



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL

TRABAJO DE TITULACIÓN EN OPCIÓN AL GRADO DE:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA DIGITAL Y TELECOMUNICACIONES

**TEMA: DESARROLLO DE UNA SILLA DE RUEDAS ELÉCTRICA
CONTROLADO POR ONDAS CEREBRALES USANDO EL DISPOSITIVO
NEUROSKY MINDWAVE MOBILE 2**

AUTOR: CRISTIAN DANIEL TOAPANTA VEGA

TUTOR: Mg. RENÉ ERNESTO CORTIJO LEYVA

QUITO- ECUADOR

AÑO: 2018

DECLARACIÓN

Yo, Cristian Daniel Toapanta Vega, declaro bajo juramento que el escrito de mi tesis es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado en ninguna calificación profesional; y, que he tomado en cuenta todas las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

.....

Cristian Daniel Toapanta Vega

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL

APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de tutor del trabajo de titulación certifico:

Que el trabajo de titulación **“DESARROLLO DE UNA SILLA DE RUEDAS ELÉCTRICA CONTROLADO POR ONDAS CEREBRALES USANDO EL DISPOSITIVO NEUROSKY MINDWAVE MOBILE 2.”**, presentado por el Sr. Cristian Daniel Toapanta Vega, estudiante de la carrera de Electrónica Digital y Telecomunicaciones, reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la evaluación del Tribunal de Grado, que se designe, para su correspondiente estudio y calificación.

Quito D.M. Septiembre de 2018

TUTOR

.....

Ing. René Ernesto Cortijo Leyva, Mg

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por permitirme cumplir una meta tan anhelada; a mi Madre Luisa y sobre todo a ti papi Mario que estoy seguro que desde el cielo me envías tus bendiciones para poder continuar hacia delante. A usted mi Don Víctor, gracias por compartirme consejos valiosos y brindarme la fuerza para caminar todos los días. A la familia de mi prometida quienes han caminado de mi mano para que este gran sueño pueda ser cumplido, gracias Rosita y Luis por cada consejo, esfuerzo y amor de padres que me han brindado en este caminar, Isa, Fer, Paty y José; quienes han formado parte de cada reto que se me ha presentado en este camino, no solo con ese apoyo de futuros cuñados, sino de esos hermanos que con altos y bajos han podido ayudarme de una u otra manera. Y como olvidarme de ti, UIsrael en la cual eh caminado aprovechando cada oportunidad brindada, a mi Tutor Ing. René Cortijo, Mg quien ha sabido compartirme sus conocimientos y valores los cuales los llevare siempre en mi corazón.

A ustedes queridos profesores Mg. Wilmer Albarracín y Mg. Francisco Jurado quienes han sido unos grandes amigos y guías incondicionales.

Amigos, entre otros, Gracias.

DANIEL

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada a Dios principalmente por su amor de padre incondicional.

A mi prometida Lucía, por haberse convertido en un pilar importante en mi vida, por ser esa hermana y amiga incondicional que con su carácter ha llegado a formarme en un hombre perseverante y visionario.

DANIEL

TABLA DE CONTENIDO

| | |
|--|-------|
| DECLARACIÓN..... | ii |
| APROBACIÓN DEL TUTOR | iii |
| AGRADECIMIENTOS | iv |
| DEDICATORIA | v |
| LISTA DE FIGURAS | xii |
| LISTA DE TABLAS | xvi |
| RESUMEN..... | xvii |
| ABSTRACT | xviii |
| INTRODUCCIÓN..... | 1 |
| Antecedentes de la situación objeto de estudio | 1 |
| Planteamiento del problema..... | 2 |
| Justificación | 3 |
| Objetivos | 3 |
| Objetivo general | 3 |
| Objetivo específico | 3 |
| Alcance | 4 |
| Descripción de los capítulos..... | 5 |
| CAPÍTULO I. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA | 6 |
| 1.1 Sistema nervioso | 6 |
| 1.1.1 Introducción..... | 6 |

| | |
|---|----|
| 1.1.2 Estructura | 6 |
| 1.1.3 Función..... | 8 |
| 1.1.4 Cerebro..... | 8 |
| 1.2 Electroencefalograma o EEG | 9 |
| 1.2.1 Ondas cerebrales | 10 |
| 1.3 Interfaz cerebro – computador (BCI) | 12 |
| 1.3.1 Introducción..... | 12 |
| 1.3.2 Historia BCI..... | 12 |
| 1.3.3 Actividad cerebral | 15 |
| 1.3.4 Función de BCI..... | 16 |
| 1.3.5 Ventajas y desventajas de BCI..... | 16 |
| 1.3.6 Aplicaciones | 17 |
| 1.3.7 Sistemas comerciales | 17 |
| 1.4 <i>Neurosky Mindwave Mobile 2</i> | 20 |
| 1.4.1 Introducción..... | 20 |
| 1.4.2 <i>ThinkGear</i> | 23 |
| 1.4.3 <i>POOR_SIGNAL Quality</i> | 23 |
| 1.4.4 <i>eSense Meters</i> | 24 |
| 1.4.5 <i>ATTENTION eSense</i> | 24 |

| | |
|---|----|
| 1.4.6 <i>MEDITATION eSense</i> | 24 |
| 1.4.7 Valor de onda <i>RAW</i> (datos en bruto)..... | 24 |
| 1.4.8 <i>ASIC_EEG_POWER_INT</i> | 25 |
| 1.4.9 Fuerza de parpadeo..... | 25 |
| 1.5 Estructura de datos <i>Mindwave Mobile 2</i> | 26 |
| 1.5.1 Paquetes <i>ThinkGear</i> | 26 |
| 1.5.2 <i>Packet Header</i> (Encabezado de paquete)..... | 26 |
| 1.5.3 Carga útil de datos | 27 |
| 1.6 <i>Bluetooth</i> | 28 |
| 1.6.1 Normas <i>Bluetooth</i> | 29 |
| 1.6.2 <i>Bluetooth HC-05</i> | 29 |
| 1.6.3 Módulo <i>Bluetooth HC-05</i> como esclavo..... | 29 |
| 1.6.4 Módulo <i>Bluetooth HC-05</i> como maestro | 30 |
| 1.6.5 Características <i>Bluetooth HC-05</i> | 30 |
| 1.7 <i>Arduino</i> | 30 |
| 1.7.1 <i>Arduino Mega 2560 R3</i> | 31 |
| 1.8 Silla de ruedas..... | 34 |
| 1.8.1 Tipos de silla de ruedas..... | 34 |
| 1.9 Motor de corriente continua..... | 35 |

| | |
|--|-----------|
| CAPÍTULO II. MARCO METODOLÓGICO..... | 36 |
| 2.1 Introducción..... | 36 |
| 2.2 Recolección de información..... | 36 |
| 2.3 Procesamiento y análisis de datos | 36 |
| 2.3.1 Organización, revisión y análisis de la información..... | 37 |
| 2.3.2 Solución al problema..... | 37 |
| 2.3.3 Desarrollo del proyecto..... | 37 |
| CAPÍTULO III. PROPUESTA | 38 |
| 3.1 Propuesta | 38 |
| 3.1.1 Propuesta de solución..... | 38 |
| 3.1.2 Propuesta de diseño..... | 38 |
| 3.2 Conformación del sistema de control del desarrollo | 39 |
| 3.2.1 Diseño del circuito de control electrónico de los motores | 39 |
| 3.2.2 Alimentación circuito digital | 45 |
| 3.2.3 Alimentación circuito de potencia..... | 45 |
| 3.2.4 Circuito de LEDs posición de la silla de ruedas | 46 |
| 3.3 Cargador de batería de 12 voltios 3 amperios | 47 |
| 3.4 Sistema mecánico | 50 |
| 3.5 Diseño de <i>software</i> | 50 |
| 3.6 Comunicación inalámbrica <i>Bluetooth</i> HC-05 | 51 |

| | |
|---|-----------|
| 3.7 Diseño de programa de módulo Arduino Mega 2560 R3..... | 53 |
| CAPÍTULO IV. IMPLEMENTACIÓN | 56 |
| 4.1 Desarrollo..... | 56 |
| 4.1.1 Cargador de batería 12 voltios 3 amperios | 56 |
| 4.1.2 Circuito de LEDs activados con Mindwave (parpadeo) | 57 |
| 4.1.3 LEDs activados con <i>Mindwave</i> (atención – concentración) | 57 |
| 4.1.4 Conexión de motores a silla de ruedas..... | 58 |
| 4.1.5 Conexiones al módulo Arduino Mega 2560 R3..... | 58 |
| 4.1.6 Programación de módulo <i>Bluetooth</i> HC-05 | 59 |
| 4.1.7 Programación módulo Arduino Mega 2560 R3..... | 63 |
| 4.2 Implementación | 66 |
| 4.3 Pruebas de funcionamiento | 73 |
| 4.4 Análisis de resultados..... | 74 |
| 4.5 Materiales y Presupuesto..... | 75 |
| CONCLUSIONES..... | 77 |
| RECOMENDACIONES..... | 78 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 79 |
| ANEXOS | 83 |
| ANEXOS No. 1 | 84 |
| CRONOGRAMA | 84 |

| | |
|---|------------|
| ANEXO No. 2 | 89 |
| PROGRAMACIÓN DE CONFIGURACIÓN DE MÓDULO <i>BLUETOOTH</i> HC-05 | 89 |
| ANEXO No. 3 | 91 |
| PROGRAMACIÓN DE MÓDULO ARDUINO MEGA 2560 R3 | 91 |
| ANEXO No. 4 | 103 |
| DIAGRAMA CIRCUITAL | 103 |
| ANEXO No. 5 | 105 |
| HOJA DE DATOS | 105 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura. 1.1. Sistema nervioso..... | 6 |
| Figura. 1.2. Sinapsis química..... | 7 |
| Figura. 1.3. Circuito sencillo y esquema de un circuito..... | 8 |
| Figura. 1.4. Vista súpero-lateral de los hemisferios cerebrales..... | 9 |
| Figura. 1.5. Sistema internacional 10-20 para el registro de un EEG..... | 10 |
| Figura. 1.6. Ondas cerebrales..... | 11 |
| Figura. 1.7. Modelo funcional BCI..... | 12 |
| Figura. 1.8. Hans Berger neurólogo alemán..... | 13 |
| Figura. 1.9. Jacques Vidal..... | 13 |
| Figura. 1.10. José del R. Millán..... | 14 |
| Figura. 1.11. Estructura del diseño de la interfaz de Brain Gate..... | 14 |
| Figura. 1.12. BCI invasivas..... | 15 |
| Figura. 1.13. BCI no invasivas..... | 16 |
| Figura. 1.14. Funcionamiento BCI..... | 16 |
| Figura. 1.15. <i>Emotiv</i> | 19 |
| Figura. 1.16. <i>EPOC Flex</i> | 19 |
| Figura. 1.17. <i>FOCUSBAND</i> | 19 |
| Figura. 1.18. <i>Ultracortex "Mark IV" EEG Headset</i> | 19 |
| Figura. 1.19. <i>INSIGHT</i> | 19 |
| Figura. 1.20. <i>MUSE</i> | 19 |

| | |
|---|----|
| Figura. 1.21. <i>Neurosky Mindwave Mobile 2</i> | 19 |
| Figura. 1.22. Dispositivo <i>Mindwave Mobile 2</i> | 20 |
| Figura. 1.23. Elementos de <i>Mindwave Mobile 2</i> | 20 |
| Figura. 1.24. Partes internas de <i>Mindwave Mobile</i> | 22 |
| Figura. 1.25. <i>ThinkGear</i> módulo ASIC (TGAM)..... | 22 |
| Figura. 1.26. Estructura de paquetes <i>ThinkGear</i> | 26 |
| Figura. 1.27. Estructura de <i>DataRow</i> (fila de datos)..... | 27 |
| Figura. 1.28. <i>Bluetooth HC-05</i> | 29 |
| Figura. 1.29. Arduino Mega 2560 R3..... | 31 |
| Figura. 1.30. Diagrama de pines módulo Arduino Mega..... | 33 |
| Figura. 1.31. Silla de ruedas..... | 34 |
| Figura. 1.32. Estator..... | 35 |
| Figura. 1.33. Rotor..... | 35 |
| Figura. 3.1. Diagrama de bloque del funcionamiento correspondiente al desarrollo de la silla..... | 39 |
| Figura. 3.2. Esquema optoacoplador PC817..... | 40 |
| Figura. 3.3. Transistor 2N2222..... | 41 |
| Figura. 3.4. Circuito de polarización transistor 2N2222..... | 42 |
| Figura. 3.5. Esquemático de control parte a..... | 43 |
| Figura. 3.6. Esquemático de control parte b..... | 44 |
| Figura. 3.7. Circuito de LED..... | 46 |
| Figura. 3.8. Esquema de conexión de los LEDs al módulo Arduino Mega..... | 47 |

| | |
|---|----|
| Figura. 3.9. Esquema general cargador de batería 12 voltios a 3 amperios. | 49 |
| Figura. 3.10. Diseño 3d silla de ruedas. | 50 |
| Figura. 3.11. Diagrama de flujo comunicación <i>Bluetooth</i> | 51 |
| Figura. 3.12. Diagrama de flujo de configuración de módulo <i>Bluetooth</i> | 52 |
| Figura. 3.13. Diagrama de flujo lectura de dispositivo <i>Mindwave</i> | 54 |
| Figura. 3.14. Diagrama de flujo de funcionamiento de silla de ruedas eléctrica. | 55 |
| Figura. 4.1. Cargador de batería 12 voltios a 3 amperios. | 56 |
| Figura. 4.2. Esquema de conexión de los LEDs. | 57 |
| Figura. 4.3. LEDs al módulo Arduino Mega. | 57 |
| Figura. 4.4. Conexión de motores a silla de ruedas. | 58 |
| Figura. 4.5. Conexión <i>Bluetooth</i> HC-05 con módulo Arduino Mega. | 58 |
| Figura. 4.6. Selección de la placa Arduino. | 59 |
| Figura. 4.7. Programa para comunicación serial con <i>Bluetooth</i> HC-05. | 60 |
| Figura. 4.8. Comunicación serial. | 60 |
| Figura. 4.9. Identificador único <i>Mindwave Mobile 2</i> | 61 |
| Figura. 4.10. Configuración del módulo <i>Bluetooth</i> HC-05. | 62 |
| Figura. 4.11. Comandos AT configurados <i>Bluetooth</i> HC-05. | 63 |
| Figura. 4.12. Programación inicio variables. | 64 |
| Figura. 4.13. Programación de acondicionamiento de señales eléctricas del cerebro (<i>Mindwave</i>). | 64 |
| Figura. 4.14. Posición de LEDs. | 65 |
| Figura. 4.15. Activar LED para posición de la silla de ruedas. | 65 |

| | |
|---|----|
| Figura. 4.16. Activar motores con la atención (concentración) del usuario..... | 66 |
| Figura. 4.17. Diseño de placa de circuito cargador de batería de 12 voltios..... | 67 |
| Figura. 4.18. Diseño de placa de circuito de cinco LEDs..... | 67 |
| Figura. 4.19. Diseño de placa de circuito de control de motores..... | 68 |
| Figura. 4.20. Circuito impreso de LEDs..... | 68 |
| Figura. 4.21. Circuito impreso de control de motores..... | 69 |
| Figura. 4.22. Circuito impreso de cargador de batería de 12 voltios..... | 69 |
| Figura. 4.23. Circuito de control de motores ensamblado..... | 70 |
| Figura. 4.24. Circuito de LEDs ensamblado..... | 70 |
| Figura. 4.25. Circuito cargador de batería de 12 voltios a 3 amperios ensamblado..... | 71 |
| Figura. 4.26. Caja de silla de ruedas con circuitos electrónicos..... | 71 |
| Figura. 4.27. Silla de ruedas eléctrica ensamblada..... | 72 |
| Figura. 4.28. Silla de ruedas eléctrica..... | 72 |
| Figura. 4.29. Caja de LEDs activados por parpadeo y atención..... | 73 |

LISTA DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla. 1.1. Tipos de onda cerebral. | 11 |
| Tabla. 1.2. Interfaz Cerebro - Computador en el mercado, empresas importantes. | 18 |
| Tabla. 1.3. Principales medidores de ondas cerebrales. | 19 |
| Tabla. 1.4. Ritmos cerebrales. | 25 |
| Tabla. 1.5. Códigos de un byte. | 27 |
| Tabla. 1.6. Códigos de Multi-Byte. | 28 |
| Tabla. 1.7. Características <i>Bluetooth</i> HC-05. | 30 |
| Tabla. 1.8. Características del módulo Arduino Mega. | 32 |
| Tabla. 3.1. Consumo de energía. | 45 |
| Tabla. 3.2. Consumo de energía de motores. | 46 |
| Tabla. 3.3. Materiales para el cargador de batería de 12 voltios. | 48 |
| Tabla. 4.1 . Comandos AT configurados en <i>Bluetooth</i> HC-05. | 62 |
| Tabla. 4.2. Pruebas de funcionamiento realizadas a 5 personas. | 73 |
| Tabla. 4.3. Costo de materiales. | 75 |
| Tabla. 4.4. Costo de importación. | 76 |
| Tabla. 4.5. Totalidad de mano de obra. | 76 |

RESUMEN

En el siguiente proyecto de investigación se desarrolla una silla de ruedas eléctrica controlada por ondas cerebrales; se basa principalmente en la adquisición de las señales EEG (electroencefalograma) por medio del sensor de *Mindwave Mobile 2*, que proporciona la información de las señales eléctricas del cerebro, la tarjeta Arduino Mega 2560 R3 por medio del *Bluetooth HC-05* ayuda a la recepción de las ondas cerebrales (parpadeo y atención – concentración) para posteriormente con el parpadeo seleccionar la dirección hacia donde quiere trasladarse el usuario, mientras que la atención (concentración) brindara el control de la activación y desactivación de los motores.

Para el desarrollo del mencionado proyecto se utilizó *Mindwave Mobile*, un dispositivo de costo accesible e inteligente para la adquisición y envío de señales del cerebro.

Palabras Claves: EEG, *Mindwave*, *Neurosky*, Ondas cerebrales, adquisición.

ABSTRACT

In the following research project an electric wheelchair controlled by brain waves is developed, it is mainly based on the acquisition of the EEG (electroencephalogram) signals by means of the Mindwave Mobile 2 sensor, which provides the information of the electrical signals of the brain , the Arduino Mega 2560 R3 card through the Bluetooth HC-05 helps the reception of brain waves (blinking and attention - concentration) to later with the blinking select the direction where the user wants to move, while the attention (concentration) will provide control of the activation and deactivation of the motors.

For the development of the mentioned project, Mindwave Mobile was used, an affordable and intelligent device for the acquisition and sending of brain signals.

Key Words: EEG, Mindwave, Neurosky, Brain Waves, acquisition.

INTRODUCCIÓN

Antecedentes de la situación objeto de estudio

Realizado el proceso de investigación en los repositorios digitales y bibliotecas del Ecuador, se encontraron a los señores Marco Jiménez, Edison Escobar y David Zurita, quienes en diferentes fechas aplicaron la tecnología EEG con la ayuda del dispositivo *Mindwave Mobile* en sus proyectos.

Partiendo de esta información se realizó el desarrollo de la silla de ruedas eléctrica controlado por ondas cerebrales utilizando una versión mejorada del dispositivo (*Neurosky Mindwave Mobile 2*), dando a conocer la evolución de esta tecnología en el desarrollo de este proyecto.

Marco Patricio Jiménez Guevara, desarrollo un sistema de iluminación *on – off* mediante el control de señales cerebrales basado en tecnología EEG, utilizó *Mindwave Mobile*, funcionalidad principal de controlar el encendido y apagado de un actuador lumínico con la construcción mental de una función cognitiva específica, sustentando el proceso de neuroplasticidad, utilizó la concentración para el encendido y la mediación para el apagado del mismo. (Jimenez, 2017).

Edison Roberto Escobar Sailema y David Alejandro Zurita Arboleda, desarrollaron el diseño y construcción de un prototipo de mano robótica con arquitectura antropomórfica controlado mediante ondas cerebrales, el control de cada movimiento será realizado mediante la actividad eléctrica producida por el cerebro a través del sensor *Mindwave* de la empresa *NeuroSky*. En la aplicación diseñada en el software *LabView*, mediante el parpadeo fuerte y débil se puede seleccionar el tipo de agarre de la mano antropomórfica, el cual será controlado mediante la magnitud de la amplitud de la onda cerebral de atención o meditación, lo cual permite el control de apertura y cierre del movimiento respecto al tipo de agarre seleccionado. Este trabajo de titulación está orientado como una base para la creación de nuevas prótesis de extremidades superiores en este caso la mano humana. (Escobar & Zurita, 2017)

Planteamiento del problema

El término discapacidad engloba las diferentes limitaciones que una persona puede llegar a tener por diversas circunstancias, esta persona afronta diferentes situaciones ante la sociedad para poder desarrollar sus actividades cotidianas, un inconveniente llega a ser la forma en que se desplaza de un lugar a otro, para ello un elemento muy utilizado es la silla de ruedas la cual la podemos encontrar de diferentes tipos y características las cuales hacen que su costo varíe más aún si esta utiliza motores para su funcionamiento.

Modelos y diferencias:

- Silla de ruedas manual no autopropulsable. Es la silla menos compleja que se puede encontrar en el mercado debido a la falta de automatización; es decir, para poder movilizarse con la misma es necesario la ayuda de un individuo, cabe mencionar que esta silla es la que presenta un precio más accesible.
- Silla de ruedas manual autopropulsable. Esta silla está compuesta por dos grandes ruedas posteriores, la cual permite que el usuario se pueda movilizar de forma autónoma. Manteniéndola en característica intermedia de costos, y no siempre accesible al presupuesto de la persona.
- Silla de ruedas de propulsión motorizada. Puede destinarse a su uso en el interior, en el exterior o en ambos, de manera automática, tomándose, como la silla de ruedas con un costo más elevado que las anteriores. Promedio de costos actuales en el mercado USD 2200 – USD 2550. (Instituto Foral de Bienestar Social de la Diputación Foral de Álava, 2018)

Para ello surge la necesidad, de automatizar una silla de ruedas, la misma que presente un precio accesible y a su vez ayude a la autonomía del discapacitado.

Justificación

El proyecto permitirá el control de una silla de ruedas eléctrica mediante ondas cerebrales con el objetivo que las personas con discapacidad puedan trasladarse de una manera segura y en muchas ocasiones sin la necesidad de la ayuda de otra persona.

Las sillas de ruedas son primordiales para las necesidades de los pacientes en los hospitales, así mismo como para aquellas personas con deficiencias específicas.

El uso de sillas de ruedas controladas por interfaces hombre-máquina es importante porque aumentaría la interacción de una persona discapacitada con su medio, con el fin de brindar una mayor comodidad de vida y autonomía.

Objetivos

Objetivo general

- Desarrollo de una silla de ruedas eléctrica controlado por ondas cerebrales usando el dispositivo *Neurosky Mindwave Mobile 2*.

Objetivo específico

- Establecer los parámetros del dispositivo *Neurosky Mindwave Mobile 2*.
- Desarrollar la interfaz de comunicación inalámbrica entre el dispositivo *Neurosky Mindwave Mobile 2* y los motores con la ayuda de la placa Arduino y el módulo *Bluetooth* con el fin de controlar la silla de ruedas eléctrica.
- Implementar el dispositivo en la silla de ruedas eléctrica con un costo minoritario al del mercado actual.
- Realizar pruebas de funcionamiento a la silla de ruedas eléctrica.
- Comprobar el movimiento en todas las direcciones.

Alcance

Mediante el proyecto de investigación se obtendrá el control de una silla de ruedas eléctrica mediante ondas cerebrales, con la cual se pretende facilitar la movilidad y la autonomía de las personas discapacitadas.

Es importante tomar en cuenta que varias veces una persona discapacitada empieza a tener gran dependencia de una tercera para poder movilizarse y cubrir sus necesidades.

Este control con la interfaz correspondiente y los complementos a utilizar, algunos de ellos la tarjeta Arduino Mega y el dispositivo *Neurosky Mindwave Mobile 2* como parte fundamental, serán quienes mediante ondas cerebrales eléctricas me permitirán movilizar la silla de ruedas; con el parpadeo para direccionar la ubicación y con el enfoque mental de la atención (concentración) activar los motores.

Debemos tomar en cuenta que una silla de ruedas eléctrica no siempre es accesible para todo cliente debido a valores elevados que adopta cada una de estas, tomando como referencia una de las páginas más conocidas que ofrece productos a bajos costos que presenta el país como es Mercado Libre Ecuador nos proporciona sillas de ruedas a precios entre: \$2200 a \$2550, donde nuestra meta a alcanzar vendría a ser conveniente por su precio más accesible. (Mercado Libre Ecuador, 2018)

Descripción de los capítulos

Para el desarrollo de la propuesta se hace una descripción breve de los capítulos.

Capítulo 1: Se presenta la fundamentación teórica del sistema nervioso, cerebro, interfaz BCI, ondas EEG, herramientas utilizadas, definición de dispositivos, características de la comunicación inalámbrica *Bluetooth*, dispositivo *Neurosky Mindwave Mobile 2*, módulo Arduino Mega 2560 R3.

Capítulo 2: Se encuentra orientado al marco metodológico de cómo se desarrolló el proyecto.

Capítulo 3: Se muestra la propuesta realizada para el desarrollo de la silla mediante el dispositivo *Neurosky Mindwave Mobile 2*, la electrónica utilizada y el *software* de funcionamiento.

Capítulo 4: En este capítulo se desarrolla el proceso e implementación del proyecto, donde se describe el funcionamiento de cada circuito realizado, la fabricación de los circuitos electrónicos, la formación de la silla de ruedas con sus diferentes pruebas de funcionamiento.

Una vez finalizado este proyecto se menciona las conclusiones y recomendaciones correspondientes, las cuales se obtuvieron durante el desarrollo de construcción, las mismas que permitirán mejoras en proyectos futuros.

CAPÍTULO I. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 Sistema nervioso

1.1.1 Introducción

El sistema nervioso (Figura. 1.1) abarca una gran cantidad de neuronas (millones), las cuales llevan impulsos a otras células. Su actividad entra en marcha cuando los receptores sensitivos experimentan una excitación, los mismos que pueden ser visual (ojos), auditivo (oídos) y táctiles (tacto).

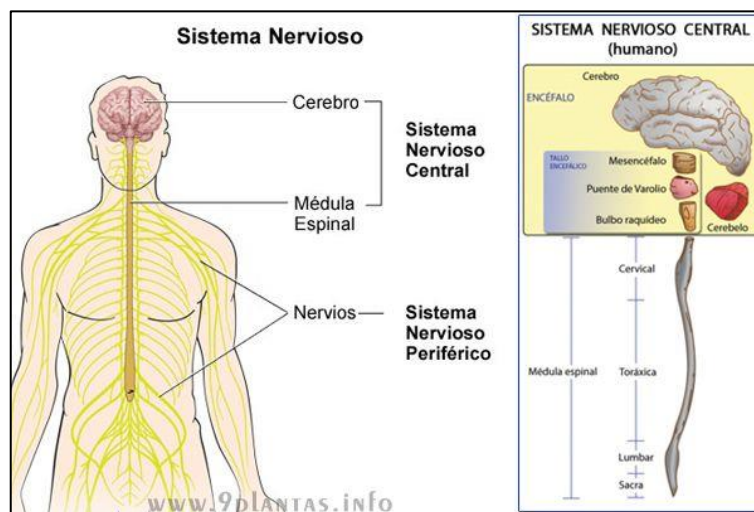


Figura. 1.1. Sistema nervioso. (9Plantas, 2017)

1.1.2 Estructura

El sistema nervioso está constituido por una red especializada (encéfalo, médula espinal y nervios) mediante la cual manipula el funcionamiento de órganos y sistemas.

El sistema nervioso engloba dos importantes subsistemas: sistema nervioso central (encéfalo y médula espinal) y sistema nervioso periférico.

Células: neuronas y células gliales neurona (gr, nervio): constituye el elemento básico del sistema nervioso. Las hay excitatorias e inhibitorias. Utilizan potenciales de acción y neurotransmisores para transmitir mensajes y comunicarse. Principales neurotransmisores: glutamato y GABA.

Sinapsis (gr, conexión). Lugar en el que una neurona (frecuentemente su axón) se comunica con otra neurona, músculo o epitelio glandular. Tipos: químicas (la gran mayoría) y eléctricas (Figura. 1.2). Los principales neurotransmisores del sistema nervioso, utilizados en las sinapsis químicas, son: acetilcolina, noradrenalina, dopamina, serotonina, histamina, glutamato y GABA. (Velayos & Diéguez, 2015, págs. 29-30)

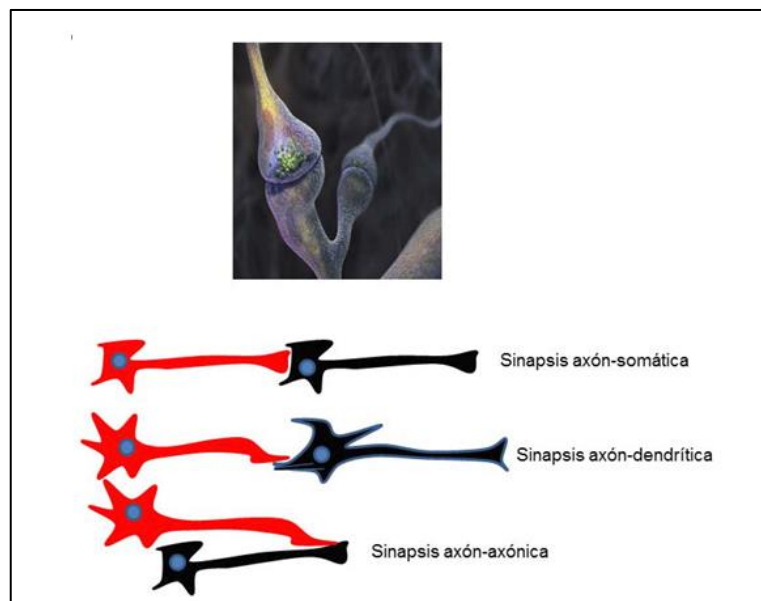


Figura. 1.2. Sinapsis química. (Velayos & Diéguez, 2015, pág. 30)

Circuitos son redes neuronales que se organizan dentro de una estructura o abarcan más de una estructura del sistema nervioso. Cuanto más compleja es la función, más complejo es el circuito donde se organiza esa función (Figura. 1.3). (Velayos & Diéguez, 2015, pág. 31)

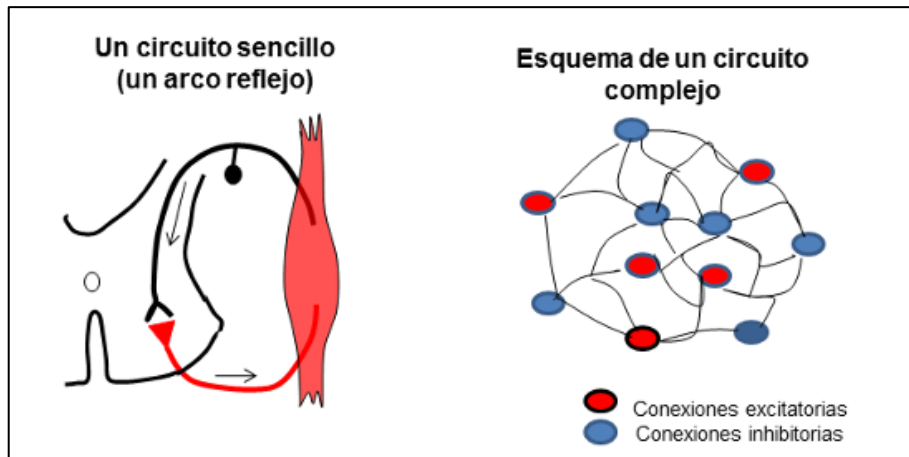


Figura. 1.3. Circuito sencillo y esquema de un circuito. (Velayos & Diéguez, 2015, pág. 31)

1.1.3 Función

El sistema nervioso detecta lo que pasa dentro del cuerpo y en el medio que nos rodea. Procesa la información e integra con la actividad interna del cerebro, si es posible, relaciona con la experiencia. Almacena esa información (memoria). Producir una respuesta para acomodarse a la nueva situación o quizá alterarla (sistema motor y/o secretor; comportamiento).

El sistema nervioso alcanza su máximo desarrollo y su máxima complejidad en el cerebro humano, el cual nos permite realizar las funciones más complejas:

- Conocer y aprender.
- Elaborar pensamientos.
- Comunicarnos con los demás: la especie humana es la única dotada de la capacidad para hablar y escribir. (Velayos & Diéguez, 2015, pág. 32)

1.1.4 Cerebro

El cerebro es la parte más voluminosa del encéfalo humano. Se encuentra reprimido en el cráneo y está constituido por dos hemisferios cerebrales, izquierdo y derecho los cuales se encuentran separados entre sí por un surco profundo; denominada rotura interhemisférica.

Sus hemisferios se dividen en cuatro lóbulos: frontal, parietal, temporal y occipital (Figura. 1.4).

La superficie del cerebro es arrugada, como doblada sobre sí misma, entre los pliegues quedan las circunvoluciones cerebrales. Estos denominados pliegues permiten aumentar toda la superficie de la corteza cerebral la cual constituye la capa más externa del cerebro, formada por materia gris: contiene los cuerpos de las neuronas que se disponen a módulos. (Tresguerres & López, 2009, pág. 33)

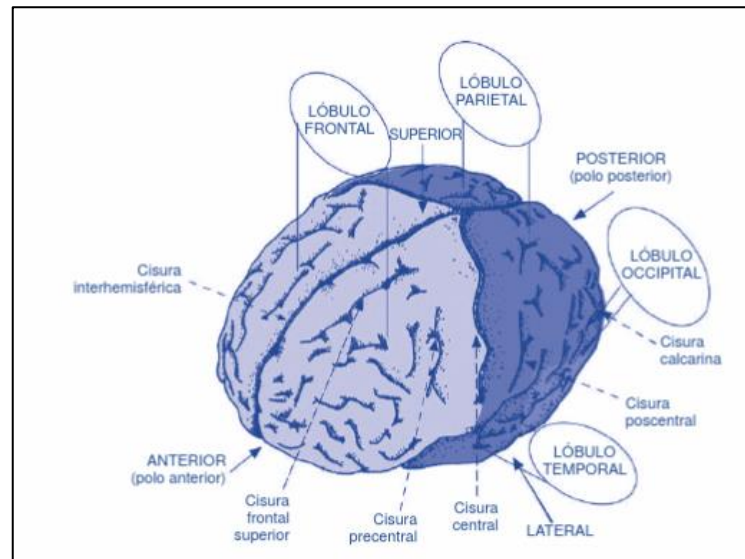


Figura. 1.4. Vista súpero-lateral de los hemisferios cerebrales. (Tresguerres & López, 2009, pág. 33)

1.2 Electroencefalograma o EEG

Un EEG está constituido por un conjunto relativamente pequeño de señales eléctricas, medidas en micro voltios, que han sido grabados por diferentes sensores ubicados en la parte externa del cuero cabelludo. Se pueden grabar electroencefalogramas con sensores que tengan contacto directo con la piel o incluso con el encéfalo, tanto a nivel superficial como profundo. Se enfoca exclusivamente en el caso en el que la grabación se realiza desde el cuero cabelludo. El número de electrodos utilizados puede variar, desde la decena hasta el orden de trescientos. (Almaria & Aguilar, 2016, pág. 7).

Existen diferentes registros que se puede utilizar para una medición correcta de EEG, pero existe un protocolo de medida importante el cual nos permite obtener una información más extendida debido a su capacidad.

Es el sistema internacional 10-20 (Figura. 1.5), se caracteriza por la relación que tiene entre la localización de un electrodo y la región del cerebro, los números 10 y 20 nos informan las distancias entre electrodos adyacentes (10% o el 20%) de la distancia total de delante a atrás, o desde la derecha a la izquierda. (Almaria & Aguilar, 2016, pág. 9)

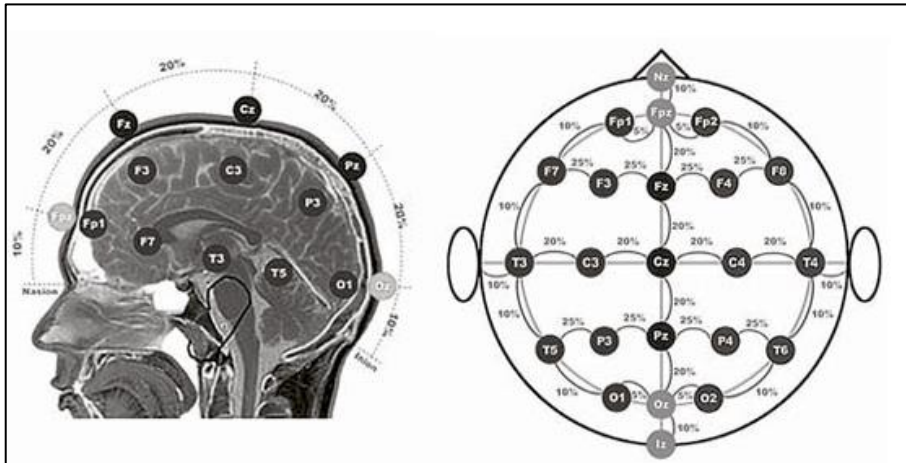


Figura. 1.5. Sistema internacional 10-20 para el registro de un EEG. (Almaria & Aguilar, 2016, pág. 9)

1.2.1 Ondas cerebrales

En el último siglo de investigación de la neurociencia ha aumentado enormemente nuestro conocimiento sobre el cerebro, principalmente las características de las ondas de las señales eléctricas enviadas por las neuronas que son lanzadas por el cerebro. Los patrones y las frecuencias de estas señales eléctricas se pueden medir colocando un sensor en el cuero cabelludo, el *Mindset* contiene la tecnología *Neurosky ThinkGear™*, que mide las señales eléctricas analógicas también denominadas ondas cerebrales (Figura. 1.6) y las procesa en señales digitales para que las mediciones estén disponibles para juegos y aplicaciones.

La Tabla. 1.1 ofrece una sinopsis general de algunas de las frecuencias reconocidas que tienden a generarse por diferentes tipos que ejerce el cerebro.

Tabla. 1.1. Tipos de onda cerebral. (Neurosky, Inc, 2017)

| TIPO DE ONDA CEREBRAL | RANGO DE FRECUENCIA | ESTADOS MENTALES Y CONDICIONES |
|------------------------------|----------------------------|---|
| Delta | 0.1Hz a 3Hz | Sueño profundo y sin sueños, sueño no REM (Movimientos oculares rápidos), inconsciente. |
| Theta | 4Hz a 7Hz | Intuitivo, creativo, recuerdo, fantasía, imaginario, sueño. |
| Alpha | 8Hz a 12Hz | Relajado (pero no somnoliento) tranquilo, consciente |
| Low Beta | 12Hz a 15Hz | Anteriormente SMR, relajado pero centrado, integrado. |
| Midrange Beta | 16Hz a 20Hz | Pensando, consciente de sí mismo y de su entorno. |
| Alta Beta | 21Hz a 30Hz | Estado de alerta, agitación. |

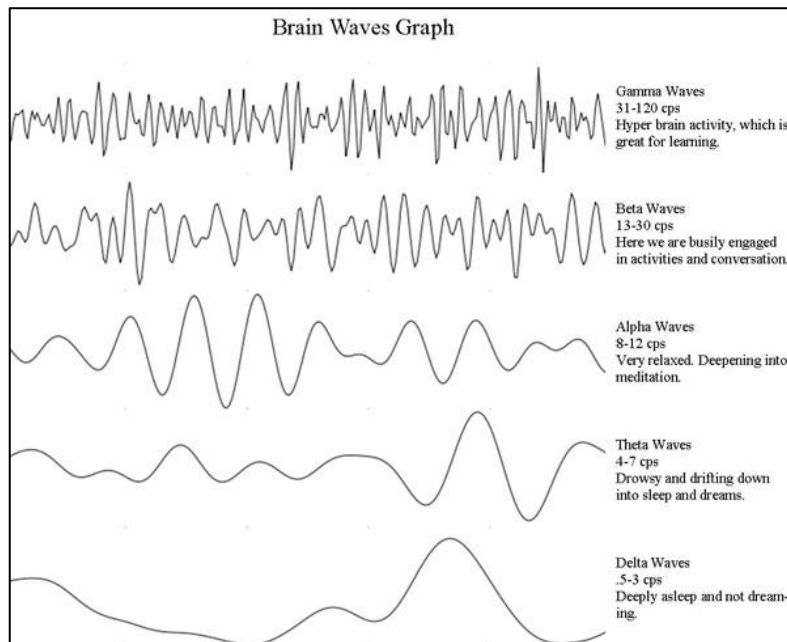


Figura. 1.6. Ondas cerebrales. (Iglesias, 2018)

1.3 Interfaz cerebro – computador (BCI)

1.3.1 Introducción

Una Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) es un sistema que registra la actividad cerebral y la interpreta de varias maneras para poder controlar un dispositivo externo.

La actividad cerebral produce potenciales eléctricos que son detectables tanto dentro del cerebro como a nivel del cuero cabelludo. Los electrodos sensan esta señal y la traducen a un dispositivo externo, permitiendo al usuario controlar dicho dispositivo sin la participación de neuronas periféricas ni músculos. Un BCI por lo tanto crea nuevas salidas del sistema nervioso central (SNC) que son fundamentalmente diferentes a las naturales (Figura. 1.7). (Patrone, 2017)

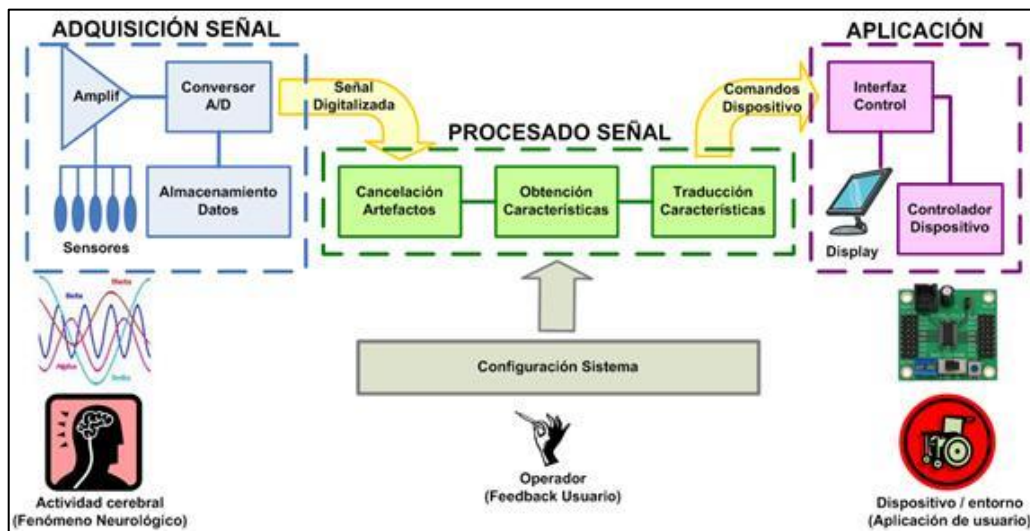


Figura. 1.7. Modelo funcional BCI. (Wikipedia, Interfaz cerebro-computadora, 2018)

1.3.2 Historia BCI

La historia de la interfaz cerebro computador dio comienzo cerca de los años 70's, Hans Berger (Figura. 1.8) fue el pionero en el registro de ondas alfa de un cerebro humano en el año de 1924, este avance en esa época daba comienzo a toda esta investigación científica.



Figura. 1.8. Hans Berger neurólogo alemán. (*Fresquet, 2015*)

La investigación de BCI empezó en el año de 1970, fue enfocada en los movimientos reales e imaginados, por la observación de las señales EEG en los usuarios. La Defensa de Proyectos de Investigación Avanzados de Estados Unidos daba comienzo a la exploración del cerebro usando en electroencefalograma (EEG).

El investigador de ciencias informáticas Jacques Vidal (Figura. 1.9) fue quien trabajo en el desarrollo de la primera interfaz directa BCI cerebro – computador, él para su desarrollo utilizó una computadora IBM para el procesamiento de información, además en el año de 1973 Jacques Vidal fue el pionero en utilizar el término BCI.

Jacques Vidal en el año de 1976 con su investigación evidencia que las BCI se puede utilizar para la comunicación.



Figura. 1.9. Jacques Vidal. (*Jacques J. VIDAL, 1990*)

José del R. Millán (Figura. 1.10) en el año 2000 en *Swiss Federal Institute of Technology*, fue quien realizó el control mental de una silla de ruedas (BCI no invasivo), dando combinación entre la inteligencia del individuo y la silla de ruedas.



Figura. 1.10. José del R. Millán. (JOSÉ DEL R. MILLÁN, 2018)

Brain Gate (Figura. 1.11) en el año 2003 fue la primera BCI para el usuario, consistía en un implante en el cerebro, esta tecnología fue realizado por la empresa de biotecnología *Cyberkinetics* en conjunto con la Universidad de *Brown* en el Departamento de Neurociencias.

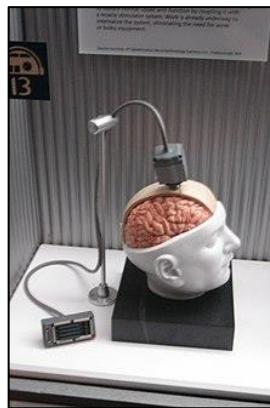


Figura. 1.11. Estructura del diseño de la interfaz de Brain Gate. (Wikipedia, *Detalles bibliográficos de Brain Gate*, 2018)

Se puede tomar en cuenta que BCI es la tecnología que engloba una investigación diaria con la ayuda de diferentes áreas como son: biotecnología, ingeniería biomédica, nanotecnología, ciencia del conocimiento, entre otras, etc.

1.3.3 Actividad cerebral

El primer paso necesario en cualquier BCI es el sensado de la actividad cerebral y posterior digitalización de la señal para su procesado. Dada la naturaleza eléctrica del funcionamiento del cerebro, la enorme mayoría de las BCI existentes utilizan sensores de campo eléctrico (electrodos) para registrar su actividad. (Patrone, 2017)

Los distintos sistemas de adquisición de los datos son de dos tipos:

BCI invasivas: Implican un procedimiento quirúrgico para el usuario por el cual se implanta electrodos en la sustancia gris del cerebro humano para obtener señales de alta calidad, esto presenta un riesgo de daño al tejido o infección, por lo que se utiliza en casos extremos del usuario (Figura. 1.12).

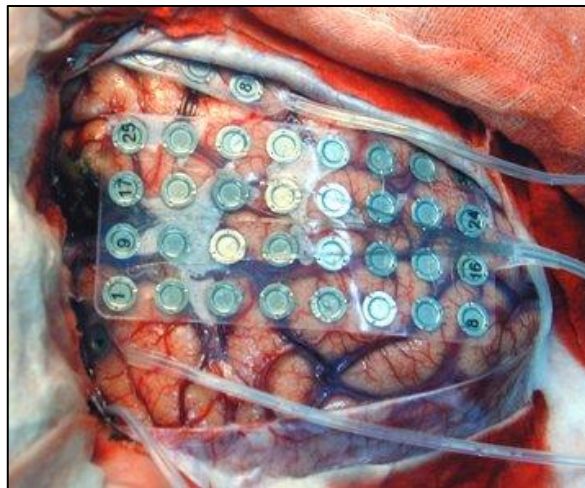


Figura. 1.12. BCI invasivas. (Quintana, 2007)

BCI no invasivas: Los electrodos están fuera del cráneo (Figura. 1.13), para medir las señales del cerebro, pero la relación de la señal o la relación señal a ruido (SNR) es muy bajo.

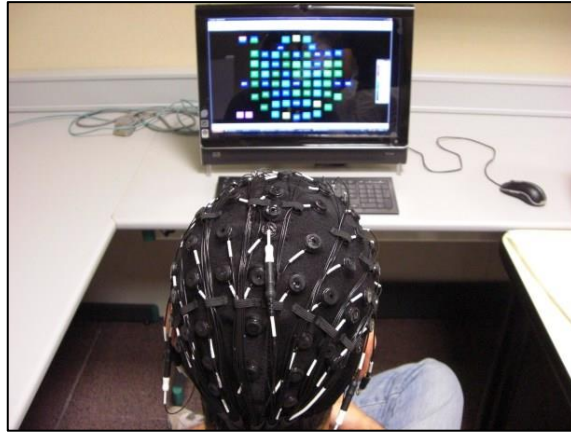


Figura. 1.13. BCI no invasivas. (Borja, 2018)

1.3.4 Función de BCI

La función principal de BCI (interfaz cerebro – computador) (Figura. 1.14), crea un enlace de comunicación directo desde el cerebro sea por el método de BCI invasivas o BCI no invasivas a algún dispositivo externo con el fin de controlar mediante las señales eléctricas del cerebro.

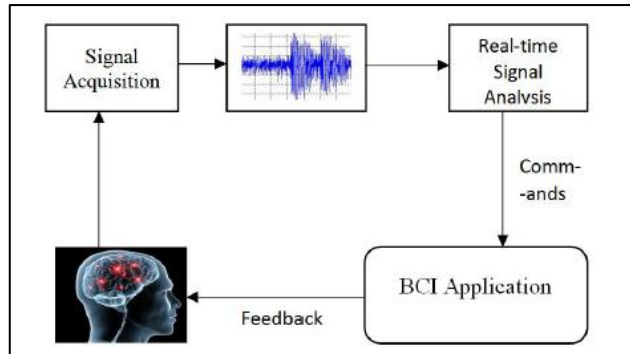


Figura. 1.14. Funcionamiento BCI. (Choubisa & Trivedi, 2015)

1.3.5 Ventajas y desventajas de BCI

Ventajas:

- Ayuda a personas que sufrieron parálisis, a controlar las prótesis con sus ondas eléctricas del cerebro.
- Transferir información auditiva al cerebro de personas sordas.

- Transferir información visual al cerebro de personas ciegas.
- Controlar los video juegos mediante el cerebro.

Desventajas:

- Los electrodos dentro del cerebro puede ser un peligro para el usuario.
- Los electrodos fuera del cerebro detectan muy pocas ondas cerebrales eléctricas.
- Las cuestiones éticas impiden el desarrollo de estos sistemas.

1.3.6 Aplicaciones

La tecnología BCI en sus diferentes aplicaciones:

- Área médica. Es una de las áreas más destacables en esta investigación porque es donde se genera aplicaciones para personas con discapacidad, la tecnología se basa en técnicas no invasivas, con el propósito de controlar, por ejemplo, el movimiento de una silla de ruedas eléctrica o cualquier dispositivo electrónico que esté presente en el área del usuario.
- Área robótica industrial. Es utilizada para controlar robots creados con el enfoque de llevar tareas de gran precisión con la ayuda del pensamiento humano.
- Videojuegos. En esta aplicación encontramos *Mindball* que fue creado para el movimiento de una pelota en un tablero, dependiendo la relajación del usuario que esté utilizando el dispositivo.
- Mejora del conocimiento. Es un entrenamiento en el individuo y mejoría de la atención en el cerebro.
- Otro tipo de interfaz es el que ofrece *Emotiv EPOC*, este dispositivo se basa en el estado emocional del usuario y controla la tensión, meditación, frustración, aburrimiento, etc.

1.3.7 Sistemas comerciales

El desarrollo de sistemas BCI para uso comercial fue investigado por varias empresas (Tabla. 1.2) dando lugar a los principales medidores de ondas cerebrales (Tabla. 1.3).

Tabla. 1.2. Interfaz Cerebro - Computador en el mercado, empresas importantes. [Autor]

| INTERFAZ CEREBRO – COMPUTADOR (NO INVASIVAS) | | | | | | | |
|--|--------------------|---|--|---|--|-------------------|-------------------|
| MARCA | FABRICANTE | NÚMERO DE SENSORES / TIPO DE SENSORES | PLATAFORMAS COMPATIBLES | BATERÍA/DURACIÓN | CONEXIÓN | COSTO | REFERENCIA |
| <i>EPOC Flex</i> | <i>EMOTIV</i> | 32 / Acelerómetro Giroscopio Magnetómetro | Windows: 7,8,10 MAC: OS 10.10 o superior. | Hasta 9 horas. | <i>Bluetooth</i> | EEUU \$2099 | (Mackellar, 2018) |
| <i>EPOC</i> | <i>EMOTIV</i> | 14 / Sensores salinos | Windows: 7,8,10. MAC: OS X iOS: 9 o superior. Android: 4.43+ (excluyendo 5.0). | hasta 12 horas con el receptor USB, hasta 6 horas con <i>Bluetooth Low Energy</i> . | <i>Bluetooth</i> | EEUU \$799 | (Mackellar, 2018) |
| <i>FOCUS BAND</i> | <i>IFOCUS BAND</i> | 3/ sensores de óxido de plata | Apple, Android | 12 horas de duración | <i>Bluetooth</i> | EEUU \$500.00 | (FOCUSBAND, 2018) |
| <i>INSIGHT</i> | <i>EMOTIV</i> | 5 / Acelerómetro Giroscopio Magnetómetro | Windows: 7,8,10. MAC: OS X. iOS: 9 o superior. Android: 4.43+ (excluyendo 5.0). | hasta 8 horas con el receptor USB, hasta 4 horas con <i>Bluetooth Low Energy</i> | <i>Bluetooth</i> | EEUU \$299.00 | (Mackellar, 2018) |
| <i>MUSE</i> | <i>INTERAXON</i> | 7 / sensor muse | iOS, Android | 5 horas de duración | <i>WIRELESS CONNECTION BT 4.0 BTLE</i> | EEUU \$199.00 | (INTERAXON, 2016) |
| <i>MINDWAVE MOBILE 2</i> | <i>NEUROSKY</i> | 1 / TGAM1 | Windows (XP/7/8/10), Mac (OSX 10.8), iOS (iOS 8) and Android (Android 2.3) | 8 horas de duración | <i>Bluetooth</i> | EEUU \$99.99 | (Neurosky, 2018) |
| <i>Ultracortex "Mark IV" EEG Headset</i> | <i>OPEN BCI</i> | 8 / Biosensores | Arduino | Batería AA 6 voltios | <i>Bluetooth</i> | EEUU \$ 349.99 | (OPEN BCI, 2018) |

Tabla. 1.3. Principales medidores de ondas cerebrales. [Autor]

| | | | |
|---|---|---|---|
| <p><i>EMOTIV – EPOC</i></p>  <p>Figura. 1.15. <i>Emotiv</i>. (Mackellar, 2018)</p> | <p><i>EMOTIV – EPOC Flex</i></p>  <p>Figura. 1.16. <i>EPOC Flex</i>. (Mackellar, 2018)</p> | <p><i>FOCUSBAND</i></p>  <p>Figura. 1.17. <i>FOCUSBAND</i>. (FOCUSBAND, 2018)</p> | <p><i>OPEN BCI - Ultracortex "Mark IV" EEG Headset</i></p>  <p>Figura. 1.18. <i>Ultracortex "Mark IV" EEG Headset</i>. (OPEN BCI, 2018)</p> |
| <p><i>EMOTIV – INSIGHT</i></p>  <p>Figura. 1.19. <i>INSIGHT</i>. (Mackellar, 2018)</p> | <p><i>INTERAXON – MUSE</i></p>  <p>Figura. 1.20. <i>MUSE</i>. (INTERAXON, 2016)</p> | <p><i>NEUROSKY MINDWAVE MOBILE 2</i></p>  <p>Figura. 1.21. <i>Neurosky Mindwave Mobile 2</i>. (Neurosky, 2018)</p> | |

1.4 Neurosky Mindwave Mobile 2

1.4.1 Introducción

Una de las partes más difíciles de este proyecto fue la comprensión del dispositivo *Mindwave Mobile 2* (Figura. 1.22), especialmente el modo de transmisión de datos a través de *Bluetooth*, el dispositivo mide y emite de forma segura los espectros de potencia de las señales eléctricas del cerebro, los medidores de *Neurosky eSense* miden la atención, meditación y el parpadeo (Figura. 1.23).



Figura. 1.22. Dispositivo *Mindwave Mobile 2*. (Neurosky, 2018)

El dispositivo consiste de:



Figura. 1.23. Elementos de *Mindwave Mobile 2*. [Autor]

Especificaciones técnicas:

- Utiliza el módulo TGAM1
- Emparejamiento inalámbrico automático
- Batería AAA individual (no incluida)
- 8 horas de tiempo de funcionamiento de la batería
- Módulo de modo dual BT / BLE (rango de 10 metros). *Dongle Bluetooth* no incluido.
- ID de auriculares estáticos (los auriculares tienen una identificación única para fines de emparejamiento)
- Plataformas compatibles: Windows (XP / 7/8/10), Mac (OSX 10.8 o posterior), iOS (iOS 8 o posterior) y Android (Android 2.3 o posterior). (NeuroSky, 2018)

Medidas

- Emite ondas cerebrales crudas de 12 bits (3 - 100Hz) con frecuencia de muestreo a 512Hz.
- Emite espectros de potencia de EEG (Alpha, Beta, etc.)
- Salidas del medidor *eSense* patentado por *NeuroSky*, como atención, meditación y otros medidores futuros.
- Análisis de calidad de la señal de EEG / ECG (puede usarse para detectar un contacto deficiente y si el dispositivo está fuera de control) (NeuroSky, 2018)

Físico

- Peso: 90g.
- Sensor de brazo hacia arriba: altura: 225 mm x ancho: 155 mm x profundidad: 92 mm.
- Sensor de brazo hacia abajo: altura: 225 mm x ancho: 155 mm x profundidad: 165 mm. (NeuroSky, 2018)

El dispositivo *Mindwave Mobile* (Figura. 1.24), esta constituido de un solo electrodo y este detecta las señales eléctricas del cerebro, tambien registra ruido externo generado por

los movimientos musculares, luces, computadoras, enchufes eléctricos y dispositivos que estén ubicados en el entorno del usuario.



Figura. 1.24. Partes internas de *Mindwave Mobile*. (Kravitz, 2013)

Los electrodos están conectados a la unidad principal del dispositivo, lo llamaron TGAM (*ThinkGear ASIC module*) Figura. 1.25, esta unidad es el módulo principal ASIC (circuito integrado para aplicaciones específicas) y está diseñado para aplicaciones comerciales, el TGAM procesa y emite espectros de frecuencia EEG, calidad de señal EEG, EEG sin procesar y tres medidores *NeuroSky eSense* meditación y parpadeos. Con simples electrodos secos, este módulo es excelente para su uso en juguetes, videojuegos y dispositivos de bienestar debido a su bajo consumo de energía, que es adecuado para aplicaciones portátiles con batería. (NeuroSky, 2018)

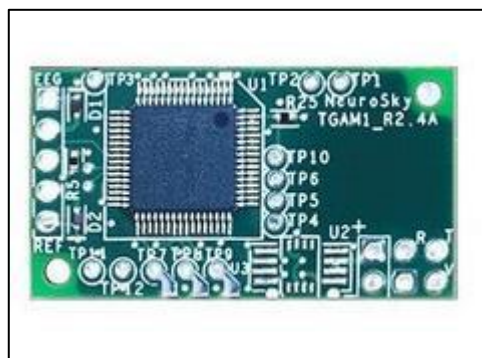


Figura. 1.25. *ThinkGear* módulo ASIC (TGAM). (NeuroSky, 2018)

Ventajas del TGAM:

- Conectado directamente a un electrodo seco.
- Tiene un canal de EEG con tres canales, estos son:
 - o EEG
 - o REF
 - o GND
 - o El consumo de energía es de 15mA a 3.3V.
 - o La cantidad de transmisión de datos de salida (RAW) es de 512 bits por segundo.

1.4.2 *ThinkGear*

ThinkGear es la tecnología dentro de cada producto de *Neurosky* o de algún producto asociado que permite que un dispositivo interactúe con las ondas cerebrales de los usuarios, incluye el sensor que toca la frente, el contacto y los puntos de referencia ubicados en la almohadilla para la oreja y el chip integrado que procesa todos los datos, tanto las ondas cerebrales crudas como los medidores de *eSense* (atención y meditación) se calcula en el chip *ThinkGear*. (NeuroSky, 2018)

De acuerdo con el protocolo de comunicación de *Mindwave Mobile 2*, la TGAM1 transmite los siguientes datos:

1.4.3 *POOR_SIGNAL Quality*

Esta medida es un no-byte entero sin signo de uno y describe cuán débil es la calidad de la señal medida por el *ThinkGear*, toma valores de 0 a 255 y cualquier valor distinto de cero es una indicación de que hay algo de ruido acústico. El valor de 200 significa que los electrodos *ThinkGear* no están haciendo contacto con la piel.

1.4.4 *eSense Meters*

La función *eSense* permite extraer dos valores para las funciones de observación (atención) y concentración (meditación) de usuario. Cada una de estas dos variables, la atención y la meditación, toma valores entre 0 y 100. Cuando estos valores se encuentran entre 1 y 20 se consideran niveles fuertemente reducidos o si está entre 20 y 40 considera niveles reducidos, estos niveles indican estados de distracción y anormalidad. A la inversa, cuando está entre 40 y 60 se consideran neutral, mientras que los valores entre 60 y 80 es ligeramente superior a lo normal y los valores superiores a 80 los cuales alcanzan hasta 100 se consideran extremadamente elevados.

1.4.5 *ATTENTION eSense*

Esta medición es un no entero de un solo byte sin signo y describe la intensidad del foco de atención / nivel de usuario. Cualquier fuente que puede causar una distracción al usuario, dará lugar a la reducción del medidor de atención.

1.4.6 *MEDITATION eSense*

Esta medición es una no entero de un solo *byte* sin signo que describe el nivel de calma mental o relajación del usuario. La meditación está relacionada con el nivel mental del usuario y no de los niveles físicos, sin embargo, para la mayoría de los usuarios la relajación física ayuda a armonizar la mente.

1.4.7 **Valor de onda RAW (datos en bruto)**

La medición consiste en dos bytes, que representa los datos en bruto (datos *RAW*), es un entero con signo de 16 bits, los valores varían desde -32768 hasta 32767. El primer byte indica los bits de orden superior, mientras que el segundo byte indica los bits de orden inferior. Para la reconstrucción de los datos en bruto, se cambia el primer byte a la izquierda por 8 bits y bit a bit, o con el segundo byte.

$$\text{short raw} = (\text{Value}[0] \ll 8) | \text{Value}[1] \quad (1)$$

Donde:

Value[0] es el byte de orden superior.

Value[1] es el byte de orden inferior.

Si el lenguaje de programación no es compatible con las operaciones a nivel de bits, entonces el algoritmo para reconstruir los datos, es el siguiente:

$$raw = Value[0] * 256 + Value[1] \quad (2)$$

$$if(raw \geq 32768) raw = raw - 65536 \quad (3)$$

1.4.8 *ASIC_EEG_POWER_INT*

Este valor representa el tamaño actual de los ocho tipos más comunes de EEG (electroencefalograma). Cada una de estas fórmulas es un no entero sin signo de tres bytes.

Estos tipos, conocidos como Ritmo cerebral (Tabla. 1.4) son:

Tabla. 1.4. Ritmos cerebrales. [Autor]

| Tipos de onda | Frecuencia |
|----------------------|-------------------|
| <i>Delta</i> | 0.5 - 2.75 Hz |
| <i>Theta</i> | 3.5 - 6.75 Hz |
| <i>low-alpha</i> | 7.5 - 9.25 Hz |
| <i>high-alpha</i> | 10 - 11.75 Hz |
| <i>low-beta</i> | 13 - 16.75 Hz |
| <i>high-beta</i> | 18 - 29.75 Hz |
| <i>low-gamma</i> | 31 - 39.75 Hz |
| <i>mid-gamma</i> | 41 - 49.75 Hz |

1.4.9 **Fuerza de parpadeo**

Es un no entero de un solo *byte* sin signo y describe la intensidad de abrir y cerrar de los ojos del usuario. Se toma valores de 1 a 255 y se detecta cuando el usuario parpadea. El

chip *ThinkGear* presente en *Mindwave Mobile 2* transmite valores *ThinkGear*, datos de valores codificados en paquetes llamados, *ThinkGear* paquetes como una secuencia en serie de bytes a través del protocolo *Bluetooth* a una velocidad de 57600 baudios.

1.5 Estructura de datos *Mindwave Mobile 2*

1.5.1 Paquetes *ThinkGear*

La transmisión del dato digital se lleva a cabo a través de bytes de transmisión en serie asíncronos. Un paquete *ThinkGear* (Figura. 1.26) consta de tres partes:

- *Packet Header* (Encabezado de paquete).
- *Packet Payload* (Paquete de carga útil).
- *Payload Checksum* (Suma de control de paquetes)

El medio de transporte puede ser UART (Transmisor – Receptor Asíncrono Universal), COM en serie, USB (Bus Universal en Serie), *Bluetooth* o cualquier otro mecanismo que transferir datos.



Figura. 1.26. Estructura de paquetes *ThinkGear*. (Neurosky, Inc, 2017)

1.5.2 *Packet Header* (Encabezado de paquete)

El encabezado de paquete se compone de tres bytes, dos bytes de sincronización [*SYNC*], cuyo valor es hexadecimal 0xAA (decimal 170), el uso de dos bytes en lugar de uno para reducir la posibilidad de que se confundan los bytes de sincronismo en el principio del paquete. El tercer byte siendo la cabecera [*PLENGTH*], da la carga útil de paquete de [*PAYLOAD*] y puede tomar valores de 0 a 169 (carga útil máxima).

1.5.3 Carga útil de datos

El paquete de datos de carga útil es simplemente una secuencia de *bytes* contenida por *ThinkGear* valores de datos, los cuales se encuentran en una serie de *bytes* (filas). *DataRow* (Figura. 1.27) contiene la siguiente información sobre los datos:

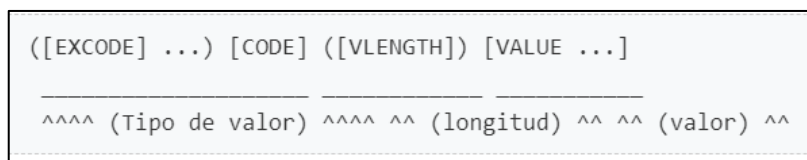


Figura. 1.27. Estructura de *DataRow* (fila de datos). (Neurosky, Inc, 2017)

Los *bytes* entre paréntesis son condicionales. El *DataRow* puede iniciar con cero o más *bytes* código (*EXCODE*) que tienen valor hexadecimal 0x55. Los *bytes* [*EXCODE*] y [*CODE*] se utilizan para describir el valor de datos contenida en esta serie, cuando el valor del byte [*CODE*] va desde 0x00 y 0x7F, entonces [*VALUE*] tiene una longitud de un *byte* y no hay ningún [*VLENGTH*] y se caracteriza como valor de un solo *byte*, pero si el valor del *byte* de [*CODE*] es mayor que 0x7F aparece a continuación [*VLENGTH*] e indica el número de *bytes* contenidos en el campo [*VALUE*] (Tabla. 1.5 y Tabla. 1.6).

Tabla. 1.5. Códigos de un *byte*. (Neurosky, Inc, 2017)

| Códigos de un <i>Byte</i> | | | |
|---------------------------|--------|----------|-------------------------------------|
| Nivel de código extendido | Código | Longitud | Valor de datos significado |
| 0 | 0x02 | - | <i>POOR_SIGNAL Quality</i> (0-255) |
| 0 | 0x03 | - | <i>HEART_RATE</i> (0-255) |
| 0 | 0x04 | - | <i>ATTENTION eSense</i> (0-100) |
| 0 | 0x05 | - | <i>MEDITATION eSense</i> (0-100) |
| 0 | 0x06 | - | <i>8BIT_RAW Wave Value</i> (0-255) |
| 0 | 0x07 | - | <i>RAW_MARKER Section Start</i> (0) |

Tabla. 1.6. Códigos de Multi-Byte. (Neurosky, Inc, 2017)

| Códigos de Multi-Byte | | | |
|----------------------------------|---------------|-----------------|---|
| Nivel de código extendido | Código | Longitud | Valor de datos significado |
| 0 | 0x80 | 2 | <i>RAW</i> de onda Valor: 16 bits cumplido de dos valores con signo (byte de orden alto seguido por byte de orden inferior) (-32,768-32.767) |
| 0 | 0x81 | 32 | <i>EEG_POWER</i> : ocho valores enteros de 4 <i>bytes</i> que representan delta, theta, de bajo alfa, de alta alfa, bajo-beta, alta-beta, bajo gamma y mediados valores de potencia de la banda gamma EEG |
| 0 | 0x83 | 24 | <i>ASIC_EEG_POWER</i> : ocho valores enteros sin signo de 3 bytes que representan delta, theta, de bajo alfa, de alta alfa, bajo-beta, alta-beta, bajo gamma y mediados valores de potencia de la banda gamma EEG |
| 0 | 0x86 | 2 | <i>RRINTERVAL</i> : entero sin signo de dos bytes que representa los milisegundos entre dos R-picos. |
| cualquier | 0x55 | - | Nunca utilizado reservado para [<i>EXCODE</i>] |
| cualquier | 0xAA | - | Nunca utilizado reservado para [<i>SYNC</i>] |

1.6 *Bluetooth*

Es una tecnología de comunicación inalámbrica de pequeño alcance, ayuda a generar la comunicación entre dispositivos sin la necesidad de usar un medio alámbrico, de esta manera realiza el intercambio de información de los dispositivos, los cuales pueden ser: teléfonos, celulares, computadoras, entre otros.

Bluetooth utiliza un margen correspondiente de frecuencia en la banda libre ISM de 2.4 GHz a 2,485 GHz, establece una velocidad de 20Mbps máxima con un rango de alcance

de 10 metros para un transmisor de segunda clase y 100 metros para un transmisor de primera clase.

1.6.1 Normas *Bluetooth*

Los dispositivos electrónicos *Bluetooth* se puede clasificar según las normas IEEE en:

- Estándar 802.15.1, alcanza en los dispositivos una velocidad de transferencia de hasta 1000 Kbps.
- Estándar 802.15.3, actualmente se encuentra en desarrollo, permitirá alcanzar velocidades de banda ancha de 20 Mbps.
- Estándar 802.15.4, es una norma que se encuentra en desarrollo para el manejo de aplicaciones *Bluetooth* de baja velocidad. (Jeff, 2018)

1.6.2 *Bluetooth* HC-05

El módulo *Bluetooth* HC-05 (Figura. 1.28) facilita la conexión de diferentes dispositivos de modo inalámbrico, el mismo que esta predeterminado de fábrica en modo esclavo, pero también permite cambiar su configuración a modo maestro.



Figura. 1.28. *Bluetooth* HC-05. [Autor]

1.6.3 Módulo *Bluetooth* HC-05 como esclavo

En esta configuración el *Bluetooth* esclavo espera ser conectado por el *Bluetooth* maestro, tomando como ejemplo: un celular o un computador.

1.6.4 Módulo *Bluetooth* HC-05 como maestro

En esta configuración el *Bluetooth* HC-05 es el que inicia la conexión, esta configuración es utilizada para comunicarse entre módulos *Bluetooth*, previo a la configuración de que equipo es el que se va a conectar con el *Bluetooth* HC-05.

1.6.5 Características *Bluetooth* HC-05

El módulo *Bluetooth* HC-05 viene predeterminado de fábrica como:

Nombre: HC-05

Modo: esclavo

Velocidad: 9600 baudios

Código de emparejamiento: 1234

En la Tabla. 1.7 se encuentran las características del *Bluetooth* HC-05.

Tabla. 1.7. Características *Bluetooth* HC-05. (ELECTRONILAB, 2018)

| | |
|-------------------------|--|
| Voltaje de alimentación | 3.3VDC – 6VDC |
| Voltaje de operación | 3.3VDC. |
| Tasa de transmisión | 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200. |
| Tamaño | 1.73 in x 0.63 in x 0.28 in (4.4 cm x 1.6 cm x 0.7 cm) |
| Corriente de operación | < 40 mA |
| Corriente en modo sueño | < 1mA |

1.7 Arduino

Arduino es una plataforma electrónica de prototipos de código abierto (*open source*), basada en *software* y *hardware* de fácil acceso. Arduino interpreta las entradas de una gran variedad de sensores y en la salida puede controlar motores, luces, etc. Se puede utilizar en: Windows, Macintosh OSX y GNU/Linux.

Este microcontrolador se programa en:

- *Arduino Programming Language* (está basado en *Wiring*), un entorno de desarrollo integrado (IDE) y un microcontrolador.
- *Arduino Development Environment* (está basado en *Processing*), un lenguaje de programación y entorno de desarrollo basado en java de código abierto y bajo una licencia GNU GPL. (Crespo, 2018)

1.7.1 Arduino Mega 2560 R3

Es una tarjeta de código abierto (*open source*), construida con un microcontrolador Atmega2560, dispone de 54 pines de entradas/salidas digitales, 14 salidas PWM, 16 entradas analógicas, 4 UARTs (puertos serial por hardware), cristal oscilador de 16MHz, conexión USB, *jack* de alimentación, conector ICSP y botón de *reset*. En la Figura. 1.29, se visualiza el módulo Arduino Mega, en la Tabla. 1.8 se visualiza las características del módulo Arduino Mega y en la Figura. 1.30 se encuentra el diagrama de pines del módulo. (ARDUINO, 2018)

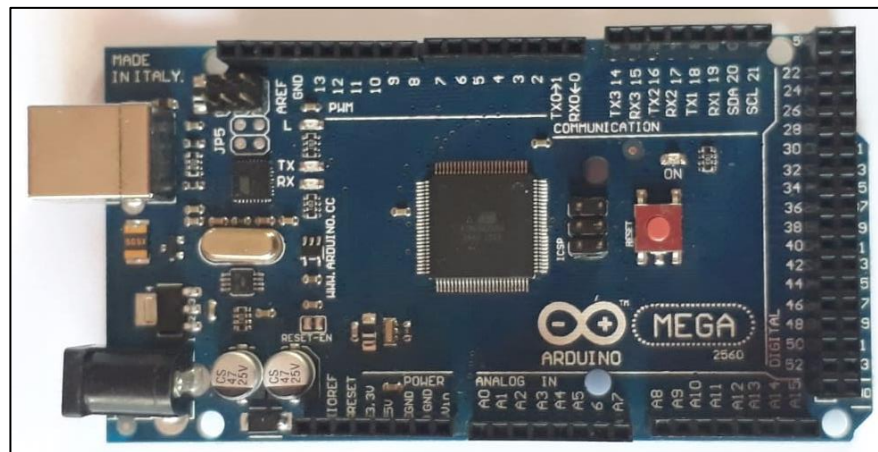


Figura. 1.29. Arduino Mega 2560 R3. [Autor]

Tabla. 1.8. Características del módulo Arduino Mega. (ARDUINO, 2018)

| CARACTERÍSTICAS | |
|----------------------------------|--|
| Microcontrolador | ATmega2560 |
| Voltaje de funcionamiento | 5 V |
| Voltaje de entrada (recomendado) | 7 – 12 V |
| Voltaje de entrada (límite) | 6 – 20 V |
| Pines digitales | 54 (15 con PWM) |
| Pines analógicos | 16 |
| DC Corriente por Pin I/O | 20 mA |
| DC Corriente por Pin 3.3V | 50mA |
| Memoria Flash | 256 KB de los cuales 8 KB se usan por el <i>bootloader</i> |
| SRAM | 8 KB |
| EEPROM | 4 KB |
| Velocidad del reloj | 16 MHz |
| Largo | 101.52 mm |
| Ancho | 53.3 mm |
| Peso | 37 g |

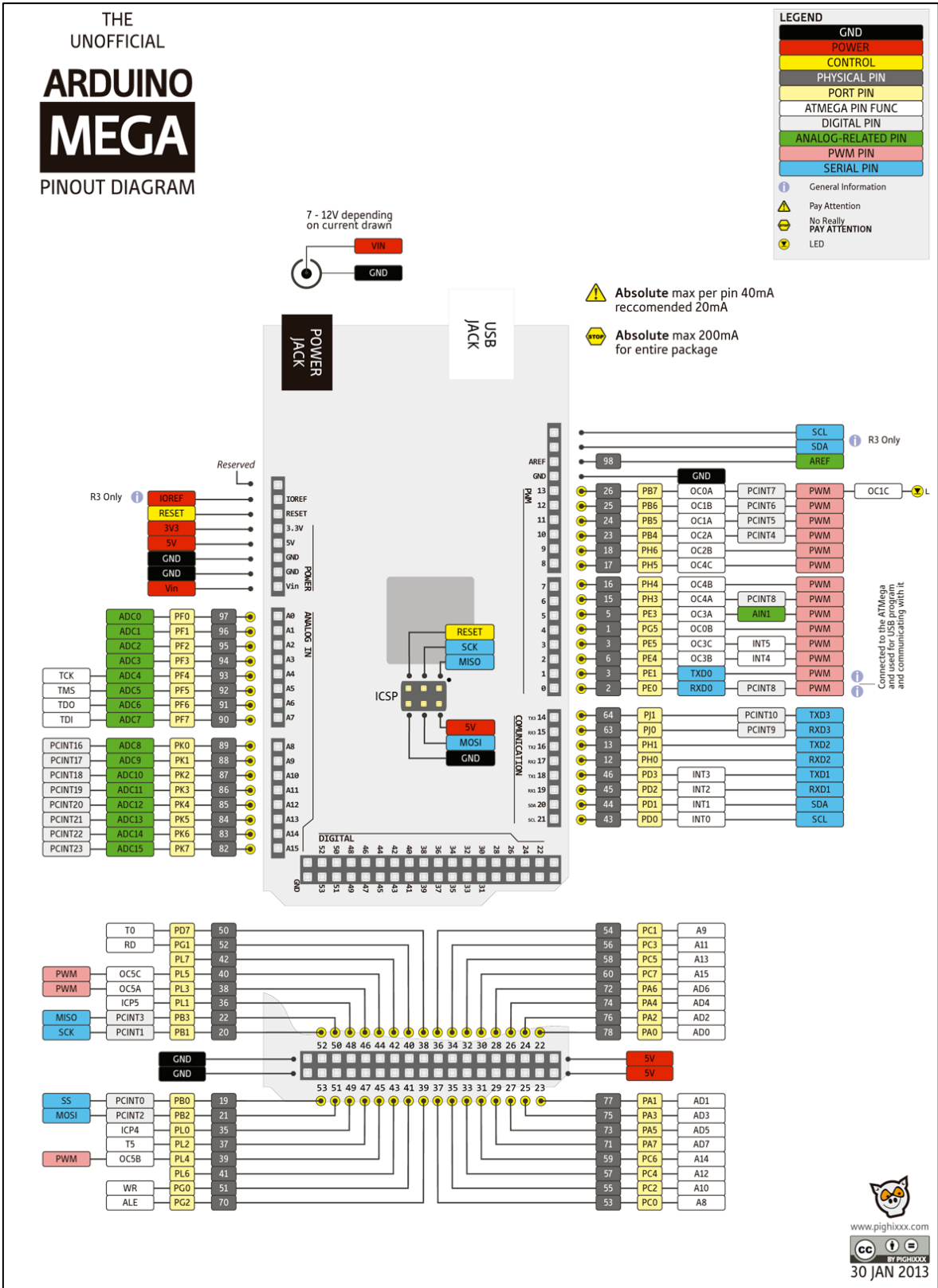


Figura. 1.30. Diagrama de pines módulo Arduino Mega. (TR3SLAND, 2013)

1.8 Silla de ruedas

La silla de ruedas (Figura. 1.31) es una herramienta de apoyo para el desenvolvimiento de una persona con discapacidad física, con la que se puede lograr una gran utilidad para el traslado de un individuo. Se puede manifestar que gracias a los diferentes tipos de utilidad es marcada por diferentes costos, sean estos de precios altos o accesibles.



Figura. 1.31. Silla de ruedas. (cuidado, 2018)

1.8.1 Tipos de silla de ruedas

- Silla de ruedas manual no autopropulsable. No está diseñada para que la pueda manejar el propio usuario sino para ser empujada por otra persona; está dotada de cuatro ruedas pequeñas. La misma que se marca como la más económica y casi siempre accesible al presupuesto de la persona.
- Silla de ruedas manual autopropulsable. Está compuesta por dos llantas traseras grandes que cumpla el propósito de guiarla de manera autónoma. Manteniéndola en característica intermedia de costos y no siempre accesible al presupuesto de la persona.
- Silla de ruedas de propulsión motorizada. Puede destinarse a su uso en el interior, en el exterior o en ambos, de manera automática, tomándose, como la silla de ruedas con un costo más elevado que las anteriores. Promedio de costos actuales en el mercado USD 2200 – USD 2550. (Instituto Foral de Bienestar Social de la Diputación Foral de Álava, 2018)

1.9 Motor de corriente continua

Denominado motor de corriente directa, motor DC o motor CC, y son máquinas eléctricas rotatorias, las mismas que convierten la energía eléctrica en energía mecánica (rotación en un eje), están constituidos internamente por dos partes:

- Estator, es la parte estable del motor (Figura. 1.32), se encuentra formado por polos devanados de hilo de cobre sobre un núcleo de hierro o imanes fijos. El estator se mueve únicamente de manera magnética.



Figura. 1.32. Estator. (*EcuRed, 2018*)

- Rotor, formado por un eje que soporta un juego de bobinas arrolladas sobre un núcleo (Figura. 1.33), esta gira dentro de un campo magnético creado por un imán de otro par de bobinas, están arrolladas sobre unas piezas polares, que permanecen fijas y que forman lo denominado estátor de corriente continua o alterna, la cual depende del tipo de motor que se trate.



Figura. 1.33. Rotor. (*colaboradores de Wikipedia, 2018*)

CAPÍTULO II. MARCO METODOLÓGICO

2.1 Introducción

El presente proyecto tuvo una investigación aplicada, poniendo en práctica todos los conocimientos técnicos y científicos adquiridos durante el proceso de formación académica, además la información sobre la tecnología actual sirvió para dar solución al problema planteado.

El proyecto de investigación se desarrolló con una modalidad bibliográfica, debido a que fue necesario la recopilación de información sobre el tema planteado, se consultó en libros, revistas, artículos científicos y tesis, siendo la mejor manera de obtener información.

Se utilizó el método experimental e inductivo, debido a que se acoplo módulos de electrónica, comunicaciones y radio frecuencia, se desarrolló varias pruebas hasta conseguir la configuración adecuada para la interfaz entre del dispositivo *Mindwave Mobile 2* y la silla de ruedas eléctrica.

2.2 Recolección de información

Se realizó la revisión en varios documentos, luego se procedió a seleccionar la información que valide la investigación.

2.3 Procesamiento y análisis de datos

Una vez seleccionada la información del proyecto de investigación se desarrollaron los siguientes pasos:

2.3.1 Organización, revisión y análisis de la información

Mediante una plena investigación de fuentes que presentan sus respectivos respaldos, se desarrolla la fundamentación teórica de los temas citados en el capítulo I, los cuales darán inicio al desarrollo del proyecto planteado.

2.3.2 Solución al problema

En el capítulo III se toma como énfasis la necesidad, de automatizar una silla de ruedas, la misma que presente un precio accesible y a su vez ayude a la autonomía del discapacitado.

2.3.3 Desarrollo del proyecto

Se desarrolló el siguiente procedimiento:

- Análisis de la descripción del funcionamiento de *Mindwave Mobile 2*.
- Interfaz de *Mindwave Mobile 2*, *Bluetooth HC-05* y *Arduino Mega*.
- Diseño del circuito de control de los motores.
- Implementación de dos motores en las llantas traseras de una silla de ruedas manual.
- Diseño de un cargador de batería de 12 voltios a 3 amperios.
- Análisis de resultados obtenidos.

CAPÍTULO III. PROPUESTA

3.1 Propuesta

3.1.1 Propuesta de solución

La propuesta de solución para el presente proyecto de investigación es el desarrollo de una interfaz entre el dispositivo *Mindwave Mobile 2* y Arduino Mega 2560 R3 con el propósito de controlar en varias direcciones a la silla de ruedas eléctrica, esta interfaz está desarrollada por dos parámetros que son el parpadeo para seleccionar la ubicación y la atención (concentración) para activar los motores.

3.1.2 Propuesta de diseño

El capítulo III iniciará con una descripción del funcionamiento de la silla de ruedas eléctrica mediante ondas cerebrales con *Mindwave Mobile 2*.

Inicialmente se tendrá una silla de ruedas manual y mediante las implementaciones mencionadas se obtendrá una silla eléctrica que permitirá desplazarse a diferentes lugares, está estructurada por motores en sus dos llantas traseras.

El circuito de control de los motores se diseñó con optoacopladores para la etapa de Arduino, relés y transistores para controlar la inversión de giro.

Se diseñó un cargador de batería de 12 voltios a 3 amperios para tener un buen desempeño de carga.

Para el funcionamiento del circuito se utilizó una batería de 9 voltios de 600mA, que permitió energizar al módulo *Bluetooth HC-05* y Arduino Mega 2560 R3, para el circuito de control de los motores se utilizó una batería de 12 voltios 17 amperios hora.

Al momento de proveer de energía eléctrica al microcontrolador Arduino Mega 2650 R3 inicia sus parámetros de funcionamiento e inicia también la medición de las señales eléctricas del cerebro por medio del *Bluetooth* HC-05 que recibe los datos del dispositivo *Mindwave*.

Finalmente, Arduino Mega recibe la señal y envía órdenes a los motores para que la silla de ruedas eléctrica pueda moverse en las direcciones que el usuario desee.

3.2 Conformación del sistema de control del desarrollo

En la Figura. 3.1 se presenta el esquema de bloque que refleja los elementos usados en el desarrollo.

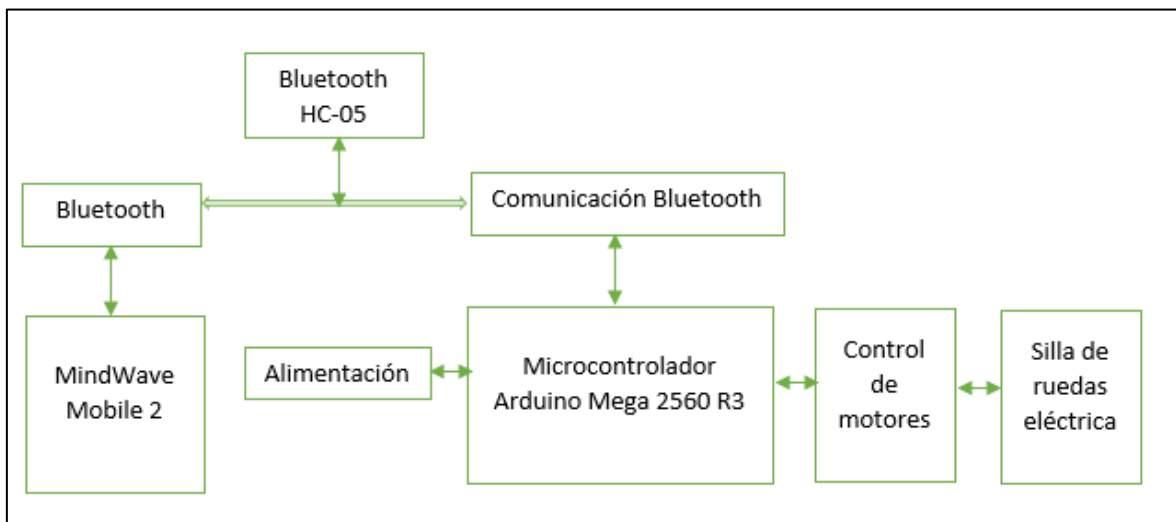


Figura. 3.1. Diagrama de bloque del funcionamiento correspondiente al desarrollo de la silla. [Autor]

3.2.1 Diseño del circuito de control electrónico de los motores

El diseño del circuito de control electrónico para los motores partió de las evaluaciones realizadas con la estructura de la silla de ruedas eléctrica, con el fin de complementar un esquema electrónico con la parte mecánica y así obtener el movimiento de la silla de ruedas eléctrica.

Como fue mencionado en el capítulo I, el dispositivo *Mindwave* mide las señales eléctricas del cerebro, partiendo de este hecho se recepto las señales con el módulo *Bluetooth* HC-05 y este a su vez con el módulo *Arduino* Mega 2560 R3, con el propósito de controlar las variables enviadas del dispositivo *Mindwave* (parpadeo y atención).

Para la alimentación del proyecto se utilizó una batería de 9 voltios, para los circuitos digitales, y una batería de 12 voltios 17 amperios hora para el circuito de potencia, con el fin de separar estos dos circuitos. Desde una perspectiva tecnológica existen formas de separar el circuito de potencia constituido por relés, transistores, optoacopladores, en este caso se utilizó los optoacopladores para su estructura interna donde existe un diodo LED y un fototransistor asegurando la independencia de los circuitos electrónicos. Para el diseño del circuito de potencia se escogió el uso de optoacopladores PC817 (Figura. 3.2) que permite trabajar con voltajes de hasta 35 voltios.

De acuerdo al fabricante los integrados PC817 trabajan con una corriente de polarización I_F de 5 miliamperios (mA) para polarizar el diodo LED interno; el módulo *Arduino* permite suministrar una corriente de 40 mA por pin, por lo que se requiere limitar la corriente a través de una resistencia que se calcula a continuación:

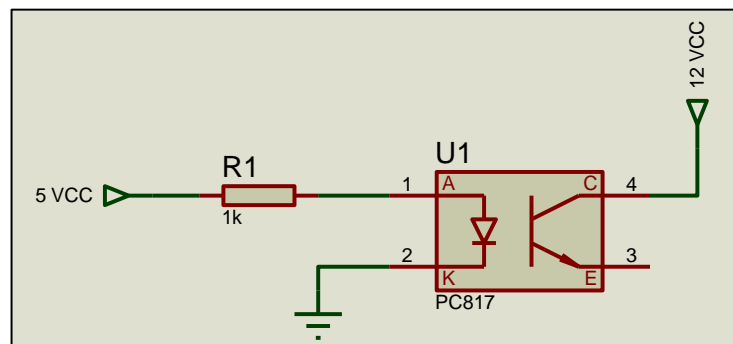


Figura. 3.2. Esquema optoacoplador PC817. [Autor]

$$VR1 = 5V - 1.8V \quad (4)$$

$$R1 = \frac{VR}{5mA}$$

$$R1 = \frac{3.2V}{5mA}$$

$$R1 = 640 \text{ ohm aproximadamente } 1 K\Omega$$

Donde:

VR1, caída de tensión en la resistencia.

R1, resistencia calculada.

La resistencia calculada que se debe colocar a la entrada digital de cada optoacoplador es de 1000 ohmios.

El circuito de potencia debe funcionar como un *switch* que permita la conmutación rápida de la señal eléctrica acorde a la señal de control de los motores, esto se realizó mediante un transistor MOSFET, el transistor seleccionado fue el 2N2222 (Figura. 3.3) debido a sus características indicadas en la hoja de datos del fabricante.

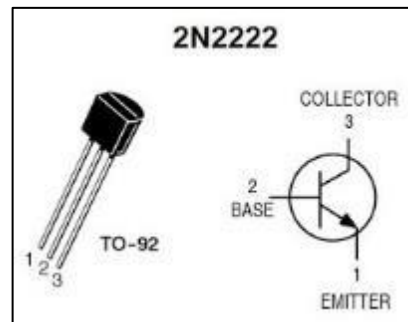


Figura. 3.3. Transistor 2N2222. (Lupion, 2016)

Características transistor 2N2222

- Voltaje colector base $V_{CBO} = 60 V$
- Voltaje colector emisor $V_{CEO} = 30 V$
- Corriente en el colector $I_C = 800mA$
- Ganancia de corriente $H_{FE} = 75$, para $I_C = 10mA, V_{CE} = 10 V$
- Frecuencia de trabajo 250 MHz (F_t)
- Estructura NPN. (Philips Semiconductors, 1997)

En la Figura. 3.4 se visualiza el esquema del circuito de potencia con el optoacoplador, al momento que es polarizado funciona como un circuito cerrado permitiendo que las resistencias R2 y R3 active el transistor 2N2222.

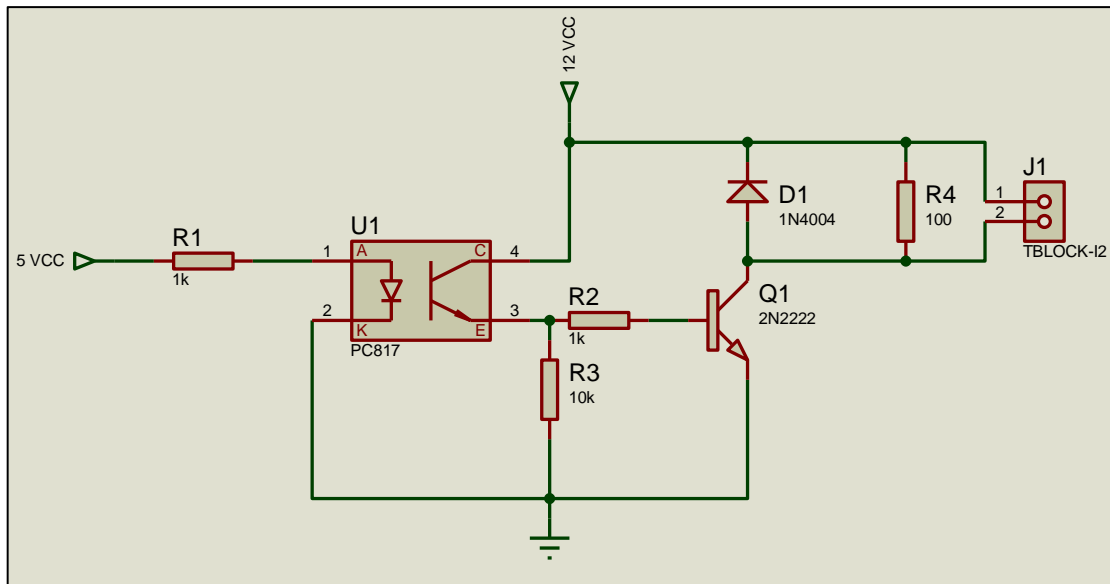


Figura. 3.4. Circuito de polarización transistor 2N2222. [Autor]

En las Figuras. 3.5 y 3.6, se muestran el esquema electrónico conformado por el sistema de potencia, comunicación inalámbrica, microcontrolador, realizados en el programa de simulación Proteus versión 8 y *EAGLE* 7.6.

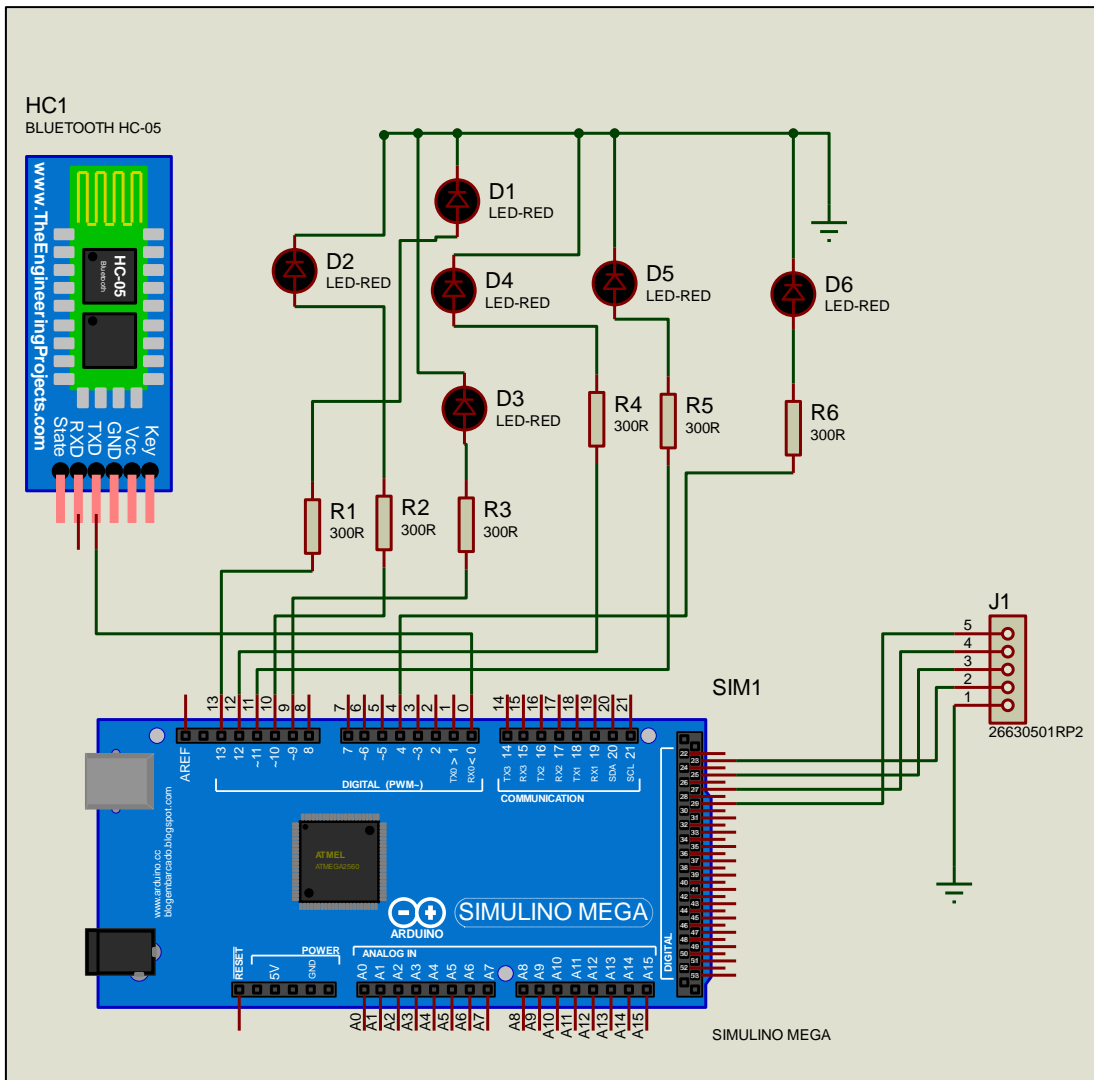


Figura. 3.5. Esquemático de control parte a. [Autor]

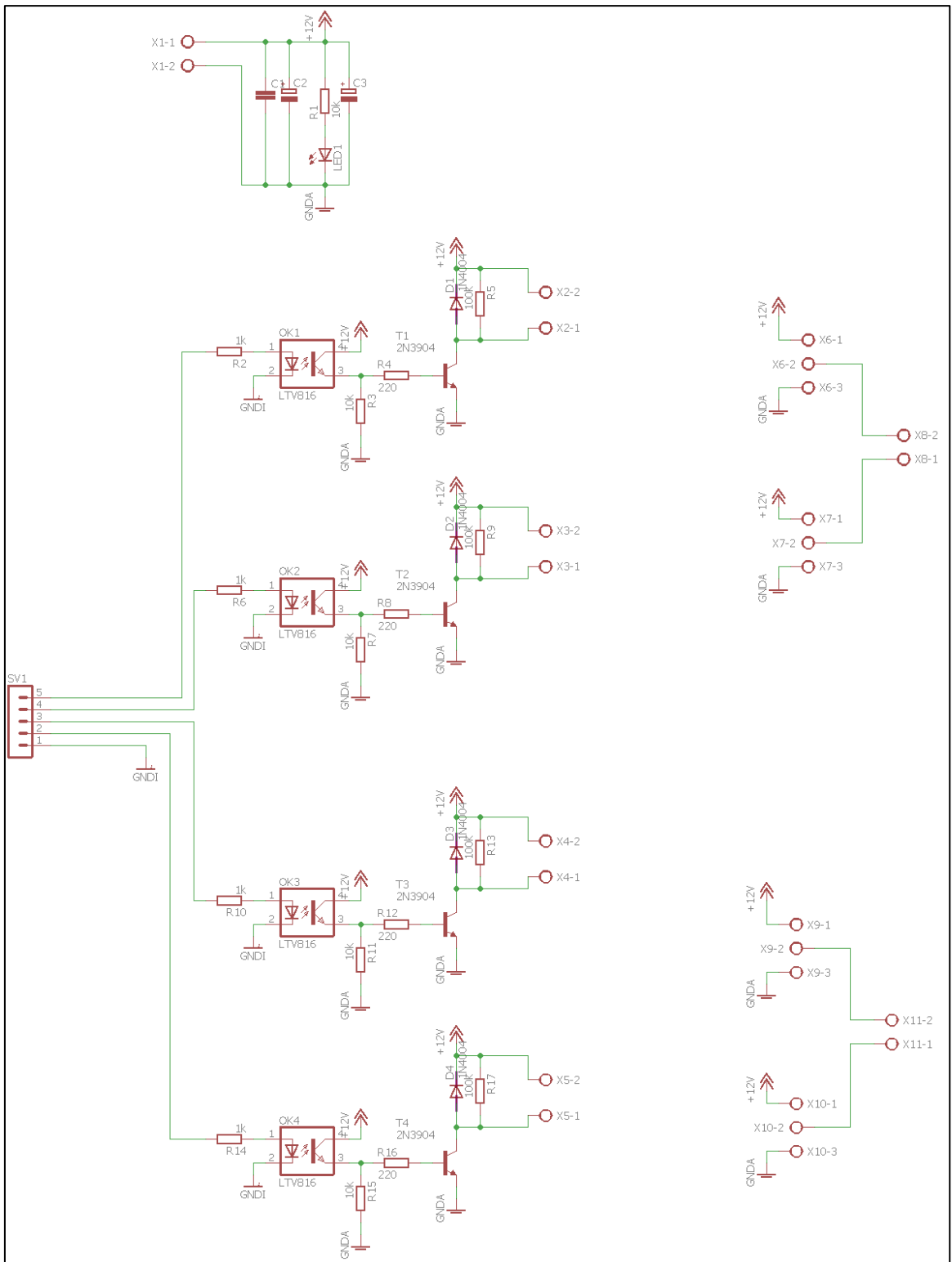


Figura. 3.6. Esquemático de control parte b. [Autor]

3.2.2 Alimentación circuito digital

Se utilizó como fuente una batería recargable de 9 voltios para activar el módulo *Bluetooth* y el módulo Arduino Mega.

En la Tabla. 3.1, se detalla el consumo de los componentes que trabajan con voltajes inferiores a los 5 voltios.

Tabla. 3.1. Consumo de energía. [Autor]

| DISPOSITIVO | Consumo de corriente | Voltaje de alimentación | Potencia |
|------------------------|--|-------------------------|----------|
| Arduino Mega 2560 R3 | 93 mA | 5 V | 0,465 W |
| <i>Bluetooth</i> HC-05 | 50 mA | 3.3 V | 0,165 W |
| 6 leds | $15 \text{ mA} \times 6 = 90 \text{ mA}$ | 1.7 V | 0.153 W |

El consumo del circuito es de 0.783 watts más una tolerancia del 10% dando una potencia de 0.861 watts del cual se partió, el cálculo para la capacidad de la batería, bajo los siguientes parámetros.

- Tensión de batería 9 V
- Autonomía 12 horas
- Temperatura media de la batería 25°C
- Profundidad de descarga 30%

Acorde a la capacidad obtenida se buscó en el mercado una batería que suministre la capacidad necesaria, por lo cual se escogió la de 9 voltios a 600 mA.

3.2.3 Alimentación circuito de potencia

Se utilizó como fuente una batería de 12 voltios 17 amperios hora para activar los dos motores *senchuan* y tener una autonomía de 4 horas en constante funcionamiento, como este proyecto es activado con ondas cerebrales eléctricas del cerebro, la batería dura más porque dependerá del tiempo del usuario (la velocidad en activar los motores).

En la Tabla. 3.2 se detalla el consumo de energía de los motores.

Tabla. 3.2. Consumo de energía de motores. [Autor]

| Dispositivo | Consumo de corriente | Voltaje de alimentación | Potencia |
|---------------------------|----------------------|-------------------------|----------|
| 2 motores <i>senchuan</i> | 5 A | 12 V | 60 W |

3.2.4 Circuito de LEDs posición de la silla de ruedas

Se utilizó un circuito de 5 LEDs para activar con el parpadeo cada uno de estos, al momento de seleccionar la ubicación de hacia dónde quiero que se mueva la silla de ruedas.

Para esto se detalla el circuito de activar un led (Figura. 3.7) con sus respectivos cálculos.

Cálculo de la resistencia:

$$\text{Resistencia}(\text{ohmios}, \Omega) = \frac{\text{Tensión de alimentación} - \text{Caída de tensión de led}}{\text{Corriente de LED}} \quad (5)$$

$$\text{Tensión de alimentación } V = 5 \text{ V}$$

$$\text{LED rojo} = 1.7 \text{ V}$$

$$\text{Corriente de LED } I = 10 \text{ mA}$$

$$R = \frac{5 \text{ V} - 1.7 \text{ V}}{15 \text{ mA}} \quad (6)$$

$$R = 220 \Omega \text{ (ohmios)}$$

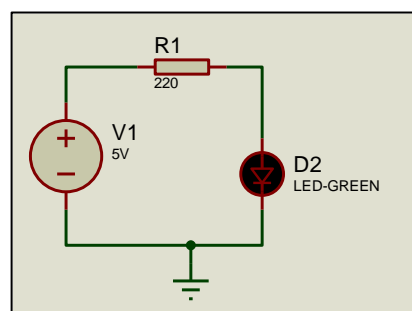


Figura. 3.7. Circuito de LED. [Autor]

En el esquema de la Figura. 3.8, se visualiza la conexión de los LEDs al módulo Arduino Mega.

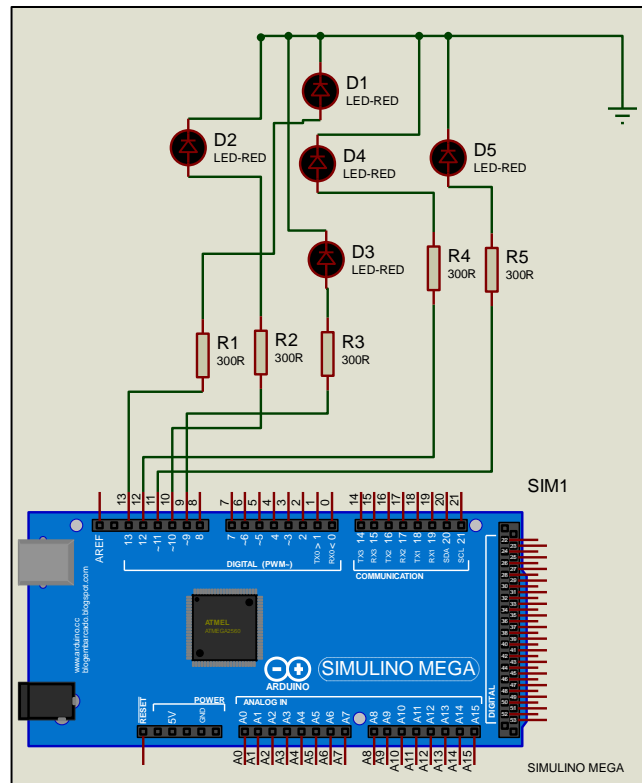


Figura. 3.8. Esquema de conexión de los LEDs al módulo Arduino Mega. [Autor]

3.3 Cargador de batería de 12 voltios 3 amperios

Se implementó un cargador con capacidad de 12 voltios a 3 amperios, teniendo como objetivo la carga completa de la batería.

Una vez que la carga de la batería este realizada, el relé que compone el circuito desconecta automáticamente la carga.

En la Tabla. 3.3, se presenta la lista de materiales para el cargador de batería.

Tabla. 3.3. Materiales para el cargador de batería de 12 voltios. [Autor]

| Descripción | Especificación |
|--------------------|-----------------------|
| 1 transformador | 12 voltios 3 amperios |
| 1 relé | 10 amperios |
| 1 diodo Zener | 1N4742A |
| 1 puente de diodo | 10 amperios |
| 1 diodo | 6 amperios |
| 1 BC548 | transistor NPN |
| 1 BC 337 | transistor bipolar |
| 1 LED | color rojo |
| 3 borneras | 2 pines |
| 1 resistencia | 10 Kohm 5 watts |
| 1 resistencia | 62 ohm 2 watts |
| cables | para conexión |

En la Figura. 3.9, se puede visualizar el esquema general del cargador de batería, el cual inicia con un transformador de 12 voltios 3 amperios.

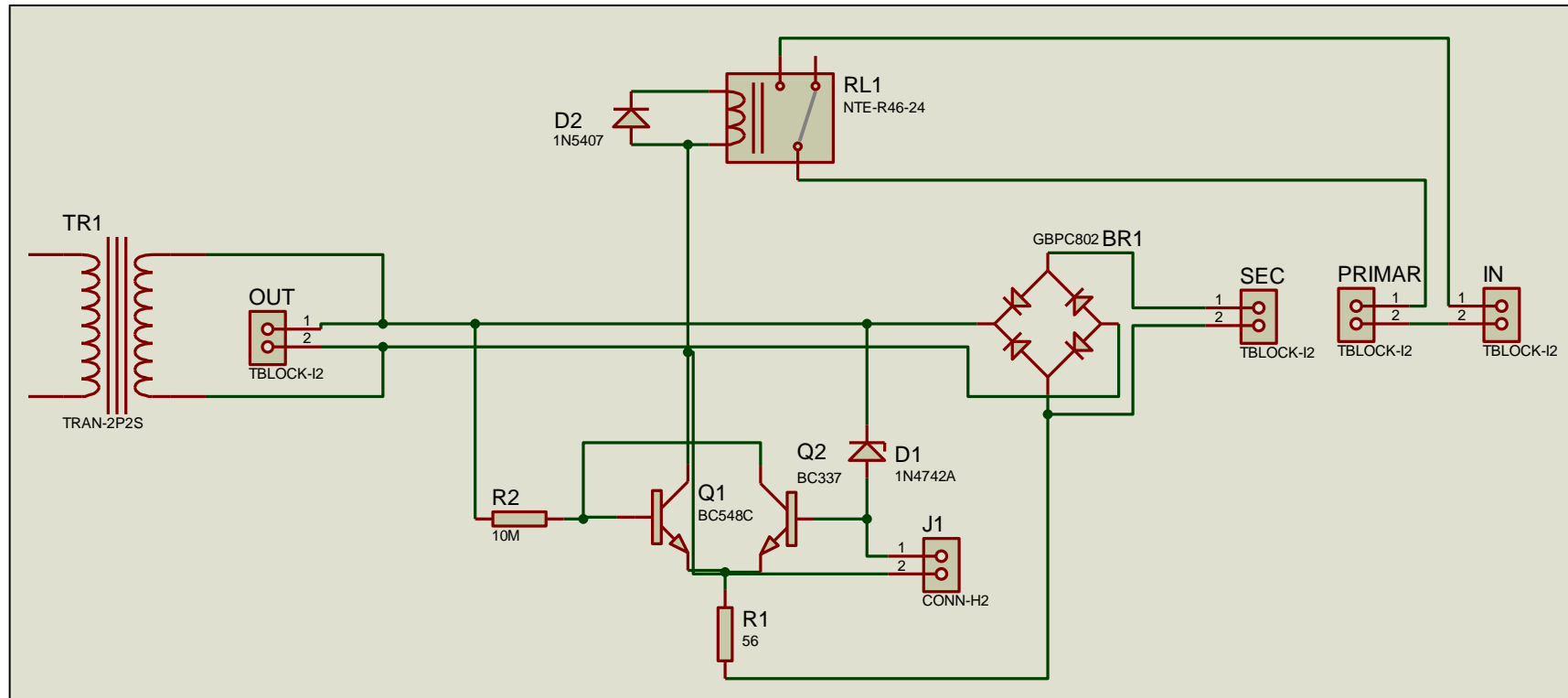


Figura. 3.9. Esquema general cargador de batería 12 voltios a 3 amperios. [Autor]

3.4 Sistema mecánico

El diseño de la silla (Figura. 3.10) está realizado mediante el *software* AutoCAD, para de esta manera poder realizar un armado adecuado de cada uno de sus componentes mencionados anteriormente en este documento.



Figura. 3.10. Diseño 3d silla de ruedas. [Autor]

3.5 Diseño de *software*

Para el intercambio de información entre el módulo Arduino y el dispositivo *Mindwave Mobile 2* se utilizó la tecnología *Bluetooth*.

La información que se recibirá en el módulo de Arduino es la del sensor TGAM (*ThinkGear ASIC module*) del dispositivo *Mindwave* que permitirán al usuario tomar decisiones por lo que es importante esta información, de igual manera se requiere enviar comandos que el microcontrolador intérprete como instrucciones predefinidas. En base a los cuestionamientos indicados anteriormente se ha elaborado el diagrama lógico mostrado en la Figura. 3.11.

Al momento que el programa se ejecuta, se inicializa los parámetros de comunicación *Bluetooth*, si la comunicación inalámbrica del dispositivo *Mindwave* se encuentra activa permitirá que el dispositivo reciba información del dispositivo asociado y lo almacenara en variables caso contrario el programa espera hasta que se encuentre la comunicación activa. Por otro lado, si la comunicación inalámbrica permanece activa el dispositivo *Bluetooth* permitirá el envío de información.

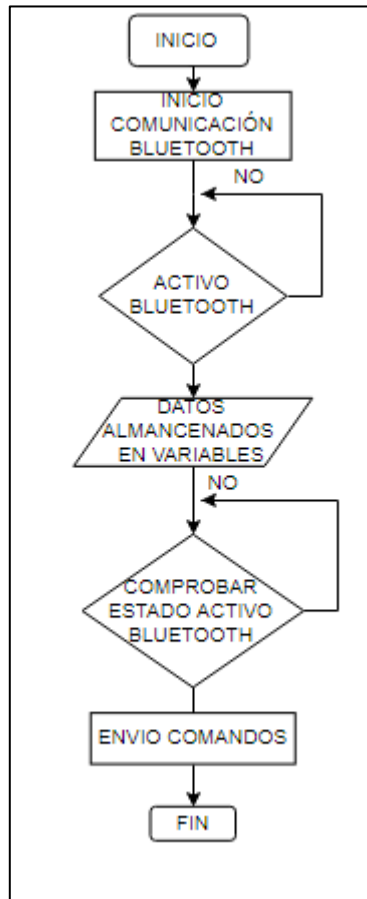


Figura. 3.11. Diagrama de flujo comunicación *Bluetooth*. [Autor]

3.6 Comunicación inalámbrica *Bluetooth* HC-05

El *Bluetooth* HC-05 mantiene una configuración predeterminada de fábrica, la misma que puede ser cambiada utilizando el módulo Arduino (modo de comando AT).

Para iniciar con la configuración del módulo *Bluetooth* se debe realizar una conexión física en los diferentes puertos seriales disponibles del módulo Arduino. Una vez realizado

las conexiones, se debe iniciar el *software* de programación del Arduino que permita establecer la comunicación serial tanto del dispositivo *Bluetooth* como de la computadora, seguidamente se ejecutará un programa que permita leer las instrucciones recibidas del computador y ser retransmitidas al dispositivo *Bluetooth* para ser leídos como un comando llamado AT. En la Figura. 3.12, se pone a consideración el diagrama de bloques que representa al programa para comunicación con el módulo *Bluetooth*.

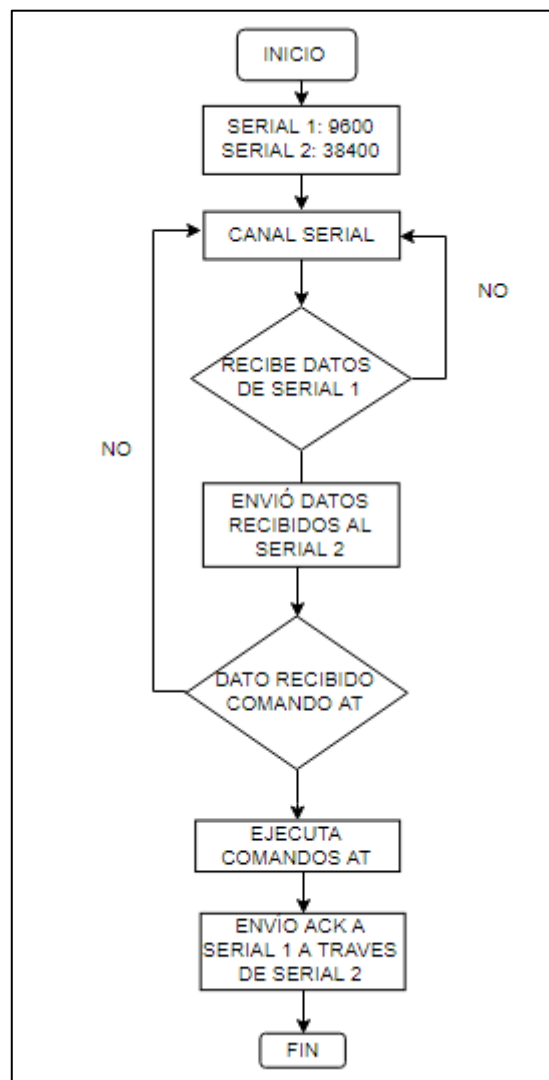


Figura. 3.12. Diagrama de flujo de configuración de módulo *Bluetooth*. [Autor]

En el momento que se ejecuten los parámetros de comunicación serial, el módulo Arduino escuchará los dos canales seriales establecidos entre el computador y el dispositivo *Bluetooth* HC-05, si se recibe información del puerto serial 1 del computador se retransmitirá

hacia el puerto serial del *Bluetooth* quien se encarga de validar si la información recibida es un comando AT, si el comando AT es válido se ejecutará el comando y se envía una señal ACK del serial 2 al serial 1 que confirma la ejecución del comando.

3.7 Diseño de programa de módulo Arduino Mega 2560 R3

Para el diseño de la programación del módulo Arduino se ha definido 2 etapas:

- Dispositivo *Mindwave Mobile 2*.
- Control.

En la etapa del dispositivo se consideró las variables a medir, en este caso: parpadeo y atención (concentración). Estas variables serán leídas por el microcontrolador para ser posteriormente acondicionadas y permitan una interpretación con el propósito de controlar la silla en todas sus direcciones.

En el momento que se inicien los parámetros de ejecución del módulo Arduino donde se definen variables, se ejecuta la lectura de las señales eléctricas del cerebro mediante el dispositivo *Mindwave*. Una vez obtenidos los datos de la señal se procederá con el acondicionamiento mediante el desarrollo de una interfaz para ser almacenados en nuevas variables. La información almacenada en nuevas variables será transmitida desde el microcontrolador hacia los motores. En la Figura. 3.13, se visualiza el proceso de lectura y acondicionamiento de las señales recibidas por el sensor *Mindwave* que conforma el programa principal.

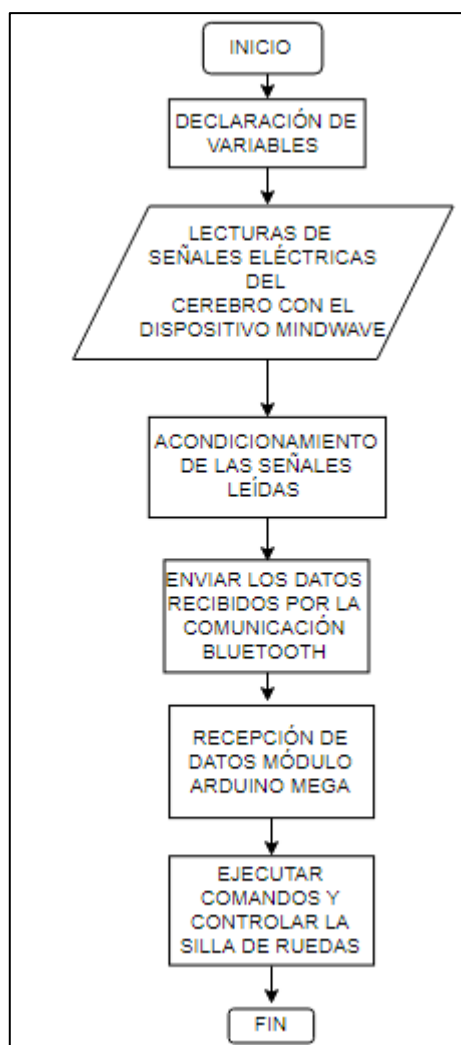


Figura. 3.13. Diagrama de flujo lectura de dispositivo *Mindwave*. [Autor]

Para la etapa de control se ha definido la habilitación de comunicación *Bluetooth* para dar lugar al intercambio de información con el dispositivo *Mindwave* y el módulo *Arduino Mega*. Una vez inicializado todas las variables en el microcontrolador, el programa espera a recibir una señal por comunicación inalámbrica, si recibe alguna información compara con el valor con los datos almacenados de parpadeo en una variable, si los datos coinciden se inicia las funciones acordes a la posición de la silla de ruedas para ser activados los motores mediante la atención (concentración) con el propósito de generar el movimiento hacia donde quiere el usuario transportarse.

Se aprecia en la Figura. 3.14, el diagrama de bloque del funcionamiento de la silla de ruedas eléctrica.

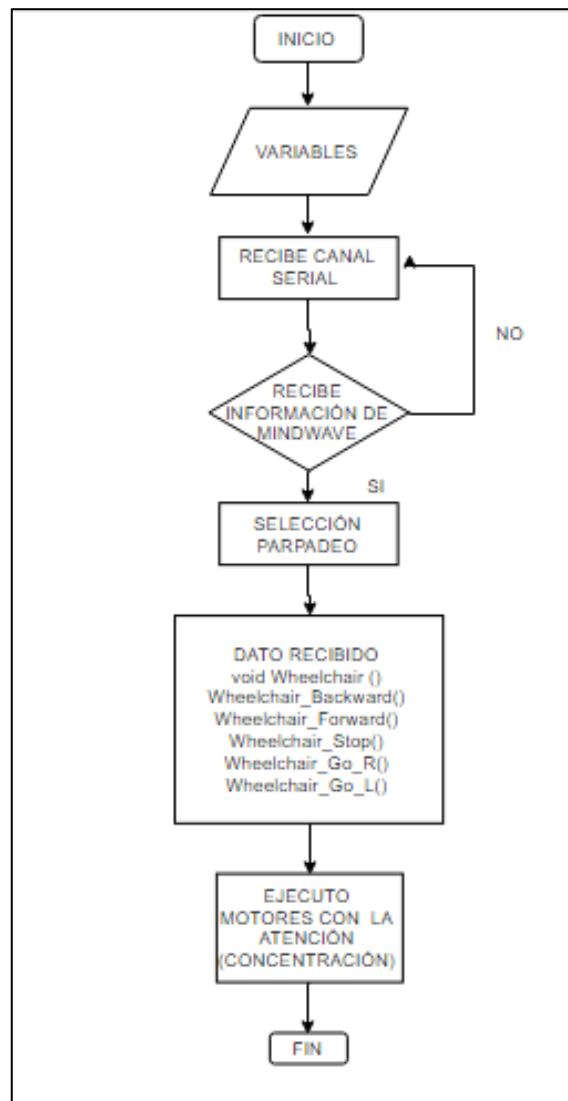


Figura. 3.14. Diagrama de flujo de funcionamiento de silla de ruedas eléctrica. [Autor]

CAPÍTULO IV. IMPLEMENTACIÓN

4.1 Desarrollo

4.1.1 Cargador de batería 12 voltios 3 amperios

La fuente de alimentación de la parte de potencia es mediante una batería de 12 voltios 17 amperios hora, que permite energizar los elementos electrónicos que forman el sistema de control de motores, mientras que, para el microcontrolador y los elementos periféricos se deben alimentar con una batería de 9 voltios.

En la Figura. 4.1 se visualiza el cargador de batería, el cual inicia con un transformador de 12 voltios 3 amperios.

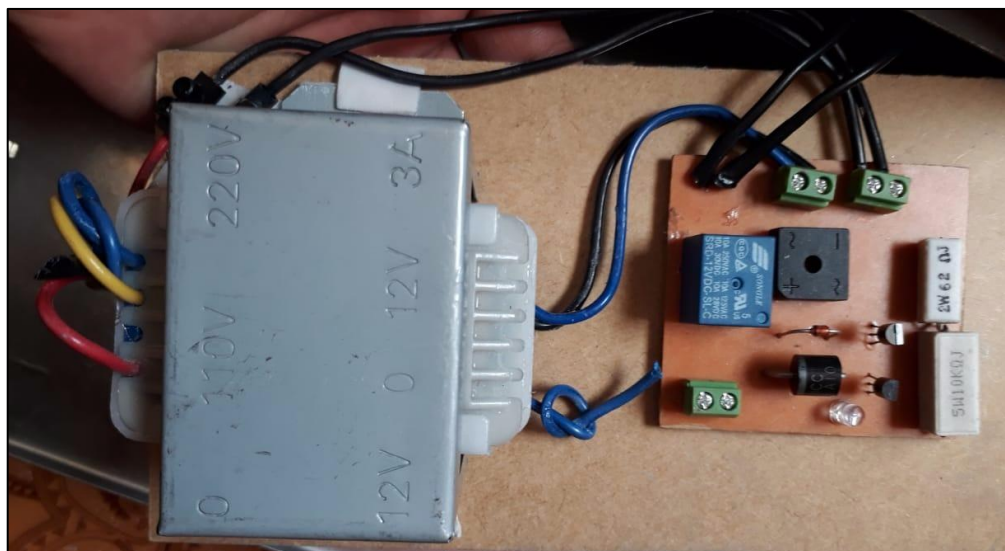


Figura. 4.1. Cargador de batería 12 voltios a 3 amperios. [Autor]

4.1.2 Circuito de LEDs activados con Mindwave (parpadeo)

En la Figura. 4.2, se visualiza la conexión de los LEDs, estos se activarán cuando el usuario utilice el parpadeo, con el propósito de ver hacia donde se quiere trasladar con la silla de ruedas eléctrica.



Figura. 4.2. Esquema de conexión de los LEDs. [Autor]

4.1.3 LEDs activados con *Mindwave* (atención – concentración)

En la Figura. 4.3, se visualiza los LEDs, este se activará cuando el usuario utilice la atención (concentración) a un nivel del 70%, con el propósito de encender los motores de la silla de ruedas eléctrica.



Figura. 4.3. LEDs al módulo Arduino Mega. [Autor]

4.1.4 Conexión de motores a silla de ruedas

En la Figura. 4.4, se visualiza la conexión de los motores a la silla de ruedas.



Figura. 4.4. Conexión de motores a silla de ruedas. [Autor]

4.1.5 Conexiones al módulo Arduino Mega 2560 R3

En el esquema de la Figura. 4.5, se visualiza la conexión del módulo Arduino Mega con el *Bluetooth* HC-05 se utiliza RX0 que pertenecen a la comunicación serial del módulo Arduino (considerar que la comunicación entre estos dos dispositivos tiene que ser invertida es decir TXD – RX0).

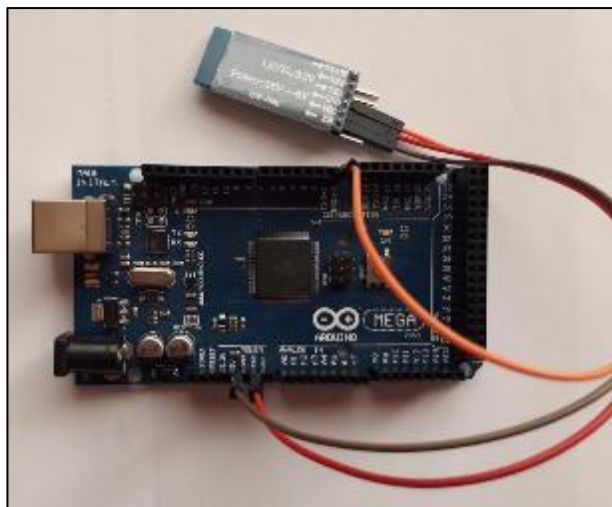


Figura. 4.5. Conexión *Bluetooth* HC-05 con módulo Arduino Mega. [Autor]

4.1.6 Programación de módulo *Bluetooth* HC-05

Antes de iniciar con la programación del módulo Arduino se seleccionó el tipo de placa a usar (Figura. 4.6), esto se lo realizó desde la opción de herramientas en la sección de placas, donde se selecciona la placa Arduino Uno el cual es utilizado únicamente para la programación del módulo *Bluetooth* HC-05 debido que este dispone de 4 puertos de comunicación serial.

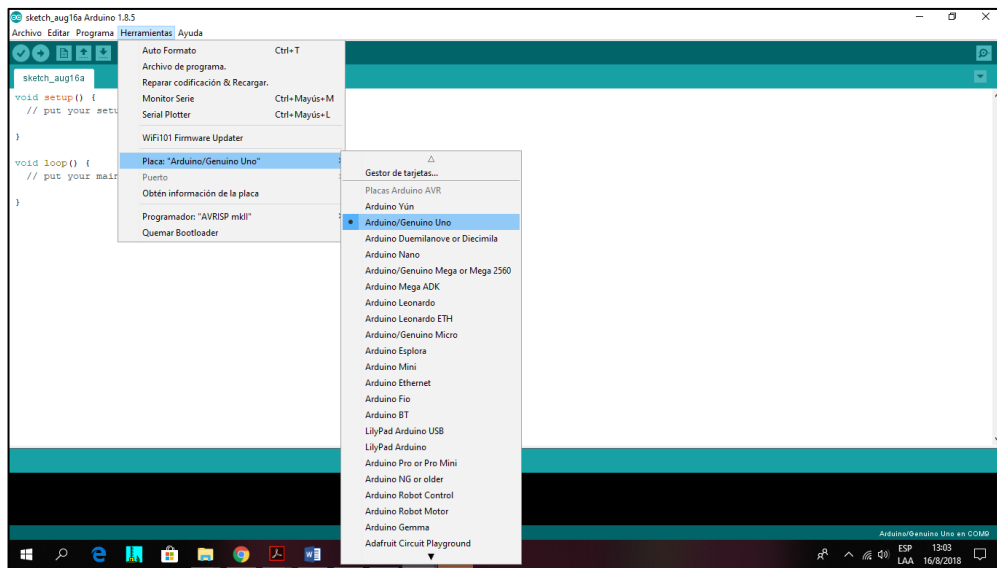


Figura. 4.6. Selección de la placa Arduino. [Autor]

En la Figura. 4.7, se puede visualizar el programador de fábrica de Arduino con el programa y en la Figura. 4.8, se muestra la comunicación serial de la laptop al módulo Arduino, donde se puede enviar los comandos AT al dispositivo *Bluetooth* HC-05.



Figura. 4.7. Programa para comunicación serial con *Bluetooth* HC-05. [Autor]

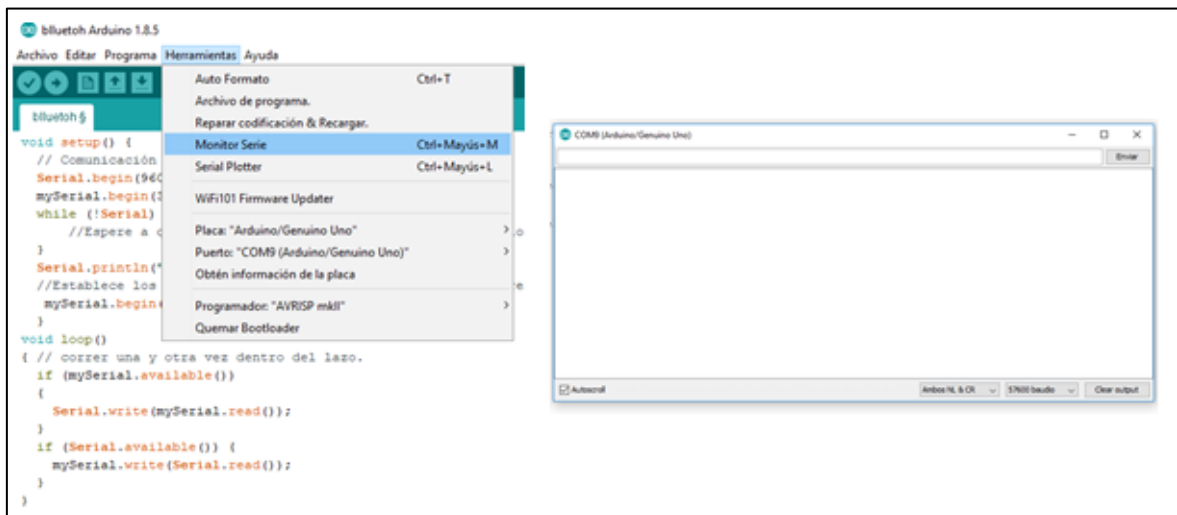


Figura. 4.8. Comunicación serial. [Autor]

En la Tabla. 4.1 se enumera los parámetros cambiados en el módulo *Bluetooth* HC-05, para que se trabaje como maestro y se enlace automáticamente con la dirección del identificador único del dispositivo *Mindwave Mobile 2* cada cambio de parámetro se tiene un mensaje de retorno que confirma la acción realizada o en su defecto si existe un error.

En la Figura. 4.9, se puede visualizar la dirección del identificador único de *Mindwave Mobile 2*.

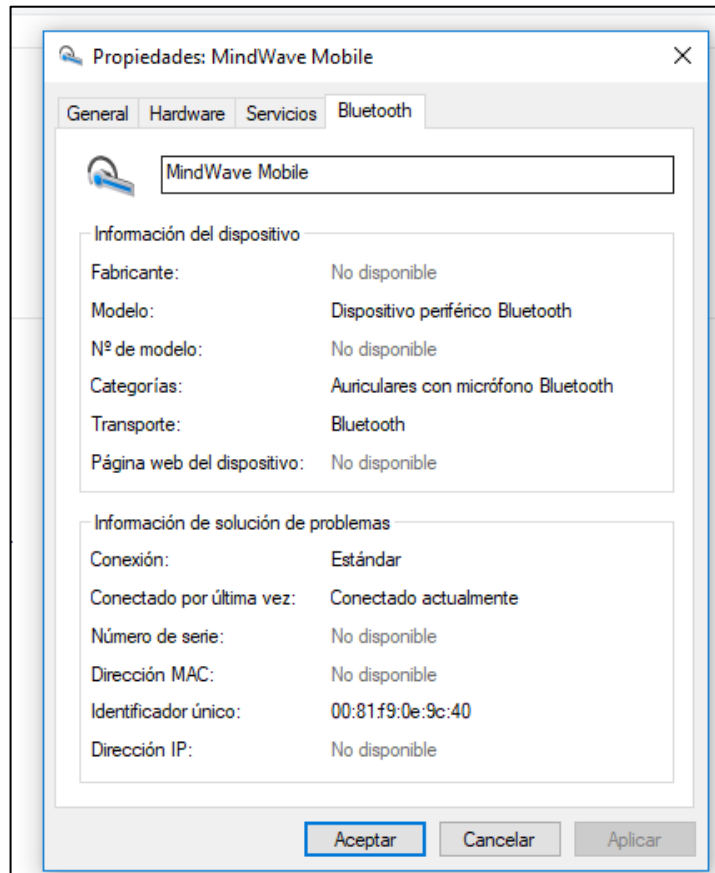


Figura. 4.9. Identificador único *Mindwave Mobile 2*. [Autor]

Los siguientes comandos presentados en la Figura. 4.10, sirven para una configuración básica del módulo, se registrará, el nombre, contraseña, modo de operación, etc.

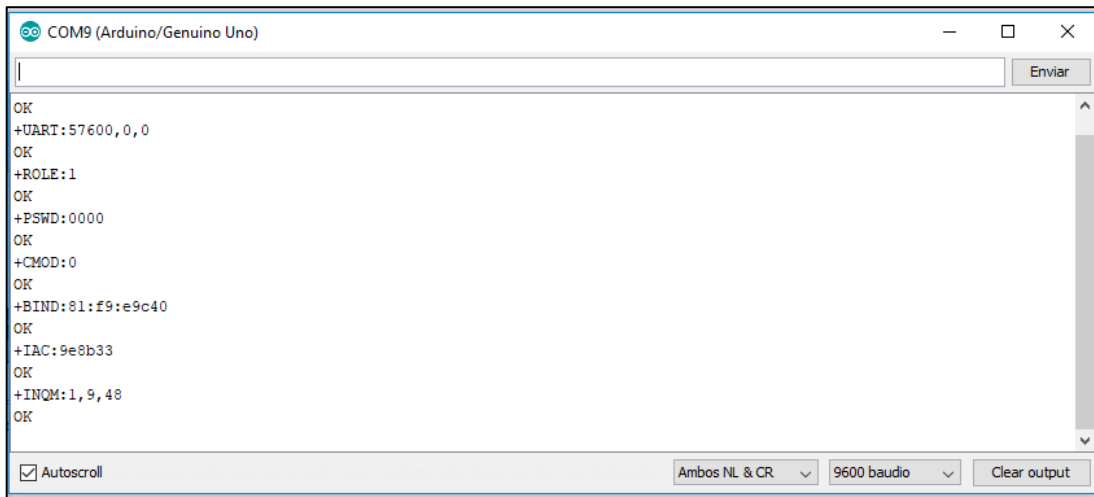
| COMANDO | DESCRIPCIÓN |
|-----------|--|
| AT | Usado para testear el módulo y ver si está funcionando. |
| AT+NAME? | Averigua el nombre asignado al módulo. |
| AT+UART? | Averigua la configuración de baudios UART (TX y RX). |
| AT+PSWD? | averigua el <i>password</i> del módulo. |
| AT+ROLE? | Averigua el modo de el módulo, 0 = Esclavo, 1 = Maestro, 2 = Esclavo- <i>Bucle</i> |
| AT+BIND? | Averigua la MAC del dispositivo vinculado a nuestro <i>Bluetooth</i> . |
| AT+CMODE? | Averigua el modo de enlace. 0 = Dirección de enlace <i>Bluetooth</i> específica, 1 = Cualquier dirección de enlace <i>Bluetooth</i> , 2 = Esclavo – <i>Bucle</i> . |
| AT+ADDR? | Averigua la dirección MAC del dispositivo. |
| AT+IAC? | Pregunta si el dispositivo <i>Bluetooth</i> dispone de un código de acceso |
| AT+INMQ? | Pregunta los dispositivos que se encuentran alrededor del dispositivo. |

Figura. 4.10. Configuración del módulo *Bluetooth* HC-05. (Barbero, 2018)

Tabla. 4.1 . Comandos AT configurados en *Bluetooth* HC-05. [Autor]

| LISTA DE COMANDOS AT CONFIGURADOS | |
|-----------------------------------|-----------------------|
| COMANDO | FUNCIÓN |
| AT | test de conexión UART |
| AT+NAME= | Daniel |
| AT+UART= | 57600,0,0 |
| AT+ROLE= | 1 |
| AT+PSWD= | 0000 |
| AT+BIND= | 0081, F9,0EC40 |
| AT+IAC= | 9E8B33 |
| AT+INQM= | 1,9,48 |

En la Figura. 4.11 se encuentran los comandos AT configurados.



```
COM9 (Arduino/Genuino Uno)
OK
+UART:57600,0,0
OK
+ROLE:1
OK
+PSWD:0000
OK
+CMOD:0
OK
+BIND:81:f9:e9c40
OK
+IAC:9e8b33
OK
+INQM:1,9,48
OK
```

Autoscroll Ambos NL & CR 9600 baudio Clear output

Figura. 4.11. Comandos AT configurados *Bluetooth* HC-05. [Autor]

4.1.7 Programación módulo Arduino Mega 2560 R3

La programación del módulo Arduino está estructurado en base al diagrama de bloques presentado en la Figura. 3.13 y 3.14, el programa inicia con la declaración de variables, puertos digitales.

El tipo de variables a usarse serán del tipo *byte*, *unsigned long*, *unsigned int*, para realizar el acondicionamiento de las señales recibidas desde el dispositivo *Mindwave* (Figura. 4.12).

```

cristiandaniel Arduino 1.8.5
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
cristiandaniel$
*/

// Se define variables a usar en el programa
#define BAUDRATE 57600
#define LED1 13
#define LED2 12
#define LED3 11
#define LED4 10
#define LED5 9
#define DLED1 4
#define Theshold_Eyeblink 120 //Umbral parpadeo
#define EEG_AVG 60

//Variable de motores
#define R_Mot_F 23
#define R_Mot_B 25
#define L_Mot_F 27
#define L_Mot_B 29

byte checksum=0,generatedchecksum=0;
unsigned long payloadDataS[5] = {0};
unsigned long payloadDataB[32] = {0};
unsigned long Avg_Raw,Temp,Temp_Avg;
unsigned int Raw_data,Raw_EEG,Poorquality,Attention,Plength,On_Flag=0,Off_Flag=1;
unsigned int EyeBlink=0, EyeFlag1=0, EyeFlag2=0, EyeFlag3=0, EyeFlag4=0, EyeFlag5=0;
unsigned int Attn_Temp,Att_Avg,Attn_On_Flag=1,Attn_Off_Flag=0, Sel_Device=0;
unsigned int i,k=0,n=0;

```

Figura. 4.12. Programación inicio variables. [Autor]

Posteriormente se inicia los parámetros de comunicación serial, designación de los puertos usados como entrada y salidas.

El cuerpo del programa (Figura. 4.13), se basa en el diagrama de flujo de la Figura. 3.14, se realiza la llamada a funciones referente a la toma de lectura de las señales eléctricas del cerebro dispositivo *Mindwave* y acondicionamiento de los mismos.

```

cristiandaniel Arduino 1.8.5
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
cristiandaniel$
}
void loop() // Función principal
{
if(ReadOneByte() == 170) // Lee el primer byte de sincronización y comprueba si es 170
{
if(ReadOneByte() == 170) // Lee el segundo byte de sincronización y comprueba si es 170
{
Plength = ReadOneByte();// longitud de carga útil
if(Plength == 32) // Función Big Packet
{
Big_Packet (Plength);
}
else if(Plength == 4) // Función Small Packet
{
Raw_EEG = Small_Packet (Plength);
if (j<512)
{
Temp += Raw_EEG;
j++;
}
else
{
Onesec_Rawval_Fun (Temp);
Home_App_Fun(EyeBlink,Attention);//Función parpadeo / Atención(Concentración)
j=0;
Temp=0;}
}
}
}
}
}

```

Figura. 4.13. Programación de acondicionamiento de señales eléctricas del cerebro (*Mindwave*). [Autor]

Una vez que se toma la lectura de la señal entregada por el dispositivo *Mindwave*, se realiza el acondicionamiento de las señales eléctricas recibidas; en el caso de la función *Home_App_Fun(unsigned long data1, unsigned int data2)*. Registra el parpadeo, se utiliza esta función para que empiece la secuencia desde el centro, arriba y en sentido horario de las manecillas del reloj (Figura. 4.14).

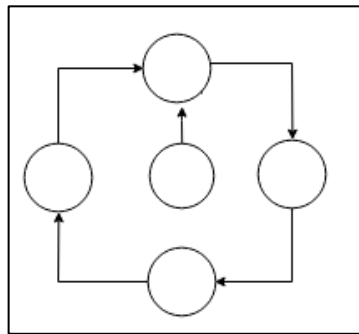


Figura. 4.14. Posición de LEDs. [Autor]

El parpadeo se muestrea con un valor en el rango de 120 a 350 niveles de parpadeo bruto para que se encienda cada uno de los LEDs en la secuencia la función encarda es *Selection_Disp_Fun()* (Figura. 4.15).

La función *Device_Control_fun(unsigned int data2)* es la encarda de activar los motores mediante la atención (concentración) del usuario (Figura. 4.16).

```

cristiandaniel Arduino 1.8.5
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
cristiandaniel $
}
}

void Selection_Disp_Fun()
{
digitalWrite(LED1, EyeFlag1); //posición hacia la izquierda
digitalWrite(LED2, EyeFlag2); //posición hacia la derecha
digitalWrite(LED3, EyeFlag3); //posición hacia atras
digitalWrite(LED4, EyeFlag4); //posición hacia delante
digitalWrite(LED5, EyeFlag5); //posición stop (detenerse)
}

void Device_Control_fun(unsigned int data2)
{
switch (Sel_Device)
{
case 1:
break;

case 2://Wheelchair_Forward(); activa motores hacia adelante
Attention_Fun(data2, DLED1);
sel=1;
break;
}
}

```

Figura. 4.15. Activar LED para posición de la silla de ruedas. [Autor]

```
cristiandaniel Arduino 1.8.5
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
cristiandaniel $

void Device_Control_fun(unsigned int data2)
{
  switch (Sel_Device)
  {
    case 1:
      break;

    case 2://Wheelchair_Forward(); activa motores hacia adelante
      Attention_Fun(data2,DLED1);
      sel=1;
      break;

    case 3://Wheelchair_Backward(); activa motores hacia atras
      Attention_Fun(data2,DLED1);
      sel=2;
      break;

    case 4://Wheelchair_Go_R(); activa motores hacia la derecha
      Attention_Fun(data2,DLED1);
      sel=3;
      break;
  }
}
```

Figura. 4.16. Activar motores con la atención (concentración) del usuario. [Autor]

4.2 Implementación

Para la implementación de las placas electrónicas Figuras. 4.17, 4.18 y 4.19 se realizó el diseño de los circuitos impresos con el programa Proteus versión 8 y el programa EAGLE 7.6, en las consideraciones que se realizó durante el diseño es el espacio libre entre los componentes, con el propósito de evitar que las pistas puedan causar cortocircuitos entre sí.

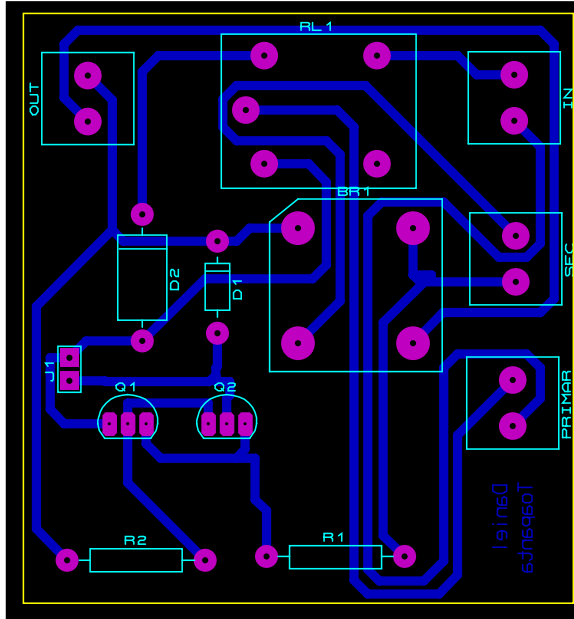


Figura. 4.17. Diseño de placa de circuito cargador de batería de 12 voltios. [Autor]

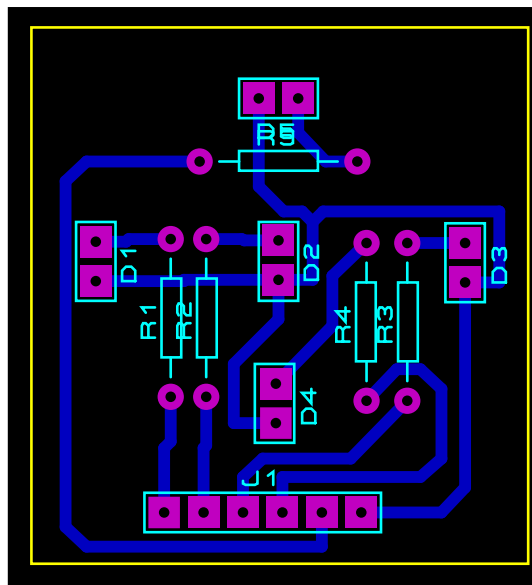


Figura. 4.18. Diseño de placa de circuito de cinco LEDs. [Autor]

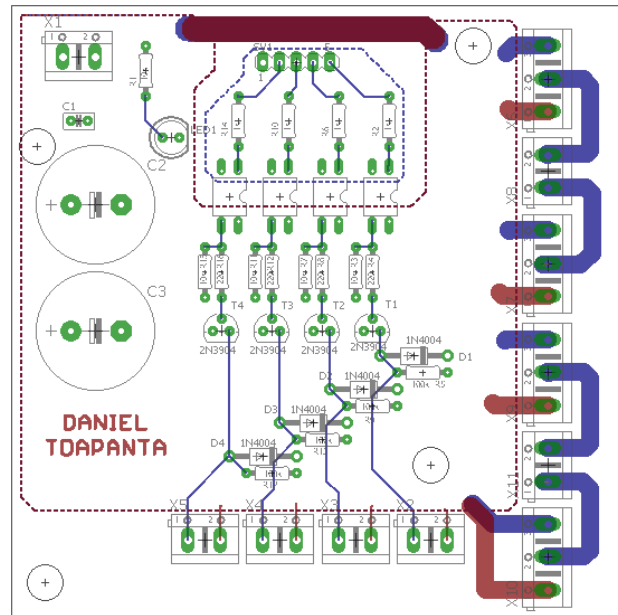


Figura. 4.19. Diseño de placa de circuito de control de motores. [Autor]

Se presentan las fotografías que hacen referencia a los circuitos realizados en PCB de la fase de control y de potencia. Los circuitos fueron realizados en un tamaño de:

- (3 x 3) centímetros circuito de LEDs.
- (6 x 6.5) centímetros correspondientemente al cargador de batería de 12 voltios.
- (9 x 9) centímetros correspondientes al circuito de control de los motores.

El método utilizado para la fabricación de las placas electrónicas fue mediante la técnica de transferencia de calor y dilución en ácido férrico. Como se aprecia en las Figuras. 4.20, 4.21 y 4.22.



Figura. 4.20. Circuito impreso de LEDs. [Autor]

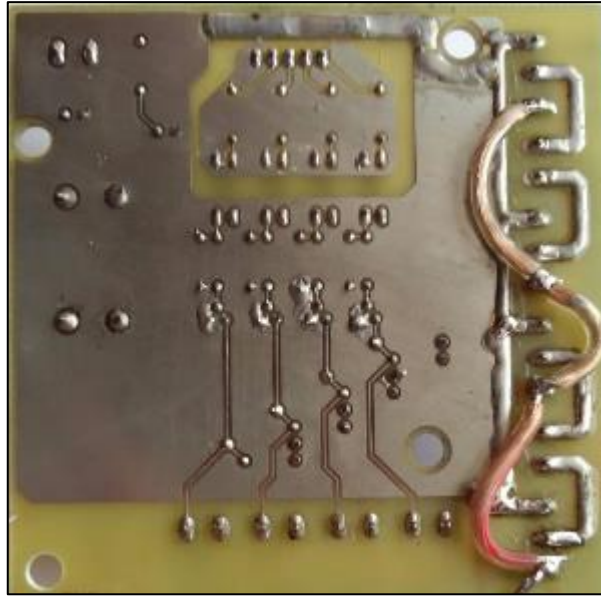


Figura. 4.21. Circuito impreso de control de motores. [Autor]



Figura. 4.22. Circuito impreso de cargador de batería de 12 voltios. [Autor]

En las Figuras. 4.23, 4.24 y 4.25 se puede visualizar los circuitos ensamblados.

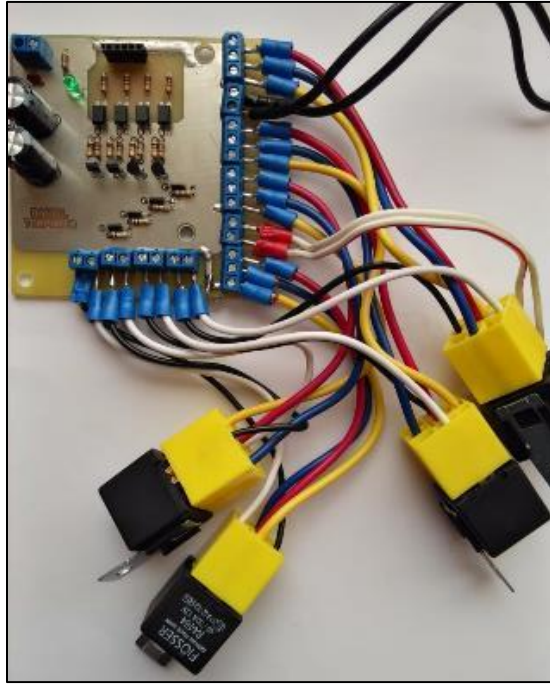


Figura. 4.23. Circuito de control de motores ensamblado. [Autor]



Figura. 4.24. Circuito de LEDs ensamblado. [Autor]



Figura. 4.25. Circuito cargador de batería de 12 voltios a 3 amperios ensamblado. [Autor]

Los circuitos electrónicos y el módulo Arduino Mega son implementados en la caja de la silla de ruedas Figura. 4.26.

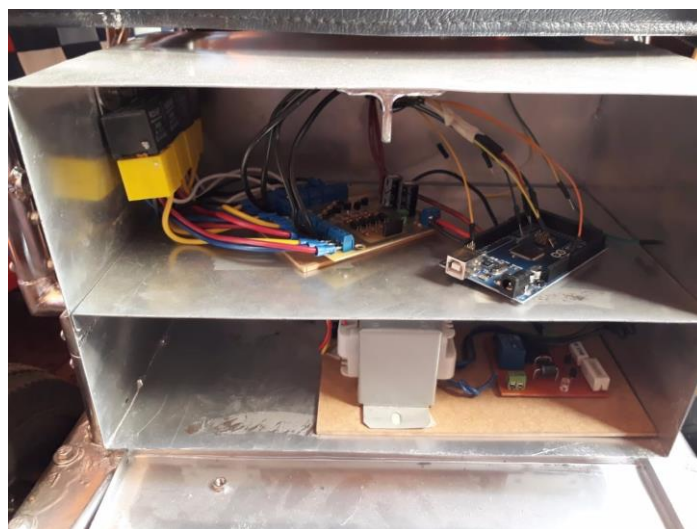


Figura. 4.26. Caja de silla de ruedas con circuitos electrónicos. [Autor]

En las Figuras. 4.27, 4.28 y 4.29, se visualiza el desarrollo de una silla de ruedas eléctrica controlado por ondas cerebrales usando el dispositivo *Neurosky Mindwave Mobile 2* finalizado.



Figura. 4.27. Silla de ruedas eléctrica ensamblada. [Autor]



Figura. 4.28. Silla de ruedas eléctrica. [Autor]



Figura. 4.29. Caja de LEDs activados por parpadeo y atención. [Autor]

4.3 Pruebas de funcionamiento

Acorde a la información proporcionada por el fabricante, el dispositivo *Mindwave Mobile 2* se demora aproximadamente 2 minutos en calibrar las ondas eléctricas del cerebro del usuario.

Una vez implementado los circuitos electrónicos a la estructura de la silla de ruedas eléctrica, se realizaron las pruebas sobre el funcionamiento del sistema para verificar la velocidad de respuesta en diferentes usuarios. La Tabla. 4.2, indica el número de personas que realizaron las pruebas y sus características.

Tabla. 4.2. Pruebas de funcionamiento realizadas a 5 personas. [Autor]

| Usuarios | Género | Edad (años) | Comprensión de uso del sistema | | | Control para cambios de estado | | |
|-----------|-----------|-------------|--------------------------------|-------|---------|--------------------------------|-------|---------|
| | | | Fácil | Medio | Difícil | Fácil | Medio | Difícil |
| Usuario 1 | Femenino | 24 | | x | | | x | |
| Usuario 2 | Masculino | 28 | x | | | | | x |
| Usuario 3 | Masculino | 32 | | | x | | | x |
| Usuario 4 | Femenino | 18 | | x | | x | | |
| Usuario 5 | Masculino | 45 | | | x | | | x |

4.4 Análisis de resultados

Finalizado el proyecto del desarrollo de una silla de ruedas controlada por ondas cerebrales mediante *Mindwave Mobile 2*, se ha realizado un análisis referente al funcionamiento del desarrollo, con el fin de proponer mejoras en el proyecto a futuro como son:

- Las pruebas realizadas en cinco integrantes de una familia, demostraron que la interfaz creada funciona perfectamente, en algunas personas activan el sistema fácilmente a otras les cuesta adaptarse al sistema debido a la falta de concentración y distracciones de cada usuario.
- Con este desarrollo dependerá del usuario el activar a la silla de ruedas ya que algunos usuarios logran tener un grado de concentración al 100 por ciento mientras que otros no alcanzaron este grado de concentración Tabla. 4.2.
- Con la implementación de los motores *senchuan* se logró tener la misma fuerza de tracción, que genera una silla de ruedas eléctrica existente en el mercado actual.
- Se logró obtener un desarrollo más económico a nivel de costos existentes en el mercado.

4.5 Materiales y Presupuesto

Como parte del desarrollo del proyecto se pone a consideración el presupuesto del desarrollo de la silla de ruedas controlada con ondas cerebrales mediante el dispositivo *Mindwave 2* (Tabla. 4.3), referente a materiales, costos de importación y el costo de mano de obra.

Tabla. 4.3. Costo de materiales. [Autor]

| DESCRIPCIÓN | ESPECIFICACIÓN | UNIDADES | COSTO UNITARIO \$ | VALOR TOTAL \$ |
|-------------------------|-----------------------|----------|-------------------|----------------|
| Módulo Arduino Mega | ATmega2560 | 1 | 25 | 25 |
| Módulo <i>Bluetooth</i> | HC-05 | 1 | 10,50 | 10,50 |
| Silla de ruedas | Normal | 1 | 100 | 100 |
| Motores | <i>Senchuan</i> | 2 | 150 | 300 |
| Optoacopladores | PC817 | 4 | 0,70 | 2,80 |
| Transistor | 2N2222 | 4 | 0,85 | 3,40 |
| Borneras | 2 pines | 9 | 0,25 | 2,25 |
| Borneras | 3 pines | 4 | 0,30 | 1,20 |
| Cable | Con conector | 1 | 2 | 2 |
| Resistencia | 1 Kohm | 8 | 0,05 | 0,40 |
| Resistencia | 100 ohm | 4 | 0,05 | 0,20 |
| Resistencia | 4.7Kohm | 1 | 0,05 | 0,05 |
| Resistencia | 10 Kohm | 4 | 0,05 | 0,20 |
| Resistencia | 220 ohm | 5 | 0,05 | 0,25 |
| Capacitador | 2200 μ F | 2 | 0,20 | 0,40 |
| Capacitador | 104 | 1 | 0,10 | 0,10 |
| Resistencia | 10 Kohm 5 Watts | 1 | 0,50 | 0,50 |
| Resistencia | 62 ohm 2 Watts | 1 | 0,50 | 0,50 |
| Diodo | Zener | 1 | 0,18 | 0,18 |
| LEDs | Varios colores | 8 | 0,07 | 0,56 |
| Puente de diodo | 10 amperios | 1 | 1,50 | 1,50 |
| Transformador | 12 voltios 3 Amperios | 1 | 14,50 | 14,50 |
| Relé | 10 amperios | 1 | 1,50 | 1,50 |
| Relé | 12 V 40/50 amperios | 4 | 5 | 20 |
| Placa PCB | | 2 | 5 | 10 |
| Placa PCB | Doble cara | 1 | 30 | 30 |
| Impresión 3D | Estructura | 1 | 217 | 217 |
| Batería 9 v | 600mA | 1 | 5,50 | 5,50 |
| Batería seca | 12 v 17 amperios hora | 1 | 1 | 60 |
| Cable | | 3 | 0,70 | 2,10 |
| Cables protoboard | | 4 | 0,70 | 2,80 |
| Varios | | | 50 | 50 |
| | | | Total | 865,39 |

En la Tabla. 4.4, se hace mención al costo de importación del dispositivo *Mindwave Mobile 2*.

Tabla. 4.4. Costo de importación. [Autor]

| DESCRIPCIÓN | ESPECIFICACIÓN | UNIDADES | COSTO UNITARIO \$ | VALOR TOTAL \$ |
|----------------------|-----------------------------------|----------|-------------------|----------------|
| Costo <i>EEUU</i> | <i>Neurosky Mindwave Mobile 2</i> | 1 | 99 | 99 |
| Costo de importación | <i>Foxthand</i> | 1 | 45.54 | 45.54 |
| Total | | | | 144,54 |

En la Tabla. 4.5 se hace mención a los costos de mano de obra, que fueron requeridos para el desarrollo e implementación del proyecto.

Tabla. 4.5. Totalidad de mano de obra. [Autor]

| DESCRIPCIÓN | ESPECIFICACIÓN | VALOR TOTAL \$ |
|----------------|--|----------------|
| Diseño | Estructura para motores y caja para la batería | 200 |
| Implementación | Diseño estructural y electrónico | 150 |
| Total | | 350 |

Los costos presentados hacen referencia a la inversión requerida para realizar este desarrollo, para futuras mejoras o desarrollo de prototipos puede implicar la disminución del costo de fabricación, ya que se tomaría en cuenta los siguientes parámetros:

- La fabricación de placas electrónicas en cantidad mayorista.
- Los elementos seleccionados serían los idóneos para la fabricación de los circuitos.

CONCLUSIONES

- Las variedades de equipos existentes en las diferentes áreas de estudio marcan una gran importancia, debido a su capacidad de reconocer valores e interacción con las ondas EEG, gracias a lo mencionado, en un futuro se brindaría un mejoramiento a la propuesta de este proyecto.
- Se diseñó un sistema de control mediante el uso del módulo Arduino Mega 2560 R3 y circuitos electrónicos como optoacopladores y transistores que permitió controlar los movimientos definidos para la silla de ruedas.
- Se establecieron los parámetros del dispositivo *Neurosky Mindwave Mobile 2* como son: el emparejamiento inalámbrico automático gracias a su identificación única, el rango de *Bluetooth* de 10 metros, la compatibilidad del dispositivo con Arduino Mega.
- Se desarrolló un sistema inalámbrico para la interconexión y comunicación con los datos adquiridos por el dispositivo *Mindwave Mobile 2*, mediante el protocolo de *Bluetooth* HC-05, la cual está diseñada para aplicaciones que requieren una comunicación sincronizada con el dispositivo de adquisición de señales neuronales de la empresa *Neurosky*.
- Se desarrolló la interfaz de control de la silla de ruedas mediante el parpadeo para la ubicación y la atención (concentración) para activar los motores.
- Se logró establecer diferentes tipos de movimientos de la silla de ruedas: hacia atrás, hacia adelante, hacia la derecha y hacia la izquierda.
- Se automatizó una silla de ruedas con un costo minoritario al del mercado actual implementando diferentes dispositivos con precios accesibles.

RECOMENDACIONES

- Se debe tener en cuenta el cuidado y mantenimiento de los dispositivos que componen el sistema, el electrodo ubicado en el dispositivo *Mindwave Mobile 2* debe siempre estar limpio para impedir su desgaste, al momento de utilizarlo se debe tomar las precauciones de la colocación sobre todo de la pinza en la oreja para realizar tierra y optimizar los datos adquiridos.
- Es importante tomar en cuenta la realización del análisis de compatibilidad para la comunicación eficiente entre el dispositivo de adquisición de ondas cerebrales y el módulo Arduino Mega.
- Se debe tomar en cuenta el tiempo estimado de dos minutos para el enlace correspondiente entre el dispositivo *Mindwave Mobile 2* con el usuario.
- Para una mejor lectura de las ondas cerebrales con el dispositivo es necesario mantener una concentración plena, para lo cual se puede enfocar en un objetivo o imaginar un momento que marque felicidad o tranquilidad en el cerebro (atención).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Instituto Foral de Bienestar Social de la Diputación Foral de Álava. (30 de Agosto de 2018). *Calidad de la Atención en los Servicios Sociales*. Obtenido de Productos de Apoyo para la Marcha: <https://www.ifbscalidad.eus/es/practicas/personas-con-discapacidad/practica/pr-234/>
- 9Plantas. (12 de 01 de 2017). *plantas.info*. Obtenido de <https://9plantas.info/guia/enfermedades/519/sistema-nervioso-la-importancia-de-mantenerlo-saludable>
- Almaria, J., & Aguilar, M. (2016). *Neuromatemáticas*. Editorial CSIC Consejo Superior de Investigaciones Científicas.
- ARDUINO. (2018). *ARDUINO MEGA 2560 REV3*. Obtenido de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mega-2560-rev3>
- Ballesteros, R. (26 de Marzo de 2016). *Arduino en español*. Obtenido de Arduino Mega 2560: <http://manueldelgadocrespo.blogspot.com/p/arduino-mega-2560.html>
- Barbero, P. (28 de Agosto de 2018). *Configuración de Módulos Bluetooth HC-05*. Obtenido de RMJ Electronics: <https://docplayer.es/47322981-Configuracion-de-modulos-bluetooth-hc-05.html>
- Borja, G. (8 de Febrero de 2018). *Blogthinkbig.com*. Obtenido de <https://blogthinkbig.com/el-futuro-de-la-tecnologia-brain-computer>
- Cavadevices. (2018). *Cavadevices*. Obtenido de <http://www.cavadevices.com/archivos/FOLLETOS/calculo%20de%20bateria.pdf>
- Choubisa, M., & Trivedi, P. (Junio de 2015). Analyzing EEG Signals for Detection of eye and Mind Activities. *Krishi Sanskriti Publications*. Obtenido de http://www.krishisanskriti.org/vol_image/20Jul201505075004%20Mukesh%20Choubisa.pdf
- colaboradores de Wikipedia. (10 de Abril de 2018). *Motor de corriente continua*. Obtenido de Wikipedia, La enciclopedia libre.: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Motor_de_corriente_continua&oldid=106926577

colaboradores de Wikipedia. (18 de Agosto de 2018). *Circuito de LED*. Obtenido de Wikipedia, La enciclopedia libre.:

https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Circuito_de_LED&oldid=110038474

Crespo, E. (30 de Agosto de 2018). *Aprendiendo Arduino*. Obtenido de

www.aprendiendoarduino.com :

<https://aprendiendoarduino.wordpress.com/category/ide/page/3/>

cuiddo. (2018). *Silla de ruedas Clasic*. Obtenido de <https://www.cuiddo.es/silla-ruedas-clasic.html>

EcuRed. (15 de Agosto de 2018). *Estator*. Obtenido de <https://www.ecured.cu/Estator>

ELECTRONILAB. (14 de Agosto de 2018). *ELECTRONILAB*. Obtenido de Módulo Bluetooth HC-05

Serial Rs232: <https://electronilab.co/tienda/modulo-bluetooth-hc-05-serial-rs232/>

Escobar, E., & Zurita, D. (24 de Febrero de 2017). Diseño y construcción de un prototipo de mano

robótica con arquitectura antropomórfica controlado mediante ondas cerebrales.

Latacunga, Cotopaxi, Ecuador. Obtenido de

<http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/13222>

FOCUSBAND. (2018). *FOCUSBAND* . Obtenido de Process.Result.Belief:

<https://focusband.com/how-focusband-works/>

Fresquet, J. (21 de Mayo de 2015). *Hans Berger (1873-1941) y la electroencefalografía*. Obtenido de historiadelamedicina.org:

<https://historiadelamedicina.wordpress.com/2015/05/21/hans-berger-1873-1941-y-la-electroencefalografia/>

Hall, J. (2016). *Fisiología Médica*. Mississippi: Elsevier.

Iglesias, P. (11 de Agosto de 2018). *PabloYglesias*. Obtenido de #EnProfundidad: Controlando

nuestro entorno con la mente (mindwave): <https://www.pabloyglesias.com/mindwave-intefaces-cerebrales/>

INTERAXON. (2016). *MUSE* . Obtenido de <https://store.choosemuse.com/products/muse>

Jacques J. VIDAL. (12 de Diciembre de 1990). *Jacques J. VIDAL*. Obtenido de

<http://web.cs.ucla.edu/~vidal/vidal.html>

Jeff. (22 de Febrero de 2018). *Bluetooth*. Obtenido de CCM: <https://es.ccm.net/contents/70-bluetooth>

Jimenez, M. (31 de Marzo de 2017). Sistema electrónico de iluminación (ON-OFF) mediante el control de señales cerebrales basado en tecnología EEG. *Ing. en Electrónica y Redes de Comunicación*. Ibarra, Imbabura, Ecuador: Universidad Técnica del Norte. Obtenido de <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/6526/1/04%20RED%20150%20TRABAJO%20DE%20GRADO.pdf>

JOSÉ DEL R. MILLÁN. (13 de Agosto de 2018). *Biography and current work*. Obtenido de EPFL: <https://people.epfl.ch/jose.millan/bio?lang=en&cvlang=en>

Kravitz, S. (29 de Octubre de 2013). *sparkfun START SOMETHING*. Obtenido de <https://learn.sparkfun.com/tutorials/hackers-in-residence---hacking-mindwave-mobile>

Lupion, F. (25 de Enero de 2016). *Transistor 2n2222*. Obtenido de <https://elblogdelprofesordetecnologia.blogspot.com/2016/01/transistor-2n2222.html>

Mackellar, T. L. (2018). *Emotiv*. Obtenido de Emotiv: <https://www.emotiv.com/>

Mercado Libre Ecuador. (2018). Obtenido de [https://listado.mercadolibre.com.ec/silla-de-ruedas-electrica#D\[A:silla-de-ruedas-electrica\]](https://listado.mercadolibre.com.ec/silla-de-ruedas-electrica#D[A:silla-de-ruedas-electrica])

NAYLAMP MECATRONICS. (2018). *NAYLAMP MECATRONICS*. Obtenido de https://naylampmechatronics.com/blog/24_configuracion-del-modulo-bluetooth-hc-05-usa.html

Neurosky, Inc. (17 de Enero de 2017). Obtenido de Neurosky: http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=thinkgear_communications_protocol

Neurosky, I. (4 de Mayo de 2018). *MindWave Mobile 2 Transition Doc*. Obtenido de <https://www.mouser.ec/datasheet/2/813/MWMobile2TransitionDoc-1382280.pdf>

NeuroSky, I. (2018). *NeuroSky Body and Mind Quantified*. Obtenido de <https://store.neurosky.com/pages/mindwave>

Neurosky, Inc. (23 de Febrero de 2017). *MindWave Mobile: User Guide*. San José, California, Estados Unidos. Obtenido de http://download.neurosky.com/support_page_files/MindWaveMobile/docs/mindwave_mobile_plus_user_guide.pdf

OPEN BCI. (2018). *Give Us Feedback & Help Shape the Future of OpenBCI!* Obtenido de OPEN BCI: <https://shop.openbci.com/collections/frontpage>

- Patrone, M. (01 de Mayo de 2017). *Interfaces Cerebro-Computadora*. Montevideo, Uruguay. Obtenido de <https://iie.fing.edu.uy/publicaciones/2017/Pat17/Pat17.pdf>
- Philips Semiconductors. (29 de Mayo de 1997). *DATA SHEET 2N2222; 2N2222A NPN switching transistors*. Obtenido de <http://www.circuitstoday.com/wp-content/uploads/2009/03/2n2222.pdf>
- Quintana, J. C. (7 de Noviembre de 2007). Obtenido de Epilepsia parcial: <http://www.medwave.cl/link.cgi/Medwave/PuestaDia/Congresos/586?ver=sindisenio>
- Romero, L. (2015). *Anatomía y Fisiología del Sistema Nervioso*. AUTOR-EDITOR. Obtenido de https://books.google.com.ec/books?id=c3luCwAAQBAJ&printsec=frontcover&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false
- SAŁABUN, W. (2014). Processing and spectral analysis of the raw EEG signal from the MindWave. Szczecin, Polonia. Obtenido de https://www.researchgate.net/profile/Wojciech_Salabun/publication/260036874_Processing_and_spectral_analysis_of_the_raw_EEG_signal_from_the_MindWave/links/0046352f29268c29dc000000.pdf
- TR3SLAND. (7 de Febrero de 2013). *Diagramas de pines de los micros usados en Arduino*. Obtenido de <https://www.tr3sland.com/2013/02/arduino-pinout/>
- Tresguerres, J., & López, A. (2009). *Anatomía y fisiología del cuerpo humano*. McGraw-Hill España.
- Velayos, J. L., & Diéguez, G. (2015). *Anatomía y fisiología del sistema nervioso central*. Madrid: CEU Ediciones.
- Wikipedia, c. d. (21 de Julio de 2018). *Interfaz cerebro-computadora*. Obtenido de Wikipedia, La enciclopedia libre.: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Interfaz_cerebro-computadora&oldid=109430171
- Wikipedia, c. d. (15 de Junio de 2018). *Detalles bibliográficos de Brain Gate*. Obtenido de colaboradores de Wikipedia: <https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=BrainGate&oldid=108723166>

ANEXOS

ANEXOS No. 1
CRONOGRAMA

| Id | Modo de tarea | Nombre de tarea | Duración | Comienzo | Fin | tri 1, 2019 | | | | | | | | | | |
|----|---------------|---|--------------------|--------------------|--------------------|-------------|-----|-----|-----|-------------|-----|-----|-----|--|--|--|
| | | | | | | mar | abr | may | jun | tri 2, 2019 | jul | ago | sep | | | |
| 1 | | PIC | 100,17 días | sáb 28/4/18 | dom 26/8/18 | | | | | | | | | | | |
| 2 | | Establecer los parámetros investigativos | 27 días | sáb 28/4/18 | mié 30/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 3 | | Interpretar el principio de funcionamiento del dispositivo Neurosky | 2 días | sáb 28/4/18 | lun 30/4/18 | | | | | | | | | | | |
| 4 | | Establecer con que aplicaciones corre el dispositivo Neurosky. | 2 días | lun 30/4/18 | mié 2/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 5 | | Interpretar el funcionamiento del motor para la silla de ruedas. | 2 días | mié 2/5/18 | sáb 5/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 6 | | Interpretar el funcionamiento de Arduino Uno. | 2 días | sáb 5/5/18 | lun 7/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 7 | | Interpretar el funcionamiento del módulo Bluetooth. | 2 días | lun 7/5/18 | mié 9/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 8 | | Comunicación inalámbrica | 1 día | jue 10/5/18 | vie 11/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 9 | | Señales EGG | 1 día | vie 11/5/18 | sáb 12/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 10 | | Investigación; programación del dispositivo con arduino uno. | 15 días | sáb 12/5/18 | mié 30/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 11 | | Fin de los parámetros investigativos. | 0 días | mié 30/5/18 | mié 30/5/18 | | | | | | | | | | | |
| 12 | | Desarrollo de la interfaz de comunicación | 12 días | mié 30/5/18 | mié 13/6/18 | | | | | | | | | | | |

| | | | | | | |
|--|----------------------|--|---------------------------|--|-----------------|--|
| Proyecto: PROJECT DANIEL CRO Fecha: sáb 25/8/18 | Tarea | | Resumen inactivo | | Tareas externas | |
| | División | | Tarea manual | | Hito externo | |
| | Hito | | solo duración | | Fecha limite | |
| | Resumen | | Informe de resumen manual | | Progreso | |
| | Resumen del proyecto | | Resumen manual | | Progreso manual | |
| | Tarea inactiva | | solo el comienzo | | | |
| | Hito inactivo | | solo fin | | | |

Página 1

| Id | Modo de tarea | Nombre de tarea | Duración | Comienzo | Fin | Gantt Chart | | | | | | | | | |
|----|---------------|---|----------------|--------------------|--------------------|-------------|--------------------|-----|-----|--------------------|-----|-----|--|--|--|
| | | | | | | mar | tri 1, 2019 abr | may | jun | tri 2, 2019 jul | ago | sep | | | |
| 13 | | Análisis de reconocimiento de las ondas cerebrales | 2 días | mié 30/5/18 | vie 1/6/18 | | | | | | | | | | |
| 14 | | Análisis de las ondas alfa y ondas beta | 2 días | vie 1/6/18 | lun 4/6/18 | | | | | | | | | | |
| 15 | | Analisis de interfaz entre los elementos; Bluetooth, Arduino Uno y el Dispositivo | 2 días | lun 4/6/18 | mié 6/6/18 | | | | | | | | | | |
| 16 | | Programación del dispositivo con arduino. | 6 días | mié 6/6/18 | mié 13/6/18 | | | | | | | | | | |
| 17 | | Fin del desarrollo de la interfaz | 0 días | mié 13/6/18 | mié 13/6/18 | | | | | | | | | | |
| 18 | | Adquisición de materiales | 20 días | mié 13/6/18 | sáb 7/7/18 | | | | | | | | | | |
| 19 | | Importación del dispositivo Neurosky MindWave Mobile | 20 días | mié 13/6/18 | sáb 7/7/18 | | | | | | | | | | |
| 20 | | Compra de Arduino Uno, Módulo Bluetooth | 2 días | mié 13/6/18 | sáb 16/6/18 | | | | | | | | | | |
| 21 | | Compra de Motores y silla de ruedas | 3 días | sáb 16/6/18 | mar 19/6/18 | | | | | | | | | | |
| 22 | | Fin de adquisición de materiales | 0 días | mar 19/6/18 | mar 19/6/18 | | | | | | | | | | |
| 23 | | Plan de procedimiento. | 8 días | mié 20/6/18 | vie 29/6/18 | | | | | | | | | | |
| 24 | | Implementación de los motores a la silla de ruedas. | 4 días | mié 20/6/18 | dom 24/6/18 | | | | | | | | | | |

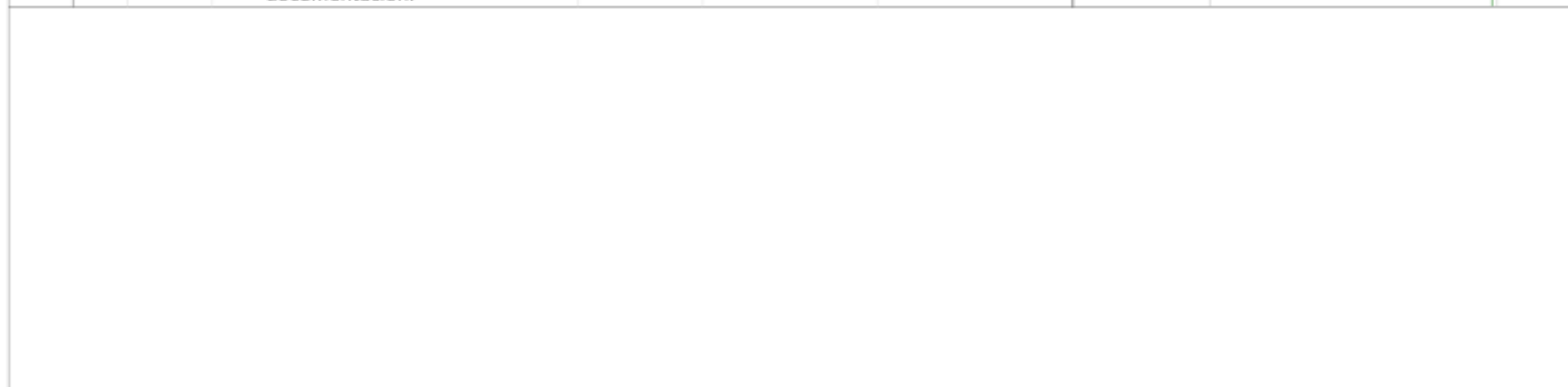
| | | | | | | |
|--|----------------------|--|---------------------------|--|-----------------|--|
| Proyecto: PROJECT DANIEL CRO Fecha: sáb 25/8/18 | Tarea | | Resumen inactivo | | Tareas externas | |
| | División | | Tarea manual | | Hito externo | |
| | Hito | | solo duración | | Fecha limite | |
| | Resumen | | Informe de resumen manual | | Progreso | |
| | Resumen del proyecto | | Resumen manual | | Progreso manual | |
| | Tarea inactiva | | solo el comienzo | | | |
| | Hito inactivo | | solo fin | | | |

| Id | Modo de tarea | Nombre de tarea | Duración | Comienzo | Fin | 2019 | | | | | | | | |
|----|---------------|--|----------|-------------|-------------|------|--------------------|-----|-----|--------------------|-----|-----|--|--|
| | | | | | | mar | tri 1, 2019 abr | may | jun | tri 2, 2019 jul | ago | sep | | |
| 25 | | Aplicación de la programación con los dispositivos. | 4 días | dom 24/6/18 | vie 29/6/18 | | | | | | | | | |
| 26 | | Fin del procedimiento. | 0 días | vie 29/6/18 | vie 29/6/18 | | | | | | | | | |
| 27 | | Verificación de la compatibilidad entre los dispositivos. | 2 días | dom 8/7/18 | mar 10/7/18 | | | | | | | | | |
| 28 | | Pruebas de funcionamiento. | 6 días | mar 10/7/18 | mar 17/7/18 | | | | | | | | | |
| 29 | | Primera prueba del funcionamiento de dispositivo Neurosky con Arduino uno. | 1 día | mar 10/7/18 | mié 11/7/18 | | | | | | | | | |
| 30 | | Prueba de práctica de los motores con la silla de ruedas. | 2 días | mié 11/7/18 | vie 13/7/18 | | | | | | | | | |
| 31 | | Pruebas completas de funcionamiento con todos los dispositivos en ejecución. | 3 días | sáb 14/7/18 | mar 17/7/18 | | | | | | | | | |
| 32 | | Fin pruebas de funcionamiento | 0 días | mar 17/7/18 | mar 17/7/18 | | | | | | | | | |
| 33 | | Elaboración de documentación PROYECTO INTEGRADOR DE CARRERA | 33 días | mar 17/7/18 | dom 26/8/18 | | | | | | | | | |
| 34 | | Elaboración de documento digital del PIC. | 20 días | mar 17/7/18 | vie 10/8/18 | | | | | | | | | |

Proyecto: PROJECT DANIEL CRO
Fecha: sáb 25/8/18

| | | | | | |
|----------------------|--|---------------------------|--|-----------------|--|
| Tarea | | Resumen inactivo | | Tareas externas | |
| División | | Tarea manual | | Hito externo | |
| Hito | | solo duración | | Fecha límite | |
| Resumen | | Informe de resumen manual | | Progreso | |
| Resumen del proyecto | | Resumen manual | | Progreso manual | |
| Tarea inactiva | | solo el comienzo | | | |
| Hito inactivo | | solo fin | | | |

| Id | Modo de tarea | Nombre de tarea | Duración | Comienzo | Fin | 2019 | | | | | | |
|----|---------------|--|----------|-------------|-------------|------|--------------------|-----|-----|--------------------|-----|-----|
| | | | | | | mar | tri 1, 2019 abr | may | jun | tri 2, 2019 jul | ago | sep |
| 35 | | Revisión del borrador digital del PIC. | 5 días | vie 10/8/18 | jue 16/8/18 | | | | | | | |
| 36 | | Modificación del borrador. | 3 días | jue 16/8/18 | lun 20/8/18 | | | | | | | |
| 37 | | Aprobación del tutor. | 3 días | lun 20/8/18 | jue 23/8/18 | | | | | | | |
| 38 | | Impresión del documento. | 1 día | jue 23/8/18 | vie 24/8/18 | | | | | | | |
| 39 | | Entrega del documento PIC en la Universidad. | 1 día | sáb 25/8/18 | dom 26/8/18 | | | | | | | |
| 40 | | Fin de elaboración de documentación. | 0 días | dom 26/8/18 | dom 26/8/18 | | | | | | | |



| | | | | | | |
|--|----------------------|--|---------------------------|--|-----------------|--|
| Proyecto: PROJECT DANIEL CRO Fecha: sáb 25/8/18 | Tarea | | Resumen inactivo | | Tareas externas | |
| | División | | Tarea manual | | Hito externo | |
| | Hito | | solo duración | | Fecha limite | |
| | Resumen | | Informe de resumen manual | | Progreso | |
| | Resumen del proyecto | | Resumen manual | | Progreso manual | |
| | Tarea inactiva | | solo el comienzo | | | |
| | Hito inactivo | | solo fin | | | |

ANEXO No. 2

**PROGRAMACIÓN DE CONFIGURACIÓN DE MÓDULO
*BLUETOOTH HC-05***

```
//UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL
//CARRERA DE ELECTRÓNICA DIGITAL Y TELECOMUNICACIONES
//PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DE TÍTULO,
INGENIERO EN ELECTRÓNICA DIGITAL Y TELECOMUNICACIONES
//AUTOR: CRISTIAN DANIEL TOAPANTA VEGA
```

```
#include <SoftwareSerial.h> //Librería comunicación serial
SoftwareSerial mySerial(10, 11); // TX , RX
void setup() {
  Serial.begin(9600); //Inicio de comunicación serial 1 a una velocidad de 9600
  baudios
  mySerial.begin(38400); //Inicio de comunicación serial 2 a una velocidad de 38400
  baudios
  while (!Serial) {
    //Espere a que se conecte el puerto serie, necesario solo para el puerto USB
  }
  Serial.println("configuracion");
  //Establece los datos de la velocidad del puerto del SoftwareSerial
  mySerial.begin(38400);
}
void loop()
{ // correr una y otra vez dentro del lazo.
  if (mySerial.available())
  { //Verifica que la comunicación serial 2 está habilitada
    Serial.write(mySerial.read());
  }
  if (Serial.available()) { //Verifica que la comunicación serial 1 está habilitada
    mySerial.write(Serial.read()); //Envía la información de la comunicación serial 1 a
    traves de la comunicación serial 2
  } //Fin de programa
}
```

ANEXO No. 3
PROGRAMACIÓN DE MÓDULO ARDUINO MEGA 2560 R3

```
//UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL
//CARRERA: ELECTRÓNICA DIGITAL Y TELECOMUNICACIONES
//PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DE TÍTULO,
INGENIERO EN ELECTRÓNICA DIGITAL Y TELECOMUNICACIONES
//AUTOR: CRISTIAN DANIEL TOAPANTA VEGA
//TEMA: Desarrollo de una silla de ruedas eléctrica controlado por ondas
cerebrales usando el dispositivo Neurosky Mindwave Mobile 2.
```

```
/*Creado por Cristian Daniel Toapanta Vega
He usado parte del código de A BRAIN COMPUTER INTERFACE
FOR SMART HOME CONTROL https://docplayer.net/24065883-Brainwave-
projects-a-brain-computer-interface-for-smart-home-control.html
y de Neurosky
http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=mindwave\_mobile\_and\_arduino
```

ESTA INTERFAZ CONSTA DEL PARPADEO PARA ENCENDER UNA SECUENCIA DE 5 LEDS DESDE EL CENTRO HACIA ARRIBA Y EN SENTIDO HORARIO A LAS MANECILLAS DEL RELOJ.

CON ESTOS LEDS YA ENCENDIDOS NOS DAMOS CUENTA LA POSICIÓN HACIA DONDE SE QUIERE MOVER EL USUARIO CON LA SILLA DE RUEDAS ELÉCTRICA PARA ENCENDER LOS MOTORES SE REALIZA MEDIANTE LA ATENCIÓN (CONCENTRACIÓN).

```
*/
// Se define variables a usar en el programa
#define BAUDRATE 57600
#define LED1 13
#define LED2 12
#define LED3 11
#define LED4 10
#define LED5 9

#define DLED1 7
#define DLED2 6
#define DLED3 4
#define DLED4 3

#define Theshold_Eyeblick 120 //Umbral parpadeo
#define EEG_AVG 60

//Variable de motores
#define R_Mot_F 22
#define R_Mot_B 24
```

```

#define L_Mot_F 26
#define L_Mot_B 28

byte checksum=0,generatedchecksum=0;
unsigned long payloadDataS[5] = {0};
unsigned long payloadDataB[32] = {0};
unsigned long Avg_Raw,Temp,Temp_Avg;
unsigned int
Raw_data,Raw_EEG,Poorquality,Attention,Plength,On_Flag=0,Off_Flag=1;
unsigned int
EyeBlink=0,EyeFlag1=0,EyeFlag2=0,EyeFlag3=0,EyeFlag4=0,EyeFlag5=0;
unsigned int Attn_Temp,Att_Avg,Attn_On_Flag=1,Attn_Off_Flag=0,Sel_Device=0;
unsigned int j,k=0,n=0;
unsigned int sel;

//Fin declaración variables

void Wheelchair_Backward()//Función motores hacia atras
{
    digitalWrite(R_Mot_F, HIGH);
    digitalWrite(R_Mot_B, LOW);
    digitalWrite(L_Mot_F, HIGH);
    digitalWrite(L_Mot_B, LOW);
    Serial.print("Go Back");
    Serial.print("\n");
}

void Wheelchair_Forward() //Función motores hacia adelante
{
    digitalWrite(R_Mot_F, LOW);
    digitalWrite(R_Mot_B, HIGH);
    digitalWrite(L_Mot_F, LOW);
    digitalWrite(L_Mot_B, HIGH);
    Serial.print("Move");
    Serial.print("\n");
}

void Wheelchair_Stop() //Función paro de motores
{
    digitalWrite(R_Mot_F, LOW);
    digitalWrite(R_Mot_B, LOW);
    digitalWrite(L_Mot_F, LOW);
    digitalWrite(L_Mot_B, LOW);
    Serial.print("Stop");
}

```

```

    Serial.print("\n");

}

void Wheelchair_Go_R()//Función motores hacia la derecha
{
    digitalWrite(R_Mot_F, LOW);
    digitalWrite(R_Mot_B, HIGH);
    digitalWrite(L_Mot_F, HIGH);
    digitalWrite(L_Mot_B, LOW);
    Serial.print("Go Right");
    Serial.print("\n");

}

void Wheelchair_Go_L()//Función motores hacia la izquierda
{
    digitalWrite(R_Mot_F, HIGH);
    digitalWrite(R_Mot_B, LOW);
    digitalWrite(L_Mot_F, LOW);
    digitalWrite(L_Mot_B, HIGH);
    Serial.print("Go Left");
    Serial.print("\n");
    Serial.print("\n");

}

//Configuración del sistema
void setup()
{
    Serial.begin(BAUDRATE); //Establece la comunicación serial
    //Configuración pines de salida
    //Configuración pines de salida para seleccionar con el parpadeo y se activados
    los: LED1, LED2, LED3, LED4, LED5
    pinMode(LED1, OUTPUT);
    pinMode(LED2, OUTPUT);
    pinMode(LED3, OUTPUT);
    pinMode(LED4, OUTPUT);
    pinMode(LED5, OUTPUT);
    //Configuración pin de salida para activar el DELD1 con la
    atención(Concentración).
    pinMode(DLED1, OUTPUT);
    pinMode(DLED2, OUTPUT);
    pinMode(DLED3, OUTPUT);
    pinMode(DLED4, OUTPUT);

```



```

//Configuración pines de salida motores
pinMode(R_Mot_F, OUTPUT);
pinMode(R_Mot_B, OUTPUT);
pinMode(L_Mot_F, OUTPUT);
pinMode(L_Mot_B, OUTPUT);
}

byte ReadOneByte() // Bytes de lectura desde el dispositivo móvil Mindwave
Mobile 2.
{

int ByteRead;
while(!Serial.available());//espera hasta que haya datos
ByteRead = Serial.read();// Se trata de datos que ya ha llegado y se almacena en
la memoria intermedia de recepción serie que tiene 64 bytes.
return ByteRead;//Lee datos de serie entrantes
}
void loop() // Función principal
{

if(ReadOneByte() == 170) // Lee el primer byte de sincronización y comprueba si
es 170
{
if(ReadOneByte() == 170) // Lee el segundo byte de sincronización y comprueba
si es 170
{
Plength = ReadOneByte();// longitud de carga útil
if(Plength == 32) // Función Big Packet
{
Big_Packet (Plength);
}
else if(Plength == 4) // Función Small Packet
{
Raw_EEG = Small_Packet (Plength);
if (j<512)
{
Temp += Raw_EEG;
j++;
}
}
else
{
Onesec_Rawval_Fun (Temp);
Home_App_Fun(EyeBlink,Attention);//Función parpadeo /
Atención(Concentración)
j=0;
}
}
}
}

```

```

Temp=0;
}
}
}
}
}
void Big_Packet(byte data)
{
generatedchecksum = 0;
for(int i = 0; i < data; i++)
{
payloadDataB[i] = ReadOneByte(); //Lee la carga útil en la memoria
generatedchecksum += payloadDataB[i] ;
}
generatedchecksum = 255 - generatedchecksum;
checksum = ReadOneByte();
if(checksum == generatedchecksum) // Verifica la suma de comprobación
{
Poorquality = payloadDataB[1]; //Mala calidad de la señal, almacena 1 byte
procedente de MindWave Mobile 2
Attention = payloadDataB[29]; //La atención almaceea 29 bytes procedente de
MindWave Mobile 2 inicializado con valores cero.
}
}
unsigned long Small_Packet (byte data)
{
generatedchecksum = 0;
for(int i = 0; i < data; i++) //analiza el dato
{
payloadDataS[i] = ReadOneByte(); //Lee la carga útil en la memoria
generatedchecksum += payloadDataS[i] ;
}
generatedchecksum = 255 - generatedchecksum;
checksum = ReadOneByte();
if(checksum == generatedchecksum) // Verifica la suma de comprobación
{
Raw_data = ((payloadDataS[2] <<8) | payloadDataS[3]); //Datos de carga menores
que 8 bytes
if(Raw_data & 0xF000)
{
Raw_data = (((~Raw_data) & 0xFFF) + 1);
}
else
{
Raw_data = (Raw_data & 0xFFF);
}
}
return Raw_data;
}

```

```

}
}
void Onesec_Rawval_Fun (unsigned long data)
{
Avg_Raw = data/512;
Serial.print(" Rawdata :");
Serial.print(Avg_Raw,DEC);
if (On_Flag==0 && Off_Flag==1)
{
if (n<4)
{
Temp_Avg += Avg_Raw;
n++;
}
else
{
Temp_Avg = Temp_Avg/4;
if (Temp_Avg<EEG_AVG)
{
On_Flag=1;Off_Flag=0;
}
n=0;Temp_Avg=0;
}
}
Eye_Blink (Avg_Raw);

}
unsigned int Eye_Blink (unsigned int data)
{
if (Poorquality==0)
{
if (On_Flag==1 && Off_Flag==0)
{
if ((data>Theshold_Eyeblink) && (data<300))
{
EyeBlink = 1;
}
}
else
{
if (data>300)
{
On_Flag==0;Off_Flag==1;
}
}
EyeBlink = 0;
}
}
else

```

```

{
EyeBlink = 0;
}
}
else
{
EyeBlink = 0;
}
}

void Home_App_Fun(unsigned long data1,unsigned int data2)
{
Serial.print(" Attention :");
Serial.print(data2,DEC);
Serial.print("\n");
Device_Select_Fun(data1);
Device_Control_fun(data2);
}
void Device_Select_Fun(unsigned int data1)
{

if (EyeFlag1==0 && EyeFlag2==0 && EyeFlag3==0 && EyeFlag4==0 &&
EyeFlag5==0) //parpadeo 1
{
if (data1==1)
{
EyeFlag1=0; EyeFlag2=0; EyeFlag3=0; EyeFlag4=0; EyeFlag5=1;
digitalWrite(DLED1, LOW);
digitalWrite(DLED2, LOW);
digitalWrite(DLED3, LOW);
digitalWrite(DLED4, LOW);
Wheelchair_Stop();
Selection_Disp_Fun();
Sel_Device = 1;
Attn_Temp=0;
k=0;
}
}

else if (EyeFlag1==0 && EyeFlag2==0 && EyeFlag3==0 && EyeFlag4==0 &&
EyeFlag5==1)//parpadeo 2
{
if (data1==1)
{
EyeFlag1=0; EyeFlag2=0; EyeFlag3=0; EyeFlag4=1; EyeFlag5=0;
Selection_Disp_Fun();
Sel_Device = 2;
}
}
}

```

```
Attn_Temp=0;
k=0;
}
}
```

```
else if (EyeFlag1==0 && EyeFlag2==0 && EyeFlag3==0 && EyeFlag4==1 &&
EyeFlag5==0)//parpadeo 3
{
if (data1==1)
{
EyeFlag1=0; EyeFlag2=0; EyeFlag3=1; EyeFlag4=0; EyeFlag5=0;
Selection_Disp_Fun();
Sel_Device = 3;
Attn_Temp=0;
k=0;
}
}
```

```
else if (EyeFlag1==0 && EyeFlag2==0 && EyeFlag3==1 && EyeFlag4==0 &&
EyeFlag5==0)//parpadeo 4
{
if (data1==1)
{
EyeFlag1=0; EyeFlag2=1; EyeFlag3=0; EyeFlag4=0; EyeFlag5=0;
Selection_Disp_Fun();
Sel_Device = 4;
Attn_Temp=0;
k=0;
}
}
```

```
else if (EyeFlag1==0 && EyeFlag2==1 && EyeFlag3==0 && EyeFlag4==0 &&
EyeFlag5==0)//parpadeo 5
{
if (data1==1)
{
EyeFlag1=1; EyeFlag2=0; EyeFlag3=0; EyeFlag4=0; EyeFlag5=0;
Selection_Disp_Fun();
Sel_Device = 5;
Attn_Temp=0;
k=0;
}
}
```

```

else if (EyeFlag1==1 && EyeFlag2==0 && EyeFlag3==0 && EyeFlag4==0 &&
EyeFlag5==0)//parpadeo 6
{
if (data1==1)
{
EyeFlag1=0; EyeFlag2=0; EyeFlag3=0; EyeFlag4=0; EyeFlag5=1;
digitalWrite(DLED1, LOW);
digitalWrite(DLED2, LOW);
digitalWrite(DLED3, LOW);
digitalWrite(DLED4, LOW);
Wheelchair_Stop();
Selection_Dispatch_Fun();
Sel_Device = 6;
Attn_Temp=0;
k=0;
}
}
}

```

```

void Selection_Dispatch_Fun()
{
digitalWrite(LED1, EyeFlag1); //posición hacia la izquierda
digitalWrite(LED2, EyeFlag2); //posición hacia la derecha
digitalWrite(LED3, EyeFlag3); //posición hacia atras
digitalWrite(LED4, EyeFlag4); //posición hacia delante
digitalWrite(LED5, EyeFlag5); //posición stop (detenerse)
}

```

```

void Device_Control_fun(unsigned int data2)

```

```

{
switch (Sel_Device)
{
case 1:
break;

```

```

case 2://Wheelchair_Forward(); activa motores hacia adelante
Attention_Fun(data2, DLED1);
sel=1;
break;

```

```

case 3://Wheelchair_Backward(); activa motores hacia atras
Attention_Fun(data2, DLED2);
sel=2;
break;

```

```
case 4://Wheelchair_Go_R(); activa motores hacia la derecha
Attention_Fun(data2,DLED3);
sel=3;
break;
```

```
case 5://Wheelchair_Go_L(); activa motores hacia la izquierda
Attention_Fun(data2,DLED4);
sel=4;
break;
default :
break;
}
}
```

```
void Attention_Fun(unsigned long data1,unsigned long data2)
{
```

```
if (k<4)
{
Attn_Temp += data1;
k++;
}
else
{
Att_Avg = Attn_Temp/4;
if (Att_Avg>70)
{
if(Attn_On_Flag==1)
{
Attn_On_Flag=0;
Attn_Off_Flag=1;
```

```
switch (sel)
{
case 1://movimiento hacia adelante
digitalWrite(data2,HIGH);
Wheelchair_Forward();
break;
```

```
case 2://movimiento hacia atras
digitalWrite(data2,HIGH);
Wheelchair_Backward();
break;
```

```
case 3://movimiento hacia la derecha
```

```
digitalWrite(data2,HIGH);
Wheelchair_Go_R();
break;

case 4://movimiento hacia la izquierda
digitalWrite(data2,HIGH);
Wheelchair_Go_L();
break;

default :
break;
}
}

else if(Attn_Off_Flag==1)
{
Attn_On_Flag=1;
Attn_Off_Flag=0;
digitalWrite(data2,LOW);
}
}
k=0;
Attn_Temp=0;
}
} //Fin de programa
```


ANEXO No. 4
DIAGRAMA CIRCUITAL

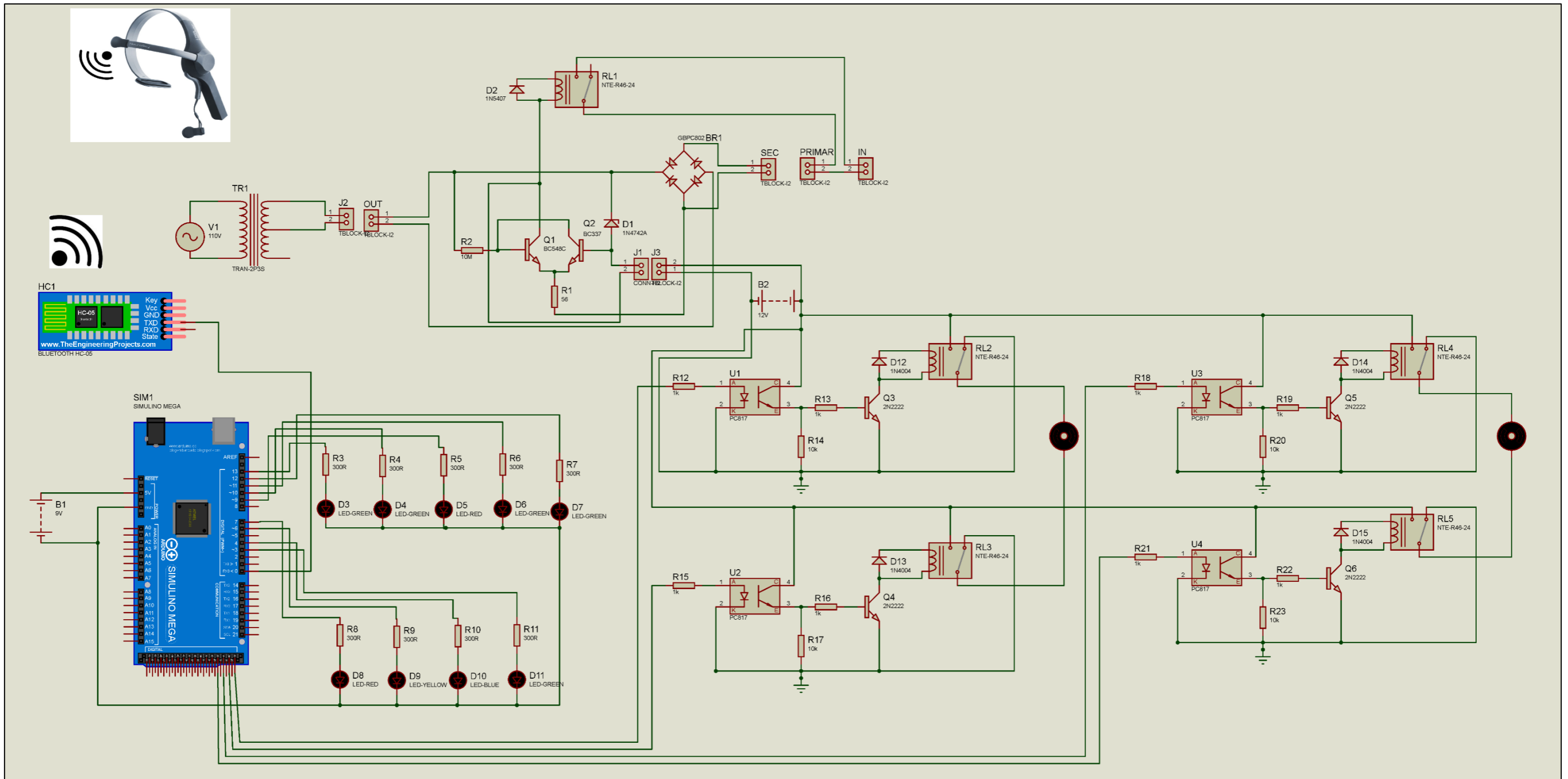


Diagrama circuital silla de ruedas eléctrica controlada por *Mindwave Mobile 2*.

ANEXO No. 5
HOJA DE DATOS

DATASHEET BLUETOOTH TO SERIAL PORT MODULE HC05



Overview

HC-05 module is an easy to use Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) module, designed for transparent wireless serial connection setup.

Serial port Bluetooth module is fully qualified Bluetooth V2.0+EDR (Enhanced Data Rate) 3Mbps Modulation with complete 2.4GHz radio transceiver and baseband. It uses CSR Bluecore 04-External single chip Bluetooth system with CMOS technology and with AFH (Adaptive Frequency Hopping Feature). It has the

footprint as small as 12.7mmx27mm. Hope it will simplify your overall design/development cycle.

www.electronica60norte.com
electronica60norte@hotmail.com

Specifications

Hardware features

- Typical -80dBm sensitivity.
- Up to +4dBm RF transmit power.
- Low Power 1.8V Operation, 3.3 to 5 V I/O.
- PIO control.
- UART interface with programmable baud rate.
- With integrated antenna.
- With edge connector.

Software features

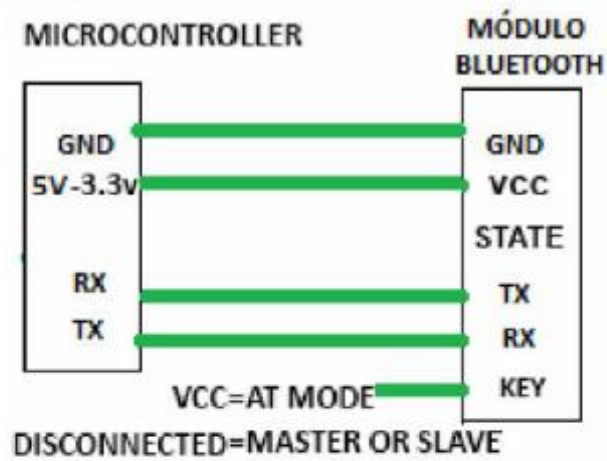
- Slave default Baud rate: 9600, Data bits:8, Stop bit:1,Parity:No parity.
- PIO9 and PIO8 can be connected to red and blue led separately. When master and slave are paired, red and blue led blinks 1time/2s in interval, while disconnected only blue led blinks 2times/s.
- Auto-connect to the last device on power as default.
- Permit pairing device to connect as default.
- Auto-pairing PINCODE:"1234" as default.
- Auto-reconnect in 30 min when disconnected as a result of beyond the range of connection.

www.electronica60norte.com
electronica60norte@hotmail.com

Pin out configuration



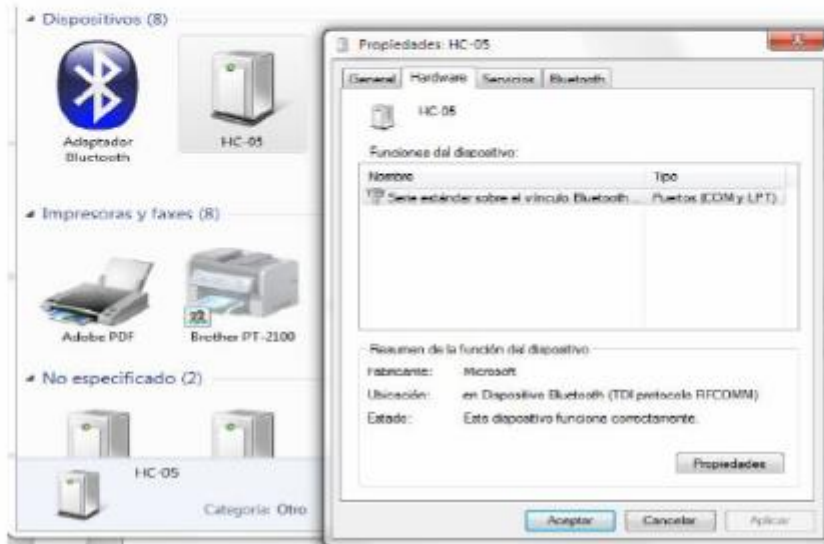
Typical Application Circuit



www.electronica60norte.com
electronica60norte@hotmail.com

After connect the Bluetooth module, scan for new devices from the PC and you will find the module with the device name "HC-05", after that, click to connect, if some message appears asking about "Pairing code" just put "1234" as default code.

BLUE LED = ACTIVE (Blinking 500ms period inactive connection, change 1seg with active connection)



Open a serial terminal and select the serial COM x port number that assigned Windows to Bluetooth Module.

Configure the serial terminal with these parameters:

- Baud rate: 9600.
- Data bits:8.
- Stop bit:1.
- Parity: No parity.

www.electronica60norte.com
electronica60norte@hotmail.com

Open connection and you will be ready to send and receive data from module Bluetooth like Serial Port COM



AT COMMANDS

How to get to AT COMMAND mode

- 1: Connect KEY pin to VCC.
- 2: Supply power to module. Then the module will enter into AT MODE. In this mode you have to use baud rate at 38400. In this way, user should change the baud rate for SLAVE AND MASTER mode.

How to set this module as “Master - Host” role

- 1: Input high level to KEY.
 - 2: Supply power to the module. And the module will enter to AT COMMAND.
 - 3: Set the parameters of the hyper terminal or the other serial tools (baud rate: 38400, data bit:8, stop bit:1, no parity bit, no Flow Control).
 - 4: Sent the characters “AT+ROLE=1\r\n” through serial, then receive the characters “OK\r\n”. Here, “\r\n” is the CRLF.
 - 5: Sent the characters “AT+CMODE=1\r\n” through serial, then receive the characters “OK\r\n”. Here, “\r\n” is the CRLF.
 - 6: Default factory password passkey is: 1243, this must be the same in the Bluetooth slave module if you want to pair it.
- To read passkey use this command: “AT+PSWD?”.
- To Reset the password command sent the characters “AT+PSWD=XXXX”.
- The password must be 4-bits.

7: Leave free KEY, and supply power to the module again. Then this module will become master role and search the other module (slave role) automatically to build the connection (baud rate:9600, data bit:8, stop bit:1, no parity bit, no Flow Control).

How to set this module be the “Slave - Device” role

1: Input high level to KEY.

2: Supply power to the module. And the module will enter to AT COMMAND.

3: Set the parameters of the super terminal or the other serial tools (baud rate:

38400, data bit:8, stop bit:1, no parity bit, no Flow Control).

4: Sent the characters “AT+ROLE=0\r\n” through serial, then receive the characters “OK\r\n”. Here, “\r\n” is the CRLF.

5: Sent the characters “AT+CMODE=0\r\n” through serial, then receive the characters “OK\r\n”. Here, “\r\n” is the CRLF.

6: Default factory password passkey is: 1243, this must be the same in the Bluetooth master module if you want to pair it.

To read passkey sent the characters “AT+PSWD?”.

To Reset the password command sent the characters “AT+PSWD=XXXX”.

The password must be 4-bits.

7: Leave free KEY, and supply power to the module again. Then this module will become slave role and wait to be discover it by the other module (master role) automatically to build the connection (baud rate:38400, data bit:8, stop bit:1, no parity bit, no Flow Control).

How to get to the standard communication mode

1: Leave free KEY, don't connect it to VDD neither GND.

2: Supply power to the module. Then the module will enter to communication mode. It can be used for pairing.

Notes

(1) HC-05's command should end up with “\r\n”. It means when you finish programming, you should add terminator (“ENTER” or “0x0d 0x0a”) to the program.

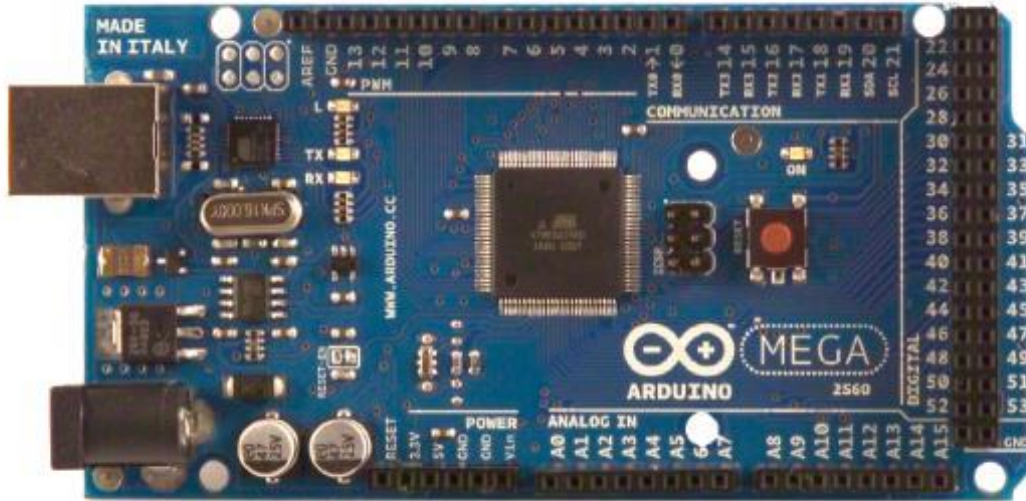
(2) The most common commands for HC-05 are: AT+ROLE (set master–slave), AT+CMODE(set address pairing) , AT+PSWD (set password).

If you want the master module has the function of remembering slave module,the most simply way is: First, set AT+CMODE=1. Make the master module pair with the slave module. Second, set AT+CMODE=0. Then the master module just can make pair with that specified slave module.

www.electronica60norte.com

electronica60norte@hotmail.com

Arduino MEGA 2560



Product Overview

The Arduino Mega 2560 is a microcontroller board based on the ATmega2560 ([datasheet](#)). It has 54 digital input/output pins (of which 14 can be used as PWM outputs), 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Mega is compatible with most shields designed for the Arduino Duemilanove or Diecimila.

Index

| | |
|--|---------------|
| Technical Specifications | Page 2 |
| How to use Arduino Programming Enviroment, Basic Tutorials | Page 6 |
| Terms & Conditions | Page 7 |
| Enviromental Policies half sqm of green via Impatto Zero® | Page 7 |



radiospares

RADIONICS



Technical Specification

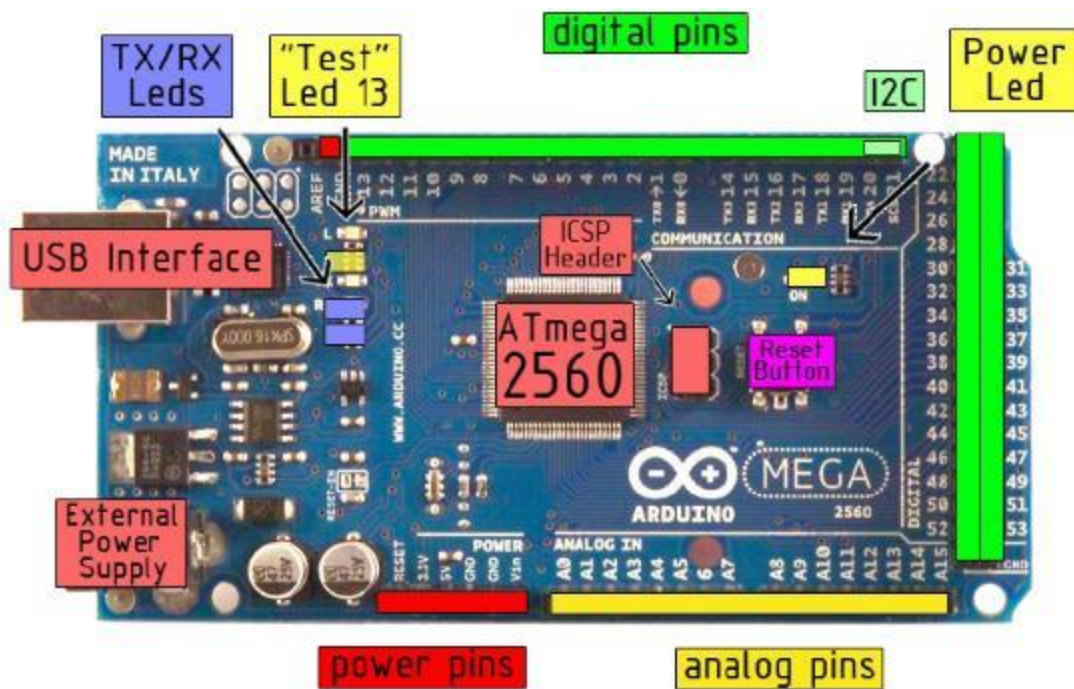


EAGLE files: [arduino-mega2560-reference-design.zip](#) Schematic: [arduino-mega2560-schematic.pdf](#)

Summary

| | |
|-----------------------------|---|
| Microcontroller | ATmega2560 |
| Operating Voltage | 5V |
| Input Voltage (recommended) | 7-12V |
| Input Voltage (limits) | 6-20V |
| Digital I/O Pins | 54 (of which 14 provide PWM output) |
| Analog Input Pins | 16 |
| DC Current per I/O Pin | 40 mA |
| DC Current for 3.3V Pin | 50 mA |
| Flash Memory | 256 KB of which 8 KB used by bootloader |
| SRAM | 8 KB |
| EEPROM | 4 KB |
| Clock Speed | 16 MHz |

the board



radiospares

RADIONICS



Power

The Arduino Mega2560 can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically. External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The Mega2560 differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

Memory

The ATmega2560 has 256 KB of flash memory for storing code (of which 8 KB is used for the bootloader), 8 KB of SRAM and 4 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 54 digital pins on the Mega can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- **Serial: 0 (RX) and 1 (TX); Serial 1: 19 (RX) and 18 (TX); Serial 2: 17 (RX) and 16 (TX); Serial 3: 15 (RX) and 14 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. Pins 0 and 1 are also connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip .
- **External Interrupts: 2 (interrupt 0), 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 5), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 3), and 21 (interrupt 2).** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **PWM: 0 to 13.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- **SPI: 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS).** These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language. The SPI pins are also broken out on the ICSP header, which is physically compatible with the Duemilanove and Diecimila.
- **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.
- **I²C: 20 (SDA) and 21 (SCL).** Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#) (documentation on the Wiring website). Note that these pins are not in the same location as the I²C pins on the Duemilanove.

The Mega2560 has 16 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though is it possible to change the upper end of their range using the AREF pin and [analogReference\(\)](#) function.

There are a couple of other pins on the board:

- **AREF.** Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).
- **Reset.** Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.



radiospares

RADIONICS



Communication

The Arduino Mega2560 has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega2560 provides four hardware UARTs for TTL (5V) serial communication. An ATmega8U2 on the board channels one of these over USB and provides a virtual com port to software on the computer (Windows machines will need a .inf file, but OSX and Linux machines will recognize the board as a COM port automatically). The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the ATmega8U2 chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Mega's digital pins.

The ATmega2560 also supports I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the [documentation on the Wiring website](#) for details. To use the SPI communication, please see the ATmega2560 datasheet.

Programming

The Arduino Mega2560 can be programmed with the Arduino software ([download](#)). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega2560 on the Arduino Mega comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.



RADIOSPARES

RADIONICS



Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Mega2560 is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega2560 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Mega2560 is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Mega2560. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Mega contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Mega has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics and Shield Compatibility

The maximum length and width of the Mega PCB are 4 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.

The Mega is designed to be compatible with most shields designed for the Diecimila or Duemilanove. Digital pins 0 to 13 (and the adjacent AREF and GND pins), analog inputs 0 to 5, the power header, and ICSP header are all in equivalent locations. Further the main UART (serial port) is located on the same pins (0 and 1), as are external interrupts 0 and 1 (pins 2 and 3 respectively). SPI is available through the ICSP header on both the Mega and Duemilanove / Diecimila. **Please note that I²C is not located on the same pins on the Mega (20 and 21) as the Duemilanove / Diecimila (analog inputs 4 and 5).**



radiospares

RADIONICS



How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

Linux Install

Windows Install

Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>
Arduino-0017>Examples>
Digital>Blink**

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

In **Tools>Board** select MEGA

Now you have to go to **Tools>SerialPort** and select the right serial port, the one arduino is attached to.

```
int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13

// The setup() method runs once, when the sketch starts

void setup() {
  // initialize the digital pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

// the loop() method runs over and over again,
// as long as the Arduino has power

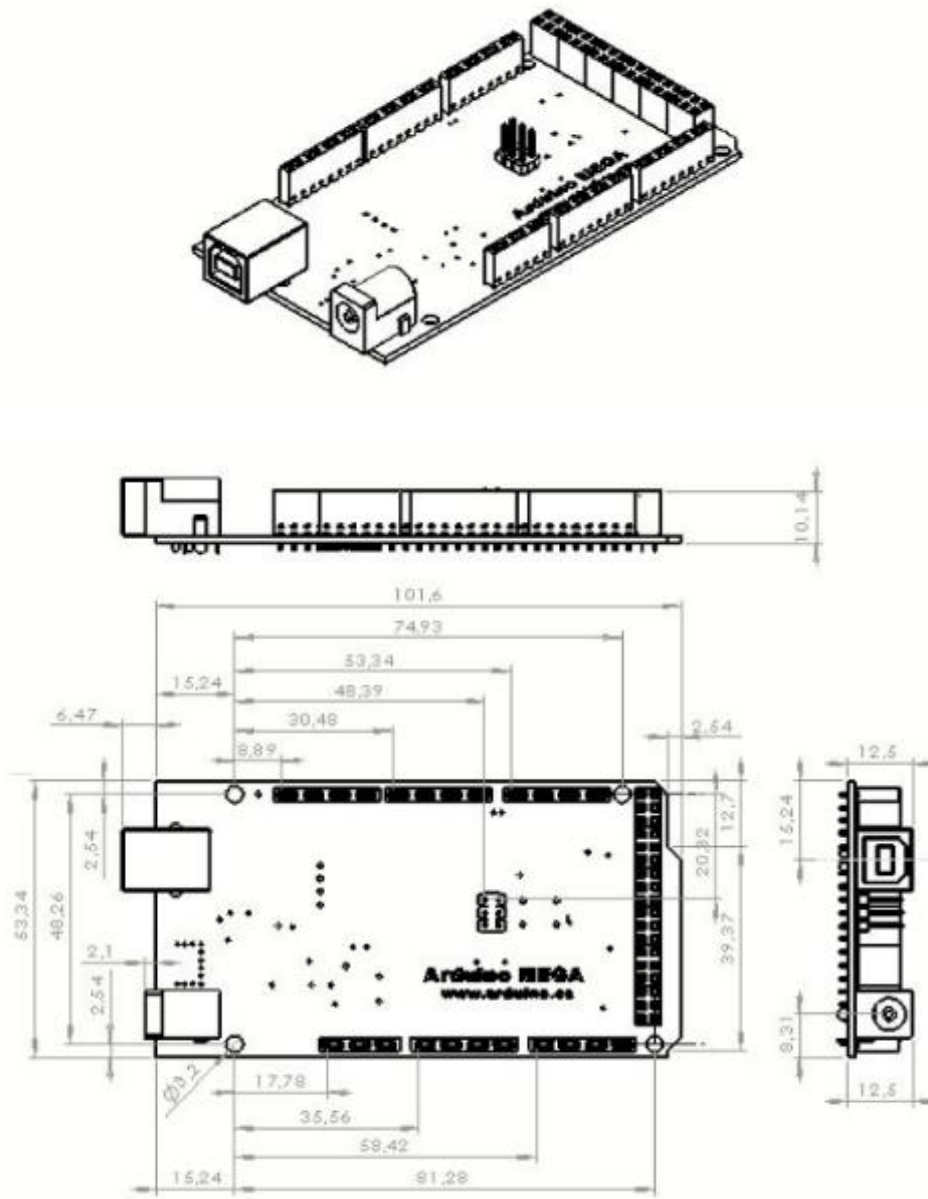
void loop()
{
  digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
  delay(1000);                // wait for a second
  digitalWrite(ledPin, LOW);  // set the LED off
  delay(1000);                // wait for a second
}
```



radiospares

RADIONICS





radiospares **RADIONICS**



DATA SHEET



2N2222; 2N2222A NPN switching transistors

Product specification
Supersedes data of September 1994
File under Discrete Semiconductors, SC04

1997 May 29

Philips
Semiconductors



PHILIPS

NPN switching transistors

2N2222; 2N2222A

FEATURES

- High current (max. 800 mA)
- Low voltage (max. 40 V).

APPLICATIONS

- Linear amplification and switching.

DESCRIPTION

NPN switching transistor in a TO-18 metal package.
PNP complement: 2N2907A.

PINNING

| PIN | DESCRIPTION |
|-----|------------------------------|
| 1 | emitter |
| 2 | base |
| 3 | collector, connected to case |

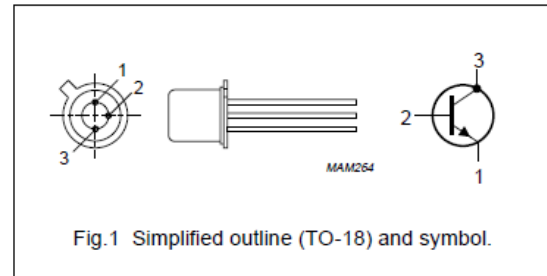


Fig.1 Simplified outline (TO-18) and symbol.

QUICK REFERENCE DATA

| SYMBOL | PARAMETER | CONDITIONS | MIN. | MAX. | UNIT |
|-----------|---------------------------|---|------|------|------|
| V_{CBO} | collector-base voltage | open emitter | | | |
| | 2N2222 | | – | 60 | V |
| | 2N2222A | | – | 75 | V |
| V_{CEO} | collector-emitter voltage | open base | | | |
| | 2N2222 | | – | 30 | V |
| | 2N2222A | | – | 40 | V |
| I_C | collector current (DC) | | – | 800 | mA |
| P_{tot} | total power dissipation | $T_{amb} \leq 25\text{ }^\circ\text{C}$ | – | 500 | mW |
| h_{FE} | DC current gain | $I_C = 10\text{ mA}; V_{CE} = 10\text{ V}$ | 75 | – | |
| f_T | transition frequency | $I_C = 20\text{ mA}; V_{CE} = 20\text{ V}; f = 100\text{ MHz}$ | | | |
| | 2N2222 | | 250 | – | MHz |
| | 2N2222A | | 300 | – | MHz |
| t_{off} | turn-off time | $I_{Con} = 150\text{ mA}; I_{Bon} = 15\text{ mA}; I_{Boff} = -15\text{ mA}$ | – | 250 | ns |

NPN switching transistors

2N2222; 2N2222A

LIMITING VALUES

In accordance with the Absolute Maximum Rating System (IEC 134).

| SYMBOL | PARAMETER | CONDITIONS | MIN. | MAX. | UNIT |
|------------------|-------------------------------|---------------------------|------|------|------|
| V _{CBO} | collector-base voltage | open emitter | | | |
| | 2N2222 | | – | 60 | V |
| | 2N2222A | | – | 75 | V |
| V _{CEO} | collector-emitter voltage | open base | | | |
| | 2N2222 | | – | 30 | V |
| | 2N2222A | | – | 40 | V |
| V _{EBO} | emitter-base voltage | open collector | | | |
| | 2N2222 | | – | 5 | V |
| | 2N2222A | | – | 6 | V |
| I _C | collector current (DC) | | – | 800 | mA |
| I _{CM} | peak collector current | | – | 800 | mA |
| I _{BM} | peak base current | | – | 200 | mA |
| P _{tot} | total power dissipation | T _{amb} ≤ 25 °C | – | 500 | mW |
| | | T _{case} ≤ 25 °C | – | 1.2 | W |
| T _{stg} | storage temperature | | –65 | +150 | °C |
| T _J | junction temperature | | – | 200 | °C |
| T _{amb} | operating ambient temperature | | –65 | +150 | °C |

THERMAL CHARACTERISTICS

| SYMBOL | PARAMETER | CONDITIONS | VALUE | UNIT |
|---------------------|---|-------------|-------|------|
| R _{th j-a} | thermal resistance from junction to ambient | in free air | 350 | K/W |
| R _{th j-c} | thermal resistance from junction to case | | 146 | K/W |

NPN switching transistors

2N2222; 2N2222A

CHARACTERISTICS

$T_j = 25\text{ °C}$ unless otherwise specified.

| SYMBOL | PARAMETER | CONDITIONS | MIN. | MAX. | UNIT |
|-------------|---|---|------|------|---------------|
| I_{CBO} | collector cut-off current 2N2222 | $I_E = 0; V_{CB} = 50\text{ V}$ | – | 10 | nA |
| | | $I_E = 0; V_{CB} = 50\text{ V}; T_{amb} = 150\text{ °C}$ | – | 10 | μA |
| I_{CBO} | collector cut-off current 2N2222A | $I_E = 0; V_{CB} = 60\text{ V}$ | – | 10 | nA |
| | | $I_E = 0; V_{CB} = 60\text{ V}; T_{amb} = 150\text{ °C}$ | – | 10 | μA |
| I_{EBO} | emitter cut-off current | $I_C = 0; V_{EB} = 3\text{ V}$ | – | 10 | nA |
| h_{FE} | DC current gain | $I_C = 0.1\text{ mA}; V_{CE} = 10\text{ V}$ | 35 | – | |
| | | $I_C = 1\text{ mA}; V_{CE} = 10\text{ V}$ | 50 | – | |
| | | $I_C = 10\text{ mA}; V_{CE} = 10\text{ V}$ | 75 | – | |
| | | $I_C = 150\text{ mA}; V_{CE} = 1\text{ V}; \text{note 1}$ | 50 | – | |
| | | $I_C = 150\text{ mA}; V_{CE} = 10\text{ V}; \text{note 1}$ | 100 | 300 | |
| h_{FE} | DC current gain 2N2222A | $I_C = 10\text{ mA}; V_{CE} = 10\text{ V}; T_{amb} = -55\text{ °C}$ | 35 | – | |
| h_{FE} | DC current gain 2N2222 2N2222A | $I_C = 500\text{ mA}; V_{CE} = 10\text{ V}; \text{note 1}$ | 30 | – | |
| | | | 40 | – | |
| V_{CEsat} | collector-emitter saturation voltage 2N2222 | $I_C = 150\text{ mA}; I_B = 15\text{ mA}; \text{note 1}$ | – | 400 | mV |
| | | $I_C = 500\text{ mA}; I_B = 50\text{ mA}; \text{note 1}$ | – | 1.6 | V |
| V_{CEsat} | collector-emitter saturation voltage 2N2222A | $I_C = 150\text{ mA}; I_B = 15\text{ mA}; \text{note 1}$ | – | 300 | mV |
| | | $I_C = 500\text{ mA}; I_B = 50\text{ mA}; \text{note 1}$ | – | 1 | V |
| V_{BEsat} | base-emitter saturation voltage 2N2222 | $I_C = 150\text{ mA}; I_B = 15\text{ mA}; \text{note 1}$ | – | 1.3 | V |
| | | $I_C = 500\text{ mA}; I_B = 50\text{ mA}; \text{note 1}$ | – | 2.6 | V |
| V_{BEsat} | base-emitter saturation voltage 2N2222A | $I_C = 150\text{ mA}; I_B = 15\text{ mA}; \text{note 1}$ | 0.6 | 1.2 | V |
| | | $I_C = 500\text{ mA}; I_B = 50\text{ mA}; \text{note 1}$ | – | 2 | V |
| C_c | collector capacitance | $I_E = I_C = 0; V_{CB} = 10\text{ V}; f = 1\text{ MHz}$ | – | 8 | pF |
| C_e | emitter capacitance 2N2222A | $I_C = I_C = 0; V_{EB} = 500\text{ mV}; f = 1\text{ MHz}$ | – | 25 | pF |
| f_T | transition frequency 2N2222 2N2222A | $I_C = 20\text{ mA}; V_{CE} = 20\text{ V}; f = 100\text{ MHz}$ | 250 | – | MHz |
| | | | 300 | – | MHz |
| F | noise figure 2N2222A | $I_C = 200\text{ }\mu\text{A}; V_{CE} = 5\text{ V}; R_S = 2\text{ k}\Omega;$ $f = 1\text{ kHz}; B = 200\text{ Hz}$ | – | 4 | dB |

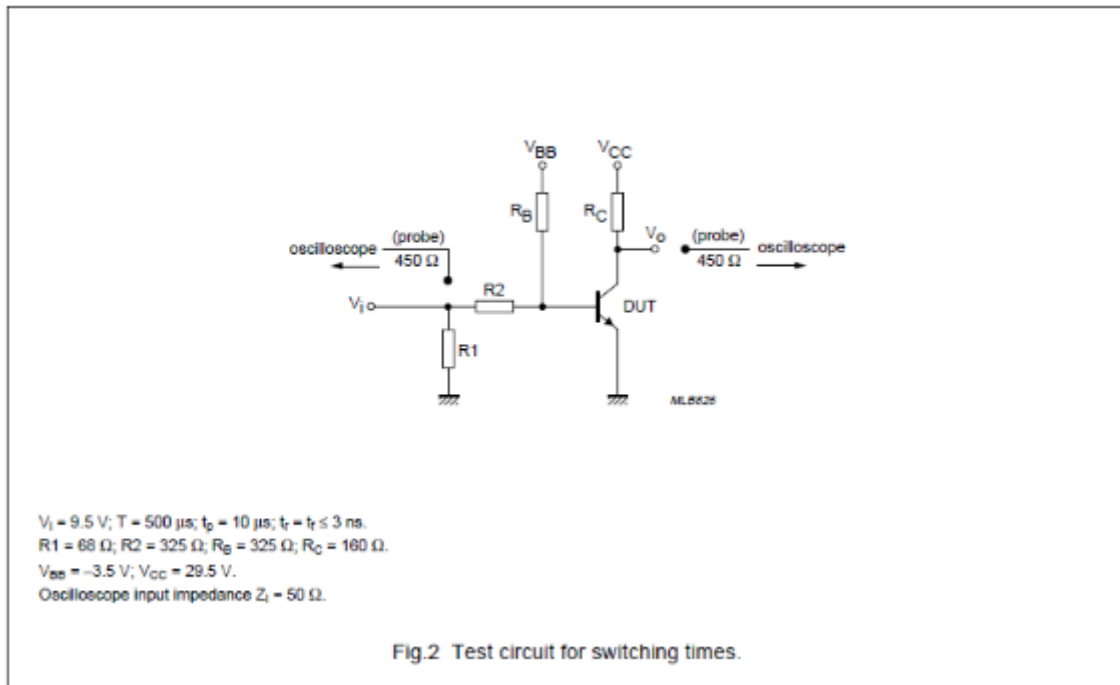
NPN switching transistors

2N2222; 2N2222A

| SYMBOL | PARAMETER | CONDITIONS | MIN. | MAX. | UNIT |
|--|---------------|--|------|------|------|
| Switching times (between 10% and 90% levels); see Fig.2 | | | | | |
| t_{on} | turn-on time | $I_{Con} = 150 \text{ mA}; I_{Bon} = 15 \text{ mA}; I_{Boff} = -15 \text{ mA}$ | – | 35 | ns |
| t_d | delay time | | – | 10 | ns |
| t_r | rise time | | – | 25 | ns |
| t_{off} | turn-off time | | – | 250 | ns |
| t_s | storage time | | – | 200 | ns |
| t_f | fall time | | – | 60 | ns |

Note

1. Pulse test: $t_p \leq 300 \mu\text{s}; \delta \leq 0.02$.



SHARP

PC817X Series

PC817X Series

*4-channel package type is also available.
(model No. **PC847X Series**)

DIP 4pin General Purpose Photocoupler



■ Description

PC817X Series contains an IRED optically coupled to a phototransistor.

It is packaged in a 4pin DIP, available in wide-lead spacing option and SMT gullwing lead-form option.

Input-output isolation voltage(rms) is 5.0kV.

Collector-emitter voltage is 80V(*) and CTR is 50% to 600% at input current of 5mA.

■ Features

1. 4pin DIP package
2. Double transfer mold package (Ideal for Flow Soldering)
3. High collector-emitter voltage (V_{CE0} :80V(*)
4. Current transfer ratio (CTR : MIN. 50% at $I_F=5$ mA, $V_{CE}=5$ V)
5. Several CTR ranks available
6. High isolation voltage between input and output ($V_{iso(rms)}$: 5.0 kV)

(*) Up to Date code "P7" (July 2002) V_{CE0} : 35V.
From the production Date code "J5" (May 1997) to "P7" (July 2002), however the products were screened by $BV_{CE0}=70$ V.

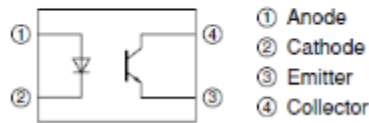
■ Agency approvals/Compliance

1. Recognized by UL1577 (Double protection isolation), file No. E64380 (as model No. **PC817**)
2. Package resin : UL flammability grade (94V-0)

■ Applications

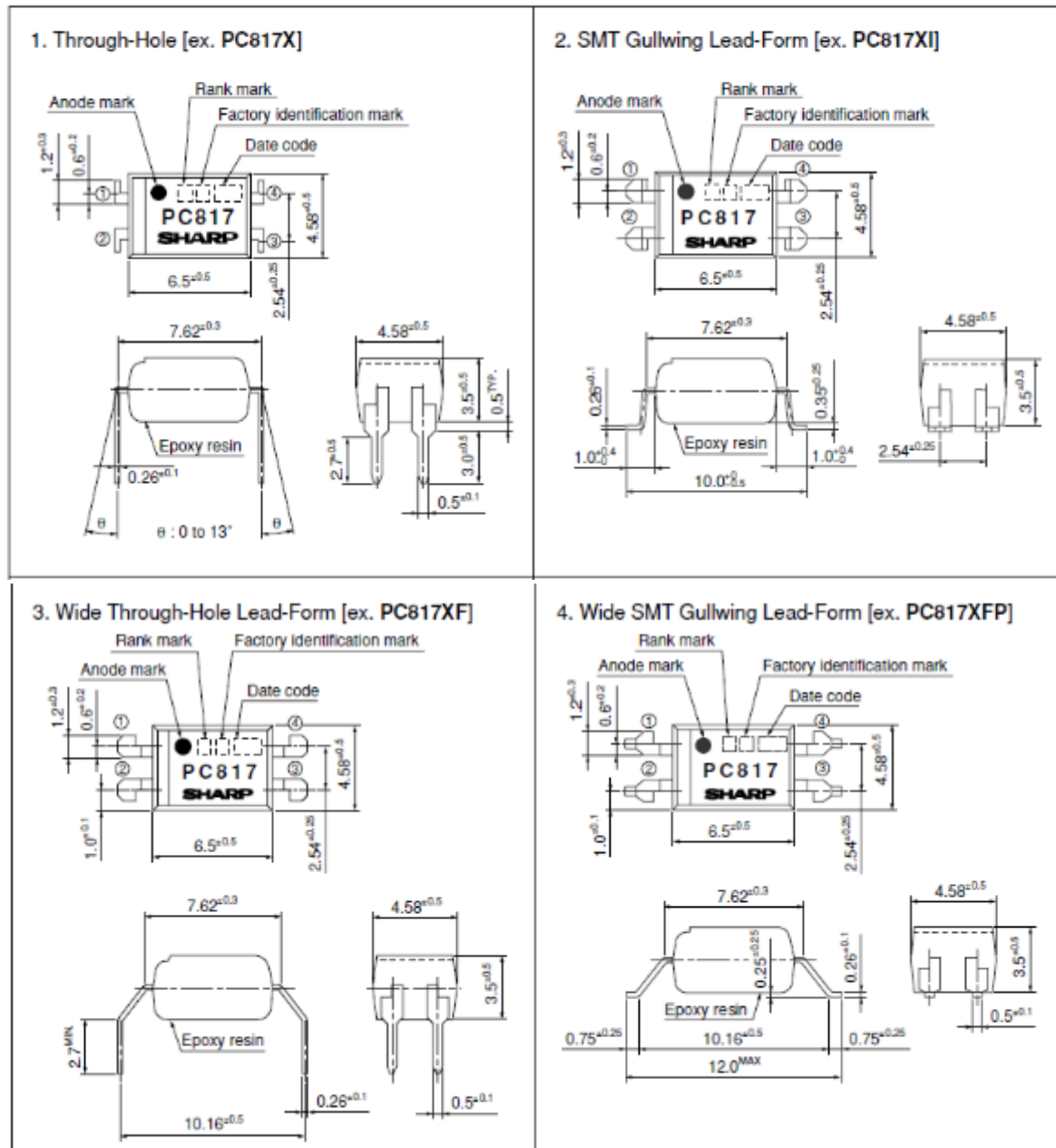
1. I/O isolation for MCUs (Micro Controller Units)
2. Noise suppression in switching circuits
3. Signal transmission between circuits of different potentials and impedances

■ Internal Connection Diagram



■ Outline Dimensions

(Unit : mm)



Product mass : approx. 0.21g

Sheet No.: D2-A03101EN

■ Absolute Maximum Ratings (T_a=25°C)

| | Parameter | Symbol | Rating | Unit |
|--------------------------|-----------------------------|------------------------|-------------|------|
| Input | Forward current | I _F | 50 | mA |
| | *1 Peak forward current | I _{FM} | 1 | A |
| | Reverse voltage | V _R | 6 | V |
| | Power dissipation | P | 70 | mW |
| Output | Collector-emitter voltage | V _{CEO} | *4 80 | V |
| | Emitter-collector voltage | V _{ECO} | 6 | V |
| | Collector current | I _C | 50 | mA |
| | Collector power dissipation | P _C | 150 | mW |
| Total power dissipation | | P _{tot} | 200 | mW |
| *2 Isolation voltage | | V _{ISO (rms)} | 5.0 | kV |
| Operating temperature | | T _{opr} | -30 to +100 | °C |
| Storage temperature | | T _{stg} | -55 to +125 | °C |
| *3 Soldering temperature | | T _{sol} | 260 | °C |

*1 Pulse width: 100μs, Duty ratio: 0.001

*2 40 to 60%RH, AC for 1 minute, f=60Hz

*3 For 10s

*4 Up to Date code "P7" (July 2002) V_{CEO}: 35V.

■ Electro-optical Characteristics (T_a=25°C)

| | Parameter | Symbol | Conditions | MIN. | TYP. | MAX. | Unit | |
|--------------------------|--------------------------------------|----------------------|--|--|--------------------|------|------|----|
| Input | Forward voltage | V _F | I _F =20mA | - | 1.2 | 1.4 | V | |
| | Peak forward voltage | V _{FM} | I _{FM} =0.5A | - | - | 3.0 | V | |
| | Reverse current | I _R | V _R =4V | - | - | 10 | μA | |
| | Terminal capacitance | C _t | V=0, f=1kHz | - | 30 | 250 | pF | |
| Output | Collector dark current | I _{CEO} | V _{CE} =50V, I _F =0 | - | - | 100 | nA | |
| | Collector-emitter breakdown voltage | BV _{CEO} | I _C =0.1mA, I _F =0 | *5 80 | - | - | V | |
| | Emitter-collector breakdown voltage | BV _{ECO} | I _F =10μA, I _F =0 | 6 | - | - | V | |
| Transfer characteristics | Collector current | I _C | I _F =5mA, V _{CE} =5V | 2.5 | - | 30.0 | mA | |
| | Collector-emitter saturation voltage | V _{CE(sat)} | I _F =20mA, I _C =1mA | - | 0.1 | 0.2 | V | |
| | Isolation resistance | R _{ISO} | DC500V, 40 to 60%RH | 5×10 ¹⁰ | 1×10 ¹¹ | - | Ω | |
| | Floating capacitance | C _F | V=0, f=1MHz | - | 0.6 | 1.0 | pF | |
| | Cut-off frequency | f _c | V _{CE} =5V, I _C =2mA, R _L =100Ω, -3dB | - | 80 | - | kHz | |
| | Response time | Rise time | t _r | V _{CE} =2V, I _C =2mA, R _L =100Ω | - | 4 | 18 | μs |
| | | Fall time | t _f | | - | 3 | 18 | μs |

*5 From the production Date code "J5" (May 1997) to "P7" (July 2002), however the products were screened by BV_{CEO}≥70V.