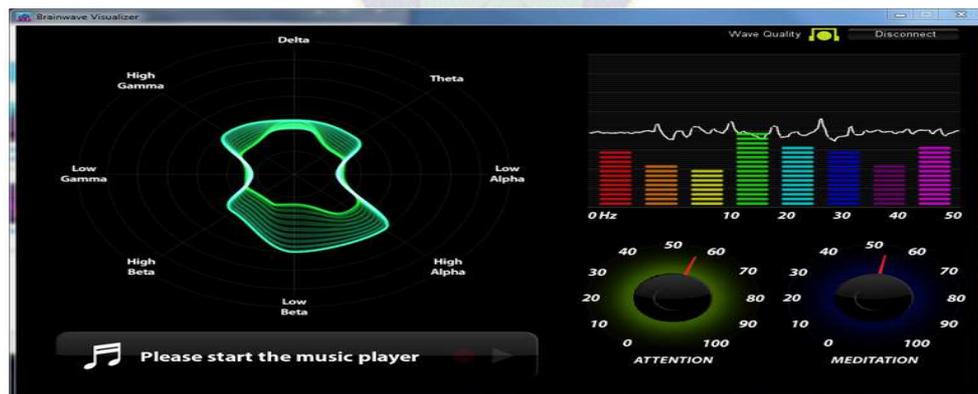


Figura 3.7: Verificación neurosky
Fuente: Newurosky Mindwave, (2014)

3.4.1.4. ADQUISICIÓN DE DATOS DEL NEUROSKY

El dispositivo Neurosky cuenta con un módulo ya integrado que recoge las señales análogas producidas por el cerebro y las convierte en digitales, como anteriormente mencionamos con las señales emitidas por el cerebro, el dispositivo consta de cuatro partes, los electrodos, el módulo conversor de señal análogo a digital, el envío de información por bluetooth y los cables para la batería como se ve en la figura 3.8.



Figura 3.8: Dispositivo por partes neurosky
Fuente: Neurosky mindwave, (2014)

Tras que este nos envía la información lo recibimos en la computadora para realizar el análisis de los tipos de ondas cerebrales se hace una verificación en matlab como muestra la figura 3.9.



Figura 3.9: Gráfica de neurosky en matlab

La comunicación que se realiza es a una transferencia de 115200 bits por segundo y abriendo su puerto de comunicación.

3.4.1.5. VERIFICACIÓN DE ESTADOS

Para verificar el estado de la señal se realiza los pasos de la transformada de wavelet para quitar los ruidos emitidos por la mente y que son transmitidos a la computadora, al llegar al sistema se realiza los pasos anteriormente mencionados como se ve en la figura 3.10:

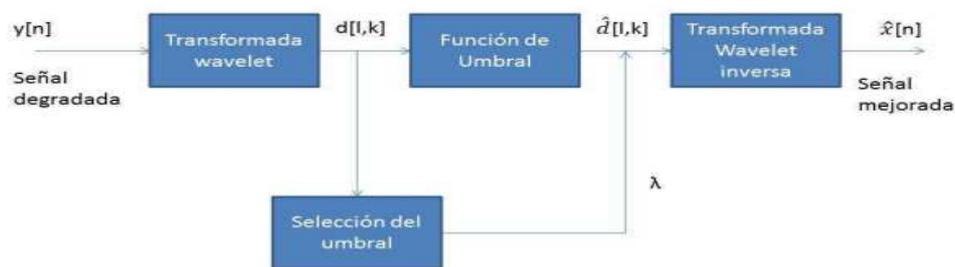


Figura 3.10: Esquema de reducción de ruido.
Fuente: Interpsiquis (2013)

Al realizar estos pasos ayuda a mejorar la información, procedemos a aplicar la ecuación para un sistema digital de electroencefalografía de 34 canales, con un tiempo de registro 30 minutos, la colocación de electrodos de acuerdo al sistema 10-20 internacional usando 1 electrododos, se uso una resolución de 16 bits muestreados a 200 Hz.

1. Cálculo del nivel de ruido: $\sigma = 0.93$
2. Cálculo del umbral: $T = 3.47$
3. Descomposición de la señal hasta el quinto nivel
4. Aplicación de umbral suave sobre los coeficientes wavelet obtenidos en cada nivel de descomposición
5. Reconstrucción de la señal con los nuevos coeficientes wavelet.
6. Obtención del error cuadrático medio: $E = 3.5\%$
7. Obtención del porcentaje de energía retenido: $PER = |s_1| / |s| = 93.8\%$ Donde s_1 corresponde a la señal reconstruida y s a la señal original.

Y los datos se observan en la figura 3.11 con el ingreso con ruido y la salida sin ruido.

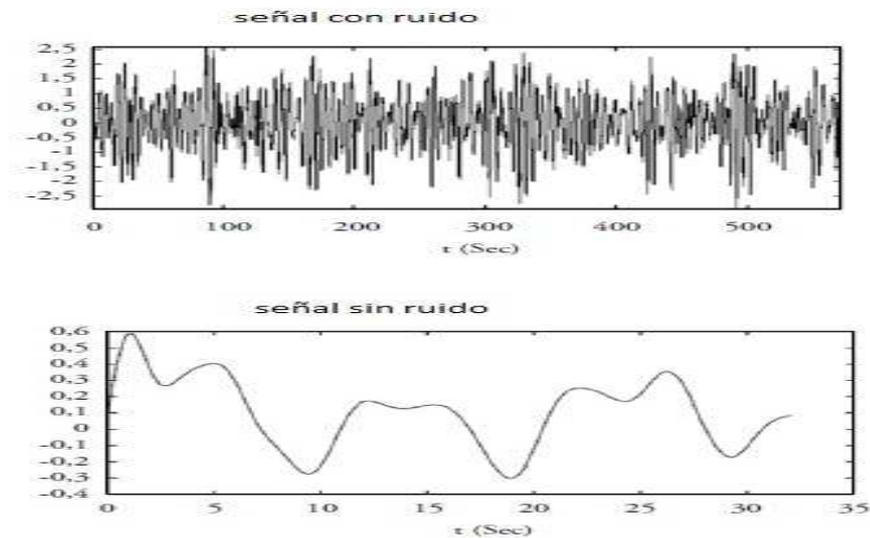


Figura 3.11: Señal transformada con wavelet.
Fuente: Interpsiquis (2013)

3.4.1.6. VERIFICACIÓN DE ESTADO ADELANTE

Para el estado adelante se tiene en el electroencefalograma un estado alto de rango 270 a 280 el cual nos indica que esta en un estado de meditación con un nivel elevado para que se ejecute esta orden, el cual fue resuelto con la suspensión de ruido, y observando los estados, el estado de atención que nos manda información es el más óptimo como se ve en la figura 3.12.

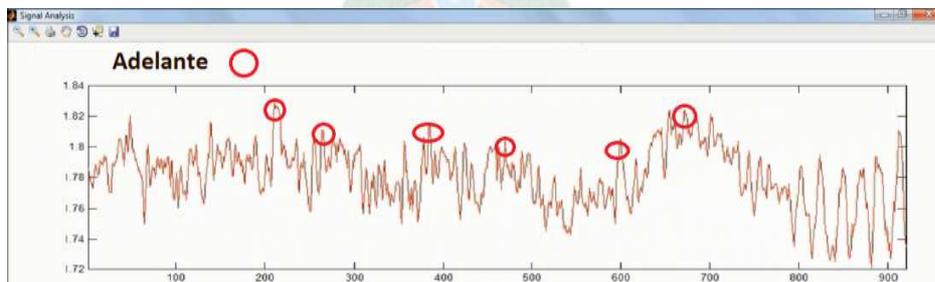


Figura 3.12: Electroencefalograma hacia adelante.

3.4.1.7. VERIFICACIÓN DE ESTADO ATRÁS

Para el estado hacia atrás se toma en consideración la meditación en un rango de 240 a 270 para un nivel bajo para que las señales producidas por el cerebro no se eleven sino estén en un sentido contrario y esto hará que produzca un efecto contrario al estado adelante como se ve en la figura 3.13.

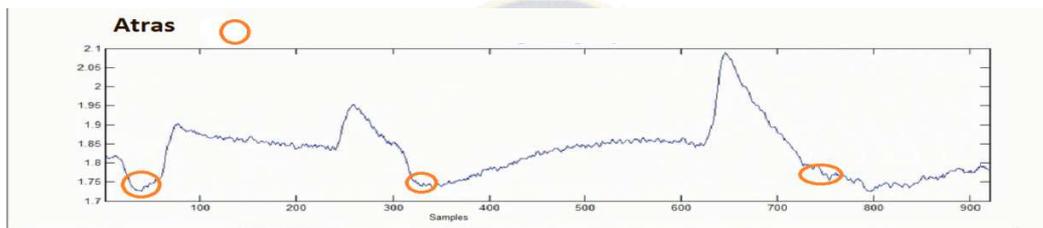


Figura 3.13: Electroencefalograma hacia atrás.

3.4.1.8. VERIFICACIÓN DE ESTADO IZQUIERDA

Este estado se dará cuando la persona este en atención con un rango de 750 a 775, llegará a ser un estado elevado estará en un estado promedio como se ve en la figura 3.14.

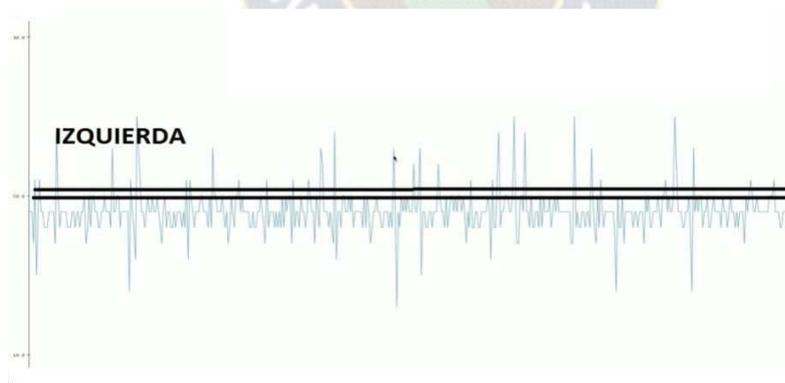


Figura 3.14: Electroencefalograma hacia la izquierda.

3.4.1.9. VERIFICACIÓN DE ESTADO DERECHA

El estado derecha estará en un estado de atención que está en los rangos de 775 a 800, llegará a ser un estado más elevado y estará en un promedio como se ve en la figura 3.15.

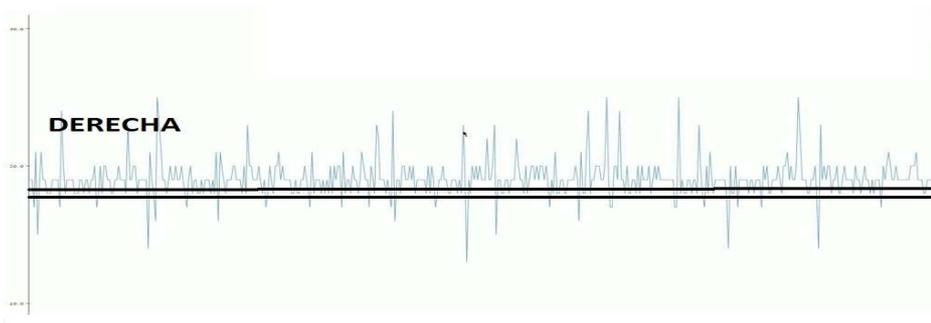


Figura 3.15: Electroencefalograma hacia la derecha.

3.4.2. DISEÑO DEL HARDWARE

3.4.2.1. SISTEMA AUTOMÁTICO

El sistema automático que se utiliza es un sistema robotizado consiste en la utilización de un mini-robot que mimetiza las operaciones llevadas a cabo por una persona para desarrollar un método analítico. Desde un punto de vista general, estos métodos pueden considerarse como una modalidad de los métodos analíticos discontinuos.

3.4.2.2. METODOLOGÍA SISTEMA DE CONTROL

El sistema de control nos ayudará a tener una mejor implementación de hardware con su metodología de diseño de sistema de control.

- En sus fases nos menciona:
- Conocimiento del problema
- Diseño de la especificación
- Modelado
- Diseño del sistema de control
- Simulación
- Elección de la tecnología
- Implementación
- Test
- Explotación

La cual sólo tomaremos el modelado, diseño del sistema de control y implementación, ya que lo demás fueron resueltas con la metodología en v.

3.4.2.3. FASE DE MODELADO

La elección de la hipótesis valida el trabajo, el conocimiento del problema, obtenemos un modelo simplificado apto para el diseño, en la figura 3.16 vemos la eliminación de ruido.

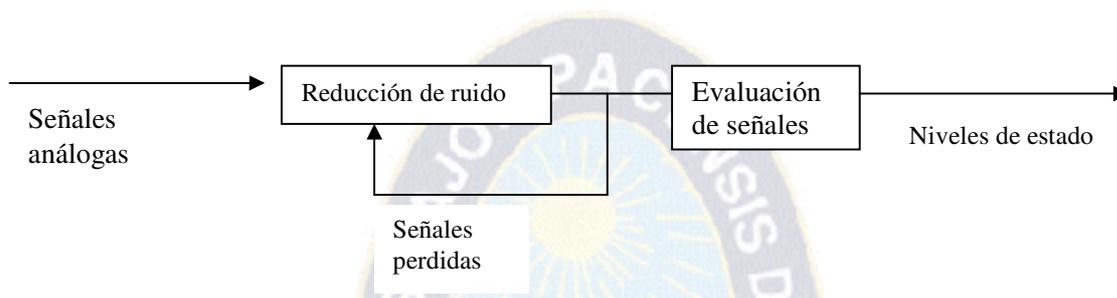


Figura 3.16: Eliminación de ruido.

Figura 3.17 se muestra modelo de especificación de sistema de control:



Figura 3.17: Modelo sistema de control general.

Entrada: señal que envía la computadora hacia la palca arduino mediante la comunicación bluetooth

Proceso: Se evalúa la adquisición de la entrada para procesarla y así mandar una orden y esta que se vuelva en ejecución.

Salida: Es la parte de ejecución para que se muevan los motores de acuerdo a la orden que se mando.

3.4.2.4. FASE DE SISTEMA DE CONTROL

El sistema de control nos indica el funcionamiento de la silla de ruedas en sus direcciones adelante, atrás, izquierda y derecha como se ve en la figura.

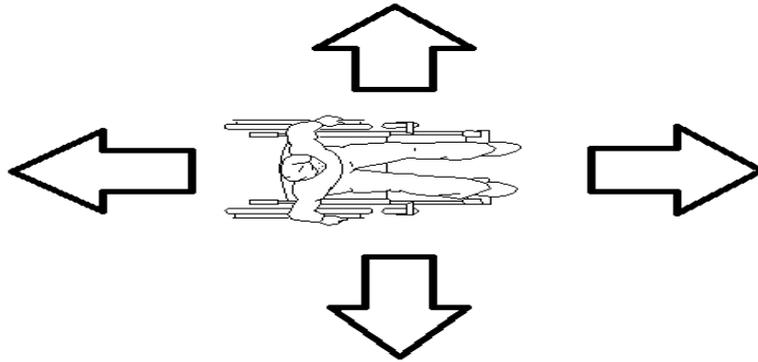


Figura 3.18: Direccionamiento en sistema de control.

El sistema de control como se ve en la figura 3.19, que se toma en de lazo abierto que indica en cuanto a la entrada no tiene en cuenta el estado de la salida.



Figura 3.19: Sistema de control.

- a) **Sensor:** El sensor a tomarse en cuenta es el módulo bluetooth que recibe la información de la computadora de los electroencefalogramas.
- b) **Controlador:** Recoge la información del sensor esta en el controlador realiza la evaluación, realiza las instrucciones almacenadas en el programa de forma cíclica. Es un circuito integrado que contiene muchas de las mismas cualidades que una computadora, al adquirir la información se verifica el orden que se obtuvo en cuanto a la dirección que se tomara y las opciones es adelante, atrás, izquierda y derecha.
- c) **Actuador:** El actuador se en carga de ejecutar la orden del controlador en el cual en este caso son dos motores con una caja de engranaje que ayuda a tener más fuerza, se realizará el movimiento de los motores en cuanto a la orden se ejecute con las opciones izquierda, derecha, adelante y atrás.

3.4.2.5. FASE DE IMPLEMENTACIÓN

Se tiene una técnica de diseño en el cual, se toma un espacio de estado, control óptimo y una síntesis directa. El evaluar el modelo en cuanto a diversos aspectos (seguimiento de referencias, estabilidad, dinámica, robustez), y optimizar la función del resultado de la evaluación, retocar el diseño original.

- a) **Seguimiento de referencia:** Se toma en cuenta las características y estructura de una silla de ruedas eléctrica, para sacar un prototipo a escala.
- b) **Estabilidad:** Se toma en cuenta la estructura de la base que es una madera para armar el prototipo con una medida de 37x47 centímetros, en la cual se coloca las ruedas de tracción y ruedas de dirección, como se ve en la figura 3.20. En la ruedas de tracción se establece una barra de soporte para proporcionar estabilidad en cuanto al movimiento de el prototipo.

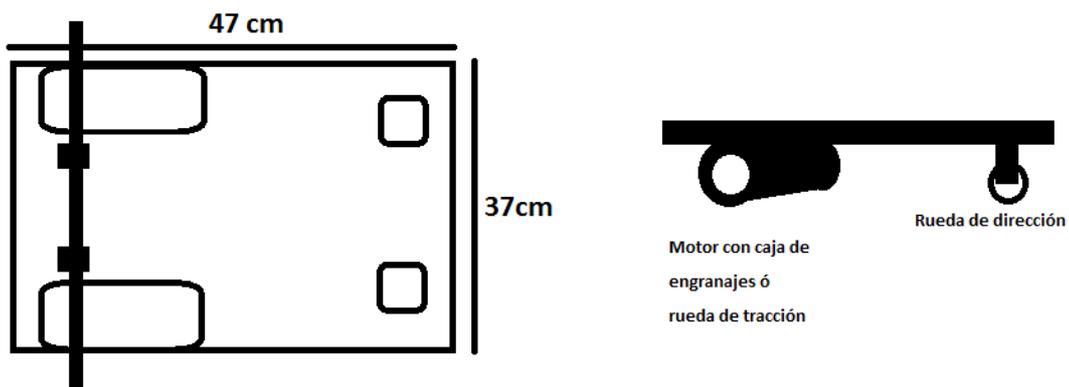


Figura 3.20: Base del prototipo y posiciones de las ruedas.

- c) **Dinámica:** La dinámica del sistema se efectúa gracias a los motores sf550 que consumen 6 voltios y con su juego de engranajes soporta su peso por lo menos 50 kilogramos por motor de acuerdo a el peso se evalúa el consumo de corriente para que este tenga un movimiento fluido y de acuerdo al peso se disminuye a la mitad el soporte del motor a 25 kilogramos de estos se tiene que la suma de corrientes se tiene el consumo de 14 amperios por los dos motores y levanta un peso de 50 kilogramos todo el

prototipo, las ruedas de dirección ayudan a tener más fluidez al sistema ya que estas giran en su propio eje y pueden desplazarse en todas las direcciones.

d) Robustez: La robustez se basará en cuanto a la escala del prototipo y el armado, se uso materiales de bajo peso, el armado del circuito se uso un protoboard para la conexiones.

3.4.2.6. CONEXIÓN MÓDULO BLUETOOTH A ARDUINO

El módulo bluetooth cuenta con cuatro pines los cuales son 5 voltios, GND o negativo, RX receptor y TX transmisor los cuales están conectados al arduino mediante sus pines RX receptor y TX transmisor como se ve en la figura 3.21, lo cual al recibir la información por el módulo bluetooth pasa al procesador de arduino que ejecuta las ordenes y se lo manda al actuador o los motores.

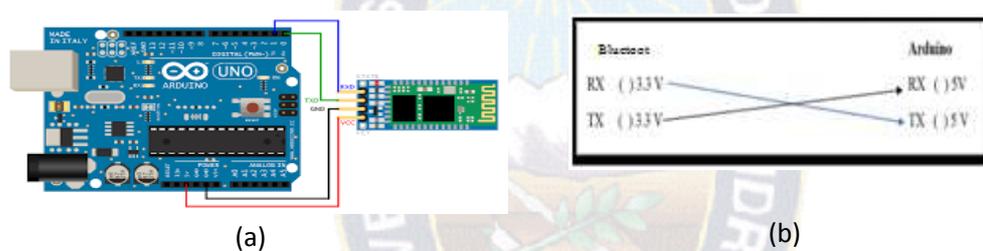


Figura 3.21:Conexión Bluetooth a Arduino

(a).Esquema de conexión arduino bluetooth, (b). configuración bluetooth arduino.

3.4.2.7. CONEXIÓN DRIVER VNH2SP30 A ARDUINO

El driver cuenta tiene las características Voltaje máximo de 16V, Corriente nominal máxima de 30 A, Práctica Continua Corriente de 14 A, Detección de corriente disponible para Arduino pin analógico, Resistencia MOSFET para amplificar la señal eléctrica es de 19 mΩ (por pierna), Frecuencia PWM o técnica para obtener resultados analógicos con medios digitales en un máxima de 20 kHz, apagado térmico y Baja tensión y apagado por sobretensión, la conexión al arduino se realiza con los pines 4,5,6,7,8 y 9 del arduino al los pines 4,5,6,7,8y 9 del driver de motor y los pines analógicos A0 y A1 para el control de velocidad este el driver cuenta con dos distintos tipos de alimentaciones uno de 5 voltios y otro de 12 voltios, el común entre los dos el negativo o GND como se ve en la figura 3.22.

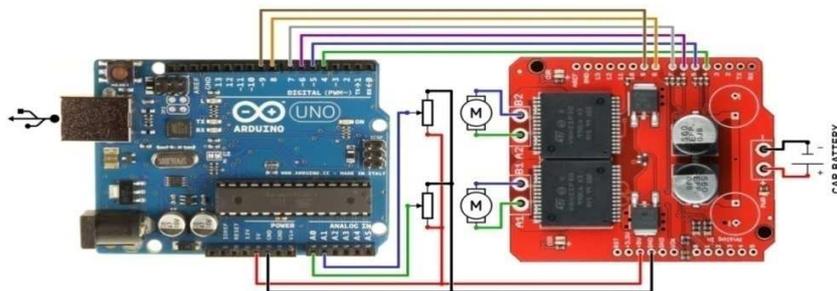


Figura 3.22: Conexión arduino con driver VNH2SP30

Igualmente se los motores se colocan en los pines (A1, B1) y (A2, B2), estos deben de establecer la dirección mediante su polaridad y se realizará manualmente, La fuerza que se ejerce en el motor es de 11000 revoluciones por minuto (RPM) que con el juego de engranajes se tiene en el engranaje final 100 revoluciones por minuto (RPM) y llega a levantar un peso de hasta 25 kilos por motor, y un peso total del prototipo de 50 kilos, esto gracias al sistema de potencia que viene integrado el driver con el sistema MOSFET como se ve en la figura 3.23.

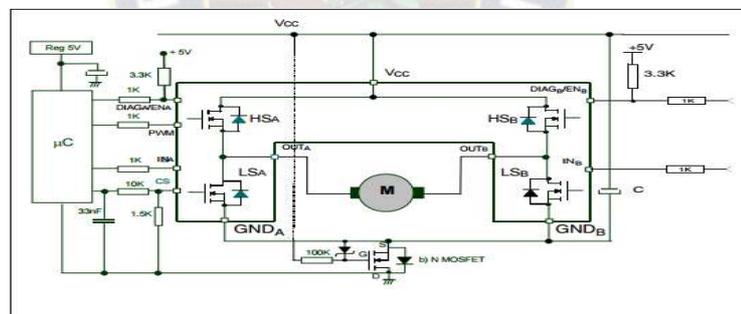


Figura 3.23: Typical application circuit for DC to 20 kHz PWM operation short circuit protection.

Fuente: STMicroelectronics, (2008)

De manera general se tiene las señales que se recepción mediante la computadora, el sistema de control al adquirir las señales realiza un proceso de dirección el cual se le manda las señales del arduino y posteriormente al driver de motor este realiza una elevación de corriente para que le motor empiece a avanzar y gane fuerza, esto con un juego de engranajes que se encarga de la fuerza para la base del prototipo de la silla de ruedas, el

sistema de control tiene que ser lo más sencillo para que cuando se tenga algún problema en hardware se lo pueda remplazar inmediatamente.

3.5. CODIFICACIÓN

3.5.1 ALGORITMOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS

El sistema cuenta con dos diferentes algoritmos en cuanto a la adquisición de las señales, el primer algoritmo que es la verificación de dispositivos conectados en la computadora, esto para que ya se tenga la configuración establecida y como se ve en el algoritmo de la figura 3.24 y esto ayuda a que no tenga errores al iniciar el programa.

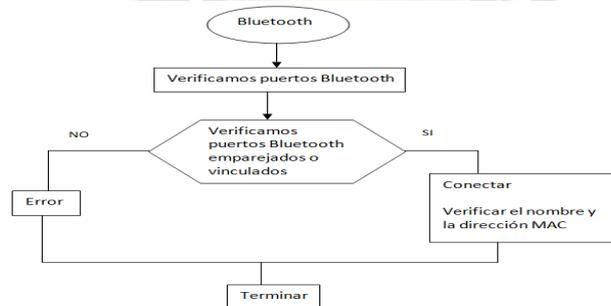


Figura 3.24: Algoritmo de conexión.

El segundo algoritmo como se ve en la figura 3.25 abarca la constancia de adquisición de las señales emitidas por el cerebro para que se realice el análisis correspondiente, en este algoritmo no debe de perderse la señal y a la vez de ayudarnos con la información que nos brinda.



Figura 3.25: Algoritmo de adquisición de datos

3.5.2. VENTANA PRINCIPAL

La ventana principal cuenta con 4 botones como se ve en la figura 3.26, aclarar que el dispositivo neurosky y el hardware del prototipo debe de estar encendido para que el sistema arranque correctamente y no tenga ningún problema de vinculación, el panel cuenta con cuatro botones los cuales son el control para entrenar al cerebro, play que es empezar con el control de movimientos de la silla de ruedas a escala a 90° por dirección, que es una ayuda de la conexión y puesta en la cabeza del dispositivo y salir del sistema.

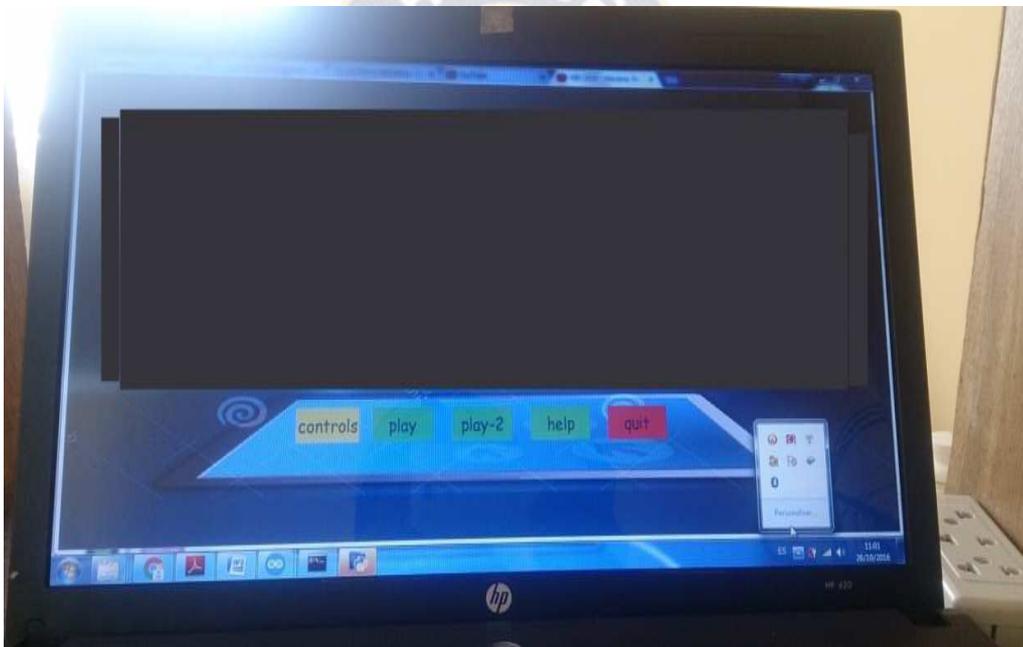


Figura 3.26: Menú ventana principal

3.5.3. PANEL DE CONTROL

Cuenta con un graficador de ondas cerebrales, un medidor de atención y otro de meditación y uno conjunto de botones que indican la dirección como se ve en la figura 3.27, para entrenar la mente las distintas opciones que realizará la persona al momento de usar el sistema, este ayudará a mejorar el control.



Figura 3.27: Control y entrenador

3.5.4. BOTÓN PLAY

Que nos manda directamente a los controles de la silla de rueda a escala, cuenta con cuatro indicadores o flechas que son adelante, atrás, izquierda y derecha como se ve en la figura 3.28, los cuales con los indicadores ya mencionados y con el debido entrenamiento este realizará las peticiones indicadas por el usuario que maneje el sistema, esto se probó inicialmente con un pequeño prototipo para luego establecerlo en el sistema anteriormente mencionado.

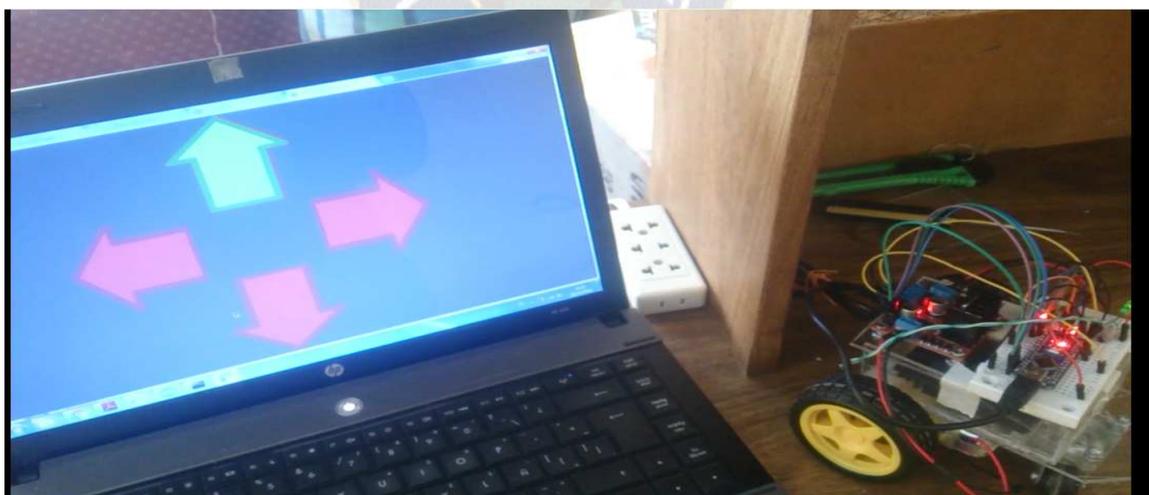


Figura 3.28: Panel indicador de movimiento.

3.5.5. VENTANA AYUDA

Esta ventana indica como de ir puesta el dispositivo neurosky en la cabeza como se ve en la figura 3.29.



Figura 3.29: ventana ayuda.

3.6. TEST DE DISEÑO

Para verificar el correcto funcionamiento de los elementos que componen este prototipo se debe tomar en cuenta que implica dos aspectos, hardware y software.

3.6.1. TEST DE HARDWARE

La siguiente figura 3.30, expone los elementos de hardware que involucra la construcción del prototipo automático. Su funcionalidad es esencial para correcta función de todo.

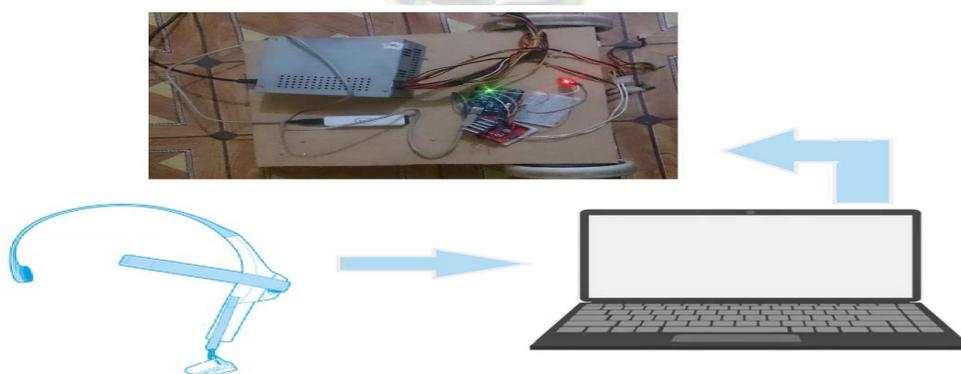


Figura 3.30: Esquema general de hardware.

3.6.1.1. VERIFICACIÓN DEL ARDUINO Y EL MÓDULO BLUETOOTH

Para la verificación del módulo bluetooth se realiza las conexiones establecidas, al conectar a la corriente el módulo deberá de parpadear constantemente su led eso indica que esta prendido el módulo bluetooth para que se pueda enviar información este deberá de emparejarse con cualquier otro dispositivo que cuente con un módulo bluetooth, al emparejarlos el led que parpadeaba deberá de estar encendido y no parpadear eso indica que se emparejo y que ya se puede enviar mensajes, mediante un terminal se verifica si se le manda un mensaje y este al recibirlo deberá demostrar alguna respuesta eso nos indica que el módulo está conectado y funciona correctamente y esto se puede ver en la figura 3.31.

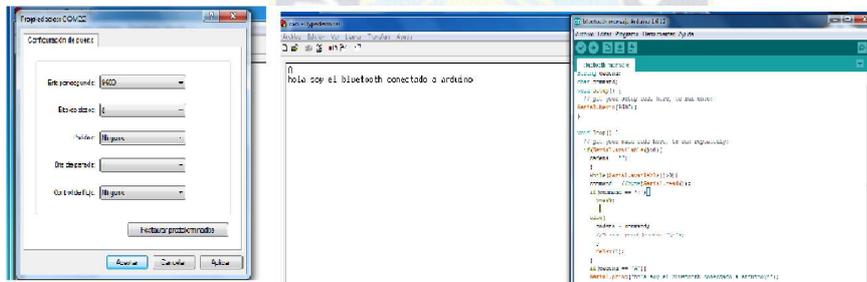


Figura 3.31: Verificación arduino y módulo bluetooth

En la configuración nos muestra Bits por segundo que es la velocidad expresada en baudios, dependerá de la que tenga configurada el módulo, en este caso se tiene que trabajará a 9600.

Bits de datos que trabajará a 8 bits, Los bits de datos determinan la longitud de un paquete de información que se envía cada vez.

Paridad ninguna, Después de los bits de datos se puede enviar un bit de paridad que servirá para verificar que lo recibido es correcto comprobando si el número de bits transmitidos es par o impar. Si la configuración es de paridad par, el bit estará a nivel alto si la paridad es tal o a nivel bajo en caso contrario.

Bits de parada que es 1, Después del control de paridad (si existe) se envían los bits de parada (que pueden ser 1, 2 o 1 y medio) con los que marcar el final de la información.

Control de flujo que es ninguno, (Control del flujo) A grandes rasgos el control de flujo (cuándo recibir/transmitir) se puede realizar por hardware, por software o no realizarse en absoluto (como en nuestro caso) El control por hardware, también llamado RTS/CTS (del inglés Request To Send / Clear To Send) dedica un par de cables para informar al emisor y receptor de cuándo uno u otro está listo para enviar o recibir información. En el caso del control por software, llamado XON/XOFF, se envía un código para informar del inicio o fin de la comunicación. Cuando la comunicación es full duplex (se envía y recibe de manera simultánea) no tiene sentido usarlo.

3.6.1.2. INTERFACE ARDUINO DRIVER VNH2SP30

La interface de driver VNH2SP30 y el arduino conectados por sus pines 4, 5, 6, 7,8 y 9 se verifica que tiene un correcto funcionamiento con una alimentación de 12 voltios, como se ve en la figura 3.32 a este se le adiciona un disipador de calor para que el circuito no caliente y se mantenga estable.



Figura 3.32: Verificación de arduino y driver VNH2SP30.

3.6.1.3. INTERFACE DRIVER VNH2SP30 Y MOTORES SF550

La verificación de los motores se da cuando se conecta al driver de motor y se coloca en la estructura, se usan los motores sf550 que emite una gran potencia como se ve en la figura 3.33.



Figura 3.33: Motores sf550.

Y este se coloca a la base de la estructura con las ruedas de dirección como se muestra en la figura 3.34.



Figura 3.34: Base con ruedas de dirección.

Colocando los motores sf550 que serán las ruedas de tracción para que este pueda desplazarse como se ve en la figura 3.35 de perfil.



Figura 3.35: Base con ruedas vista de perfil.

La figura 3.36 muestra el posterior de la base con los motores sf550.



Figura 3.36: Base con ruedas vista de posterior.

Todo el sistema funciona correctamente de acuerdo a las características implementadas con el driver y el arduino esto implementado a la estructura de madera como se ve en la figura 3.37.

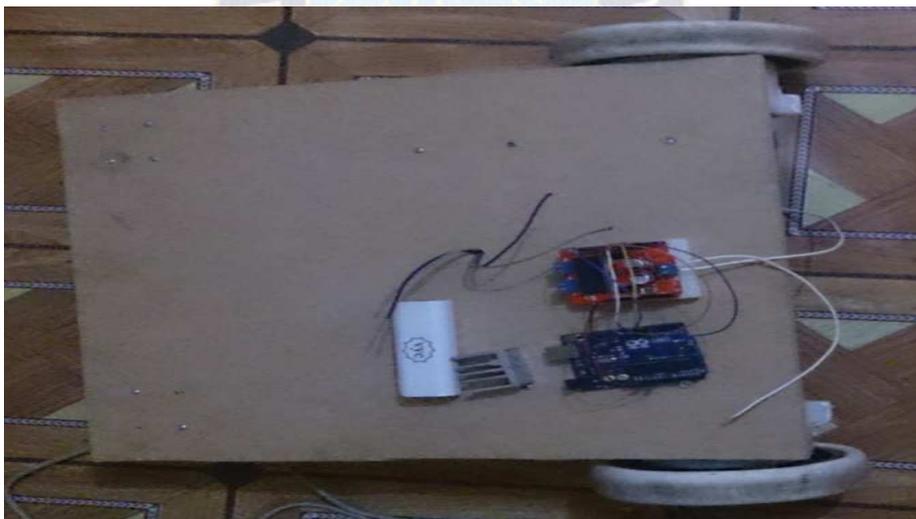


Figura 3.37: Base con las ruedas vista de superior.

3.6.2. TEST DE SOFTWARE

Los módulos más importantes son el módulo control y el módulo control de dirección el cual se integra por la comunicación del bluetooth al arduino, esta aplicación interactúa directamente con el usuario, su interfaz muestra información del trabajo que realiza al interactuar con el prototipo, esto se verifica en la tabla.

Tabla 3.4: Documento de prueba de software

| Documento de Pruebas 1 | |
|-------------------------------|---|
| Módulo | Módulo de control, modulo de control de dirección. |
| Actividad | <ul style="list-style-type: none"> • El módulo control se encarga de entrenar al cerebro loas funciones que llegara a realizar • El módulo control de dirección se encarga de que la orden de dirección se realice enviándola al prototipo. |
| Observación | Su funcionamiento es como se esperaba |
| Detalle de observación | Cada elemento que se puede observar en la interfaz de la aplicación funciona como se esperaba. |

3.7. TEST DE INTEGRACIÓN

Todo el dispositivo desde el punto de vista sistémico va conformado por los módulos esenciales que se aprecia, totalmente integrado y en correcto funcionamiento.

Una vez integrado los distintos módulos se realiza la verificación del funcionamiento del sistema como uno lo que viene siendo el dispositivo automático de interfaz entre la computadora y arduino, para ello se genera el siguiente documento de pruebas común o general de la función integral, como se detalla en la tabla 3.5.

Tabla 3.5: Documento de prueba de integración

| Documento de Pruebas 2 | |
|-------------------------------|---|
| Módulo | Aplicación de interfaz en python, Arduino, Actuadores, Sensores. |
| Actividad | <p>Las pruebas realizadas son el funcionamiento correcto del sistema.</p> <p>1.-En el aspecto de hardware que va conformado por los módulos que van integrado a la placa arduino funcionan correctamente.</p> <p>2.-En el documento de pruebas podemos observar la correcta</p> |

| | |
|----------------------------|--|
| | funcionalidad del aspecto de software. 3.-Con la integración de ambas partes de lo que son el hardware y software el dispositivo funciona correctamente. |
| Soluciones correcciones | o Con respecto al iniciar el sistema demora un poco en reconocer la interfaz entre el programa y la placa arduino con el neurosky pero funciona correctamente. |

3.8. TEST OPERACIONAL DEL SISTEMA

En esta última fase se realiza las pruebas del sistema como producto final, a diferencia de la anterior fase, esta vez involucrando el prototipo de la silla de ruedas que es el principal objetivo de estudio la tabla 3.6 muestra la documentación de funcionamiento de la automatización sobre un escenario real.

Tabla 3.6: Documento de prueba operacional del sistema

| Documento de Pruebas 3 | |
|-------------------------------|--|
| Módulo | Aplicación de interfaz en python, Arduino, Actuadores, Sensores. |
| Actividad | Con las diferentes pruebas realizadas en un escenario real se tienen las siguientes observaciones: 1.-La transmisión de datos desde la interfaz hasta la placa Arduino viene siendo no muy fluido esto debido a que existe un retardo de tiempo. 2.-El censor y los actuadores se acondicionaron adecuadamente para que puedan realizar el desplazamiento. |
| Soluciones | Su funcionamiento es como se esperaba |

CAPÍTULO 4

PRUEBA DE HIPÓTESIS

En este capítulo se realiza la prueba de hipótesis planteada, realizando el análisis de los resultados obtenidos de los diferentes casos de prueba, los cuales contrastan los resultados de las pruebas de iteración descritas en la fase de pruebas.

4.1. RECOLECCIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

La recolección de la información se da de acuerdo al funcionamiento del el sistema desde su ejecución, el sistema empieza desde la activación del dispositivo neurosky como se ve en la figura 4.1, que indica el led azul que esta encendido.



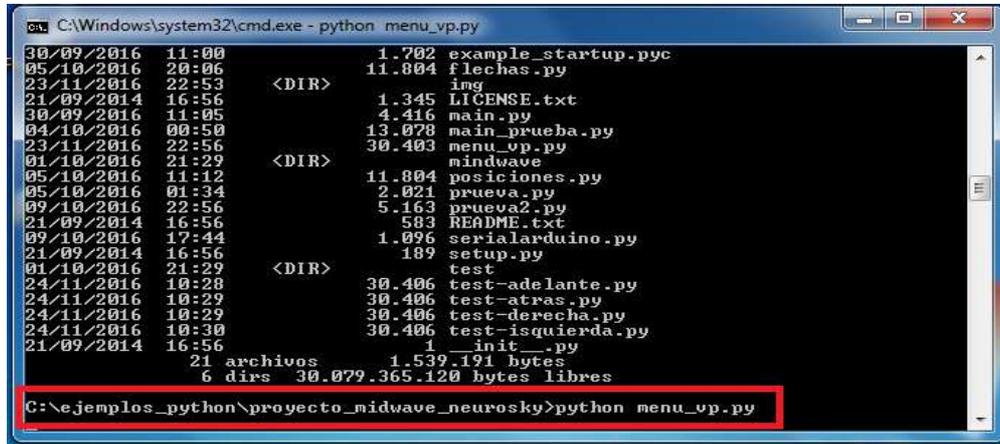
Figura 4.1: Neurosky mindwave encendido.

La posición del dispositivo se verifica con el brazo recogible que va en la parte frontal de la cabeza, en la parte superior del ojo izquierdo la cual lleva un electrodo y el sujetador para la oreja que va al lado izquierdo como se ve en la figura 4.2.



Figura 4.2: Posicionamiento en la cabeza del neurosky mindwave.

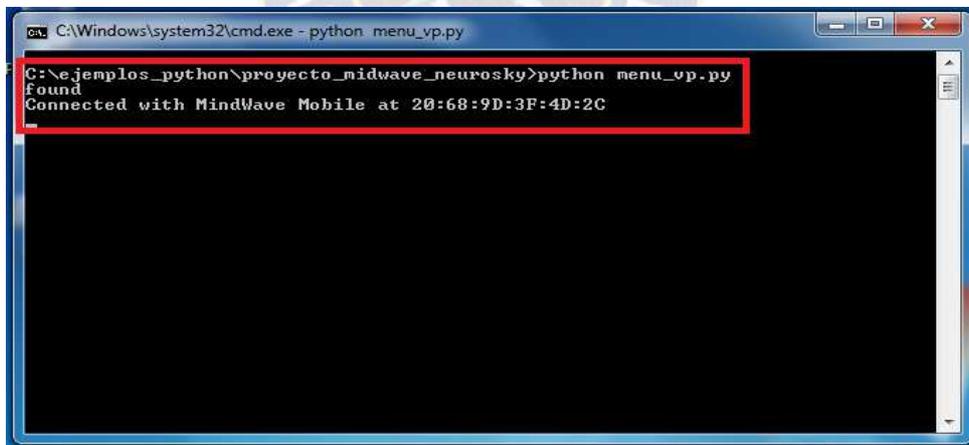
Mediante esto se pasa a la ejecución del sistema como se ve en la figura 4.3 para lo cual el dispositivo neurosky debe de estar encendido también el prototipo de silla de ruedas.



```
C:\Windows\system32\cmd.exe - python menu_vp.py
30/09/2016 11:00 1.702 example_startup.pyc
05/10/2016 20:06 11.804 flechas.py
23/11/2016 22:53 <DIR>
21/09/2014 16:56 img
30/09/2016 11:05 1.345 LICENSE.txt
04/10/2016 00:50 4.416 main.py
23/11/2016 22:56 13.078 main_prueba.py
01/10/2016 21:29 30.403 menu_vp.py
05/10/2016 11:12 <DIR> mindwave
05/10/2016 01:34 11.804 posiciones.py
09/10/2016 22:56 2.021 prueba.py
21/09/2014 16:56 5.163 prueba2.py
09/10/2016 17:44 1.096 README.txt
21/09/2014 16:56 189 serialarduino.py
01/10/2016 21:29 <DIR> setup.py
24/11/2016 10:28 30.406 test
24/11/2016 10:29 30.406 test-adelante.py
24/11/2016 10:29 30.406 test-atras.py
24/11/2016 10:30 30.406 test-derecha.py
21/09/2014 16:56 1 __init__.py
21 files 1.539.191 bytes
6 dirs 30.079.365.120 bytes libres
C:\ejemplos_python\proyecto_midwave_neurosky>python menu_vp.py
```

Figura 4.3: Ejecución de la aplicación.

El emparejamiento se realiza mediante el identificador único conocido como MAC esto hará que sólo se conecten un dispositivo y un prototipo se conecten al sistema como se ve en la figura 4.4.



```
C:\Windows\system32\cmd.exe - python menu_vp.py
C:\ejemplos_python\proyecto_midwave_neurosky>python menu_vp.py
Found
Connected with MindWave Mobile at 20:68:9D:3F:4D:2C
```

Figura 4.4: Emparejamiento mediante identificador único MAC.

Tras haber realizado la conexión exitosa nos direccionara a la ventana principal como se ve en la figura 4.5.



Figura 4.5: Ventana principal

Con esto verificamos la ventana de control que nos ayuda a entrenar la mente para tener el control del prototipo como se ve en la figura 4.6.

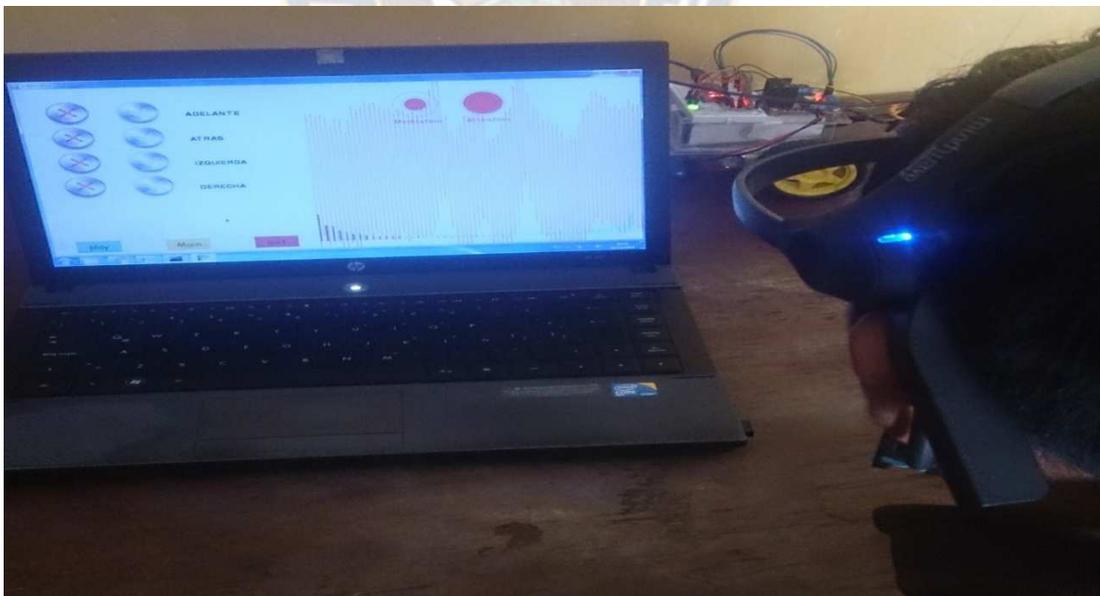


Figura 4.6: Panel de control.

Mediante el entrenamiento se logra hacer un control del prototipo como se ve en la figura 4.7.

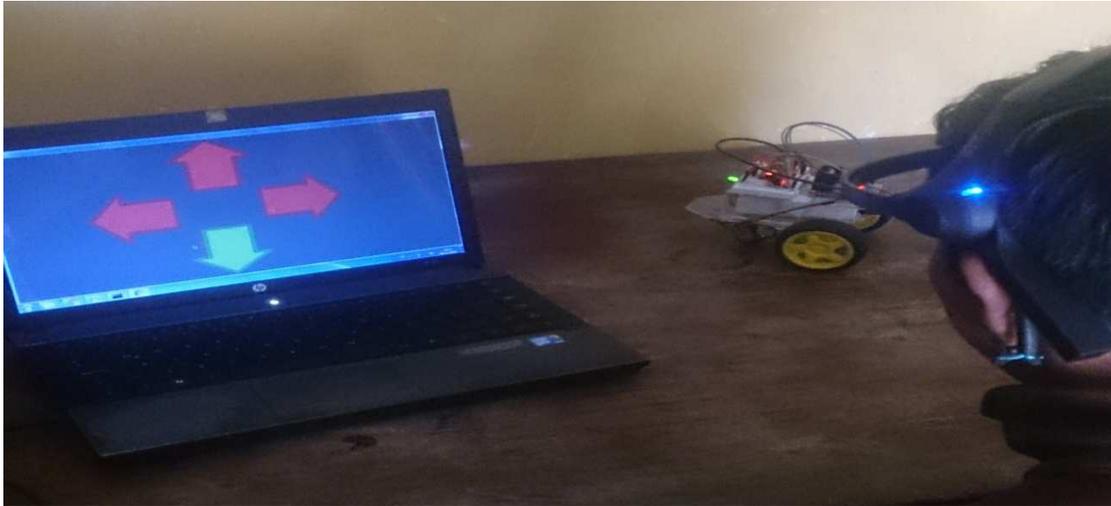


Figura 4.7: Panel de control de dirección

Como se vio en las figuras se mostró un prototipo pequeño que simula a la silla de ruedas como se ve en la figura 4.8, ya que el sistema de control no varía.

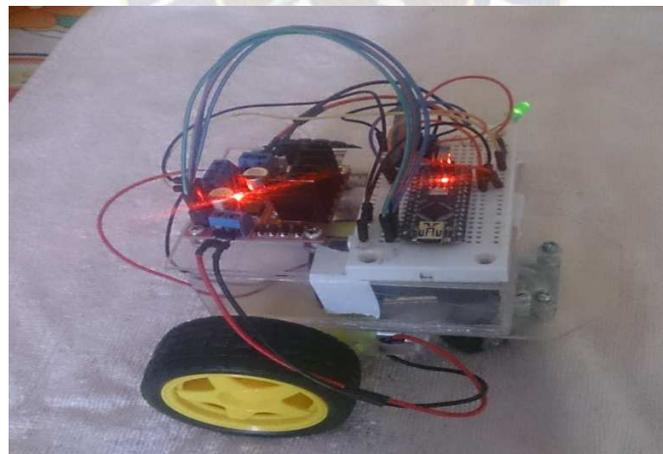


Figura 4.8: Primer prototipo de silla de ruedas.

El prototipo a mayor escala lleva el mismo sistema de control con la comunicación bluetooth la diferencia se ve en el driver de motor y los motores ya que como anteriormente se mencionó son de mayor capacidad puesto que la funcionalidad del driver llega a

tener una funcionalidad de 30 Amperios y como se muestra el esquema como se ve en la figura 4.9.

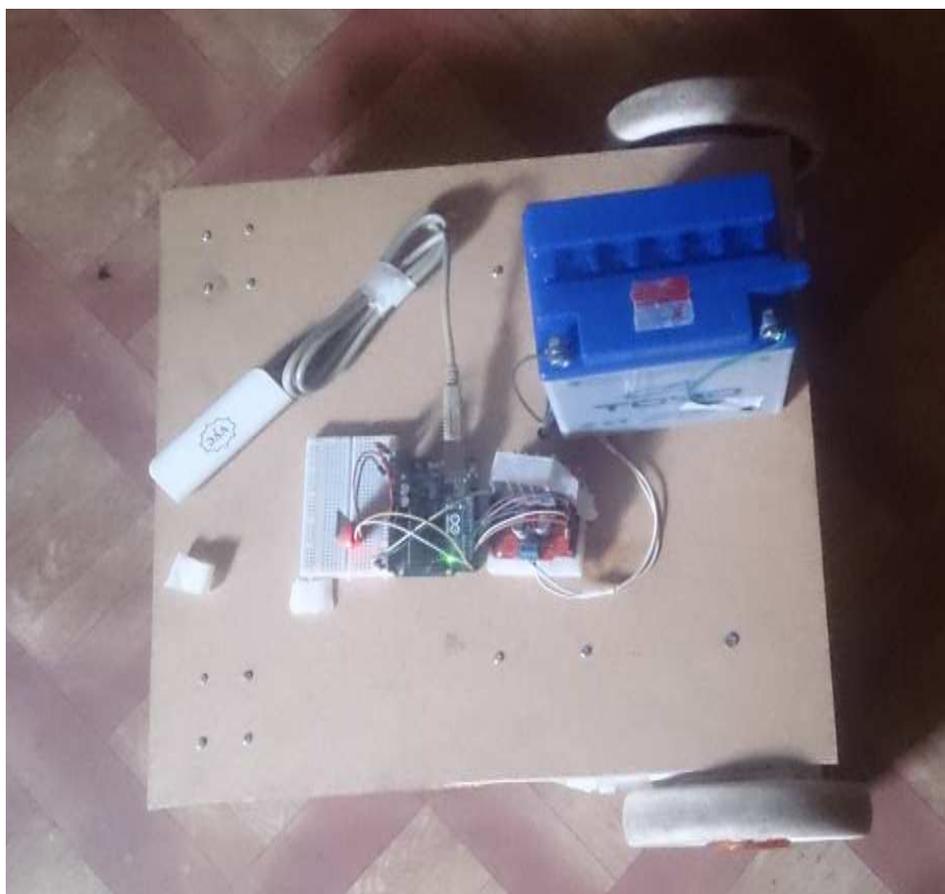


Figura 4.9: Segundo prototipo de silla de ruedas

Para verificar nuestra hipótesis se tomó una muestra de 3 personas para la prueba de la hipótesis mediante la evaluación mencionada en el anexo D para el funcionamiento del sistema y el prototipo de la silla de ruedas como se muestra en las siguientes tablas de evaluación.

La tabla 4.1 muestra la evaluación de control de direcciones al Doctor Raul Miranda, médico general en la posta clínica Juan Maria.

Tabla 4.1: tabla evaluación caso Dr. Raul Miranda.

| DATOS DE LA PERSONA | | | | | |
|---------------------------------|--------------------|-----------|--|---------------|-----------------------------------|
| Sexo | Femenino | | Masculino | X | |
| Edad | 62 | | | | |
| Actividad | Médico | | | | |
| EVALUACIÓN SISTEMA DE DIRECCIÓN | | | | | |
| | Tiempo | Distancia | Dimensión del lugar | Tipo de suelo | Evaluación |
| Evaluación adelante | 10 min. | 3 m. | 3x4 m | Mármol | Tuvo un rendimiento favorable |
| Evaluación atrás | 10 min. | 3 m. | 3x4 m | Mármol | Tuvo un rendimiento satisfactorio |
| Evaluación izquierda | 5 min | - | 3x4 m | Mármol | No pudo girar correctamente |
| Evaluación derecha | 5 min | - | 3x4 m | Mármol | No giro a la izquierda |
| EVALUACIÓN SISTEMA DE CONTROL | | | | | |
| | Estabilidad | | Funcionamiento | | |
| Ruedas de tracción | Favorable tracción | | Estable | | |
| Fluidez | Correcta | | Correcta | | |
| Driver VNH2SP30 | Correcta | | No se uso disipador de calor lo cual provoco que los driver calienten más de lo establecido. | | |

La tabla 4.2 muestra la evaluación de la Enfermera Camille Guilton, enfermera en Francia y misionera en Bolivia ayudando en la posta clínica Juan Maria, en este caso la persona tardo

más de lo debido en activar el panel de control lo cual tuvo que hacer algunas actividades para, y que los controles alteraban y ponían más nerviosa a la evaluada.

Tabla 4.2: tabla evaluación caso Enf. Camille Guilton.

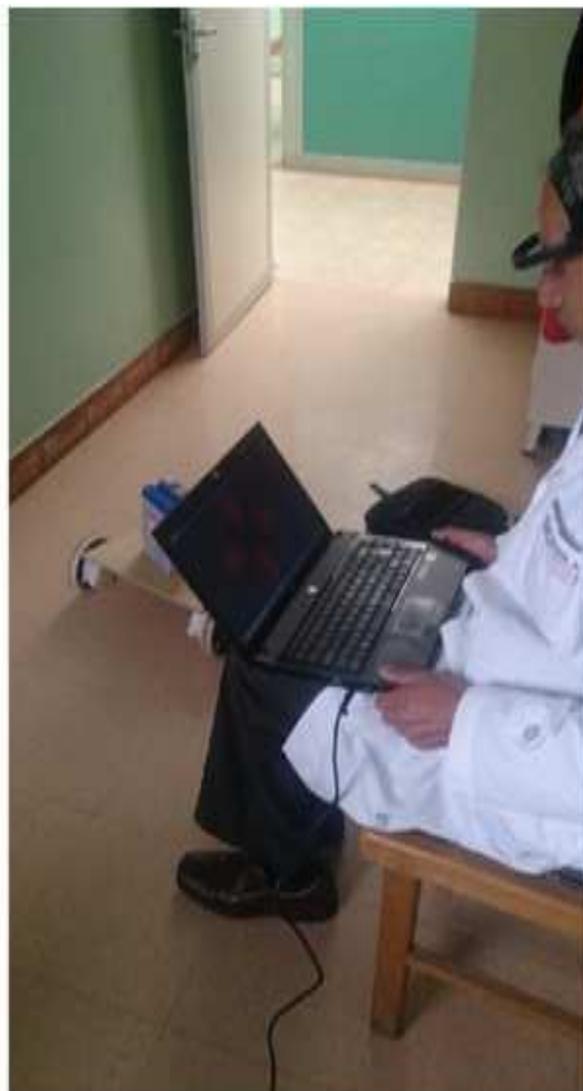
| DATOS DE LA PERSONA | | | | | |
|---------------------------------|--------------------|-----------|--|---------------|--|
| Sexo | Femenino | X | Masculino | | |
| Edad | 25 | | | | |
| Actividad | Enfermera | | | | |
| EVALUACIÓN SISTEMA DE DIRECCIÓN | | | | | |
| | Tiempo | Distancia | Dimensión del lugar | Tipo de suelo | Evaluación |
| Evaluación adelante | 10 min. | 3 m. | 3x4 m | Mármol | No se realizo satisfactoriamente |
| Evaluación atrás | 10 min. | 3 m. | 3x4 m | Mármol | No se realizo satisfactoriamente |
| Evaluación izquierda | 5 min | - | 3x4 m | Mármol | Se tuvo un favorable rendimiento |
| Evaluación derecha | 5 min | - | 3x4 m | Mármol | Se tuvo un rendimiento moderadamente favorable |
| EVALUACIÓN SISTEMA DE CONTROL | | | | | |
| | Estabilidad | | Funcionamiento | | |
| Ruedas de tracción | Favorable tracción | | Estable | | |
| Fluidez | Correcta | | Correcta | | |
| Driver VNH2SP30 | Correcta | | Se coloco un disipador de calo y eso mantuvo frio los drivers. | | |

La tercera persona enfermera en la posta clínica Juan Maria, Veronica no logro realizar la prueba de control no se pudo estimular la mente de la evaluada.

En las figura 4.1 vemos al doctor Raul Miranda y a la enfermera Camille Guilton probando el sistema.



(a)



(b)

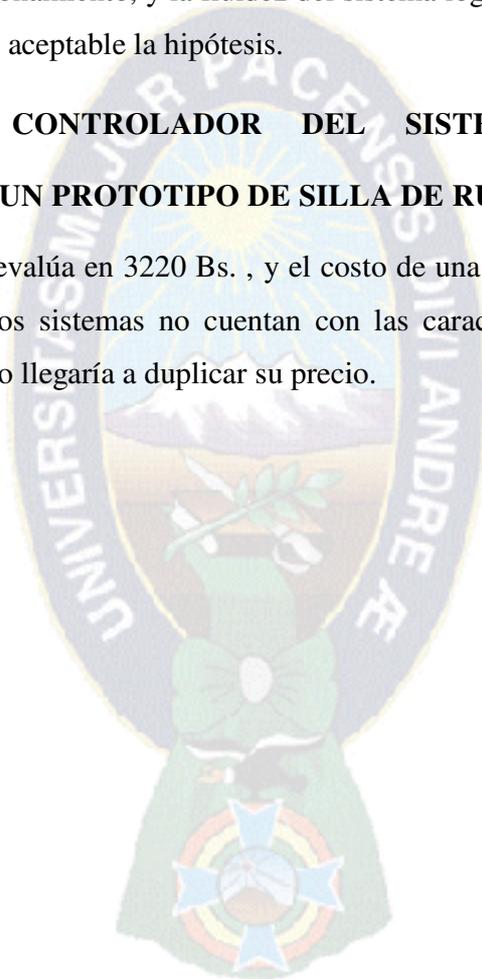
Figura 4.10: (a), caso Enfermera Camille. (b), caso Doctor Raul.

4.2. DEMOSTRACIÓN DE LA HIPÓTESIS

Se verifica que el uso de una interface cerebro ordenador basado en pulsos electromagnéticos hace que el sistema de control automático de un prototipo de silla de ruedas pueda desplazarse en su entorno, con experimentos realizados a tres individuos que no tuvieron un entrenamiento extenso, se observó que dos si lo lograron satisfactoriamente y verificando que el funcionamiento, y la fluidez del sistema logre una estabilidad mayor al del 95% afirmando que es aceptable la hipótesis.

4.3. COSTO DEL CONTROLADOR DEL SISTEMA DE CONTROL AUTOMÁTICO PARA UN PROTOTIPO DE SILLA DE RUEDAS

El costo del prototipo se evalúa en 3220 Bs. , y el costo de una silla de ruedas eléctrica va alrededor de 2000 \$, estos sistemas no cuentan con las características de una interface cerebro ordenador que esto llegaría a duplicar su precio.



CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. CONCLUSIONES

- La implementación de un interface grafica basado en feedback ayuda a tener mejor rendimiento en el control de dirección
- Se desarrolló correctamente un canal de comunicación cerebro ordenador y implementando la recolección de datos de las actividades cerebrales.
- Se logró realizar un panel de control para el muestreo de los electroencefalogramas y entrenamiento de la mente.
- Se logró implementar correctamente un sistema de control basado en arduino para el control de direcciones.
- Se logró realizar un prototipo de silla de ruedas que ayude a tener una mayor comprensión y evaluación.
- Se verificó que el uso de una interfaz cerebro ordenador basado en pulsos electromagnéticos para un prototipo de silla de ruedas hace que se desplace en su entorno.
- El costo de los dispositivos es accesible para este tipo de proyectos.

5.2. RECOMENDACIONES

Se recomienda trabajar con placas eléctricas ya fabricadas por su estabilidad y funcionalidad que existan en el mercado para la venta para el control del driver VNH2SP30 que tiene una funcionalidad de 30 A que satisface al prototipo y ayuda a ganar más fuerza a los motores.

Se recomienda investigar el tratamiento interface cerebro computador con mas electrodos para establece mas canales de información ya que el trabajo realizado só lo conlleva dos electrodos.

Se recomienda investigar la tracción en ruedas posteriores y sistemas eléctricos de mayor potencia y mejor estabilidad para que se implemente en prototipos reales ya que el prototipo presentado levanta un peso de 50 kilogramos.

Se recomienda estudiar otros casos con el tratamiento de las señales cerebrales, con respecto a enfermedades mentales como la epilepsia para prevención de ataques, y casos de rehabilitación.



BIBLIOGRAFÍA

Aguilar W., (6/01/2014). *La paz tiene 104.000 personas con discapacidad. 2012*, de La Prensa Sitio web: http://www.laprensa.com.bo/diario/actualidad/la-paz/20140106/la-paz-tiene-104000-personas-con-discapacidad_53436_87353.html

Amali Rani B. J., Umamakeswari A., (May 2015). *Electroencephalogram-based Brain Controlled Robotic Wheelchair*, Indian Journal of Science and Technology, Vol 8(S9), pp 188–197.

Arboleda C., García E., Posada A., Torres R., (Julio 2009). *Diseño y construcción de un prototipo de interfaz cerebro-computador para facilitar la comunicación de personas con discapacidad motora*. Revista EIA, Escuela de Ingeniería de Antioquia, Medellín (Colombia), ISSN 1794-1237 Número 11, pp. 105-115.

Arduino – Home, [http: Arduino.cc](http://Arduino.cc). N.p., 2016. Web. 30 Abr. 2016.

Będkowski J., (December, 2011.). *Mobile robots - control architectures, bio-interfacing, navigation, multi robot motion planning and operator training*. InTech Europe : Europe University Campus STeP Ri.

Bruce Blum, 2007 “software engineering: a holistic view”

Cachimuel Vinueza M., (Mar 27, 2011). *Maestría en gerencia y atención a personas con discapacidad*. Junio 11, 2012, de Asociacion Síndrome Down- Cochabamba. Sitio web: <https://portafoliomesiascachimuel-mgyapcd.wikispaces.com/>

Duran Loayza Á. G. (2015): *Análisis del comportamiento de las ondas del electrocardiograma en base a sensores y tecnología móvil para detectar arritmia cardiaca*. Bolivia: Universidad Mayor de San Andrés Facultad de Ciencias Puras y Naturales Carrera de informática.

Fernández Motta L. A., (2014). *Sistema de control de trayectoria en manipulador de cinco*

grados de libertad utilizando sensor emotiv. Bogotá D.C.: Universidad Militar Nueva Granada Facultad de Ingeniería, Ingeniería en mecatrónica.

Gavino Morales C. A., Gallardo Hi-Fong J. E., (2011). *Diseño y construcción de una interfaz electrónica que permita recoger los bipotenciales eléctricos del cerebro de un paciente mediante tecnología inalámbrica para enviarlos a una pc.* Ecuador: Escuela Superior Politécnica del Litoral, Vol. 24, núm. 2.

Gómez Mallea A., (15/09/2010). *La discapacidad en bolivia y sus tendencias. bolivia:* Magíster en Ciencias Políticas y Relaciones Internacionales.

Gutiérrez-Martínez J., Cantillo-Negrete J., Cariño-Escobar R. I., Elías-Viñas D., (Mayo-Agosto 2013). *Los sistemas de interfaz cerebro-computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora.* Investigación en discapacidad, Vol. 2, Núm. 2 , pp. 62-69.

Iglesias López P., (FEBRERO 2016). *Brain Computer Interfaces: desarrollo de un sistema de identificación de estados mentales alfa.* Madrid: Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales (UPM).

Lucero M B., Teresa Muñoz-Quezada M. Universidad Católica del Maule, Chile. (nov. 2014.). *Sistemas de interfaz neuronal y su desarrollo en las neurociencias: revisión bibliográfica sistemática acerca de su aplicación en personas con parálisis.* Ciencias psicológicas, vol.8 no.2.

Martinez Perez J. L., (2009). *Comunicacion con computador mediante señales cerebrales aplicacion a la tecnologia de la rehabilitacion.* Madrid: Universidad Politecnica de Madrid-Escuela Tecnica superior de Ingenieria Industrial.

Mario B., (1958). *La ciencia. Su método y su filosofía.*

Muhammed H., Salas K J., (10/2015). *Mind-bot: an eeg based mind controlled mobile robot.* India: Vedavyasa Institute of Technology, Malappuram, Kerala.

- O. Chávez J. R., (2009). *interfaz cerebro – computadora para el control de un cursor basada en ondas cerebrales*. Ciudad de México
- Parthasarathy V., Saravana Kumar`s G., Christoph G., (28th February 2015). *brain computer interface based robot design*. Journal of Theoretical and Applied Information Technology, Vol.72 No.3, Sitio web: ww.jatit.org.
- Project led by the Brain-Computer Interface R&D Program. (Enero 2001). *Controlar un cursor mediante una interfaz cerebro-maquina, la bci2000*. Wadsworth del Departamento de Estado de Nueva York: Neurobiología de la Universidad de Tübingen.
- Ramesh S., Krishna M. G., Nakirekanti M. G., (October 2014). *Brain Computer Interface System for Mind Controlled Robot using Bluetooth*, International Journal of Computer Applications (0975 – 8887) Volume 104 – No 15.
- Rodríguez de E., Roberto de J., (2014). *Modelo funcional de un sistema de biofeedback para el tratamiento de trastornos de la conducta alimentaria*. Mexico D.F.: Universidad Nacional Autónoma de México.
- Shekhawat R. S., Sharma R., Rao R., (2016). *Brain controlled robot car*. International Journal of Innovative and Emerging Research in Engineering., Volumen 3, Issue 3.
- Singh M., Singh M., Gangwar S., (December 2013.). *Emotion recognition using electroencephalography (eeg)*. Thapar University, Patiala, INDIA.: Department of Electrical & Instrumentation Engineering.
- López Rincón Carmen, (1995), *Diseño e implementación de un sistema automático de análisis documental*, Universidad Complutense de Madrid.
- Graña R.,Páez A., (Sep 30, 2015), *funciones de la neurona*, <http://comofuncionaque.com/funciones-de-la-neurona/> Medellin Colombia

FjRamirez,(Viernes, 22 Agosto 2008), *tuelectronica.es*,

<http://www.tuelectronica.es/tutoriales/telecomunicaciones/senales-analogicas-y-digitales.html>, Mérida Extremadura España

NeuroSky, (2014), *Silicon Valley Headquarters NeuroSky*,

<http://neurosky.com/biosensors/eeg-sensor/>, S Market St – #900
San Jose, CA 95113 (408) 200-6675

Llanas Rodríguez L.J.(mayo 2012), silla ruedas,

<http://www.monografias.com/trabajos94/silla-ruedas/silla-ruedas.shtml>,Gral.
Escobedo N.L

Navarro R.(2005), *Electroencefalografía,Instrumentación Biomédica*. Departamento
Electrónica. Universidad Alcalá.

Luna-Guevara G., (2014), *Reduccion de ruido en señales de electroencefalograma: Una
aplicación para mejorar las imágenes de mapeo cerebral*,

<http://biomed.uninet.edu/2014/n3/luna.html>,Facultad de Medicina, Universidad
Nacional Autónoma de México México DF.

GLOSARIO

Automatización

La automatización es un sistema donde se transfieren tareas de producción, realizadas habitualmente por operadores humanos a un conjunto de elementos tecnológicos.

Semi-independientes

Es utilizada en algunos automóviles de tracción delantera, lo cual permite un movimiento independiente limitado de cada rueda.

Astronáutica

Es la teoría y práctica de la navegación fuera de la atmósfera de la Tierra por parte de objetos artificiales, tripulados o no.

Neurociencia

Es una disciplina que incluye muchas ciencias que se ocupan de estudiar, desde un punto de vista inter, multi y transdisciplinario la estructura y la organización funcional del Sistema Nervioso(particularmente del Cerebro).

Electroquímicas

Es una rama de la química que estudia la transformación entre la energía eléctrica y la energía química.

Presináptico

Se dice de lo que está próximo a la sinapsis.

Postsináptica

Transmite el impulso desde la sinapsis.

Iones

Con una carga positiva se denominan cationes y los que tienen carga negativa se denominan aniones.

Nasion

Es el punto de intersección del hueso frontal y de dos huesos nasales del cráneo humano.

Inion

La protuberancia occipital externa del cráneo.

Biosensor

Es un dispositivo analítico, utilizado para la detección de un analito, que combina un componente biológico con un detector físico-químico.

Electroencefalograma (EEG)

Es una prueba que se usa para estudiar el funcionamiento del sistema nervioso central concretamente el de la cabeza.

Microcontrolador

Es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes grabadas en su memoria.

Software

Interfaz computacional en la que interactúa un usuario con un computador, una máquina o un robot.

Tracción

Sistema mecánico que compone el movimiento de un robot.

USB

Es la sigla de Universal Serial Bus (Bus Universal en Serie, en castellano). Se trata de un concepto de la informática para nombrar al puerto que permite conectar periféricos a una computadora.

Umbral

Entrada, principio de cualquier cosa.

Medicina

Ciencia que estudia el cuerpo humano, sus enfermedades y curación.

Electromedicina

Es la especialidad de las Ciencias de la Salud que estudia y analiza el cuidado de la Salud desde el punto de vista de la Tecnología.

Neuronal

Es una célula eléctricamente excitable que procesa y transmite información a través de señales eléctricas y químicas.

Ondas Electromagnéticas

Es la perturbación simultánea de los campos eléctricos y magnéticos existentes en una misma región.

Señales análogo

Es aquella en la que los valores de la tensión o voltaje varían constantemente.

Señales digital

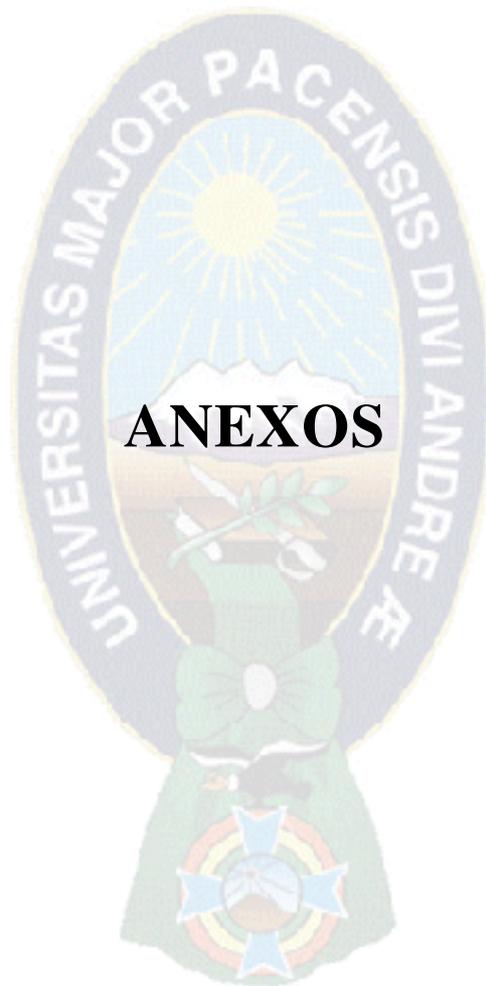
Señal digital es una señal analógica compuesta, es aquella en la que los valores de la tensión o voltaje no varían en el tiempo.

Bluetooth

Es un estándar de tecnología inalámbrica para el intercambio de datos a distancias cortas de dispositivos fijos y móviles, y la construcción de redes de área personal.

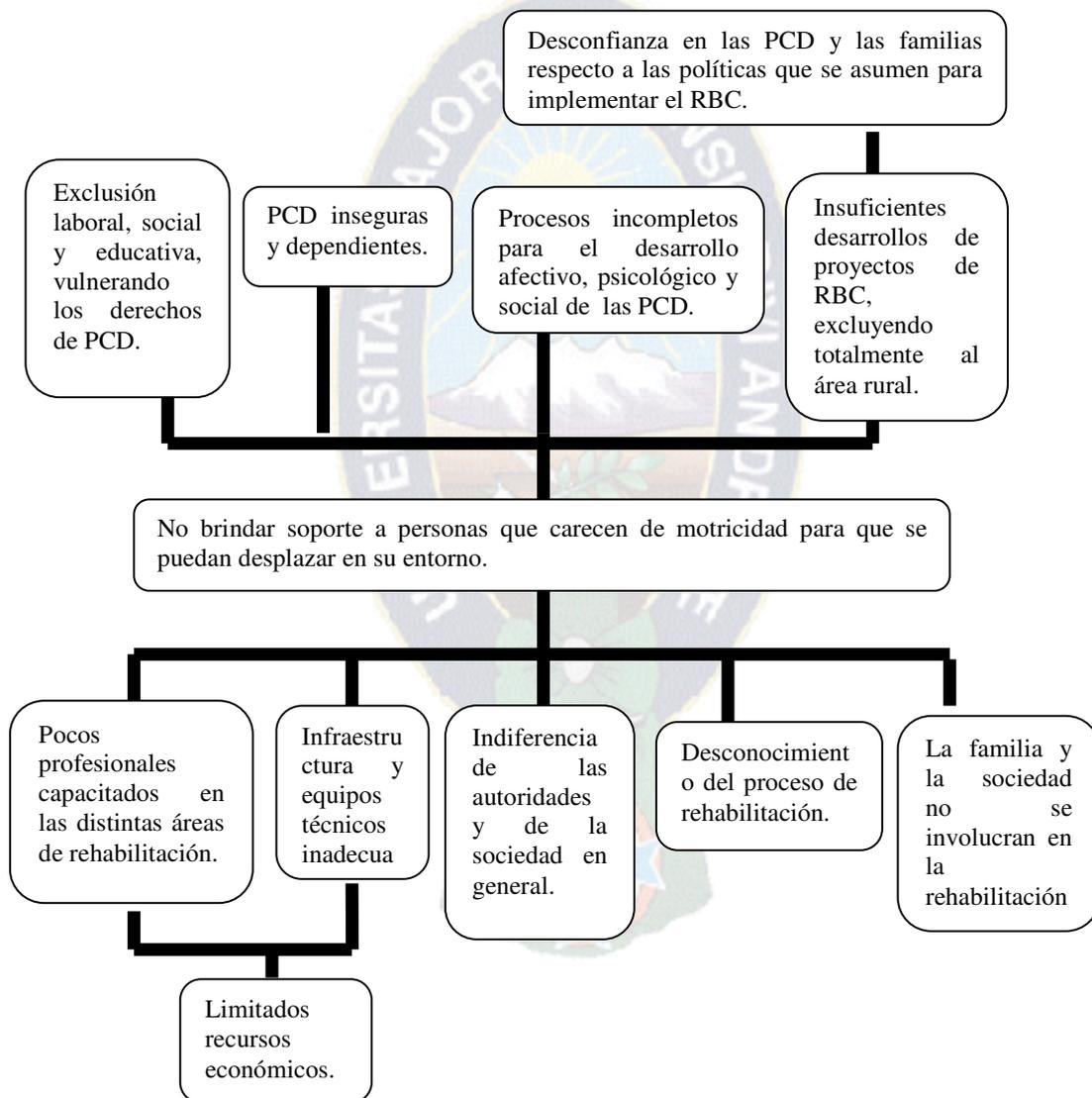
Actuador

Es un dispositivo capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de generar un efecto sobre un proceso automatizado.



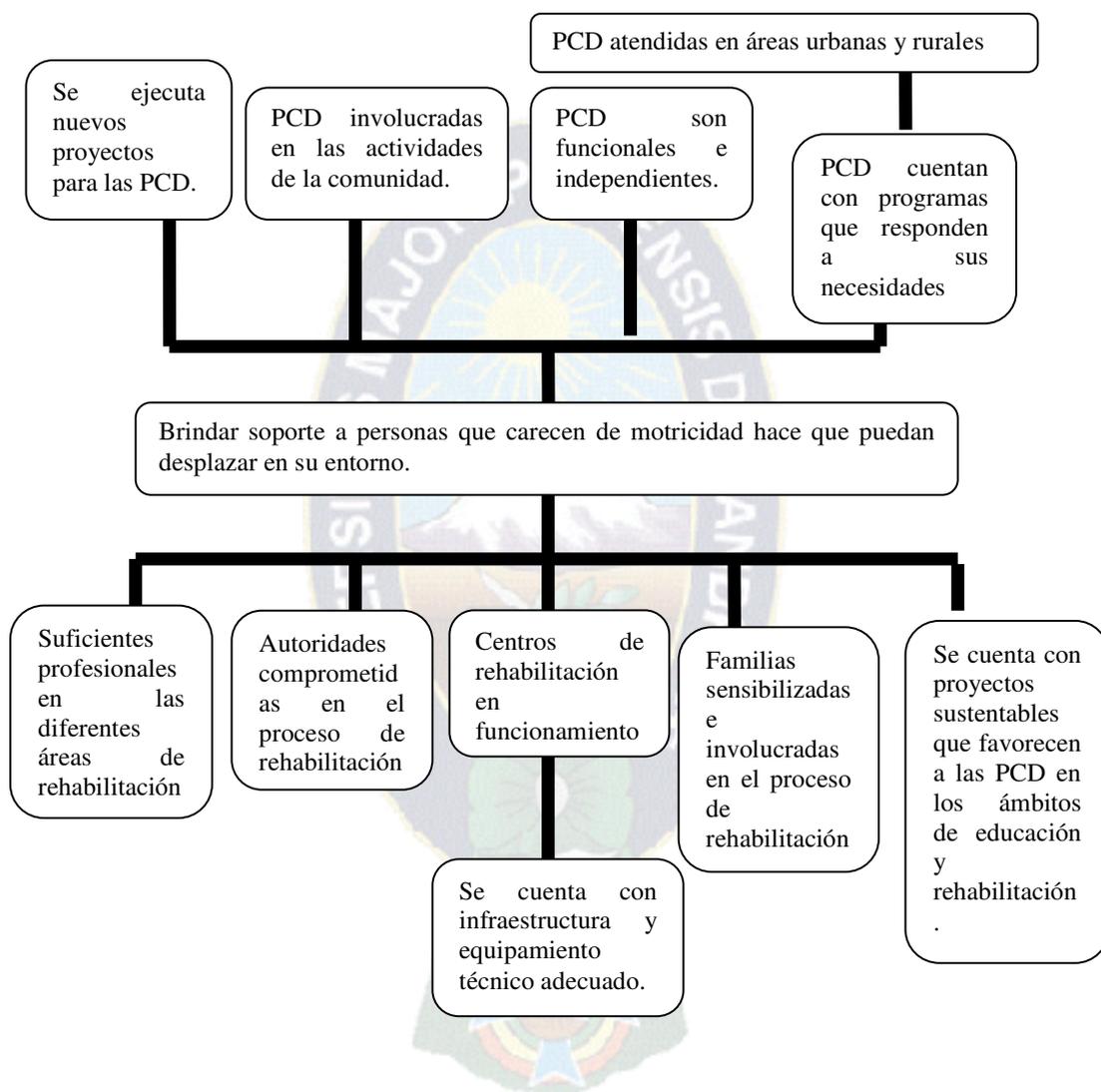
ANEXOS

ANEXO A – ÁRBOL DE PROBLEMAS



⁵ PCD: personas con discapacidad; RBC: rehabilitación basada en la comunidad

ANEXO B – ÁRBOL DE OBJETIVOS



ANEXO C – MARCO LÓGICO

Nombre del Proyecto: “Sistema de control automático para una silla de ruedas basado en una interface cerebro ordenador”

| | RESUMEN NARRATIVO | INDICADORES OBJETIVAMENTE VERIFICABLES | MEDIOS DE VERIFICACIÓN | SUPUESTOS |
|-----------|--|--|--|---|
| FIN | Implementar un sistema de control automático de una silla de ruedas para personas que carecen de motricidad, de tal manera que esta les permita desplazarse en su entorno. | Entrenamiento con el sistema. Puesta en marcha del sistema. | Sistema final. Cuadros estadísticos. | |
| PROPOSITO | Usando la tecnología BCI (Interface cerebro ordenador) para obtener un mejor rendimiento en el desplazamiento de una silla de ruedas. | Distintas tecnologías de BCI (Interface Cerebro Ordenador) para distintos ámbitos. Comunicación del BCI al prototipo robótico pasa por un punto medio de transmisión. | Prueba de funcionamiento. Capacitación. | El beneficio de un sistema de control hace más fácil la manipulación de un robot. Falta de presupuestos. |
| | Implementando un robot que simule una silla de ruedas | Se abordan las necesidades de las personas con discapacidad. | Instituciones médicas. | No se tuvo acceso a persona con discapacidad. |

| | | | | |
|---|--|--|--|---|
| <p style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">PRODUCTO</p> | <p>Desarrollando un entorno visual para que escoja la dirección a la que se moverá el robot.</p> <p>Estabilización de los pulsos</p> <p>Electromagnéticos para que se tome la decisión correcta.</p> | <p>El 95% de entorno visual hace más fácil la decisión de dirección del robot.</p> <p>El análisis de los electroencefalogramas permite que se analice más casos de decisión.</p> | <p>Electrocardiogramas generados por el sistema.</p> <p>Realización de pruebas para su correcto funcionamiento.</p> <p>Informes de progreso y publicaciones.</p> | <p>El prototipo robótico implementado en una silla de ruedas.</p> <p>Sistema conectado en bebido, juntando todos los módulos.</p> |
| <p style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">ACTIVIDADES</p> | <ol style="list-style-type: none"> 1. Obtención de tecnología BCI (interface Cerebro Ordenador). 2. Establecer una comunicación del neurosky mindwave a la PC. 3. Preparar paquetes técnicos del análisis de los electroencefalogramas. 4. Elaboración de un prototipo robótico que simule una silla de ruedas. 5. Comunicación de la PC al prototipo robótico. | <p>Costo de neurosky mindwave 400\$.</p> <p>Costo de equipos y materiales de elaboración 500\$.</p> <p>Variedad de sistemas para el análisis del electroencefalograma.</p> | <p>Comprobantes.</p> | <p>De los sistemas propuestos se encuentra algunos más aptos para la manipulación del robot.</p> <p>El sistema BCI neurosky mindwave es un buen indicador para la manipulación de un robot.</p> |

ANEXO D – HOJA DE EVALUACIÓN

Hoja de evaluación.

Nombre:

| DATOS DE LA PERSONA | | | | | |
|---------------------------------|-------------|-----------|---------------------|---------------|------------|
| Sexo | Femenino | | | Masculino | |
| Edad | | | | | |
| Actividad | | | | | |
| EVALUACIÓN SISTEMA DE DIRECCIÓN | | | | | |
| | Tiempo | Distancia | Dimensión del lugar | Tipo de suelo | Evaluación |
| Evaluación adelante | | | | | |
| Evaluación atrás | | | | | |
| Evaluación izquierda | | | | | |
| Evaluación derecha | | | | | |
| EVALUACIÓN SISTEMA DE CONTROL | | | | | |
| | Estabilidad | | Funcionamiento | | |
| Ruedas de tracción | | | | | |
| Fluidez | | | | | |
| Driver VNH2SP30 | | | | | |



DOCUMENTOS