



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

“IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE
MANO USANDO EL MÉTODO BCI NO INVASIVO A TRAVÉS DE
ESTÍMULOS ENDÓGENOS”

TRABAJO DE TITULACIÓN: DISPOSITIVO TECNOLÓGICO
Para optar al Grado Académico de:
INGENIERO EN ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

AUTOR: MEDINA TORRES LENIN MIGUEL
TUTOR: Ing. CABRERA AGUAYO FAUSTO RAMIRO Ms.

Riobamba – Ecuador

2018

©2018, Medina Torres Lenin Miguel

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo las citas bibliográficas del documento, siempre y cuando se reconozca los Derechos de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

El Tribunal de Trabajo de Titulación certifica que: El dispositivo tecnológico: IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO USANDO EL MÉTODOS BCI NO INVASIVO A TRAVÉS DE ESTÍMULOS ENDÓGENOS, de responsabilidad del señor Medina Torres Lenin Miguel, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Trabajo de Titulación, quedando autorizada su presentación.

Dr. Julio Santillán C.

VICEDECANO DE LA FACULTAD DE _____
INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA _____

Ing. Freddy Chávez V.

DIRECTOR DE ESCUELA DE _____
INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN _____
CONTROL Y REDES INDUSTRIALES

Ing. Fausto Cabrera R.

DIRECTOR DEL TRABAJO DE _____
TITULACIÓN _____

Ing. Wilson Baldeón L.

MIEMBRO DEL TRABAJO DE _____
TITULACIÓN _____

Yo, Lenin Miguel Medina Torres soy representante de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Trabajo de Titulación y el patrimonio intelectual del Trabajo de Titulación pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

DEDICATORIA

El presente trabajo de titulación lo dedico a principalmente Dios por permitirme el haber llegado hasta este momento tan importante en mi formación profesional; a mis padres y hermana por ser un pilar importante en mi vida y siempre ayudarme a afrontar las adversidades que he enfrentado en mi vida.

Lenin Miguel Medina Torres

AGRADECIMIENTO

Agradezco principalmente a mis padres quienes han sido un apoyo incondicional, a mi hermana por brindarme los consejos que me ayudaron a afrontar mis problemas, y a mis maestros por siempre estar a la disposición de compartir sus conocimientos.

Lenin Miguel Medina Torres

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	xi
ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
ÍNDICE DE FIGURA.....	xiii
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xvi
RESUMEN.....	xvii
ABSTRACT.....	xviii
INTRODUCCIÓN.....	1

CAPÍTULO I

1	MARCO TEÓRICO REFERENCIAL.....	5
1.1.	Atrofia Muscular	5
1.1.1.	<i>Definición</i>	5
1.1.2.	<i>Complicaciones por atrofia muscular</i>.....	5
1.1.2.1.	<i>Músculos</i>.....	5
1.1.2.2.	<i>Tendones</i>.....	5
1.1.3.	<i>Causas</i>	5
1.2.	Prótesis	6
1.2.1.	<i>Definición</i>	6
1.2.2.	<i>Clasificación de prótesis en extremidades superiores</i>	6
1.2.2.1.	<i>Según el nivel de amputación</i>	7
1.2.2.2.	<i>Según su función</i>.....	7
	<i>Cosméticas</i>.....	7
	<i>Funcionales</i>	7
1.2.2.3	<i>Según material constitutivo</i>	8
	<i>Prótesis mecánicas o de tiro</i>.....	8
	<i>Prótesis electrónicas</i>	8
	<i>Prótesis mioeléctricas</i>	9
	<i>Prótesis híbridas</i>.....	10
1.3.	La Mano Humana	10
1.3.1.	<i>Antropometría de la mano humana</i>.....	10

1.3.1.1	<i>Medidas antropométricas de la mano</i>	11
1.3.1.2	<i>Rango de movilidad de la muñeca</i>	12
	<i>Aducción y abducción</i>	12
	<i>Flexión y extensión</i>	12
1.3.1.3	<i>Rango de movilidad de los dedos</i>	12
	<i>Flexión y extensión</i>	13
	<i>Aducción y abducción</i>	13
	<i>Flexión y extensión del pulgar</i>	14
	<i>Abducción y aducción del pulgar</i>	14
1.4	Muestreo de Señales	15
1.4.1	<i>Teoría de muestreo de Nyquist</i>	15
1.5	Sistemas de Control	15
1.5.1	<i>Tipo de sistemas</i>	16
1.5.1.1	<i>Sistema en lazo abierto</i>	16
1.6.1.2	<i>Sistema en lazo cerrado</i>	16
1.6.	Electroencefalografía	17
1.6.1.	<i>Introducción a las señales neuronales</i>	17
1.6.1.1.	<i>El Encéfalo</i>	17
1.6.1.2.	<i>Las neuronas</i>	17
1.6.2.	Encefalograma	18
1.6.2.1.	<i>Ondas beta</i>	18
1.6.2.2.	<i>Ondas alfa</i>	19
1.6.2.3.	<i>Ondas theta</i>	19
1.6.2.4.	<i>Ondas delta</i>	19
1.6.3.	Interfaz cerebro computador	19
1.6.3.1.	<i>Métodos de interfaz cerebro computador</i>	20
	<i>Método Invasivo</i>	21
	<i>Método No Invasivo</i>	21
1.6.3.2.	<i>Tipos de estimulación de interfaz cerebro computador</i>	22
	<i>BCI exógeno</i>	22
	<i>BCI endógeno</i>	22
1.7.	Componentes de la Prótesis	22
1.7.1.	Componentes electrónicos	22
1.7.1.1.	<i>Tarjeta de desarrollo Arduino</i>	22

1.7.1.2.	<i>EMOTIV Insight</i>	23
1.7.1.3.	<i>Micro motores DC de eje extendido</i>	24
1.7.1.4.	<i>Encoder magneto</i>	25
1.7.1.5.	<i>Driver de control de micro motor eléctrico</i>	25
1.7.1.6.	<i>Fuente de alimentación lipo</i>	26
1.7.1.7.	<i>Servomotor</i>	27
	<i>Modelo dinámico de su motor</i>	28
1.7.1.8.	<i>Impresora 3D</i>	30
1.7.2.	Softwares	31
1.7.2.1.	<i>IDE Arduino</i>	31
1.7.2.2.	<i>Processing</i>	31
1.7.2.3.	<i>Control Panel Emotiv</i>	32
1.7.2.4.	<i>Control Panel Pure EEG</i>	34
1.7.2.5.	<i>Matlab</i>	35
	<i>Identificación de sistemas en Matlab</i>	35
1.7.2.6.	<i>SolidWorks</i>	36

CAPÍTULO II

2.	MARCO METODOLÓGICO	37
2.1.	Diseño de la Prótesis de Mano	38
2.1.1	<i>Fabricación y ensamble de la prótesis</i>	43
2.2	Diseño del Sistema de Control de la Prótesis	45
2.2.1	<i>Sistema en lazo cerrado</i>	45
2.2.2	<i>Identificación de la función de transferencia del sistema</i>	46
2.2.2.1	<i>Adquisición de datos</i>	46
2.2.2.2	<i>Identificación del sistema</i>	47
2.2.2.3	<i>Análisis de la ganancia del sistema</i>	49
2.2.2.4	<i>Diagrama de bloques del sistema</i>	50
2.3	Conexión de Emotiv Insight y Arduino	52
2.3.1	<i>Estudio de las señales EEG en EEGLAB</i>	52
2.3.2	<i>Conexión con Arduino</i>	54

CAPÍTULO III

3.	MARCO DE RESULTADOS	55
3.1	Comparación Antropométrica de la Prótesis con la Mano Real	55
3.1.1	<i>Comparación de medidas antropométricas</i>	55
3.1.2	<i>Comparación de rango de movilidad</i>	59
3.2	Tiempo de Respuesta	63
3.3	Análisis de Costos	64
	CONCLUSIONES	67
	RECOMENDACIONES	68
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

USB	Universal Serial Bus
V	Voltios
BCI	Interfaz Cerebro Computador
CAD	Diseño Asistido por Computadora
3D	Tres Dimensiones
PVC	Policloruro de Vinilo
μV	Micro Voltios
Hz	Hercios
mAh	Mili Amperios Hora
mm	Milímetros
g	Gramos
mA	Mili Amperios
oz*in	Onza por Pulgada
rpm	Revoluciones por Minuto
PWM	Modulación por Ancho de Pulso
Amp	Amperios
KHz	Kilo hercios
PLA	Poliácido Láctico
DIN	Instituto Alemán de Normalización
PD	Proporcional Derivativo
PRBS	Secuencia Binaria Pseudo Aleatoria

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Características de EMOTIV Insight	23
Tabla 2-1:	Características del motor	24
Tabla 3-1:	Características del driver de motor	26
Tabla 4-2:	Descripción de la nomenclatura	28
Tabla 5-1:	Estado de electrodos	32
Tabla 1-2:	Medidas antropométricas de la mano	39
Tabla 2-2:	Descripción de piezas.	40
Tabla 3-2:	Materiales	44
Tabla 4-2:	Datos técnicos del prototipo	45
Tabla 5-2:	Conexiones del circuito	51
Tabla 1-3:	Comparación de medidas de mano real y la prótesis.....	56
Tabla 2-3:	Diferencia de medida entre la mano real y la prótesis.....	57
Tabla 3-3:	Diferencia de medida entre la mano real y la prótesis.....	57
Tabla 4 -3:	Comparación de rango de movilidad de los dedos	61
Tabla 5-3:	Diferencia de medida entre la mano real y la prótesis.....	62
Tabla 6-3:	Tiempo de respuesta de los dispositivos	63
Tabla 7-3:	Costo de materiales y equipo.....	65
Tabla 7-3:	Costo de desarrollo	65
Tabla 8-3:	Costo total.....	66

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Nivel de amputación de extremidades superiores	6
Figura 2-1:	Prótesis cosmética	7
Figura 3-1:	Prótesis funcional	7
Figura 4-1:	Acoplamiento de una prótesis mecánica	8
Figura 5-1:	Prótesis eléctrica	9
Figura 6-1:	Prótesis mioeléctrica	9
Figura 7-1:	Prótesis híbrida	10
Figura 8-1:	Clasificación de los huesos de la mano	11
Figura 9-1:	Medidas antropométricas de la mano	11
Figura 10-1:	Movimientos de la muñeca	12
Figura 11-1:	Flexión y extensión de los dedos	13
Figura 12-1:	Aducción y abducción de los dedos	14
Figura 13-1:	Flexión y extensión del pulgar	14
Figura 14-1:	Aducción y abducción del pulgar	15
Figura 15-1:	Sistema de control	16
Figura 16-1:	Sistema en lazo abierto	16
Figura 17-1:	Sistema en lazo cerrado	17
Figura 18-1:	Parte de una neurona	18
Figura 19-1:	Tipos de ondas cerebrales.....	19
Figura 20-1:	Etapas del interfaz cerebro computador	20
Figura 21-1:	Mano robótica controlado con BCI invasivo.....	21
Figura 22-1:	Método BCI no invasivo	21
Figura 23-1:	Arduino	22
Figura 24-1:	EMOTIV Insight	23
Figura 25-1:	Motor	24
Figura 26-1:	Encoder.....	25
Figura 27-1:	Driver de motor	25
Figura 28-1:	Batería	27
Figura 29-1:	Servomotor	27
Figura 30-1:	Diagrama esquemático de un servo motor	27
Figura 31-1:	Diagrama esquemático de un motor DC	28

Figura 32-1:	Impresora 3D.....	30
Figura 33-1:	IDE Arduino.....	31
Figura 34-1:	Aplicación Processing.....	31
Figura 35-1:	Aplicación Emotiv.....	32
Figura 36-1:	Herramienta expresión facial.....	33
Figura 37-1:	Herramienta performance metrics.....	33
Figura 38-1:	Herramienta mental commands.....	34
Figura 39-1:	Control Panel Pure EEG.....	34
Figura 40-1:	Matlab.....	35
Figura 41-1:	SolidWorks.....	36
Figura 1-2:	Fases de construcción.....	37
Figura 2-2:	Componentes eléctricos y mecánicos.....	38
Figura 3-2:	Diseño del dedo.....	39
Figura 4-2:	Acople del motor.....	40
Figura 5-2:	Sistema de polea.....	40
Figura 6-2:	Falanges y articulaciones de los dedos.....	41
Figura 7-2:	Diseño del dedo pulgar.....	41
Figura 8-2:	Dorso y palma de la mano.....	42
Figura 9-2:	Ensamble final de mano.....	42
Figura 10-2:	Software Cura.....	43
Figura 11-2:	Rostock 3D.....	43
Figura 12-2:	Prótesis de mano ensamblada.....	44
Figura 13-2:	Función de transferencia del sistema.....	45
Figura 14-2:	Señal de entrada.....	47
Figura 15-2:	Análisis de señal de salida.....	47
Figura 16-2:	Datos ingresados.....	48
Figura 17-2:	Porcentaje de aceptación del sistema.....	48
Figura 18-2:	Función de transferencia.....	48
Figura 19-2:	Ganancia del sistema.....	49
Figura 20-2:	Respuesta de tiempo del sistema.....	50
Figura 21-2:	Diagrama de bloque del sistema.....	50
Figura 22-2:	Diagrama de esquemático del sistema.....	50
Figura 23-2:	Diseño del circuito.....	51

Figura 24-2:	Herramienta EEGLAB	52
Figura 25-2:	Datos de archivo CED	52
Figura 26-2:	Diagrama de ubicación de sensores en Matlab.....	53
Figura 27-2:	Comportamiento de la señal	53
Figura 28-2:	Intensidad de la señal	54
Figura 1-3:	Comparación entre mano real y prótesis	55
Figura 2-3:	Exactitud entre mano real y prótesis	58
Figura 3-3:	Rango de movilidad de los dedos	59
Figura 3-3:	Rango de movilidad del pulgar.....	56

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3:	Medidas antropométricas de la mano derecha y prótesis	56
Gráfico 2-3:	Exactitud de medida de la prótesis de mano.....	58
Gráfico 3-3:	Comparación del rango de movilidad.....	61
Gráfico 4-3:	Exactitud del rango de movilidad.....	62
Gráfico 5-3:	Comparación de tiempo de respuesta.....	64

RESUMEN

En el presente trabajo de titulación se desarrolló un prototipo de prótesis de mano controlada con un dispositivo interfaz cerebro computador (BCI) no invasivo, con el propósito de ayudar a la investigación en pacientes que no poseen dicho miembro y presentan problemas de músculo atrofiado en su extremidad, inutilizando el uso de prótesis mioeléctricas. Durante el desarrollo del trabajo se realizó el diseño de la prótesis de mano en software SolidWorks, teniendo en cuenta las dimensiones de los componentes electrónicos que son insertados dentro de la prótesis; para lo que se utilizaron cinco motores de corriente continua (DC) los cuales ejercen la función de movilidad independiente de cada dedo y un servomotor que otorga un movimiento extra al pulgar, para los mismos se diseñó un sistema de control de posición programado en un microcontrolador que permitió a la prótesis de mano efectuar la acción de apertura y cierre. Posteriormente se realizó una etapa de entrenamiento con el dispositivo BCI Emotiv Insight, el cual permitió escoger la señal de activación de estímulo endógeno, para transformar un gesto facial o estado mental en una acción de tiempo real, lo cual permitió la apertura y cierre de la prótesis de mano. Obteniendo como resultados por el método experimental un 90,85% de semejanza en la medición antropométrica con la mano real y un 80,70 % de exactitud con respecto al rango de movilidad real de los dedos. Se analizó el tiempo de respuesta entre los dispositivos de encefalografía Emotiv Insight y MindWave, obteniendo que Emotiv tiene un mejor tiempo de respuesta, siendo la diferencia entre los tiempos de 19,6 segundos. El presente trabajo de titulación posee un costo de 1590,4 dólares que es relativamente bajo en comparación a prótesis mioeléctricas comerciales. Es recomendable realizar estudios con otros dispositivos BCI con el fin de contribuir en investigaciones similares.

Palabras Clave: <TECNOLOGÍA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA>, <INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA>, <PRÓTESIS DE MANO>, <DISEÑO ASISTIDO POR COMPUTADOR (CAD)>, <INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR (BCI)>, <DISPOSITIVO BCI NO INVASIVO>, <ESTÍMULO ENDÓGENO>, <TIEMPO DE RESPUESTA>.

ABSTRACT

In the present work of titration, a prototype of a hand-held prosthesis with a non-invasive brain-computer interface (BCI) was developed, with the purpose of helping research in patients who do not have said member and presents atrophied muscle problems in its extremity, disabling the use of myoelectric prostheses. During the development of the work, the design of the hand prosthesis was carried out in the SolidWorks software, taking into account the dimensions of the electronic components that are inserted into the prosthesis; for which five continuous current motors (DC) were used which exert the function of independent mobility of each finger and a servomotor that grants an extra movement to the thumb, for this a programmed position control system was designed in a microcontroller that allowed the hand prosthesis to perform the opening and closing action. Subsequently, a training stage was carried out with the BCI Emotiv Insight device, which allowed the activation signal of the endogenous stimulus, to transform a facial gesture or mental state into a real-time action, which allowed the opening and closing of the prosthesis hand. Obtaining as a result the experimental method a 90.85% similarity in the anthropomorphic measurement with the real hand and an 80.70% accuracy with respect to the range of the real mobility of the fingers. The response time between the Emotiv Insight and MindWave encephalography devices was analyzed, obtaining that Emotiv has a better response time, being the difference between the times of 19.6 seconds. The present titration work has a cost of \$ 1590.4, which is relatively low compared to commercial myoelectric prostheses. It is advisable to conduct studies with other BCI devices in order to contribute to similar investigations.

Keywords: <ENGINEERING TECHNOLOGY AND SCIENCE>, <ELECTRONIC ENGINEERING AND TECHNOLOGY>, <HAND PROSTHESIS>, <COMPUTER ASSISTED DESIGN (CAD)>, <COMPUTER BRAIN INTERFACE (BCI)>, <BCI NON-INVASIVE DEVICE>, <ENDOGENOUS STIMULUS> <RESPONSE TIME>

INTRODUCCIÓN

Antecedentes.

La amputación de una parte del miembro superior como es la mano resulta una pérdida importante para la funcionalidad de una persona. Una gran solución para este problema es el desarrollo de prótesis de miembro superior, con el propósito de ayudar al paciente a mejorar su calidad de vida, colaborando con su desarrollo psicológico y creando una percepción al recuperar la movilidad y el aspecto del miembro amputado (Ventura, 2014, p. 6).

La evolución de las prótesis está directamente influenciada con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano (Dorador *et al.*, 2004, p. 4). Desarrollando en un comienzo prótesis con fines estéticos y evolucionando hasta conseguir prótesis robóticas de mano que realizan las funciones de cierre y apertura. Con estos antecedentes muchas empresas e investigaciones de prótesis han logrado un equilibrio entre funcionalidad, comodidad y apariencia estética.

La empresa británica Steeper desarrolla una prótesis de mano mioeléctrica denominada Bebionic, esta prótesis esta acondicionada con potentes y pequeños motores Faulhaber que garantizan que la prótesis proporcione un buen agarre, con el objetivo de manipular objetos sin deformarlos o romperlos. La prótesis tiene un peso similar al de una mano natural que oscila entre 0.88 y 1.32 libras. Dos electrodos integrados en la prótesis detectan las señales mioeléctricas generadas por las contracciones musculares, dicha señal es enviada a la parte electrónica de la prótesis, para poder activar los cinco motores, los cuales impulsan el funcionamiento los dedos de manera individual generando la apertura y cierre de la mano (Manufacturing Group, 2017).

En busca de crear una prótesis innovadora, investigadores de la Universidad Case Western Reserve en Estados Unidos, desarrollaran una prótesis de mano que pueda tener el sentido del tacto, esto se logra implantando sensores invasivos en el antebrazo derecho que hacen contacto con tres nervios en 20 ubicaciones distintas de un paciente que carece de mano, de forma que se estimula diferentes fibras nerviosas produciendo la sensación de tacto proveniente de su mano artificial (Tyler, 2016).

En el año 2014 Ecuador también incursionó en la creación de prótesis, estudiantes de la Universidad Técnica Particular de Loja desarrollaron un prototipo de prótesis de la extremidad superior del cuerpo humano llamado “Hand of Hope”, su objetivo es crear un dispositivo que puede ser comercializado a bajo costo y accesible a personas de escasos recursos económicos. Normalmente una prótesis comercial tiene costo de \$15.000 aproximadamente, en camino el valor de esta prótesis es de \$300 (El Ciudadano, 2014).

Con base en estos antecedentes, el presente trabajo de titulación “Implementación de un prototipo de prótesis de mano usando el método BCI no invasivo a través de estímulos endógenos”, el mismo que ayudará a la investigación en búsqueda de nuevas tecnologías en prótesis de mano, con la finalidad de crear un prototipo que otorgue la función de apertura y cierre, para pacientes que presenten atrofia muscular y por ende no puedan utilizar prótesis mioeléctricas. Igualmente, el diseño del prototipo debe asemejarse en apariencia a una mano humana además tener un espacio para instalar correctamente todos los dispositivos eléctricos y mecánicos que son utilizados. La señal de activación será los estímulos endógenos del cerebro que son receptados por un dispositivo BCI, el cual transformará los estados cognitivos en acciones en tiempo real que controlará la prótesis de mano.

Justificación Teórica

Personas con amputaciones del miembro superior afrontan muchos obstáculos en sus actividades cotidianas, tareas comunes como tomarse una tasa de café o abrir la puerta son pruebas desafiantes para ellos adicionalmente influyendo en un problema psicológico, para la solución a este problema es el uso de prótesis robóticas que han revolucionado en el área de la medicina, construidas con el propósito de sustituir la parte faltante del cuerpo humano, estas prótesis son construidas para ser funcionales y estar diseñada con las necesidades y especificaciones del paciente, aportando significativamente en el desenvolvimiento diario del paciente.

El desarrollo de una prótesis controlada con dispositivos BCI es una alternativa en el uso de las prótesis mioeléctricas y para personas que presenten atrofia muscular. Actualmente, con la incursión de la tecnología en el área de la medicina; se han presentado grandes avances tales como el desarrollo de nuevos dispositivos como: actuadores, sistemas de transmisión, dispositivos de adquisición de señales, entre otros. Estos avances desarrollaron dispositivos BCI no invasivos que están orientados a personas que presentan enfermedades de parálisis o problemas musculares y proporcionando a dichos pacientes la capacidad de comunicarse.

En el año 2013 en la academia de Westford en Estados Unidos, se desarrolló “The Arduino Prosthesis Using the Neurosky Mindwave” por el estudiante Shiva Nathan, su objetivo fue desarrollar una prótesis de bajo costo que puede ser instalado en una extremidad amputada. MindWave tiene la capacidad de detectar los estados de concentración y de meditación de su usuario, se utilizó Arduino como medio de comunicación y control de MindWave y la prótesis. Los resultados permitieron que el paciente se concentra a un nivel significativo para inducir la acción que el brazo gire y flexione los dedos, para que una persona pueda realizar esta acción de una manera óptima se requiere una etapa de entrenamiento, porque cada persona presenta un distinto nivel de concentración y meditación.(Nathan, 2013)

Justificación Aplicativa

Con el desarrollo de esta prótesis de mano se pretende presentar una propuesta de tecnología con el uso de un dispositivo BCI, para paciente que presenten atrofia muscular y el uso de prótesis mioeléctricas no sea el adecuado para ellos.

Al seleccionar un dispositivo BCI comercial, dicho dispositivo es una diadema de electroencefalograma que obtiene las señales cerebrales del cuero cabelludo del paciente mediante un algoritmo establecido por su empresa que capta y digitaliza dichas señales, visualizando los resultados que proporciona este dispositivo como sensaciones de excitación, relajación, concentración, frustración, tensión y gestos faciales. Una vez seleccionada la señal óptima para trabajar, se procedió a la programación, control y comunicación con la tarjeta de desarrollo y el dispositivo BCI.

La estructura se diseña en software CAD SolidWorks, software que facilita modelar y visualizar en 3D las diferentes vistas del prototipo, permitiendo el óptimo acondicionamiento de los distintos dispositivos mecánicos y eléctricos que son utilizados, creando una prótesis que estéticamente se asemeje a una mano humana. Al tener el diseño terminado se procede al servicio de una impresora 3D, para la impresión de cada pieza y posteriormente al ensamblado del prototipo.

Para la parte electrónica y mecánica de la prótesis se utiliza una tarjeta de desarrollo que realiza el control de cinco micro motores y un servo motor que permite la apertura y cierre de la prótesis de mano accionada por el dispositivo BCI. Para verificar el valor de la intensidad de la señal que se seleccionó del dispositivo BCI se emplea una interfaz de leds que permite la visualización. En la última etapa se procede a la implementación de dispositivo para realizar las pruebas pertinentes encontrando errores y realizando la corrección.

Objetivos

Objetivo General:

Implementar un prototipo de prótesis de mano con el método de Interfaz Cerebro Computador (BCI) no invasivo a través de estímulos endógenos.

Objetivos Específicos:

- Seleccionar el dispositivo de interfaz cerebro computador y la tarjeta de desarrollo más idónea para la implementación de un prototipo de prótesis de mano.
- Determinar los estados mentales y gestos de la persona mediante BCI para gestionar ciertos movimientos de la prótesis.
- Modelar y construir en SolidWorks la estructura un prototipo de prótesis de la mano.
- Elaborar un programa en la tarjeta de desarrollo que permita la comunicación y el control eficiente entre la prótesis y la diadema de interfaz cerebro computador.
- Desarrollar una interfaz para la visualización de interacción de la diadema con la prótesis de mano mediante comunicación inalámbrica.
- Realizar pruebas pertinentes para detectar errores y obtener un prototipo más estable.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

1.1 Atrofia Muscular

1.1.1 Definición

Es un término que se refiere a la reducción del tejido muscular por una enfermedad o lesión, generando la inmovilización y pérdida de fuerza del miembro afectado (MedlinePlus, 2016).

1.1.2 Complicaciones por atrofia muscular

1.1.2.1 Músculos

La consecuencia sobre el músculo puede ocurrir desde la primera semana, es decir un deterioro muscular, depende de la composición muscular de la persona y la posición inmóvil que presenta el miembro afectado (Araceli, 2013, p. 7).

1.1.2.2 Tendones

La disminución del tamaño provocada por la inmovilización reduce la tolerancia a la carga, así como la resistencia a la tracción y rigidez elástica del tendón (Araceli, 2013, p. 7).

1.1.3 Causas

- Quemaduras
- Lesiones o fracturas
- Desnutrición
- Daño a un solo nervio, como el síndrome del túnel carpiano
- Síndrome de Guillian-Barre
- Daño a los nervios causado por una lesión, diabetes, toxinas o alcohol

1.2 Prótesis

1.2.1 Definición

Es un dispositivo artificial, diseñado con el propósito de reemplazar un miembro amputado del cuerpo humano, cumpliendo casi la misma función que un miembro natural sea de una extremidad superior o inferior y de esta forma mejorar la calidad de vida de la persona al crear la percepción de movilidad y aspecto físico del miembro amputado (Sandoval, 2011, p. 10).

1.2.2 Clasificación de prótesis en extremidades superiores

1.2.2.1 Según el nivel de amputación

Al nacer con una extremidad faltante o someterse a una operación quirúrgica que radican en la extirpación de una parte del miembro del cuerpo afecto sea por enfermedad o lesión, el médico determina el nivel de amputación (Ver Figura 1-1), y para tener una mejor perspectiva normalmente se consulta a un técnico ortopédico para determinar en caso de cirugía el nivel de amputación más beneficioso para la rehabilitación y posteriormente la adaptación de una prótesis (Protésica, 2015).

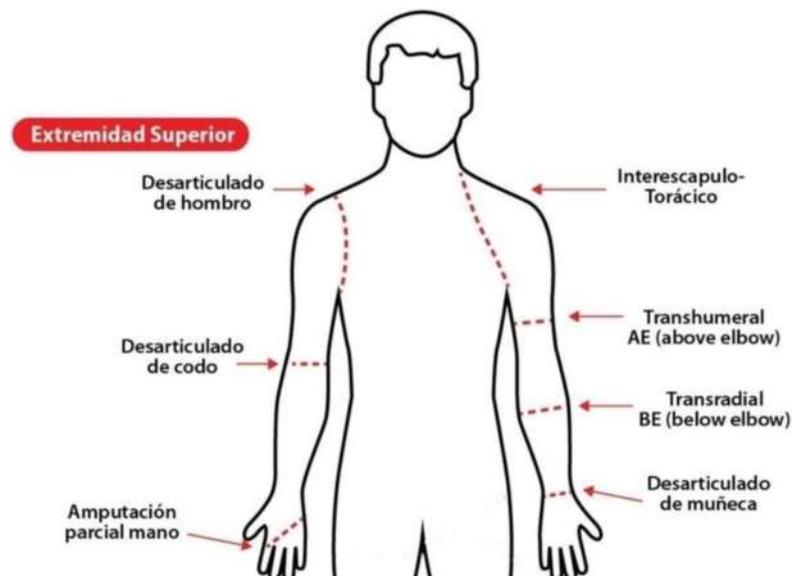


Figura 1-1: Nivel de amputación de extremidades superiores

Fuente: <http://centrobionico.com/pages/protesis.php>

1.2.2.2 Según su función

Cosméticas

También denominada prótesis pasivas, son desarrolladas con el objetivo de cubrir solo el aspecto estético para pacientes que tiene como prioridad la apariencia y la comodidad, son fabricadas con materiales de PVC rígido, lates flexible o silicona, al no tener componentes electrónicos su peso es ligero y no requieren de mantenimiento minucioso. Se caracterizan por ser confeccionadas para tener la mayor similitud tanto en detalle y medida del miembro amputado (Ver Figura 2-1).



Figura 2-1: Prótesis cosmética

Fuente: <https://www.emaze.com/@AQOIFOL/protesis>

Funcionales

Consideras también como prótesis activas, reemplazan el miembro amputado con prototipos que proporcionan cierta movilidad al paciente, al poder realizar funciones de apertura y cerrar de mano, movimientos de rotación de muñeca y codo. Como efector final presenta accesorios como ganchos o tenazas indispensable para simular el agarre de una mano humana. (Ver Figura 3-1).

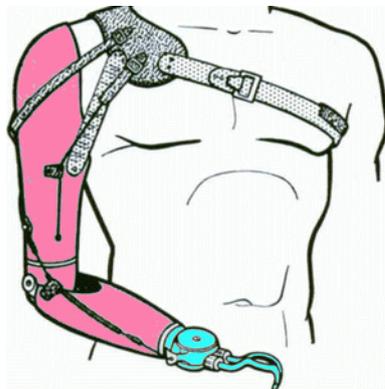


Figura 3-1: Prótesis funcional

Fuente: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>

1.2.2.3 Según material constitutivo

Prótesis mecánicas o de tiro

Son dispositivos prostéticos que poseen la función de apertura y cierre voluntario por medio de un arnés instalado alrededor del cuerpo del paciente. Su funcionamiento consiste un resorte proporcionado por una cinta, en el momento que el paciente realice el movimiento establecido el arnés realiza la apertura y cierre de la prótesis, en cambio el movimiento de cierre y apertura se realiza con la relajación del movimiento influenciado (Ver Figura 4-1). Esta prótesis tiene limitaciones de movimientos ya que se necesita de fuerza propia para su funcionalidad y además restringe el agarre de objetos relativamente grande y redondos (Dorador *et al.*, 2004, p. 8).



Figura 4-1: Acoplamiento de una prótesis mecánica

<http://protesismssuner.blogspot.com/>

Prótesis electrónicas

Son prótesis que incorporan motores eléctricos que realizan la acción de apertura y cierre de la mano, movimiento de la muñeca y codo siendo, su fuente de alimentación una batería recargable (Ver Figura 5-1). Estos motores tienen un tamaño pequeño para ser acoplados dentro de la prótesis, además se instala un botón pulsado para el accionamiento de la prótesis. Para esta prótesis existen desventaja como el costo, la reparación, el peso y el cuidado en un ambiente húmedo (Dorador *et al.*, 2004, p. 9).



Figura 5-1: Prótesis Eléctrica

Fuente: <http://www.core77.com/gallery/23290/superhuman/#image=3>

Prótesis mioeléctricas

Son prótesis eléctricas que incorporan electrodos denominados sensores musculares que reciben señales eléctricas enviadas por la contracción y relajación de los músculos, controlando el accionamiento de esta (Ver Figura 6-1). Esta prótesis necesita de una fase de entrenamiento para ajustar la ubicación y la sensibilidad de los sensores optimizando la señal del musculo del paciente y así desarrollar con gran habilidad y precisión de los movimientos de las prótesis (Dorador *et al.*, 2004, pp. 9–10).



Figura 6-1: Prótesis Mioelectrica

Fuente: <http://omicron.elespanol.com/2016/01/brazo-prostetico-en-hueso/>

Prótesis híbridas

Son prótesis que adoptan los principios de funcionamiento de las prótesis mecánicas y mioeléctricas es decir combina la fuerza física del cuerpo con el accionamiento generado por los sensores musculares (Ver Figura 7-1). Produciendo el movimiento de apertura y cierre de la prótesis de mano por las señales mioeléctricas y el movimiento de extensión y relajación del codo por medio del arnés accionado con los movimientos del usuario. Generalmente estas prótesis híbridas son utilizadas por pacientes que poseen amputaciones o deficiencias por arriba del codo (Ortopedia Jens Muller).



Figura 7-1: Prótesis híbrida

Fuente: <https://www.ottobock.com/de/unternehmen/historie/>

1.3 La mano humana

Es el órgano terminal más activo de la extremidad superior del cuerpo humano, su función es brindar la sujeción y manipulación de objetos de diversas formas, tamaños y texturas que están presentes en tareas relacionadas con la vida cotidiana. El total de huesos de la mano son 27 comprendido la muñeca, dividiéndose en: 14 falanges en los dedos, 5 metacarpianos y 8 carpianos, estos huesos constituyen los cuatro grupos principales de articulaciones de la mano, denominada articulación distal, proximal interfalángica, metacarpofalángica y capo metacarpiano, formando una estructura cinemática articulada compleja (Ver Figura 8-1) (Sandoval, 2011, p. 14).

1.3.1 Antropometría de la mano humana

Estudia el tamaño, forma y crecimiento de la mano; con el objetivo de diseñar áreas de trabajo, instrumentales, equipos, y protección personal considerando las características, capacidades y límites físicos de la mano.

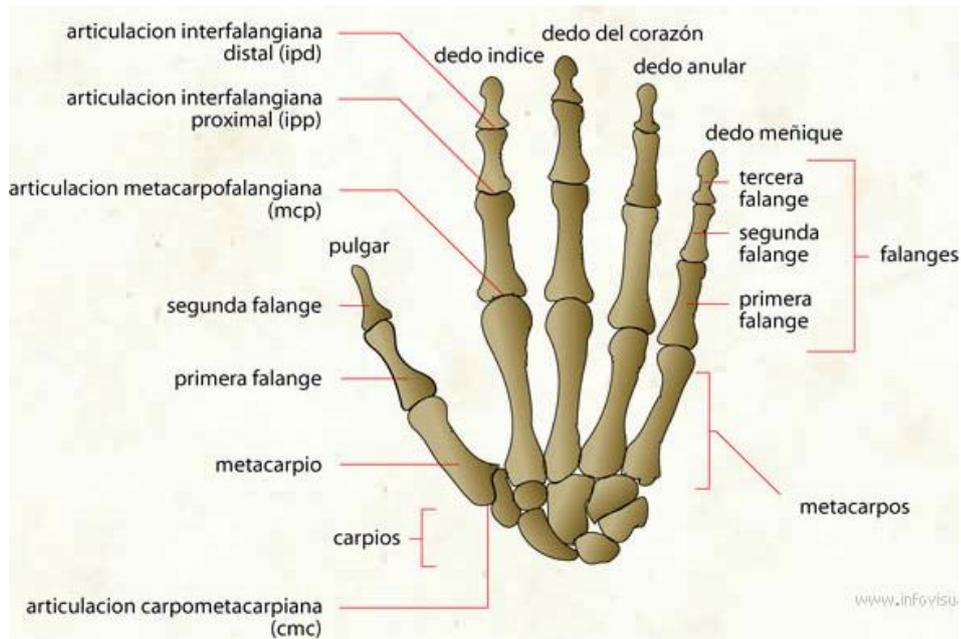


Figura 8-1: Clasificación de los huesos de la mano

Fuente: <https://infovisual.info/es/cuerpo-humano/hueso-de-la-mano>

1.3.1.1 Medidas antropométricas de la mano

Para la medición de la mano se procede a seguir la norma DIN 33 402 parte 2, la cual estandariza las medidas de la mano para el diseño de dispositivos (Ver Figura 9-1) (Carmenate *et al.*, 2014, p. 3).

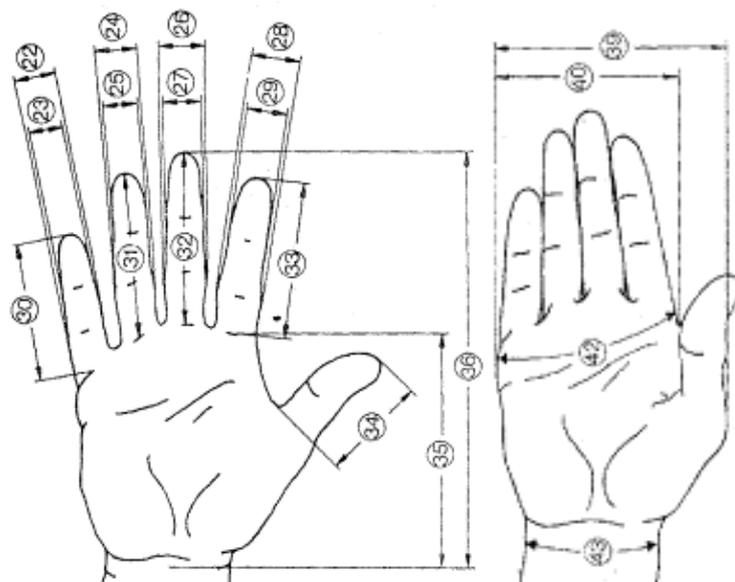


Figura 9-1: Medidas antropométricas de la mano

Fuente: <http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/entrega.asp?IdEntrega=64>

1.3.1.2 Rango de movilidad de la muñeca

Este rango esta producido por la articulación de la muñeca, determinando dos grados de libertad que son:

Aducción y abducción

La aducción y abducción se calcula desde el eje del movimiento de posición recta es decir 0° generando una amplitud de 45° en aducción y 15° en abducción (Ver Figura 10-1. a).

Flexión y extensión

Este movimiento se calcula desde la posición recta de la mano es decir 0° y alcanza una amplitud de 80° para flexión y extensión de 70° (Ver Figura 10-1. b).

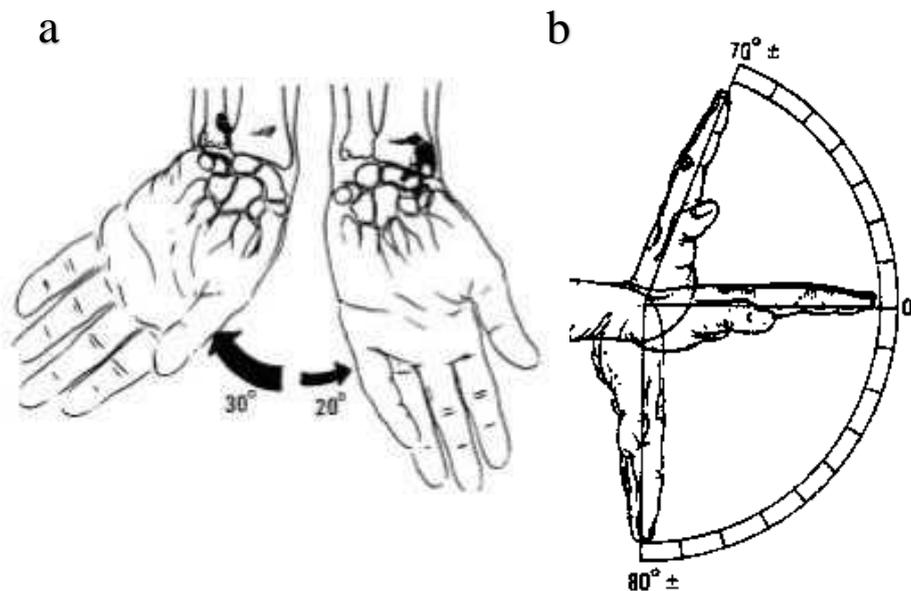


Figura 10-1: Movimientos de la muñeca

Fuente: https://asgoped.files.wordpress.com/2012/05/s_hoppendfeld_columna_extremidades.pdf

1.3.1.3 Rango de movilidad de los dedos

En general los dedos índice, medio, anular y meñique presentan los mismo rangos movimientos a diferencia del dedo pulgar.

Flexión y extensión

Este movimiento permite la acción de apertura y cierre de los dedos índice, medio, anular y meñique, proporcionando diferente amplitud para cada articulación. Para la articulación interfalángica distal genera una flexión de 90° y extensión de 10° (Ver Figura 11-1. a), en la movilidad de la articulación interfalángica proximal forma una flexión de 100° (Ver Figura 11-1. b) y por último el arco de movilidad de la articulación metacarpofalángica se crea una flexión de 90° y extensión entre 35° y 45° (Ver Figura 11-1. c). Cabe recalcar que estos movimientos se calculan desde una posición recta de los es decir 0° .

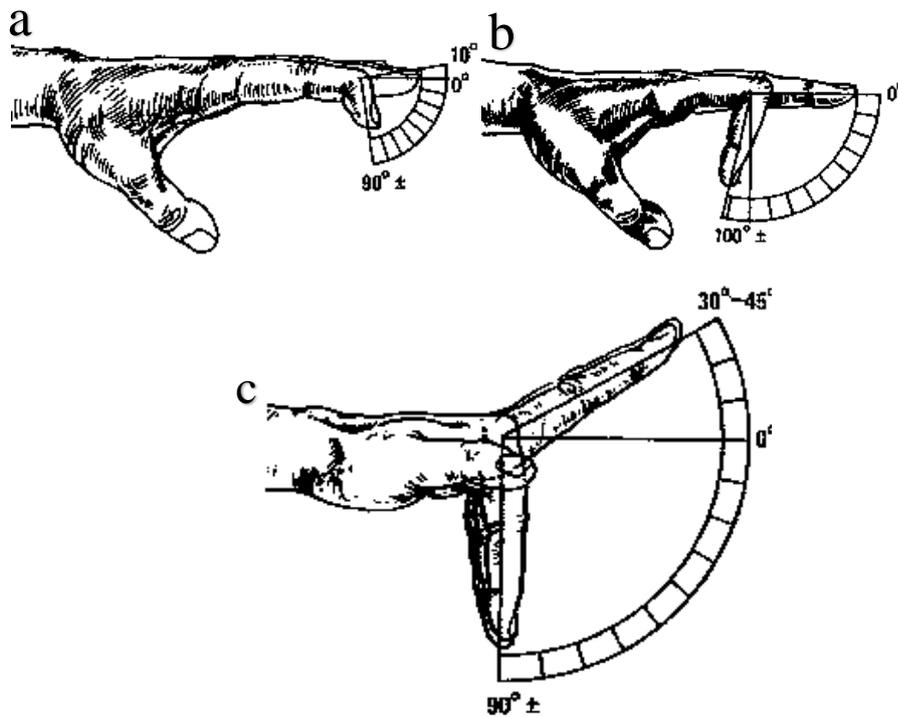


Figura 11-1: Flexión y extensión de los dedos

Fuente: https://asgoped.files.wordpress.com/2012/05/s_hoppendfeld_columna_extremidades.pdf

Aducción y abducción

Este movimiento se calcula partiendo de una línea central de la mano que pasa por el dedo medio. La abducción los dedos es la separación de los mismo generando una amplitud de 20° (Ver Figura 12-1. a), en cambio en aducción los dedos deben estar juntos (Ver Figura 12-1. b).

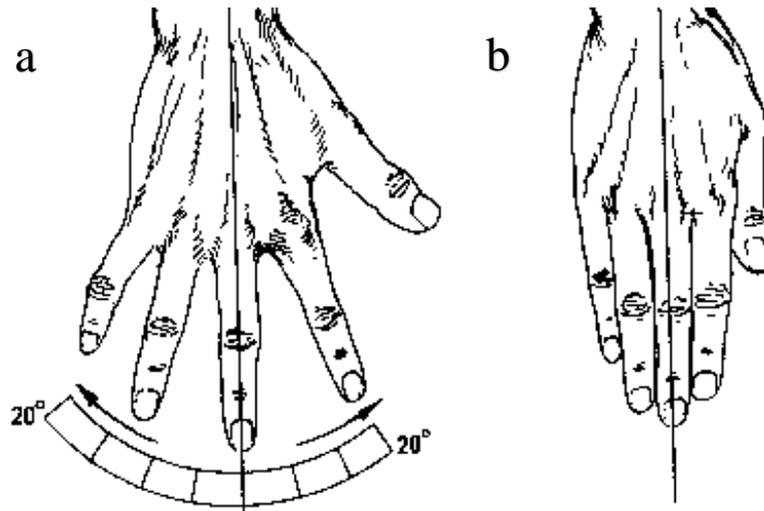


Figura 12-1: Aducción y abducción de los dedos

Fuente: https://asgoped.files.wordpress.com/2012/05/s_hoppendfeld_columna_extremidades.pdf

Flexión y extensión del pulgar

El movimiento del pulgar es proporcionado por dos articulaciones, en la articulación metacarpofalángica se genera una flexión de 50° (Ver Figura 13-1. a), y para la articulación interfalángica se forma una flexión de 90° y extensión de 20° (Ver Figura 13-1. b).

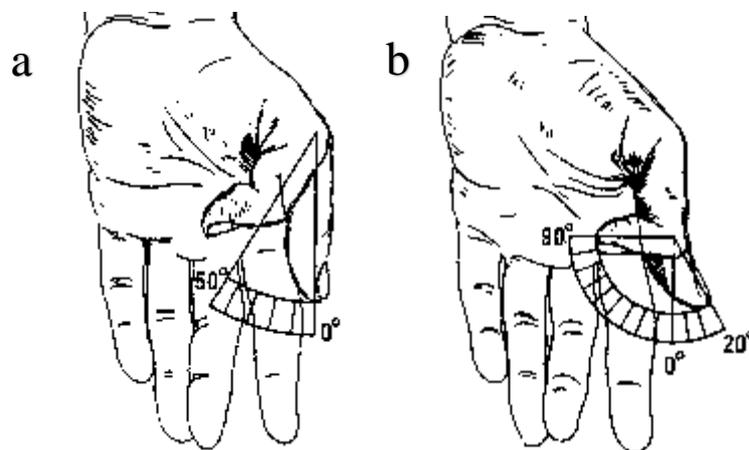


Figura 13-1: Flexión y extensión del pulgar

Fuente: https://asgoped.files.wordpress.com/2012/05/s_hoppendfeld_columna_extremidades.pdf

Abducción y aducción del pulgar

Para el movimiento de abducción del pulgar y el índice crean un ángulo de 70° y la aducción se genera al devolver el pulgar a su posición recta de 0° (Ver Figura 14-1).

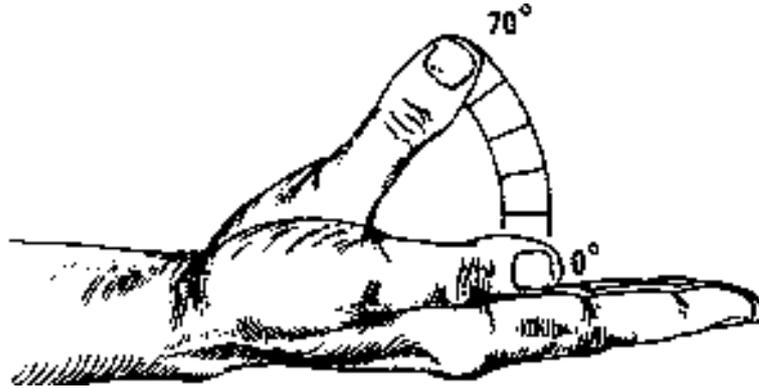


Figura 14-1: Aducción y abducción del pulgar

Fuente: https://asgoped.files.wordpress.com/2012/05/s_hoppendfeld_columna_extremidades.pdf

1.4 Muestreo de Señales

Para obtener una señal de salida a partir de una señal de entrada, la señal debe ser muestreada, esto significa tomar el valor instantáneo de la señal en un momento determinado. Para una señal continua, las muestras se toman a intervalos regulares, generalmente con un periodo de muestreo fijo entre medidas, dicho período se lo puede saber con la teoría de muestreo de Nyquist.

1.4.1 Teoría de muestreo de Nyquist

Esta teoría indica que la frecuencia de muestreo mínima (f_m) que tenemos que utilizar debe ser mayor que $2 \cdot f_{max}$, donde f_{max} es la frecuencia máxima de la señal. Si utilizamos esa frecuencia de muestreo, podremos reproducir posteriormente la señal a partir de las muestras tomadas. La frecuencia f_m es llamada la razón de muestreo de Nyquist. La mitad de su valor f_{max} es llamada la frecuencia de Nyquist.

1.5 Sistemas de Control

Está formado por un conjunto de elementos relacionados entre sí, que proporcionan en su salida señales controladas en función de señales manipuladas de entrada. El aspecto más importante de un sistema es conocer el comportamiento de la señal de salida frente a perturbaciones no deseadas (Ver Figura 15-1) (Vázquez, 2017, p. 9).

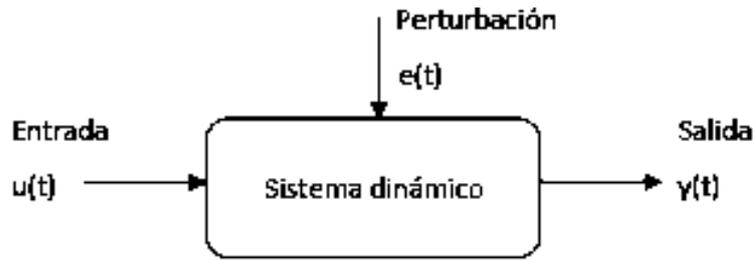


Figura 15-1: Sistema de control

Fuente: <http://upcommons.upc.edu/handle/2117/108827>

1.5.1 Tipo de sistemas

1.5.1.1 Sistema en lazo abierto

La salida no se compara con el valor de la señal de entrada, es decir la precisión del sistema depende de la calibración del mismo, por lo tanto en caso de perturbaciones el sistema no podrá realizar la tarea asignada (Ver Figura 16-1) (Ogata, 2013, p. 8).

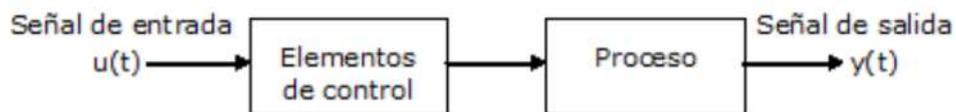


Figura 16-1: Sistema en lazo abierto

Fuente: <http://upcommons.upc.edu/handle/2117/108827>

1.5.1.2 Sistema en lazo cerrado

La salida se compara con la señal de entrada, llevando dicha señal de salida junto a la entrada mediante una retroalimentación. La retroalimentación utiliza un sensor, que detecta la respuesta se salida para compararla con la señal de entrada, de esta manera se reduce la diferencia entre el valor de entrada y salida. La ventaja al utilizar este sistema es cuando hay perturbaciones, pues el sistema la detecta y compensa (Ver Figura 17-1) (Ogata, 2013, p. 7).

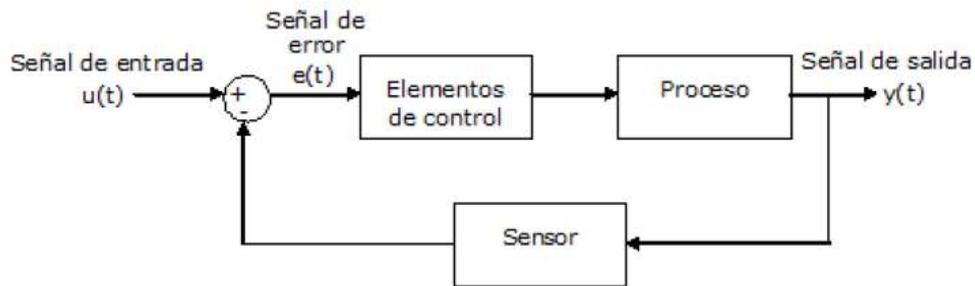


Figura 17-1: Sistema en lazo cerrado

Fuente: <http://upcommons.upc.edu/handle/2117/108827>

1.6 Electroencefalografía

1.6.1 Introducción a las señales neuronales

1.6.1.1 El Encéfalo

El encéfalo es el órgano importante del sistema nervioso central, está compuesto de millones de células nerviosas que unen los pensamientos con la coordinación del control de los procesos cognitivos tales como la memoria, el tacto, la capacidad del movimiento, la vista, la respiración y todos los procesos que regulan nuestro cuerpo. El encéfalo se divide en cerebro, bulbo raquídeo y cerebelo (Laguerri, 2015, p. 15).

- El cerebro: Es la parte más grande del encéfalo representado el 85% de su peso. Dentro de sus funciones está el control de los movimientos de las manos, la habilidad del lenguaje, la escritura, la lectura, la imaginación y las emociones (Tomás).
- Bulbo raquídeo: Controla los reflejos y las funciones básicas e indispensables del cuerpo humano como regular el funcionamiento del corazón, la respiración y la presión sanguínea (National Geographic, 2011).
- Cerebelo: Coordina los movimientos musculares y controla el equilibrio, también transmite la información a la medula espinal y a otras partes del encéfalo (National Geographic, 2011).

1.6.1.2 Las neuronas

Son células muy excitables, cuyo propósito es transmitir y receptor la comunicación de las señales electroquímicas entre las mismas u otro tipo de células, la conducción de estas señales como

impulsos nerviosos provocan cambios de polaridad eléctrica a nivel de su membrana celular, estos impulsos nerviosos que permite la conexión entre neuronas es conocido como sinapsis (Ver Figura 18-1) (Laguerri, 2015, p. 17). Las partes fundamentales de la neurona son:

- Somas: contiene la información que dirige la actividad neuronal.
- Dendritas: es el área que recibe la información desde los terminales axónicos de otras neuronas.
- Axón: conduce el impulso nervioso de esa célula hacia otras.

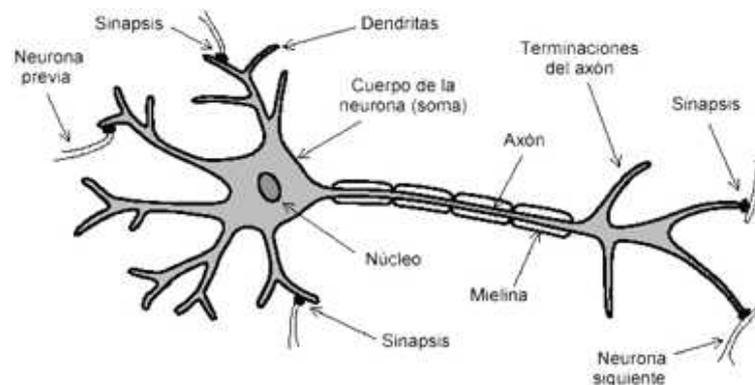


Figura 18-1: Parte de una neurona

Fuente: <http://biologiafotosdibujosimagenes.blogspot.com.es/2011/01/dibujos-de-neuronas-y-sus-partes.html>

1.6.2 Encefalograma

Es un procedimiento de adquisición de datos que se usa para estudiar el funcionamiento del sistema nervioso, específicamente en medir las señales que proporciona la actividad cerebral de la corteza del cerebro o del cuerno cabelludo durante las excitaciones de la sinapsis en las neuronas, esta señal se registra en el orden de micro voltios, para registrar la señal se utilizan electrodos especiales. Este dispositivo es utilizado con mayor frecuencia para diagnosticar enfermedades cerebrales e investigaciones científicas de procesos cognitivos. Las señales eléctricas que se manifiestan en el encefalograma son ritmos de frecuencias conocidos como ondas cerebrales, existiendo cuatro tipos principales.

1.6.2.1 Ondas beta

Se presentan cuando la persona realiza una actividad mental por ejemplo al estudiar. Su forma de onda es amplia y de mayor velocidad de transmisión. Su frecuencia oscila entre 14 y 30-35 Hz (Ver Figura 19-1) (Casanova).

1.6.2.2 Ondas alfa

Se producen en un estado de relajación de la persona como al dar un paseo o descansar. Son las ondas más lentas y de mayor amplitud. Su frecuencia oscila entre 8 y 12 Hz (Ver Figura 19-1) (Casanova).

1.6.2.3 Ondas theta

Se presentan bajo un estado de profunda calma por ejemplo cuando las personas están soñando despierta. Son ondas de mayor amplitud y menor frecuencia oscilando entre 4 y 7 Hz. Suelen ser observadas con mayor facilidad en personas jóvenes (Ver Figura 19-1) (Casanova).

1.6.2.4 Ondas delta

Se registran en un estado de profundo sueño, son ondas de mayor amplitud y menor frecuencia que oscila entre 1.5 y 4 Hz (Ver Figura 19-1) (Casanova).

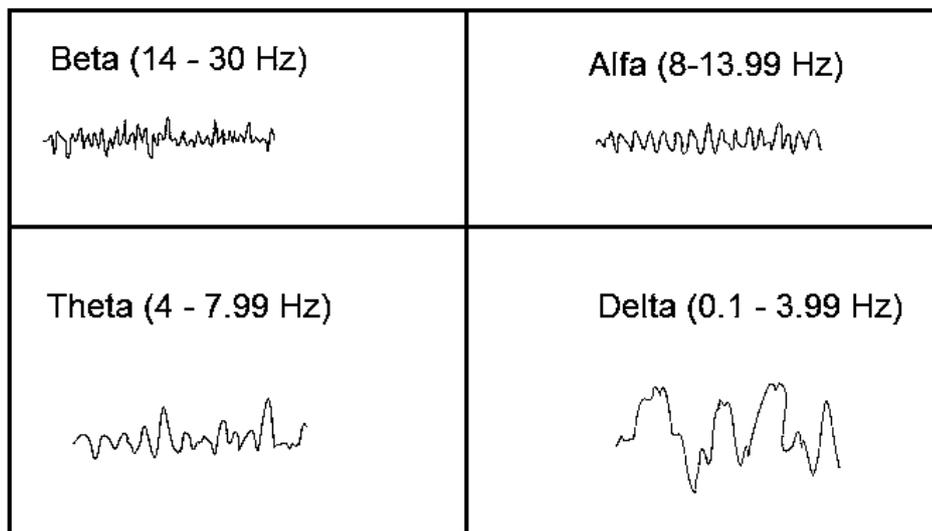


Figura 19-1: Tipos de ondas cerebrales

Fuente: <http://www.ub.edu/pa1/node/130>

1.6.3 Interfaz cerebro computador

El interfaz cerebro computador denotado por sus siglas como BCI, constituye en la tecnología basada en la adquisición de señales generadas por la actividad cerebral mediante sistemas de software y hardware que permite interpretarlas para el control de ordenadores o dispositivos

externos como neuro prótesis robóticas. Esta tecnología es un medio de expresión para personas que sufren trastornos motores severos tales como parálisis, músculos atrofiados, o enfermedades que no permite el funcionamiento correcto de nuestro cuerpo, proporcionándoles una mejor calidad de vida. Empresas como Emotiv o NeuroSky han desarrollado algoritmos avanzados para el uso investigativo en el campo del interfaz cerebro computador desarrollando softwares que cumplen con las cinco etapas principales de esta tecnología (García 2015, pp. 21-22).

- Adquisición de señal. - En la primera etapa se obtienen las señales cerebrales y se realiza una reducción del ruido (Ver Figura 20-1).
- Pre procesamiento y realce de señal. - En esta fase se preparan y acondiciona las señales de manera adecuada para su posterior procesamiento (Ver Figura 20-1).
- Extracción de características. - Aquí se extrae la información específica de las señales cerebrales que han sido grabadas según el estudio a realizar (Ver Figura 20-1).
- Clasificación. - posteriormente se clasifican las señales teniendo en cuenta el algoritmo que utiliza. (Ver Figura 20-1).
- Control de la interfaz. - Finalmente las señales que han pasado el filtro de clasificación se traducen en comandos significativos que pueden ser interpretados por un ordenador o dispositivo robótico (Ver Figura 20-1).

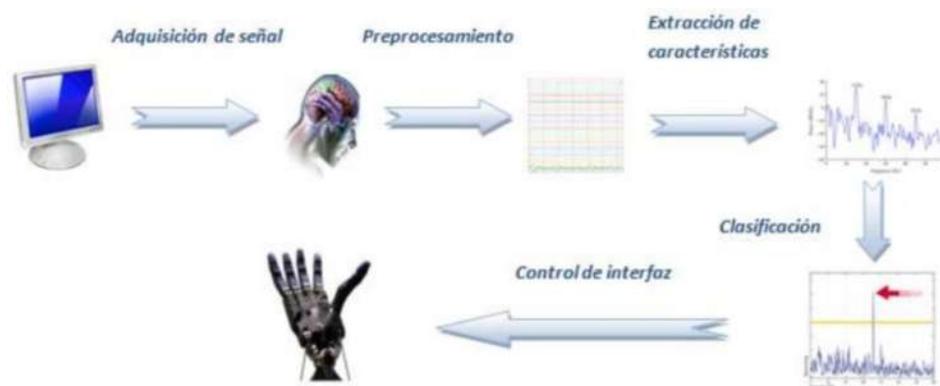


Figura 20-1: Etapas del interfaz cerebro computador

Fuente: <http://arantxa.ii.uam.es/~jms/pfcsteleco/lecturas/20150716ManuelMarcosGarcia.pdf>

1.6.3.1 Métodos de interfaz cerebro computador

Método invasivo

Es el método que se realiza una intervención quirúrgica con el propósito de mejorar la calidad de las señales cerebrales monitoreadas. Las señales obtenidas son nítidas, obteniendo un control

eficiente y preciso en los dispositivos externos (Ver Figura 21-1). Aunque debido a su riesgo son consideradas solo para aplicaciones investigativas realizadas en su mayoría en animales.



Figura 21-1: Mano robótica controlado con BCI invasivo

Fuente: <https://www.livescience.com/25598-quadruplegic-mind-controlled-prosthesis.html>

Método no invasivo

Son utilizadas en dispositivos de electroencefalografía, la activada cerebral se mide desde el cuero cabelludo claramente con menos riesgos para el paciente. La señal obtenida es la superposición de todas las neuronas del cerebro obteniendo una resolución más pobre debido a que el cráneo del paciente debilita y distorsiona las señales generadas por las neuronas (Ver Figura 22-1) (Ciencia y Educación).

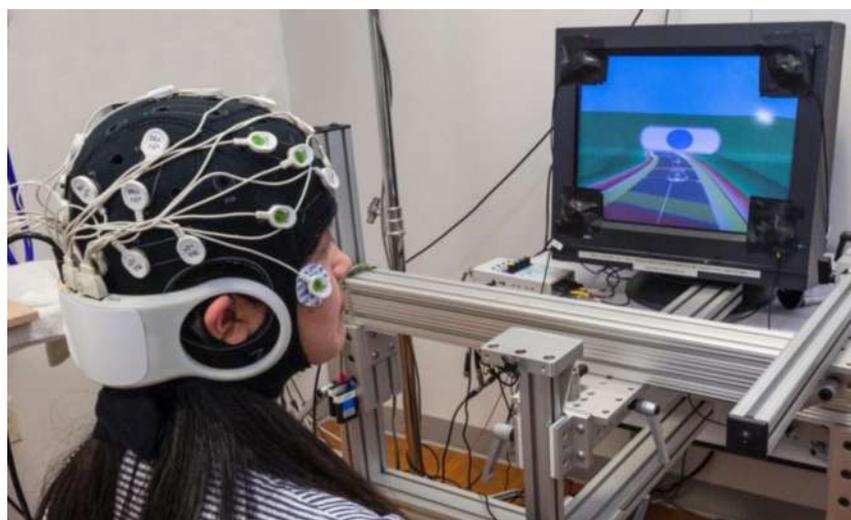


Figura 22-1: Método BCI no invasivo

Fuente: <https://neuroscape.ucsf.edu/neuroscience/>

1.6.3.2 Tipos de estimulación de interfaz cerebro computador

BCI exógeno

Los BCI de tipo exógeno son estímulos producida por agentes externos, obteniendo una actividad cerebral específica. Los estímulos visuales son muy utilizados logrando una actividad cerebral en una zona específica (García, 2015, p. 27).

BCI endógeno

En contraste, los BCI endógenos no demandan de un estímulo externo, en cambio el paciente por medio de un aprendizaje puede producir voluntariamente actividad cerebral específica. La ventaja es que el paciente puede controlar libremente el estímulo (García, 2015, p. 27).

1.7 Componentes de la Prótesis

1.7.1 Componentes electrónicos

1.7.1.1 Tarjeta de desarrollo Arduino

Es una placa de circuito impreso, que posee pines de entrada y salida, incorporando puertos analógicos y digitales, es programable en la IDE de Arduino. La alimentación y su comunicación se lo realiza por el un puerto USB o por pines dedicados para la comunicación o voltaje externo de 5V (Ver Figura 23-1) (Rosi, 2013).

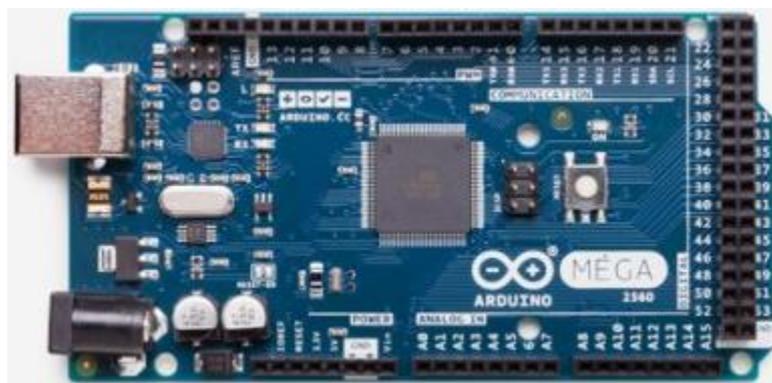


Figura 23-1: Arduino

Fuente: <https://store.arduino.cc/arduino-mega-2560-rev3>

1.7.1.2 EMOTIV Insight

Es una diadema BCI creada por la empresa Emotiv Systems, capaz de procesar las señales eléctricas recogidas en diferentes puntos del cerebro mediante electroencefalografía no invasiva, con la finalidad de reconocer diferentes expresiones, acciones y gestos de la persona que la utiliza. La diadema es capaz de reconocer sensaciones de excitación, meditación, concentración, tensión o frustración. La lista de expresiones incorpora gestos de sonrisa, risa, enfado, miedo y movimientos de los ojos (Ver Figura 24-1).



Figura 24-1: EMOTIV Insight

Fuente: <https://www.emotiv.com/insight/>

En la tabla 1-1 se presentan las características de la diadema EMOTIV Insight.

Tabla 1-1: Características de EMOTIV Insight.

Características	Descripción
Numero de electrodos	5
Velocidad	128 muestras por segundo por canal
Resolución mínima de voltaje	0.51 μ V
Frecuencia	1 a 43 Hz
Conectividad	Inalámbrica Bluetooth 4.0
Batería	Polímero de litio 480mAh
Duración	4 horas

Realizado por: Medina, L. 2018

Fuente: <https://www.emotiv.com/insight/>

1.7.1.3 Micro motores DC de eje extendido

Son pequeños motores que convierten la energía eléctrica en energía mecánica para impulsar el funcionamiento de una máquina. Incorporan una caja de engranajes que permite una relación de 1000:1. Su voltaje de alimentación es de 6V permitiendo una larga vida útil. Incorporan un eje extendido adicional para el acoplamiento de un sensor magnético (Ver Figura 25-1) (Pololu, 2001).



Figura 25-1: Motor

Fuente: <https://www.pololu.com/product/992>

En la tabla 2-1 se presentan las características del motor.

Tabla 2-1: Características del motor.

Características	Descripción
Tamaño	10 x 12 x 29.5 mm
Peso	10.5 g
Diámetro del eje	3 mm
Relación de transmisión	1000:1
Velocidad	32 rpm
Voltaje de funcionamiento	6 V
Corriente mínima	120 mA
Corriente máxima	1600 mA
Torque	125 oz * in

Realizado por: Medina, L. 2018

Fuente: <https://www.pololu.com/product/2373/specs>

1.7.1.4 Encoder magneto

Es un sensor de efecto Hall diseñado en una tarjeta de circuito impreso incorporando un disco magnético. Este sensor permite codificar la velocidad del motor en impulsos eléctricos obteniendo un conteo de las revoluciones del eje del motor. Su voltaje de operación es de 5V y proporcionando una salida digital para su lectura (Ver Figura 26-1).

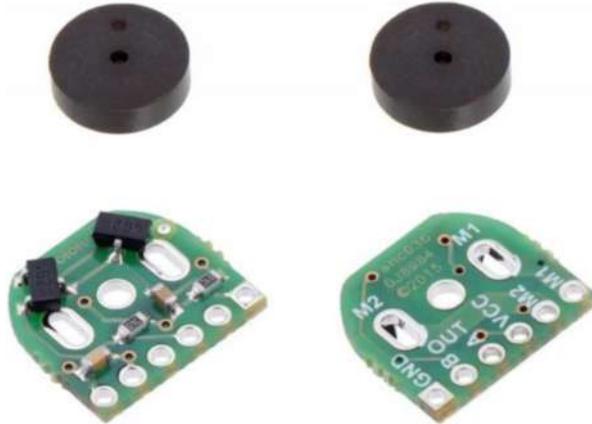


Figura 26-1: Encoder

Fuente: <https://www.pololu.com/product/2598>

1.7.1.5 Driver de control de micro motor eléctrico

También conocido como puente H, es una placa impresa que incorpora un circuito integrado marca Toshiba, que controla la velocidad, el sentido de giro y paro de dos motores, soportando los picos de corriente producidos por el arranque de dicho motor. Por su distribución de pines el integrado puede manejar de forma individual dos motores. Cuenta con cuatro pines de control de dirección y dos pines de control de velocidad PWM (Ver Figura 27-1) (SparkFun, 2003).

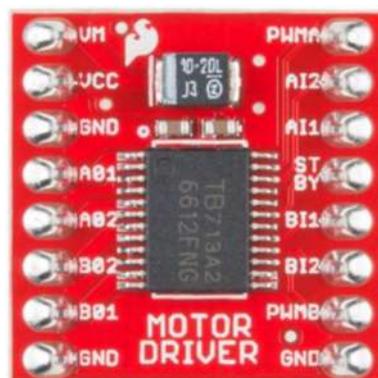


Figura 27-1: Driver de motor

Fuente: <https://www.sparkfun.com/products/14450>

En la tabla 3-1 se presentan las características del driver de motor.

Tabla 3-1: Características del driver de motor

Características	Descripción
Conductor del motor	TB6612FNG
Canales de motor	2
Voltaje mínimo	4.5 V
Voltaje máximo	13.5 V
Corriente continua por canal	1 Amp
Corriente máxima por canal	3 Amp
Frecuencia de PWM	100 KHz
Tensión lógica mínima	2.7 V
Tensión lógica máximo	5.5 V

Realizado por: Medina, L. 2018

Fuente: <https://www.pololu.com/product/713/specs>

1.7.1.6 Fuente de alimentación lipo

Es el encargado de proporcionar el voltaje requerida para el funcionamiento adecuado del sistema. Está dividida en celdas recargables de polímero de litio, cada celda alcanza un máximo de voltaje que oscila entre 3,7 y 4,2V. Dependiendo del número de celdas dependerá la cantidad de voltaje y corriente que puede suministrar la batería (Ver Figura 28-1).



Figura 28-1: Batería

Fuente: http://tdrobotica.co/1891-thickbox_default/bateria-lipo-500mah-74v.jpg

1.7.1.7 Servomotor

Es un motor eléctrico que incorpora con un circuito que permite controlar la posición en grados y mantenerse fijo en dicha posición. Los servomotores pueden girar su eje de 0° hasta 360° generando movimiento de izquierda o derecha dependiendo su uso. Su tensión de funcionamiento es de 5V con una entrada digital que permite su control de posición (Ver Figura 29-1) (Gonzales, 2016).

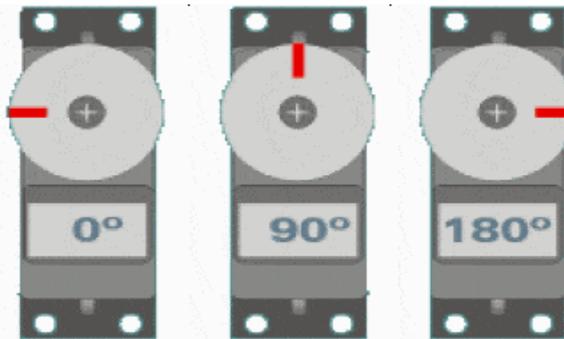


Figura 29-1: Servomotor

Fuente: <http://www.ingmecafenix.com/electricidad-industrial/servomotor/>

A continuación, se visualiza el diagrama esquemático y su diagrama de bloques de la función de transferencia un servomotor (Ver Figura 30-1).

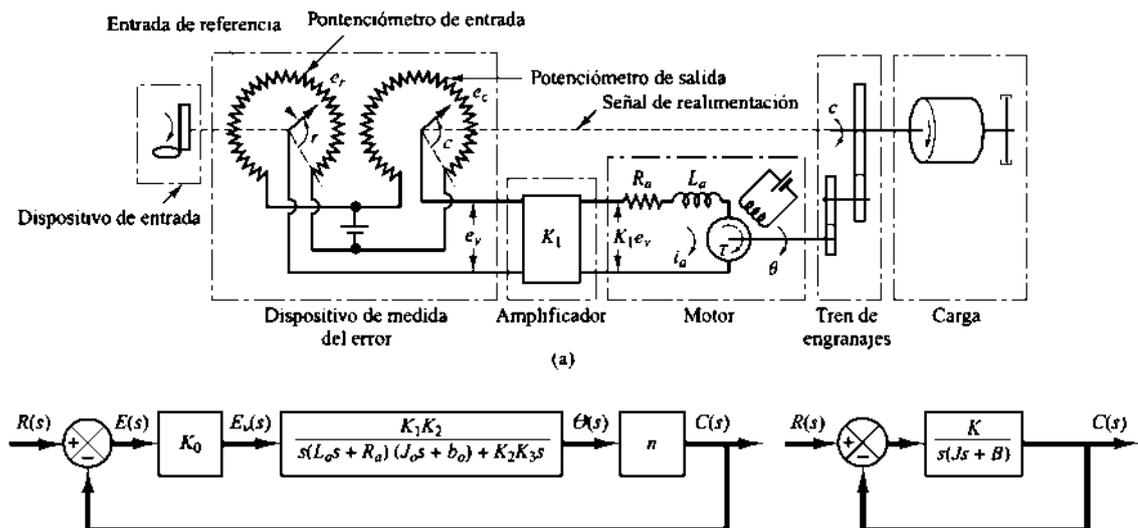


Figura 30-1: Diagrama esquemático de un servo motor acoplado

Fuente: Ogata quinta edición.

- *Modelo dinámico de su motor*

Un motor DC es una máquina que convierte la energía eléctrica en trabajo mecánico, por lo que para su modelo dinámico se compone de una ecuación eléctrica y mecánica. Este modelo es obtenido del libro de “Ingeniería de Control Moderno” (Ver Figura 13-2) (Ogata, 2013).

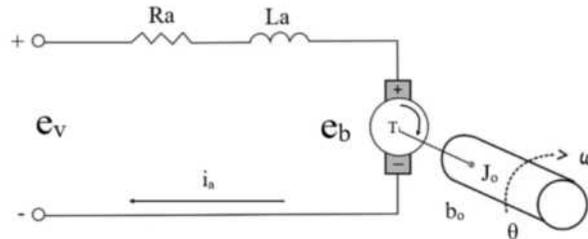


Figura 31-1: Diagrama esquemático de un motor DC

Realizado por: Medina, L. 2018

A continuación, se define las variables del motor

Tabla 4-2: Descripción de la nomenclatura

Nomenclatura	Descripción
e_v	Tensión aplicada
R_a	Resistencia de la armadura
L_a	Inductancia de la armadura
e_b	Fuerza electromotriz
J_o	Inercia del motor
b_o	Coefficiente de fricción viscosa
T	Par de carga
θ	Posición angular del motor
w	Velocidad angular de motor

Realizado por: Medina, L. 2018

Su ecuación eléctrica en Laplace es:

$$i_a(L_a s + R_a) + e_b = e_v$$

Donde e_b es directamente proporcional a la velocidad angular por lo tanto es igual a:

$$e_b = K_3 s \theta$$

Donde K_3 es la constante de fuerza electromotriz. Se reemplazando la constante de e_b la ecuación eléctrica es la siguiente:

$$i_a(L_a s + R_a) + K_3 s \theta = e_v$$

Y su ecuación mecánica en Laplace es la siguiente:

$$J_o \theta s^2 + b_o = T$$

Donde T es directamente proporcional a la corriente de la armadura:

$$T = K_2 i_a$$

Donde K_2 es la constante del par del motor. Se reemplazando la constante de e_b la ecuación eléctrica es la siguiente:

$$J_o \theta s^2 + b_o = K_2 i_a$$

Reemplazando la constante i_a de las ecuaciones de mecánicas y eléctricas se obtiene:

$$\frac{\theta(s)}{E_v(s)} = \frac{K_2}{s(L_a s + R_a)(J_o s + b_o) + K_2 K_3 s}$$

La razón del eje de engranaje de salida gira n veces en cada revolución del eje del motor, por lo tanto, se introduce la variable n la ecuación:

$$\frac{\theta(s)}{E_v(s)} = \frac{K_2 n}{s(L_a s + R_a)(J_o s + b_o) + K_2 K_3 s}$$

En un motor DC ideal L_a es mucho menor que R_a por lo tanto se puede despreciar

$$\frac{\theta(s)}{E_v(s)} = \frac{K_2 n / R_a}{J_o s^2 + \left(b_o + \frac{K_2 K_3}{R_a}\right) s}$$

Al multiplicar J_o y $b_o + \frac{K_2 K_3}{R_a}$ por $\frac{1}{n^2}$ se expresa la función de salida del eje del engranaje por lo tanto se introduce nuevas constantes para referirse a la salida del eje del engranaje.

$J = \frac{J_o}{n^2} \rightarrow$ Momento de inercia referido a la salida del eje del engranaje

$B = \left(b_o + \frac{K_2 K_3}{R_a} \right) \rightarrow$ Coeficiente de fricción de viscosidad referido a la salida del eje del engranaje

$$K = \frac{K_2 n}{R_a}$$

Por lo tanto, la función de la planta del motor es la siguiente:

$$G(s) = \frac{K}{Js^2 + Bs}$$

1.7.1.8 Impresora 3D

Es una máquina que materializa un objeto de forma tridimensional que ha sido diseñado en un software CAD. Para la construcción del objeto se utiliza la técnica termoplástica, esta técnica usa un rollo de filamento que alimenta una punta extrusora que funde el plástico, la punta deja caer el material en una superficie siguiendo una trayectoria, formando el objeto tridimensional capa por capa (Ver Figura 31-1) (Villar, 2016).

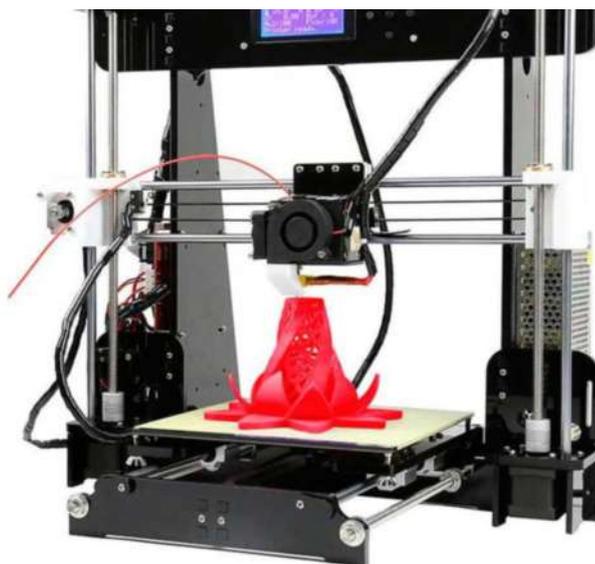


Figura 32-1: Impresora 3D

Fuente: <https://www.mastoner.com/impresoras-3d/impresoras-3d-diy/impresora-3d-anet-a8>

1.7.2 Softwares

1.7.2.1 IDE Arduino

Es un entorno de desarrollo de programación, formado por un conjunto de herramientas como: editor de código, compilador y depurador; ideales para la programación y control de los diferentes puertos de entrada y salida del microcontrolador. El software permite la instalación de librerías que permite trabajar con diferentes tarjetas de desarrollo, diferente al microcontrolador del fabricante (Ver Figura 32-1) (Crespo, 2016)

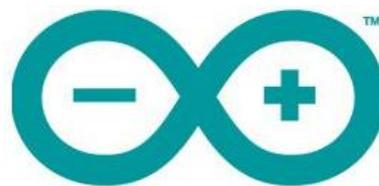


Figura 33-1: IDE Arduino

Fuente: <https://www.luisllamas.es/tutoriales-de-arduino/>

1.7.2.2 Processing

Es un entorno de desarrollo de software libre basado en Java, está orientado para el aprendizaje y programación de escenarios multimedia de diseño digital. Su entorno gráfico está dirigido para ser amigable con el usuario permitido su fácil aprendizaje (Ver Figura 33-1).



Figura 34-1: Aplicación Processing

Fuente: <https://processing.org/download/>

1.7.2.3 Control Panel Emotiv

Es una aplicación desarrollada por la compañía Emotiv, que permite la visualización en tiempo real de los datos adquiridos de la diadema Emotiv Insight, su nivel de batería y el rango de distancia de alejamiento del dispositivo (Ver Figura 34-1) (Laguerri, 2015).

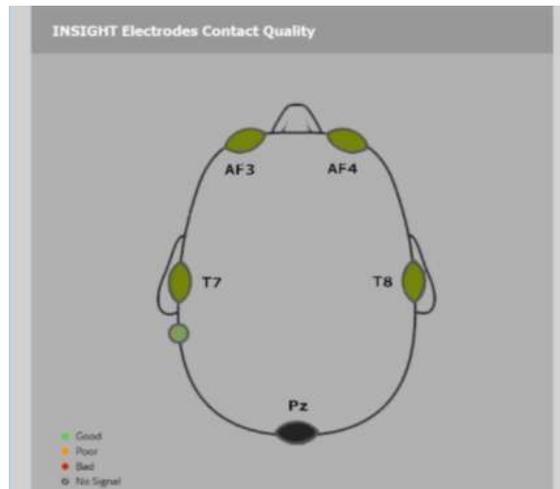


Figura 35-1: Aplicación Emotiv

Realizado por: Medina, L. 2018

Su panel proporciona herramienta que ayudan al aprendizaje del dispositivo. A continuación, se describe dichas herramientas:

- Headset setup: es el entorno visual que proporciona el estado de los electrodos, dependiendo del estado del color se puede corregir la ubicación del electrodo para obtener un mejor rendimiento del dispositivo (Laguerri, 2015).

En la tabla 5-1 se visualiza el significado de los colores:

Tabla 5-1: Estado de electrodos

Estado	Color
Buena señal	Verde
Señal pobre	Amarillo
Mala señal	Naranja
Sin señal	Negro

Realizado por: Medina, L. 2018

- Expresión facial: es la aplicación que utiliza las señales obtenidas por la diadema para establecer los gestos faciales del usuario. Los gestos que puede determinar son: risa, pestañear, sorpresa, guiño del ojo, sonrisa, mirada hacia los lados, levantar cejas y ceja fruncida (Ver Figura 35-1).

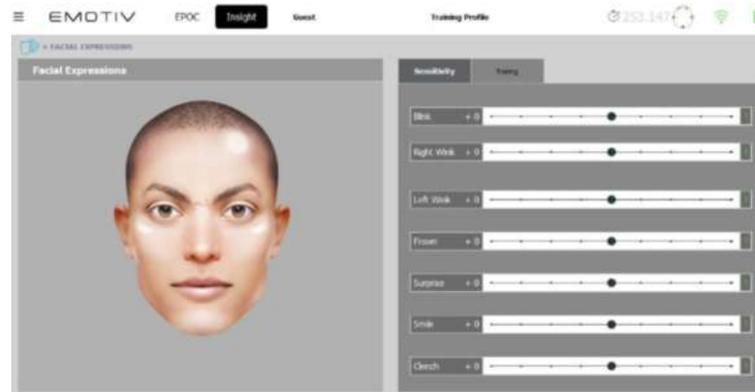


Figura 36-1: Herramienta expresión facial

Realizado por: Medina, L. 2018

- Performance metrics: esta pestaña detecta los cambios emocionales del usuario que son: relajación, compromiso, frustración, meditación, excitación y concentración (Ver Figura 36-1).



Figura 37-1: Herramienta performance metrics

Realizado por: Medina, L. 2018

- Mental commands: esta herramienta cuenta con un sistema detección y adiestramiento del modo cognitivo del usuario (Ver Figura 37-1). Su entorno gráfico evalúa la intensidad de las señales cerebrales para el movimiento objetos de realidad virtual.

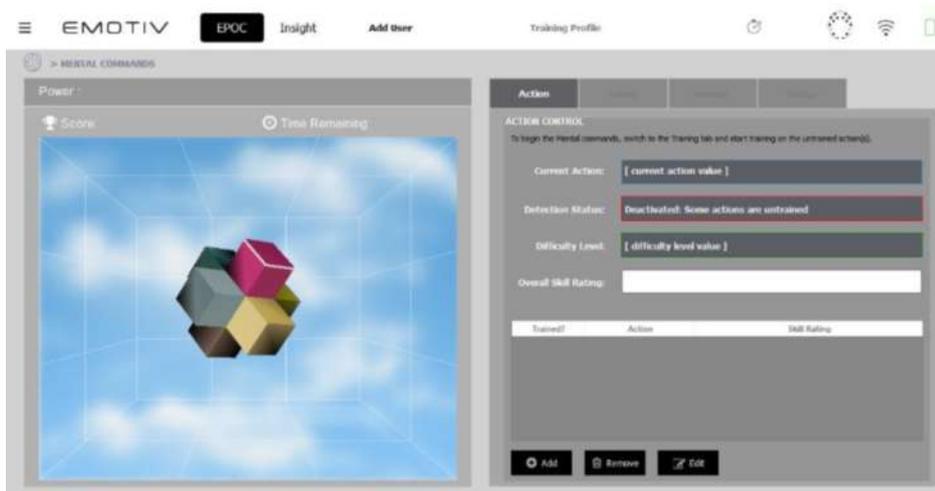


Figura 38-1: Herramienta mental commands

Realizado por: Medina, L. 2018

1.7.2.4 Control Panel Pure EEG

Esta aplicación genera las señales en tiempo real de los electrodos, permitiendo visualizar su comportamiento (Ver Figura 38-1). Incorpora herramientas para exportar las señales en archivos de formato EDF que son utilizados en programas de procesamiento de señales como Matlab. Además, se puede visualizar la intensidad de las ondas Alpha, Delta, Theta y Beta del usuario.

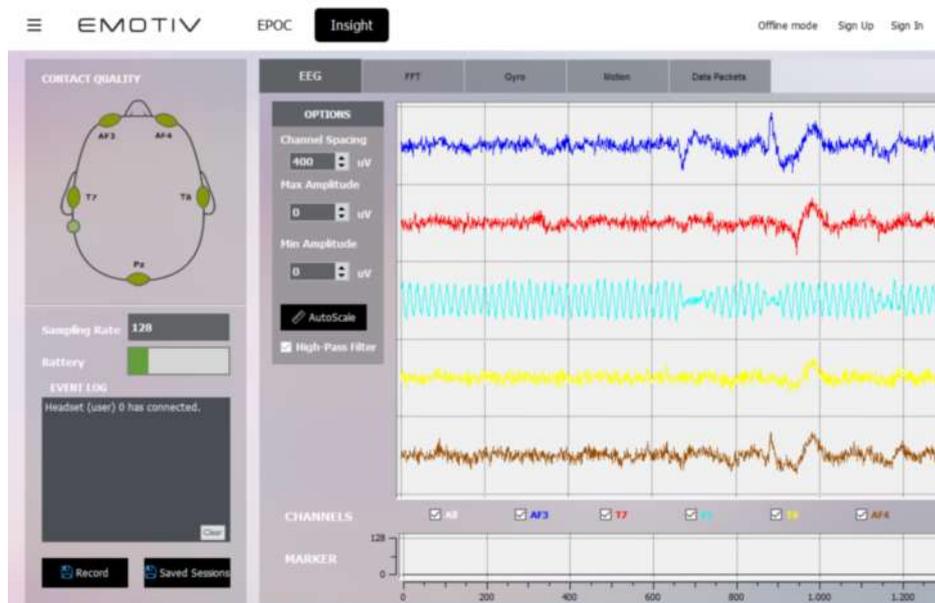


Figura 39-1: Control panel pure EEG

Realizado por: Medina, L. 2018

1.7.2.5 Matlab

Es un software de computador de alto nivel desarrollado para el uso investigativo en proyectos que implica la evaluación de cálculos matemáticos, simulación y visualización gráfica. Cuenta con librerías de apoyo denominadas “Toolboxes” que ayudan a incorporar nuevas funciones como procesador de imagen, estadística, redes neuronales, lógica difusa (Ver Figura 39-1).

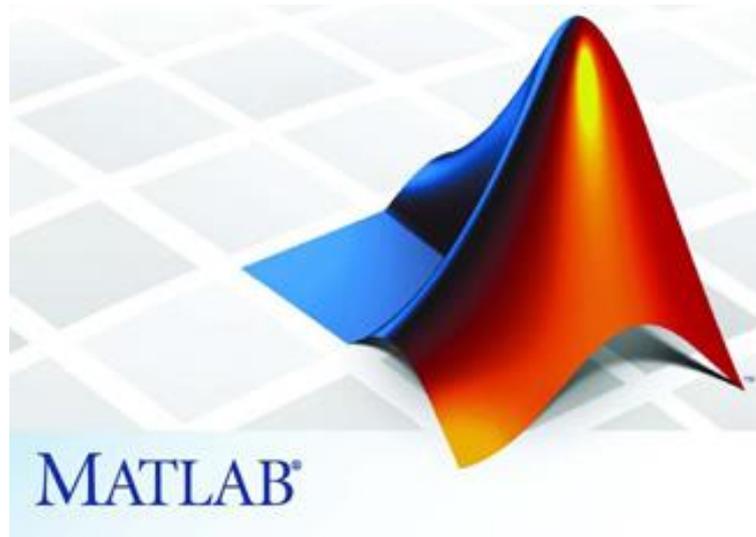


Figura 40-1: Matlab

Fuente: <https://itprocurement.unl.edu/matlab>

- Identificación de sistemas en Matlab

Es una aplicación que permite construir modelos de sistemas dinámicos que no se modelan fácilmente, a partir de datos de entrada y salida medidos en dominio de tiempo o frecuencia, de esta manera identificar funciones de transferencia de tiempo discreto y tiempo continuo, modelos de proceso y modelos de espacio de estado. Esta aplicación proporciona técnicas de identificación tales como máxima verosimilitud, minimización de error de predicción (PEM) e identificación del sistema subespacial. Para representar la dinámica no lineal del sistema, puede estimar los modelos de Hammerstein-Wiener y los modelos ARX no lineales con la red wavelet y las no linealidades de la red sigmoide para estimar los parámetros de un modelo definido por el usuario. Se puede usar el modelo identificado para la predicción de respuesta del sistema y el modelado de plantas en Simulink (MathWorks, 2017)

1.7.2.6 Solidwors

Es un software CAD que permite el diseño y modelado de piezas detalladas, incorporando herramientas de ensamblaje y simulaciones de durabilidad, respuesta dinámica, respuesta estática, movimiento del ensamble, transferencia de calor y dinámica de fluidos, que permiten analizar el rendimiento de las mismas (Ver Figura 40-1) (Dassault Systèmes, 2010).



Figura 41-1: SolidWorks

Fuente: <http://driven.design/>

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

Para el presente trabajo de titulación se aplican los métodos: inductivo, heurístico y experimental; los mismos que están divididos por fases (Ver Figura 1-2).



Figura 1-2: Fases de construcción

Realizado por: Medina, L. 2018

El método inductivo es aplicado en la fase de recolección de información, debido a se obtiene y se entiende la información para tener una idea más clara de ciencias tales como Prótesis, dispositivos BCI, diseño CAD, electrónica y medicina; ayudando al desarrollo de un prototipo de prótesis de mano controlado con un dispositivo BCI.

El método heurístico es utilizado en las fases de diseño, selección e implementación porque se identifica el problema a tratar, se elabora y ejecuta un plan de acción que permita la solución; así, se crea un prototipo en software CAD que permita su visualización, la selección de los componentes ayuda a tener los mejores resultados en cuanto al control de la prótesis con su correspondiente ensamble.

Finamente, se aplica el método experimental en el diseño del control de posición de la mano y en la última fase de pruebas y resultados; el mismo que se realiza pruebas de funcionalidad y manipulación de variables según el criterio del investigador, determinando la existencia de errores y continuamente su corrección.

2.1 Diseño de la Prótesis de Mano

Para el diseño de la mano, se utiliza como modelo el prototipo de código abierto conocidos como “*Dextra*”, cuya principal característica son sus diseños compactos.

El primer paso es el diseño de los componentes eléctricos y mecánicos, los cuales son de mucha ayuda para tener una perspectiva del espacio requerido que dichos componentes ocuparon en la prótesis de mano (Ver Figura 2-2).

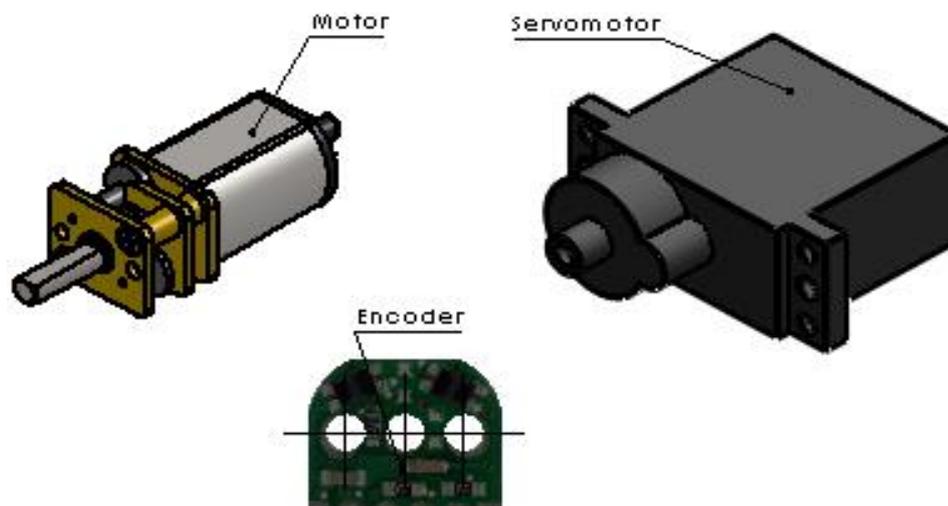


Figura 2-2: Componentes eléctricos y mecánicos

Realizado por: Medina, L. 2018

Para el diseño de la prótesis se realiza un escalamiento del modelo del prototipo “*Dextra*”, la medición antropométrica para el escalamiento tanto de los dedos y la palma fueron tomadas de mi mano derecha, es presentada en la tabla 1-2.

Tabla 1-2: Medidas antropométricas de la mano

Partes de la mano	Medidas de longitud la mano derecha (cm)
Dedo Pulgar	6,3
Dedo Índice	7,6
Dedo Medio	8,5
Dedo Anular	7,4
Dedo Meñique	6,2
Ancho de la palma	7,9
Largo de la palma	10,7
Largo de la palma hasta el final del dedo medio	19,3

Realizado por: Medina, L. 2018

En el diseño se utiliza el software CAD SolidWorks, primeramente, se realiza el diseño de los dedos el cual está constituido por 4 falanges, 3 articulaciones, con el fin de simular y validar el mecanismo que permitirá la transmisión del movimiento de los motores a las articulaciones móviles de los dedos, lo cual permitirá realizar la flexión - extensión de los dedos índice, medio, anular y meñique; cabe recalcar que para el diseño no se considera la abducción - aducción (Ver Figura 3-2).

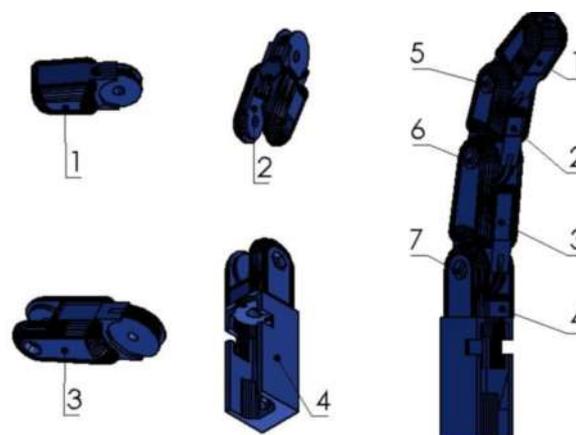


Figura 3-2: Diseño del dedo

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 2-2 se visualiza la descripción de cada pieza.

Tabla 2-2: Descripción de piezas.

Numero	Descripción
1	Falange Distal
2	Falange Media
3	Falange Proximal
4	Metacarpo
5	Articulación Distal
6	Articulación Interfalángica Proximal
7	Articulación Metacarpofalángica

Realizado por: Medina, L. 2018

Por comodidad y espacio se diseña una cavidad en el metacarpo que permite la ubicación del motor y el encoder (Ver Figura 4-2).

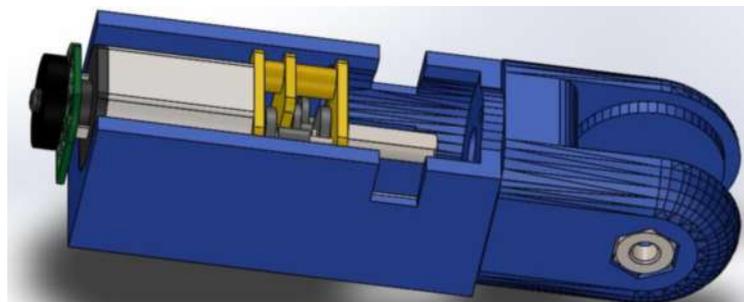


Figura 4-2: Acople del motor

Realizado por: Medina, L. 2018

Adicionalmente se introduce una pieza que permita la transición de movimiento del motor hacia los dedos (Ver Figura 5-2).

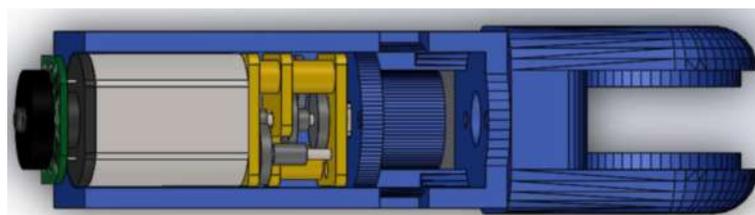


Figura 5-2: Sistema de polea

Realizado por: Medina, L. 2018

Para que los dedos realicen la acción de flexión – extensión se considera un sistema de resorte proporcionado por una banda que actúa como tendón y permita la flexibilidad de los que los dedos (Ver Figura 6-2).



Figura 6-2: Falanges y articulaciones de los dedos

Realizado por: Medina, L. 2018

Para el diseño del dedo pulgar se considera sus dimensiones, sus dos movimientos de flexión - extensión que depende del motor y su único movimiento de abducción - aducción para el cual se utiliza un servomotor, ya que el pulgar efectúa movimientos más complejos que los demás dedos (Ver Figura 7-2). En la tabla 2-2 se visualiza la descripción de cada pieza.

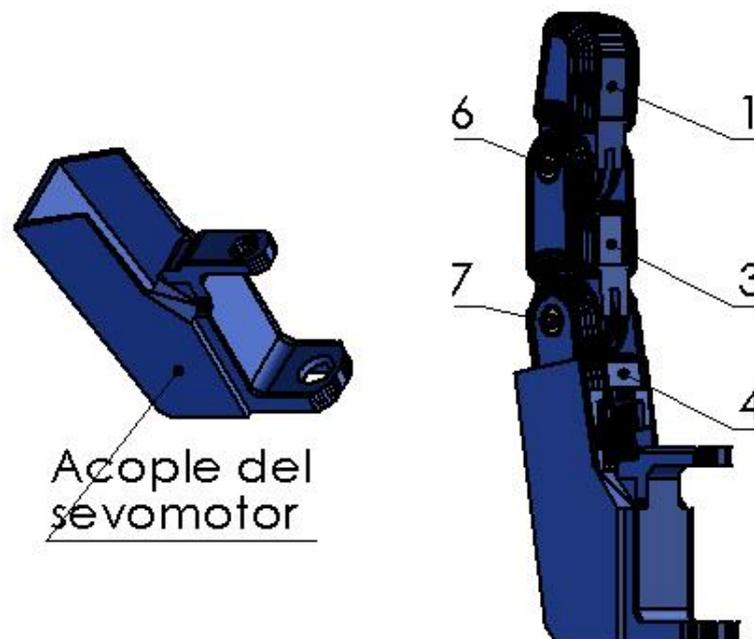


Figura 7-2: Diseño del dedo pulgar

Realizado por: Medina, L. 2018

Por último, se diseña la parte palmar y dorsal en donde se ubica el servomotor y añadiendo ranuras para la salida de los encoders, esta parte del diseño es el soporte principal donde se ensamblan los dedos (Ver Figura 8-2).

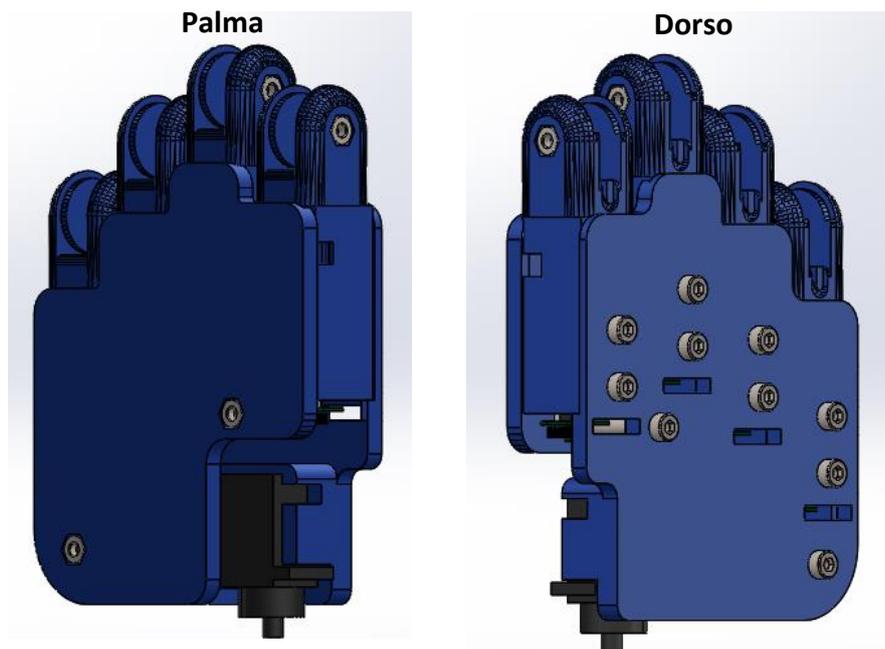


Figura 8-2: Dorso y palma de la mano

Realizado por: Medina, L. 2018

A continuación, se muestra el ensamble virtual de la prótesis de mano (Ver Figura 9-2).

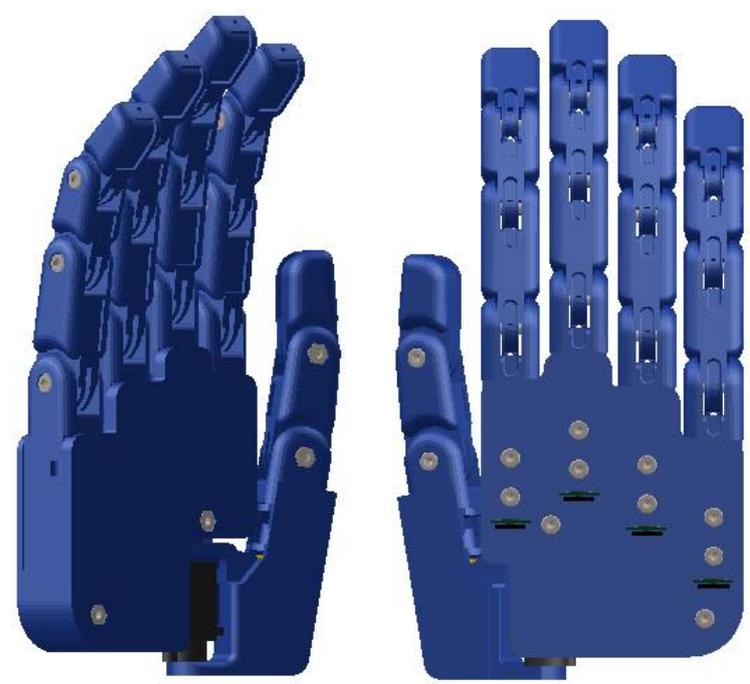


Figura 9-2: Ensamble final de mano

Realizado por: Medina, L. 2018

2.1.1 Fabricación y ensamble de la prótesis

Para la fabricación del prototipo se utiliza la técnica de una impresión 3D y con antelación se ejecuta los siguientes pasos:

- Transformar las piezas de SolidWorks a formato de archivo STL.
- Exportar las piezas en formato STL al software CURA.
- Definir los parámetros de impresión en software CURA como: mallado 30%, material PLA blanco y calidad 0.01mm. Con estos parámetros se obtuvo piezas de impresión sólidas, resistentes y livianas (Ver Figura 10-2).

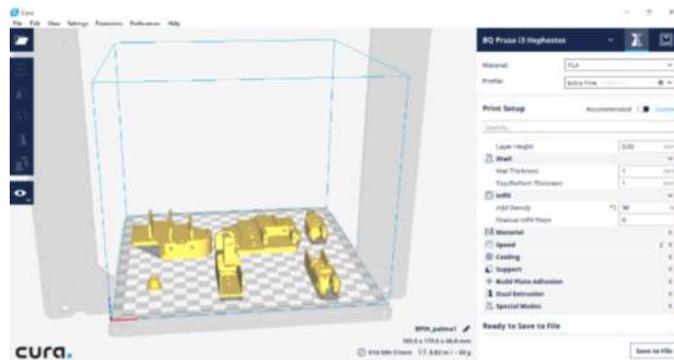


Figura 10-2: Software Cura

Realizado por: Medina, L. 2018

- Exportar el archivo de las piezas a código G, el cual es un lenguaje de programación utilizado en la impresora 3D.
- La impresión de las piezas se lo realiza en una impresora Rostock 3D, su tiempo dependió de la complejidad de las piezas y su mallado (Ver Figura 11-2).

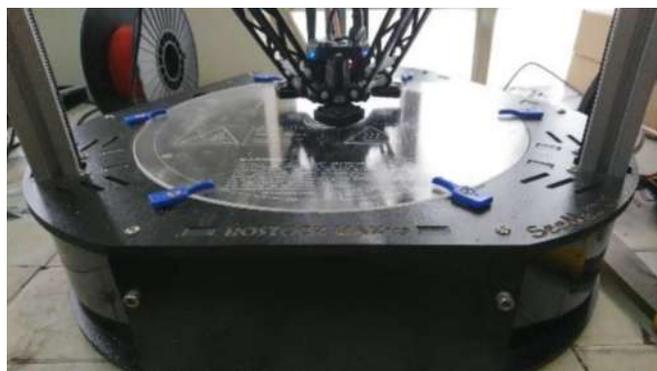


Figura 11-2: Rostock 3D.

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 3-2 se aprecia todos los materiales a utilizar en su ensamble.

Tabla 3-2: Materiales

Materiales	Cantidad
Falange Distal	5
Falange Media	4
Falange Proximal	5
Metacarpo	5
Motor	5
Sensor Encoder	5
Servomotor	1
Banda Flexible	14
Hilo de nylon	1

Realizado por: Medina, L. 2018

La prótesis armada muestra una estructura compacta y firme. El sistema de poleas, motores, servomotor y sensores están instalados de manera que permite a la mano sea flexible y de fácil mantenimiento, demostrando la veracidad del diseño realizado en SolidWorks (Ver Figura 12-2).

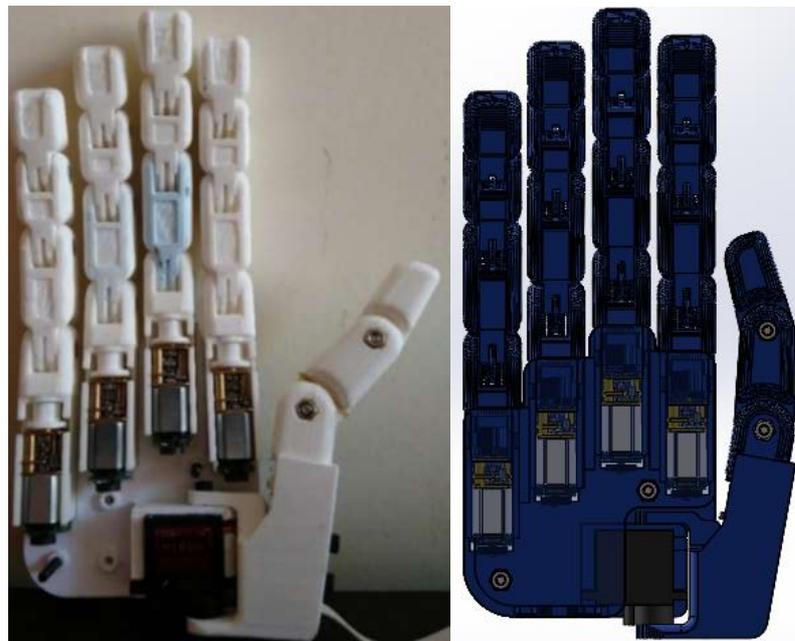


Figura 12-2: Prótesis de mano ensamblada

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 4-2 se muestra los datos técnicos de la prótesis.

Tabla 4-2: Datos técnicos del prototipo

Características	Descripción
Número de dedos	5
Número de grados de libertad	15
Peso	277 g
Número de sensores	5
Número de actuadores	6

Realizado por: Medina, L. 2018

2.2 Diseño del Sistema de Control de la Prótesis

El objetivo de la prótesis de mano es realizar la acción de apertura y cierre en el momento de recibir la señal de activación del dispositivo BCI. Para lo cual se realiza un control de posición efectuado independientemente por cada dedo, realizado por el método experimental. Para este control se efectúa un registro de datos, además de identificar su función de transferencia, estos parámetros se los ejecuta en el dedo índice sabiendo que su control se puede replicar en los demás dedos por emplear los mismos componentes como el motor y el encoder, además teniendo en cuenta que se controla posición de flexión - extensión la cual es igual en los cinco dedos.

2.2.1 Sistema en lazo cerrado

La planta del motor $G(s)$ se la obtiene del modelo dinámico de motor de la fig 31-1 dicha planta es obtenida del libro “Ingeniería de Control Moderno”.

$$G(s) = \frac{K}{Js^2 + Bs}$$

Al tener la planta del motor, se calcula la función de transferencia entre la entrada $R(s)$ y salida $C(s)$ del sistema (Ver Figura 14-2).

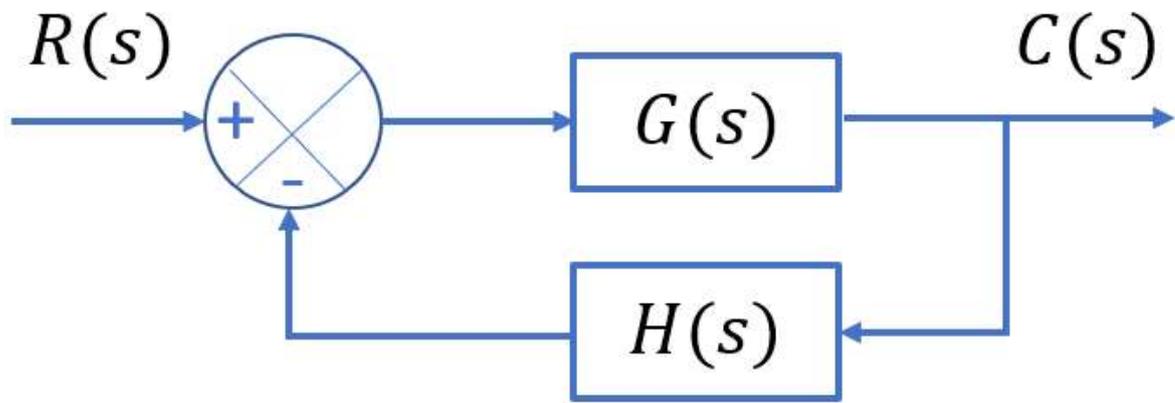


Figura 13-2: Función de transferencia del sistema

Realizado por: Medina, L. 2018

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{G(s)}{1 + G(s)H(s)}$$

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{\frac{K}{Js^2 + Bs}}{1 + \frac{K}{Js^2 + Bs} * H(s)}$$

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{\frac{K}{Js^2 + Bs}}{\frac{(Js^2 + Bs) + K}{Js^2 + Bs} * H(s)}$$

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{K}{Js^2 + Bs + K * H(s)}$$

2.2.2 Identificación de la función de transferencia del sistema

2.2.2.1 Adquisición de datos

Los datos se obtuvieron con el sensor encoder, este sensor cumple con la función de detectar el sentido de giro y el número de vueltas de motor. El proceso consistió en programar un código que permita adquirir los datos de entrada y salida al variar a distintas posiciones el dedo. Se utiliza el método experimental para obtener el tiempo de muestro T_s , se emplea la teoría de muestreo de Nyquist, para este caso la frecuencia de Nyquist es de 50 Hz, entonces como su teoría lo postula la frecuencia de muestreo de Nyquist (f_m) es de 100 Hz por lo tanto el tiempo de muestreo (T_s) es 10 ms. Con este diseño se obtuvo 5277 muestras y cada muestra se obtuvo en $T_s=10$ ms.

Comportamiento de la entrada de la señal vs el tiempo (Ver Figura 15-2).

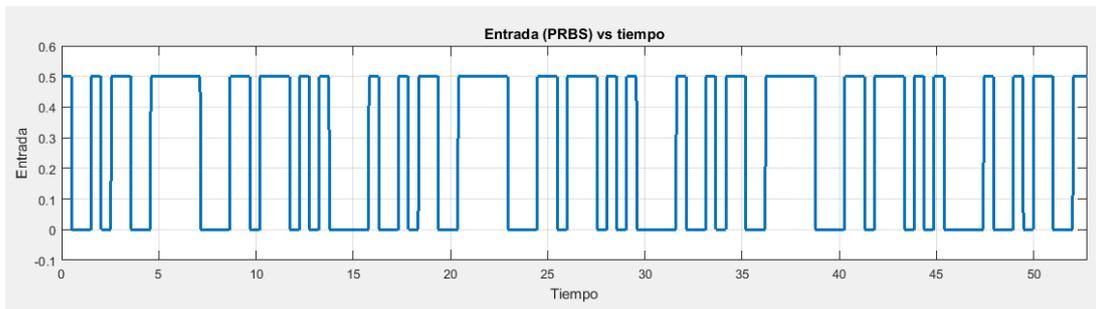


Figura 14-2: Señal de entrada.

Realizado por: Medina, L. 2018

Posteriormente se analiza la salida obteniendo una gráfica de posición angular con respecto al tiempo (Ver Figura 16-2).

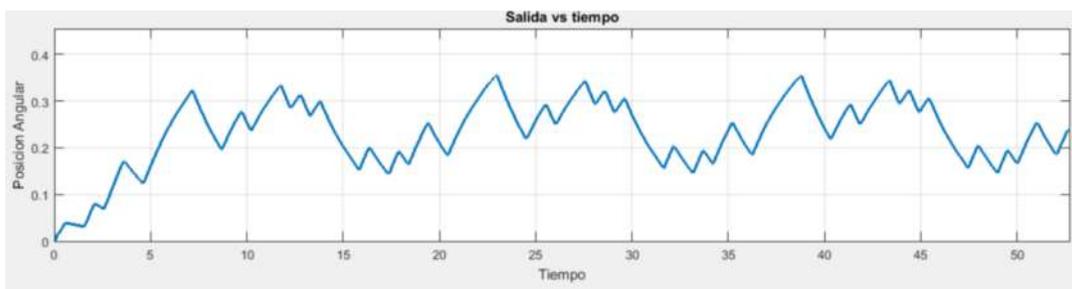


Figura 15-2: Análisis de señal de salida.

Realizado por: Medina, L. 2018

2.2.2.2 Identificación del sistema

Para la identificación del sistema se utiliza el método “Mínimos cuadrados no lineales” este método me permite realizar el ajuste de los parámetros del sistema al conjunto de datos de entrada y salida que se obtuvo. Para la aplicación de dicho método se selecciona la herramienta de identificación de sistema de Matlab, ingresando los datos de entrada, salida, la selección del método, el tiempo de muestreo, el número de polos y ceros calculados son antelación (Ver Figura 17-2).

Data Format for Signals Time-Domain Signals		Number of poles: 2 Number of zeros: 0
Workspace Variable Input: input Output: out		<input checked="" type="radio"/> Continuous-time <input type="radio"/> Discrete-time (Ts = 0.01) <input type="checkbox"/> Feedthrough
Data Information Data name: planta_motor Starting time: 0 Sampling interval: Ts		I/O Delay Estimation Options Fit frequency range: 0 - 314.2 rad/s <input checked="" type="checkbox"/> Display progress <input checked="" type="checkbox"/> Estimate covariance <input type="checkbox"/> Allow unstable models Initial condition: Auto Initialization method: IV

Figura 16-2: Datos ingresados.

Realizado por: Medina, L. 2018

Se obtiene un 91.39% en la identificación del sistema identificado es decir que los datos proporcionados son válidos (Ver Figura 18-2).

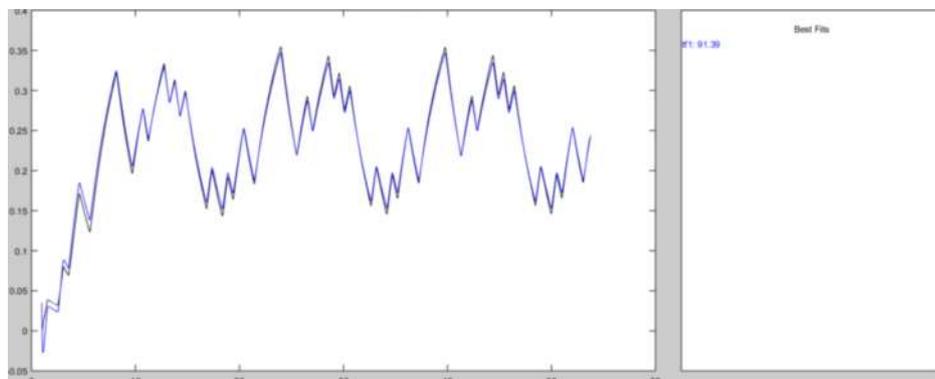


Figura 17-2: Porcentaje de aceptación del sistema

Realizado por: Medina, L. 2018

Y resultando con nuestra función de transferencia (Ver Figura 19-2).

```

tf1 =

    From input "u1" to output "y1":
           6.572
    -----
    s^2 + 22.23 s + 6.787
  
```

Figura 18-2: Función de transferencia

Realizado por: Medina, L. 2018

Al conocer nuestra función de transferencia el valor de cada variable

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{6.572}{s^2 + 22.23s + 6.787}$$

2.2.2.3 Análisis de la ganancia del sistema

Con la ayuda de la herramienta Sisotool de Matlab se visualiza los polos del sistema, llegando a la conclusión que el sistema es estable al tener dos polos reales distintos en el lado izquierdo del plano S (Ver Figura 20-2).

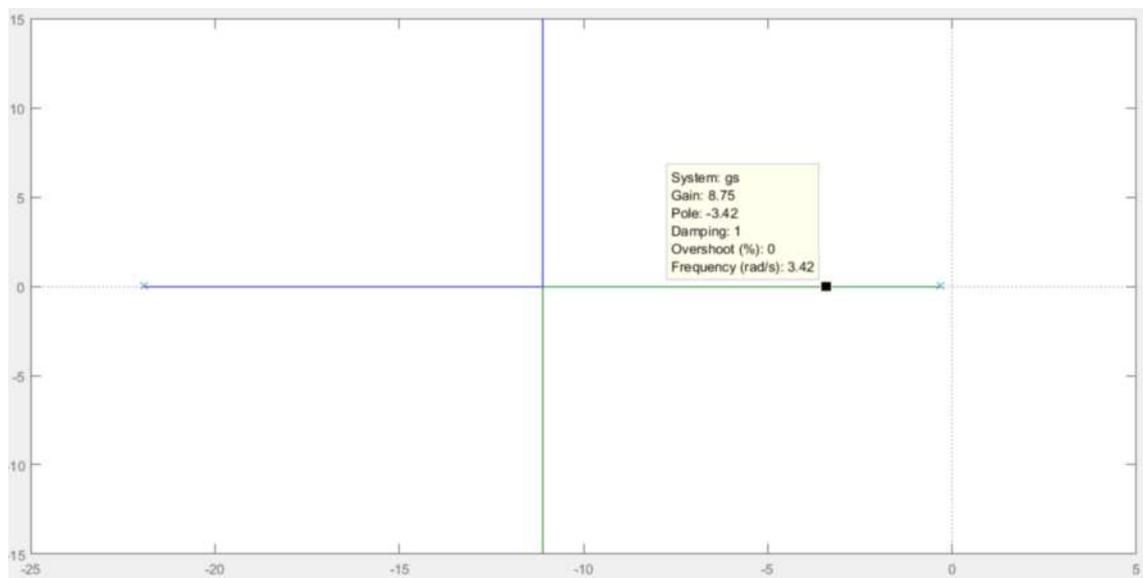


Figura 19-2: Cálculo de la ganancia del sistema

Realizado por: Medina, L. 2018

Esta herramienta me permite seleccionar una ganancia y observar su tiempo de establecimiento, para escoger la ganancia adecuada se programa un control proporcional para el control de posición y se recurrió al método experimental para escoger una ganancia en donde el sistema no tenga oscilación.

Después de realizar pruebas, la ganancia que no muestra oscilación al sistema es $K = 8$, obteniendo sistema de segundo orden sobre amortiguado con un tiempo de respuesta de establecimiento de 1.32 segundos (Ver Figura 21-2).

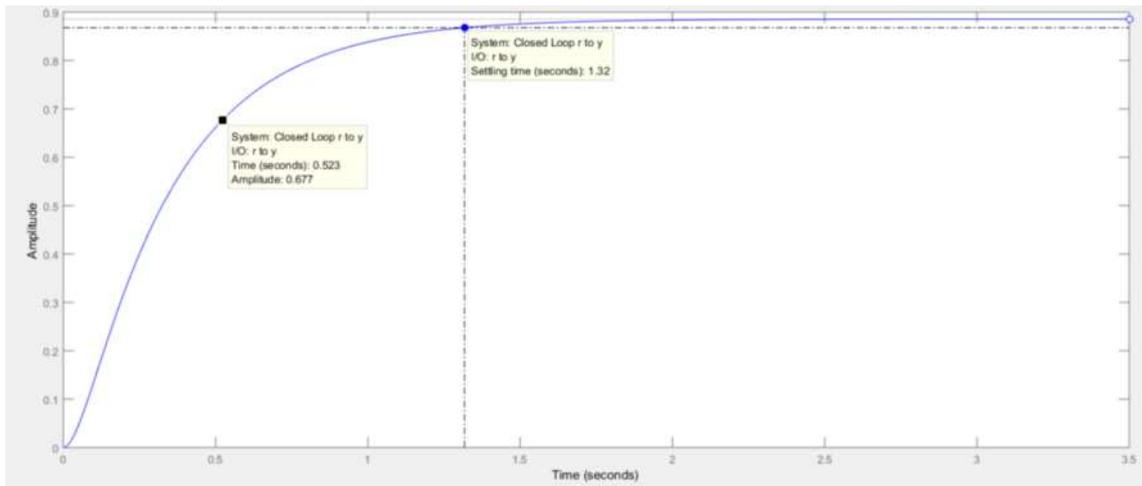


Figura 20-2: Respuesta de tiempo del sistema

Realizado por: Medina, L. 2018

2.2.2.4 Diagrama de bloques del sistema

Al tener todas las variables se procede a realizar un diagrama de bloques del sistema para un mejor entendimiento (Ver Figura 22-2).

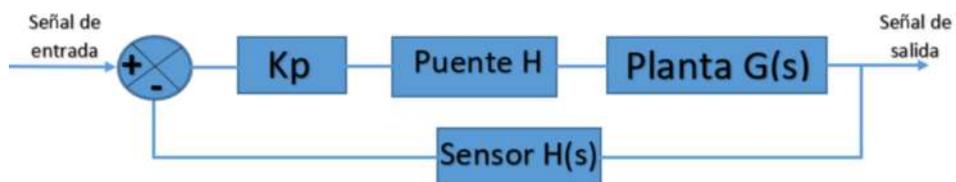


Figura 21-2: Diagrama de bloque del sistema

Realizado por: Medina, L. 2018

A continuación, se muestra el diagrama esquemático de las conexiones, elaborado en software Fritzing (Ver Figura 23-2).

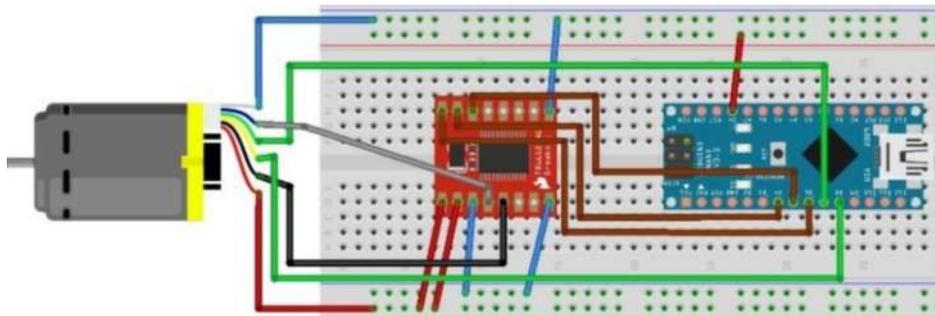


Figura 22-2: Diagrama de esquemático del sistema

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 5-2 se presenta el listado de conexiones realizadas

Tabla 5-2: Conexiones del circuito

Arduino	Driver Motor	Encoder
Pin 4	Pin AIN 2	
Pin 5	Pin AIN 1	
Pin 6	Pin PWM A	
Pin 7		Pin OUT A
Pin 8		Pin OUT B
	Pin A01	Pin Motor 1
	Pin A02	Pin Motor 2
VCC	VCC	VCC
GND	GND	GND

Realizado por: Medina, L. 2018

Para el control de posición de un solo dedo se utiliza ocho puestos digitales de los cuales uno es PWM, por lo tanto, para el control de los cinco dedos, el control del servo y los cinco leds de visualización, se utiliza 46 puertos de los cuales seis son PWM, por la cantidad de puertos se selecciona un Arduino Mega por poseer los suficientes puertos para realizar todas las conexiones requerirás de la prótesis de mano.

En la figura 23-2 se muestra diseño del circuito utilizando el Arduino Mega

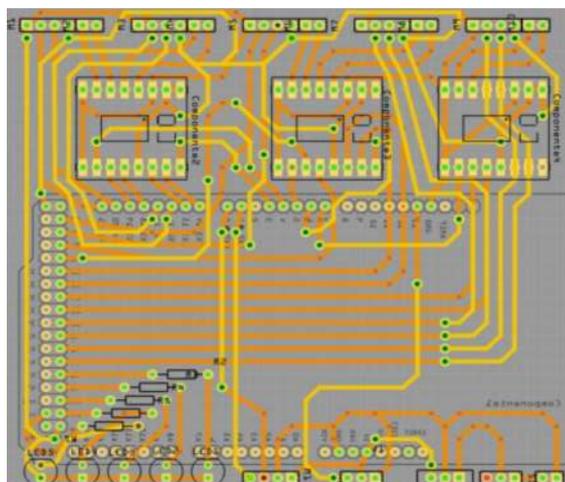


Figura 23-2: Diseño del circuito

Realizado por: Medina, L. 2018

2.3 Conexión de Emotiv Insight y Arduino

Para observar el comportamiento de las señales EEG del dispositivo Emotiv Insight se ejecuta el programa de Emotiv Control Panel Pure EEG (Ver Figura 38-1). Para dicha información se trabaja con gestos faciales de sorpresa, el programa visualiza su comportamiento de señales EEG con este gesto facial y posteriormente se guarda estos datos en formato EDF.

2.3.1 Estudio de las señales EEG en EEGLAB

EEGLAB es una herramienta de Matlab que permite la visualización de señales EEG en intervalos de tiempo determinados y su intensidad cerebral, esta herramienta no es en tiempo real y se necesita los datos de la señal EEG en formato EDF los cuales se obtuvieron anteriormente (Ver Figura 25-2).

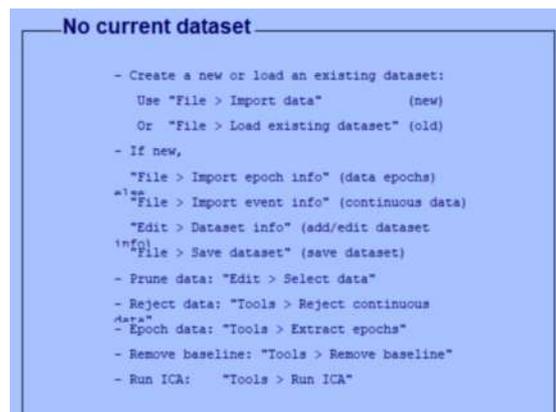


Figura 24-2: Herramienta EEGLAB

Realizado por: Medina, L. 2018

Para que EEGLAB muestre verídicamente los datos obtenidos en formato EDF, es necesario agregar información como el número de electrodos y ubicación en la cabeza. La diadema Emotiv Insight posee 5 electrodos y para su ubicación es necesario crear un archivo CED donde muestre sus coordenadas, información que se la puede obtener en la web (Ver Figura 26-2).

insightCED - copia: Bloc de notas

Archivo	Edición	Formato	Ver	Ayuda	Number	labels	type	theta	radius	X	Y	Z	sph_theta	sph_phi	sph_radius
1					1	AF3		-23	0.411	0.885	0.376	0.276	23	16	85
2					2	T7		-90	0.511	6.12e-17	0.999	-0.0349	90	-2	85
3					3	Pz		180	0.253	-60.7	-7.44e-15	59.5	-180	44.4	85
4					4	T8		90	0.511	6.12e-17	0.999	-0.0349	-90	-2	85
5					5	AF4		23	0.411	0.885	-0.376	0.276	-23	16	85

Figura 25-2: Datos de archivo CED

Realizado por: Medina, L. 2018

Para comprobar la si la información se agregó correctamente se podrá ver la ubicación exacta de los electrodos diadema Emotiv Insight (Ver Figura 27-2).

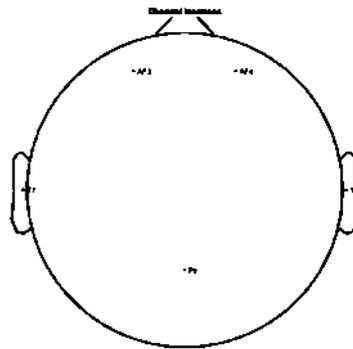


Figura 26-2: Diagrama de ubicación de sensores Matlab

Realizado por: Medina, L. 2018

Se muestra el comportamiento de la señal EEG con el gesto facial de sorpresa siendo el resultado la parte subrayada de color celeste situado en el tiempo entre 14 y 20 segundos (Ver Figura 28-2).

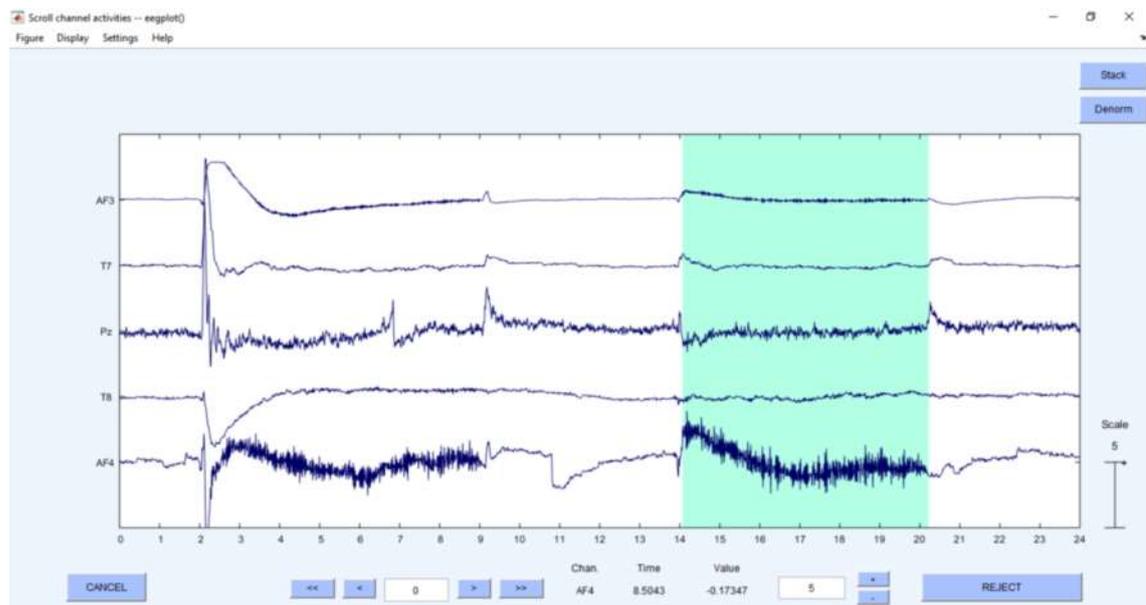


Figura 27-2: Comportamiento de la señal

Realizado por: Medina, L. 2018

A continuación, se visualiza la intensidad EEG desde el punto de vista de los electrodos, siendo la parte de color rojo de mayor intensidad ubicada en la zona AF4, datos tomados en la brecha de tiempo de 14 y 20 segundos (Ver Figura 29-2).

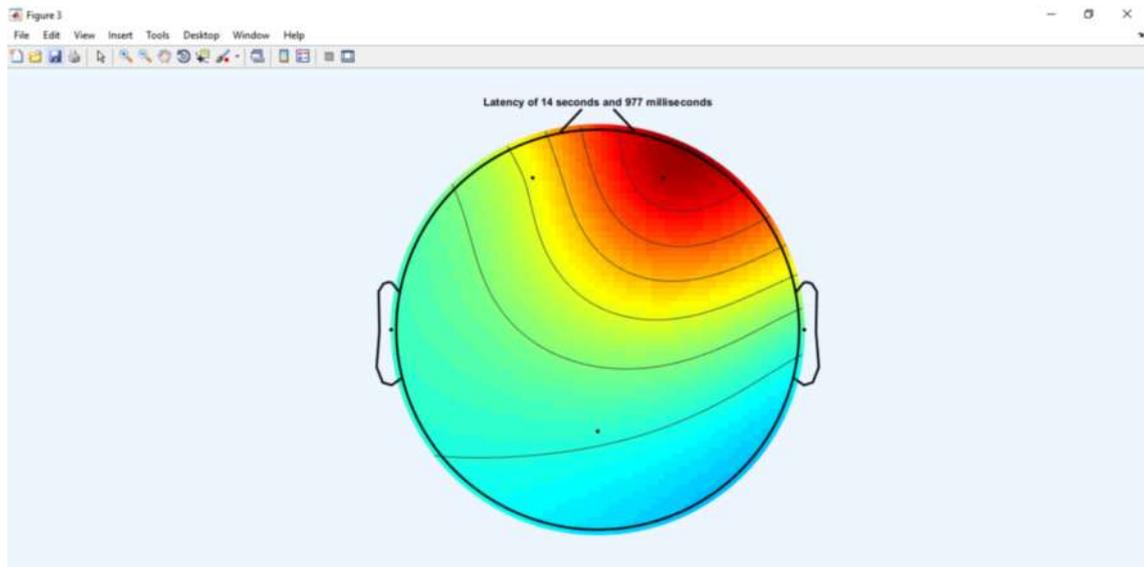


Figura 28-2: Intensidad de la señal

Realizado por: Medina, L. 2018

2.3.2 Conexión con Arduino

Al escoger la señal EEG con la que se trabaja, se efectúa la conexión Emotiv Insight con Arduino. Para realizar dicho proceso se utiliza el programa Mind Your OSCs que permite enviar paquete de datos OSC de las señales de dispositivo Emotiv Insight, dichos datos son recogidos por el programa Processing en donde se ejecuta un código de programación que pueda leer estos datos y transformarlos a 1 y 0. La señal de gesto facial es el detonante de activación del posicionamiento de la prótesis de mano.

CAPÍTULO III

3. MARCO DE RESULTADOS

3.1 Comparación Antropométrica de la Prótesis con la Mano Real

Para tener un mejor entendimiento se otorgó a la mano real la exactitud del 100% y se observó la diferencia de medidas que existió con la prótesis de mano.

3.1.1 Comparación de medidas antropométricas

Dicho con anterioridad en el Capítulo II, el escalamiento de medidas antropomórficas se tomó de la mano derecha real (Ver Figura 1-3).



Figura 1-3: Comparación entre mano real y prótesis

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 1-3 se visualizó las medidas de la prótesis y la mano real, obtenidas con un pie de rey cuyo error de precisión es de 0.001mm.

Tabla 1-3: Comparación de medidas de mano real y la prótesis

Partes de la mano	Medidas de la mano derecha (cm)	Medidas de la prótesis de mano (cm)
Dedo Pulgar	6,3	5,4
Dedo Índice	7,6	7,5
Dedo Medio	8,5	7,5
Dedo Anular	7,4	7,5
Dedo Meñique	6,2	7,5
Ancho de la palma	7,9	7,6
Largo de la palma	10,7	8,7
Largo de la palma hasta el final del dedo medio	19,3	19,5

Realizado por: Medina, L. 2018

Teniendo en cuenta las diferencias entre la mano real y la prótesis, se representó la relación de su semejanza de medidas (Ver Gráfico 1-3).

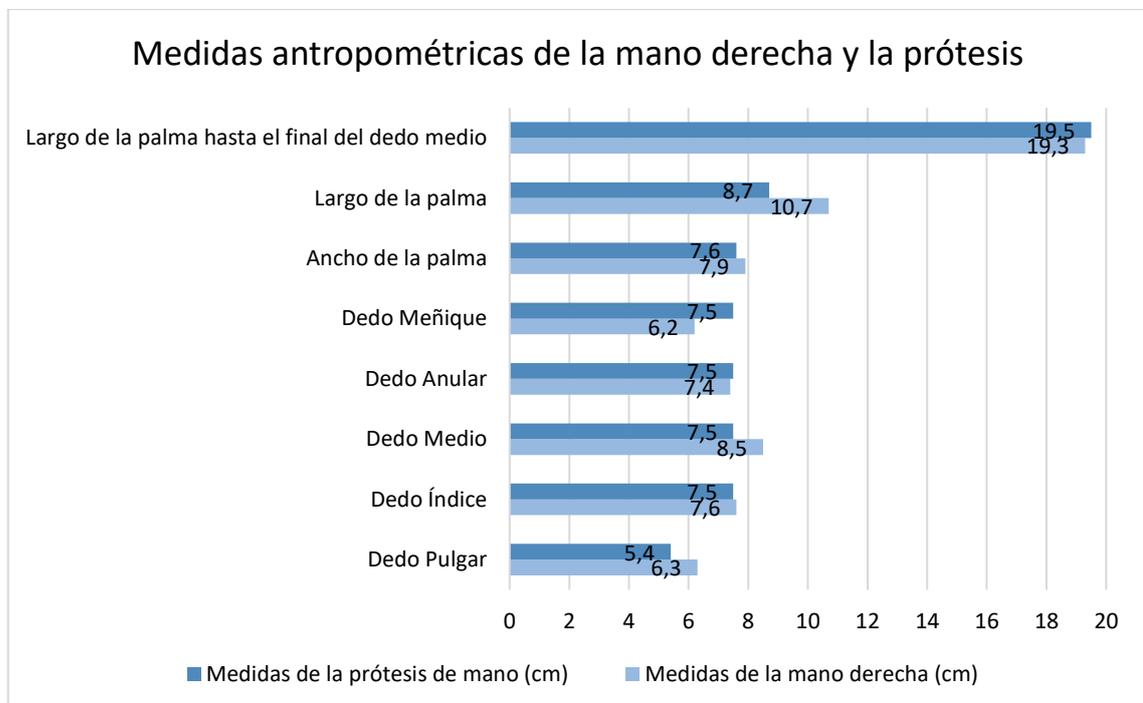


Gráfico 1-3: Medidas antropométricas mano derecha y prótesis

Realizado por: Medina, L. 2018

Como se visualizó el gráfico 1-3, existió medidas de longitud de la prótesis que excedieron o redujeron en comparación a la mano real. En la tabla 2-3 se visualizó la diferencia, obteniendo valores positivos si dicha parte de la prótesis si es mayor que la mano derecha y valores negativos si es menor.

Tabla 2-3: Diferencia de medida entre la mano real y la prótesis

Parte de la mano	Diferencia de Medida (mm)
Dedo Pulgar	-0,9
Dedo Índice	-0,1
Dedo Medio	-1
Dedo Anular	0,1
Dedo Meñique	1,3
Ancho de la palma	-0,3
Largo de la palma	-2
Largo de la palma hasta el final del dedo medio	0,2

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 3-3 se presentó el porcentaje de exactitud y error que obtuvo la prótesis en cuanto a sus medidas.

Tabla 3-3: Diferencia de medida entre la mano real y la prótesis

Parte de la mano	Exactitud (%)	Error (%)
Dedo Pulgar	85,7142857	14,2857143
Dedo Índice	98,6842105	1,31578947
Dedo Medio	88,2352941	11,7647059
Dedo Anular	98,6486486	1,35135135
Dedo Meñique	79,0322581	20,9677419
Ancho de la palma	96,2025316	3,79746835
Largo de la palma	81,3084112	18,6915888
Largo de la palma hasta el final del dedo medio	98,9637306	1,03626943

Realizado por: Medina, L. 2018

Como se apreció en la gráfica 2-3, prevaleció el nivel de exactitud de la prótesis con respecto a la mano real.

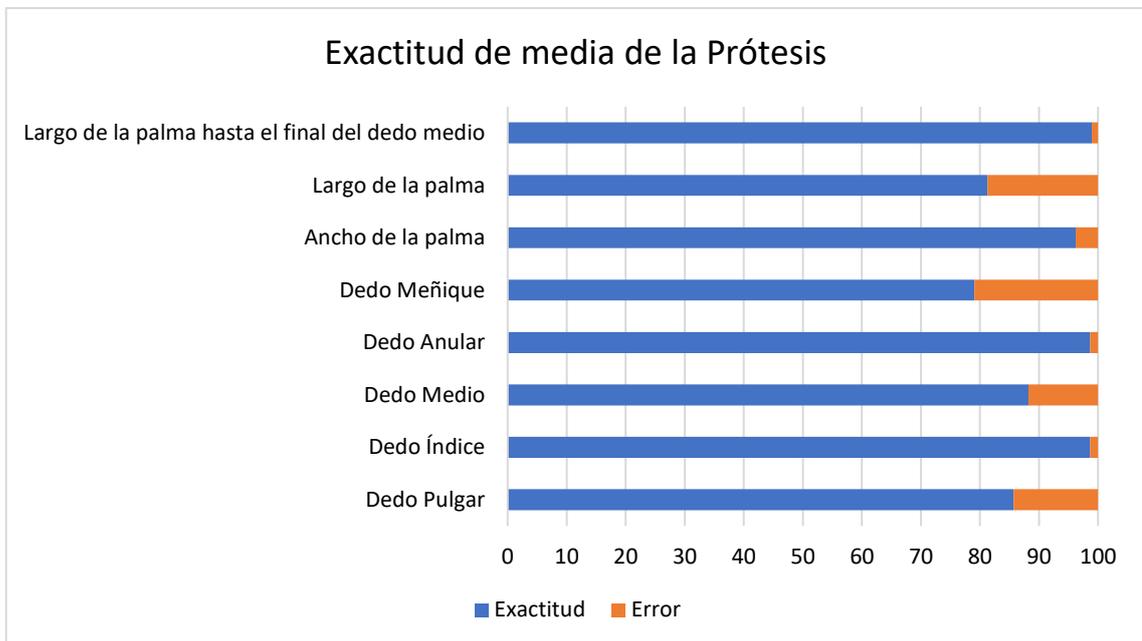


Gráfico 2-3: Exactitud de medida de la prótesis de mano.

Realizado por: Medina, L. 2018

Realizando un porcentaje total se llegó a la conclusión de que el nivel de certeza en el escalamiento de la prótesis de mano obtuvo un 90,85% con respecto a la mano real (Ver Figura 2-3).



Figura 2-3: Exactitud entre mano real y prótesis

Realizado por: Medina, L. 2018

3.1.2 Comparación de rango de movilidad

La prótesis obtuvo rangos de movilidad que proporcionó movimientos de flexión y aducción siendo fundamentales para la acción de apertura y cierre de la mano.

Los dedos índice, medio, anular y meñique otorgaron rangos de movilidad de flexión. Para la medición de estos dedos en la prótesis se generó la flexión de sus articulaciones artificiales interfalángica distal, interfalángica proximal y metacarpofalángica (Ver Figura 3-3).

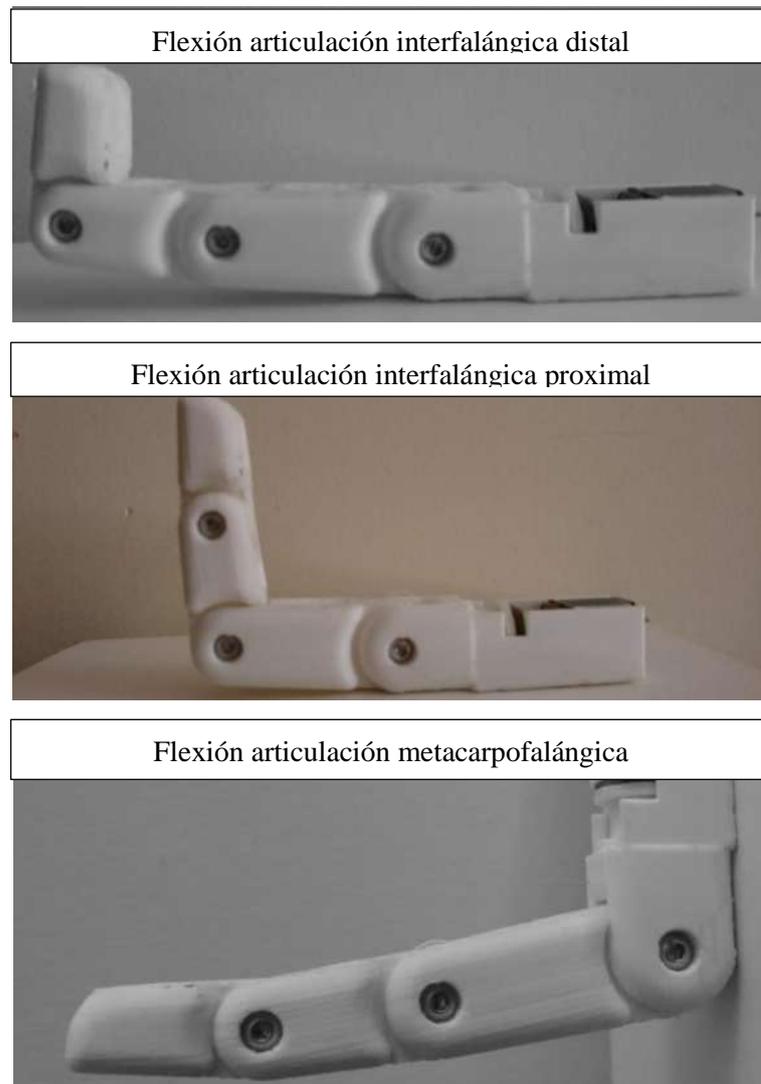


Figura 3-3: Rango de movilidad de los dedos

Realizado por: Medina, L. 2018

El dedo pulgar de la prótesis proporcionó la movilidad de flexión y abducción generado por sus articulaciones artificiales interfalángica distal, metacarpofalángica y carpo metacarpiano (Ver Figura 4 -3).



Figura 3-3: Rango de movilidad del pulgar

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 4-3 se visualizó las medidas en grados de los rangos de la prótesis. Como comparativa de la mano real se utilizó los rangos de movimientos mencionados en el “Capítulo I”.

Tabla 4 -3: Comparación de rango de movilidad de los dedos

Rango de movilidad de los dedos	Prótesis (grados)	Mano real (grados)
Flexión articulación interfalángica distal en dedos índice, medio, anular, meñique	89 ⁰	90 ⁰
Flexión articulación interfalángica proximal en dedos índice, medio, anular, meñique	85 ⁰	100 ⁰
Flexión articulación metacarpofalángica en dedos índice, medio, anular, meñique	85 ⁰	90 ⁰
Flexión articulación interfalángica distal en dedo pulgar	85 ⁰	90 ⁰
Flexión articulación metacarpofalángica en dedo pulgar	25 ⁰	50 ⁰
Abducción articulación carpo metacarpiano en dedo pulgar	90 ⁰	70 ⁰

Realizado por: Medina, L. 2018

En la gráfica 3-3 se representó la medición en grados de la prótesis y la mano real en relación al rango de movilidad de los dedos.

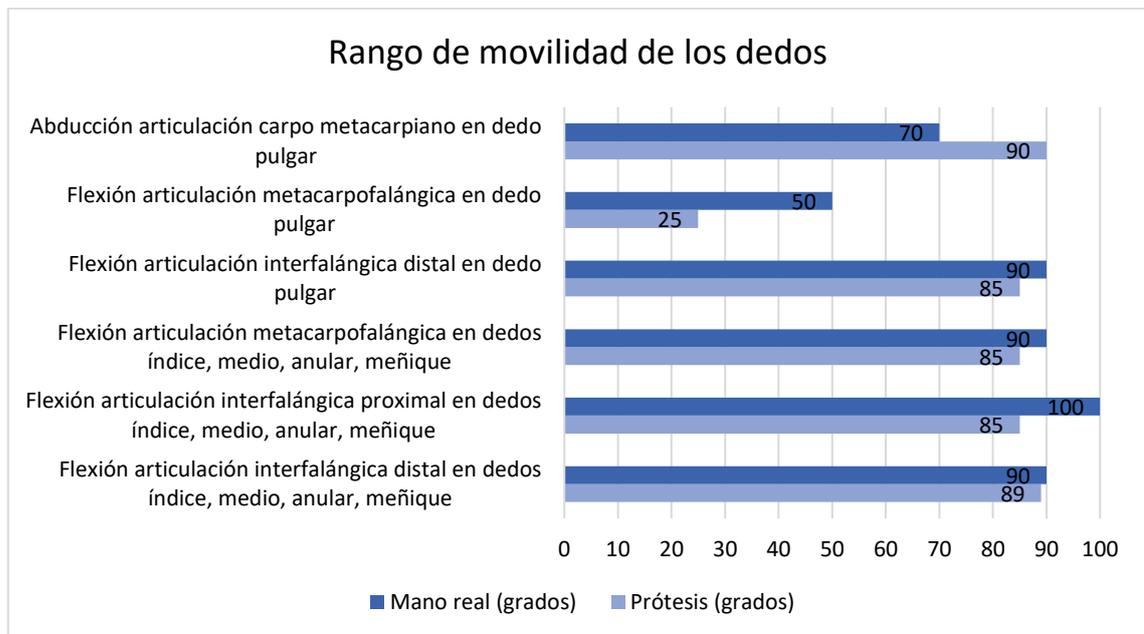


Gráfico 3-3: Comparación del rango de movilidad

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 5-3 se estableció el rango de exactitud y error con respecto a su movilidad.

Tabla 5-3: Diferencia de medida entre la mano real y la prótesis

Rango de movilidad de los dedos	Exactitud (%)	Error (%)
Flexión articulación interfalángica distal en dedos índice, medio, anular, meñique	98,88888889	1,111111111
Flexión articulación interfalángica proximal en dedos índice, medio, anular, meñique	85	15
Flexión articulación metacarpofalángica en dedos índice, medio, anular, meñique	94,44444444	5,555555556
Flexión articulación interfalángica distal en dedo pulgar	94,44444444	5,555555556
Flexión articulación metacarpofalángica en dedo pulgar	50	50
Abducción articulación carpo metacarpiano en dedo pulgar	71,42857143	28,57142857

Realizado por: Medina, L. 2018

En la gráfica 4-3 se observó la prevalencia del nivel exactitud en movilidad de la prótesis.

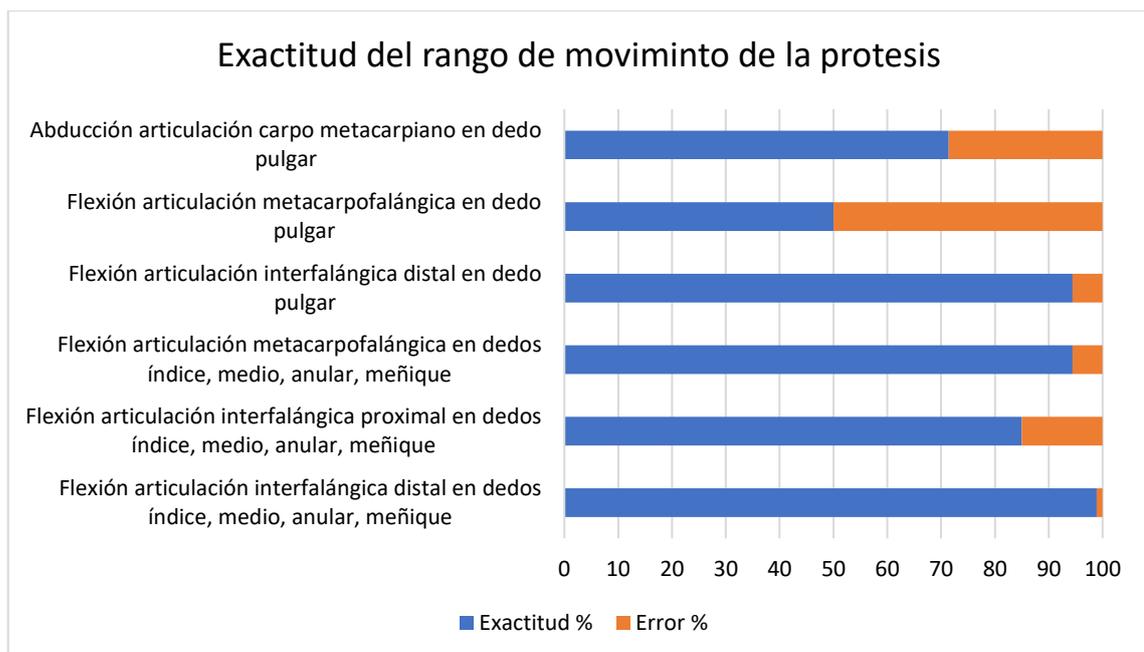


Gráfico 4-3: Exactitud del rango de movilidad

Realizado por: Medina, L. 2018

Como se observó en el gráfico 4-3, en la mayoría de los rangos de movilidad predominó un mayor porcentaje de exactitud con respecto a la mano real, teniendo como el rango más crítico la flexión metacarpofalángica esto se debió a que su diseño y ubicación en la prótesis al ser en una posición un poco compleja. Por estas cuestiones el grado de certeza del rango de movilidad de la prótesis es de 80.70 % con respecto al rango de movilidad de una mano real, dicho porcentaje se obtuvo con los rangos de movimientos que pudo realizar la prótesis.

3.2 Tiempo de Respuesta

Para evaluar el tiempo de respuesta del dispositivo, se desarrolló experimentos comparativos con dispositivos similares como el sensor muscular Myo Ware, los cuales al igual que la diadema Emotiv Insight requirió un tiempo de aprendizaje y un ajuste de ganancia en el caso del sensor muscular.

Estos dos sensores tuvieron un rango de señal comprendidos entre 0 y 1, el valor de activación para la diadema Emotiv Insight es de 0.85, en cambio el sensor muscular Myo Ware su valor de activación es de 1.

En la tabla 6-3 se presentó su tiempo de respuesta de los dispositivos.

Tabla 6-3: Tiempo de respuesta de los dispositivos

Dispositivo	Tiempo de respuesta (s)
Emotiv Insight	2,7
Myo Ware	0,28

Realizado por: Medina, L. 2018

Como se apreció en el gráfico 5-3 el sensor muscular Myo Ware obtuvo un mejor tiempo de repuesta que la diadema Emotiv Insight esto se debió a que su ganancia es ajustable y además los músculos del brazo siempre están en movimiento no se necesitó de aprendizaje. Pero también se observó que el tiempo de respuesta de la diadema no estuvo muy lejano al de un sensor muscular.

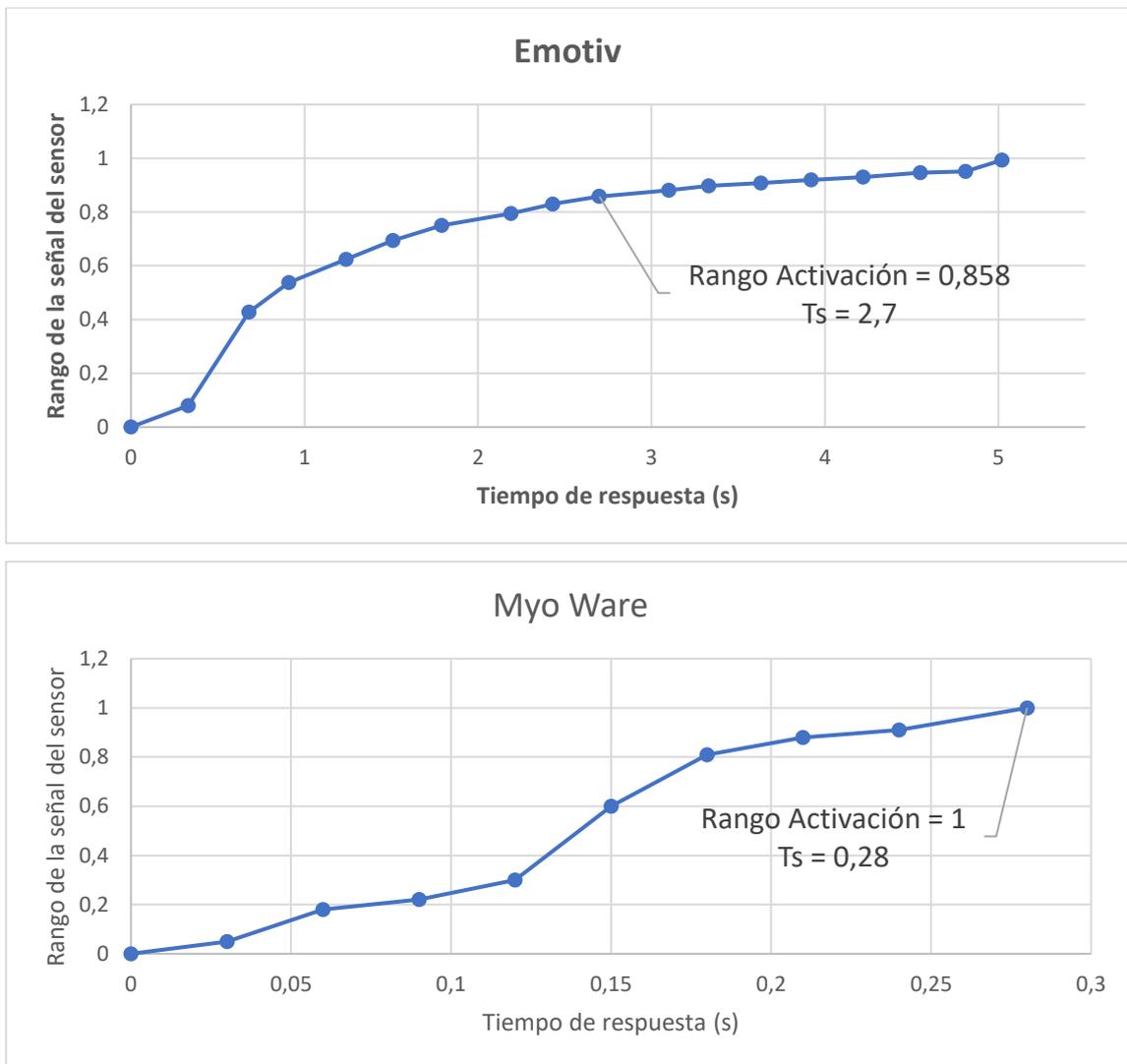


Gráfico 5-3: Comparación de tiempo de respuesta

Realizado por: Medina, L. 2018

3.3 Análisis de Costos

En la construcción del prototipo, se generó un modelo de prótesis la cual estableció con materiales accesibles en medio y cuya funcionalidad cumplió con el objetivo de funcionamiento de la prótesis.

En la tabla 7-3 se presentó los materiales y equipos necesaria para la construcción del prototipo.

Tabla 7-3: Costo de materiales y equipo

Cantidad	Implemento	Valor unitario (\$)	Total (\$)
5	Impresión de falange distal	10	50
4	Impresión de falange media	12	48
5	Impresión de falange proximal	15	75
5	Impresión de metacarpo	10	50
1	Impresión de palma	12	12
2	Impresión de dorso	11	11
5	Motor	40	200
5	Sensor Encoder	16	80
1	Servomotor	30	30
14	Banda Flexible	0.35	4,9
1	Hilo de nylon	2	2
30	Cables de conexión	0.25	7,5
28	Tornillo M3 con tuerca	0.25	28
5	Arduino	30	30
1	Emotiv Insight	300	300
Valor Total			928,4

Realizado por: Medina, L. 2018

Adicionalmente en la tabla 7-3 se presentó el precio en cuanto al desarrollo del prototipo

Tabla 7-3: Costo de desarrollo

Cantidad (Personal)	Descripción	Tiempo	Precio (\$)	Total (\$)
1	Desarrollo del control de posición de la mano	40	6	240
1	Diseño del prototipo	32	6	192
1	Desarrollo del software	30	6	180
1	Ensamblaje del prototipo	20	4	50
Valor Total				662

Realizado por: Medina, L. 2018

En la tabla 8-3 se presentó el costo total del prototipo.

Tabla 8-3: Costo total

Descripción	Total (\$)
Costo de materiales y equipo	928,4
Costo de desarrollo	662
Valor Total	1590,4

Realizado por: Medina, L. 2018

Al tener presente que prótesis controladas con dispositivos BCI por el momento solo son de uso investigativo por lo cual no existen prótesis comerciales. Al tener una semejanza con prótesis mioeléctricas, comercialmente este tipo alcanza el costo de 15 mil dólares mencionado en la web “El Ciudadano”. Se observó que el prototipo tiene un costo bajo comparado con precios comerciales.

CONCLUSIONES

- Al conseguir con éxito la acción de apertura y cierre de la mano, dicha acción que es controlada con un gesto facial detectado por el dispositivo BCI se llega a la conclusión que la selección y combinación de dispositivos electrónicos como Emotiv Insight y Arduino Mega permite implementar un prototipo eficiente.
- La diadema Emotiv Insight presenta una mejor respuesta en su uso al aportar con herramienta que promueven un aprendizaje rápido y obteniendo respuestas deseadas en tiempos esperados.
- Con el uso del software SolidWorks, la prótesis ha sido construida con un 90,85% de exactitud en sus medidas antropomórficas y 80.70% de precisión con su rango de movilidad. Siendo una prótesis un poco más grande que la mano real.
- El algoritmo de control implementado permite un control óptimo de la variable posición además coadyuvo a incrementar su estabilidad generando una apertura y cierre de la mano de una manera eficaz.
- Con la ayuda de los leds se visualiza el rango de intensidad del gesto facial que se confirma su veracidad con lo mostrado en la pantalla del programa Emotiv.
- Con las pruebas realizadas al diseño original se observa que este diseño no posee un rango de movilidad amplio, por tener una colisión en sus piezas, por lo cual al mejorar el diseño de la prótesis en las articulaciones se incrementó la variable rango de movilidad.

RECOMENDACIONES

- Para un óptimo funcionamiento de la diadema Emotiv Insight, se debe realizar una buena calibración y una hidratación con solución salina en los sensores antes de su uso.
- Se recomienda que después de colocar la diadema Emotiv Insight la persona esté en una posición inerte con respecto a su cabeza en un período de tiempo entre 10 o 15 minutos para un reconocimiento óptimo de los sensores con el cuero cabelludo.
- Se recomienda mejorar el diseño de transición de movimiento del motor al dedo, con la colocación de engranajes para la transmisión y de esta forma obtener una mayor vida útil del dispositivo.
- Se recomienda no enviar la señal de gesto facial de activación de la prótesis durante el período de tiempo que la prótesis este realizando la acción de apertura y cierre.
- Como investigación futura desarrollar prótesis con músculos artificiales con el propósito de crear una prótesis que puedan agarrar objetos y posea los rangos de movilidad de flexión - extensión y abducción - aducción.
- Es recomendable realizar más estudios con dispositivo BCI y trabajar en su propio algoritmo para un mejor entendimiento de las señales cerebrales.

BIBLIOGRAFÍA

1. **ARACELI, A.** *Propuesta de un Programa Fisioterapéutico para Aumentar la Fuerza Muscular en Pacientes con Amputación Transfemoral, en Fase Pre Protésica, Secundario a Diabetes Mellitus.* [en línea] (tesis de pregrado). Universidad Autónoma Del Estado De México, Toluca, México. 2013. p. 7. [Consulta: 13 diciembre 2017]. Disponible en: <http://ri.uaemex.mx/bitstream/handle/20.500.11799/13804/410899.pdf?sequence=1>.
2. **CARMENATE, L; et al.** *Manual de Medidas Antropométricas* [en línea]. Costa Rica, 2014. p. 3. [Consulta: 25 enero 2018]. Disponible en: [http://repositorio.una.ac.cr/bitstream/handle/11056/8632/MANUAL ANTROPOMETRIA.pdf](http://repositorio.una.ac.cr/bitstream/handle/11056/8632/MANUAL_ANTROPOMETRIA.pdf).
3. **CASANOVA, A.** *Las Ondas Cerebrales.* [en línea]. [Consulta: 12 enero 2018]. Disponible en: <http://www.ub.edu/pa1/node/130>.
4. *Interfaz Cerebro Computadora.* [en línea]. [Consulta: 12 enero 2018]. Disponible en: <https://www.taringa.net/posts/ciencia-educacion/19595774/Interfaz-cerebro-computadora.html>.
5. **CRESPO, E.** *IDE Arduino y Configuración.* [en línea]. 2016. [Consulta: 20 enero 2018]. Disponible en: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/category/ide/>.
6. **DASSAULT SYSTÈMES.** *Guía del estudiante para el aprendizaje del software SolidWorks ®* [en línea]. Massachusett: Dassault Systèmes, 2010. [Consulta: 21 enero 2018]. Disponible en: <http://www.solidworks.com/education>.
7. **DORADOR, J; et al.** "ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES". *Revista Digital Universitaria Número* [en línea], 2004. vol. 18. pp. 4-10. [Consulta: 19 enero 2017]. Disponible en: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/int01.htm>.
8. **EL CIUDADANO.** *Una mano de esperanza para la discapacidad* [en línea]. ElCiudadano.gob.ec, 2014. [Consulta: 12 diciembre 2017]. Disponible en: <http://www.elciudadano.gob.ec/una-mano-de-esperanza-para-la-discapacidad/>.

9. **GARCÍA, M.** *Diseño y Control de un Robot Mediante Interfaz Cerebro-Máquina Usando la Tecnología SSVEP* [en línea] (tesis de pregrado). UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID, Madrid, España. 2015. pp. 21-27. [Consulta: 19 enero 2017]. Disponible en: <http://arantxa.ii.uam.es/~jms/pfcsteleco/lecturas/20150716ManuelMarcosGarcia.pdf>.
10. **GONZALES, A.** *Qué es y cómo funciona un servomotor* [en línea]. 2016. [Consulta: 18 enero 2018]. Disponible en: <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/>.
11. **LAGUERRI, D.** *Puesta a Punto de Sistema de Electroencefalografía Portátil* [en línea] (tesis de pregrado). Universidad de La Laguna, Tenerife, España 2015. pp 15-17, 2015. Disponible en: <https://riull.ull.es/xmlui/handle/915/967>.
12. **MANUFACTURING GROUP.** *Bebionic myoelectric hand prosthesis* [en línea]. 2017. [Consulta: 12 diciembre 2017]. Disponible en: <http://www.todaysmedicaldevelopments.com/article/micromo-faulhaber-prosthetic-medical-device-bebionic-3917/>.
13. **MATHWORKS.** *Identificación del sistema* [en línea]. 2017. [Consulta: 13 marzo 2018]. Disponible en: <https://la.mathworks.com/products/sysid.html>.
14. **MEDLINEPLUS.** *Atrofia muscular* [en línea]. 2016. [Consulta: 14 febrero 2018]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003188.htm>.
15. **NATHAN, S.** *The Arduino Prosthesis Using Te Neurosky Mindwave* [en línea]. Westford. 2013. [Consulta: 19 enero 2017]. Disponible en: <http://learn.parallax.com/sites/default/files/inspiration/813/dl/Prosthetic-Arm-Report.pdf>.
16. **NATIONAL GEOGRAPHIC.** *Encéfalo* [en línea]. 2011.[Consulta: 12 enero 2018]. Disponible en: <http://www.nationalgeographic.es/ciencia/encefalo>.
17. **OGATA, K.** *Ingeniería de Control Moderna* [en línea]. 2013. pp 8-7 OGATA, K., 2013. ISBN 9788578110796. Disponible en: <https://hellsingge.files.wordpress.com/2014/10/ingenieria-de-control-moderna-ogata-5ed.pdf>.

18. **JENS MULLER.** *Prótesis mecánicas e híbridas* [en línea]. [Consulta: 14 febrero 2018]. Disponible en: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-mecanicas-e-hibridas/>.
19. **POLOLU.** *Motorreductor Micro Metal 1000: 1* [en línea]. 2001 [Consulta: 18 enero 2018]. Disponible en: <https://www.pololu.com/product/3080>.
20. **PROTÉSICA.** *Nivel de Amputación* [en línea]. 2015. [Consulta: 13 diciembre 2017]. Disponible en: <http://protetica.com.co/nivel-de-amputacion/>.
21. **ROSI.** ARDUINO UNO [en línea]. 2013. [Consulta: 17 febrero 2018]. Disponible en: <http://www3.gobiernodecanarias.org/medusa/ecoblog/ralvgon/files/2013/05/Características-Arduino.pdf>.
22. **SANDOVAL, X.** *Protesis De Mano 1.0* (tesis de pregrado). Universidad Autonoma De Querétaro, Querétaro, México. 2011. pp 4-10.
23. **SPARKFUN.** *Controlador de motor* [en línea]. 2003. [Consulta: 18 enero 2018]. Disponible en: <https://www.sparkfun.com/products/14450>.
24. **TOMÁS, D.** *El Encéfalo* [en línea]. [Consulta: 12 enero 2018]. Disponible en: http://www.mclibre.org/otros/daniel_tomas/3eso/nervioso/encefalo3eso.html.
25. **TYLER, D.J.** "Restoring the human touch: Prosthetics imbued with haptics give their wearers fine motor control and a sense of connection". *IEEE Spectrum* [en línea], 2016. vol. 53, no. 5, pp. 28-33. [Consulta: 12 diciembre 2017]. ISSN 00189235. DOI 10.1109/MSPEC.2016.7459116. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7459116/>.
26. **VÁZQUEZ, D.** *Estudio y Aplicación De Métodos De Identificación Paramétrica En Sistemas De Tiempo Discreto Y Su Validación En Equipos Didácticos De Laboratorio* [en línea]. Universidad Politecnica De Cataluña, Cataluña, España. 2017. p. 9. Disponible en: <http://upcommons.upc.edu/handle/2117/108827>.

- 27. VENTURA, J.** *Amputaciones Miembros Superiores* [en línea]. 2014. p. 6 [Consulta: 17 febrero 2018]. Disponible en: <https://universidadisabelimiembrosuperior.files.wordpress.com/2014/12/amputaciones-del-miembro-superior-trabajo-colaborativo-ud4.pdf>.
- 28. VILLAR, M.** *La impresión 3D: Que es y sus técnicas de impresión - Impresoras 3D Impresoras 3D* [en línea]. 2016. [Consulta: 21 enero 2018]. Disponible en: <https://comunidad.iebschool.com/impresoras3d/2016/11/02/la-impresion-3d-que-es-y-sus-tecnicas-de-impresion/>.

ANEXOS

ENSAMBLE VIRTUAL DE LA PRÓTESIS DE MANO

