



**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
ELECTRÓNICA CON MENCIÓN EN
TELECOMUNICACIONES**

TESIS

**Para optar el título profesional de Ingeniero Electrónico con
Mención en Telecomunicaciones**

Implementación de una prótesis de dedos robóticos controlados
por las ondas cerebrales empleando una comunicación
Bluetooth para los pacientes que han sufrido amputación por
gangrena

PRESENTADO POR

Huaman Tineo, Jhonatan Mario

ASESOR

Vilchez Sandoval, Jesus Alberto

Los Olivos, 2021

Dedicatoria

Dedico este trabajo a mi madre por haberme dado la vida y enseñarme que hay que esforzarse para lograr nuestras metas, a mi hermana por creer siempre en mi capacidad, a mi sobrino Thiago que me enseña a ser mejor cada día.

Agradecimiento

Agradezco a dios nuestro señor por ser tan maravilloso y por darme la fuerza y voluntad para poder realizar este trabajo, y de igual manera a mis profesores del área de electrónica que me apoyaron en la búsqueda y preparación de esta tesis.

Resumen

El avance tecnológico en la electrónica y la medicina hacen posible hoy en día que pacientes que han sufrido una amputación tengan la posibilidad de obtener una prótesis la cual permita realizar sus actividades como lo hacían anteriormente. En el presente trabajo de investigación se ha desarrollado una prótesis de dedos robóticos de fácil uso y de bajo coste, para los pacientes que han sido amputados de los dedos de la mano debido a la gangrena o necrosis. La finalidad de usar esta prótesis es para que tengan una mejor calidad de vida, puedan elevar su autoestima y recuperar la seguridad de poder realizar sus actividades básicas sin ser dependientes de alguien o algo, ya sea al coger un objeto y/o poder manipularlo. El proyecto hará uso de ondas cerebrales, las cuales serán observadas en las señales del electroencefalograma (EEG) captadas por el dispositivo de electroencefalografía MINDWADE MOBILE, que se comunicara a través de una comunicación inalámbrica BLUETOOTH con un dispositivo receptor para luego enviar los datos al sistema de control para procesar la información y manejar un conjunto de actuadores ubicados en el interior de la prótesis.

Palabras claves: Ondas cerebrales, electroencefalograma (EEG), dedos robóticos, bluetooth.

Abstract

The technological progress in electronics and medicine make possible today that patients who have suffered an amputation to have the possibility of obtaining a prosthesis which allows them to carry out their activities as they did before. In this research project has developed a robotic finger prosthesis easy to use and cheap, for patients who have been amputated from the fingers of the hand due to gangrene or necrosis. The purpose of using this prosthesis is for them to have a better quality of life, to raise their self-esteem and to recover the security of being able to perform their basic activities without being dependent on someone or something, either when catching an object and/or being able to manipulate it. The project will make use of brain waves, which will be observed in the electroencephalogram (EEG) signals captured by the MINDWADE MOBILE electroencephalography device, which will communicate through wireless BLUETOOTH communication with a receiving device and then send the data to the control system to process the information and manage a set of actuators located inside the prosthesis.

Keywords: Brain waves, electroencephalogram (EEG), robotic fingers, Bluetooth.

Contenido

Dedicatoria.....	ii
Agradecimiento	iii
Resumen.....	iv
Abstract	v
Lista de figuras.....	x
Lista de tablas	xiii
Introducción	1
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	3
1.1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	4
1.1.1. Planteamiento y descripción del problema.....	4
1.1.2. Formulación del problema general	4
1.1.3. Formulación de los problemas específicos	5
1.2. DEFINICIÓN DE LOS OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	5
1.2.1. Objetivo general	5
1.2.2. Objetivos específicos.....	5
1.3. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN.....	6
1.3.1. Justificación Técnica	6
1.3.2. Justificación Económica.....	7
1.3.3. Justificación Social	7
1.4. ALCANCES Y LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN	8
1.4.1. Alcances.....	8
1.4.2. Limitaciones.....	8
CAPÍTULO II: FUNDAMENTO TEÓRICO.....	9
2.1. ANTECEDENTES.....	10
2.1.1. Nacionales.....	10
2.1.2. Internacionales	12

2.2. MARCO TEÓRICO	15
2.2.1. Gangrena.....	15
2.2.2. Bluetooth.....	18
2.2.3. Prótesis de dedos robóticos	19
2.2.4. Ondas cerebrales y electroencefalograma (EEG).....	22
2.2.5. Manejo de dispositivos de control y adquisición	26
2.3. MARCO METODOLÓGICO.....	31
2.3.1. Tipo de Investigación	31
2.3.2. Metodología de Investigación	31
2.4. MARCO LEGAL	32
2.4.1. Constitución política del Perú	32
2.4.2. Otros documentos legales.....	32
2.5. ARQUITECTURA DEL SISTEMA	34
CAPÍTULO III: DESARROLLO DE LA APLICACIÓN.....	35
3.1. EVALUAR LA SITUACIÓN ACTUAL DE LOS PACIENTES QUE HAN SUFRIDO LA AMPUTACIÓN DE LOS DEDOS DE LA MANO DEBIDO A LA GANGRENA.....	36
3.1.1. Investigaciones realizadas referente al tema de investigación	36
3.1.2. Casos de personas que hayan presentado gangrena.....	38
3.1.3. Balance de la situación actual de los pacientes que han sufrido amputación en los dedos de la mano	41
3.2. IDENTIFICAR LOS PARÁMETROS Y REQUERIMIENTOS TÉCNICOS QUE DEBE CUMPLIR EL SISTEMA EN HARDWARE.....	42
3.2.1. Parámetros de trabajo de Mindwave Mobile	42
3.2.2. Parámetros técnicos de ATmega328P/PU.....	44
3.2.3. Requerimientos técnicos del módulo bluetooth (hc-05).....	47
3.2.4. Requerimientos técnicos del micro servomotor mg90s	49
3.2.5. Otros requerimientos técnicos para el diseño.....	50

3.3. DISEÑAR LAS ETAPAS Y ARQUITECTURA DEL SISTEMA ELECTRÓNICO PARA EL BUEN FUNCIONAMIENTO DE LA PRÓTESIS DE LOS DEDOS ROBÓTICOS.....	57
3.3.1. Diagrama esquemático del funcionamiento de la prótesis de dedos robóticos empleando transferencia de datos vía bluetooth.....	57
3.3.2. Diseño del sistema de recepción, procesado y control de la señal	58
3.3.3. Modelamiento de la prótesis de dedos robóticos	70
3.3.4. Modelamiento matemático.....	81
3.4. SIMULAR LA PRÓTESIS Y LA TARJETA ELECTRÓNICA DE CONTROL	83
3.4.1. Simulación de análisis estructural de la prótesis.....	83
3.4.2. Simulación de la tarjeta electrónica de control	89
3.5. IMPLEMENTAR E INTEGRAR LA PRÓTESIS, LA TARJETA ELECTRÓNICA DE CONTROL Y EL ELECTROENCEFALÓGRAFO VÍA BLUETOOTH.	97
3.5.1. Partes de la estructura de la prótesis impresa en 3d.....	97
3.5.2. Placas de los circuitos electrónicos del sistema de recepción, procesado y control de la señal.....	103
3.5.3. Integración de las piezas impresas de la estructura de la prótesis junto con la parte electrónica	104
3.5.4. Pruebas de funcionamiento de la prótesis completa de los dedos robóticos.....	106
CAPÍTULO IV: ANÁLISIS DE COSTO Y BENEFICIO	108
4.1. ANÁLISIS DE COSTOS	109
4.1.1. Recursos humanos	109
4.1.2. Recursos de hardware	109
4.1.3. Recursos de software	110

4.1.4. Otros gastos	110
4.2. ANÁLISIS DE BENEFICIO	111
4.2.1. Beneficios tangibles.....	111
4.2.2. Beneficios intangibles.....	112
4.3. ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD	112
4.3.1. Desarrollo del flujo de caja	112
4.3.2. Análisis del VAN	113
4.3.3. Análisis del TIR.....	114
Conclusiones.....	115
Recomendaciones	117
Glosario	119
Referencias.....	121
Anexos	124
Anexo A: Hojas técnicas de los dispositivos electrónicos	124
Anexo B: Configuraciones de los dispositivos electrónicos	131
Anexo C: Códigos de Programación en Arduino IDE	133

Lista de figuras

Figura 1: Dedos de la mano con necrosis	15
Figura 2: Gangrena seca con momificación de varios dedos	16
Figura 3: Necrosis en los dedos de la mano debido al congelamiento	17
Figura 4: Dispositivos con conexión bluetooth	18
Figura 5: Prótesis funcional de tipo electrónico	19
Figura 6: Prótesis estéticas	20
Figura 7: Prótesis de dedos cosméticos	20
Figura 8: Anatomía de la mano	21
Figura 9: Mano robótica	22
Figura 10: Onda delta	22
Figura 11: Onda theta	23
Figura 12: Onda alpha	23
Figura 13: Onda beta	24
Figura 14: Onda gama	24
Figura 15: Electroencefalograma (EEG)	25
Figura 16: Mindwave Mobile	26
Figura 17: Posicionamiento de los electrodos en una persona	27
Figura 18: Chip ThinkGear.....	28
Figura 19: Microcontrolador ATmega328P/PU	29
Figura 20: Módulo bluetooth hc-05	39
Figura 21: Micro servomotor mg90s	30
Figura 22: Diagrama de bloques de la arquitectura del sistema	34
Figura 23: Persona discapacitada en brazos y piernas	37
Figura 24: Terapia ocupacional	38
Figura 25: Kelly Sayhua	39
Figura 26: bebe con gangrena en la mano	40
Figura 27: Estructura de paquetes del Mindwave Mobile	43
Figura 28: Diagrama del ATmega328P/PU	44
Figura 29: Diagrama de bloques de ATmega328P/PU	45
Figura 30: Plataforma Arduino IDE	46
Figura 31: Ventana de comandos AT	48
Figura 32: Dimensiones físicas del micro servomotor mg90s	49

Figura 33: Medidas antropométricas según la norma DIN 33 402-2	50
Figura 34: Persona utilizando el Mindwave Mobile y la prótesis	54
Figura 35: Filamento de plástico ABS	55
Figura 36: Diagrama esquemático del sistema emisor y receptor	56
Figura 37: Diagrama esquemático del circuito receptor, procesado de la señal	57
Figura 38: PCB del circuito de recepción y procesamiento de la señal	58
Figura 39: simulación del circuito del sistema de recepción y procesado de la señal.....	58
Figura 40: Etapa de alimentación	59
Figura 41: Resistencia R1 y diodo D1	60
Figura 42: Diodo D3	60
Figura 43: Capacitores C1 y C2 para el regulador de voltaje	61
Figura 44: Batería Golisi S30 IMR 18650	62
Figura 45: Adaptador de voltaje universal LLA 2000NA	63
Figura 46: Sistema de control para los micros servomotores	64
Figura 47: Placa electrónica del circuito de control	65
Figura 48: Simulación de la PCB del circuito de control	65
Figura 49: Diagrama de flujo de la plataforma de comunicación	66
Figura 50: Diagrama de flujo del código de programación principal	68
Figura 51: Diseño del dedo meñique	69
Figura 52: Diseño del dedo anular	70
Figura 53: Diseño del dedo medio	71
Figura 54: Diseño del dedo índice	71
Figura 55: Diseño del dorso de la mano	72
Figura 56: Estructura del dorso de la mano	72
Figura 57: Diseño completo del dorso y los dedos de la mano	73
Figura 58: Diseño de la base principal de sujeción	74
Figura 59: Diseño de la base para los circuitos	75
Figura 60 Diseño de la tapa superior	75
Figura 61: Diseño de la tapa posterior	76
Figura 62: Diseño completo de la base de sujeción.....	76
Figura 63: Diseño completo de la prótesis de los dedos robóticos	77

Figura 64: Rostro seleccionado en la prótesis para la simulación.....	83
Figura 65: prueba de Tensión de Von Mises.....	84
Figura 66: Prueba del primer estrés principal	85
Figura 67: Prueba del 3er estrés principal y desplazamiento	86
Figura 68: Prueba del factor de seguridad y de la deformación equivalente.....	87
Figura 69: Prueba de tensión de contacto	87
Figura 70: simulación del sistema de recepción, procesado y control de la señal	88
Figura 71: Compilación del programa en el software Arduino IDE (01)	89
Figura 72: Carga de programa en el arduino uno 01	89
Figura 73: Compilación del programa en el software Arduino IDE (02)	90
Figura 74: Carga de programa en el arduino uno 02	90
Figura 75: Prueba de simulación N° 01 del sistema electrónico	91
Figura 76: Resultados de la prueba de simulación 01	92
Figura 77: Prueba de simulación N° 02 del sistema electrónico	92
Figura 78: Resultados de la prueba de simulación 02	93
Figura 79: Prueba de simulación N° 03 del sistema electrónico	93
Figura 80: Resultados de la prueba de simulación 03	94
Figura 81: Prueba de simulación N° 04 del sistema electrónico	94
Figura 82: Resultados de la prueba de simulación 04	95
Figura 83: Resultados de las prueba de simulación	96
Figura 84: Dedo meñique impreso en plástico abs	97
Figura 85: Dedo anular impreso en plástico abs	97
Figura 86: Dedo medio impreso en plástico abs	98
Figura 87: Dedo índice impreso en plástico abs	99
Figura 88: Dorso de la mano impreso en plástico abs	99
Figura 89: Unión de las piezas del dorso y los dedos de la mano	100
Figura 90: Base de sujeción impreso en plástico abs	101
Figura 91: Impresión en plástico abs del dedo medio	101
Figura 92: Circuito del sistema de recepción y procesado de la señal	102
Figura 93: Circuito del sistema de control de la señal.....	103
Figura 94: Unión de la estructura de la prótesis junto con los servomotores .	104
Figura 95: Integración de la prótesis junto con la parte electrónica	104
Figura 96: Integración de la prótesis en la persona de prueba	105

Figura 97: Grafica de flujo de caja de los 12 primeros meses	112
--	-----

Lista de tablas

Tabla 1: Características demográficas en el paciente amputado del INR	36
Tabla 2: Especificaciones técnicas del dispositivo Mindwave Mobile	42
Tabla 3: Tipos de datos enviados por el dispositivo MindWave Mobile	43
Tabla 4: Especificaciones técnicas de ATmega328P/PU.....	44
Tabla 5: especificaciones técnicas del módulo bluetooth hc-05.....	47
Tabla 6: Descripción de los pines del módulo bluetooth hc-05	48
Tabla 7: Especificaciones técnicas del micro servomotor mg90s	49
Tabla 8: Medidas antropomórficas de la mano según la norma DIN 33 402-2	51
Tabla 9: Comparación de los resultados obtenidos de la presente investigación y por Armstrong en 2002.....	52
Tabla 10: Media y desviación estándar de los resultados de hombres y mujeres de la presente Investigación y de Armstrong en 2002.	53
Tabla 11: Resultado de la fuerza de agarre entre la investigación de Jashimoto, ... y Duarte (2009) y por Armstrong (2002).	53
Tabla 12: Propiedades mecánicas y térmicas del plástico ABS.....	56
Tabla 13: dimensiones técnicas de las piezas que conforman la prótesis	79
Tabla 14: dimensiones técnicas de las partes que conforman la prótesis	80
Tabla 15: características y parámetros técnicos en el proceso de simulación .	83
Tabla 16: Condiciones de operación.....	83
Tabla 17: Resultados de la simulación de análisis estructural	84
Tabla 18: Resultados de la simulación del sistema electrónico	96
Tabla 19: Ángulos de rotación teóricos y experimentales	107
Tabla 20: Recursos humanos para el sistema	109
Tabla 21: Recursos de materiales y dispositivos para el sistema	109
Tabla 22: Recursos de software para el sistema	110
Tabla 23: Actividades adicionales para el desarrollo de la investigación	111
Tabla 24: Costo previsto de inversión inicial	111
Tabla 25: Ingreso por venta del equipo	112
Tabla 26: Flujo de caja.....	112

Introducción

Actualmente la investigación enfocada en el ámbito biomédico, que es el resultado de habilidades, destrezas y conocimientos de ingeniería como también de ciencias de la salud, la cual ha generado nuevas soluciones y técnicas para el beneficio en la salud de las personas. Una de las aplicaciones que podemos encontrar es, la interfaz cerebro máquina (BCI) el cual nos proporciona un sistema de comunicación que capta los pensamientos de una acción a través de las ondas cerebrales para luego transformarlas en señales eléctricas, que se utilizara para el control de un sistema con aplicaciones múltiples.

Al día de hoy las cifras de personas que han sufrido una amputación de sus extremidades se encuentran en aumento, una de las condiciones que da lugar a la amputación es la gangrena, también conocida como necrosis, según términos médicos, es la muerte de los tejidos por la ausencia de suministro de sangre en una parte del cuerpo y empieza por lo general en los dedos de las manos y/o de los pies. El procedimiento que se utiliza por los especialistas médicos en primera instancia es, llegar a una junta médica entre traumatólogos, cirujanos, especialista en medicina física y rehabilitación entre otros, con la finalidad de contrarrestar la parte afectada por la gangrena y evitar así una infección generalizada en el organismo en el peor de casos, que a menudo puede llegar a ser mortal; en la mayoría de los casos, los médicos llegan a tomar la decisión de amputar las extremidades afectadas que por lo general son los dedos de las manos y/o de los pies.

Este proyecto se basa en la utilización de las ondas cerebrales observadas en las señales EEG realizadas por el dispositivo de electroencefalografía denominado Mindwave Mobile, a través de sus electrodos situados en la zona de la frente y en el lóbulo de la oreja izquierda de una persona. El dispositivo se comunicará mediante una comunicación inalámbrica bluetooth con un sistema de recepción ubicado dentro de la prótesis, para luego procesar la información y controlar un conjunto de actuadores que permitirán el movimiento de los dedos robóticos de la prótesis.

Asimismo se describe y analiza cada uno de los diferentes capítulos de la siguiente manera; en el capítulo I, se detalla el planteamiento y descripción del

problema, las preguntas de investigación, los objetivos, la justificación y finalmente los alcances y limitaciones; en el capítulo II, se detalla los antecedentes relacionados con el tema de investigación, fundamento teórico, marco metodológico en donde se indica el tipo y metodología de la presente investigación, marco legal y la arquitectura del sistema detallando el proceso del sistema; en el capítulo III, se muestra el desarrollo de los objetivos del proyecto y por último en el capítulo IV, se realizara el análisis de costos, beneficios y sensibilidad junto con las conclusiones y recomendaciones.

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1.1. Planteamiento y descripción del problema

Según el instituto nacional de estadística e informática (INEI), en el año 2013 informo que existe en el Perú 1 millón 575 mil personas que presentan algún tipo de discapacidad del cual el 59.2% tiene una dificultad en brazos o en piernas.

Una de las discapacidades más comunes se debe a la amputación, que puede ser causada por la gangrena que hace que mueran los tejidos en una parte del cuerpo al recibir poco o ningún suministro de sangre, la cual se origina a raíz de la diabetes, lesión, enfermedad vascular, infección, etc. Por lo general empieza en los dedos de los Pies y/o en los dedos de las manos por ser zonas distales. En la actualidad, los pacientes que fueron amputados de los dedos de la mano debido a la gangrena, presentan una disminución en su calidad de vida, baja autoestima y tienen limitaciones en realizar algunas de sus actividades básicas como el de: apoyarse sobre una superficie, sujetar objetos, manipular objetos y entre otras actividades que se realizan constantemente con los dedos de la mano de una persona, habitualmente este tipo de personas se vuelven dependientes por otras personas para poder realizar sus actividades. Actualmente son pocas las personas discapacitadas de los dedos de la mano debido a la gangrena, que llegan a contar con una prótesis del tipo estético o cosmético debido a que son personas de bajos recursos y que no tienen el medio para poder adquirirlos. Este trabajo de investigación se centra principalmente en la implementación de una prótesis de dedos robóticos controlados por las ondas cerebrales, como una solución, para ayudar a los pacientes en mejorar su calidad de vida.

1.1.2. Formulación del problema general

¿Cómo mejorar la calidad de vida de los pacientes que han sufrido una amputación en los dedos de la mano por la gangrena?

1.1.3. Formulación de los problemas específicos

- P.E.1:** ¿Cuál es la situación actual de los pacientes que han sufrido una amputación en los dedos de la mano debido a la gangrena?
- P.E.2:** ¿Cuáles son los parámetros y requerimientos técnicos que debe cumplir el sistema en hardware?
- P.E.3:** ¿Cuáles serán las etapas y arquitectura que debe tener el sistema electrónico para el correcto funcionamiento de la prótesis de los dedos robóticos?
- P.E.4:** ¿Cómo se puede evaluar el movimiento que debe tener la prótesis de dedos robóticos y el funcionamiento de la tarjeta electrónica de control?
- P.E.5:** ¿Cómo implementar e integrar la prótesis, la tarjeta de control y el electroencefalógrafo vía bluetooth?

1.2. DEFINICIÓN DE LOS OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.2.1. Objetivo general

Implementar una prótesis de dedos robóticos controlados por las ondas cerebrales empleando una comunicación bluetooth para mejorar el bienestar de pacientes cuyos dedos de la mano fueron amputados por la gangrena.

1.2.2. Objetivos específicos

- O.E.1:** Evaluar la situación actual de los pacientes que han sufrido la amputación de los dedos de la mano debido a la gangrena.
- O.E.2:** Identificar los parámetros y requerimientos técnicos que debe cumplir el sistema en hardware.
- O.E.3:** diseñar las etapas y arquitectura del sistema electrónico para el buen funcionamiento de la prótesis de los dedos robóticos.
- O.E.4:** Simular la prótesis y la tarjeta electrónica de control.
- O.E.5:** Implementar e integrar la prótesis, la tarjeta electrónica de control y el electroencefalógrafo vía bluetooth.

1.3. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1. Justificación Técnica

La electrónica enfocada en el aspecto médico, ha hecho posible que investigaciones y proyectos realizados en la biomédica sean beneficiosos para las personas. Este trabajo estará centrado en las personas que hayan tenido gangrena o necrosis en los dedos de la mano y hayan sido amputados.

El presente trabajo de investigación permitirá el control de una prótesis de dedos robóticos, que estarán conformados por un conjunto de micro servomotores, los cuales tienen como función realizar el movimiento en ciertos ángulos para lograr una movilidad el cual cubra sus necesidades básicas; estará construido con un material ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), siendo un tipo de plástico muy resistente a impactos y a altas temperaturas. La estructura será diseñada en el programa Autodesk Inventor Profesional, donde se realizará su análisis estructural mediante el cual podremos medir la resistencia de dicho material, conocer los esfuerzos internos y poder encontrar las deformaciones y las tensiones que actúan sobre la estructura, y así comprender su comportamiento en condiciones normales. En la parte del funcionamiento del sistema, estará conformado primeramente por el dispositivo de electroencefalografía Mindwave Mobile de la compañía Neurosky, para la obtención de la señales EEG a través de sus electrodos ubicados en la parte de la frente y en el lóbulo de la oreja izquierda de una persona, posteriormente la señal obtenida será amplificada, filtrada y convertida a señal digital para ser enviada a través de una comunicación inalámbrica bluetooth, donde se comunicara con el módulo bluetooth (hc-05), para luego enviar la señal a un conjunto de microcontroladores ATmega328P/PU en donde se procesara la señal, se determinara las salidas y finalmente pasara a la parte de control, en donde se manejara un conjunto de actuadores que rigen el movimiento de los dedos robóticos de la prótesis.

1.3.2. Justificación Económica

En la actualidad el poder contar con una prótesis hoy en día es muy costoso y mucho más si esto cuenta con un sistema electrónico que llegue a utilizar sensores, el cual permita controlarlos a necesidad del paciente.

Las prótesis más utilizadas para los pacientes que han perdido los dedos de la mano a causa de la gangrena o necrosis son de dos tipos, el primero es una prótesis del tipo estético, el cual cuenta con un encaje a medida, dando comodidad al paciente, pero no cuenta con movilidad. El segundo es una prótesis del tipo cosmético que por lo general están hechos de silicona, siendo a la medida del paciente, pero teniendo sus características físicas, como el color de la piel, las dimensiones y los rasgos; con el fin de que sea lo más parecido a los dedos de la mano, haciéndolo mucho mejor que la anterior prótesis, pero al igual que el otro carecerá de movilidad.

En este trabajo de investigación se implementará una prótesis de dedos robóticos diseñada para tener movilidad y teniendo en cuenta el uso de materiales económicos y accesibles para la fabricación de repuestos. Además, a diferencia de las demás prótesis esta será funcional y será controlada por ondas cerebrales que serán captadas por un electroencefalógrafo portátil de tipo bincha, el cual pueda comunicarse con el sistema receptor a través de una comunicación bluetooth permitiendo al paciente poder controlarlo de una manera más eficiente con el fin de cubrir sus necesidades básicas.

1.3.3. Justificación Social

En la actualidad la gangrena o necrosis es la condición del cual muy pocas personas se llegan a curar y de no recibir atención médica oportuna puede causar la muerte, y es por ello que para poder salvarle la vida al paciente generalmente se recurre a la amputación que en este caso se daría en los dedos de las manos, quedándose el paciente sin sus extremidades, la sociedad en algunos casos, lo verían como una persona que ni puede valerse por sí mismo, llegándole a cerrar las puertas ya sea al buscar un trabajo, al

comprar o adquirir algo, etc. También estarían expuestos a los insultos y a la discriminación de las personas y como resultado de todo ello los pacientes presentarían una disminución en la autoestima, cambios de humor, comportamiento violento, aislarse de los demás y en algunos casos llegar a quitarse la vida.

Este proyecto de investigación busca darle una mejor calidad de vida al paciente con el fin de atenuar sus limitaciones en la extremidad afectada.

1.4. ALCANCES Y LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN

1.4.1. Alcances

- El resultado de dicha investigación estará constituida y elaborada en programas de modelamiento y simulación en 3D para conocer su comportamiento en condiciones normales.
- La investigación se ha enfocado en las personas a quienes se les han amputado los dedos de las manos a causa de la gangrena.
- El proyecto de tesis se basará solo en la construcción de la prótesis de los dedos robóticos controlada vía bluetooth y será para una mano diestra.
- La estructura de la prótesis será de material rígido capaz de soportar esfuerzos considerables sin llegar a dañarse o deformarse.

1.4.2. Limitaciones

- La principal limitación es contactar a pacientes que sufren de gangrena en los dedos de la mano ya que en el área donde se encuentran solo pueden ingresar familiares o el personal médico.
- Otra limitación fue la falta de contactos de expertos que nos llegaran a proporcionar información respecto al tema de investigación.
- No se cuenta con financiamiento para el desarrollo de esta investigación, por lo que se tendrá que destinar recursos propios del investigador.

CAPÍTULO II: FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

2.1.1. Nacionales

A. Este trabajo de investigación corresponde a Villacorta Minaya (2014), quien realizó la tesis “Diseño de un amplificador operacional de transconductancia para la adquisición de señales del electroencefalograma”, de la universidad Pontificie universidad católica del Perú, Lima (Perú). En su tesis expone que:

Esta investigación se encuentra enfocada en el diseño de un amplificador operacional de transconductancia (OTA), para la obtención de las señales EEG, el sistema busca tener un arreglo de electrodos el cual será capaz de observar 1000 neuronas a la vez. El funcionamiento se dará en la amplificación de la señal EEG que se encuentra en el rango de amplitudes de 10 a 100 μV y en el rango de frecuencia de 0 a 100 Hz trabajando en mínimas condiciones de consumo de potencia y un ruido mínimo. Como última fase del diseño del circuito integrado implantable, se desarrolló la elaboración de layout, el cual viene hacer las geometrías que estarán presentes en la máscara de fabricación cumpliendo todas las exigencias de seguridad y calidad de todo circuito integrado implantable. La finalidad de esta investigación es que pueda ser utilizado para cubrir las necesidades que puedan tener los médicos o científicos en la adquisición de las señales EEG a través de un circuito.

De acuerdo con el trabajo de investigación, se llevó acabo la realización del diseño y la implementación de un circuito integrado implantable junto con un conjunto de electrodos colocados en pociones específicas de la cabeza para la obtención de las señales EEG, pudiendo registrar 10000 neuronas a la vez en tiempo real y a la vez estudiar su comportamiento.

- B.** Este trabajo de investigación corresponde a Sullcahuamán Jáuregui (2013), quien realizó la tesis “Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial”, de la universidad Pontificie universidad católica del Perú, Lima (Perú). En su tesis expone que:

Este proyecto de investigación se basa en el diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica, pensada para las personas que han sufrido amputaciones por debajo del codo (transradial) debido algún tipo de enfermedad o accidente. La prótesis será capaz de simular el movimiento de apertura y cierre producido por los dedos índice y pulgar de la mano humana y a la vez poder sujetar objetos de un peso de 0.5 kg sin llegar a romperlos o deformarlos. El sistema mecánico será accionado por un cilindro neumático de doble efecto que será controlado por señales mioelectricas provenientes de los músculos del brazo. El diseño mecánico estará recubierto con un material con características similares al de la de piel de una persona. La finalidad de esta investigación es la reducción de costos a diferencia de otras prótesis mioelectricas que pueden llegar a ser muy costosas para personas con escasos y bajos recursos; además esta investigación busca mejorar la calidad de vida de estas personas que presentan esta discapacidad.

De acuerdo con lo expuesto en la presente investigación, se ha desarrollado una prótesis mioeléctrica para personas que han sufrido de amputación transradial, con la capacidad de realizar movimientos básicos y a la vez poder ser accesible económicamente con referencia a una prótesis en el mercado.

- C.** Según Corman Armas (2013), quien realizó la tesis “Diseño de un exoesqueleto basado en músculos activos artificiales (EAP) de dos dedos para ayuda en la vida diaria”, de la universidad Pontificie universidad católica del Perú, Lima (Perú). En su tesis expone que:

El presente trabajo de investigación está enfocado en el diseño de un exoesqueleto de una mano basada en musculo activo

artificial (fleximal), para las personas que hayan sido amputados de la mano, ya sea por algún tipo de accidente o enfermedad. El diseño de esta prótesis busca mantener el aspecto estético de una mano humana para que pueda adaptarse mejor al paciente, esta prótesis permitirá simular algunos movimientos que realizan los dedos de la mano índice y pulgar y tendrán el mecanismo de abducción y aducción. La finalidad de esta investigación es poder mejorar la calidad de vida del paciente al realizar sus actividades básicas y a la vez reducir los costos en comparación con otras prótesis.

Esta investigación ha desarrollado el diseño de una prótesis de un exoesqueleto de una mano con apariencia estética similar al de una mano humana; se ha utilizado materiales de bajo costo para poder ser accesible a las personas de bajos recursos. La prótesis tendrá la capacidad de simular algunos movimientos básicos para que la persona pueda realizar sus actividades en su vida cotidiana.

2.1.2. Internacionales

- A.** El trabajo de investigación corresponde a Martín Barraza (2014), quien realizó la tesis "*Sistema Brain Computer Interface*", de la universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona (España). En su tesis expone que:

La investigación está enfocada en la aplicación de un sistema Brain Computer Interface (BCI), el cual se quiere controlar un prototipo de una mano humana robotizada utilizando las ondas cerebrales a partir de los estados cognitivos que serán captadas por un dispositivo llamado Mindwave Mobile, el cual enviará los valores obtenidos al Arduino UNO para ser gestionados. Este prototipo utiliza un sistema llamado electrooculograma (EOG) el cual pueda controlar el movimiento de la mano mediante el pestañeo de la persona para aumentar la funcionalidad del sistema. El movimiento se realizará con cinco servomotores el cual permitirá simular los movimientos básicos producidos por

una mano humana. Este prototipo se ha diseñado para poder ser utilizado por diferentes usuarios ya sea para ser como una prótesis o para el desarrollo cognitivo en los niños utilizando la capacidad de poder controlar los estados cognitivos ya sea de atención o relajación. La finalidad de esta investigación es aumentar la calidad de vida del discapacitado o aumentar el desarrollo cognitivo de los niños.

La presente investigación ha desarrollado un prototipo de una mano robótica controlada por las ondas cerebrales junto con el sistema de electrooculograma para poder simular los movimientos a nivel básico realizados por una mano humana y así aumentar la calidad de vida del paciente, también se busca poder controlar el estado cognitivo de los niños para mejorar sus niveles de atención y relajación.

- B.** De acuerdo con la investigación de Vaca Herrera (2017), quien realizó la tesis “Prototipo de prótesis de un brazo con 12 gdl controlada mediante las ondas cerebrales”, de la universidad técnica de Ambato, Ambato (Ecuador). En su tesis expone que: El trabajo de investigación está centrado en el desarrollo y construcción de una prótesis de un brazo con 12 grados de libertad (gdl), pensado para las personas que no tengan el miembro superior. La prótesis será capaz de imitar en cierta parte los movimientos que normalmente realizamos con el miembro superior, siendo capaz de poder coger un objeto y sin llegar a romperlo, permitiendo al paciente poder utilizarlo con facilidad al realizar sus actividades básicas. Se determinó que la prótesis será cada vez más funcional para el paciente al concentrarse cada vez más en un movimiento específico el cual llegará a desarrollar tras meses de uso. La finalidad de esta investigación es poder resolver el problema existente de las personas que hayan perdido una extremidad aumentando su calidad de vida, siendo a la vez un prototipo el cual no será muy costoso y podrá ser accesible para el paciente.

El desarrollo de la tesis consiste en la construcción de una prótesis de un brazo de 12 gdl contraladas por las ondas cerebrales para las personas que hayan sido amputados del miembro superior, la prótesis será cada vez más funcional con el pasado del tiempo ya que habrá mayor concentración en un movimiento determinado, aumentado su calidad de vida de la persona discapacitada.

- C. Según el trabajo de investigación de Alvarado Clavijo (2011), quien realizó la tesis “mano robótica inalámbrica”, de la universidad politécnica salesiana, Guayaquil (Ecuador). En su tesis expone que:

Esta investigación se basa principalmente en el diseño y en la construcción de una mano robótica inalámbrica con la capacidad de poder imitar movimientos básicos de una mano humana, su construcción esta echa de acrílico por ser un material resistente, ligero y económico junto con un grupo de 10 micros servomotores que son los que generan el movimiento. La mano robótica es controlada por un guante con sensores fotoeléctricos para una mano diestra el cual detectará los movimientos que hacemos con la mano y enviará la información a través de una comunicación inalámbrica al sistema receptor de la mano robótica. Esta investigación está pensada para toda clase de aplicaciones donde se pueda utilizar una mano del tipo robótica ya sea por precisión, manipulación de objetos pesados y peligrosos o en la construcción de componentes como en la medicina, en la industria, etc.

La presente investigación se ha centrado en la construcción de una mano robótica que se podrá controlar de manera inalámbrica a través de un guante integrado con sensores fotoeléctricos para poder simular el movimiento de una mano diestra.

2.2. MARCO TEÓRICO

2.2.1. Gangrena

A. Definición

Biblioteca Nacional de Medicina de los EE. UU (12 de setiembre de 2017), sostiene que La gangrena o necrosis es la muerte de los tejidos que se da cuando existe una ausencia de suministro de sangre en una parte del cuerpo debido a una obstrucción en las arterias la cuales son las encargadas de llevar la sangre al igual que el oxígeno, presentando una alta tasa de mortalidad. La cual se origina a raíz de la diabetes, lesión, enfermedad vascular, infección traumatismos y otros más. Por lo general empiezan en zonas distales como, los dedos de los Pies y/o en los dedos de la mano donde las arterias son terminales; el aspecto de la zona afectada es de una piel seca y presenta un color negro o azul oscuro en la superficie como se aprecia en la figura 1.



Figura 1: Dedos de la mano con necrosis

Fuente: ATV.pe

Como se aprecia en la imagen la mujer se encuentra con sus dos manos con necrosis avanzada una más que la otra, presentando una pigmentación en la piel de un color azul oscuro.

B. Tipos

Existen varios tipos de gangrena las cuales son:

- Gangrena seca
- Gangrena húmeda
- Gangrena gaseosa
- Gangrena furnier

Pero en este trabajo de investigación desarrollaremos la gangrena seca y húmeda ya que se encuentra enfocada a esta investigación la cual veremos a continuación:

• Gangrena seca

Según Encyclopaedia Britannica (2019) se desarrolla principalmente al existir una obstrucción en las arterias, disminuyendo el suministro de sangre y a la vez el oxígeno. Comúnmente las zonas involucradas son los dedos de las manos y los dedos de los pies; se caracteriza particularmente por no presentar dolor y sentir una sensación de frío en el área afectada con una pigmentación de color negro o azul oscuro, distinguiéndose del tejido sano con el dañado totalmente muerto y seco. De acuerdo con el Dr. Ananya (19 de abril de 2019) a este tipo de gangrena se le denomina en algunos casos momificación por presentar un aspecto seco y de color negro o azul oscuro como se visualiza en la figura 2.



Figura 2: Gangrena seca con momificación en varios dedos

Fuente: Actas Dermo-Sifiliográficas

En la figura se observa dos manos con presencia de gangrena avanzada, en la mano derecha se aprecia que ha dañado a los todos los dedos menos al dedo meñique mientras que en la mano izquierda solo ha perjudicado a los dedos índice y meñique.

- **Gangrena húmeda**

Ocurre cuando los tejidos corporales son invadidos por algún tipo de bacteria que luego causa infección debido alguna lesión, picadura, diabetes, quemadura grave o congelamiento como se aprecia en la figura 3, para después ocasionar la muerte de los tejidos. Presenta una apariencia descolorida o de color negro, hinchazón y ampollas con presencia de pus con un olor desagradable con una apariencia húmeda.

Puede propagarse mucho más rápido que la gangrena seca y en caso no se llegue a tratar a tiempo puede presentar un choque séptico o incluso la muerte.

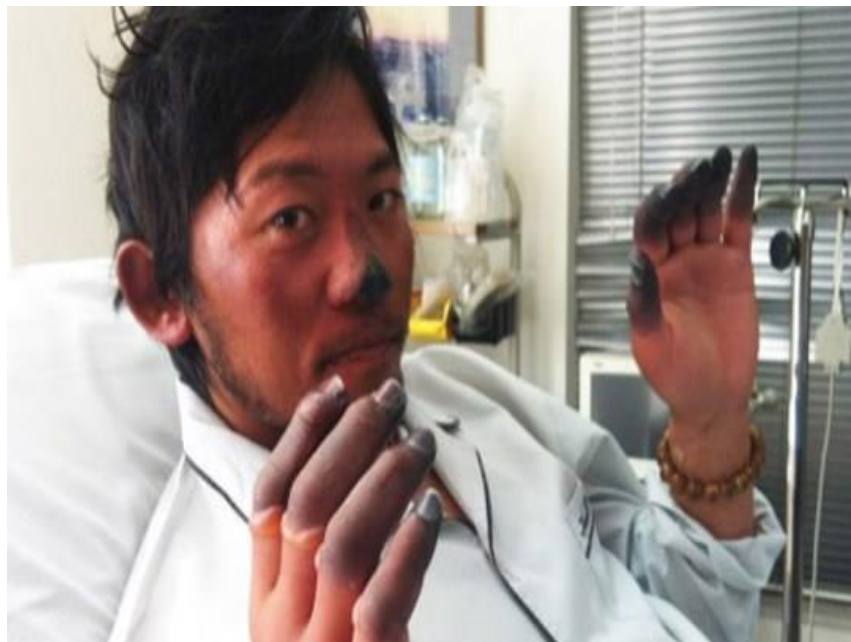


Figura 3: Necrosis en los dedos de las manos debido al congelamiento

Fuente: Adaptado de Pitimbu Pb

Se puede apreciar en la imagen a un hombre con principios de necrosis en las dos manos en el área de los dedos y en la punta de la nariz debido al congelamiento extremo.

2.2.2. Bluetooth

Según Fernández (2005) la tecnología bluetooth fue creado en el año 1994 en los laboratorios Ericsson Mobile Communications AB en Suecia, diseñado para crear una interfaz de radio inalámbrico de baja potencia de 0dBm para un rango de 10 metros a la redonda a un bajo costo con el fin de reemplazar los cables en equipos de comunicaciones. Según Tanenbaum (2012), el nombre bluetooth fue en honor al rey danés y noruego llamado Harald Blatand, cuya traducción al inglés sería "Harold Bluetooth" por llegar a unificar Dinamarca y Noruega durante los años 904 y 985 d.C. De acuerdo con Huidobro (2005) Bluetooth es un estándar de comunicación inalámbrica por radiofrecuencia (RF) operando en la banda ISM de los 2.4ghz, utilizada para la interconexión entre dispositivos a distancias muy cortas con el propósito de controlar, comunicar y compartir información como se aprecia en la figura 4.



Figura 4: Dispositivos con conexión bluetooth

Fuente: Crónicas Geek

En la actualidad casi todos dispositivos inalámbricos están utilizando la tecnología bluetooth por su sencillez de trabajo a la hora de interconectar dispositivos.

2.2.3. Prótesis de dedos robóticos

A. Prótesis

Es una herramienta artificial elaborada con la finalidad de reemplazar una parte del cuerpo, ya sea producto de alguna enfermedad, accidente, alteraciones genéticas al nacer, etc. son herramientas que se pueden adquirir en un centro especializado de prótesis, en caso contrario también son implementados en intervenciones quirúrgicas. Existen varios tipos de prótesis como:

- **Prótesis mecánicas e híbridas**

Es un sistema artificial que reemplaza la movilidad de las extremidades, las cuales fueron amputadas, pueden ser del tipo electrónico ya sea utilizando sensores como se observa en la figura 5, o del tipo mecánico que aprovechan la fuerza del cuerpo. (Ortopedia Jens Muller, 2017)



Figura 5: Prótesis funcional de tipo electrónico

Fuente: Surgery on Russian Medical

Se muestra una prótesis de mano de tipo electrónico, con sensores de musculo mioeléctrico para controlar el movimiento de los dedos.

- **Prótesis estéticas**

Generalmente están hechos de algún derivado del plástico y tienen la finalidad de reemplazar una parte del cuerpo, con el fin de tener una apariencia agradable, como se aprecia en la figura 6. (Brito, Quinde, Cusco y calle, 2013).



Figura 6: Prótesis estéticas

Fuente: Ortopedia Gordillo

En la figura se aprecia una prótesis de mano del tipo estético pero que no es funcional y que es similar en apariencia al de una mano humana.

- **Prótesis cosméticas:**

Están desarrollados con el fin de sustituir una extremidad o parte de ella manteniendo las características físicas como el color de la piel, dimensiones y rasgos físicos para tener una apariencia real, así como se aprecia en la figura 7. (Sullcahuaman, 2013).



Figura 7: Prótesis de dedos cosméticos

Fuente: Prótesis MaGentart

Este tipo de prótesis de dedos están diseñados para tener una apariencia real y poder sustituir en la pérdida de un dedo pero que carecen de movimiento.

B. Dedos de la mano

Según Alvarado (2011) son extremidades que componen la estructura de la mano del ser humano y que se componen de 5 dedos: pulgar, índice, medio, anular y meñique. Su estructura ósea se encuentra constituida por tres tipos de falanges como

falange proximal, media y distal a excepción del dedo pulgar como se visualiza en la figura 8. Están unidas por tres articulaciones principales: metacarpofalángica (MCP), interfalángica proximal (PIP) y la interfalángica distal (DIP).



Figura 8: Anatomía de la mano

Fuente: Adaptado de KIAenZona

En la figura se muestra el esqueleto de una mano diestra en donde se aprecia las partes de la mano: tipos de falange, huesos metacarpianos y carpianos.

C. Robótica

Según Barrientos, Penin, Balaguer, Aracil (2007) el término robótica fue introducido en los años 40 por el escritor estadounidense del género de ciencia y ficción Isaac Asimov.

Según Saha (2010) la robótica es una rama de la ingeniería en el campo de la electrónica, mecánica, informática, control y hasta en el área de la inteligencia artificial; esta tecnología es la ciencia encargada del estudio, diseño y construcción de robots con la capacidad de detectar, responder a ordenes específicas, ser programables, moverse y mover determinados objetos en su entorno con el propósito de ser utilizados para realizar tareas desarrolladas por el ser humano o en situaciones donde para cualquier persona sería un peligro.



Figura 9: Mano robótica

Fuente: LaKlave - WordPress.com

Se muestra la estructura de una mano robótica. La robótica es una rama de la ingeniería que se encuentra en casi todas cosas.

2.2.4. Ondas cerebrales y electroencefalograma (EEG)

A. Ondas cerebrales

Según Bermúdez (2013) es la actividad eléctrica originada por cientos de millones de células cerebrales denominadas neuronas en el cerebro, las cuales se comunican a través de señales eléctricas; estas señales son a raíz de un estímulo como emociones, comportamientos y pensamientos por lo cual se encuentran en constante cambio según el estado en que se encuentre la persona. Cuentan con una frecuencia medida en Hertz (Hz) y una amplitud expresada en micro-voltios (μV); están divididos en 5 ondas con características diferentes.

- **Ondas Delta**

Se encuentran operando en un rango de frecuencias de 0.5 Hz - 4 Hz con amplitudes que van entre 20 μV – 200 μV , se caracterizan por ser las ondas de menor frecuencia y de mayor amplitud; se manifiesta durante el sueño profundo de una persona y está asociada con la pérdida de conciencia. (Vaca, 2017). Su forma de onda se visualiza en la figura 10.



Figura 10: Onda delta

Fuente: Adaptado de sonidos binourales

En la figura se aprecia la representación gráfica de la onda delta en una determinada frecuencia y amplitud, la cual se encuentra en constante cambio sin presentar ningún patrón.

- **Ondas Theta**

Se hallan dentro del rango de frecuencias de 4 Hz – 7.5 Hz con amplitudes que oscilan entre 20 μ V – 100 μ V; se encuentran en la primera etapa de la fase del sueño, en la estrecha línea entre el estar despierto y el estado del sueño, surge a partir de la meditación, estados emocionales, extrema creatividad. (Vaca, 2017). Su forma de onda se visualiza en la figura 11.



Figura 11: Onda theta

Fuente: Adaptado de sonidos binourales

Se visualiza en la figura la gráfica de la onda theta, muestra un estado de relajación y son obtenidas a través de un encefalograma EEG.

- **Ondas Alpha**

Oscila en una gama de frecuencias de 8 Hz – 12 Hz con amplitudes de 20 μ V – 60 μ V; se ubican en el lóbulo occipital y frontal del cerebro humano, este tipo de onda está asociada a la inactividad cerebral, relajación y desconcentración. (Ortega, 2005). Su forma de se aprecia en la figura 12.



Figura 12: Onda Alpha

Fuente: Adaptado de sonidos binourales

Se muestra la representación gráfica de la onda alpha en un rango de frecuencia y amplitud y que está relacionada con el estado de meditación o relajación.

- **Ondas Beta**

Se encuentran en las frecuencias de 14 Hz – 30 Hz con amplitudes de 2 μ V – 20 μ V, están involucrados con el pensamiento consiente, estado elevado de lógica y razonamiento crítico. El tener una correcta cantidad de este tipo de onda nos ayuda a completar las tareas y actividades de una manera más fácil. (Garcés, 2015). Su forma de onda se aprecia en la figura 13.



Figura 13: Onda beta

Fuente: Adaptado de sonidos binourales

En la figura se visualiza la representación gráfica de la onda beta, se dice que este tipo de onda presenta una actividad cerebral intensa.

- **Ondas Gama**

Se encuentran a partir de los 30 Hz hacia arriba; están asociados con el procesamiento de información de alto nivel, procesos de comunicación, aprendizaje y a la sincronización entre las diferentes zonas neuronales durante las actividades mentales complejas. (Ortega, 2005). Su forma de onda se visualiza en la figura 14.

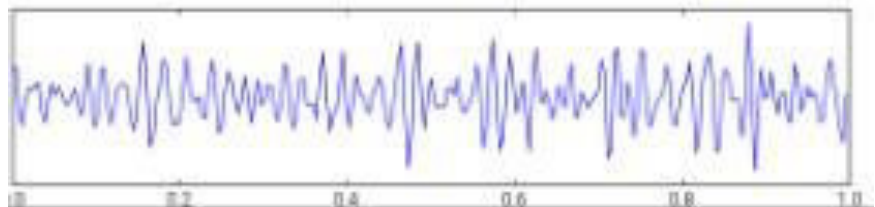


Figura 14: Onda gama

Fuente: Wikimedia commons

Se muestra en la gráfica la onda gama la cual representa el estado de enfoque más alto posible y está asociado con la concentración alta.

B. Electroencefalograma (EEG)

Según Martín (2014), tuvo sus inicios en el año 1870 por los médicos Hitzing y Fritsch del ejército prusiano, descubrieron que, al estimular ciertas zonas laterales del cerebro descubierto con una corriente galvánica, se producían movimientos en determinadas áreas del cuerpo, años después en 1875 Richard Caton comprobó que el cerebro producía corrientes eléctricas. Según Abu Kasin et al., (2016) en el año de 1924 Hans Berger fue el primero en registrar las ondas cerebrales EEG de un cerebro humano, y llamo a esa señal “onda alfa”.

Según Changoluisa (2012), es una representación gráfica de un registro de impulsos eléctricos cuyos ejes son de amplitud en el rango de los micro-voltios (μV) y el tiempo expresado en segundos (s), como se parecía en la figura 15. Las señales obtenidas por el EEG son denominadas ondas cerebrales y su presencia nos indica que existe una actividad cerebral generada por grandes bancos de neuronas que trabajan de forma sincronizada y en grupo. Estas señales se encuentran ubicadas en las áreas corticales del cerebro.

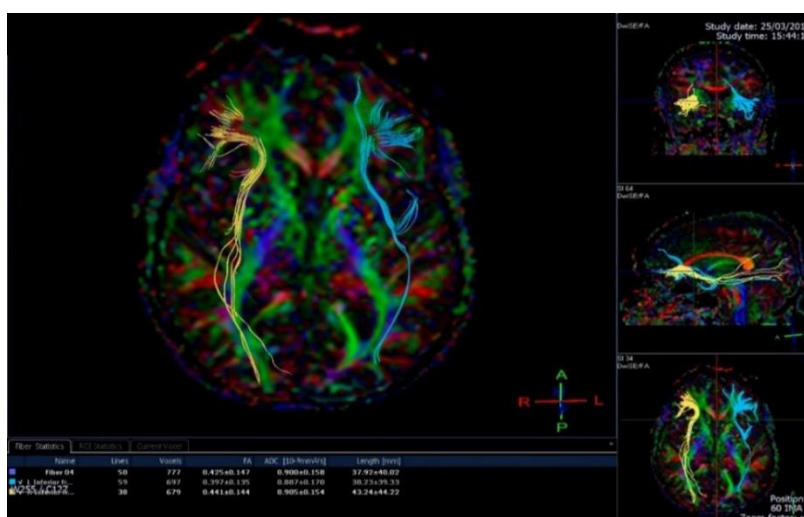


Figura 15: Electroencefalograma

Fuente: WordPress.com

La grafica nos muestra un mapeo de la actividad cerebral que está presente y que se diferencia cada tipo de onda por el color y la posición en el cerebro

2.2.5. Manejo de dispositivos de control y adquisición

A. Mindwave Mobile

Según Tiware (2015), Es un dispositivo móvil de la compañía Neurosky, con la capacidad de realizar un encefalograma (EEG) para la obtención de las ondas cerebrales a través de sus electrodos, utiliza la tecnología ThinkGear a través de sensores secos de bajo costo el cual permite captar la actividad eléctrica del cerebro para luego dividir la señal según la frecuencia de cada tipo de onda y permitir inferir el estado mental de la persona. Tiene la capacidad de obtener también un tipo de señal debido al parpadeo ocular del usuario, para después transmitirlo a través de una comunicación bluetooth. Según Krishna, G., Ramesh, S. y Nakirekanti, M. (2014) es un dispositivo basado en técnicas no invasiva, la cual no llega a dañar al usuario. Su forma se aprecia en la figura 16.



Figura 16: Dispositivo Mindwave Mobile

Fuente: www.cayetano.edu.pe

Se observa la forma física del dispositivo Mindwave Mobile en donde se señala las partes más importantes del dispositivo como la ubicación de los electrodos, la ubicación de la batería, el interruptor de encendido y otro más.

• **Funcionamiento**

Según Martín (2015) Se basa principalmente en el sensor primario de aleación de acero seco ubicado en el área de la frente como se muestra la imagen 17 en la posición FP1 según el sistema internacional de posicionamiento de

electrodo 10-20 también llamado “sistema 10-20”, es el encargado de captar las señales EEG, en donde se observan las ondas cerebrales; el otro electrodo es un sensor de referencia colocado en la posición A1 según el sistema 10-20 con la forma de un clip en la zona del lóbulo de la oreja izquierda como se muestra en la imagen 17, de tal forma que permitirá que el dispositivo pueda filtrar la actividad eléctrica del ruido producido por el cuerpo humano y del ambiente (exterior). Según Ramya, Arunkumar & Venkatraman (2015) la señal de las ondas cerebrales (alfa, beta, theta y gama) que son captadas por el sensor primario, se enviará al chip ThinkGear para procesar la señal, que luego será convertido en datos digitales. El sistema enviará la señal por radiofrecuencia utilizando una conexión bluetooth con dispositivos como Android, IOS, sistemas operativos (Windows y Mac OS) y entre otros más.

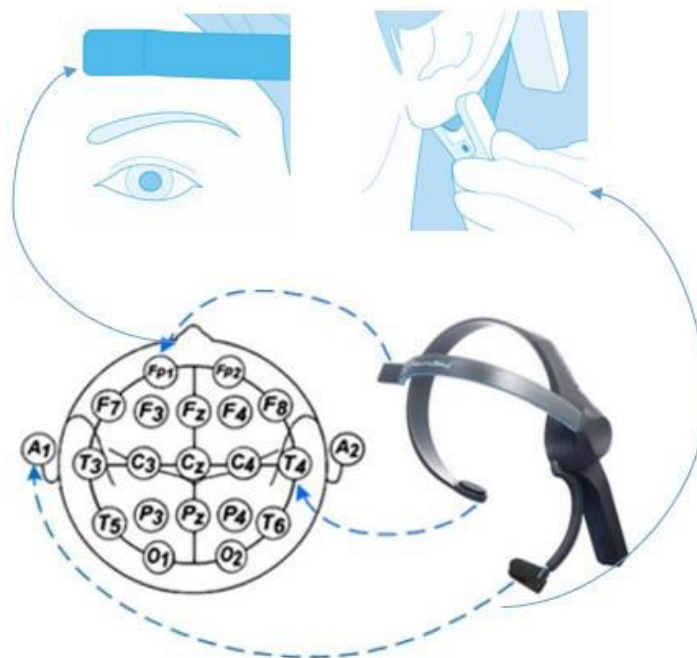


Figura 17: Posicionamiento de los electrodos en una persona

Fuente: Adaptado de ResearchGate

En la figura se visualiza el sistema internacional 10-20, para el correcto posicionamiento de los electrodos del dispositivo Mindwave Mobile en la parte superior de la cabeza de una persona.

- **ThinkGear**

Según Ramya, Arunkumar, & Venkatraman (2015) Es una tecnología que se encuentra en cada producto de Neurosky compuesto por el sensor seco ubicado en la zona de la frente y el sensor de referencia ubicado en el lóbulo de la oreja izquierda, con la función de realizar la medición, amplificación, filtrado y análisis de las señales EEG. Su forma física se observa en la figura 18.

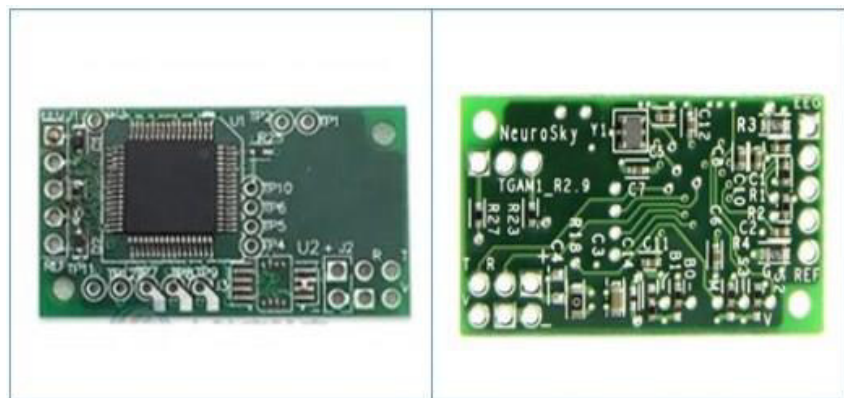


Figura 18: Chip ThinkGear

Fuente: Adaptado de Seed Studio

En la figura se muestra la forma física del chip ThinkGear en una vista frontal y posterior, donde se aprecia toda su electrónica y se describe los pines para la conexión con los electrodos.

B. Arduino

De acuerdo con Artero (2013) es una plataforma electrónica de código abierto en software y hardware utilizada para la construcción de proyectos de electrónica. Puede leer las entradas de manera analógica o digital y convertirla en una salida predeterminada para realizar una acción en específica como activar un motor, encender un LED, activar una alarma, etc. Utiliza un lenguaje de programación basado en lengua c y c++. Utiliza el software Arduino IDE (entorno de desarrollo

integrado) para escribir y cargar los códigos del programa en la placa física.

- **ATmega328P/PU**

Según Atmel (2016) es un microcontrolador AVR de 8 bits de la familia lógica CMOS creado por Atmel Y diseñado con la arquitectura RISC lo que permite trabajar con baja potencia y tener un alto rendimiento, cuenta con un conjunto de instrucciones con 32 registros y su arquitectura es más eficiente en cuanto a los códigos y logra un rendimiento hasta diez veces más rápido que los microcontroladores CISC convencionales.

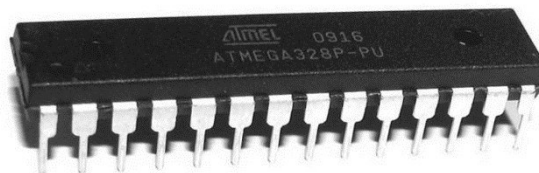


Figura 19: Microcontrolador ATmega328P/PU

Fuente: www.chimlon.com

En la figura se muestra la forma física de chip ATmega328P/PU con 14 pines de entrada o salida y se encuentra en el Arduino uno.

C. Modulo de Bluetooth (hc-05)

Según EPro Labs (2016) Es un módulo bluetooth SPP (serial port protocol) que utiliza un estándar de comunicación inalámbrica que opera en la banda ISM en el rango de frecuencia de 2.4 GHz a 2.48 GHz con dos tipos de configuraciones establecidas para su funcionamiento, maestro (master) y esclavo (slave) donde solo podrá ser configurada por computadora con comandos AT, su forma física se aprecia en la figura 20.

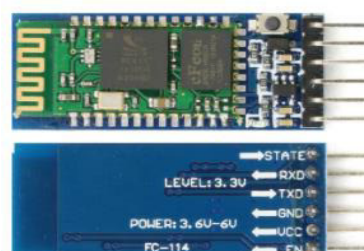


Figura 20: Módulo bluetooth

Fuente: MaxElectronica

Se visualiza la forma física del módulo bluetooth (hc-05) en una vista del lado posterior se aprecia la antena bluetooth, un led de referencia y en el lado inferior se detallan los pines del módulo.

D. Micro servomotor Mg90s

Según TowerPro (14 de noviembre de 2015) Es un motor de corriente continua (C.C) caracterizado por ser de pequeño tamaño, alta velocidad, gran torque y alta resistencia debido a sus engranajes metálicos haciéndolo resistente a diversos proyectos de electrónica. Cuenta con un conector universal tipo "s" con una interface estándar de tres líneas de cable (naranja = señal PWM, rojo= alimentación (+), Marrón = alimentación (-) o tierra), compatible con tarjetas Arduino y microcontroladores Pic, AVR, MSP430, etc.



Figura 21: Micro servomotor mg90s

Fuente: Lazada

En la figura se muestra la forma física del servomotor en una vista frontal en donde se aprecia unos engranajes de estructura metálicas, recubiertas con una especie de plástico de color transparente oscuro y también se observa algunos accesorios como base para la trasmisión de movimiento.

E. Sistema de control en lazo abierto

De acuerdo con Bolton (2013). Es denominado también sistema de bucle abierto en donde la señal de salida depende de la señal

de entrada, pero la acción de control es totalmente independiente de la salida.

2.3. MARCO METODOLÓGICO

2.3.1. Tipo de Investigación

El tipo de investigación es tecnológica, ya que se centra en la obtención de información respecto al proyecto para luego aplicar la tecnología que existe con respecto a la adquisición de las señales EEG en donde se observan las ondas cerebrales, se utilizara un dispositivo de electroencefalografía llamado Mindwave Mobile de la compañía Neurosky, y establecerá una comunicación bluetooth con el dispositivo receptor conformado por un módulo bluetooth (hc-05) para la transferencia de datos

2.3.2. Metodología de Investigación

La metodología de la investigación tiene un enfoque cuantitativo porque se ha centrado en la obtención de información del proyecto para poder conocer y comprender el funcionamiento, arquitectura y las etapas de esta investigación. Este proyecto utiliza las señales EEG obtenidas por un electroencefalógrafo llamado Mindwave Mobile de la compañía Neurosky, que a la vez se encargara de procesar y enviara la señal mediante una comunicación bluetooth en la banda ISM de los 2.4 GHz hacia el receptor que está constituido por un módulo bluetooth (hc-05) que luego enviara la señal a un microcontrolador ATmega328pu/PU, el cual cuenta con un algoritmo capaz de interpretar la señal EEG para después comunicarse con otro microcontrolador ATmega328pu/PU el cual separe la señal procesada para finalmente ser enviado a un último microcontrolador ATmega328pu/PU el cual pueda controlar un conjunto de actuadores (micro servomotor). Respecto al diseño de las piezas de los dedos robóticos y a la simulación se utilizó la herramienta de un software llamado Autodesk Inventor Profesional.

2.4. MARCO LEGAL

2.4.1. Constitución política del Perú

Artículo 7° Todos tienen derecho a la protección de su salud, la del medio familiar y la de la comunidad, así como el deber de contribuir a su promoción y defensa. La persona incapacitada para velar por sí misma a cause de una deficiencia física o mental tiene derecho al respeto de su dignidad y a un régimen legal de protección, atención, readaptación y seguridad.

2.4.2. Otros documentos legales

A. DECRETO SUPREMO N.º 002-2014-MIMP

De acuerdo con las disposiciones reglamentarias de la ley N° 29973, ley general de la persona con discapacidad aprobada con el decreto supremo N° 002-2014 MIMP, aplica para todas las personas naturales y jurídicas de derecho público y privado. Busca establecer las condiciones primordiales para la promoción, protección y realización en condiciones de igualdad, así como su inclusión plena y efectiva en la vida política, económica, social, cultural y tecnológica. El presente reglamento busca el desarrollo de diseños de productos, entornos, programas y servicios que puedan usar la gran mayoría de discapacitados y a la vez poder brindar servicios por profesionales con el apoyo de técnicas y tratamientos como tecnologías de apoyo que puedan ayudar en la rehabilitación o incrementar la funcionalidad de un órgano o una parte del cuerpo mejorando su condición. El Ministerio de Salud (Minsa) junto con el instituto nacional de salud y con la coordinación de los gobiernos regionales nacionales difunde la investigación científica-tecnológica teniendo en cuenta el desarrollo de tecnologías de ayuda y dispositivos funcionales para personas discapacitadas.

B. DECRETO SUPREMO N.º 013-2018-MTC

Que, los artículos 57 y 58 del TUO de la Ley de Telecomunicaciones reconocen al espectro radioeléctrico como un recurso natural de dimensiones limitadas que forma parte del patrimonio de la Nación; y su administración, asignación de frecuencias y control corresponden al Ministerio de Transportes y Comunicaciones (MTC).

Que, el artículo 201 del Texto Único Ordenado del Reglamento General de la Ley de Telecomunicaciones aprobado por Decreto Supremo N.º 020-2007-MTC, establece que toda estación radioeléctrica está sujeta a una asignación de frecuencia; todo servicio de telecomunicaciones que utilice la radiocomunicación a una atribución de bandas de frecuencias; y, toda zona de servicio a una adjudicación de frecuencias.

C. RESOLUCIÓN MINISTERIAL N.º 199-2013-MTC/03

Se realizó una Modificación en el artículo 1 de la Resolución Ministerial N.º 777-2005-MTC/03, cuyo texto queda como sigue: “Artículo 1.- Aprobar las condiciones de operación de los servicios cuyos equipos utilizan las bandas 915 - 928 MHz, 916 - 928 MHz, 2 400 - 2 483,5 MHz, 5 150 - 5 250 MHz, 5 250 - 5 350 MHz, 5 470 - 5 725 MHz y 5 725 - 5 850 MHz, de acuerdo con el Anexo que forma parte integrante de la presente resolución”.

Artículo 3º.- CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE OPERACIÓN

b) La potencia pico máxima de salida de un transmisor:

b.1) No debe exceder de 30 dBm (1 W) para las bandas 916 – 928 MHz, 2 400 – 2 483,5 MHz y 5 725 – 5 850 MHz.

h) Para aplicaciones de espacio cerrado, no hay restricciones de antenas.

2.5. ARQUITECTURA DEL SISTEMA

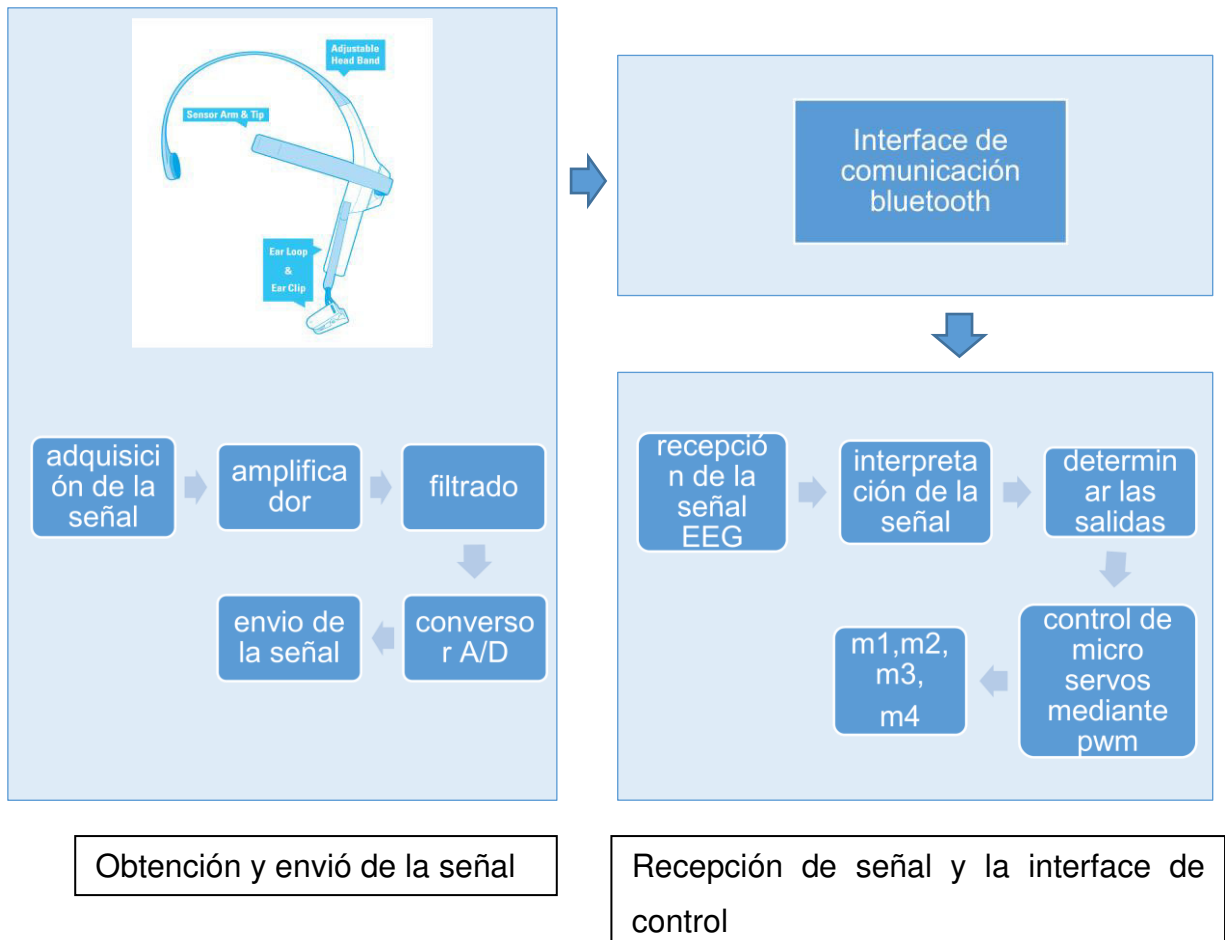


Figura 22: Diagrama de Bloques de la arquitectura del sistema

Se muestra la estructura del sistema el cual está dividido en dos partes; el primero está constituido por el dispositivo Mindwave Mobile, el cual captará la señal obtenida por las ondas cerebrales para después ser amplificada, filtrada, convertir la señal analógica a digital para finalmente ser enviada a través de una comunicación bluetooth. El segundo estará conformado por las etapas de recepción y control, en la recepción de la señal EEG estará dado por el módulo bluetooth (HC-05); en la etapa de control, se interpretará la señal por medio de un microcontrolador ATmega328P/PU para luego enviar la señal a un segundo microcontrolador ATmega328P/PU en donde se realizará el control de los microservomotores mediante el uso de PWM.

CAPÍTULO III: DESARROLLO DE LA APLICACIÓN

3.1. EVALUAR LA SITUACIÓN ACTUAL DE LOS PACIENTES QUE HAN SUFRIDO LA AMPUTACIÓN DE LOS DEDOS DE LA MANO DEBIDO A LA GANGRENA.

3.1.1. Investigaciones realizadas referente al tema de investigación

De acuerdo con la investigación de Farro et al. (2012) en el instituto nacional de rehabilitación (INR) “Adriano Rebaza Flores” ubicado en el distrito de chorrillos en la provincia de Lima, se utilizó los datos clínicos de pacientes que han sufrido de amputación desde el año 2002 al 2007. Los resultados indicaron que el 21.9% tienen amputado una cierta parte de la mano o toda la mano. De acuerdo con esta investigación, los pacientes que han sido amputados se ven en la necesidad de adquirir una prótesis del tipo estético para poder mejorar su apariencia y sentirse mejor, pero sólo el 17.5% tienen la posibilidad de llegar a comprarlo y el 82.5% carecen de recursos económicos para poder adquirir las prótesis.

DESCRIPCIÓN	N	PORCENTAJE
SEXO		
Masculino	422	74,0%
Femenino	148	26,0%
CONDICIÓN SOCIOECONÓMICA		
Rico	58	17,5%
Pobre	189	57,1%
Pobre extremo	84	25,4%
PROCEDENCIA		
Lima-Callao	267	46,8%
Costa (excepto Lima-Callao)	176	30,9%
Sierra	96	16,8%
Selva	31	5,4%

Tabla 1: Características demográficas en el paciente amputado del INR

En la tabla se muestran los datos demográficos de los pacientes como el sexo, la condición socio-económica para que pueda conocerse a qué posición económica corresponden y por último la procedencia para saber de qué lugares son.

Donde:

N: número de personas

Según el Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) (2013) informó que en el Perú existe el 5,2% (1 millón 575 mil personas) de la población presenta algún tipo de discapacidad del cual el 59,2% (932 mil 400 personas) cuenta con discapacidad en ciertas partes de la mano hasta el brazo y las piernas. De acuerdo con las investigaciones del INEI en el mismo año se informó que sólo el 88.6% de la población que presenta alguna discapacidad, no han recibido ningún tratamiento y/o terapia y que el 11,4% si llegó a recibir algún tratamiento o terapia, de ese porcentaje el 46,1% llegaron hacer su terapia de rehabilitación física en donde se encuentran los pacientes que han sido amputados de los dedos de la mano debido a la gangrena.

Como se describe en la investigación del INEI, las personas que pueden acceder a una terapia o tratamiento por lo general tienen un nivel de economía media a alta que le permite además acceder a prótesis del tipo estético o en el mejor de los casos a prótesis robotizadas, por el contrario, las personas que son de economía baja y extrema pobreza no pueden acceder a prótesis comerciales por su elevado costo.



Figura 23: Persona discapacitada en manos y piernas

Fuente: Panamericana televisión

Como se aprecia en la figura se muestra a una persona discapacitada de manos y piernas debido a alguna enfermedad o accidente.

De acuerdo con la entrevista que se le realizó a la doctora Laura Vigo (2017), especialista en medicina física y rehabilitación del hospital nacional Edgardo Rebagliati, el médico señaló que “dependiendo de la zona de amputación en la parte de las falanges proximales es posible colocar dedos cosméticos, pero si se pierde desde el metacarpo entonces se puede poner una prótesis de tipo guante, la cual suele ser una prótesis cosmética no funcional. Si pierde la mano completa se le debe poner un garfio al paciente, después se evalúa al paciente cómo va a aprender realizar sus actividades con la nueva situación que se presenta, para luego llevarlo a terapia ocupacional, terapia kinésica dependiendo de su situación”.



Figura 24: Terapia ocupacional

Fuente: www.cayetano.edu.pe

En la imagen se muestra a un especialista en terapia física y rehabilitación, realizando una terapia de tipo ocupacional a una paciente para mejorar su estilo de vida.

3.1.2. Casos de personas que hayan presentado gangrena

Los casos por amputación debido a la gangrena o necrosis avanzada en el Perú son muy reservados por los familiares de los pacientes,

pero en el año 2014 se presentaron dos casos de gangrena por negligencia médica en distintos medios de comunicación.

De acuerdo con el informe periodístico la República (2014) La situación de Kelly Magaly Sayhua Ángeles de 36 años de edad empezó a inicios del mes de setiembre donde ingreso al hospital Mariano Molina por fuertes dolores de estómago, el diagnostico de los doctores fue que presentaba apendicitis y que debía ser intervenida quirúrgicamente, pero en el transcurso de la operación se les complico a los doctores y decidieron trasladarla al hospital Sabogal ESSALUD donde presuntamente se produjo negligencia por parte del cuerpo médico que la atendió y contrajo una bacteria llamada “escherichia coli” la cual fue la responsable de que se le gangrenara gran parte de la mano derecha, 4 dedos de la mano izquierda y las dos piernas, debido a ello los médicos tuvieron que apuntarle el área dañada para poder salvarle la vida. Kelly Sayhua denunció la negligencia por parte de los médicos indicando que no actuaron de acuerdo con el protocolo médico. Actualmente ella no puede trabajar y no se puede desempeñar como moto taxista como lo venía realizando y tampoco cuenta con una prótesis estética ni cosmética por ser una persona de bajos recursos; ahora depende de sus hijos y esposo que están pendiente de ella.



Figura 25: Kelly Sayhua

Fuente: La Republica

Se muestra a Kelly Sayhua quien fuera afectada dentro del nosocomio Sabogal de ESSALUD, siendo amputada de sus extremidades debido a la gangrena avanzada que presentaba.

Según RPP Noticias (2014) una menor nacida el 18 de febrero de 2014, teniendo como madre a Inés Sánchez y como padre a Cesar Días, sufrió de negligencia médica a la hora de su nacimiento por parte de los médicos del hospital nacional ESSALUD de vitarte, donde sufrió de intoxicación por ingerir líquido amniótico, luego fue trasladada al Instituto Nacional de Salud del Niño (INSN) en el distrito de Breña en donde llegó con gran parte del brazo izquierdo con gangrena debido a la intoxicación en donde los médicos tuvieron que amputarle el área dañada para poder salvarle la vida. Los padres de la menor presentaron una denuncia ante el ministerio público contra el cuerpo médico que atendió a la recién nacida, el ministerio de salud (Minsa) referente a lo ocurrido se comprometió a hacerse cargo del tratamiento y la rehabilitación de la menor. De acuerdo con América noticias (2015) Los padres junto con la menor viajarían a Inglaterra para conseguir una prótesis en una institución especializada en prótesis robóticas de última generación para que la menor pueda tener una mejor calidad de vida.



Figura 26: Bebe con gangrena en la mano izquierda

Fuente: Diario Perú21

Se visualiza al bebe con la mano izquierda con gangrena avanzada debido a una negligencia médica en el hospital ESSALUD de vitarte.

3.1.3. Balance de la situación actual de los pacientes que han sufrido amputación en los dedos de la mano

De acuerdo con las investigaciones expuestas sobre personas que han sufrido de amputación en sus extremidades y según los casos presentados de personas que han desarrollado gangrena en sus extremidades por presuntas negligencias por parte del cuerpo médico, se ha determinado que la gran mayoría de estas personas son de bajos recursos económicos y no disponen de los medios necesarios para poder adquirir prótesis del tipo estético o cosmético no funcionales, por consiguiente existen algunas entidades de ayuda como ONGs que apoyan a estas personas para la obtención de dichas prótesis. Sin embargo, estas ayudas no son frecuentes, y las personas que no se han visto beneficiadas por estas entidades carecen de acceso a una prótesis. Por otra parte, aquellos que si cuentan con recursos económicos y que son de un estatus medio-alto, suelen tener acceso a prótesis del tipo guante de material de silicona que se asemeja a la textura de la piel humana y que son del tipo estético o cosmético pero que no son funcionales, en el mejor de los casos estas personas pueden llegar a adquirir prótesis funcionales (robóticas) por entidades privadas que se dedican al diseño y construcción de este tipo de prótesis o en ciertos casos lo adquieren desde el extranjero donde son más modernos y sofisticados. Estas prótesis funcionales pueden llegar a costar miles de dólares lo cual reduce el número de personas que pueden acceder a ellas.

Las personas que no acceden a una prótesis, por lo general ya no pueden trabajar o desempeñar ciertas labores, y con frecuencia caen en depresión teniendo como resultado cambios de temperamento, comportamiento agresivo, pérdida de confianza de sí mismo, perdida en la autoestima, miedo al rechazo de la gente y además pueden experimentar otras complicaciones que va a

depender de la situación y del apoyo que reciban de sus familiares y amigos.

3.2. IDENTIFICAR LOS PARÁMETROS Y REQUERIMIENTOS TÉCNICOS QUE DEBE CUMPLIR EL SISTEMA EN HARDWARE.

3.2.1. Parámetros de trabajo de Mindwave Mobile

En esta sección se describe las especificaciones técnicas del dispositivo, la descripción del estado del led, los tipos de datos que se van a enviar y su estructura.

Tabla 2: Especificaciones técnicas del dispositivo Mindwave Mobile

Nº	ESPECIFICACIONES	PARÁMETROS	DESCRIPCIÓN
1	Compañía	Neurosky	Es una empresa fundada en el estado de california en el año 2004 dedicada a crear tecnología con el propósito de captar señales del cerebro.
2	Tipo de adquisición	No invasiva	Es un método que obtiene información desde el exterior de la cabeza.
3	Número de electrodos	1 activo	Ubicado en el área de la frente.
		1 referencia	Colocado en la zona del lóbulo de la oreja.
4	Tipo de electrodo	Adheridos (secos)	Se ubican directamente sobre la piel sin necesidad de utilizar un gel conductor.
5	Medidas	dimensiones	Altura: 225 mm, ancho: 155 mm, profundidad: 165 mm.
		peso	90 gramos
6	Señal detectada	Atención meditación	Se producen por 4 ondas cerebrales conformadas por alfa, beta, theta y gama.
		Parpadeo ocular	También llamado pestañeo
7	Conectividad	Radiofrecuencia (bluetooth)	Versión: 2.1 Frecuencia: 2.4 GHz Rango: 10 metros potencia de salida: clase 2
		dispositivos	Android IOS
8	Plataforma compatible	Sistemas operativos	Windows xp o superior Mac OS 10.6.5 o superior
		Alimentación	Pila AAA 8 horas de uso

Según como se aprecia en la tabla se muestra los parámetros técnicos del dispositivo Mindwave Mobile como el tipo de adquisición en la extracción de la información, el número de electrodos (1 activo y 1 de referencia), el tipo de electrodo a utilizar, las dimensiones físicas del dispositivo, tipos de señales que capta, el tipo de comunicación que se utilizara para conectarse con el receptor (bluetooth) y el tiempo de duración que dura el dispositivo. Adaptado de MindWave mobile: *User Guide*, por Neurosky, 2015.

NOMBRE	Nº DE BYTES	RANGO	TASA DE ENVÍO
POOR_SIGNAL	1 Unsigned byte	0 - 255	1 x segundo
ATTENTION	Unsigned	0 - 100	1 x segundo
MEDITATION	Unsigned	0 - 100	1 x segundo
RAW Wave Value	2 Signed bytes	-32768 a +32767	512 x segundo

Tabla 3: Tipos de datos enviados por el dispositivo MindWave Mobile

En la tabla se muestra los tipos de datos que son enviados al receptor por parte el dispositivo EEG, los Nº de bytes, el rango de valores que va desde 0 a 255 en los tres primeros y el ultimo de -32768 a 32767 y por último la tasa de envió. Adaptado de “procesamiento de ondas cerebrales con microprocesador ARM para control de coche teledirigido”, por Martínez, 2016.

A. Estructura de los paquetes del MindWave Mobile

Una vez que se establezca la conexión entre el módulo bluetooth (hc-05) y el dispositivo Mindwave Mobile; se enviara paquetes de datos al receptor de forma asíncrona y en cadena de bits en serie como se muestra en la figura 27 para luego analizar los paquetes de información e interpretar los valores que contiene. Cada paquete está conformado por tres partes: Header (cabecera), payload (carga útil) y checksum.

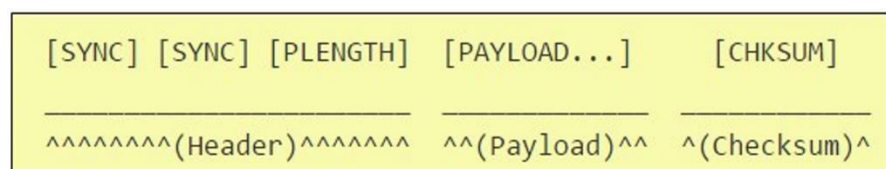


Figura 27: Estructura de los paquetes del Mindwave

Fuente: Adaptado de ResearchGate

Se visualiza la estructura de un paquete de información en donde se muestra la cabecera (*Header*) que está dividido en tres bytes (dos bytes *Sync* para la sincronización y *Plength que* muestra la longitud del paquete); carga útil (*Payload*) es una serie de bytes y *Checksum* que es utilizado para verificar los paquetes y evitar posibles errores en la trama.

3.2.2. Parámetros técnicos de ATmega328P/PU

Se indica las especificaciones técnicas, descripción de los pines, el diagrama de bloques y el software para introducir el código.

Tabla 4: Especificaciones técnicas de ATmega328P/PU

Nº	CARACTERÍSTICAS	VALORES
1	Pines (Cantidad)	28 total / 23 (E/S)
2	Memoria de programa Flash (Bytes)	32KB
3	Memoria EEPROM (Bytes)	1KB
4	Velocidad máxima de la CPU (MHz)	20
5	Voltaje de operación (V)	1,8 - 5,5
6	Conversor Análogo Digital (Canales)	8
7	Puerto UART (Cantidad)	1
8	Numero de instrucciones	131
9	Rango de temperatura (°C)	-40 a +85

En la tabla se visualizan las especificaciones técnicas del microcontrolador AT mega328P/PU en donde nos indica la arquitectura que lo conforma, los tipos de memoria, la velocidad de trabajo, el número de instrucciones y el rango de temperatura para optimo desempeño, adaptado de la hoja técnica del ATmega328/P/PU, 2016.

A. Descripción de los pines del microcontrolador

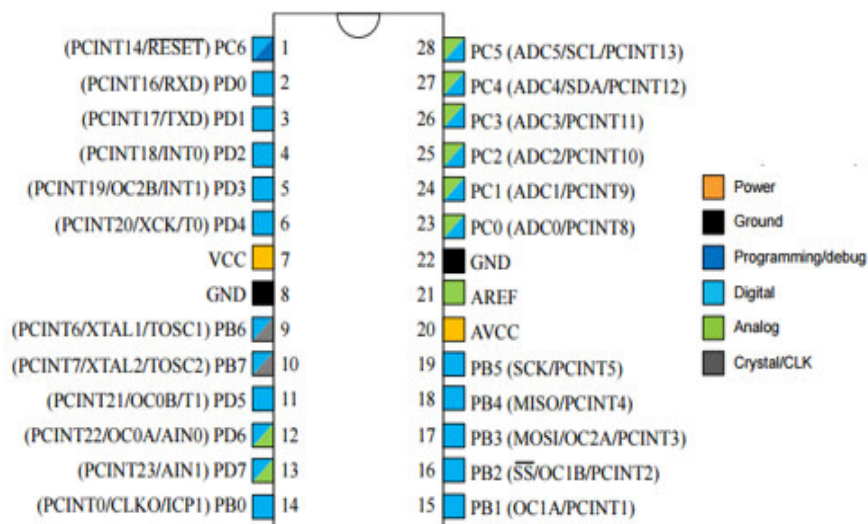


Figura 28: Diagrama de ATmega328P/PU

Fuente: AVR microcontroller

Como se muestra en la figura la descripción de los pines del microcontrolador ATmega328P/PU en donde los pines (vcc y gnd) son de alimentación; el puerto B (PB [0:7]) es un puerto de E/S bidireccional de 8 bits con resistencias internas de pull-up (seleccionadas para cada bit); el puerto C (PC [0:6]) también es un puerto de E/S bidireccional de 7 bits con resistencias internas de pull-up con características de accionamiento simétrico y la vez cuenta cada pin con canales ADC(conversor analógico al digital) de 10 bits, el PC6 es un pin de E/S y también es un pin de reset (un nivel bajo en este pin generara un restablecimiento o reinicio); el puerto D (PD [0:7]) tiene E/S bidireccional de 8 bits con resistencias internas de pull-up al igual que los otros dos puertos; AVcc es un pin de voltaje de suministro para el convertidor A/D y por último AREF es un pin de referencia analógico para el Convertidor A/D.

B. Diagrama de bloques del chip ATmega328P/PU

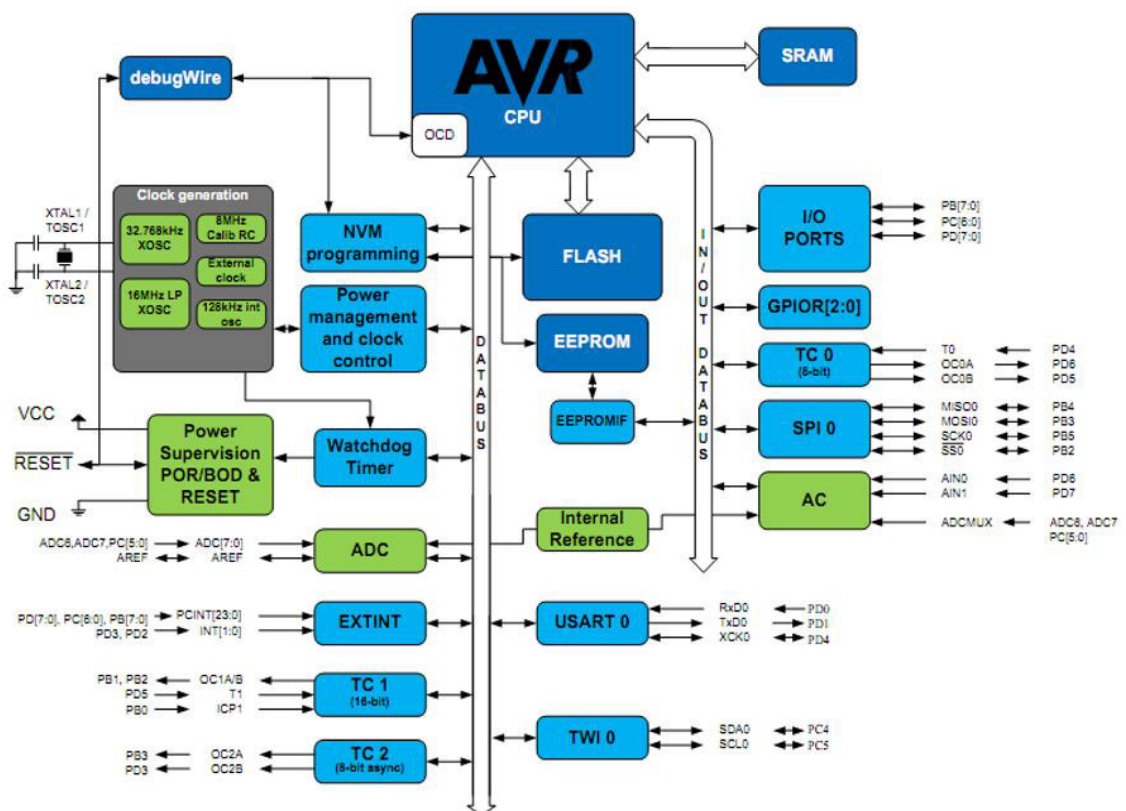


Figura 29: Diagrama de bloques de ATmega328P/PU

Fuente: Atmel

Se muestra el diagrama de bloques del ATmega328P/PU donde se aprecia los tipos de memoria que utiliza, generación de reloj (clock generate) por parte del cristal, los tipos de entradas que admite el microcontrolador, así como las salidas, interfaz USART para la transmisión y recepción de datos y otros elementos que componen el diagrama.

C. Software para introducir el código de programación

El software para introducir el código de programación es la plataforma Arduino IDE (entorno de desarrollo integrado) de código abierto, en donde se escribirá y compilara el código de programación para los tres microcontroladores ATmega328P/PU que estarán colocados en una placa de arduino uno para la descarga del código, pero luego serán retirados los microcontroladores para colocarse en las placas del sistema de recepción, procesado y control del presente proyecto. La plataforma del software se visualiza en la figura 30.

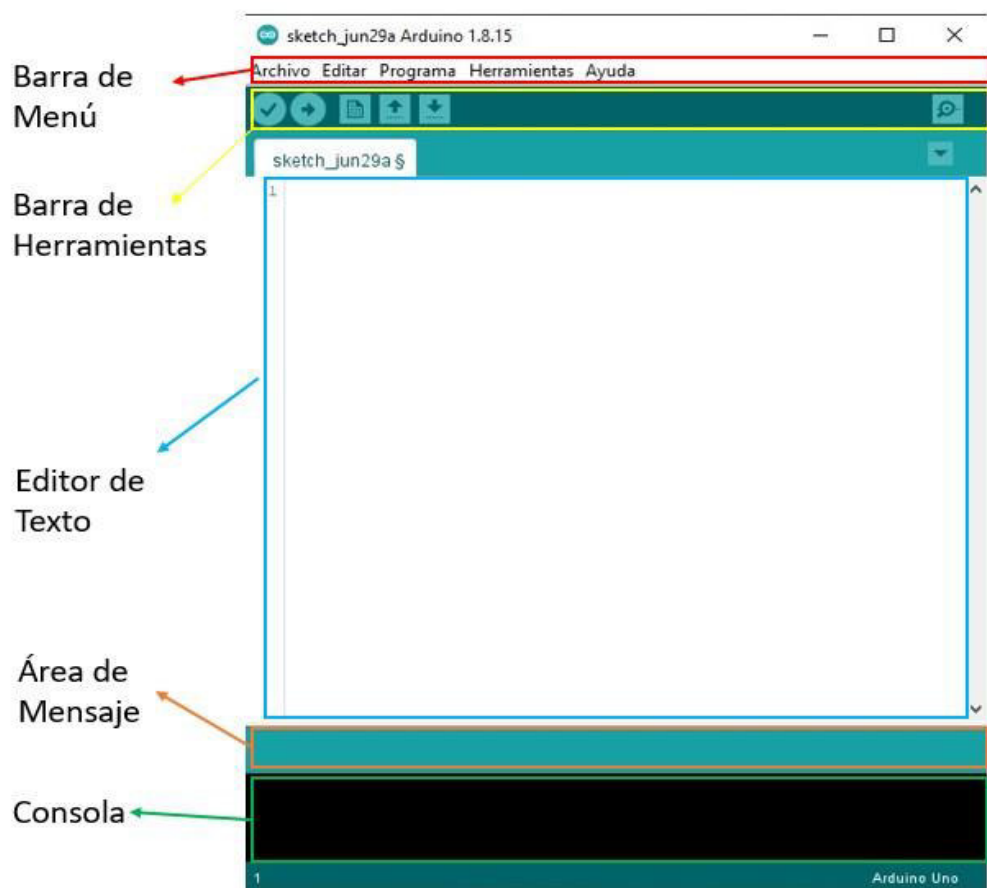


Figura 30: Plataforma de Arduino IDE

Se aprecia la plataforma de Arduino IDE en donde se muestra tres partes principales: Área de comando; elementos de menú como archivo, editar, sketch, herramientas y ayuda; Área de texto, aquí se describe el código de programa; Área de mensaje en donde se muestra un mensaje de verificación del código.

3.2.3. Requerimientos técnicos del módulo bluetooth (hc-05)

A. Especificaciones técnicas y descripción del módulo hc-05

Tabla 5: especificaciones técnicas del módulo bluetooth hc-05

N.º	CARACTERÍSTICAS	ESPECIFICACIONES
1	Sensibilidad (dBm)	-80
2	Frecuencia de transmisión (GHz)	2.4
3	Interfaz	UART
4	Potencia de transmisión de RF (dBm)	4
5	Voltaje de funcionamiento (V)	4 – 6 (típicamente +5)
6	Antena	PCB integrada
7	Alcance (m)	5 – 10
8	Velocidad (Mbps)	Asíncrona: 2.1 / Síncrona: 1
9	Corriente de funcionamiento (mA)	50
10	Modo de operación	Maestro/esclavo
11	Tasa de velocidad de modulación (baudios)	9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800.
12	Paridad	Sin paridad
13	Dimensiones físicas (cm)	1.7 x 4 aprox.
14	Temperatura de operación (°C)	-20 a +75

En la tabla se aprecia las especificaciones técnicas del módulo de bluetooth hc-05 como la sensibilidad, característica del dispositivo, frecuencia de transmisión, la interfaz, la potencia de la transmisión de los datos, entre otras más características que determinan su funcionamiento.

Nº	NOMBRE DE PIN	DESCRIPCIÓN
1	EN	Pin de habilitación
2	VCC	Voltaje de alimentación de 3.3V a 5V
3	GND	Pin de tierra
4	TXD	Pin para la transmisión de datos

5	RXD	Pin para la recepción de datos
6	STATE	Indica si existe una conexión con algún dispositivo a través de un led que parpadea continuamente de lo contrario el led parpadea con un retardo.

Tabla 6: Descripción de los pines del módulo bluetooth hc-05

En la tabla se indica la descripción de los 6 pines que tiene el módulo bluetooth como los pines de alimentación, transmisión (tx) y recepción de datos, el estado del led que sirve como indicador y el pin de habilitación.

B. Software para la configuración del módulo bluetooth

Se utilizará la ventana de comandos del software Arduino IDE para configurar el módulo bluetooth hc-05 a través de una serie de comandos AT. Se muestra en la figura 31

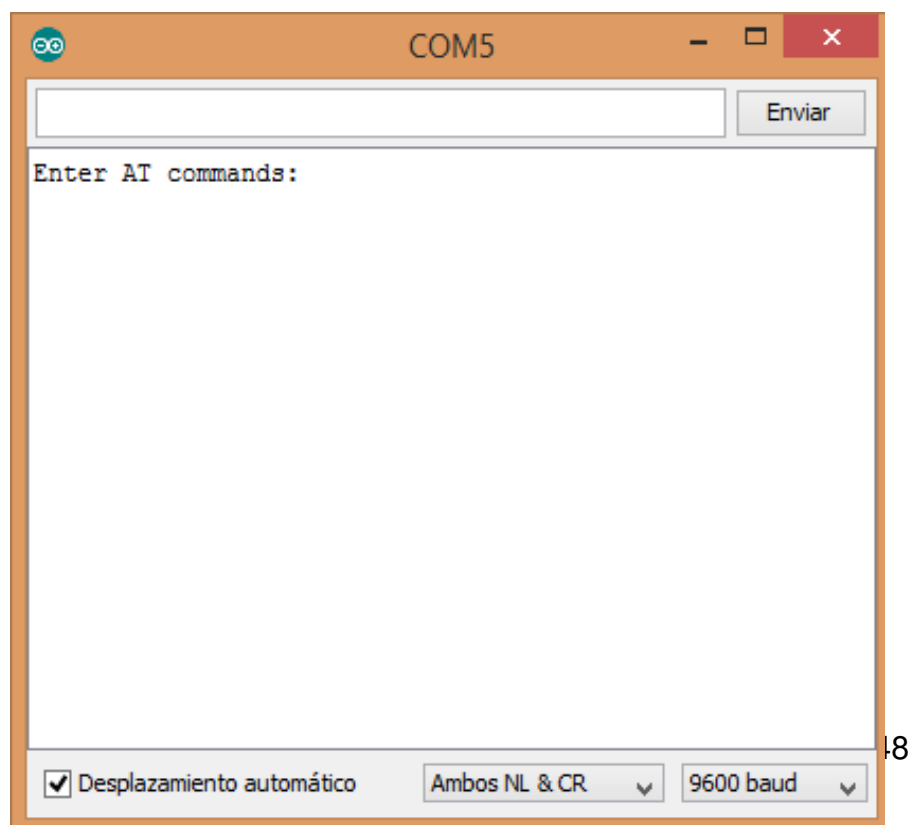


Figura 31: Ventana de comandos AT

La figura muestra la ventana de comandos en donde se observa un cuadro en blanco para poder introducir los comandos AT y la tasa de velocidad que tendrá que ser configurada a 57600 baud rate.

A continuación se muestra los Parámetros de configuración:

- El nombre del módulo bluetooth se llamará “MindWave”.
- Se debe configurar la tasa de velocidad a 57600 baud rate.
- Se debe configurar como modo esclavo.
- El dispositivo MindWave actuará como esclavo.

3.2.4. Requerimientos técnicos del micro servomotor mg90s

En esta parte se indica las especificaciones técnicas del actuador y sus dimensiones físicas.

Tabla 7: Especificaciones técnicas del micro servomotor mg90s

N.º	CARACTERÍSTICAS	ESPECIACIONES
1	Modelo	MG90s
2	Marca	Tower Pro
3	Voltaje de funcionamiento (V)	4,8 - 6
4	Velocidad de operación	0.1s/60° (4,8 v) / 0.08s/60° (6 v)
5	Torque	1,8 kg/cm (4,8 v) / 2,2 kg/cm (6 v)
6	Rango de temperatura (°C)	0 – 55
7	Ancho de banda muerta (µs)	5
8	Angulo de rotación	180 grados (90 grados en cada dirección)
9	Dimensiones (mm)	Largo: 22,5 / Ancho: 12 / Altura: 35,5 aprox.
10	Peso (gr)	13,4
11	Material de engranajes	Metálico

En la tabla se muestra las especificaciones técnicas para su funcionamiento como el torque que nos muestra la fuerza de torsión que se produce, la velocidad de operación, el ángulo de rotación que indica hasta donde se puede desplazar y el rango de temperatura que debe operar para un óptimo desempeño.

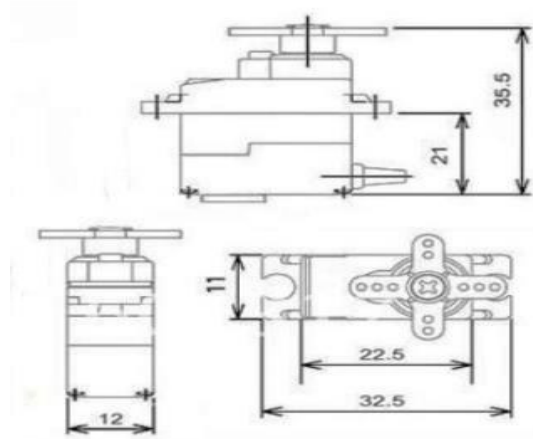


Figura 32: Dimensiones físicas del micro servomotor mg90s

Fuente: Adaptado de ResearchGate

Se aprecia la estructura del micro servomotor en un plano 2D donde se indica las dimensiones físicas como la altura, ancho y largo.

3.2.5. Otros requerimientos técnicos para el diseño

A. Determinación de las medidas apropiadas para la prótesis

Para esta investigación se ha tenido en cuenta el modelo geométrico y dinámico de la estructura de la mano humana de acuerdo con la norma DIN 33 402-2, su forma se muestra en la figura 33.

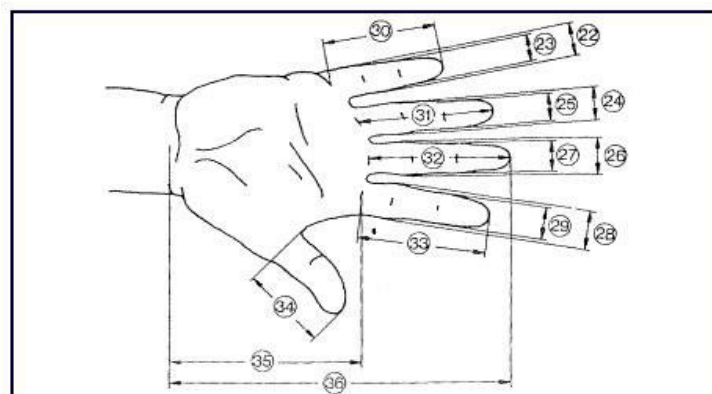


Figura 33: medidas antropométricas según la norma DIN 33 402-2

Fuente: Ergonomía practica

En la figura se aprecia la estructura de una mano humana en donde cada parte está señalada con una numeración del 22 al 36 donde se describe las dimensiones físicas como se muestra en la tabla 10.

Tabla 8: Medidas antropomórficas de la mano según la norma DIN 33 402-2

Nº	CARACTERISTICAS	DIMENSIONES			
		hombres		mujeres	
		5%	45%	5%	45%
22	Ancho del dedo meñique próximo a la palma	1,8	1,7	1,2	1,5
23	Ancho del dedo meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,1	1,3
24	Ancho del dedo anular próximo a la palma	1,8	2,0	1,5	1,6
25	Ancho del dedeo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,3	1,4
26	Ancho del dedo mayor próximo a la palma	1,9	2,1	1,6	1,8
27	Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	1,4	1,5
28	Ancho del dedo índice próximo a la palma	1,9	2,1	1,6	1,8
29	Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	1,3	1,5
30	Largo del dedo meñique	5,6	6,2	5,2	5,8
31	Largo del dedo anular	7,0	7,7	6,5	7,3
32	Largo del dedo mayor	7,5	8,3	6,9	7,7
33	Largo del dedo índice	6,8	7,5	6,2	6,9

34	Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	5,2	6,0
35	Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	9,1	10,0
36	Largo total de la mano	17,0	18,6	15,9	17,4

Se muestra la tabla con los datos de las medidas antropomórficas de la mano, realizadas en el país de Alemania donde se evaluó a 15,700 hombres y 17,700 mujeres. Adaptado de “ergonomía practica”, por Melo, 2009.

B. Determinación de la fuerza de agarre de la mano

De acuerdo con la investigación de Jashimoto, de la Vega, Lopez, Ortiz y Duarte (2009) los datos obtenidos en su investigación lo han comparado con los datos de la investigación de Armstrong realizada en el 2002 en donde se muestran los valores de la fuerza máxima de agarre realizados con un dinamómetro hidráulico manual modelo 5030J1 de la marca jamar, los resultados se muestran en la tabla 9.

Tabla 9: Comparación de los resultados obtenidos de la presente investigación y por Armstrong en 2002

PORCENTIL	JASHIMOTO, ... Y DUARTE (2009)		ARMSTRONG (2002)	
	MUJERES	HOMBRES	MUJERES	HOMBRES
100,00%	41,00 Kgf	70,00 Kgf	38,28 Kgf	63,50 Kgf
99,50%	40,00 Kgf	66,00 Kgf	37,28 Kgf	62,19 Kgf
97,50%	35,00 Kgf	64,00 Kgf	34,25 Kgf	58,06 Kgf
90,00%	30,00 Kgf	55,00 Kgf	31,66 Kgf	54,52 Kgf
75,00%	27,00 Kgf	48,00 Kgf	28,39 Kgf	50,03 Kgf
50,00%	24,00 Kgf	42,00 Kgf	25,13 Kgf	45,49 Kgf
25,00%	20,00 Kgf	36,00 Kgf	21,86 Kgf	41,19 Kgf
10,00%	18,00 Kgf	30,00 Kgf	19,46 Kgf	37,87 Kgf
02,50%	16,00 Kgf	26,00 Kgf	15,78 Kgf	32,88 Kgf
00,50%	14,00 Kgf	22,00 Kgf	13,97 Kgf	30,39 Kgf

En la tabla se muestra los datos de las pruebas de fuerza de agarre en la mano derecha obtenida de 21 sujetos, 10 hombres y 11 mujeres realizadas en la investigación de Jashimoto, ... y Duarte (2009) y 75 sujetos entre hombres y mujeres echas en la investigación de Armstrong (2002), los resultados se manejaron en la unidad de medida Kilogramo-fuerza (Kgf). Adaptado de “Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante”, por Jashimoto, de la Vega, Lopez, Ortiz y Duarte, 2009.

Tabla 10: Media y desviación estándar de los resultados de hombres y mujeres de la presente Investigación y de Armstrong en 2002.

GENERO	JASHIMOTO, ... Y DUARTE (2009)		ARMSTRONG (2002)	
	MEDIA	DESV. EST.	MEDIA	DESV. EST.
Hombres	24,04 Kgf	5,13 Kgf	24,94 Kgf	4,99 Kgf
Mujeres	42,05 Kgf	9,51 Kgf	45,36 Kgf	6,80 Kgf

En la tabla 10 se considera el valor promedio y la desviación estándar de los resultados obtenidos de la investigación de Jashimoto (2009) y Armstrong (2002), para realizar una comparación de la fuerza máxima de agarre, los resultados se manejaron en la unidad de medida Kilogramo-fuerza.

De acuerdo con la investigación de Jashimoto, de la Vega, Lopez, Ortiz y Duarte (2009) realizo una comparación de su investigación y de la investigación de Mathiowetz (1985) en donde se muestran los valores de la fuerza máxima de agarre realizados con un dinamómetro hidráulico para ambos casos.

Tabla 11: Resultado de la fuerza de agarre entre la investigación de Jashimoto, ... y Duarte (2009) y por Armstrong (2002).

JASHIMOTO, ... Y DUARTE (2009)		HOMBRES		MUJERES	
EDAD (AÑOS)	MANO	LOW	HIGH	LOW	HIGH
20 - 24	Derecha	41,27 Kgf	75,75 Kgf	20,86 Kgf	43,09 Kgf
	Izquierda	32,20 Kgf	68,04 Kgf	14,97 Kgf	39,92 Kgf
25 - 29	Derecha	35,38 Kgf	71,67 Kgf	21,77 Kgf	44,00 Kgf
	Izquierda	34,93 Kgf	63,05 Kgf	21,77 Kgf	44,00 Kgf
MATHIOWETZ (1985)		HOMBRES		MUJERES	
EDAD (AÑOS)	MANO	LOW	HIGH	LOW	HIGH
19 - 24	Derecha	22,00 Kgf	70,00 Kgf	10,00 Kgf	40,00 Kgf
	Izquierda	20,00 Kgf	62,00 Kgf	15,00 Kgf	41,00 Kgf
25 - 29	Derecha	36,00 Kgf	43,00 Kgf		
	Izquierda	32,00 Kgf	38,00 Kgf		

En la tabla se muestra los datos de las pruebas de fuerza de agarre en la mano derecha realizadas a 110 sujetos entre hombres y mujeres en la investigación de Jashimoto, ... y Duarte (2009) y a 56 sujetos entre hombres y mujeres en la investigación de Mathiowetz (1985), los resultados se manejaron en la unidad de medida Kilogramo-fuerza (Kgf).

C. Requerimientos eléctricos para el sistema

- **Duración de batería (autonomía de funcionamiento)**

La duración de las baterías de las prótesis de los dedos robóticos debe estar en funcionamiento alrededor de las 08 horas como mínimo durante el día para que el usuario no tenga problemas de energía durante las actividades diarias y al cumplirse el tiempo de la duración de la batería puede cargarse para que se pueda usar nuevamente. El sistema eléctrico requiere una batería para alimentar servomotores y componentes electrónicos que rigen el funcionamiento.

- **Mecanismo para cargar la batería**

El mecanismo para la carga de la batería debe cumplir con los requerimientos eléctricos tanto en voltaje como en corriente en DC y este debe de poder conectarse a una red eléctrica de de 220V AC la cual está presente en cualquier lugar ya sea dentro de una casa, edificio, establecimientos públicos, etc. El mecanismo de carga debe de tener un peso liviano y a la vez debe de ser de dimensiones pequeñas para su fácil transporte.

D. Distancia de comunicación

La distancia de comunicación no será mayor de 100 cm y estará limitada entre el dispositivo Mindwave Mobile que se encuentra ubicado alrededor de la cabeza de la persona para la obtención de datos EEG y el otro extremo estará limitado por el receptor que se encuentra ubicado dentro de una parte de la prótesis de los dedos robóticos donde se encuentra todo el circuito electrónico y los actuadores y que está situado alrededor del antebrazo cerca a la muñeca y se muestra en la figura 36.

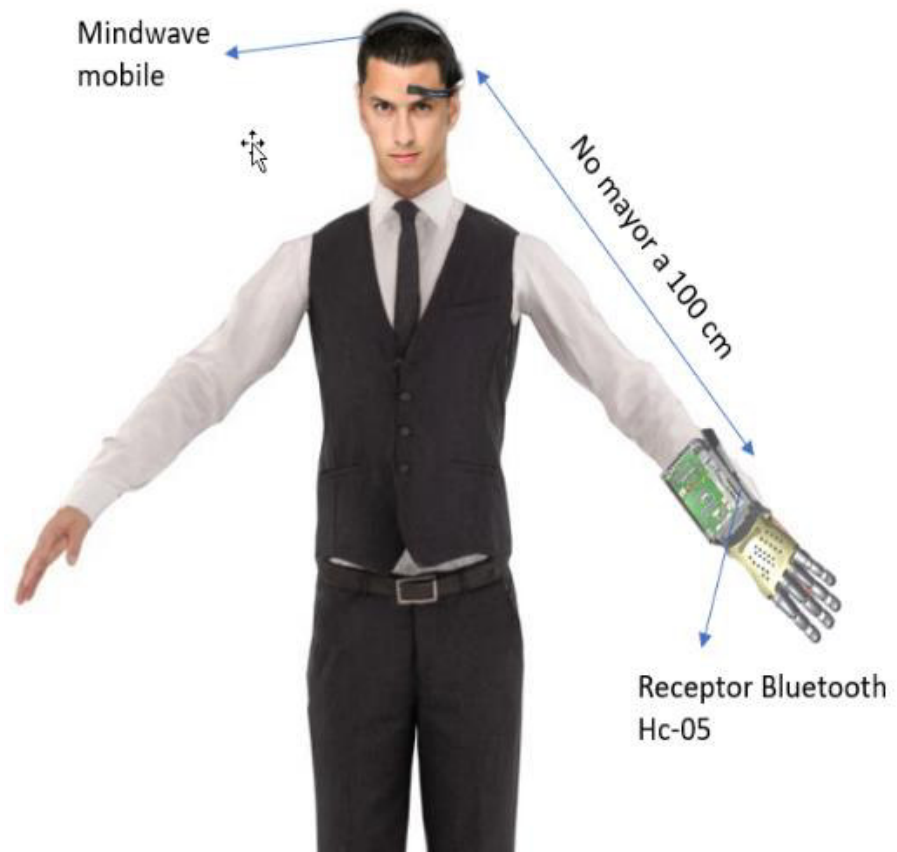


Figura 34: Persona utilizando el Mindwave Mobile y la prótesis

Fuente: Adaptado de flippednormals

Se muestra a una persona con la prótesis de los dedos robóticos ubicado en la parte superior del antebrazo y la mano izquierda, también se observa el dispositivo Mindwave Mobile que se encuentra ubicado en la parte superior de la cabeza de la persona.

E. Requerimientos técnicos del material plástico ABS.

Para la presente investigación se ha utilizado el filamento Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) para la impresión 3D de las piezas que conforman la prótesis de los dedos robóticos, es un plástico del tipo termoplástico que tiene una gran resistencia a impactos y a altas temperaturas, así como también por ser un material liviano en su peso y es uno de los materiales más utilizados en el proceso de fabricación de piezas realizadas en la impresora 3D. Su forma se visualiza en la figura 44 y sus propiedades mecánicas y térmicas se muestran en la tabla 5.



Figura 35: Filamento de plástico ABS

Fuente: Impresoras3D.com

Se muestra carretes con filamentos de plástico ABS en diferentes colores para ser utilizados en impresoras 3d

Tabla 12: Propiedades mecánicas y térmicas del plástico ABS

PROPIEDADES	MÉTOD O ASTM	GRADOS DE ABS		
		ALTO IMPACTO	IMPACTO MEDIO	BAJO IMPACTO
Mecánicas a 23 °C				
Resistencia al impacto, prueba Izod (J / m)	D2546	375 - 640	215 - 375	105 - 215
Resistencia a la tensión (Kg / mm ²)	D638	3,3 – 4,2	4,2 – 4,9	4,2 – 5,3
Elongación (%)	D638	15 - 70	10 - 50	5 - 30
Módulo de tensión	D638	173 - 214	214 - 255	214 - 265
Dureza (HRC Rockwell)	D785	88 - 90	95 - 105	105 - 110
Térmicas				
Coeficiente de expansión térmica (x 10 ⁵ cm / cm * °C)	696	9,5 – 11	7 – 8,8	7 – 8,2
Distorsión por calor (°C a 18,4 kg / cm ²)	D648	93 - 99	96 - 102	102 - 112

En la tabla se indica las propiedades mecánicas a 23 ° C y térmicas del plástico ABS en donde se determina el nivel de resistencia a los impactos, tensión, entre otras características más. Adaptado de “diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha”, por Vargas, Yunga, Cajamarca y Matute, 2015.

3.3. DISEÑAR LAS ETAPAS Y ARQUITECTURA DEL SISTEMA ELECTRÓNICO PARA EL BUEN FUNCIONAMIENTO DE LA PRÓTESIS DE LOS DEDOS ROBÓTICOS.

3.3.1. Diagrama esquemático del funcionamiento de la prótesis de dedos robóticos empleando transferencia de datos vía bluetooth

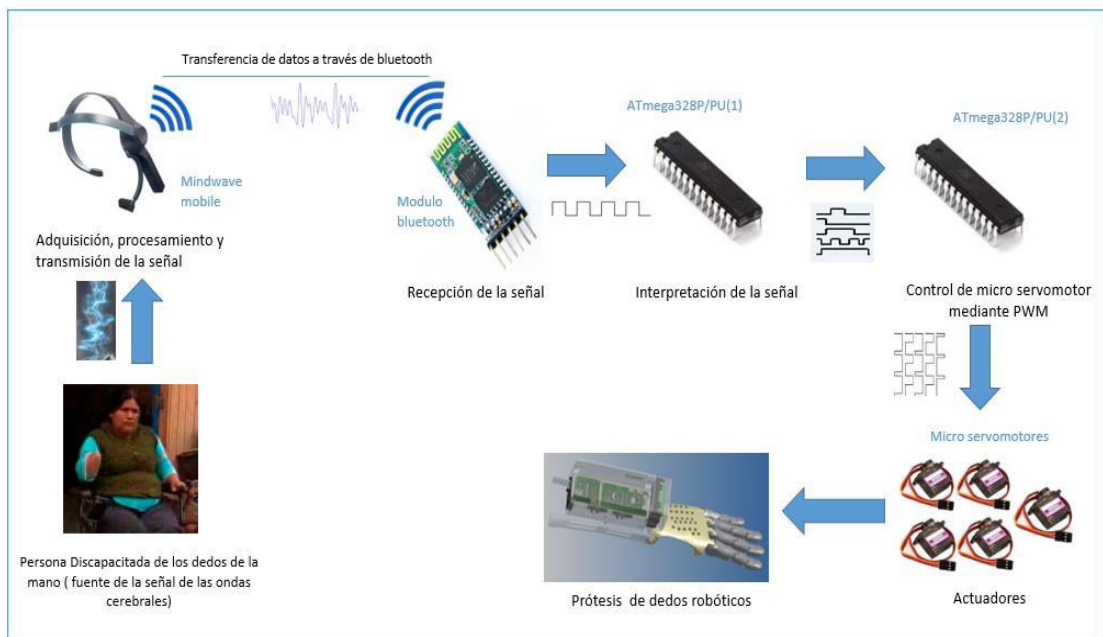


Figura 36: Diagrama esquemático del sistema emisor y receptor

La figura 36 muestra la estructura del diagrama esquemático del sistema electrónico dividido en dos partes; el primero está conformado por el dispositivo MindWave Mobile que es un electroencefalógrafo que recogerá la señal de las ondas cerebrales de la actividad cerebral de una persona discapacitada de los dedos de la mano como se aprecia en la figura, luego la señal será procesada y por último se enviará al receptor a través de un enlace bluetooth; la segunda parte está conformada por las etapas de recepción por el módulo bluetooth (hc-05) y la otra etapa que está conformado por el primer microcontrolador que recibirá la señal del módulo bluetooth en donde se procesará la señal y se enviará por 10 canales al segundo microcontrolador en donde se realizará el control para los 4 micros servos mediante PWM.

3.3.2. Diseño del sistema de recepción, procesamiento y control de la señal

A. Sistema de recepción y procesamiento de la señal

Se realizará el diseño del diagrama esquemático del circuito de recepción y procesamiento de la señal, también se realizará el diseño del diagrama de las conexiones del circuito impreso (PCB) y posteriormente se presentará la placa de circuito electrónico en una vista en 3d.

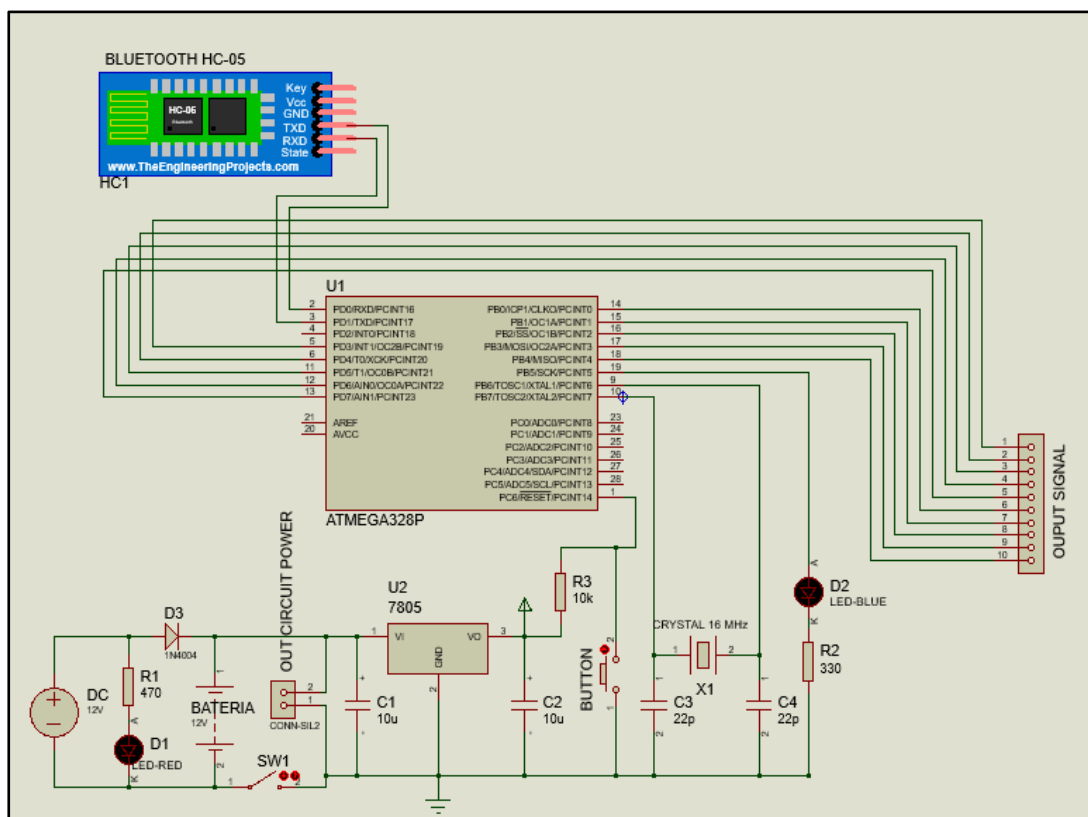


Figura 37: Diagrama esquemático del circuito receptor, procesado de la señal

se visualiza el diagrama esquemático del sistema de recepción y procesamiento de la señal, realizado en el software de Proteus versión 8.4 en donde se muestra la etapa de recepción de la señal por el módulo bluetooth hc-05, para luego ser enviada la señal al primer microcontrolador ATmega328P/PU a través de los pines TX y RX para ser procesada y luego ser enviada por los pines (5, 6, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18) del microcontrolador al segundo microcontrolador ATmega328P/PU en donde se verá la etapa de control para los micro servomotores.

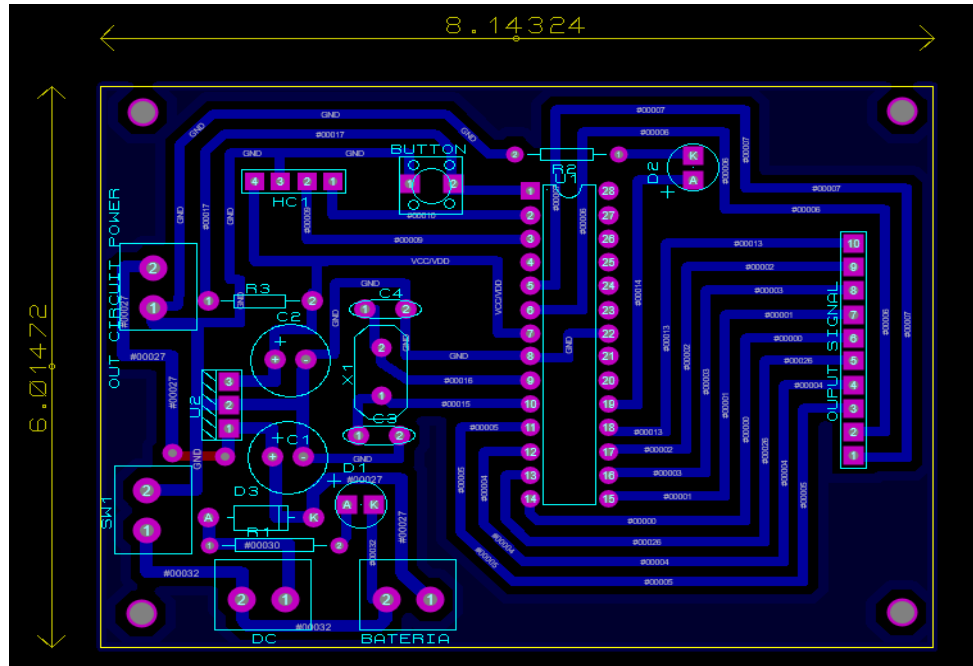


Figura 38: PCB del circuito de recepción y procesamiento de la señal

Se muestra el esquema electrónico del sistema de recepción y procesado como el esquema de cada componente, las pistas, las conexiones que une cada componente y sus dimensiones físicas del circuito como el largo de 8,14324 cm y ancho de 6,01472 cm.



Figura 39: simulación del circuito del sistema de recepción y procesado de la señal

En la figura se muestra una simulación de cómo sería la placa de circuito impreso (PCB) en una vista 3d diseñado en el software Proteus versión 8.4 donde se aprecia la placa junto con los componentes electrónicos.

- **Etapa de alimentación**

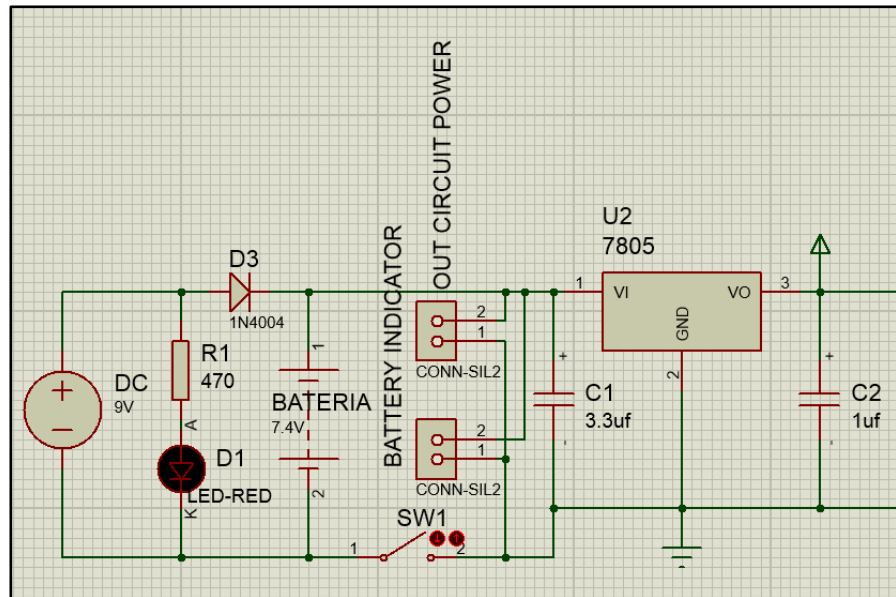


Figura 40: Etapa de alimentación

Se observa la etapa de alimentación la cual cuenta con un indicador (led) que indica cuando la batería se está cargando y el voltaje de salida que está regulado a 5v por un Lm7805 para la protección de los CI.

Cálculo para la resistencia R1

Según la ley de ohm $\rightarrow Resistencia = \frac{Voltaje}{corriente}$

Datos:

Voltaje de entrada (V_{in}) = 9V

Voltaje del led (V_{led}) = 1.8V

Corriente umbral del led rojo = 15mA

Reemplazando.

$$R1(\Omega) = \frac{9V - 1.8V}{15mA} \quad \text{----->} \quad R1 = 480\Omega$$

De acuerdo con la tabla de resistencias comerciales no se encuentra la resistencia de 480.Ω disponible, pero el valor más cercano es 470.Ω que si es comerciable y es la que se utilizara para la protección del led D1 (indicador).

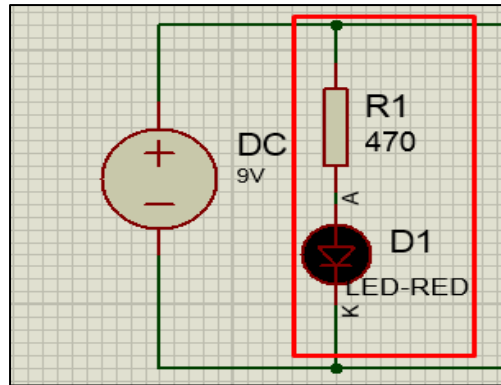


Figura 41: Resistencia R1 y diodo D1

Se muestra la resistencia de 470Ω en serie con el diodo led de color rojo y esto a su vez está en paralelo con la fuente de alimentación de 9v.

Cálculo para el diodo D3

Datos:

Caída de tensión del diodo = 0.7V

Corriente máx. = 1A

$Potencia\ max = 0.7V \times 1A \rightarrow Potencia\ max = 0.7W$

Tipo de conexión = directa

Se ha determinado usar el diodo D3 para la reducción de voltaje en el voltaje de entrada a 8.3V para la carga de la batería de 7.4V (x2 baterías de 3.7V en serie) en donde se está utilizando un 10.84% más de su capacidad nominal para que se produzca la carga y a la vez el diodo tenga la función de impedir que la energía siga fluyendo para encender el led D3.

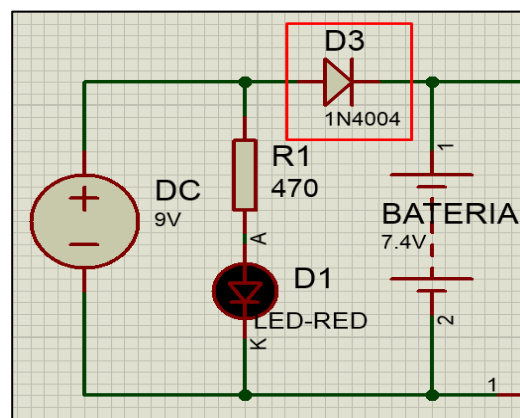


Figura 42: Diodo D3

Se visualiza la ubicación del diodo D3 en el circuito, el cual cumple la función de impedir que se regrese la corriente a la vez de reducir el voltaje de entrada para la carga de la batería.

Cálculo para el Lm7805

Datos:

Voltaje de entrada referencial (V_{in}) = (7.4V a 8.3V)

Voltaje de salida (V_{out}) = 5v

Corriente máx. = 1A

Después

$(Potencia\ disipada = (voltage\ in - voltage\ out) \times (corriente))$

Caso 01 ($V_{in\ min.} = 7.4V$ y $I = 1A$)

$$P_{disipada} = (7.4V - 5V) \times (1A)$$

$$P_{disipada} = 2.4\ W$$

Caso 02 ($V_{in\ max.} = 8.3V$ y $I = 1A$)

$$P_{disipada} = (8.3V - 5V) \times (1A)$$

$$P_{disipada} = 3.3W$$

Capacitores (C1 y C2) para el Lm7805

Según los datos del fabricante del CI Lm7805 en su datasheet recomienda que el (C1 = 0.33uf y el C2 = 0.1uf) como mínimo para su correcto funcionamiento, pero para este diseño se ha tomado una mayor capacitancia que es mucho mejor, se ha considerado (C1 = 3.3uf y el C2 = 1uf).

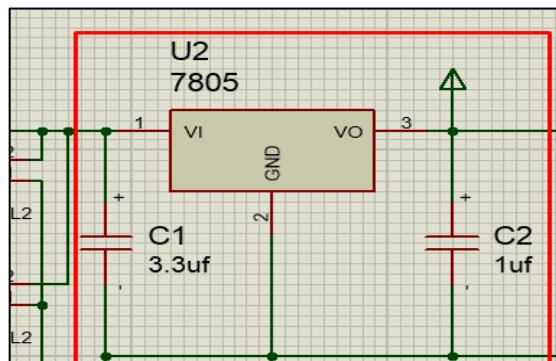


Figura 43: Capacitaje C1 y C2 para el regulador de voltaje

Se muestra el esquema del CI Lm7805 regulador de voltaje fijo con los capacitores C1 y C2 que tiene la función de reducir los picos de carga y descarga de la corriente.

- **Diseño y cálculo de la batería**

Para este diseño se ha tomado en cuenta las baterías S30 IMR 18650 de la marca Golisi, se ha determinado esta batería por ser de tipo (Iones de Litio (Li-Ion)), capacidad de 3000 mA cada batería, voltaje de 3.7V, ciclo de vida +800 cargas, protección contra descarga de 2.75 V y tiene una medida de seguridad con el estándar UL1642.



Figura 44: Batería Golisi S30 IMR 18650

Fuente: Vaperalia

En la figura se muestra la forma física de la batería Golisi S30 IMR 18650 en donde se visualiza algunas características técnicas.

Cálculos para la batería

Potencia batería (Pb) = voltaje batería x corriente batería

$$Potencia\ batería\ (Pb) = 3.7V \times 3A$$

$$Potencia\ batería\ (Pb) = 11.1W$$

Potencia consumida (Pc) = voltaje batería x corriente consum.

Corriente consumida = componentes electro. +servomotores

$$Corriente\ consumida\ referencial = 1A$$

$$Potencia\ consumida\ (Pc) = 3.7V \times 1A$$

$$Potencia\ consumida\ (Pc) = 3.7W$$

A continuación, se presentará cuanto será la autonomía de la batería teniendo como referencia el consumo de los componentes electrónicos y los servomotores y las especificaciones técnicas de la batería.

$$\text{Autonomía (H)} = \frac{\text{Potencia batería (Pb)}}{\text{Potencia consumida (Pc)}}$$

$$\text{Autonomía (H)} = \frac{11.1W}{3.7W}$$

$$\text{Autonomía (H)} = 3 \text{ horas}$$

- **Diseño y cálculo del mecanismo de carga**

Para este diseño se ha determinado utilizar un adaptador de voltaje universal AC/DC LLA-2000NA de la marca Hurricane con capacidad de 2000mA, voltaje de entrada de 220VAC a 50 - 60 Hz y además por ofrecer una buena calidad-precio. Este tipo de adaptador de voltaje AC/DC aparte de poder alimentar algún circuito o dispositivo electrónico de forma continua también es utilizado para la recarga de baterías como las baterías que se está utilizando en esta investigación.



Figura 45: Adaptador de voltaje universal LLA-2000NA

Fuente: Vaperalia

En la figura se muestra la forma física del adaptador de voltaje universal LLA-2000NA en donde se visualiza algunas características técnicas.

Cálculos para el mecanismo de carga

$$\text{Tiempo de carga (Tc)} = \frac{\text{Capacidad de la batería (mA)}}{\text{capacidad de carga (mA)}}$$

$$\text{Tiempo de carga (Tc)} = \frac{3000mA}{2000mA}$$

$$\text{Tiempo de carga (Tc)} = 1.5 \text{ horas}$$

El tiempo de carga de la batería sería de 1 hora con 30 min.

B. Sistema de control

Se realizará el diseño del diagrama esquemático del circuito de control de la señal a través de PWM para el control y manejo de los servomotores que regirán el movimiento en la prótesis, donde nos muestra cómo se vería la placa.

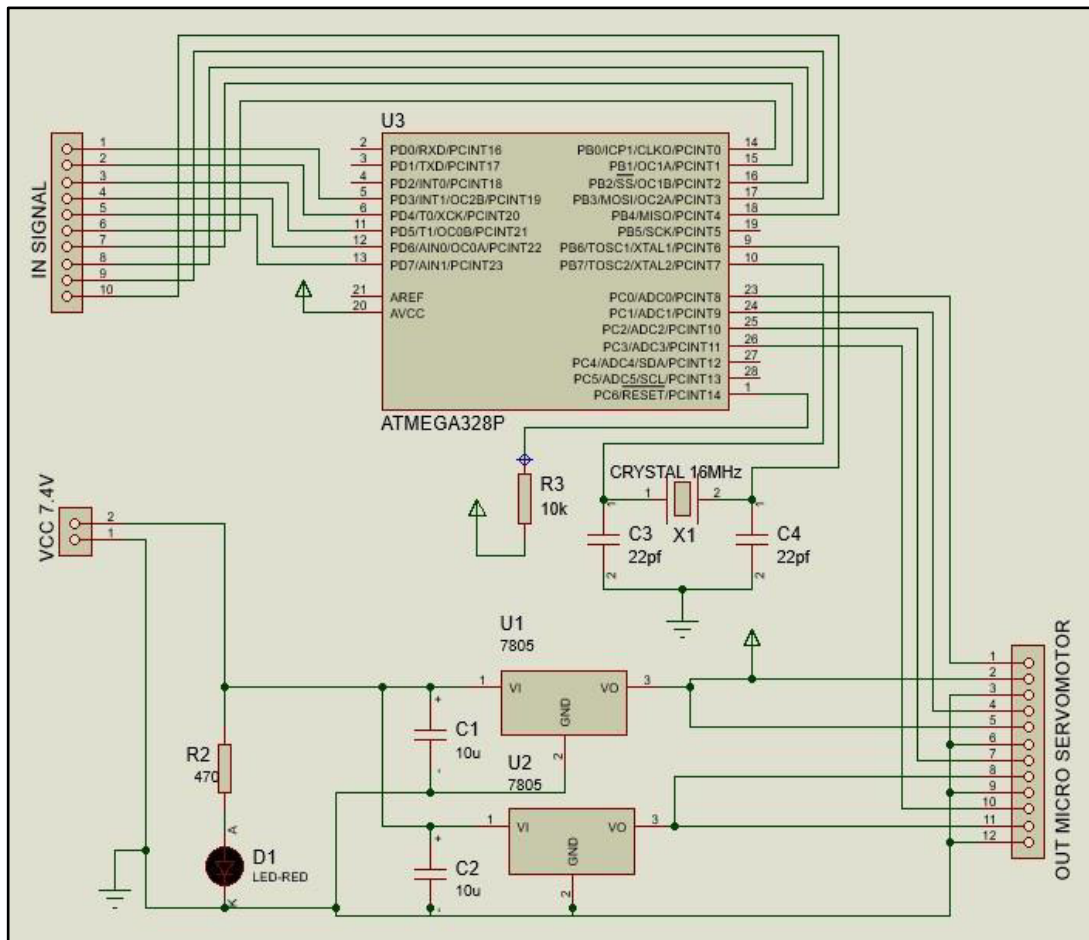


Figura 46: sistema de control para los micros servomotores

Se aprecia el diagrama esquemático del sistema de control diseñado en el software Proteus 8.4, en donde se muestra la entrada de la señal en los pines (desde el pin 14 al 18) del tercer microcontrolador ATmega328P/PU donde se utiliza PWM para controlar los actuadores desde los pines (4, 5, 6, 11,12) como salida.

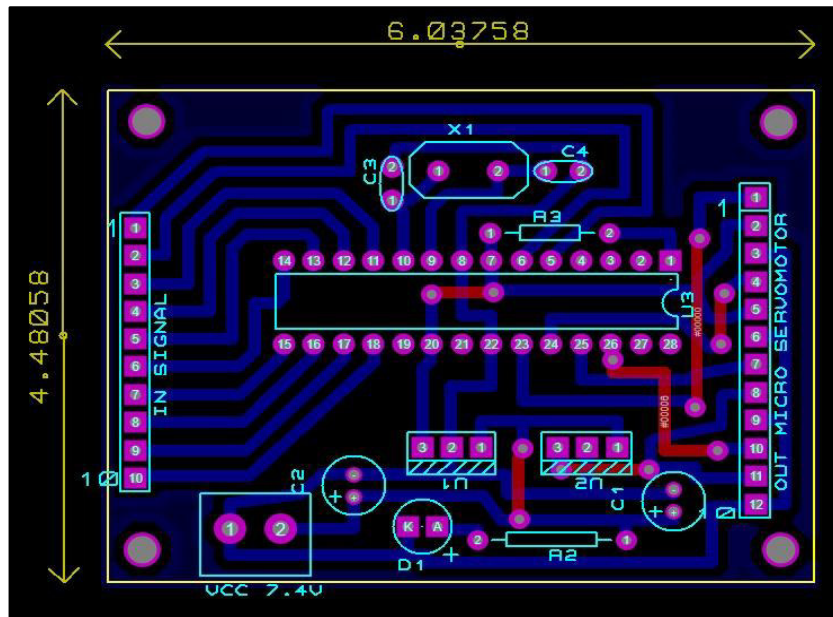


Figura 47: Placa electrónica del circuito de control

Se aprecia el esquema electrónico del sistema de control como el esquema de cada componente, las pistas, las conexiones que une cada componente y las dimensiones físicas del circuito como el largo de 9,3296 cm y de alto 6,9537 cm.

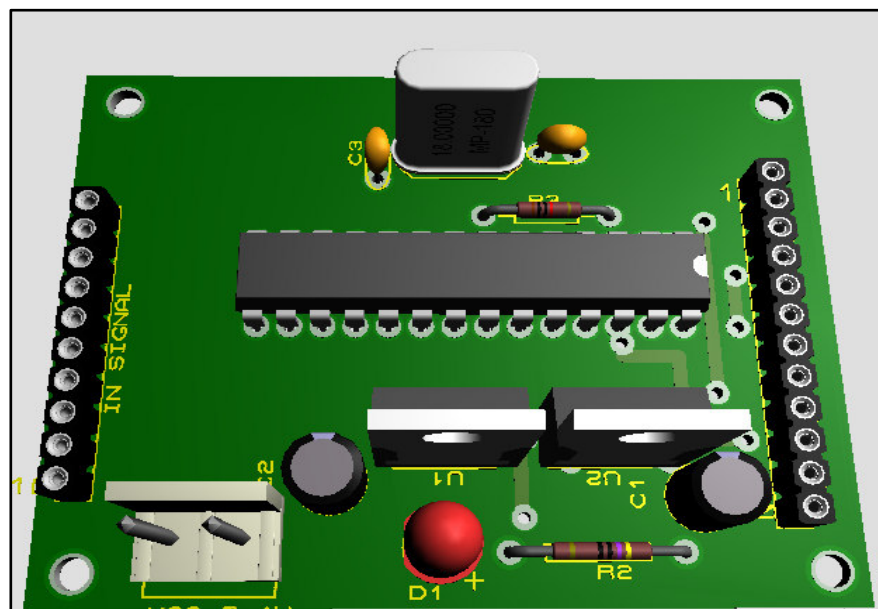


Figura 48: Simulación de la PCB del circuito de control

En la figura se muestra una simulación de la placa de circuito impreso (PCB) en una vista frontal en 3d diseñado en el software Proteus 8.4

C. Diagramas de flujo de la plataforma de comunicación y programación

En esta parte se presentará 02 diagramas de flujo; el primero representa el programa para establecer la comunicación inalámbrica bluetooth del módulo HC-05 con el dispositivo mindwave mobile y el segundo diagrama de flujo representa el algoritmo principal para el procesamiento de la señal EEG.

- **Plataforma para la Comunicación inalámbrica entre el módulo HC-05 y el Mindwave mobile**

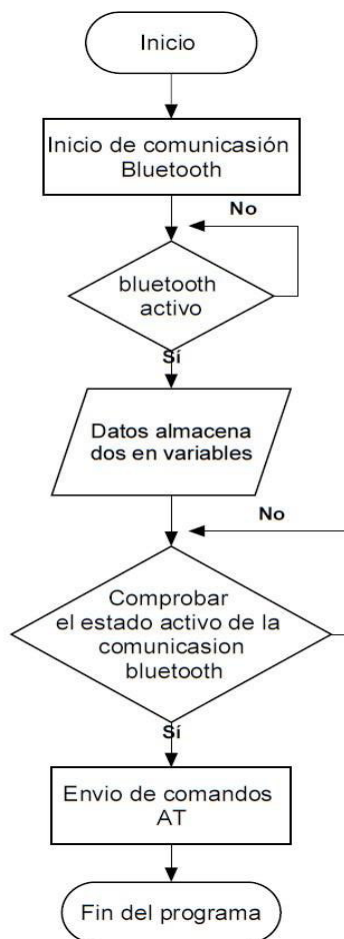
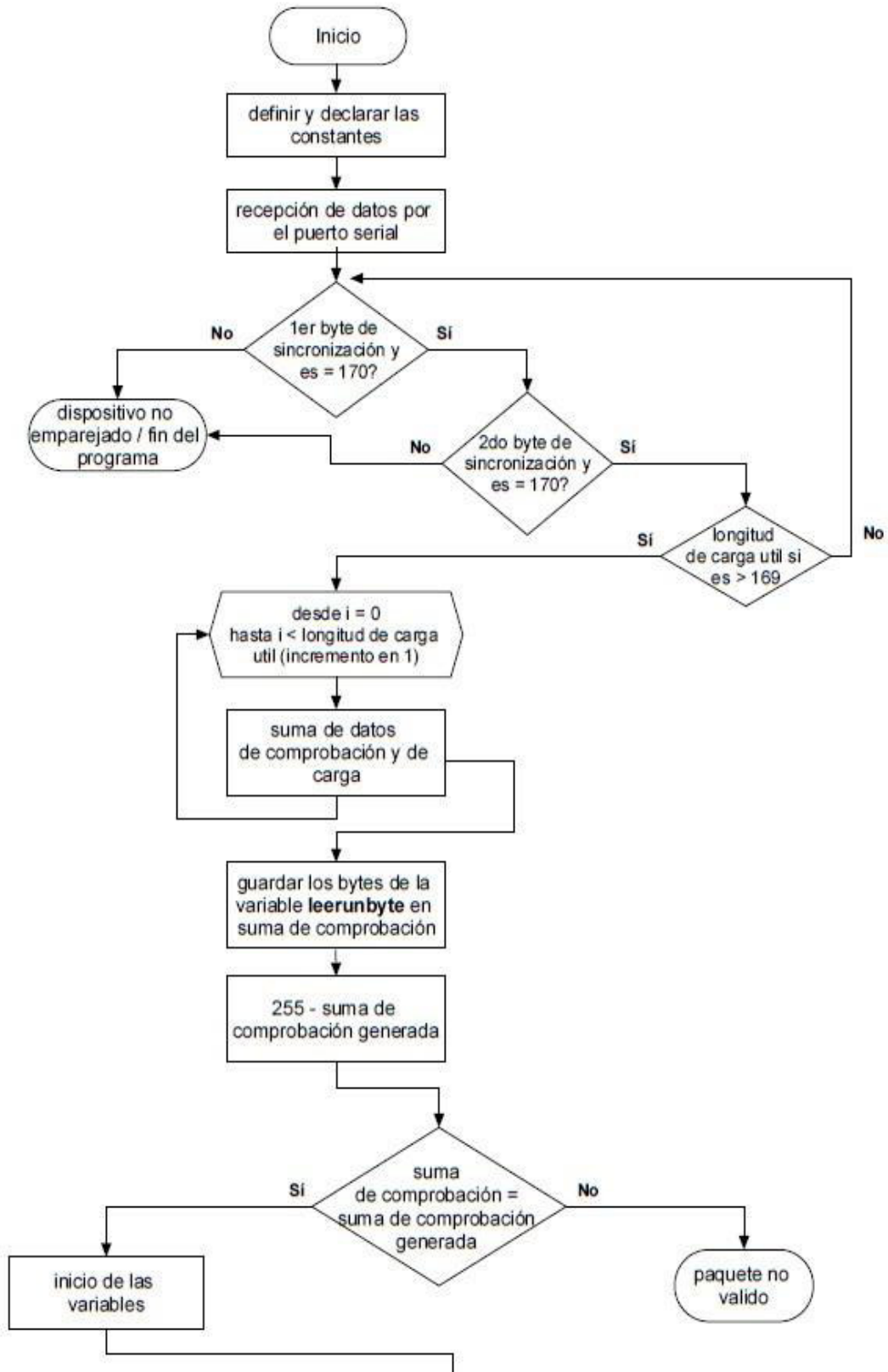


Figura 49: Diagrama de flujo de la plataforma de comunicación

Se observa las partes del diagrama de flujo de la plataforma de comunicación del módulo bluetooth hc-05 basado en el envío de comandos AT para poder establecer una comunicación con el dispositivo mindwave mobile a través de bluetooth.

• Código de programación para el procesamiento de la señal EEG.



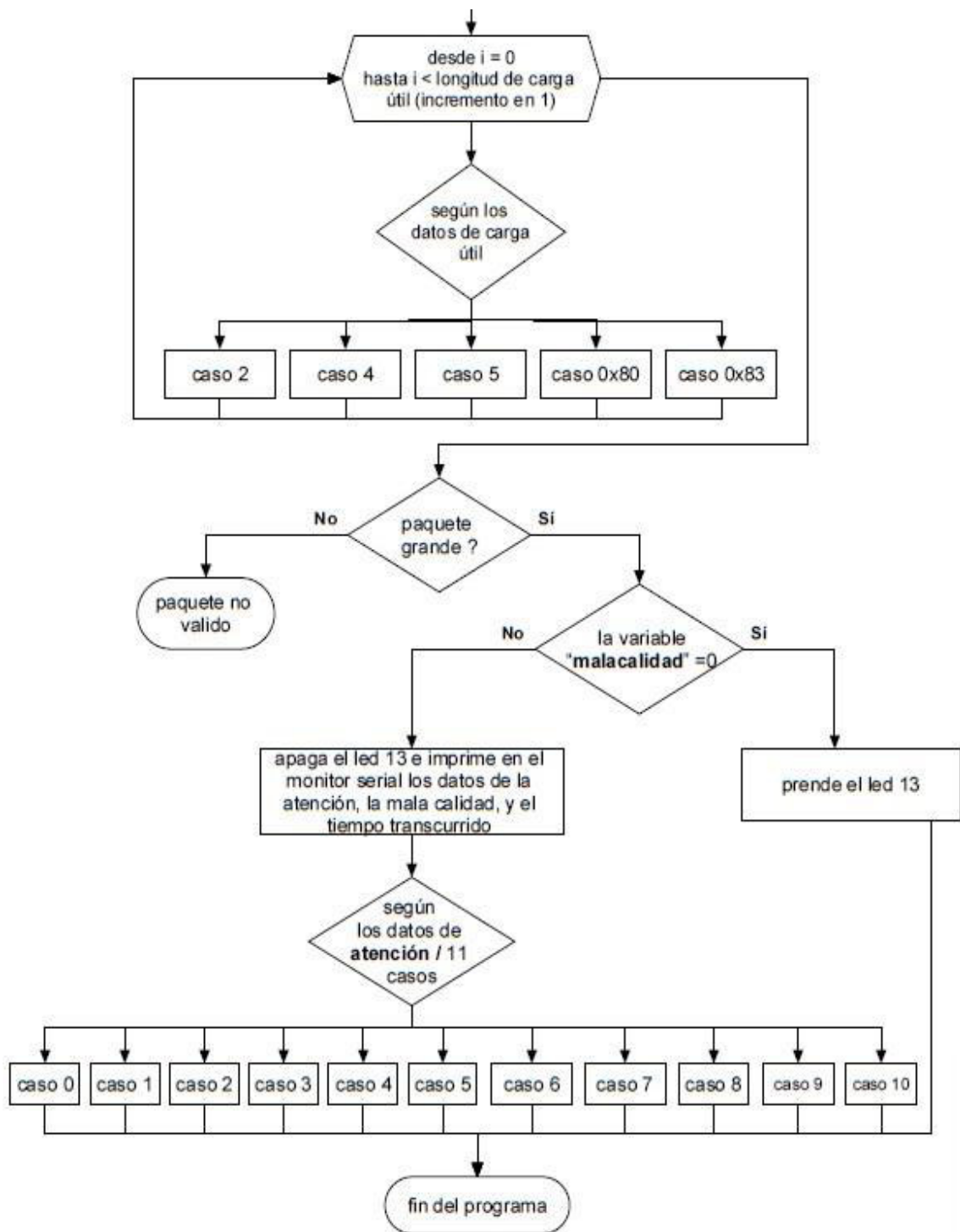


Figura 50: Diagrama de flujo del código de programación principal

Se observa las partes del diagrama de flujo del código de programación en donde se explica cada parte de los procesos involucrados en el procesamiento de la señal EEG, y que este código estará presente en el primer microcontrolador AT mega328P/PU de la tarjeta "Sistema de recepción y procesamiento de la señal"

3.3.3. Modelamiento de la prótesis de dedos robóticos

A continuación, se presentará el diseño de las piezas que componen la prótesis de los dedos robóticos, las dimensiones de las piezas tendrán una mayor longitud con referencia con los datos de la norma DIN 33 402-2 debido a que las piezas al ser de material de plástico deben tener una cierta dimensión para que al momento de unir las piezas sean los más resistentes posibles, el diseño se realizó en el software de modelamiento en 3d Autodesk Inventor se empezara desde el dedo meñique hasta la última pieza que conforma la prótesis.

A. Diseño del dedo meñique

En esta parte se ha realizado el diseño del dedo meñique que se ha dividido en cuatro piezas CAT llamada falange distal, falange media, falange proximal y yema del dedo realizado en el software de modelamiento en 3d autodesk inventor, su forma completa se visualiza en la figura 42.

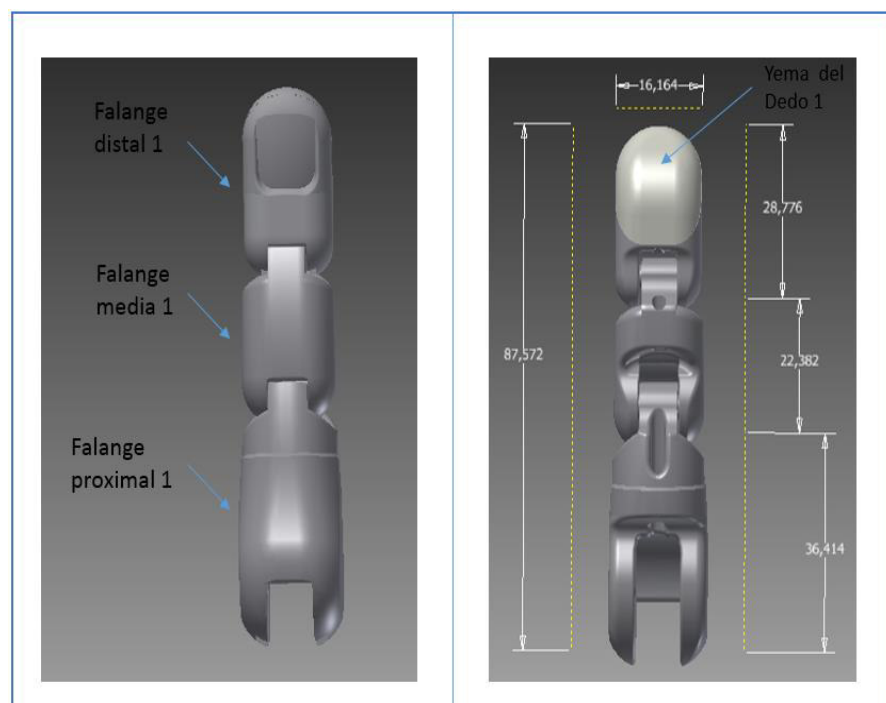


Figura 51: diseño del dedo meñique

En la figura se aprecia el diseño del dedo meñique en una vista frontal y posterior donde se aprecia las tres falanges y la yema del dedo junto a sus dimensiones físicas.

B. Diseño del dedo anular

En esta parte se ha desarrollado el diseño en 3d del dedo anular que se ha dividido en 4 piezas llamada falange distal, falange media, falange proximal y yema del dedo, realizado en el software de modelamiento en 3d autodesk inventor, su forma completa se visualiza en la figura 45.

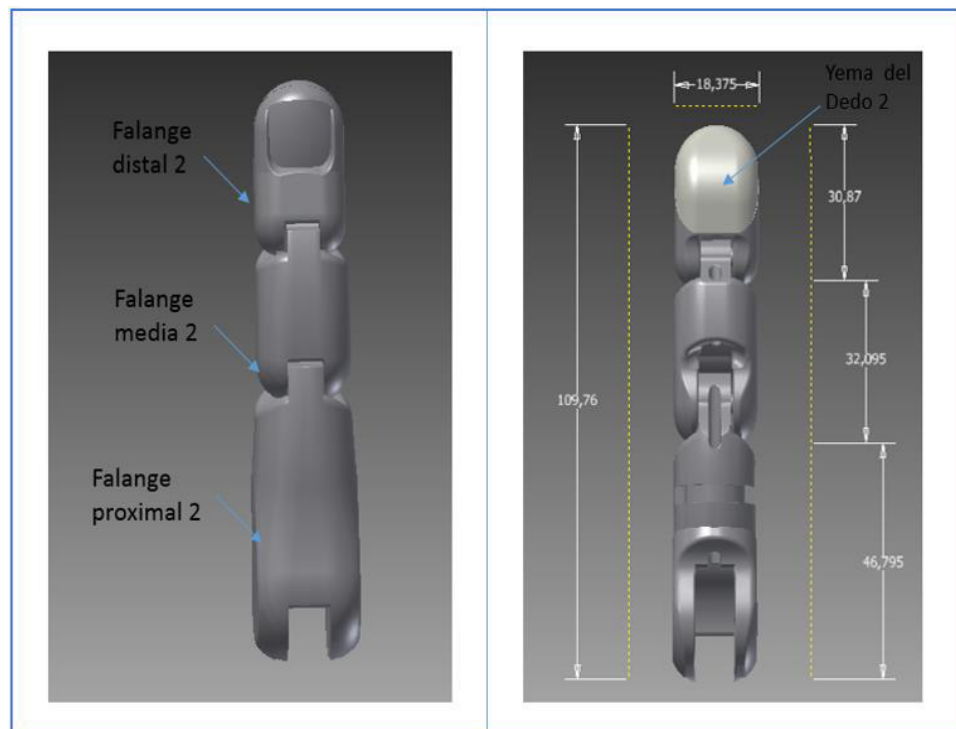


Figura 52: Diseño del dedo anular

Se muestra la estructura del diseño y las dimensiones físicas del dedo anular modelado en el software de autodesk inventor.

C. Diseño del dedo medio

En esta parte se realiza el diseño del dedo medio que es uno de los dedos de mayores dimensiones y que está dividido en 4 piezas llamada falange distal, falange media, falange proximal y yema del dedo, realizado en el software de modelamiento en 3d autodesk inventor, su forma completa se aprecia en la figura 47.

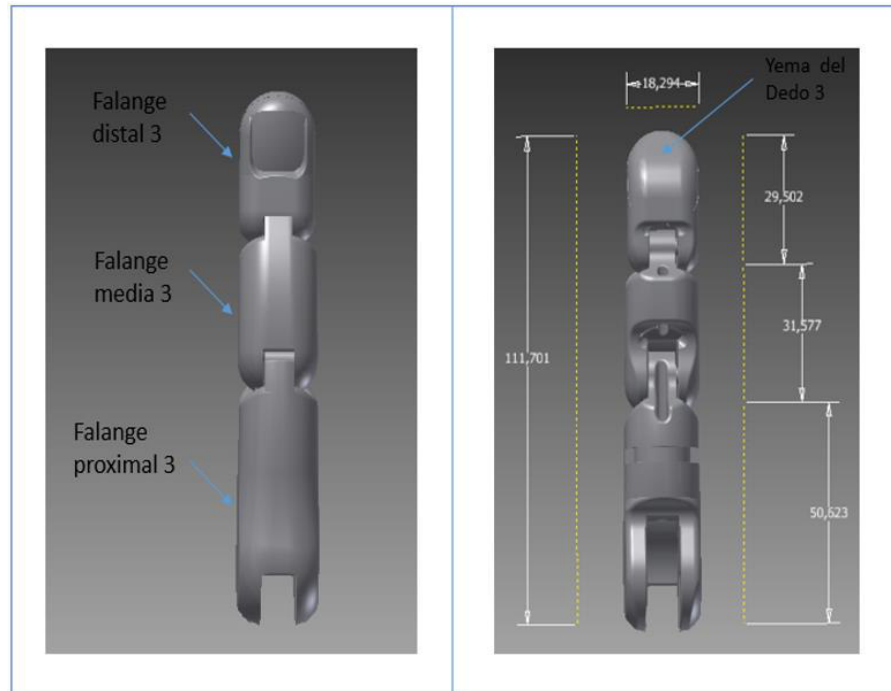


Figura 53: Diseño del dedo medio

En la figura se aprecia la estructura del dedo medio en una vista posterior e inferior en donde se aprecia las características y dimensiones del diseño.

D. Diseño del dedo índice

se muestra el diseño del dedo medio dividido en 4 piezas llamada falange distal, falange media, falange proximal y yema del dedo, realizado en el software de modelamiento en 3d autodesk inventor, su forma se aprecia en la figura 49.

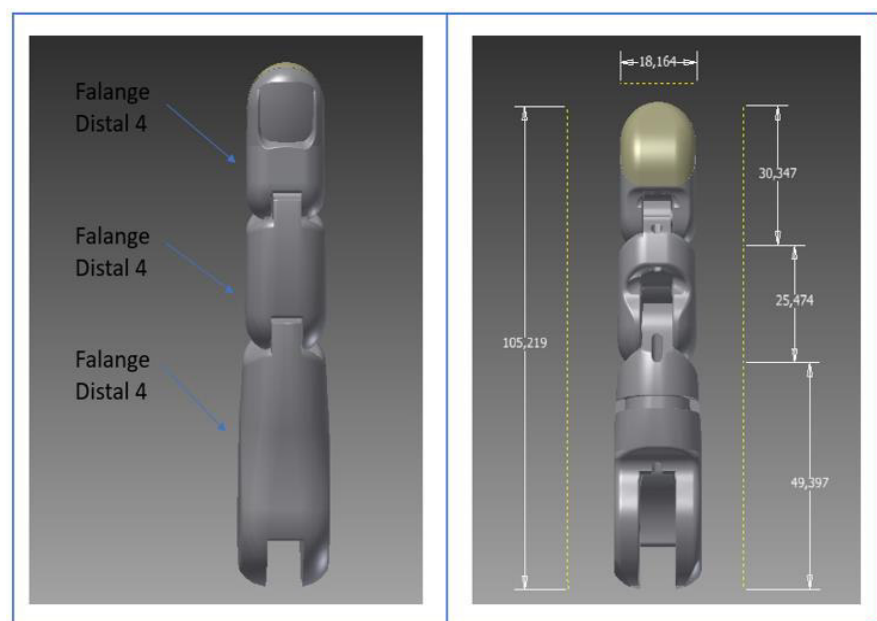


Figura 54: Diseño del dedo índice

Se visualiza el diseño del dedo índice en una vista posterior e inferior en donde se muestran sus características y dimensiones físicas.

E. Diseño de la parte del dorso de la mano

En esta parte se ha diseñado la parte del dorso de la mano de mano donde se colocarán los dedos a través de los metacarpianos, su forma se aprecia en la figura 49.

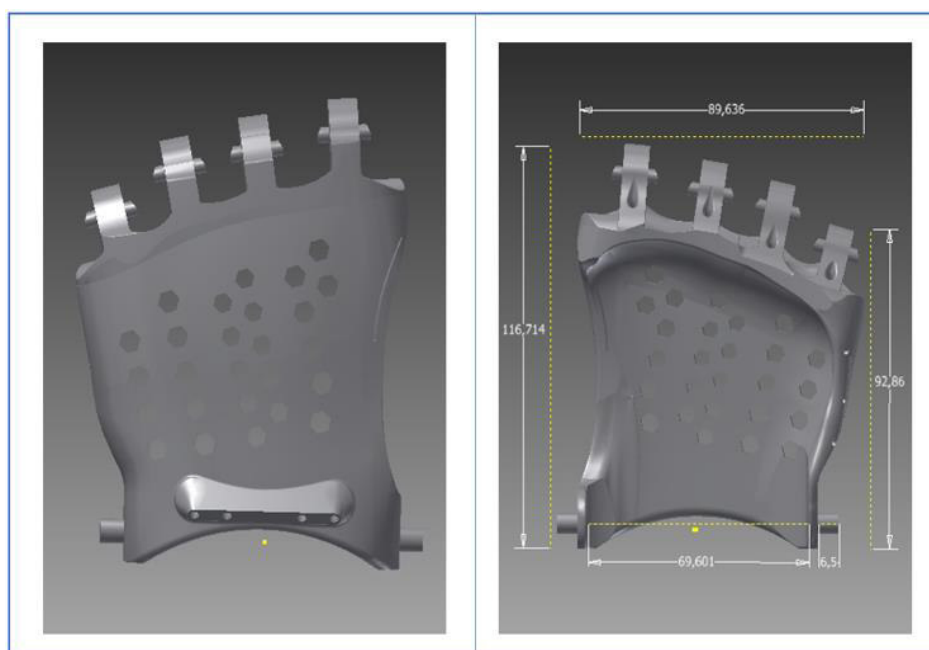


Figura 55: Diseño del dorso de la mano

Se visualiza la estructura del dorso de la mano con unos agujeros que servirán como un sistema de ventilación y a la vez para poder reducir peso.

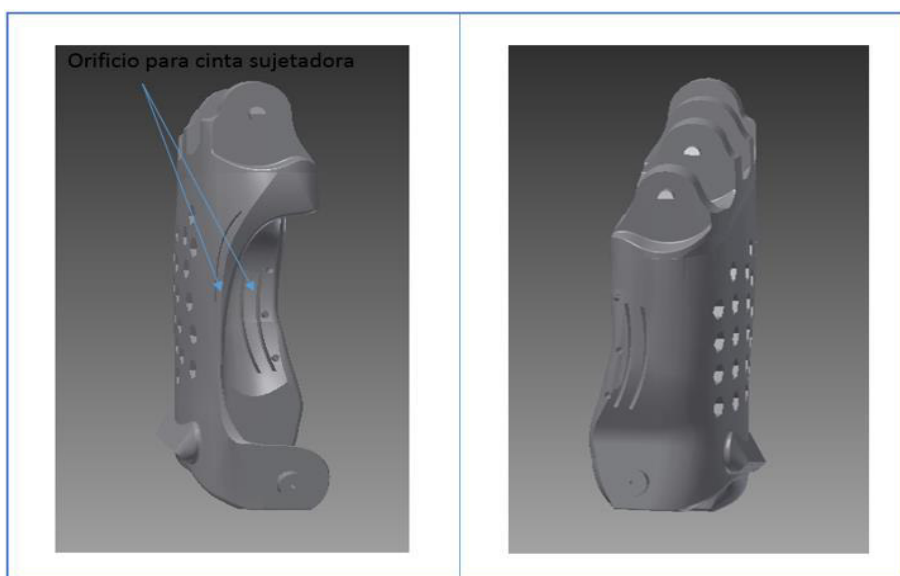


Figura 56: Estructura del dorso de la mano

Se visualiza una vista lateral del modelo del dorso de la mano donde se aprecia unos orificios en forma de línea curvada en donde ira una cinta de sujeción que asegurara el muñón con el dorso de la prótesis.

F. Diseño completo del dorso y dedos de la mano

Se muestra la unión de las piezas del dorso y los dedos de la mano en donde podemos apreciar que se han acoplado de forma correcta, su forma se aprecia en la figura 49.

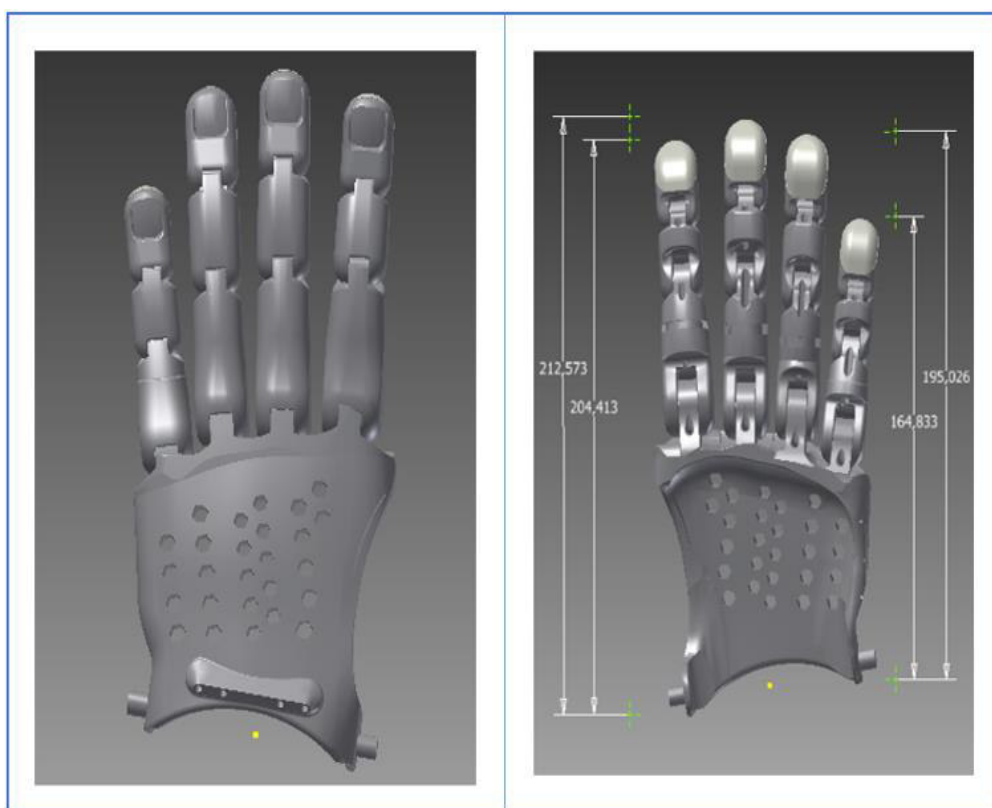


Figura 57: Diseño completo del dorso y los dedos de la mano

Se visualiza el diseño de la mano completa en una vista lateral e inferior en donde se muestra sus dimensiones.

G. Diseño de la base de sujeción

En esta parte se ha diseñado la parte de la base de sujeción que estará situado en la parte del antebrazo izquierdo de la persona y que se conectará con el dorso de la mano. Está dividido en 4 piezas llamadas base principal de sujeción, base para circuitos, tapa superior, tapa posterior. Sus formas físicas se muestran a continuación.

- **Diseño de la base principal de sujeción**

En esta parte se muestra el diseño de la base principal de sujeción en donde se ha contemplado todos los requerimientos técnicos para la ubicación de los componentes que se encontraran en la parte interna del diseño. Su forma se muestra en la figura 52.

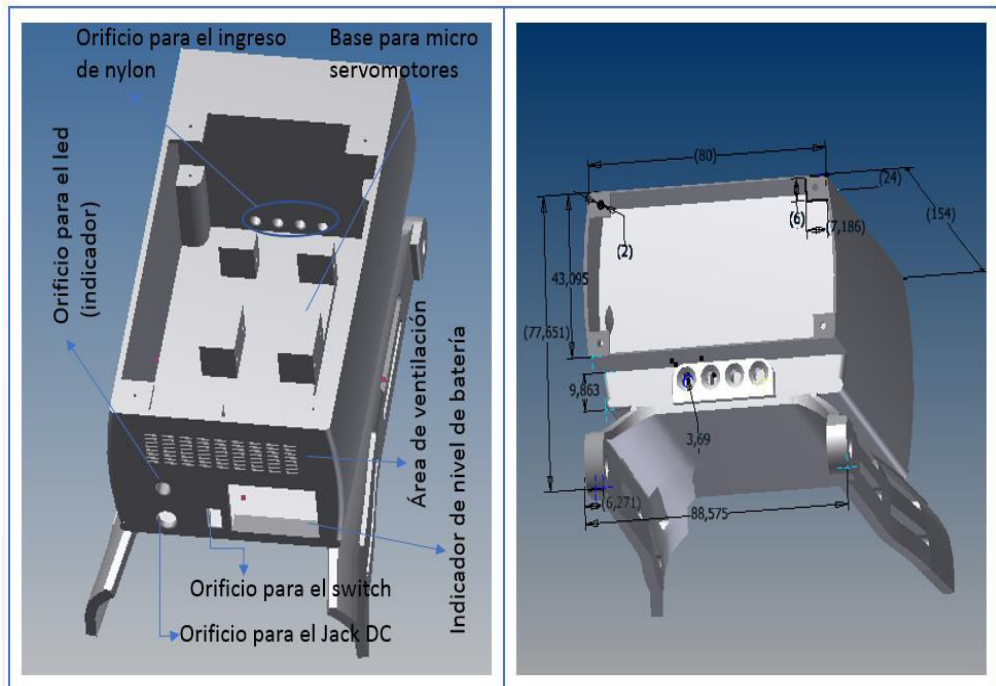


Figura 58: Diseño de la base principal de sujeción

Se visualiza el área de ventilación en la parte trasera, la base para los micro servomotores, los orificios para el ingreso de las cuerdas de nylon que controlaran el movimiento de los dedos a través de los micros servomotores, orificio para el switch, orificio para el Jack DC, orificio para el led que indicara que esta funcionando el sistema y el orificio del indicador de nivel de batería.

- **Base para circuitos**

se muestra el diseño de la base para circuitos que cuenta con un sistema de ventilación por medio de un conjunto de agujeros en forma de rombo que dejarán circular el aire hasta la parte de debajo donde se encuentran ubicados los servomotores y otros componentes. Su forma se muestra en la figura 52.

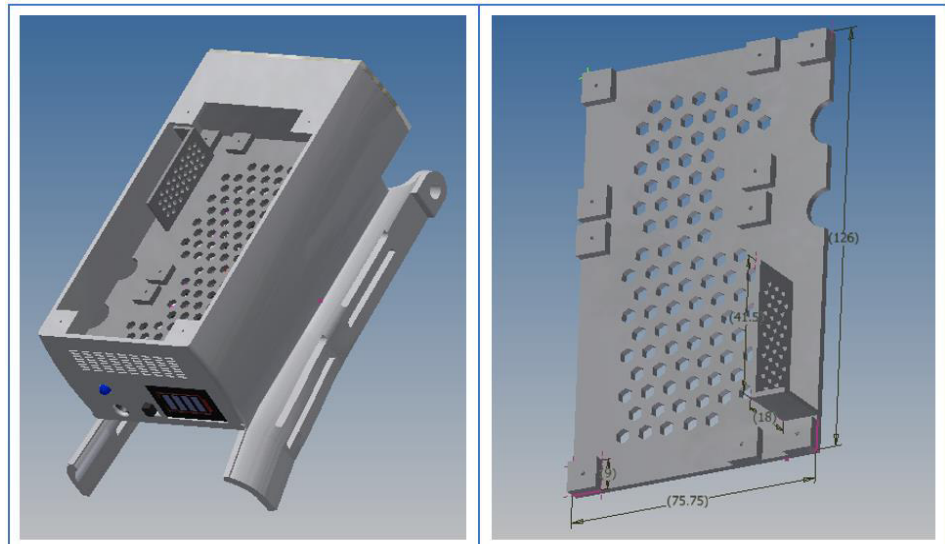


Figura 59: Diseño de la base para los circuitos

Se muestra en la primera cara el diseño de la base para circuitos dentro de la base principal de sujeción cerca de la parte del medio, en la segunda cara se observa las dimensiones de la base para los circuitos.

- **Diseño de la tapa superior**

En esta parte se ha diseñado la tapa superior que estará sobre la base principal de sujeción en la parte superior. Su forma se muestra en la figura 52.

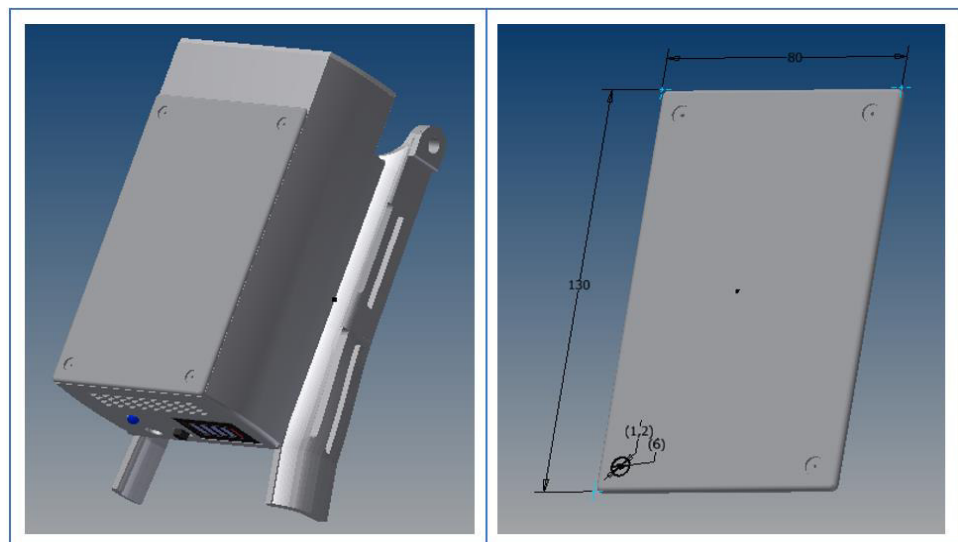


Figura 60: Diseño de la tapa superior

Se visualiza en la primera cara el diseño de la tapa superior que se encuentra sobre la base principal de sujeción en la parte superior, en la segunda cara se aprecia las dimensiones del diseño de la tapa superior.

- **Diseño de la tapa posterior**

En esta parte se ha diseñado la tapa posterior que estará sobre la base principal de sujeción y se observa en la fig. 55.

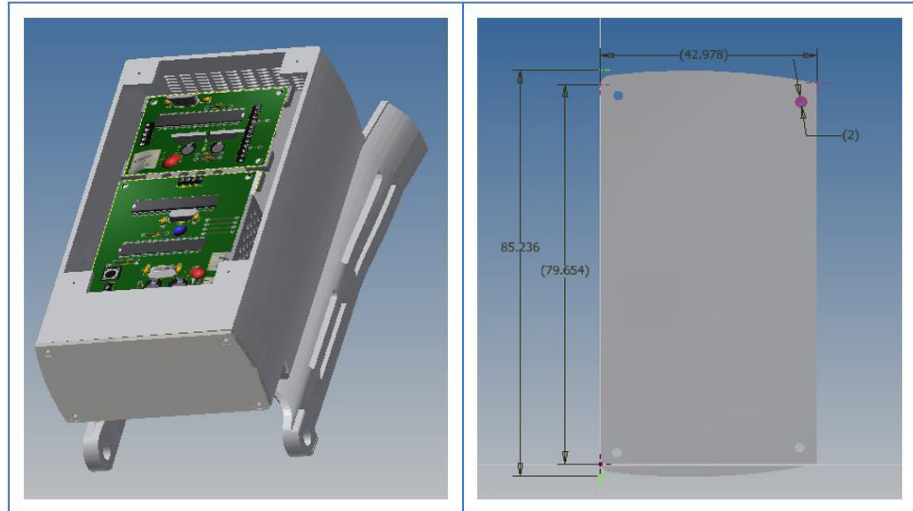


Figura 61: Diseño de la tapa posterior

En la primera cara se observa el diseño de la tapa posterior sobre la base principal de sujeción en la parte posterior, en la segunda cara se visualiza las dimensiones del diseño de la tapa posterior.

- **Diseño completo de la base de sujeción**

Se muestra el acoplamiento de las piezas que componen la base de sujeción, su forma se aprecia en la figura 56.

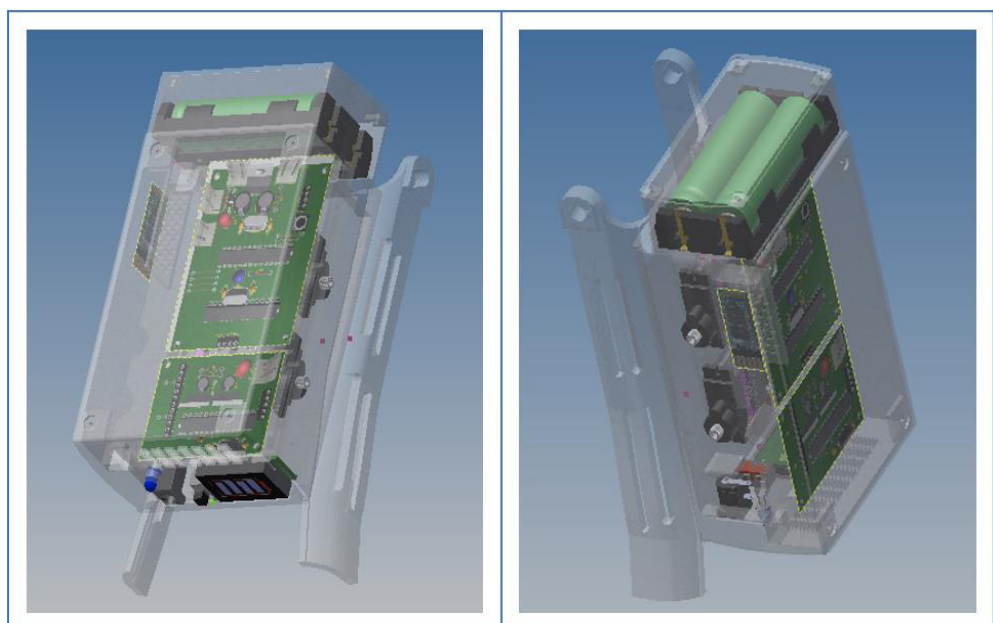


Figura 62: Diseño completo de la base de sujeción

Se aprecia el diseño de la base de sujeción completo en modo transparente tanto para la primera y segunda cara la cual permite que se puedan observar los servomotores, las tarjetas electrónicas, el módulo bluetooth, las baterías, y otros componentes más.

H. Montaje completo de la prótesis de los dedos robóticos

se muestra la unión de las tres partes principales dividida en el dorso de la mano, los dedos de la mano y la base del sujetador en donde podemos apreciar que se han acoplado de forma correcta, su forma se aprecia en la figura 49.

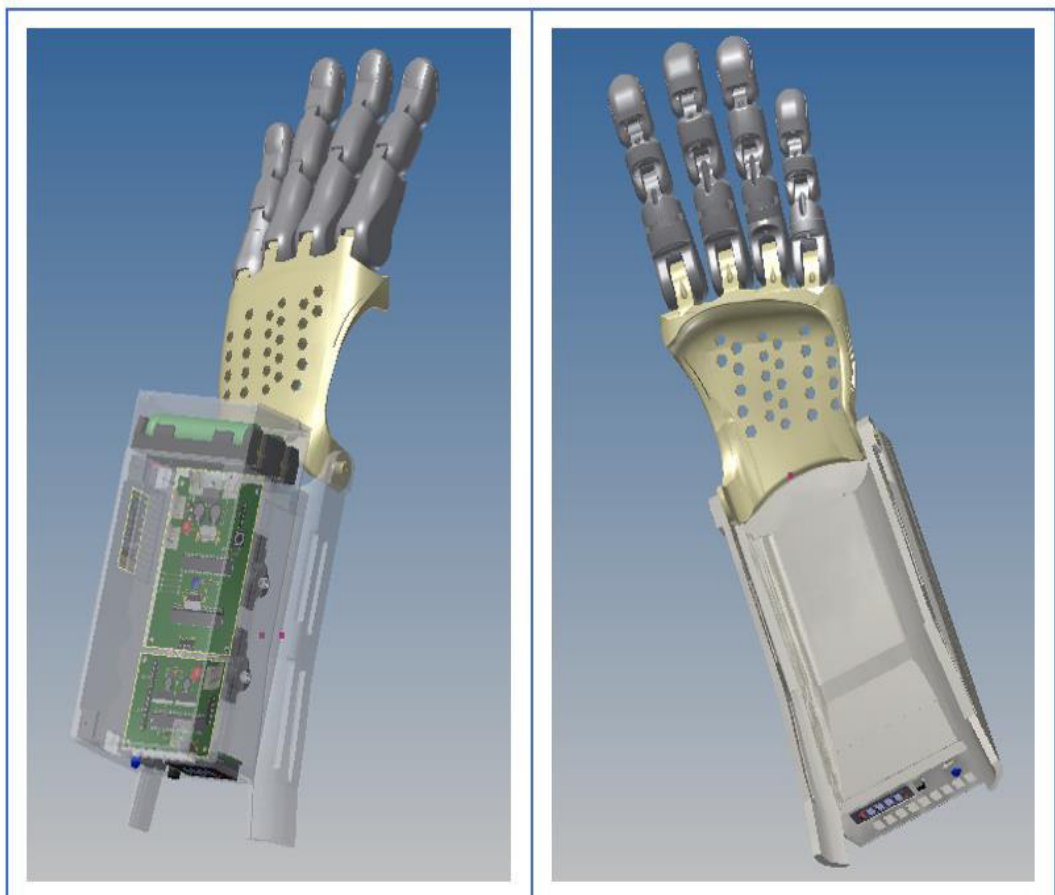























Figura 63: Diseño completo de la prótesis de los dedos robóticos

Se muestra el montaje completo de la prótesis de los dedos robóticos en una vista frontal donde se aprecia parte de los circuitos y una vista posterior donde se aprecia el área donde ira el antebrazo junto al muñón. Está conformada por 21 piezas desarrolladas en el software inventor profesional.







Tabla 13: dimensiones técnicas de las piezas que conforman la prótesis

DESCRIPCION	PIEZA	DISEÑO	ALTURA	VOLUMEN	PESO
Dedo meñique	Yema del dedo		21,800 mm	1181,60 mm ³	1,252 g
	Falange distal		28,776 mm	2460,596 mm ³	2,608 g
	Falange medial		22,382 mm	3531,401 mm ³	3,743 g
	Falange proximal		36,414 mm	8288,254 mm ³	8,288 g
Dedo anular	Yema del dedo		23,718 mm	1425,183 mm ³	1,511 g
	Falange distal		30,870 mm	3472,780 mm ³	3,681 g
	Falange media		32,095 mm	6931,599 mm ³	7,347 g
	Falange proximal		46,795 mm	13166,253 mm ³	13,956 g
Dedo medio	Yema del dedo		24,389 mm	1556,458 mm ³	1,650 g
	Falange distal		29,502 mm	3818,959 mm ³	4,048 g
	Falange medial		31,577 mm	7573,176 mm ³	8,028 g
	Falange proximal		50,623 mm	15790,932 mm ³	16,738 g
Dedo índice	Yema del dedo		22,287 mm	1308,137 mm ³	1,387 g
	Falange distal		30,347 mm	3719,130 mm ³	3,942 g
	Falange medial		25,474 mm	5840,680 mm ³	6,191 g
	Falange proximal		49,397 mm	16868,775 mm ³	17,881 g

Dorso de la mano	Dorso de la mano		116,714 mm	69962,816 mm ³	74,161 g
Base de sujeción	Base principal de sujeción		176,212 mm	171256,845 mm ³	181,53 g
	Base para circuitos		126,000 mm	22475,043 mm ³	23,824 g
	Tapa superior		85,236 mm	7158,536 mm ³	7,588 g
	Tapa posterior		130,000 mm	22553,627 mm ³	23,907 g

Se observa el diseño de cada una de las piezas que conforman la prótesis de los dedos robóticos, junto con sus dimensiones físicas como la altura expresado en (milímetros), el volumen (milímetros cúbicos) y el peso (gramos) por cada pieza.

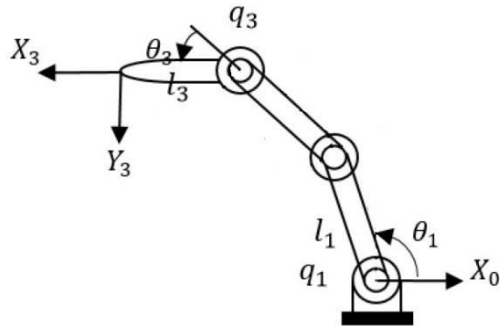
Tabla 14: dimensiones técnicas de las partes que conforman la prótesis

DESCRIPCION	DISEÑO	Nº PIEZAS	VOLUMEN	PESO
Dedo meñique		4	15461,797 mm ³	15,891 g
Dedo anular		4	24995,815 mm ³	26,495 g
Dedo medio		4	28739,525 mm ³	30,464 g
Dedo índice		4	27736,722 mm ³	29,401 g
Dorso de la mano		1	69962,816 mm ³	74,161 g
Base de sujeción		4	223444,051 mm ³	236,849 g
TOTAL		21	390340,726 mm³	413,261 g

Se observa en la tabla el montaje de cada sección del diseño completo de la prótesis en donde se muestra los datos del Nº de piezas expresado en (cantidad), volumen (milímetros cúbicos), el peso (gramos) y el total de la suma de los datos de cada parte de la prótesis.

3.3.4. Modelamiento matemático

En esta parte se realizará los cálculos matemáticos que se manifiesta en la cinemática de la mano robótica.



La figura muestra la posición final de la longitud L_3 la cual se caracteriza por los parámetros $x, y, z, \phi, \theta, \psi$.

La posición final de la falange L_3 será:

$$x = f_x(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$$

$$y = f_y(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$$

$$z = f_z(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$$

$$\phi = f_\alpha(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$$

$$\theta = f_\beta(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$$

$$\psi = f_\gamma(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$$

Donde

- f_x es la modificación que se tiene del eje x original y este estará en función de los desplazamientos angulares $\theta_1, \theta_2, \theta_3$
- ϕ, θ, ψ son los ángulos de Euler.

La matriz de transformación que se usa para llegar a la posición final de la falange será:

$$A_3 = \begin{pmatrix} \cos\theta_{123} & -\text{sen}\theta_{123} & 0 & l_1\cos\theta_1 + l_2\cos\theta_{12} + l_3\cos\theta_{123} \\ \text{sen}\theta_{123} & \cos\theta_{123} & 0 & l_1\text{sen}\theta_1 + l_2\text{sen}\theta_{12} + l_3\text{sen}\theta_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

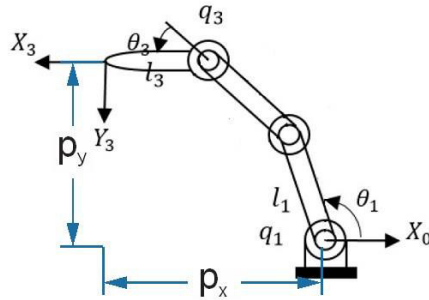
Donde: $\theta_{123} = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3$

El vector que se tendrá para la última falange como resultado de aplicar la matriz será:

$$P_x = L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos \theta_{12} + L_3 \cos \theta_{123}$$

$$P_y = L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin \theta_{12} + L_3 \sin \theta_{123}$$

$$P_z = 0$$



Sean los datos del sistema $L_1 = 2,5\text{cm}$; $L_2 = 2,1\text{cm}$; $L_3 = 1,8\text{cm}$; $\theta_1 = 105^\circ$; $\theta_2 = 25^\circ$; $\theta_3 = 40^\circ$

$$P_x = 2,5 \cos 105^\circ + 2,1 \cos 130^\circ + 1,8 \cos 170^\circ = -3,769 \text{ cm}$$

$$P_y = 2,5 \sin 105^\circ + 2,1 \sin 130^\circ + 1,8 \sin 170^\circ = +4,336 \text{ cm}$$

$$\dot{p}_z = 0$$

La velocidad vendría dada con:

$$\dot{p}_x = -(L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin \theta_{12} + L_3 \sin \theta_{123}) \dot{\theta}_1 - (L_2 \sin \theta_{12} + L_3 \sin \theta_{123}) \dot{\theta}_2 - (L_3 \sin \theta_{123}) \dot{\theta}_3$$

$$\dot{p}_y = (L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos \theta_{12} + L_3 \cos \theta_{123}) \dot{\theta}_1 + (L_2 \cos \theta_{12} + L_3 \cos \theta_{123}) \dot{\theta}_2 + (L_3 \cos \theta_{123}) \dot{\theta}_3$$

$$\dot{p}_z = 0$$

Reemplazando y considerando una rotación de $\dot{\theta}_1 = \frac{\pi}{12} \text{ rad/s}$; $\dot{\theta}_2 =$

$\frac{\pi}{12} \text{ rad/s}$; $\dot{\theta}_3 = \frac{\pi}{12} \text{ rad/s}$ se tendrá:

$$\dot{p}_x = -(2,5 \sin 105 + 2,1 \sin 130 + 1,8 \sin 170) \frac{\pi}{12} - (2,1 \sin 130 + 1,8 \sin 170) \frac{\pi}{12} - (1,8 \sin 170) \frac{\pi}{12} = -1,7199 \text{ cm/s}$$

$$\dot{p}_y = (2,5 \cos 105 + 2,1 \cos 130 + 1,8 \cos 170) \frac{\pi}{12} + (2,1 \cos 130 + 1,8 \cos 170) \frac{\pi}{12} + (1,8 \cos 170) \frac{\pi}{12} = -2,2684 \text{ cm/s}$$

$$\dot{p}_z = 0 \text{ cm/s}$$

3.4. SIMULAR LA PRÓTESIS Y LA TARJETA ELECTRÓNICA DE CONTROL

3.4.1. Simulación de análisis estructural de la prótesis

Se ha realizado la simulación de análisis estructural de la parte de la mano de la prótesis de los dedos robóticos con la finalidad de conocer el comportamiento de la prótesis en situaciones reales.

Tabla 15: características y parámetros técnicos en el proceso de simulación

Material	Plástico ABS	
General	Densidad de masa	1,06 g / cm ³
	Fuerza de producción	20,00 MPa
	Resistencia a la tracción	29,60 MPa
Estrés	El módulo de Young	2,24 GPa
	El coeficiente de Poisson	0,38 ul
	Módulo de corte	0,811594 GPa
Nombre de la parte	Dorso de la mano	
	Dedo anular	
	Dedo medio	
	Dedo índice	
	Dedo meñique	
	Base de sujeción completo	

Se muestra las características del material plástico ABS que se utilizara en las piezas CAD que conforman la prótesis de los dedos robóticos y que estarán presente en el proceso de simulación de análisis estructural.

Tabla 16: Condiciones de operación

Tipo de carga	Fuerza
Magnitud	20,000 N
Vector X	-14,451 N
Vector Y	-03,616 N
Vector Z	-13,345 N

Se observa la magnitud de la fuerza que se está aplicando en la cara superior del dorso de la mano y que a su vez se muestra los valores de fuerza que se produce en cada vector de posicionamiento.

Rostro seleccionado para el proceso de la simulación

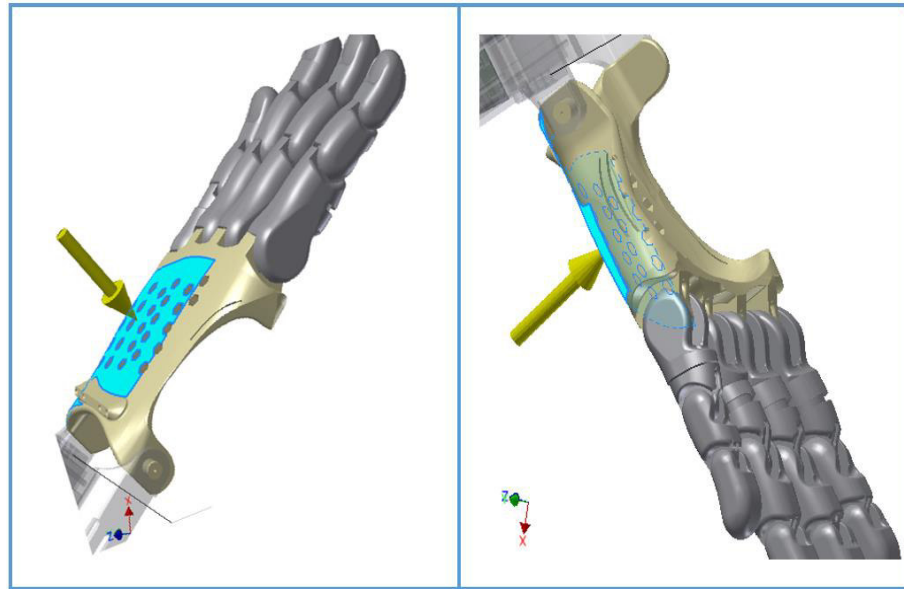


Figura 64: Rostro seleccionado en la prótesis para la simulación

Se observa la parte superior del dorso del mano sombreado de color celeste la cual será tomado como punto de partida para el proceso de la simulación de análisis estructural, debido a que se encuentra en un parte central de la prótesis y se pueda tener una mejor distribución de la fuerza por toda la prótesis.

Resultados de simulación

En esta parte se mostrará los resultados de las distintas simulaciones de análisis estructural, donde se conocerá el comportamiento de la prótesis utilizando una fuerza de 20N.

Tabla 17: Resultados de la simulación de análisis estructural

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	390340.726 mm ^ 3	
Masa	0.396978 kg	
Von Mises Stress	0 MPa	15.26840 MPa
Primer estrés principal	-1.72841 MPa	3.888510 MPa
3er estrés principal	-13.7049 MPa	0.516245 MPa
Desplazamiento	0 mm	17.902 mm
Factor de seguridad	1.3099 ul	15 ul
Deformación equivalente	0 ul	0.0063092 ul
Presión de contacto	0 MPa	1.11246 MPa

Se observan algunas especificaciones técnicas del material utilizado en la prótesis y algunos valores mínimos y máximos de las distintas pruebas realizadas a la prótesis de los dedos robóticos.

A. Tensión de Von Mises

La prueba denominada “tensión de von Mises “nos muestra la combinación de los 6 componentes de tensión que se origina en un plano tridimensional resumiéndolas en una tensión equivalente, la cual nos indica que, si esta fuerza es mayor que la resistencia de la tensión del material, este se llegara a romper. Para este caso la fuerza de tensión máxima de von mises estrés es de 15.27 MPa equivalente a 1.558 Kgf/mm² con respecto a los 5.0 Kgf/mm² del valor máximo de la resistencia a la tensión del plástico ABS la cual nos indica que la prótesis no se llegara a romper. Los contornos de color muestran la magnitud de tensión con respecto a la pieza.

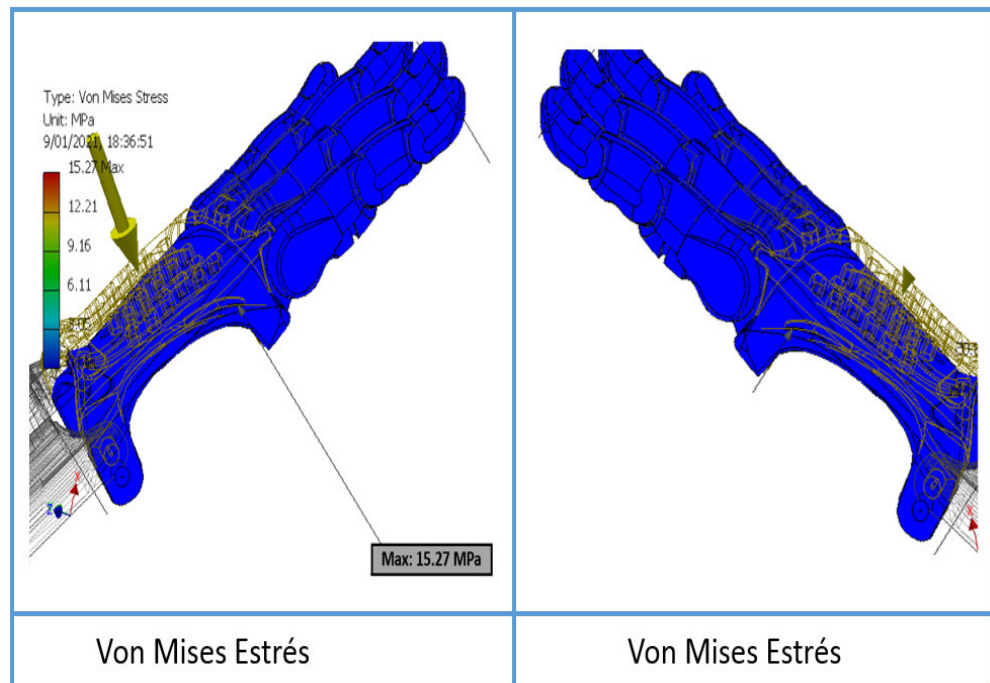


Figura 65: prueba de Tensión de Von Mises

Se observa parte de la simulación de von mises en donde el resultado máximo obtenido es de 15.27 MPa y este está expresado en “Mega Pascales (MPa)”. Se observa un leve desplazamiento debido a la fuerza ejercida en el material.

B. Primer estrés principal

Esta parte de la simulación ayudara a comprender el esfuerzo de tracción máximo inducido en la pieza debido a las condiciones de carga.

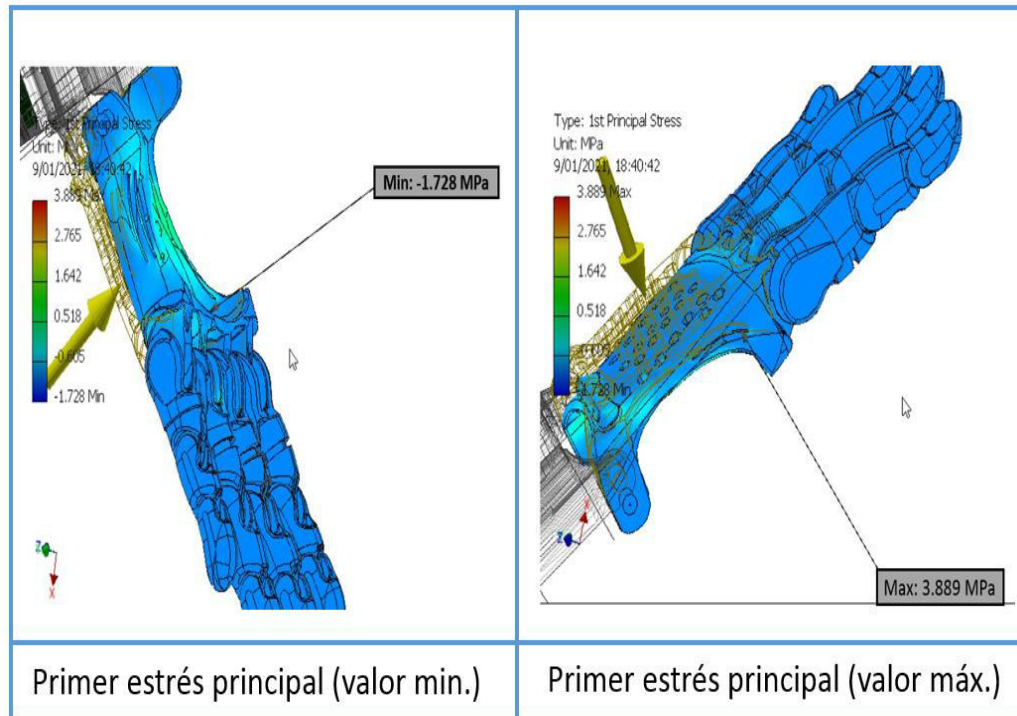


Figura 66: Prueba del primer estrés principal

Como se aprecia en la figura la mayor concentración de esfuerzos se produce en la parte de los laterales de la pieza y el valor máximo es de 3.889 MPa.

C. Tercer estrés principal y desplazamiento

La simulación denominada “tercer estrés principal” nos ayudara a comprender la tensión de compresión máxima inducida en la pieza de la prótesis debido a las condiciones de carga y con respecto a la prueba “Desplazamiento”, este nos mostrara la deformación de la pieza como resultado de una fuerza ejercida sobre la misma. Los contornos de color muestran la magnitud de tensión y deformación con respecto a la forma original.

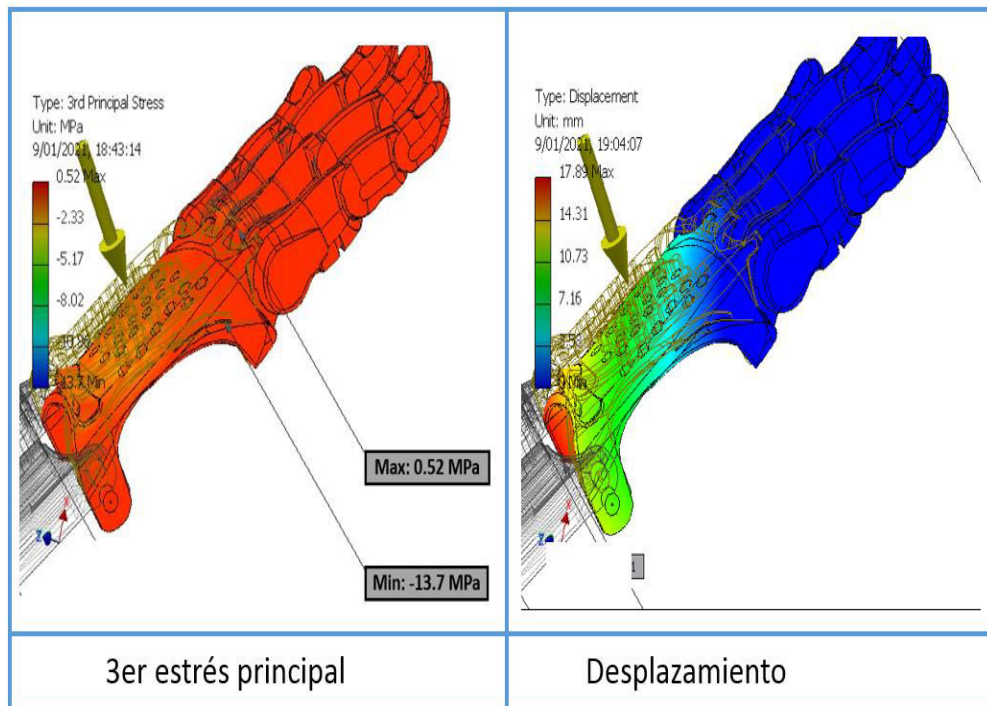


Figura 67: Prueba del 3er estrés principal y desplazamiento

El esfuerzo máximo del tercer estrés principal es de 0.52 MP y se encuentra cerca de las piezas que conforman los dedos de la prótesis sombreada de color rojo y con respecto a la prueba de desplazamiento la deformación más grande es de 17.89 mm y se encuentra en la parte inferior de la pieza.

D. Factor de seguridad y deformación equivalente

La prueba de factor de seguridad nos muestra la relación entre la tensión máxima permitida y la tensión equivalente (von-Mises) y los resultados debe de ser superior a 1 para que el diseño sea aceptable (Menos de 1 significa que hay alguna deformación permanente). Por otra parte la prueba de la deformacion equivalente se aplica directamente al modelo y permite la evaluación de las tensiones residuales en la pieza, los dos factores más importantes para determinar la deformación equivalente son el grado de temperatura y el grado de restricción.

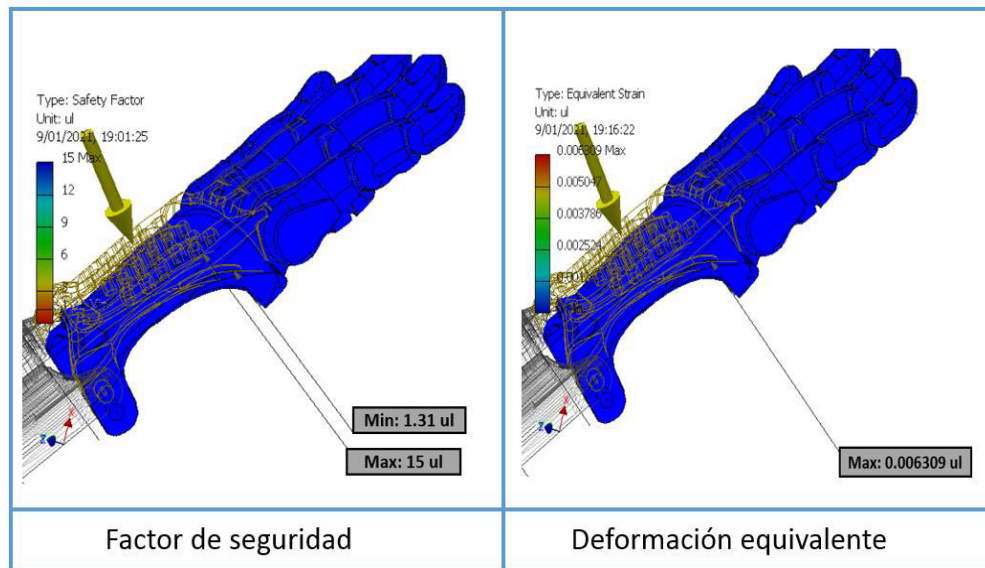


Figura 68: Prueba del factor de seguridad y de la deformación equivalente

Como se puede muestra en la figura el factor de seguridad mínimo es de 1.31 ul y es adecuado para un correcto funcionamiento de la prótesis. Por otro lado, la deformación mínima equivalente es de 0.006309 ul y esto es un valor aceptable dentro del rango admisible de desplazamiento.

E. Presión de contacto

Esta prueba consiste para conocer la presión que se produce en las interfaces de contacto de la pieza.

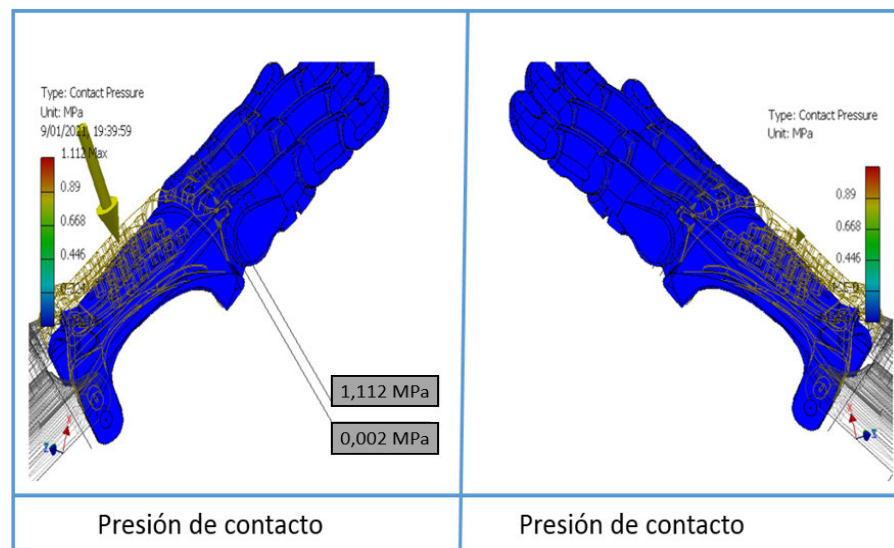


Figura 69: Prueba de tensión de contacto

Se muestra en la figura los esfuerzos máximos que se presenta en los extremos superiores de la pieza y que el valor máximo es de 1.112 MPa.

3.4.2. Simulación de la tarjeta electrónica de control

En esta parte se validará las condiciones de funcionamiento de las tarjetas electrónicas tanto del sistema de recepción y procesado de la señal como la del sistema de control, en donde se llegará a conocer el comportamiento y funcionamiento del hardware en condiciones reales. Para el proceso de la simulación de las tarjetas electrónicas en el programa Proteus v8.4 de Labcenter Electronics se ha tomado como reemplazo de los microcontroladores Atmega 328pu las tarjetas arduino Uno, debido a las limitaciones del software para la simulación del circuito integrado Atmega 328pu. El diagrama esquemático del sistema se muestra en la figura 70.

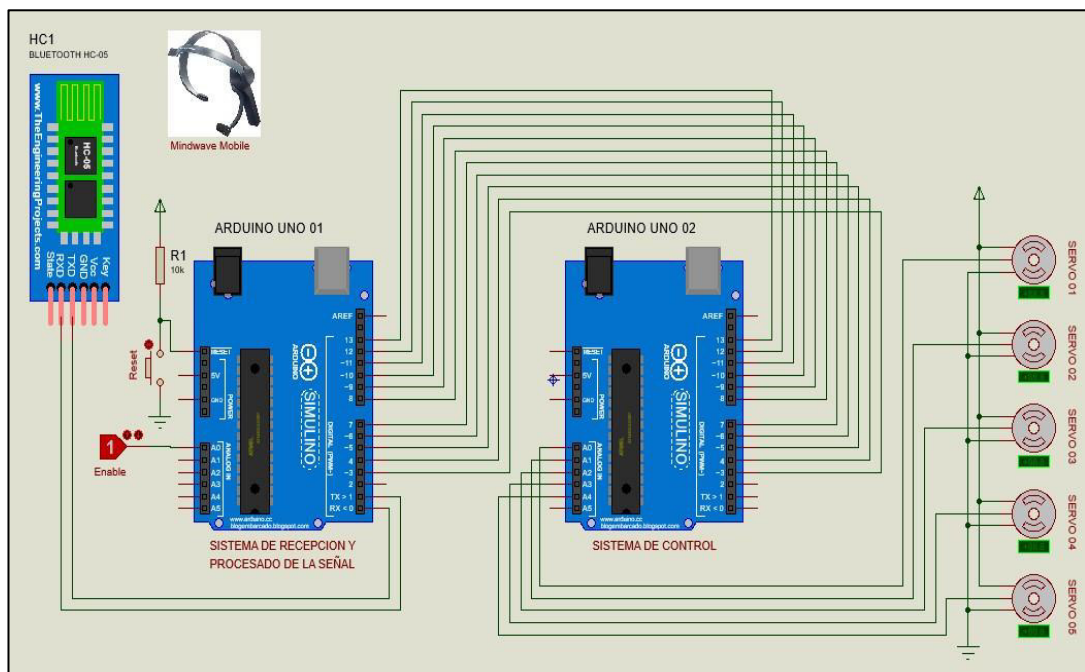
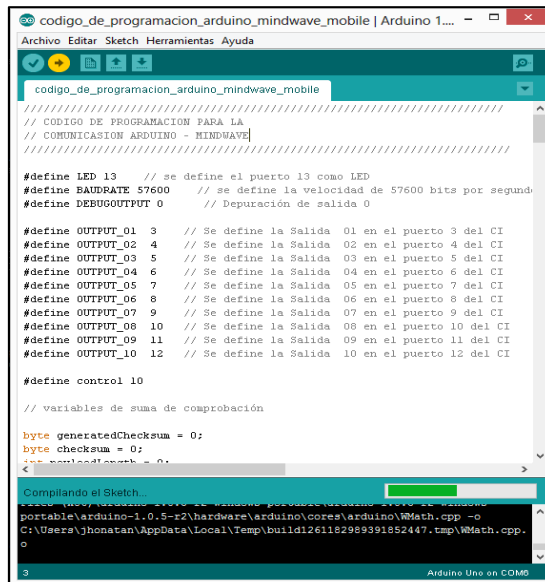


Figura 70: simulación del sistema de recepción, procesado y control de la señal

Se observa en la figura 70, la interconexión de las tarjetas arduino uno (reemplazo de las tarjetas electrónicas) con el modulo bluetooth hc-05 para la recepción de la señal EGG la cual se está reemplazando por un tres de pulsos digitales, para luego ser procesada y controlada por los arduinos unos previamente compilados los programadas. Para el control de los actuadores se está utilizando la modulación por ancho de pulso (pwm).

A. Proceso de carga del programa para el arduino uno 01

Se empezará con la compilación del programa en el software arduino IDE para obtener el archivo hexadecimal (Hex) el cual se cargará a la tarjeta de arduino uno para su simulación.



```
codigo_de_programacion_arduino_mindwave_mobile
// CODIGO DE PROGRAMACION PARA LA
// COMUNICACION ARDUINO - MINDWAVE

#define LED 13 // se define el puerto 13 como LED
#define BAUDRATE 57600 // Se define la velocidad de 57600 bits por segundo
#define DEBUGOUTPUT 0 // Depuracion de salida 0

#define OUTPUT_01 3 // Se define la Salida 01 en el puerto 3 del CI
#define OUTPUT_02 4 // Se define la Salida 02 en el puerto 4 del CI
#define OUTPUT_03 5 // Se define la Salida 03 en el puerto 5 del CI
#define OUTPUT_04 6 // Se define la Salida 04 en el puerto 6 del CI
#define OUTPUT_05 7 // Se define la Salida 05 en el puerto 7 del CI
#define OUTPUT_06 8 // Se define la Salida 06 en el puerto 8 del CI
#define OUTPUT_07 9 // Se define la Salida 07 en el puerto 9 del CI
#define OUTPUT_08 10 // Se define la Salida 08 en el puerto 10 del CI
#define OUTPUT_09 11 // Se define la Salida 09 en el puerto 11 del CI
#define OUTPUT_10 12 // Se define la Salida 10 en el puerto 12 del CI

#define control 10

// variables de suma de comprobación
byte generatedChecksum = 0;
byte checksum = 0;
int sendLength = 0;

Compilando el Sketch.
C:\Users\jhonatan\AppData\Local\Temp\build126116299391852447.tmp\Math.cpp
Arduino Uno on COM9
```

Figura 71: Compilación del programa en el software Arduino IDE (01)

Se muestra parte del programa dentro del software arduino IDE donde se realizará la compilación del programa para obtener un archivo hexadecimal el cual se ejecutará en el arduino uno 01.

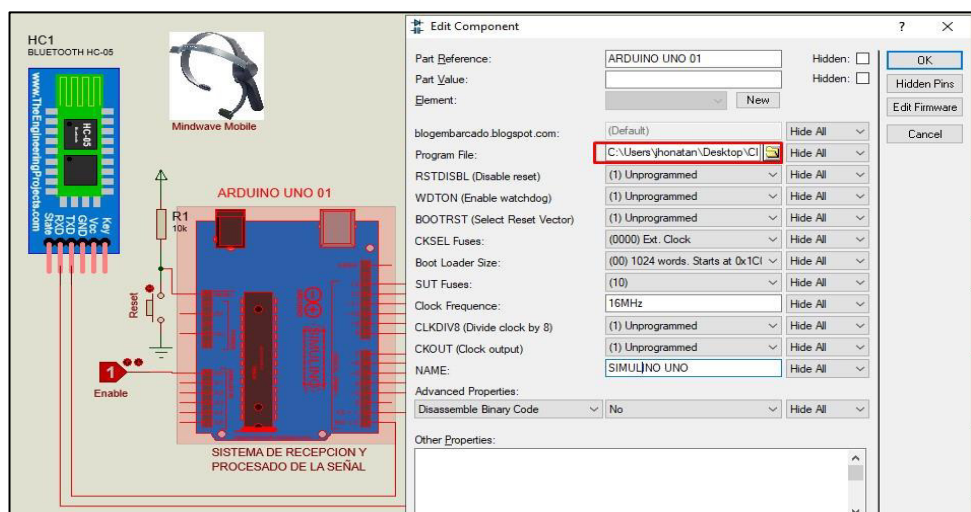


Figura 72: Carga de programa en el arduino uno 01

Se cargará el programa compilado en la opción "program file" que se visualiza en la ventana de configuración del arduino uno 01.

B. Proceso de carga del programa para el arduino uno 02

Se estará utilizando el mismo proceso que la tarjeta arduino anterior en donde se verá la compilación del programa en el software arduino IDE.

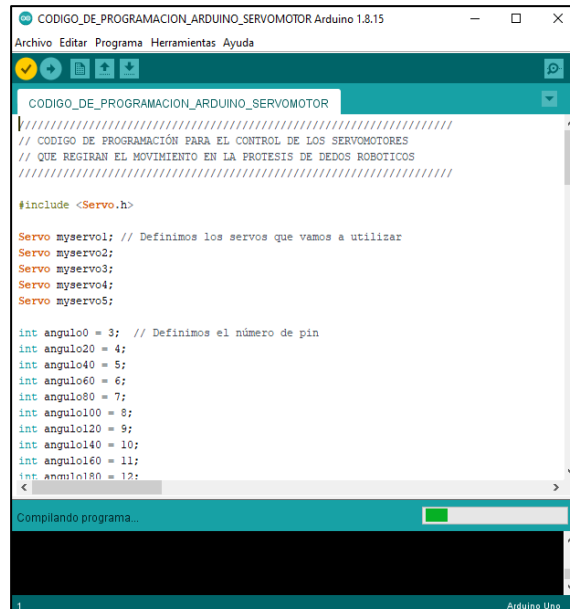


Figura 73: Compilación del programa en el software Arduino IDE (02)

Se observa la compilación del programa en el software arduino IDE para obtener un archivo hexadecimal el cual se ejecutará en el arduino uno 02.

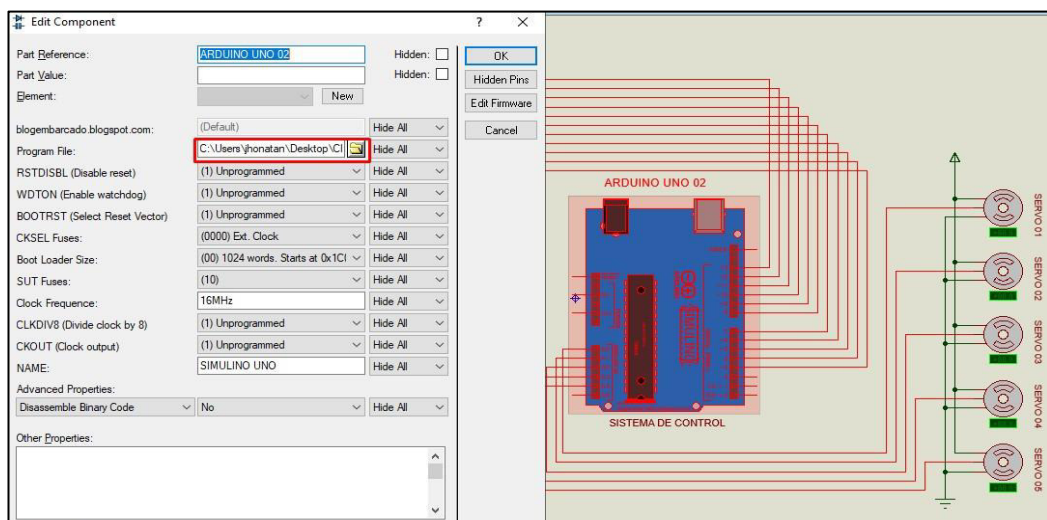


Figura 74: Carga de programa en el arduino uno 02

Se carga el programa compilado dentro de la opción "program file" que se visualiza en la ventana de configuración del arduino uno 02.

C. Pruebas de simulación del sistema electrónico

La simulación partirá de la tarjeta electrónica “sistema de recepción y procesado de la señal” la cual al inicio todos los puertos de salida estarán apagados o en un estado bajo “0 lógico” y estarán a la espera de la señal EGG la cual será reemplaza por un tren de pulsos para la simulación, una vez captada la señal se procesará y después se empezará a activar las salidas “1 lógico” empezando desde el puerto 03 digital hasta el puerto 12 de forma progresiva y en estado cambiante de acuerdo al estado mental de la persona para luego ser enviada a la tarjeta de “sistema de control” para el control de los actuadores los cuales regirán el movimiento de la prótesis.

- **Prueba de simulación 01**

Para esta prueba se ha considerado la primera salida digital en estado alto “1 lógico” en el puerto 03 de la tarjeta “sistema de recepción y procesado de la señal” y como dato de entrada para la tarjeta “sistema de control” en el puerto 03 como se muestra en la figura 75.

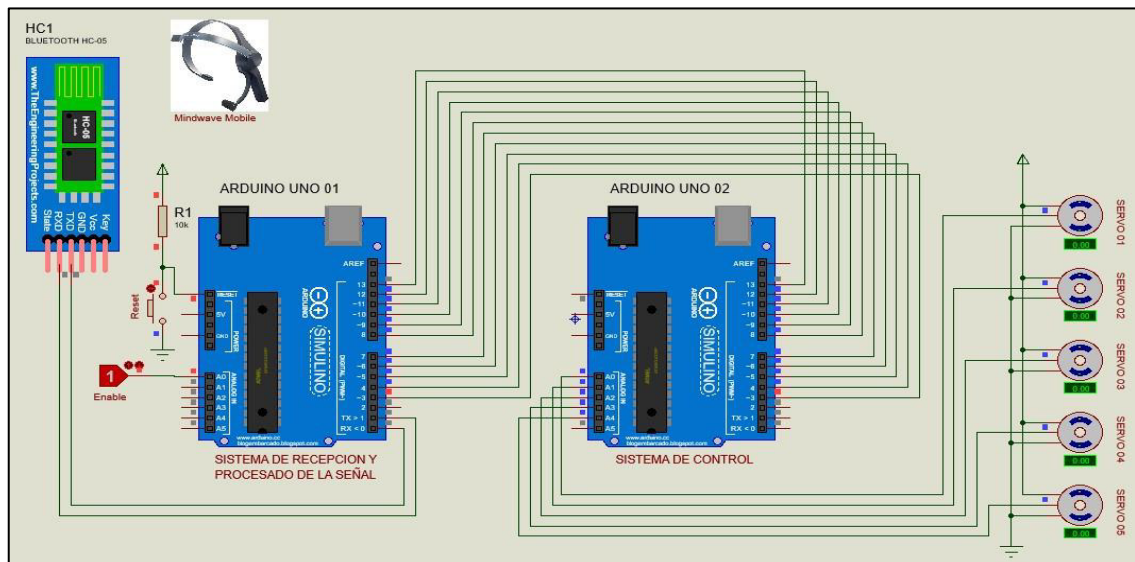


Figura 75: Prueba de simulación N° 01 del sistema electrónico

Se visualiza la parte electrónica del sistema, en donde se aprecia los resultados de la simulación en punto inicial en donde los ángulos de trabajo para los servomotores para esta prueba son de "0 grados.

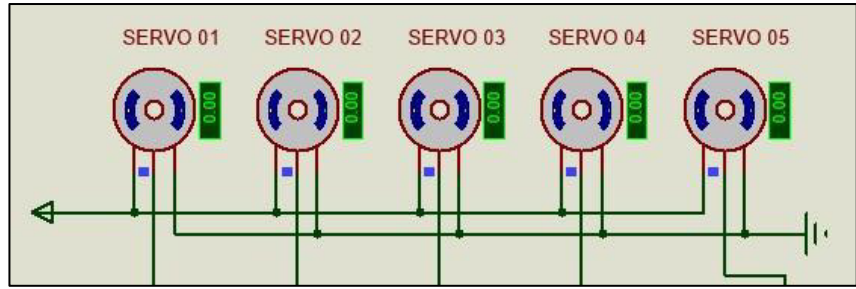


Figura 76: Resultados de la prueba de simulación 01

Se visualiza un aumento de tamaño de los resultados de la prueba de simulación del hardware para una mejor visualización, observándose un ángulo de “0 grados para los 5 servomotores de igual forma.

- **Prueba de simulación 02**

Para esta prueba se ha considerado la primera y la segunda salida digital en un estado alto “1 lógico” en los puertos 03 y 04 de la tarjeta “sistema de recepción y procesado de la señal” y como datos de entrada para la tarjeta “sistema de control” en los puertos 03 y 04 como se muestra en la figura 77.

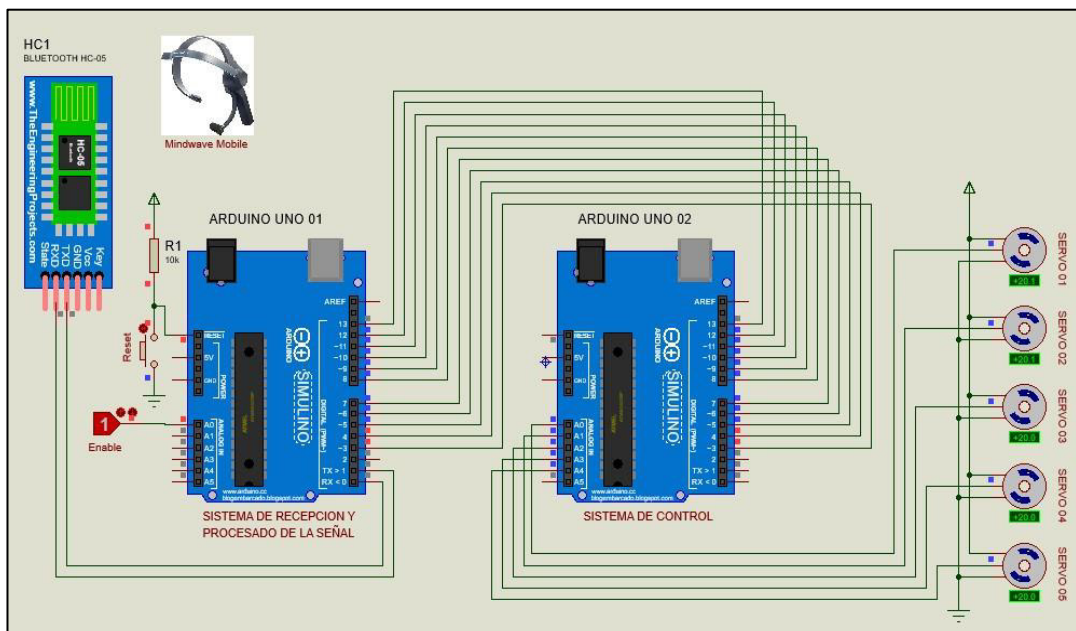


Figura 77: Prueba de simulación N° 02 del sistema electrónico

Se visualiza la parte electrónica del sistema, en donde se observa los resultados de la simulación en punto determinado en donde los ángulos de trabajo para los servomotores para esta prueba son de "20 grados".

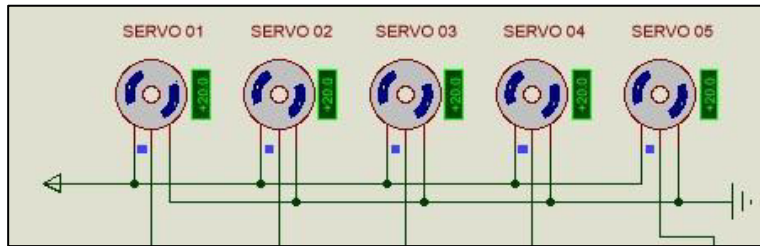


Figura 78: Resultados de la prueba de simulación 02

Se aprecia un aumento de tamaño en los resultados de la prueba de simulación del hardware para una mejor visualización, observándose un ángulo de “20 grados” para los 5 servomotores de igual forma.

- **Prueba de simulación 03**

Para esta prueba se ha considerado la primera, segunda y tercera salida digital en un estado alto “1 lógico” en los puertos 03, 04 y 05 de la tarjeta “sistema de recepción y procesamiento de la señal” y como datos de entrada para la tarjeta “sistema de control” en los puertos 03, 04 y 05 como se ve en la figura 79.

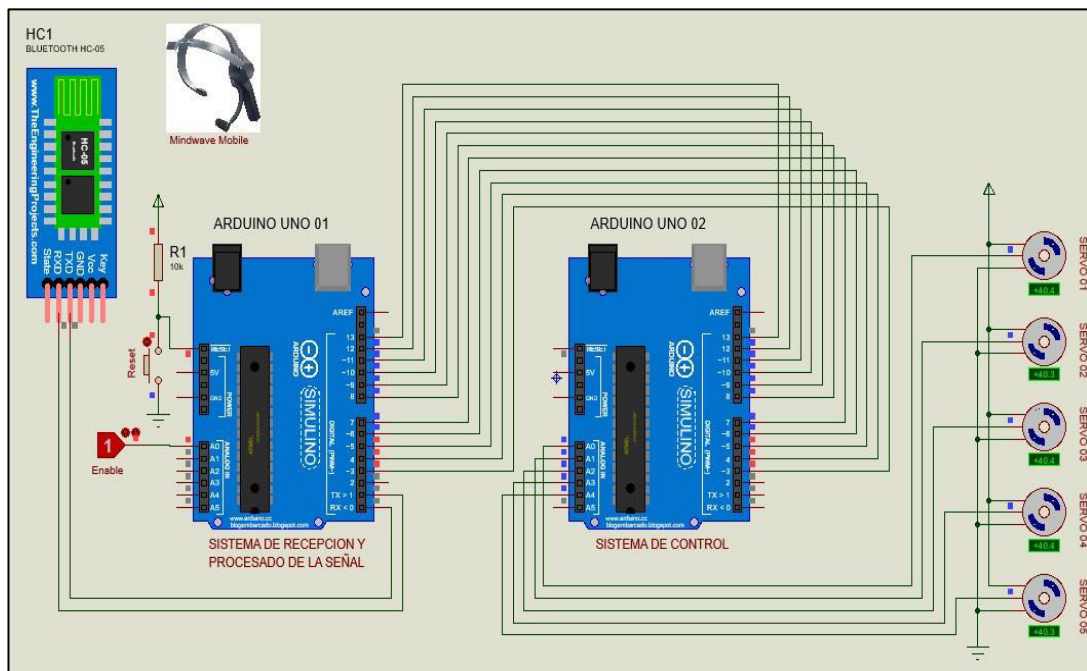


Figura 79: Prueba de simulación N° 03 del sistema electrónico

Se visualiza la parte electrónica del sistema, en donde se observa los resultados de la simulación en punto determinado en donde los ángulos de trabajo para los servomotores para esta prueba son de "40 grados".

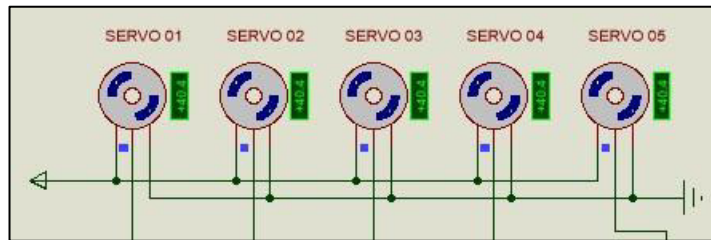


Figura 80: Resultados de la prueba de simulación 03

Se aprecia un aumento de tamaño en los resultados de la prueba de simulación del hardware para una mejor visualización, observándose un ángulo de “40 grados” para los 5 servomotores de igual forma.

- **Prueba de simulación 04**

De acuerdo a las pruebas anteriores en donde los ángulos eran de 0, 20, 40 y así sucesivamente hasta llegar hasta 180 grados, para esta prueba se ha tomado el último caso en donde se ha considerado la 1era, 2da, 3era, hasta llegar hasta la décima salida digital en un estado alto “1 lógico” en los puertos 03, 04, 05, 06 hasta llegar a 12 de la tarjeta “sistema de recepción y procesado de la señal” y como datos de entrada para la tarjeta “sistema de control” en los puertos 03, 04, 05 y 06 hasta llegar a 12 como se muestra en la figura 81.

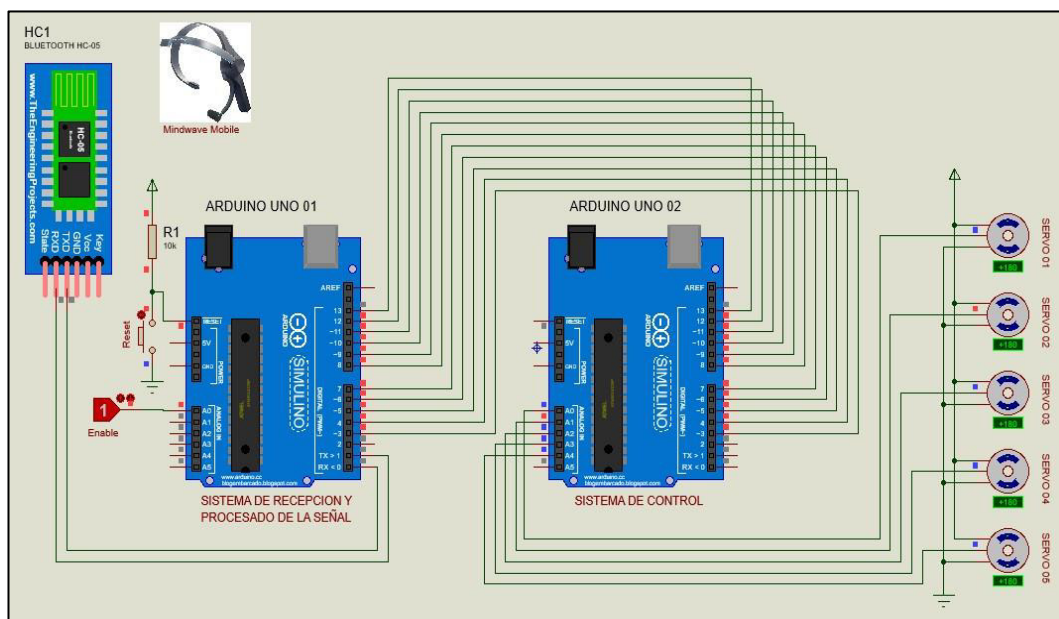


Figura 81: Prueba de simulación N° 04 del sistema electrónico

Se visualiza la parte electrónica del sistema, en donde se observa los resultados de la simulación en punto determinado en donde los ángulos de trabajo para los servomotores para esta prueba son de "180 grados".

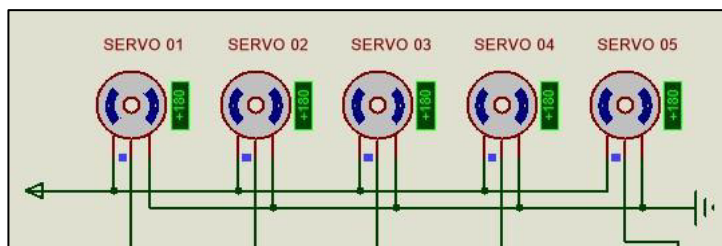


Figura 82: Resultados de la prueba de simulación 04

Se muestra un aumento de tamaño en los resultados de la prueba de simulación del hardware para una mejor visualización, observándose un ángulo de "180 grados" para los 5 servomotores de igual forma.

Tabla 18: Resultados de la simulación del sistema electrónico

ESTADOS	PUERTOS DIGITALES ACTIVOS	ANGULO DE SALIDA
Estado 01	Output (01)	0 grados
Estado 02	Output (01, 02)	20 grados
Estado 03	Output (01, 02, 03)	40 grados
Estado 04	Output (01, 02, 03, 04)	60 grados
Estado 05	Output (01, 02, 03, 04, 05)	80 grados
Estado 06	Output (01, 02, 03, 04, 05, 06)	100 grados
Estado 07	Output (01, 02, 03, 04, 05, 06, 07)	120 grados
Estado 08	Output (01, 02, 03, 04, 05, 06, 07, 08)	140 grados
Estado 09	Output (01, 02, 03, 04, 05, 06, 07, 08, 09)	160 grados
Estado 10	Output (01, 02, 03, 04, 05, 06, 07, 08, 09, 10)	180 grados

Se muestra los resultados de las pruebas de simulación de los distintos estados de movimiento que van desde los "0 grados" hasta los "180 grados" con "20 grados" de diferencia entre cada estado, los cambios de estados estarán determinados por el estado mental de la persona discapacitada.

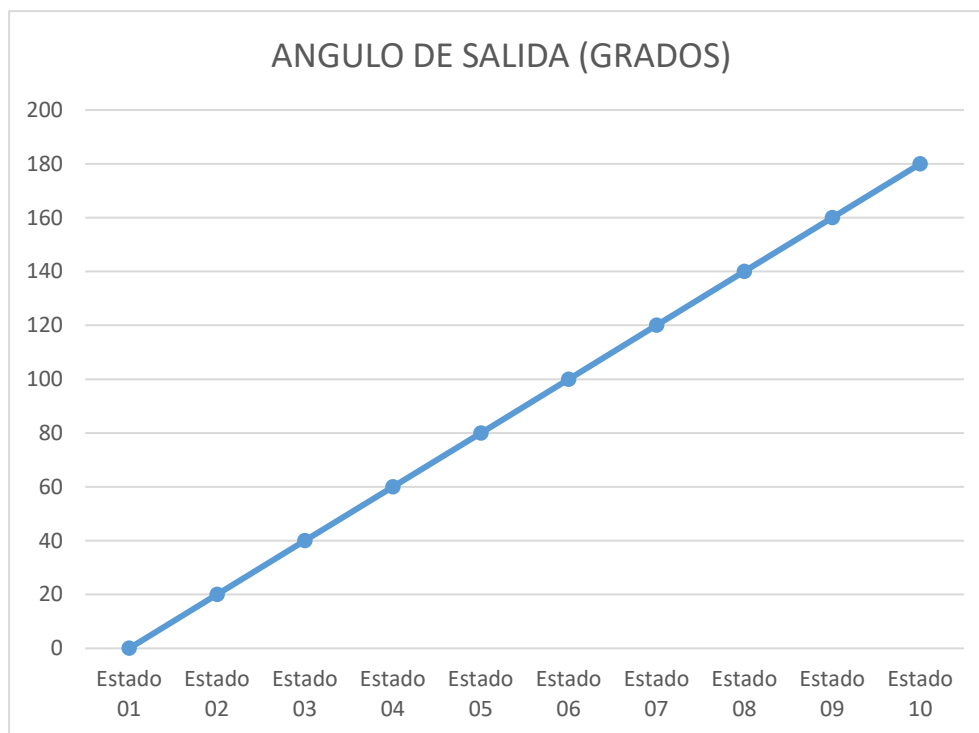


Figura 83: Resultados de las prueba de simulación

En esta figura se muestra los ángulos de rotación que se generan por cada estado de movimiento del 1 al 10.

3.5. IMPLEMENTAR E INTEGRAR LA PRÓTESIS, LA TARJETA ELECTRÓNICA DE CONTROL Y EL ELECTROENCEFALÓGRAFO VÍA BLUETOOTH.

3.5.1. Partes de la estructura de la prótesis impresa en 3d

En esta parte se estará presentando las piezas en 3d que conforman la estructura de la prótesis de los dedos robóticos y que han sido impresas con filamentos de ABS de 1.75 mm con altos estándares calidad a través de la tecnología de la impresión en 3d.

A. Piezas del dedo meñique

En esta parte se presentan las 04 piezas impresas en plástico ABS que componen al dedo meñique. Se observa su forma física en la figura 84.

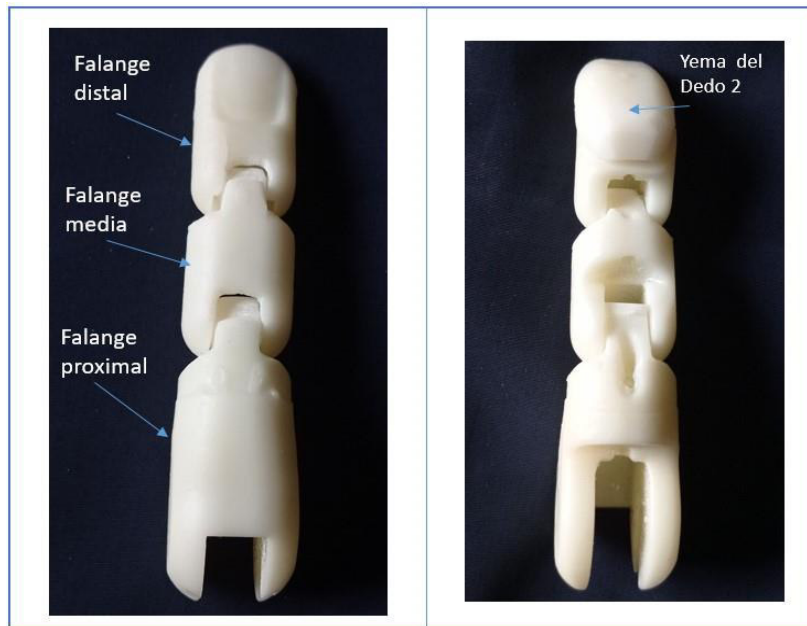


Figura 84: Dedo meñique impreso en plástico abs

Se visualiza la integración del dedo meñique en una vista frontal y posterior conformada por 4 piezas (falange distal, falange media, falange proximal y yema del dedo) impresas en plástico ABS.

B. Piezas del dedo anular

En este apartado se muestra las 04 piezas impresas en plástico ABS la cual integran el dedo anular. Se visualiza su forma física en la figura 85.

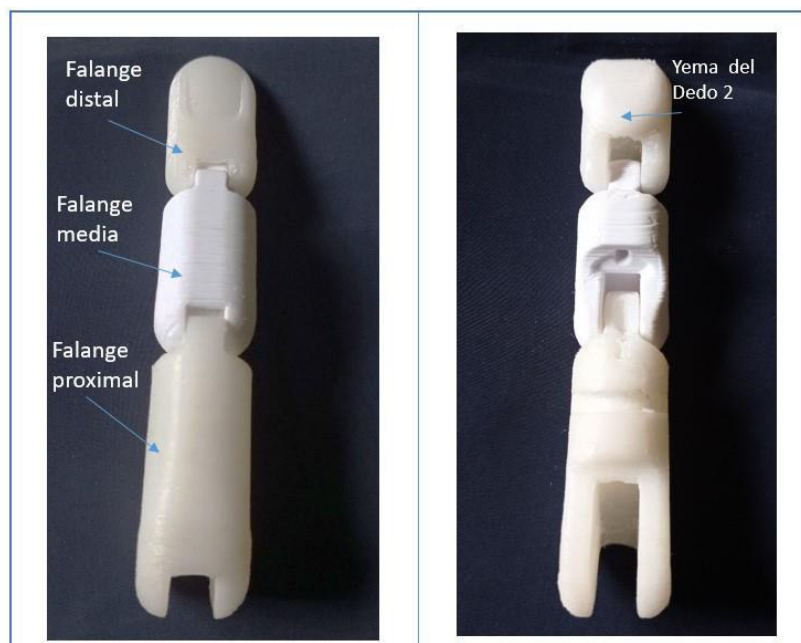


Figura 85: Dedo anular impreso en plástico ABS

Se muestra el dedo anular en una vista frontal y posterior, constituida por 4 piezas (falange distal, falange media, falange proximal y yema del dedo) impresas en plástico ABS.

C. Piezas del dedo medio

En esta parte se presentan las 04 piezas impresas en plástico ABS que componen al dedo medio. Se observa su forma física en la imagen 86.

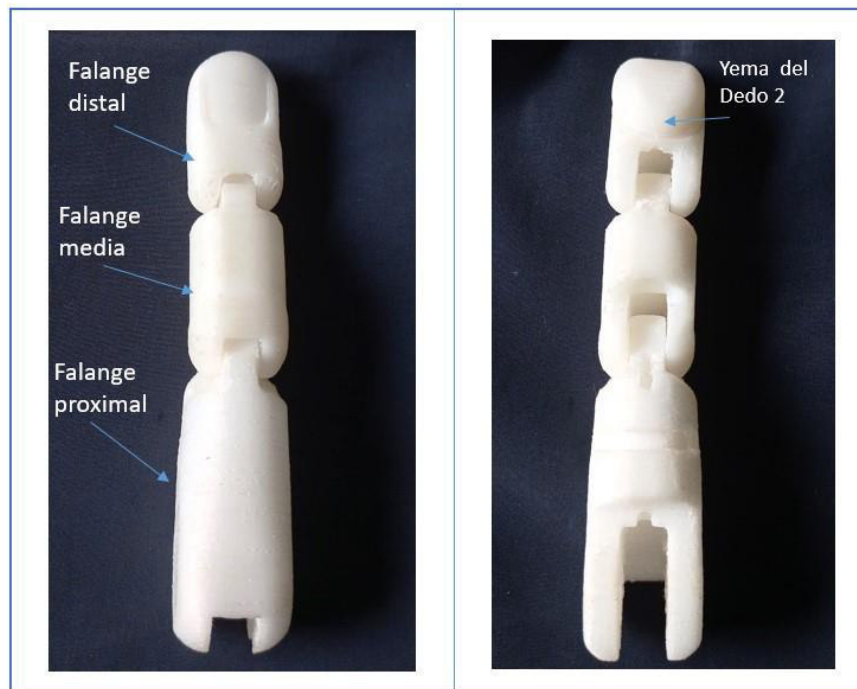


Figura 86: Dedo medio impreso en plástico ABS

Se observa la integración del dedo medio en una vista frontal y posterior conformada por 4 piezas (falange distal, falange media, falange proximal y yema del dedo) impresas en plástico ABS.

D. Piezas del dedo índice

En esta parte se muestran las 04 piezas impresas en plástico ABS que conforman el dedo índice. Se muestra su forma física en la imagen 87.

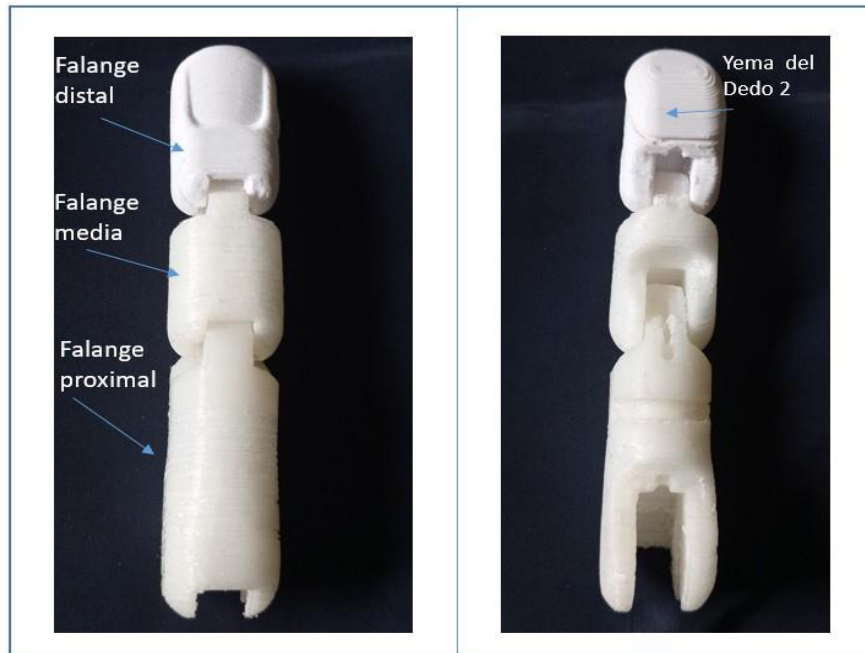


Figura 87: Dedo índice impreso en plástico ABS

Se visualiza una vista frontal y posterior de la integración del dedo índice conformada por 4 piezas (falange distal, falange media, falange proximal y yema del dedo) impresas en plástico ABS.

E. Pieza del dorso de la mano

Por otra parte, se presenta la pieza del dorso de la mano impresa en plástico ABS la cual será base para la integración de los dedos de la mano. Se visualiza su forma física en la imagen 88.



Figura 88: Dorso de la mano impreso en plástico ABS

Se observa la pieza del dorso de la mano impresas en plástico abs en una vista frontal y posterior.

F. Integración de las piezas del dorso y los dedos de la mano

En esta parte se presenta la integración de las piezas de los dedos de la mano en unión con el dorso de la mano.



Figura 89: Unión de las piezas del dorso y los dedos de la mano

Se muestra la integración de las piezas de los dedos y el dorso de la mano en una vista frontal y posterior, y en donde se llegan apreciar las características del diseño.

G. Piezas de la base de sujeción

En esta parte se presentan las 04 piezas impresas en plástico ABS que componen a la base de sujeción. Se observa en la figura 90 su forma física.



Figura 90: Base de sujeción impreso en plástico ABS

Se muestran en la vista de lado izquierdo las piezas de la base de sujeción impresas en plástico ABS y en la vista del lado derecho se observa la pieza del sujetador desde arriba, donde se aprecian los detalles de diseño.

H. Montaje completo de la prótesis de los dedos robóticos

Se presenta la integración de las piezas de los dedos de la mano junto con el dorso de la mano y el sujetador. Se observa en la figura 91 su forma física.



Figura 91: Impresión en plástico ABS del dedo medio

En esta figura se visualiza la unión de las piezas de la prótesis de dedos robóticos de forma completa en una vista frontal y posterior

3.5.2. Placas de los circuitos electrónicos del sistema de recepción, procesado y control de la señal

Se presenta La implementación de los circuitos electrónicos del sistema de recepción, procesado y control de la señal, para esta implementación se ha tenido en consideración las dimensiones del interior de la prótesis y el limitado espacio que se tiene, por lo cual se han considerado componentes de pequeñas dimensiones para cumplir con el diseñado.

A. Placa del circuito electrónico del sistema de recepción y procesado de la señal

Se presenta el circuito electrónico del sistema de recepción y procesado de la señal, la cual se alimentará de unas baterías que suman 7.4v (2 x 3.7v) a 3A como máximo, Se observa en la figura 92 su forma física.

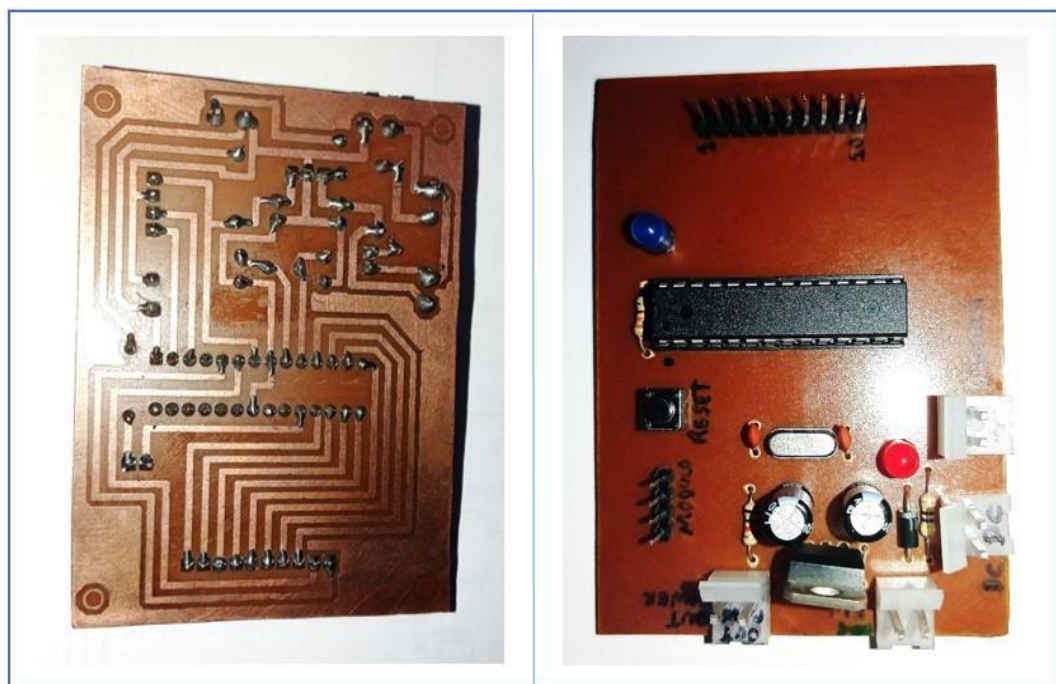


Figura 92: Circuito del sistema de recepción y procesado de la señal

En esta figura se muestra la implementación del circuito electrónico del sistema de recepción y procesado de la señal en una vista frontal y trasera en donde se observan las pistas del circuito y los componentes que componen el circuito

B. Placa del circuito electrónico del sistema de control de la señal

Se presenta el circuito electrónico del sistema de control de la señal, la cual se alimentará de unas baterías que suman 7.4v (2 x 3.7v) a 3A como máximo al igual que el circuito anterior, Se observa en la figura 93 su implementación física.

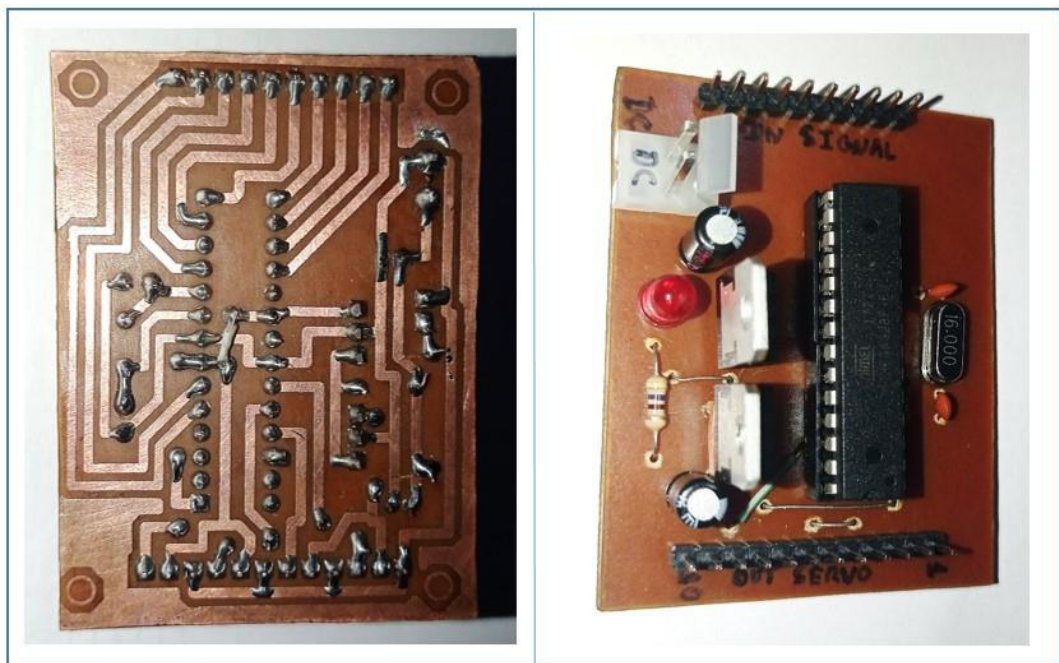


Figura 93: Circuito del sistema de control de la señal

En esta figura se muestra la implementación del circuito electrónico del sistema de control de la señal en una vista frontal y trasera en donde se observan las pistas del circuito y los componentes que componen el circuito

3.5.3. Integración de las piezas impresas de la estructura de la prótesis junto con la parte electrónica

Se presenta la integración final de las piezas de la estructura de la prótesis junto con la parte del sistema electrónico.

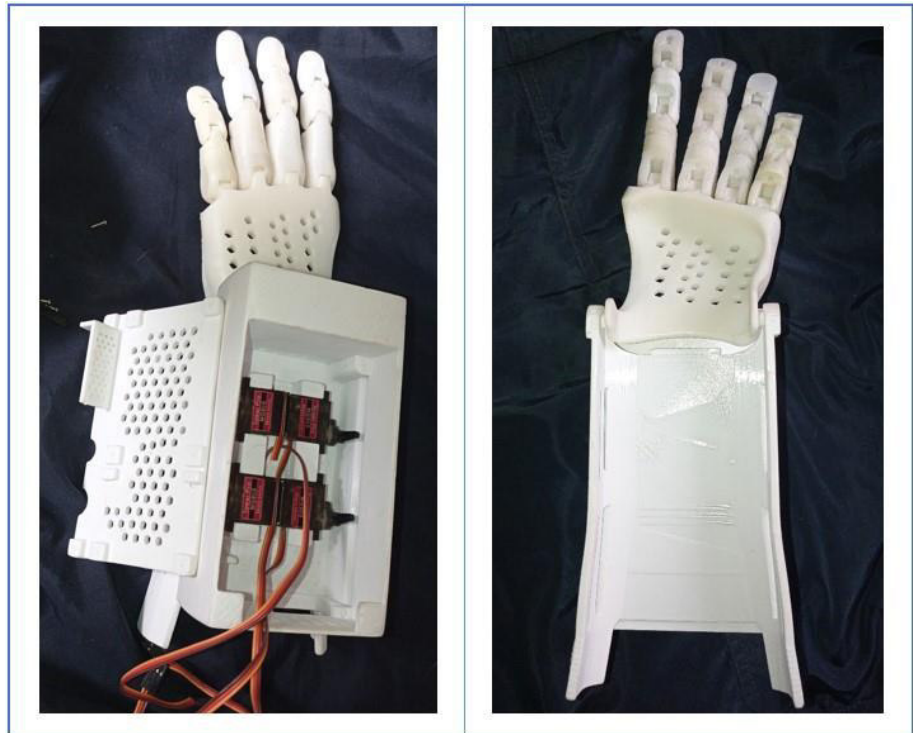


Figura 94: Unión de la estructura de la prótesis junto con los servomotores

En esta figura se muestra la estructura de la prótesis junto con los 4 servomotores ubicados en la parte inferior, encargados de la parte de transmisión para el movimiento de los dedos robóticos.

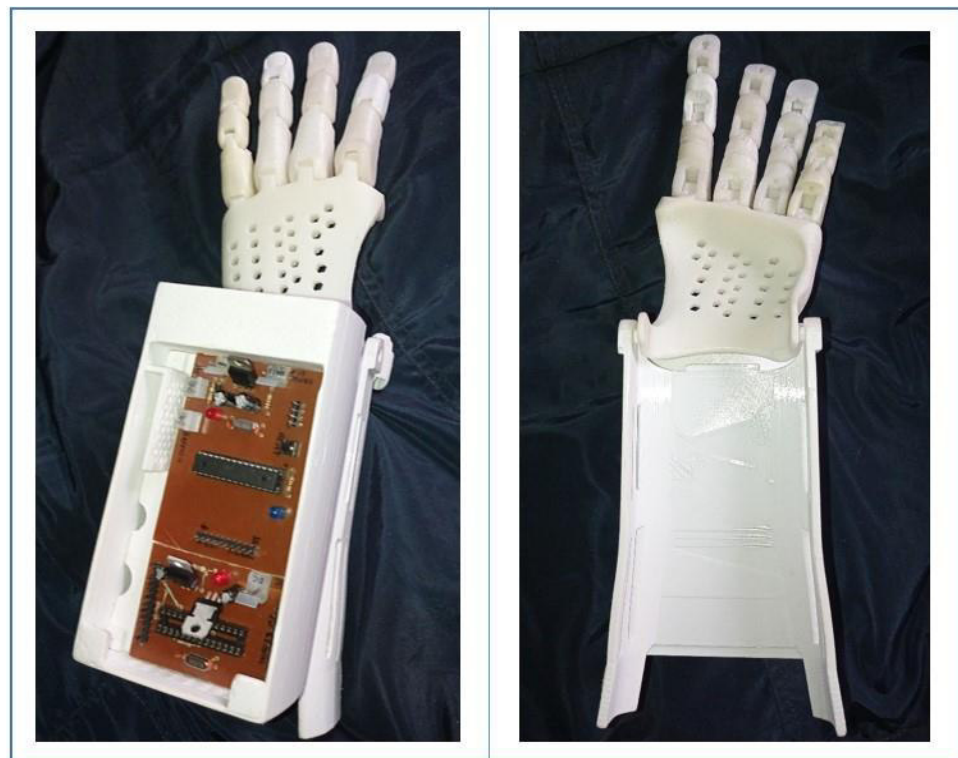


Figura 95: Integración de la prótesis junto con la parte electrónica

En esta figura se observa la estructura de la prótesis junto con la parte electrónica encargada de la recepción, procesamiento y control de la señal y está ubicada físicamente sobre una base por encima de los servomotores.

3.5.4. Pruebas de funcionamiento de la prótesis completa de los dedos robóticos

En esta parte se presenta las pruebas de funcionamiento realizada en una persona de prueba, en donde se demostró en base a resultados el movimiento de los dedos robóticos controlados por las ondas cerebrales y se observa en la figura 96.



Figura 96: Integración de la prótesis en la persona de prueba

Se visualiza la prótesis de dedos robóticos colocado sobre el brazo izquierdo de la persona de prueba en donde se ha realizado el control del movimiento de los dedos robóticos controlados por las ondas cerebrales.

A. Margen de error del movimiento de los dedos robóticos

Se determinó que el movimiento de los dedos robóticos presentó un leve retraso en el ángulo de rotación según lo programado, esto se debió debido al esfuerzo mecánico en la transmisión al llegar a jalar el nylon para mover las piezas que conforman el dedo de la mano para que se produzca el movimiento. A

continuación, se presenta el cuadro con los datos teóricos y experimentales junto con el resultado del margen de error del movimiento en condiciones de esfuerzo.

Tabla 19: Ángulos de rotación teóricos y experimentales

ESTADOS	ANGULO DE SALIDA (V. TEORICO)	ANGULO DE SALIDA (V. EXPERIMENTAL)
Estado 01	0 grados	0 grados
Estado 02	20 grados	17 grados
Estado 03	40 grados	32 grados
Estado 04	60 grados	51 grados
Estado 05	80 grados	67 grados
Estado 06	100 grados	88 grados
Estado 07	120 grados	102 grados
Estado 08	140 grados	120 grados
Estado 09	160 grados	138 grados
Estado 10	180 grados	153 grados

De acuerdo con la ecuación del margen de error:

$$\text{Margen de error (\%)} = \frac{\text{Valor Teorico} - \text{Valor Experimental}}{\text{valor teorico}} \times 100\%$$

Reemplazando

Para el (Estado 02) se tiene:

$$\text{Margen de error (\%)} = \frac{20-17}{20} \times 100\% \longrightarrow = 15\%$$

Para el (Estado 03) se tiene:

$$\text{Margen de error (\%)} = \frac{40-32}{40} \times 100\% \longrightarrow = 20\%$$

$$\text{Margen de error (\%)} = 20\%$$

⋮ ⋮ ⋮ ⋮ ⋮

Para el (Estado 10) se tiene:

$$\text{Margen de error (\%)} = \frac{180-153}{180} \times 100\% \longrightarrow = 15\%$$

$$\text{Margen de error (\%)} = 15\%$$

Según los datos obtenidos del ángulo de rotación de los valores teóricos y experimentales, se determina que el margen de error en la rotación sometido a un esfuerzo va desde el 15% al 20% para esta prueba.

CAPÍTULO IV: ANÁLISIS DE COSTO Y BENEFICIO

4.1. ANÁLISIS DE COSTOS

4.1.1. Recursos humanos

En la siguiente tabla se muestra los gastos que se hicieron en capacitaciones en el tema del modelamiento de archivos CAD en 3D y programación que se requerían para el desarrollo de esta investigación.

Tabla 20: Recursos humanos para el sistema

DESCRIPCION DE ACTIVIDAD	PERSONAL	MESES	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
Especialista en modelación de piezas CAD en 3D	1	2	S/ 200.00	S/ 400.00
Programador en ARDUINO	1	2	S/ 200.00	S/ 400.00
Especialista en diseño de circuitos electrónicos en Proteus	1	2	S/ 250.00	S/ 500.00
Costo por pruebas y ajustes del sistema	1	1	S/ 200.00	S/ 200.00
TOTAL				S/ 1,500.00

En la siguiente tabla se muestra los gastos que se hicieron en capacitaciones para el tema del modelamiento de archivos CAD en 3D, diseño de circuitos y programación que se requerían.

4.1.2. Recursos de hardware

En esta tabla se ha incluido los gastos realizados para la implementación del hardware.

Tabla 21: Recursos de materiales y dispositivos para el sistema

Nº	ACTIVIDADES	CANT.	MATERIALES / OTROS	PRECIO TOTAL
1	ADQUISICION DE SEÑALES EEG	1	MINDWAVE MOBILE	S/ 420.00
		2	Atmega 328P/PU	S/ 32.00
		1	Módulo de Bluetooth (hc-05)	S/ 16.00
		4	Micro servomotor Mg90s	S/ 80.00
		2	Baterías de 3.7 V	S/ 50.00
		3	Diodos Leds	S/ 1.00

		20	Conectores	S/ 3.00
2	BÚSQUEDA Y	10	Condensadores	S/ 3.00
	ADQUISICIÓN DE	4	Borneras	S/ 2.00
	MATERIALES	10	Resistores	S/ 1.00
		2	Diodo semiconductor	S/ 1.00
		3	Regulador de voltaje LM7805	S/ 3.00
		1	Indicador de nivel de batería	S/ 9.00
		2	Cristal 16 Mhz	S/ 2.00
		1	Placa virgen baquelita	S/ 8.00
		2	Interruptores	S/ 2.00
		21	Piezas CAD	S/ 250.00
TOTAL				S/ 883.00

En la tabla se observa los gastos del costo de los componentes electrónicos que se han realizado para la implementación del hardware de donde se obtiene el monto total de S/ 883.00.

4.1.3. Recursos de software

Para esta tabla se ha considerado los gastos realizados en la compra de softwares para el diseño de la prótesis y el diseño de la tarjeta electrónica.

Tabla 22: Recursos de software para el sistema

DESCRIPCIÓN DE ACTIVIDAD	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
Arduino IDE	1	S/ 0.00	S/ 0.00
Autodesk Inventor Profesional	1	S/ 800	S/ 850.00
Proteus Design Suite	1	S/ 200	S/ 750.00
TOTAL			S/ 1,600.00

Se visualizan los costos unitarios y el total que es S/ 1,600.00 por la compra de softwares de diseño y simulación.

4.1.4. Otros gastos

En esta parte se muestra los gastos adicionales que han realizado para el desarrollo de la investigación tanto en la búsqueda de

información de especialistas de la salud, gastos de aumento de recursos para el computador y por último los gastos de movilidad.

Tabla 23: Actividades adicionales para el desarrollo de la investigación

MOTIVO	CANT.	DESCRIPCION	PRECIO TOTAL
Búsqueda de información	-	Asesoría de personal de salud - doctor	S/ 200.00
	-	Seminarios médicos	S/ 100.00
Herramienta	1	Repotenciar computador	S/ 500.00
pasajes	20		S/ 100.00
TOTAL			S/ 900.00

Se observa en la tabla los gastos de la búsqueda información, herramienta y movilidad realizados para el desarrollo de la investigación con una inversión de S/ 900.00 en total.

Tabla 24: Costo previsto de inversión inicial

DESCRIPCION	PRECIO TOTAL
Recursos humanos	S/ 1,500.00
Recursos de hardware	S/ 883.00
Recursos de software	S/ 1,600.00
Otros gastos	S/ 900.00
TOTAL	S/ 4,883.00

En esta tabla se muestra el gasto total realizado para la obtención de los recursos humanos, hardware, software y otros gastos que se han tenido que realizar.

4.2. ANÁLISIS DE BENEFICIO

4.2.1. Beneficios tangibles

El proyecto se encuentra enfocado en el desarrollo de una prótesis de dedos robóticos para mejorar la calidad de vida de las personas discapacitadas de los dedos de la mano debido a la gangrena, es por ello por lo que se cobrará una utilidad del 20% del costo total de implementación.

Tabla 25: Ingreso por venta del equipo

DESCRIPCIÓN	PRECIO TOTAL
Precio total	S/ 883.00
Utilidad de 20%	S/ 176.60
Precio total + Utilidad 20%	S/ 1,059.60
El 18% IGV de (Precio total + Utilidad 20%)	S/ 190.73
Precio de venta (con IGV)	S/ 1,250.33

Como se observa en la Tabla 24, el costo para producir un modelo de este sistema seria de: S/ 1,250.33 y se tendría una ganancia neta de S/ 176.60.

4.2.2. Beneficios intangibles

La Implementación de la prótesis de dedos robóticos contempla los siguientes beneficios:

- Mejorar la apariencia física de la persona discapacitada que ha perdido los dedos de la mano debido a la gangrena.
- Mejorar la calidad de vida de la persona discapacitada, aumentar la autoestima e incrementar su seguridad ante la sociedad.
- Ser accesible a personas de bajos recursos debido a su bajo costo de producción a diferencia de otras prótesis funcionales.

4.3. ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD

4.3.1. Desarrollo del flujo de caja

Vamos a ver el análisis del flujo de caja si se quiere implementar el proyecto, con una estimación por los 12 primeros meses.

Tabla 26: Flujo de caja

MES	N° CLIENTES	INGRESO	EGRESO	FLUJO DE EFECTIVO NETO
01	01	S/ 1,250.33	S/ 4,883.00	- S/ 3,632.67
02	02	S/ 2,500.66	S/ 1,766.00	- S/ 2,898.01
03	03	S/ 3,750.99	S/ 2,649.00	- S/ 1,796.02
04	04	S/ 5,001.32	S/ 3,532.00	- S/ 326.70
05	05	S/ 6,251.65	S/ 4,415.00	S/ 1,509.95
06	06	S/ 7,501.98	S/ 5,298.00	S/ 3,713.93
07	07	S/ 8,752.31	S/ 6,181.00	S/ 6,285.24

08	08	S/ 10,002.64	S/ 7,064.00	S/ 9,223.88
09	09	S/ 11,252.97	S/ 7,947.00	S/ 12,529.85
10	10	S/ 12,503.30	S/ 8,830.00	S/ 16,203.15
11	11	S/ 13,753.68	S/ 9,713.00	S/ 20,243.83
12	12	S/ 15,003.96	S/ 10,596.00	S/ 24,651.79
TOTAL		S/ 97,2525.41	S/ 72,874.00	

Se observa en la Tabla, el flujo de caja estimado en 12 meses

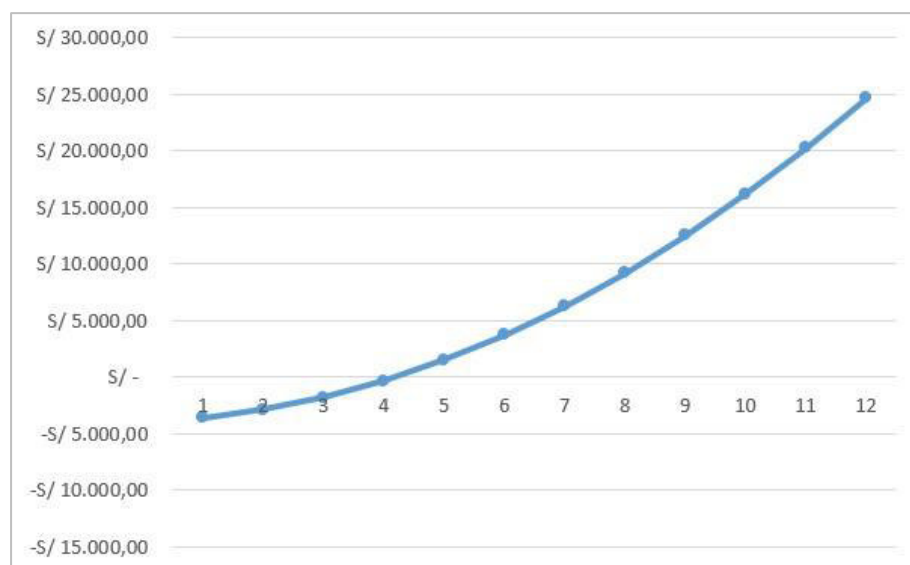


Figura 97: Grafica de flujo de caja de los 12 primeros meses

En la figura se muestra una curvatura ascendente en donde se visualiza que a partir del 5to mes ya se tendría una ganancia neta.

4.3.2. Análisis del VAN

En esta parte, se realizará el cálculo para determinar el VAN (Valor de Actual Neto) con la información obtenida del flujo de caja neto (Tabla 25) y se tendrá una tasa de interés del 10%.

- Monto de Inversión Inicial (I_0) = S/. 4,883.00
- Tiempo (t) = 12 meses
- Flujo neto en el tiempo (F_t) de 12 meses
- Tasa de interés(i)= 10%

Se utilizará la siguiente ecuación:

$$VAN = \sum_{t=1}^n \frac{F_t}{(1+k)^t} - I_0$$

Obteniendo el resultado de:

$$VAN = S/24.920,37$$

Se cuenta con un "VAN" con una cifra positiva, la cual indica que el proyecto es viable económicamente.

4.3.3. Análisis del TIR

Para calcular el TIR (Tasa Interna de Retorno) se utilizarán los datos del VAN.

Formula del VAN:

$$VAN = \sum_{k=0}^n \frac{F_t}{(1+TIR)^t} - I = 0$$

Como se observa en La fórmula el TIR está asociado al resultado del VAN

Se utilizará la siguiente ecuación:

$$TIR = \frac{-I + \sum_{i=1}^n F_i}{\sum_{i=1}^n ix F_t}$$

Obteniendo el resultado de:

$$TIR = 0.37 \text{ -----} > TIR = 37\%$$

Conclusiones

1. Luego de evaluar la situación actual de los pacientes que han sufrido amputación de los dedos de la mano debido a gangrena se concluye que la mayoría de estas personas discapacitadas no cuentan con los recursos necesarios para contar con una prótesis estética o mecánica la cual les permita realizar sus actividades básicas, por otro lado, la otra parte de personas discapacitadas que están en una condición media o alta se determinó que, si cuentan con una prótesis estética o mecánica y que en su mejor condición cuentan con una prótesis funcional.
2. En este trabajo de investigación se ha realizado el diseño de la prótesis de los dedos robóticos teniendo como base principal las características antropomórficas de la mano humana según la norma DIN 33402-2. De acuerdo con los resultados obtenidos del movimiento de los dedos robóticos de la prótesis, se determinó que los movimientos de los dedos robóticos trabajan con 4 grados de libertad (uno en cada dedo) y que se puede llegar a realizar ciertas actividades específicas las cuales cubran en lo posible con las necesidades básicas de las personas discapacitadas. Se concluyó que el material de construcción (pástico ABS) puede llegar a soportar impactos de hasta 375 J/m a un nivel medio, de igual forma se determinó que los dispositivos electrónicos llegaron a establecer una comunicación estable y de forma correcta cumpliendo con los requerimientos técnicos de diseño.
3. Se concluyó que, las etapas electrónicas involucradas en el proceso de funcionamiento de la prótesis llegaron a establecer un buen enlace de comunicación y posteriormente no presentaron errores en el funcionamiento. Por otra parte, el diseño del hardware de la parte de recepción y de potencia realizadas en el software Proteus v8.4, se comportó de forma correcta y eficiente.
4. Luego de realizar la prueba de simulación de análisis estructural en la prótesis de los dedos robóticos en el software autodesk inventor se concluyó que la

estructura es resistente a los diferentes esfuerzos físicos en condiciones normales. Posteriormente se realizó también la simulación de la tarjeta electrónica de control en el software Proteus v8.4 y se concluyó que el sistema trabaja de forma estable y continua según lo programado.

5. Se logró la implementación de un buen sistema de comunicación inalámbrica con una buena vinculación entre el dispositivo de adquisición de señales EEG mindave mobile y el módulo bluetooth en un radio no mayor a 05 metros, además se logró una transferencia de datos de forma estable con el sistema de control constituido por los microcontroladores Atmega 328p, actuadores y otros componentes electrónicos demostrando una buena respuesta en el proceso del movimiento de 4gl de los dedos robóticos de la prótesis. De igual forma se concluyó que la autonomía de funcionamiento del sistema de forma constante, llegó alrededor de 2h 10min a 2h 30 min, posteriormente el movimiento (grados de libertad) de los dedos robóticos no fueron tan exactos como se llegó a programar y se obtuvo un margen de error del 15% al 20% al igual que la velocidad de movimiento. El acabado de las piezas impresas en plástico ABS no era lo que se esperaba y se tuvo que realizar un post-procesado para eliminar los residuos de la impresión.

Recomendaciones

1. Se recomienda que el Ministerio de Salud (Minsa) en conjunto con organizaciones privadas puedan apoyar a las personas discapacitadas de bajos recursos que han sufrido de amputación de los dedos de las manos y de otras extremidades para que puedan recibir la ayuda necesaria con respecto a la parte médica y la vez se sugiere que el Ministerio de Trabajo (Mintra) pueda desarrollar nuevas regulaciones para promover la generación de centros de trabajo dirigidos a personas con este tipo de dificultades en diferentes ámbitos con la finalidad de poder desempeñarse laboralmente.
2. Se recomienda para futuras investigaciones considerar la reducción del tamaño, peso de los componentes electrónicos y realizar cambios en las dimensiones de diseño la cual permita aligerar la parte del hardware y mejorar la estética de la prótesis, pero sin llegar a perder funcionalidad y cumpliendo con los requerimientos técnicos establecidos o identificar otros requerimientos técnicos que brinden mejores resultados. Por otra parte, también se debe mejorar la autonomía de la batería para una mayor duración de funcionamiento y posteriormente mejorar el sistema de transmisión para una mejor experiencia en el movimiento de los dedos robóticos.
3. Para trabajos futuros se recomienda al investigador realizar escaneos en 3D de la estructura de la mano del paciente que ha sido afectado, para que pueda realizarse un diseño más ergonómico y que a la vez pueda integrarse mejor con el muñón de la mano. Con respecto a la parte del hardware se sugiere unir las etapas del sistema de recepción, procesado y control de la señal dentro del mismo microprocesador con mayores recursos y características con la finalidad de que se tenga solo una tarjeta electrónica con mejor autonomía y rendimiento del sistema electrónico.
4. Se recomienda para trabajos futuros crear un entorno de simulación que permita obtener resultados más exactos y sobre esos datos optimizar el diseño de la estructura de la prótesis con el fin de reducir los márgenes de error para garantizar una mejor experiencia de uso. Con respecto a la parte

electrónica se sugiere manejar otras aplicaciones/programas de diseño y simulación más especializados el cual nos brinde valores más precisos, menor tiempo de respuesta, una mayor base de datos de componentes y dispositivos, menores errores de simulación y sobre ello realizar mejoras en el diseño con el fin de maximizar su comportamiento en condiciones normales.

5. Se recomienda esta prótesis funcional de dedos robóticos de 4glb utilizando las ondas cerebrales y a un bajo costo, a los centros de la salud como hospitales o clínicas, como una alternativa a las prótesis ya existentes en el mercado, las cuales suelen utilizar sensores mioeléctricos, sistemas mecánicos entre otras más que suelen tener un costo elevado, es por eso que se sugiere que se apueste más por las prótesis funcionales como lo hacen en otros países avanzados en medicina como EE.UU, España con buenos resultados en pacientes discapacitados. De igual forma se recomienda para la parte de la autonomía del sistema eléctrico, colocar una batería de mayor capacidad o realizar un arreglo de baterías que permita mejorar la autonomía del sistema, con respecto al material se recomienda utilizar resina ya que es de mejor calidad, con mejores acabos y es mucho más resistente a impactos.

Glosario

- **Gangrena:** es la muerte de los tejidos que se da cuando existe una ausencia de suministro de sangre en una parte del cuerpo.
- **Ondas cerebrales:** son impulsos eléctricos producidos por la actividad cerebral en una determinada longitud y frecuencia.
- **Electroencefalograma EEG:** es la interpretación de la señal EEG, generada por las ondas cerebrales.
- **Mindwave Mobile:** es una tecnología de biosensores EEG.
- **Electrodo:** Es un conductor que puede transportar la corriente eléctrica para diversas aplicaciones tecnológicas.
- **Prótesis:** Es una herramienta artificial elaborada con la finalidad de reemplazar una parte del cuerpo.
- **Discapacidad:** Es una condición de impedimento físico o mental que limita o restringe las actividades diarias.
- **Amputación:** es la separación de un miembro de una parte del cuerpo debido algún accidente, enfermedad, alteraciones genéticas, etc.
- **INEI:** Instituto Nacional de Estadística e Informática.
- **MTC:** Ministerio de Transportes y Comunicaciones
- **Robótica:** es el diseño y la construcción de dispositivos y aparatos con la finalidad de hacerle la vida más fácil a las personas.
- **Bluetooth:** es una tecnología para la comunicación, control y el intercambio de información entre dos o más dispositivos en la banda ISM de los 4.5 GHz.
- **Banda ISM:** son bandas reservadas internacionalmente para uso de RF en el área de la industria, científica y médica.
- **UIT:** Unión Internacional de las Telecomunicaciones, es la entidad encargada de la regulación de las telecomunicaciones a nivel internacional.
- **Radiofrecuencia:** es la representación de la tasa de oscilación del espectro de radiación electromagnética.
- **PWM:** Modulación por ancho de pulso en una señal digital.
- **Servomotor:** Es un actuador que permite el control de la posición angular.
- **Torque:** Es una fuerza de rotación que hace girar un objeto alrededor de un eje.

- **Plástico ABS:** es un plástico del tipo termoplástico que cuenta con una gran resistencia a impactos, altas temperaturas y es utilizado en impresiones 3d.
- **Impresión 3D:** Es la fabricación aditiva de uno o varios objetos sólidos tridimensionales a partir de un archivo digital.
- **Microcontrolador:** Es un circuito integrado (CI) utilizado para el control de procesos electrónicos.
- **Estándar UL1642:** Es una certificación del desempeño de seguridad de una batería de litio.
- **Norma DIN 33 402-2:** Es una norma de origen alemán que ha estandarizado las dimensiones antropométricas del cuerpo humano.

Referencias

- Albu, M., Yee, C., Azmi, M., Che, N., Maszerul, M., Johar, K. y Hamli, H. (2016). User-Friendly LabVIEW GUI for Prosthetic Hand Control Using Emotiv EEG Headset. *Procedia Computer Science*, 105(2017), 276-281. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2017.01.222>
- Alvarado, F. A. (2011). *Mano robótica inalámbrica* (tesis de grado). Universidad Politécnica Salesiana. Guayaquil, Ecuador. Recuperado de <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/1681>
- Ananya, M. (19 de abril de 2019). *Tipos de gangrena*. Recuperado de [http://www.news-medical.net/health/Types-of-gangrene-\(Spanish\).aspx](http://www.news-medical.net/health/Types-of-gangrene-(Spanish).aspx)
- Artero (2013). *Arduino curso práctico de información*. México: Alfaomega Grupo Editor.
- Atmel. (2016) Atmega328/p. Recuperado de https://cdn.sparkfun.com/assets/c/a/8/e/4/Atmel-42735-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega328-328P_Datasheet.pdf
- Barrientos, A., Penin , L., Balaguer, C. y Aracil, R. (2007), *Fundamentos de robotica*. España: McGraw-Hill.
- Bermúdez, A. (2013). *Técnicas de procesamiento de EEG para detección de eventos* (tesis de maestría). Universidad Nacional de la Plata. Recuperado de <http://hdl.handle.net/10915/32602>
- Biblioteca Nacional de Medicina de los EE.UU. (12 de septiembre de 2017). *Gangrena*. Recuperado de <https://medlineplus.gov/spanish/gangrene.html>
- Bolton, W. (2013). *Sistema de control electrónico en la ingeniería mecánica y eléctrica*. México, D.F: Alfaomega Grupo Editor
- Changoluisa, D. y Escalante, F. (2012). *Diseño e implementación de un sistema de adquisición de ondas cerebrales (EEG) de seis canales y análisis en tiempo, frecuencia y coherencia* (tesis de grado). Recuperado de <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/4454>
- Corman, J. (2016). *Diseño de un exoesqueleto de mano basado en músculos activos artificiales (EAP) de dos dedos para ayuda en la vida diaria* (tesis de grado). Universidad Pontificia Universidad Católica del Perú.

- Recuperado de <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/123456789/7090>
- Encyclopaedia Britannica. (5 de septiembre de 2019). *Gangrena patología*. Recuperado de <https://www.britannica.com/science/gangrene#ref112319>
- EPro Labs. (12 de diciembre de 2016). *Modulo Bluetooth HC-05*. Recuperado de https://wiki.eprolabs.com/index.php?title=Bluetooth_Module_HC-05
- Farro, L., Tapia, R., Bautista, L., Montalvo, R. y Iriarte, H. (2012). Características clínicas y demográficas del paciente amputado. *Revista Médica Herediana*, 23(4), 240-243. Recuperado de <http://www.redalyc.org/pdf/3380/338038908005.pdf>
- Fernandez, R. (2005). *Comunicación inalámbrica de sistemas IEEE 488 mediante una picored bluetooth* (tesis de grado). Universidad Tecnológica de la Mixteca. Recuperado de http://jupiter.utm.mx/~tesis_dig/9754.pdf
- Garcés, N. (2015). *Diseño y construcción de una silla de ruedas autónoma accionada mediante ondas cerebrales, para la asociación de limitados pléjicos de tungurahua (Asoplejicat)* (tesis de grado). Universidad de las Fuerzas Armadas. Recuperado de <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/10575>
- Huidobro, J. (2005). *Sistemas telemáticos*. Madrid, España: Paraninfo
- Krishna, G., Ramesh, S. y Nakirekanti, M. (2014). Brain Computer Interface System for Mind Controlled Robot using Bluetooth. *International journal of computer applications*, 104(4), 21-23. Recuperado de <https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.800.2814&rep=rep1&type=pdf>
- Martín, J. (2015). *Sistema brain computer interface* (tesis de de grado). Universidad Politécnica de Cataluña. Recuperado de <http://hdl.handle.net/2117/78057>
- Morrison, M. (20 de diciembre de 2017). *What you need to know about gangrene*. Recuperado de <https://www.medicalnewstoday.com/articles/158770.php>
- Muñoz, L., de la Vega, E., Lopez, F. O., Ortiz, B. A. y Duarte, L. (2009). *Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante*. Recuperado de <http://www.semec.org.mx/archivos/congreso11/BIOM01.pdf>

- Ortega, p. (2005). *Diseño de mecanismos de procesamiento interactivos para el análisis de ondas cerebrales* (tesis de grado). Universidad de Chile. Recuperado de http://www.adaptiveagents.org/_media/papers:memoria.pdf
- Ramya, L., Arunkumar, N. y Venkatraman, V. (2015). Wireless mobile robot control through human machine interface using brain signals. *Smart Technologies and Management for Computing, Communication, Controls, Energy and Materials (ICSTM), 2015*, 596-603. Recuperado de <https://ieeexplore.ieee.org/document/7225484>
- Saha, S. (2010). *Introducción a la robótica*. México: McGraw-Hill.
- Sullcahuamán, B. S. (2013). *Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioléctrica transradial* (tesis de grado). Universidad Pontificia Universidad Católica del Perú. Recuperado de <https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/4945>
- Tanenbaum, A. (2012). *Redes de computadoras*. Mexico: Pearson Educación.
- TowerPro. (14 de noviembre de 2015). *Mg90s*. Recuperado de <http://www.towerpro.com.tw/product/mg90s-3/>
- Vaca, E. (2017). *Prototipo de prótesis de un brazo con 12 GDL controlada mediante ondas cerebrales* (tesis de grado). Universidad Técnica de Ambato. Recuperado de <http://repositorio.uta.edu.ec/handle/123456789/24670>
- Villacorta, H. (2007). *Diseño de un amplificador operacional de transconductancia para la adquisición de señales del electroencefalograma* (tesis de grado). Pontificia Universidad Católica del Perú. Recuperado de <https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/248>
- Zabala, G. (2007). *Robotica: guia teoria y practica*. Argentina: Users Express.

Anexos

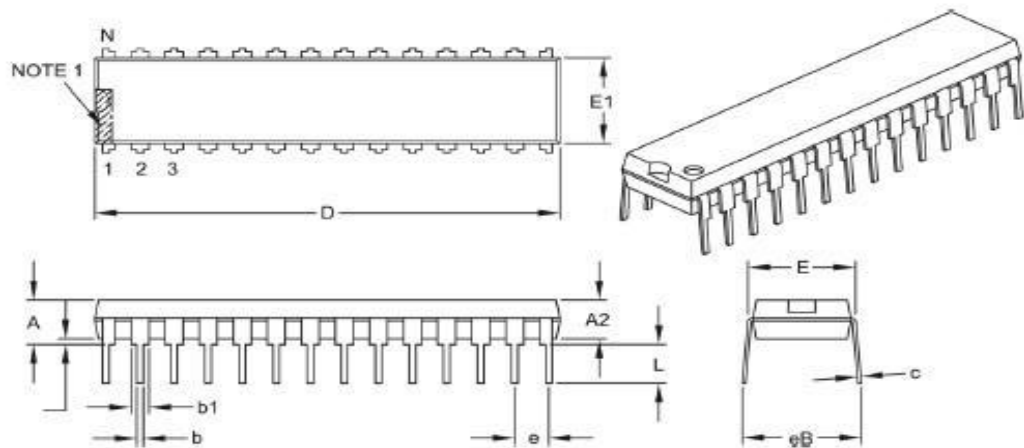
Anexo A: Hojas técnicas de los dispositivos electrónicos

A.1: Especificaciones técnicas del CI Atmega 328pu

Features

- High Performance, Low Power AVR[®] 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
 - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
 - 32 x 8 General Purpose Working Registers
 - Fully Static Operation
 - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
 - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
 - 4/8/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory
 - 256/512/512/1K Bytes EEPROM
 - 512/1K/1K/2K Bytes Internal SRAM
 - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
 - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C⁽¹⁾
 - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
 - In-System Programming by On-chip Boot Program
 - True Read-While-Write Operation
 - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
 - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
 - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
 - Real Time Counter with Separate Oscillator
 - Six PWM Channels
 - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
 - Temperature Measurement
 - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
 - Temperature Measurement
 - Programmable Serial USART
 - Master/Slave SPI Serial Interface
 - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I²C compatible)
 - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
 - On-chip Analog Comparator
 - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- Special Microcontroller Features
 - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
 - Internal Calibrated Oscillator
 - External and Internal Interrupt Sources
 - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- I/O and Packages
 - 23 Programmable I/O Lines
 - 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF
- Operating Voltage:
 - 1.8 - 5.5V
- Temperature Range:
 - -40°C to 85°C
- Speed Grade:
 - 0 - 4 MHz@1.8 - 5.5V, 0 - 10 MHz @2.7 - 5.5V, 0 - 20 MHz @ 4.5 - 5.5V
- Power Consumption at 1 MHz, 1.8V, 25°C
 - Active Mode: 0.2 mA
 - Power-down Mode: 0.1 µA
 - Power-save Mode: 0.75 µA (Including 32 kHz RTC)





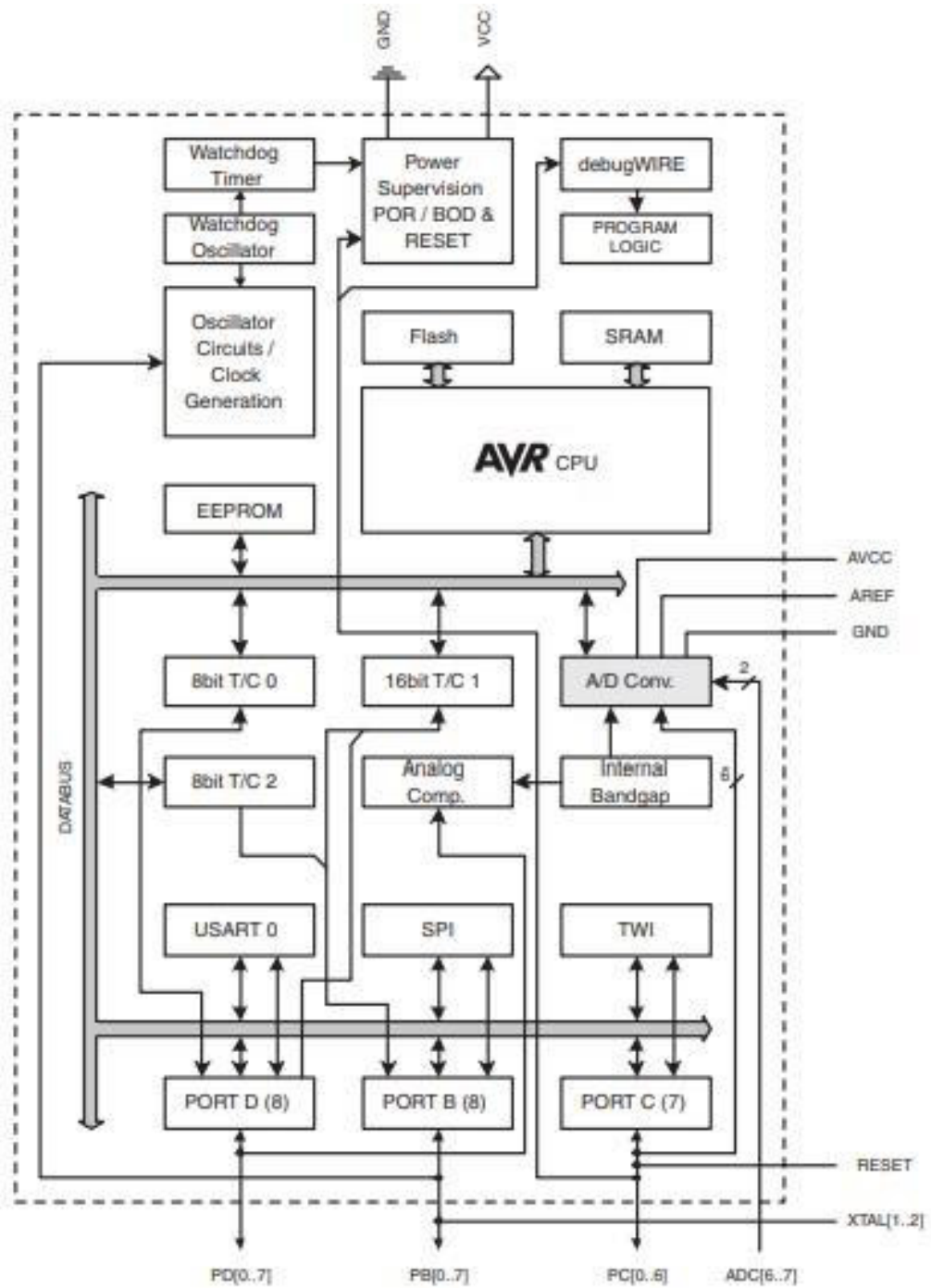
unidades		Pulgadas		
Límites de dimensión		MIN	NOM	MAX
Número de pines	N	28		
Lanzar	e	100 BSC		
Parte superior al plano de asientos	A	-	-	.200
Espesor del paquete moldeado	A2	.120	.135	.150
Base al plano de asientos	A1	0.15	-	-
Ancho de hombro a hombro	E	.290	.310	.335
Ancho del paquete moldeado	E1	.240	.285	.295
Longitud total	D	1.345	1.365	1.400
Consejo para el plano de asientos	L	.110	0.130	.150
Espesor del cable	c	.008	.010	.015
Ancho superior del cable	b1	.040	.050	.070
Ancho de cable inferior	b	.014	.018	.022
Espaciado general de fila §	eB			

Notes:

1. La característica de índice visual de la clavija 1 puede variar, pero debe ubicarse dentro del área sombreada.
2. § Significa Característica.
3. Las dimensiones D y E1 no incluyen rebabas ni protuberancias del molde. El destello o las protuberancias del moho no deben exceder .010" por lado.
4. Dimensionamiento y tolerancia según ASMEY14.5M.

BSC: Dimensión básica. Teóricamente el valor exacto es mostrado sin tolerancias.

Diagrama de bloques del microcontrolador Atmega 328pu



A.2: Especificaciones técnicas del módulo bluetooth HC-05



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.

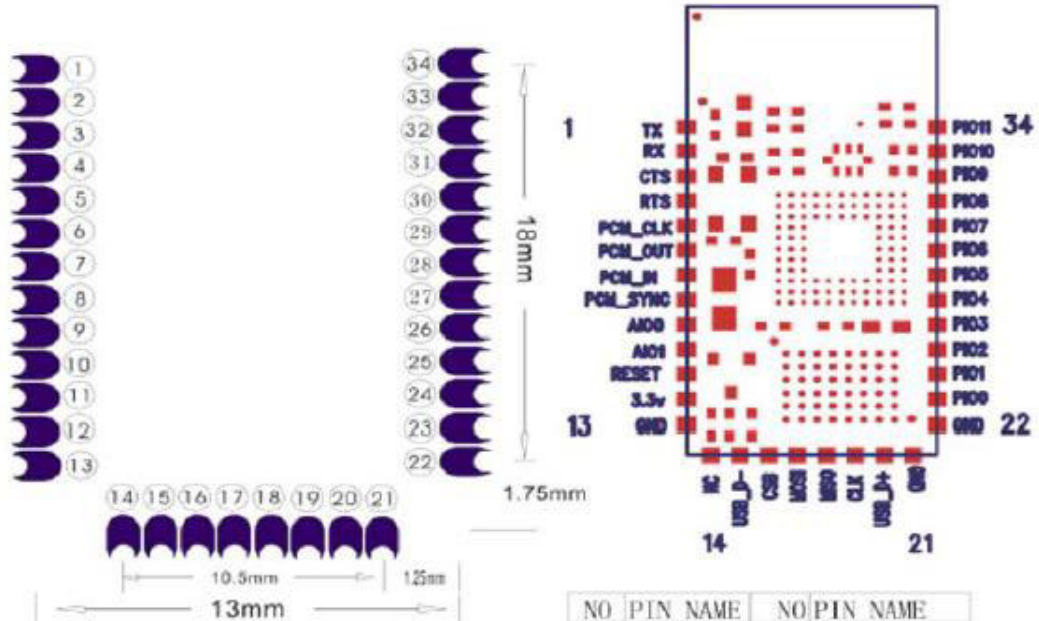
Specifications

Hardware features

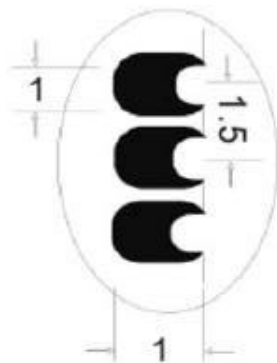
- Typical -80dBm sensitivity.
- Up to +4dBm RF transmit power.
- Low Power 1.8V Operation, 3.3 to 5 V I/O.
- PIO control.
- UART interface with programmable baud rate.
- With integrated antenna.
- With edge connector.

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.

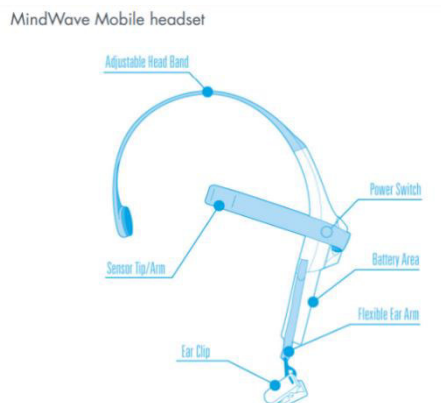


NO	PIN NAME	NO	PIN NAME
1	TX	20	USB D+
2	RX	21	GND
3	CTS	22	GND
4	RTS	23	PI00
5	PCM CLK	24	PI01
6	PCM OUT	25	PI02
7	PCM IN	26	PI03
8	PCM SYNC	27	PI04
9	AI00	28	PI05
10	AI01	29	PI06
11	RESET	30	PI07
12	3.3V	31	PI08
13	GND	32	PI09
14	NC	33	PI010
15	USB D-	34	PI011
16	CSB		
17	MOSI		
18	MISO		
19	CLK		



PCB Layout 请参考实物

A.3: Especificaciones técnicas del mindwave mobile



Setting Up Your MindWave Mobile

Minimum System Requirements for PC/Mac

	PC (Windows)	Mac
Operating system	XP/Vista/7	Mac OS X 10.5.8 or later
Processor	Intel Core Duo or equivalent	
Memory	1GB or more	
Video	DirectX 9.0 or greater	Intel GMA900 or greater
Hard disk	2.5GB free disk space	2GB free disk space
Wireless	Bluetooth Version 2.1 w/ EDR	
Optical drive	DVD-ROM	

Important: On 32-bit Windows 7 systems, the system must have at least Windows 7 Service Pack 1 (SP1) applied.

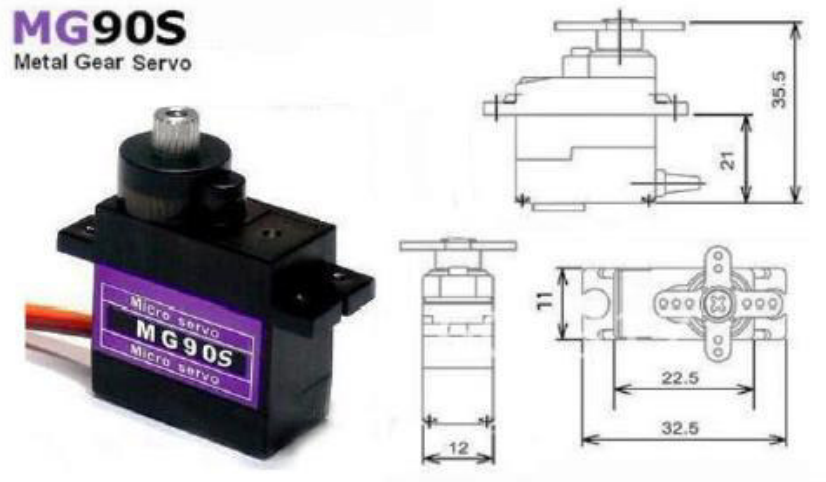
Minimum System Requirements for iOS/Android

	iOS	Android
Operating system	iOS 4.3.3 or later	Android 2.2 or later
Hardware	at least iPhone, iPad, or iPod Touch 3 (3rd gen 32GB or later)	Compatible Android phone or tablet
Wireless	Bluetooth	

Replacing The Battery

The MindWave Mobile headset requires 1 AAA battery to operate, which provides 8 hours of run time. To install or replace the battery, slide open the battery cover. Remove any existing battery within and replace with a new AAA battery.

A.4: Especificaciones técnicas del Micro servomotor MG90S



MG90S servo, Metal gear with one bearing

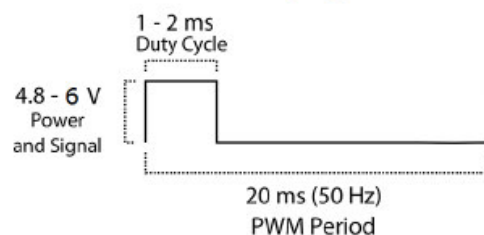
Tiny and lightweight with high output power, this tiny servo is perfect for RC Airplane, Helicopter, Quadcopter or Robot. This servo has *metal gears* for added strength and durability.

Servo can rotate approximately 180 degrees (90 in each direction), and works just like the standard kinds but *smaller*. You can use any servo code, hardware or library to control these servos. Good for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. It comes with a 3 horns (arms) and hardware.

Specifications

- Weight: 13.4 g
- Dimension: 22.5 x 12 x 35.5 mm approx.
- Stall torque: 1.8 kgf·cm (4.8V), 2.2 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.1 s/60 degree (4.8 V), 0.08 s/60 degree (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V - 6.0 V
- Dead band width: 5 μ s

PWM=Orange (⌋⌋)
Vcc = Red (+)
Ground=Brown (-)

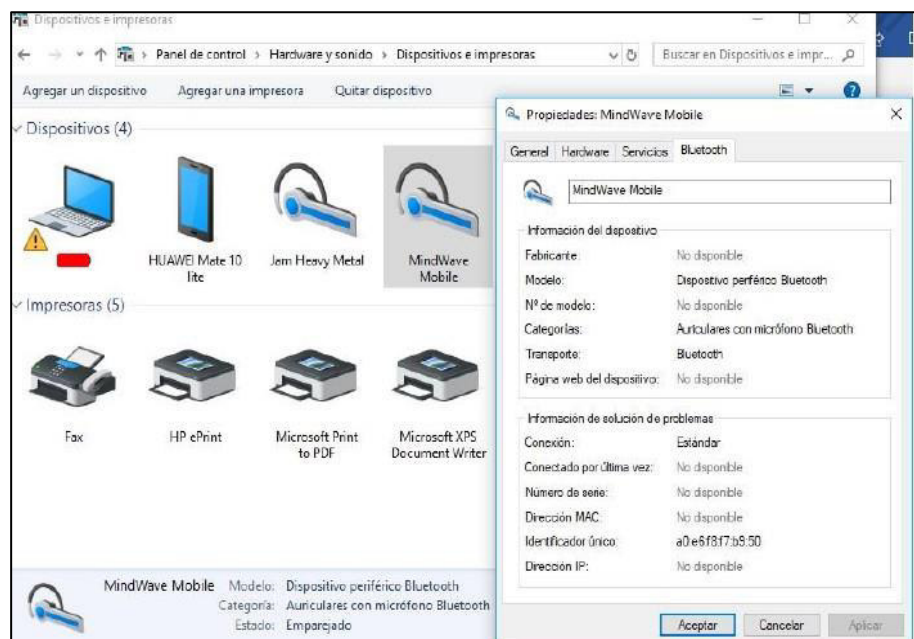


Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2 ms pulse) is all the way to the right, "-90" (~1 ms pulse) is all the way to the left.

Anexo B: Configuraciones de los dispositivos electrónicos

B.1: Configuración del dispositivo Mindwave mobile

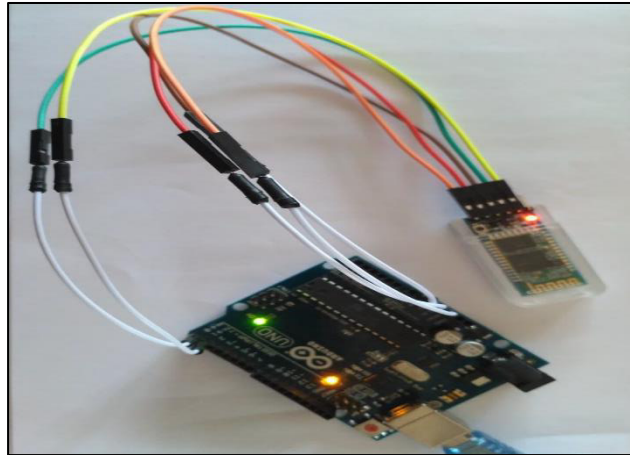
En esta parte se procederá con la vinculación del dispositivo mindwave mobile con el pc a través de una conexión bluetooth, con la finalidad de conocer la dirección o el identificador único que tiene el dispositivo. Este dato se utilizará en el proceso de la configuración del módulo bluetooth HC-05 y lo podremos encontrar en las propiedades del dispositivo según como se observa imagen de abajo.



Se muestra el dato de identificador único (20:68:9d:3f:49:c0) en números hexadecimales y muestra en la parte de propiedades del dispositivo mindwave mobile.

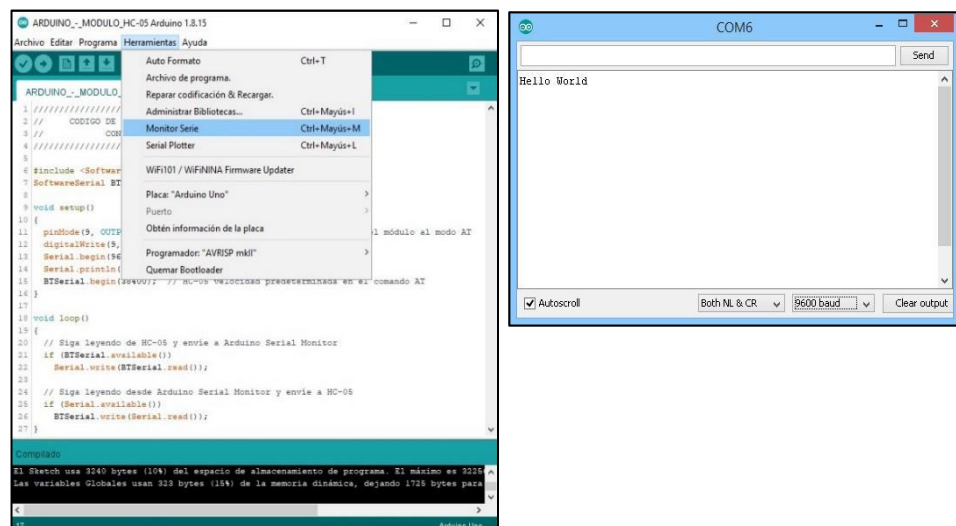
B.2: Configuración del módulo bluetooth HC-05

En esta parte se realizará la configuración del módulo bluetooth HC-05 en modo maestro y se conectará a una placa arduino UNO por los pines de tx y rx y este a la vez se conectará a una computadora en donde se ingresará los comandos AT para la configuración del módulo a través del terminal serie de arduino IDE. Las conexiones se observan en la parte de abajo.



Una vez realizado las conexiones se procederá a cargar el código de programación para poder ejecutar el monitor serial en donde se ingresarán los comandos AT. El código se aprecia se encuentra disponible en “Anexos C1”.

Luego de haberse cargado el código de programación en la placa arduino uno, se ingresará a menú herramientas, monitor serie y nos aparecerá una ventana en donde se tendrá que ingresar los comandos AT, como se observa en la parte de abajo.



En este punto se realizará la configuración del módulo bluetooth ingresando los comandos AT

Anexo C: Códigos de Programación en Arduino IDE

C.1: Código de programación para el módulo hc-05 para la configuración de los parámetros técnicos

```
1 ////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
2 //      CODIGO DE PROGRAMACIÓN PARA LA CONFIGURACIÓN DE LOS
3 //      PARAMETROS TECNICOS DEL MÓDULO HC-05
4 ////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
5
6 #include <SoftwareSerial.h>
7
8 SoftwareSerial BTSerial(10, 11); // RX | TX
9
10 void setup()
11 {
12   pinMode(9, OUTPUT); // este pin tirará del HC-05 para cambiar el módulo al modo AT
13   digitalWrite(9, HIGH);
14   Serial.begin(9600);
15   Serial.println("Enter AT commands:");
16   BTSerial.begin(38400); // HC-05 velocidad predeterminada en el comando AT
17 }
18
19 void loop()
20 {
21
22   // Siga leyendo de HC-05 y envíe a Arduino Serial Monitor
23   if (BTSerial.available())
24     Serial.write(BTSerial.read());
25
26   // Siga leyendo desde Arduino Serial Monitor y envíe a HC-05
27   if (Serial.available())
28     BTSerial.write(Serial.read());
29 }
```

C.2: Código de programación para la recepción y procesado de la señal EEG enviado por el dispositivo Mindwave mobile

```
1 ////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
2 //      CODIGO DE PROGRAMACION PARA LA
3 //      -COMUNICACION ARDUINO - MINDWAVE
4 ////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
5
6 #define LED 13 // se define el puerto 13 como LED
7 #define BAUDRATE 57600 // se define la velocidad de 57600 bits por segundo
8 #define DEBUGOUTPUT 0 // Depuración de salida 0
9
10 #define OUTPUT_01 3 // Se define la Salida 01 en el puerto 3 del CI
11 #define OUTPUT_02 4 // Se define la Salida 02 en el puerto 4 del CI
12 #define OUTPUT_03 5 // Se define la Salida 03 en el puerto 5 del CI
13 #define OUTPUT_04 6 // Se define la Salida 04 en el puerto 6 del CI
14 #define OUTPUT_05 7 // Se define la Salida 05 en el puerto 7 del CI
15 #define OUTPUT_06 8 // Se define la Salida 06 en el puerto 8 del CI
16 #define OUTPUT_07 9 // Se define la Salida 07 en el puerto 9 del CI
17 #define OUTPUT_08 10 // Se define la Salida 08 en el puerto 10 del CI
18 #define OUTPUT_09 11 // Se define la Salida 09 en el puerto 11 del CI
19 #define OUTPUT_10 12 // Se define la Salida 10 en el puerto 12 del CI
20
21 #define control 10
22
```

```

21 #define control 10
22
23 // variables de suma de comprobación
24
25 byte generatedChecksum = 0;
26 byte checksum = 0;
27 int payloadLength = 0;
28 byte payloadData[64] = {
29     0};
30 byte poorQuality = 0;
31 byte attention = 0;
32 byte meditation = 0;
33
34 // variables del sistema
35 long lastReceivedPacket = 0;
36 boolean bigPacket = false;
37
38 ////////////////////////////////////////////////////////////////////
39 // Configuración del microprocesador //
40 ////////////////////////////////////////////////////////////////////
41 void setup() {
42
43     pinMode(OUTPUT_01, OUTPUT); // el pin 3 "output_01" como un puerto salida
44     pinMode(OUTPUT_02, OUTPUT); // el pin 4 "output_02" como un puerto salida
45     pinMode(OUTPUT_03, OUTPUT); // el pin 5 "output_03" como un puerto salida
46     pinMode(OUTPUT_04, OUTPUT); // el pin 6 "output_04" como un puerto salida
47     pinMode(OUTPUT_05, OUTPUT); // el pin 7 "output_05" como un puerto salida
48     pinMode(OUTPUT_06, OUTPUT); // el pin 8 "output_06" como un puerto salida
49     pinMode(OUTPUT_07, OUTPUT); // el pin 9 "output_07" como un puerto salida
50     pinMode(OUTPUT_08, OUTPUT); // el pin 10 "output_08" como un puerto salida
51     pinMode(OUTPUT_09, OUTPUT); // el pin 11 "output_09" como un puerto salida
52     pinMode(OUTPUT_10, OUTPUT); // el pin 12 "output_10" como un puerto salida
53
54     pinMode(LED, OUTPUT); // el pin 13 llamado "LED" como un puerto de salida
55     Serial.begin(BAUDRATE);
56 }
57 ////////////////////////////////////////////////////////////////////
58 // Leer datos de UART en serie //
59 ////////////////////////////////////////////////////////////////////
60 byte ReadOneByte() {
61     int ByteRead;
62     while(!Serial.available()); // Espera mientras llega un byte por el puerto serie
63     ByteRead = Serial.read();
64
65 #if DEBUGOUTPUT
66     Serial.print((char)ByteRead); // se declara dentro del condicional que si se
67                                     // recibe un 0 por el puerto serie entonces se
68                                     // comenzará a leer los bytes recibidos.
69 #endif
70     return ByteRead;
71 }
72
73 ////////////////////////////////////////////////////////////////////
74 // BUCLE PRINCIPAL //
75 ////////////////////////////////////////////////////////////////////
76 void loop() {
77
78
79     // Look for sync bytes
80     if(ReadOneByte() == 170) { // Devolverá un error si no vemos la secuencia
81                                     // de sincronización 170.
82         if(ReadOneByte() == 170) {
83
84             payloadLength = ReadOneByte(); // Definimos la longitud del byte que
85                                     // se está recibiendo.
86             if(payloadLength > 169) // La longitud de la carga útil no puede
87                                     // ser superior a 169.

```

```

88         return; // regreso
89
90     generatedChecksum = 0;
91     for(int i = 0; i < payloadLength; i++) { // se define un puntero el cual
92                                             // se moverá byte por byte a través
93                                             // de Payload para leer su contenido.
94         payloadData[i] = ReadOneByte(); // leer la carga útil en la memoria.
95         generatedChecksum += payloadData[i];
96     }
97     checksum = ReadOneByte(); // Leer el byte de suma de
98                               // comprobación de la secuencia.
99     generatedChecksum = 255 - generatedChecksum; // complemento de generar suma de
100                                                  // comprobación.
101     if(checksum == generatedChecksum) {
102
103         poorQuality = 200;
104         attention = 0;
105         meditation = 0;
106
107         for(int i = 0; i < payloadLength; i++) { // Analizar la carga útil
108             switch (payloadData[i]) {
109                 case 2:
110                     i++;
111                     poorQuality = payloadData[i];
112                     bigPacket = true;
113                     break;
114
115                 case 4:
116                     i++;
117                     attention = payloadData[i]; // se realiza la interacción hasta llegar
118                                                  // al valor 0x04 para que nos devuelve
119                                                  // el valor de atención.
120                     break;
121                 case 5:
122                     i++;
123                     meditation = payloadData[i]; // cuando se llega al valor 0x05 este
124                                                  // nos indica el valor de meditación
125                                                  // del algoritmo eSense.
126                     break;
127                 case 0x80:
128                     i = i + 3;
129                     break;
130                 case 0x83:
131                     i = i + 25;
132                     break;
133                 default:
134                     break;
135             }
136         }
137 #if !DEBUGOUTPUT
138
139         if(bigPacket) {
140             if(poorQuality == 0)
141
142                 digitalWrite(LED, HIGH); // el pin 13 llamado "LED" conmuta a estado alto
143             else
144                 digitalWrite(LED, LOW); // el pin 13 llamado "LED" conmuta a estado bajo
145             Serial.print("PoorQuality: ");
146             Serial.print(poorQuality, DEC);
147             Serial.print(" Attention: ");
148             Serial.print(attention, DEC);
149             Serial.print(" Time since last packet: ");
150             Serial.print(millis() - lastReceivedPacket, DEC);
151             lastReceivedPacket = millis();
152             Serial.print("\n");
153
154             switch(attention / 10) { // Declaración de los diferentes casos en que los
155                                     // pines adquirirán un estado alto o bajo en
156                                     // función del valor de atención.

```

```

156     case 0: // caso 0
157         digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH); // el pin 3 "OUTPUT_01" conmutar ha estado alto
158         digitalWrite(OUTPUT_02, LOW); // el pin 4 "OUTPUT_02" conmutar ha estado bajo
159         digitalWrite(OUTPUT_03, LOW);
160         digitalWrite(OUTPUT_04, LOW);
161         digitalWrite(OUTPUT_05, LOW);
162         digitalWrite(OUTPUT_06, LOW);
163         digitalWrite(OUTPUT_07, LOW);
164         digitalWrite(OUTPUT_08, LOW);
165         digitalWrite(OUTPUT_09, LOW);
166         digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
167         break; // salir del switch
168
169     case 1: // caso 01
170         digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
171         digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
172         digitalWrite(OUTPUT_03, LOW);
173         digitalWrite(OUTPUT_04, LOW);
174         digitalWrite(OUTPUT_05, LOW);
175         digitalWrite(OUTPUT_06, LOW);
176         digitalWrite(OUTPUT_07, LOW);
177         digitalWrite(OUTPUT_08, LOW);
178         digitalWrite(OUTPUT_09, LOW);
179         digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
180         break;
181
182
183     case 2: // caso 02
184         digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
185         digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
186         digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
187         digitalWrite(OUTPUT_04, LOW);
188         digitalWrite(OUTPUT_05, LOW);
189         digitalWrite(OUTPUT_06, LOW);
190         digitalWrite(OUTPUT_07, LOW);
191         digitalWrite(OUTPUT_08, LOW);
192         digitalWrite(OUTPUT_09, LOW);
193         digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
194         break;
195
196     case 3: // caso 03
197         digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
198         digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
199         digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
200         digitalWrite(OUTPUT_04, HIGH);
201         digitalWrite(OUTPUT_05, LOW);
202         digitalWrite(OUTPUT_06, LOW);
203         digitalWrite(OUTPUT_07, LOW);
204         digitalWrite(OUTPUT_08, LOW);
205         digitalWrite(OUTPUT_09, LOW);
206         digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
207         break;
208
209     case 4: // caso 04
210         digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
211         digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
212         digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
213         digitalWrite(OUTPUT_04, HIGH);
214         digitalWrite(OUTPUT_05, HIGH);
215         digitalWrite(OUTPUT_06, LOW);
216         digitalWrite(OUTPUT_07, LOW);
217         digitalWrite(OUTPUT_08, LOW);
218         digitalWrite(OUTPUT_09, LOW);
219         digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
220         break;

```

```

221 case 5: // caso 05
222     digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
223     digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
224     digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
225     digitalWrite(OUTPUT_04, HIGH);
226     digitalWrite(OUTPUT_05, HIGH);
227     digitalWrite(OUTPUT_06, HIGH);
228     digitalWrite(OUTPUT_07, LOW);
229     digitalWrite(OUTPUT_08, LOW);
230     digitalWrite(OUTPUT_09, LOW);
231     digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
232     break;
233
234 case 6: // caso 06
235     digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
236     digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
237     digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
238     digitalWrite(OUTPUT_04, HIGH);
239     digitalWrite(OUTPUT_05, HIGH);
240     digitalWrite(OUTPUT_06, HIGH);
241     digitalWrite(OUTPUT_07, HIGH);
242     digitalWrite(OUTPUT_08, LOW);
243     digitalWrite(OUTPUT_09, LOW);
244     digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
245     break;
246
247 case 7: // caso 07
248     digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
249     digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
250     digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
251     digitalWrite(OUTPUT_04, HIGH);
252     digitalWrite(OUTPUT_05, HIGH);
253     digitalWrite(OUTPUT_06, HIGH);
254     digitalWrite(OUTPUT_07, HIGH);
255     digitalWrite(OUTPUT_08, HIGH);
256     digitalWrite(OUTPUT_09, LOW);
257     digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
258     break;
259
260 case 8: // caso 08
261     digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
262     digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
263     digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
264     digitalWrite(OUTPUT_04, HIGH);
265     digitalWrite(OUTPUT_05, HIGH);
266     digitalWrite(OUTPUT_06, HIGH);
267     digitalWrite(OUTPUT_07, HIGH);
268     digitalWrite(OUTPUT_08, HIGH);
269     digitalWrite(OUTPUT_09, HIGH);
270     digitalWrite(OUTPUT_10, LOW);
271     break;
272
273 case 9: // caso 09
274     digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
275     digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
276     digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
277     digitalWrite(OUTPUT_04, HIGH);
278     digitalWrite(OUTPUT_05, HIGH);
279     digitalWrite(OUTPUT_06, HIGH);
280     digitalWrite(OUTPUT_07, HIGH);
281     digitalWrite(OUTPUT_08, HIGH);
282     digitalWrite(OUTPUT_09, HIGH);
283     digitalWrite(OUTPUT_10, HIGH);
284     break;
285

```

```
286         case 10:           // caso 10
287             digitalWrite(OUTPUT_01, HIGH);
288             digitalWrite(OUTPUT_02, HIGH);
289             digitalWrite(OUTPUT_03, HIGH);
290             digitalWrite(OUTPUT_04, HIGH);
291             digitalWrite(OUTPUT_05, HIGH);
292             digitalWrite(OUTPUT_06, HIGH);
293             digitalWrite(OUTPUT_07, HIGH);
294             digitalWrite(OUTPUT_08, HIGH);
295             digitalWrite(OUTPUT_09, HIGH);
296             digitalWrite(OUTPUT_10, HIGH);
297             break;
298         }
299     }
300 #endif
301     bigPacket = false;
302 }
303 else {
304     // Error de suma de comprobación
305 } // terminar si más para suma de comprobación
306 } // finaliza si lee el byte 0xAA
307 } // finaliza si lee el byte 0xAA
308 }
```