



**SECRETARIA DE EDUCACIÓN PUBLICA DEPARTAMENTO DE
INGENIERIA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

TEMA:

*“PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA LA ARTICULACIÓN POR DEBAJO DEL
CODO”*

MEMORIA DE RESIDENCIA PROFESIONAL

PARA OBTENER EL TITULO DE:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA

AUTOR:

FRANCISCO JESÚS ALFARO MUÑIZ

ASESOR:

ING. ODILIO OROZCO MAGDALENO

6 de diciembre de 2017

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas, México

ÍNDICE:**Nº DE PÁGINA:****CAPITULO I: ASPECTOS GENERALES**

1.1.- INTRODUCCIÓN.....	3
1.2.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	3
1.3.- JUSTIFICACIÓN.....	3
1.4.- OBJETIVO GENERAL.....	3
1.5.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
1.6.- ALCANCE Y LIMITACIONES.....	4
1.7.- HIPÓTESIS.....	5
1.8.- CARACTERIZACIÓN EN EL ÁREA EN QUE SE PARTICIPÓ.....	5

CAPÍTULO II: FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1.- ESTADO DEL ARTE.....	6
2.2.- MARCO TEÓRICO.....	11

CAPITULO III: PROCEDIMIENTO Y DESCRIPCIÓN DE LAS ACTIVIDADES REALIZADAS

3.1.- CRONOGRAMA PRELIMINAR DE ACTIVIDADES.....	20
3.2.- CONCLUSIÓN.....	38
3.3.- ANEXOS.....	39
3.4.- GLOSARIO DE TÉRMINOS.....	40
3.5.- BIBLIOGRAFÍA.....	41

CAPÍTULO I: ASPECTOS GENERALES

1.1.- INTRODUCCIÓN

Hoy por hoy el tema de la prótesis en nuestro país México, no se le da cierta importancia, ya que el porcentaje de personas con miembros amputados no son mayoría, dado que de esto hay escasas de empresas dedicadas a la prótesis, la mayoría está en los Estados Unidos de Norte América y en México hay poca gente emprendedora a la que se dedica a la creación de prótesis, y que están por cuenta propia. Otro aspecto importante es que hay personas que no pueden acceder a este tipo de servicios puesto, que hay un índice de gente de escasos recursos, en nuestro país, y es necesario que este tipo de servicios esté al alcance de ellos.

1.2.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Para la realización del presente proyecto de investigación fue necesario, mi interés por abordar el tema, ya puedo visualizar a las personas que necesitan una prótesis de cierto miembro, y de cómo se les complica adquirir dicha prótesis, por los altos costos y escasas de empresas benefactoras que puedan apoyar con créditos o donaciones, para satisfacer sus más apremiantes necesidades.

1.3.- JUSTIFICACIÓN

La oportunidad de realizar este proyecto, consta en el cumplimiento del proyecto de residencia por parte de su servidor, ya que va encaminado a poder innovar y desarrollar proyectos de prótesis mioeléctricas con la tecnología que esté al alcance y servicio de las soluciones sociales. Por ende este proyecto está vinculado con el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, para que en un futuro se pueda crear una empresa dedicada a este tipo de servicios, en el estado de Chiapas.

1.4.- OBJETIVO GENERAL

El proyecto consiste en desarrollar una prótesis funcional mioeléctrica de bajo costo, para personas con miembro amputado del brazo en este caso; El miembro del antebrazo, con la principal utilidad básica, de que la persona manipular al agarrar o sostener algún objeto con dicha prótesis y en base a eso se utilizaran instrumentación con la tecnología que esté a nuestro alcance.

1.5.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Los objetivos son los que se realizaran y permitirán alcanzar el objetivo final y se detallaran continuación:

- **Investigación de campo y estado de arte:** Se realiza una investigación histórica del desarrollo de prótesis para brazo, en particular será una investigación relacionada con temas de control a través de señales mioeléctricas y mecanismos, tomando en cuenta con algunas descripciones de modelos y tecnologías comerciales utilidades o disponibles actualmente.

- **Generación de piezas y armado:** Explicación general, respecto a la impresión 3D, armado y materiales empleados, así como la demostración y evolución de los diseños hasta alcanzar el correspondiente prototipo final.

- **Diseño de control mecatrónico:** Se detalla el proceso de diseño esquemático e creación de la placa de control, y las características físicas así como la función y montaje de cada componente.

- **Pruebas y Ajustes:** Determinar detalles estéticos, mecánicos, o problemas de sensado que perturben el funcionamiento de la prótesis.

- **Puesta en servicio:** Si resulta tener alguna incomodidad por parte del paciente o el usuario, se realizarán ajustes mecánicos ó electrónicos para que pueda utilizar sin problemas dicha prótesis.

- **Documentación del proyecto:** Se realizara un informe de todas las actividades realizadas a detalle.

1.6.- ALCANCE Y LIMITACIONES

ALCANCE:

- Contar con los programas especializados
- Tener el material adecuado y equipo para desarrollar el proyecto
- Existen proveedores locales, con la que se puede conseguir material y componentes electrónicos.
- Poder tener físicamente el prototipo y realizar las pruebas en laboratorio.

LIMITACIONES:

- El prototipo esta creado para que el usuario pueda agarrar objetos como vasos, botellas o herramientas de peso considerable para cubrir sus necesidades básicas.

1.7.- HIPÓTESIS

Es factible tener el equipo especializado y tener los conocimientos necesarios, al poder realizar y llevar a cabo dicho proyecto, ya que al tener a mi disposición una impresora 3D puedo generar las piezas de forma rápida y efectiva, en dado caso que, si hay que hacer ajustes en el software por medio del programa solidworks, puedo modificar el diseño de las piezas, en cuestión de pruebas de funcionamiento ya sea parte mecánica, y se puedan en dado caso hacer ajustes, con las que se manipulara los movimientos de la mano, y en base al control, por medio del código de programación se pueda monitorear y leer los pulsos del sensor mioeléctrico, el ángulo de tención con la que jalara las cuerdas el servomotor y accionara las articulaciones de los dedos para que así, poderle facilitarle el uso de la prótesis que usara la persona que lo va a necesitar.

1.8.- CARACTERIZACIÓN EN EL ÁREA EN QUE SE PARTICIPÓ

El proyecto se realizó en la universidad Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, en el área de Ingeniería electrónica, es una institución pública es dependiente de la Secretaria de Educación Pública, que imparte 8 ingenierías y 2 programas de maestría. La universidad se encuentra ubicada en el centro de Chiapas, la dirección exacta es carretera panamericana Km. 1080 C.P. 29050.



Fig. 1.1 Fachada de la entrada del Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez.



Fig. 1.2 Dirección de la ubicación del Instituto Tecnológico de Tuxtla

CAPÍTULO II: FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1.- ESTADO DEL ARTE

Un breve recorrido por la historia de la protésica

Desde la época de las antiguas pirámides hasta la Primera Guerra Mundial, el campo de la protésica se ha transformado en un sofisticado ejemplo de la resolución del hombre por mejorar. La evolución de la protésica es larga y está plagada de historias, desde sus comienzos primitivos, pasando por el sofisticado presente, hasta las increíbles visiones del futuro. Al igual que sucede en el desarrollo de cualquier



Fig. 2.1 Evolución de la protésica.

otro campo, algunas ideas e invenciones han funcionado y se han explorado más detalladamente, como el pie de posición fija, mientras que otras se han dejado de lado o se han vuelto obsoletas, como el uso de hierro en las prótesis como se aprecia en la fig. 2.1. El largo y complejo camino hacia la pierna computarizada comenzó alrededor del año 1500 a. C. y, desde entonces, ha estado en constante evolución. Ha habido muchos perfeccionamientos desde las primeras patas de palo y los primeros ganchos de mano, y el resultado ha sido la fijación y el moldeado altamente personalizados que se encuentran en los dispositivos actuales. No obstante, para poder apreciar todo el camino que se ha recorrido en el campo de la protésica, primero debemos remontarnos a los antiguos egipcios.

A cada dificultad, el hombre le busca una solución

Los egipcios fueron los primeros pioneros de la tecnología protésica. Elaboraban sus extremidades protésicas rudimentarias con fibras, y se cree que las utilizaban por la sensación de “completitud” antes que por la función en sí. Sin embargo, recientemente, los científicos descubrieron en una momia egipcia lo que se cree que fue el primer dedo del pie protésico, que parece haber sido funcional. Del 424 a. C. al 1 a. C. En 1858, se desenterró en Capua, Italia, una pierna artificial que data de aproximadamente 300 a. C. Estaba elaborada con hierro y bronce, y tenía un núcleo de madera; aparentemente, pertenecía a un amputado por debajo de la rodilla. En 424 a. C., Heródoto escribió sobre un vidente persa condenado a muerte que escapó luego de amputarse su propio pie y reemplazarlo con una plantilla protésica de madera para caminar 30 millas (48.28 km) hasta el próximo pueblo. El erudito romano Plinio el Viejo (23-79 d. C.) escribió sobre un general romano de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.) a quien le amputaron el brazo derecho. Se le colocó una mano de hierro para que sostuviera el escudo y pudo volver al campo de batalla.

Protésica en nuestros días

La mano del hombre es considerada como una herramienta mecánica y sensitiva, siendo el principal órgano de manipulación física gracias a sus dos funciones principales de presión y tacto que le permiten realizar movimientos y manipulación de objetos. Gran parte de los movimientos se atribuyen al dedo pulgar la facilidad de rotar 90°; este dedo es el de mayor funcionalidad y la pérdida del mismo reduce un 40% la capacidad de funcionalidad de la mano. Una prótesis de mano tiene como finalidad ayudar a proporcionar algunas funciones pero jamás reemplazar un miembro faltante del cuerpo del ser humano que se perdió por diferentes situaciones; uno de los objetivos de la construcción de las mismas es mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados.

Se hará una revisión de los tipos de prótesis de mano que se han desarrollado con diferentes tipos de tecnologías, incluyendo ventajas y desventajas de su utilización. Se presenta la evolución tecnológica de las prótesis de mano durante estos últimos años. Finalmente se hace referencia a las nuevas tendencias en la utilización de materiales inteligentes para la construcción de prótesis.

Prótesis estéticas: Las prótesis estéticas, conocidas como prótesis pasivas, no tienen movimiento y solo cubren el aspecto estético del miembro amputado, en la fabricación de las mismas se emplean polímeros como PVC rígido, látex flexible o silicona, estos materiales son empleados por ser más livianos y requieren de menos mantenimiento, ya que no disponen de piezas móviles, como se observa en la Figura 2.2.



Fig. 2.2 Prótesis estética.

Prótesis mecánica: Las prótesis mecánicas cumplen funciones básicas como la apertura y cerrado de la mano, limitadas al agarre de objetos grandes y movimientos imprecisos, la señal mecánica es obtenida por medio de otro miembro del cuerpo como el codo o hombro, como se muestra en la Figura 2.3, para ello se implementa un arnés colocado en la espalda el cual generará la movilidad de la prótesis a través de una liga.

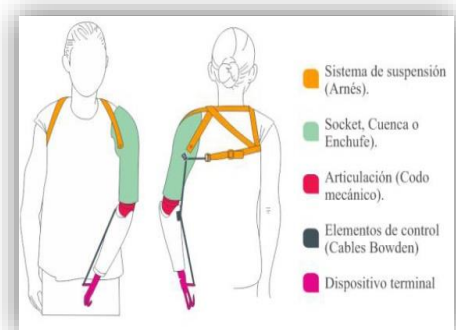


Fig. 2.3 Prótesis mecánica.

Tipos de prótesis de mano

En la elección de la prótesis a utilizar existen varios factores que influyen directamente como el nivel de amputación, el tipo de displasia de la que se trate, la funcionalidad de la misma y finalmente el factor económico que es indispensable en el momento de adquirir la prótesis. Existen varios tipos de prótesis de mano que se han desarrollado a través de los años a continuación se mostrara detalladamente en qué consisten y sus tipos de tecnologías

Prótesis eléctricas: Las prótesis eléctricas se basan en el uso de motores eléctricos, que pueden ser controlados por medio de servo-controles, pulsantes o interruptores, su principal desventaja es su reparación, su alto costo y su exposición a ambientes hostiles así como también su peso. En la Figura 2.4, se puede observar una prótesis eléctrica de la compañía Otto Bock que tiene como principal ventaja el agarre de objetos rápidamente y con precisión de forma activa gracias a los sensores en los dedos.



Fig. 2.4 Prótesis eléctrica.

Prótesis mioeléctricas: Las prótesis mioeléctricas son en la actualidad una de las de mayor aplicación en el mundo, ya que brindan un mayor grado de estética y un elevado porcentaje de precisión y fuerza, basándose en la obtención de señales musculares las mismas que son obtenidas mediante el uso de electrodos que permiten la extracción de la señal que es amplificada, procesada y filtrada al control para el manejo de la prótesis. En la Figura 2.5 tenemos las partes de la prótesis mioeléctrica.

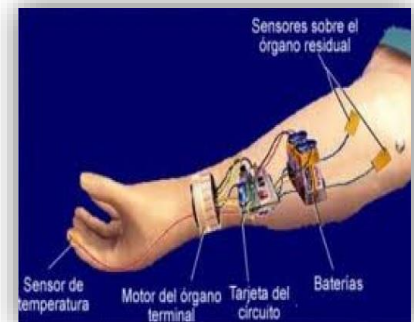


Fig. 2.5 Prótesis mioeléctrica.

Prótesis neumáticas: Las prótesis neumáticas hacen uso de aire a presión obtenido por medio de un compresor, su ventaja principal es proporcionar una gran fuerza y rapidez de movimientos; sus desventajas principales son los dispositivos que se implementan para su control y funcionamiento ya que son relativamente grandes y su mantenimiento es costoso y dificultoso. En la Figura 2.6, tenemos la prótesis neumática Shadow.



Fig. 2.6 Prótesis neumática.

Prótesis híbridas: Las prótesis híbridas son utilizadas por personas que tienen amputaciones desde arriba del codo, ya que combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. Es muy frecuente en las prótesis híbridas que utilicen un codo accionado mediante el cuerpo y un dispositivo al final controlado en forma mioeléctrica, que puede llegar a ser un gancho o una mano, como se muestra en la Figura 2.7.



Fig. 2.7 Prótesis híbrida.

Desarrollo histórico de prótesis mioeléctricas

Las primeras implementaciones del control mioeléctrico, para ser utilizadas en una prótesis, datan de 1945 en Alemania y se deben al trabajo del investigador Reinhold Reiter. Esta primera prótesis de mano utilizaba tubos de vacío en sus circuitos eléctricos, lo cual no permitía que fuera portable 1. Además tenía un gran consumo de energía. Dicha prótesis consistía en una pinza y su algoritmo de control podía establecer tres estados: pinza completamente abierta o en otros dos posibles ángulos intermedios. Este sistema de control más tarde fue popularizado como control de tres estados". El trabajo de Reiter, aunque pionero, no fue conocido por los demás investigadores del área hasta el año 1969.

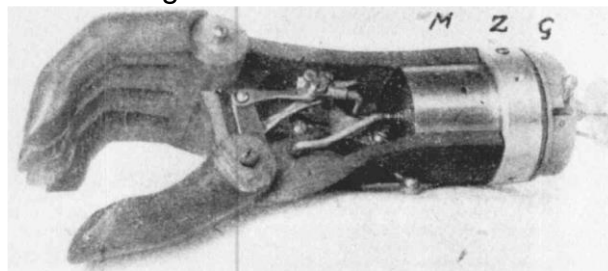


Fig. 2.8 Prótesis de Reiter.

En cuanto a los electrodos empleados para obtener la señal EMG, ya en el año 1968, en Canadá, se trabajaba en la posibilidad del uso de electrodos implantables y que se comunicaran mediante telemetría con la prótesis. En 1969, se desarrollaron los primeros modelos teóricos de cómo se generaban las señales mioeléctricas. Esto permitió mejorar el procesamiento de dichas señales.

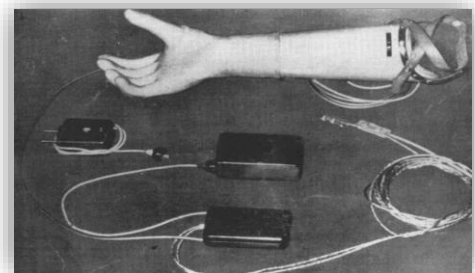


Fig. 2.9 Mano Rusa - Modelo de 1959.

En Suecia, en 1965 inició sus trabajos el llamado grupo SVEN de Estocolmo. Para el año 1973, desarrollaron la mano SVEN la cual contaba con tres grados de libertad y hacía uso de seis pares de electrodos para obtener la

señal EMG. Desarrollos posteriores llevaron a un nuevo modelo con 6 grados de libertad. Sin embargo, estos no alcanzaron la comercialización.

Tipos de electrodos

Las señales EMG pueden obtenerse mediante el uso de electrodos superiores. Este tipo de electromiografía se conoce como electromiografía superficial (EMG). Si bien posee la importante ventaja de ser no invasiva, presenta como inconveniente que la señal EMG se ve afectada por distintos factores. Ruido e interferencia, características de la piel (por ejemplo, sudoración), variaciones en la posición de los electrodos respecto al músculo considerado, así como cambios en la distancia entre electrodos, son algunas de las causas que pueden alterar la señal EMG. Esta desventaja se puede evitar empleando electrodos de aguja que si bien son invasivos permiten una selección más precisa de la señal ha de adquirir. Otra alternativa son los electrodos implantables, colocados de forma permanente por debajo de la piel del usuario. En este tipo de electrodos se debe utilizar sistemas de comunicación inalámbrica para obtener la señal de interés.

Realimentación por el usuario

La realimentación, aunque no siempre está presente, tiene el potencial de permitir mejorar la experiencia de uso. El sensado en una prótesis se puede dividir en dos grandes categorías: Realimentación hacia el dispositivo de control realimentación hacia el usuario. En 1996, en una encuesta realizada a 2000 amputados de miembro superior, los usuarios de prótesis mioeléctricas reclamaron la necesidad de poder prestar menor atención visual al manipular sus prótesis [59]. El envío de información hacia el dispositivo, para que éste corrija de forma automática el movimiento, puede ser útil para evitar sobrecargar al usuario en el control de la prótesis. El sensado de la presión que se ejerce sobre un objeto puede evitar que el usuario rompa dicho objeto. De forma similar, el sonido captado por micrófonos incorporados a la prótesis permite detectar si el objeto se está resbalando y evitar que se caiga.

Prótesis disponibles comercialmente

Resulta necesario distinguir las prótesis disponibles para uso clínico o comercial de los desarrollos a nivel de laboratorio. Como se mencionó anteriormente, si bien a nivel de laboratorio se han logrado avances en el procesamiento de la señal EMG, principalmente en base a técnicas de reconocimiento de patrones, no se han reflejado en prótesis de uso comercial. Por lo tanto, las existentes en el mercado son en general de pocos grados de libertad y se basan en algoritmos de control y procesamiento de señales que datan de varias décadas. En los últimos

años, ha habido un aumento en el desarrollo de prótesis de mano y muñeca con mayores funciones. Sin embargo, se está lejos aún de lograr el control simultáneo de varios movimientos y de disminuir la atención visual necesaria para el control satisfactorio de la prótesis. De todas formas, hoy en día se encuentran disponibles algunos modelos de prótesis que incorporan muchos de los avances logrados en los últimos años. La prótesis más sofisticada actualmente disponible comercialmente, provee 3 grados de libertad: mover el codo, rotar la muñeca y abrir y cerrar una pinza. Esto se debe comparar con los 25 grados de libertad que posee el miembro superior. Además se debe tener en cuenta que las prótesis, aun cuando tengan más de dos grados de libertad, no permiten realizar todos los movimientos posibles al mismo tiempo.

2.2.- MARCO TEÓRICO

Arduino Nano V2.3:

Está basado en el microcontrolador ATmega328P. Tiene una entrada mini-usb a través de la cual se puede subir el código fuente para la ejecución de los comandos. Viene con 14 puertos digitales de entrada/salida, 8 puertos análogos, una memoria de 16 KB, 1 KB de SRAM y 512 bytes de EPROM. Su ClockSpeed es 16 MHz.

Características:

- Dimensiones 0,73 "x 1,70"
- Largo 45 mm
- Ancho 18 mm
- Peso 5g
- Interrupciones externas: 2 y 3. Estos pines pueden ser usados para iniciar una interrupción en un valor bajo, un flanco ascendente o descendente, o un cambio en el -valor. Vea la función `attachInterrupt()` para más detalles.
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10, y 11. Provee una salida de 8-bit PWM con la función `analogWrite()`.
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Estos pines soportan la comunicación SPI, que, aunque proporcionada por el hardware subyacente, actualmente no está incluido en el lenguaje Arduino.
- LED: 13. Hay un LED conectado al pin 13. Cuando el pin está en estado ALTO, el LED se enciende, cuando está en estado BAJO, se apaga.

Especificaciones:

- Memoria flash 16 KB (ATmega168) o 32 KB (ATmega328) de los cuales 2 KB utilizado por el gestor de arranque
- Digital pines I / O 14 (de las cuales 6 proporcionan salida PWM)
- EEPROM 512 bytes (ATmega168) o 1 KB (ATmega328)
- Microcontroladores Atmel ATmega168 o ATmega328
- Tensión de funcionamiento (nivel lógico) 5 V
- SRAM 1 KB (ATmega168) o 2 KB (ATmega328)

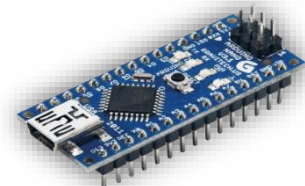
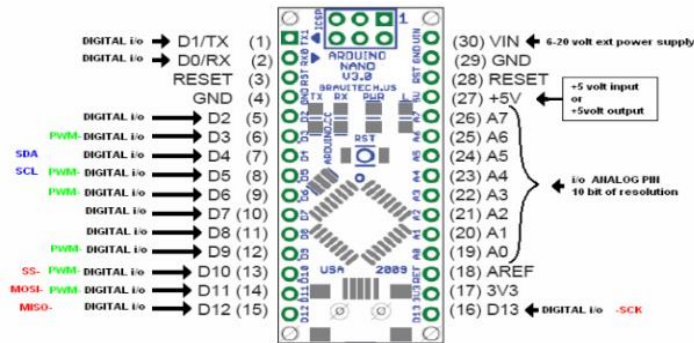


Fig. 2.1 Arduino Nano V2.3

- Voltaje de entrada (recomendado) 7-12 V
- Voltaje de entrada (límites) 6-20 V
- Pines de entrada analógica 8
- Corriente DC por E / S Pin 40mA
- Velocidad de reloj 16 MHz



Disposición de pines Arduino Nano V2.3.

Sensor Mioeléctrico Muscle V3 Kit Sparkfun Modelo (SEN-11776):

Permite la medición de la activación del músculo a través de un potencial eléctrico, que hace referencia a la electromiografía (EMG), se ha utilizado tradicionalmente para la investigación médica y diagnóstico de los trastornos neuromusculares. Sin embargo, con la llegada de cada vez más de microcontroladores y circuitos integrados, circuitos y sensores EMG han encontrado su camino en las prótesis, la robótica y otros sistemas de control.

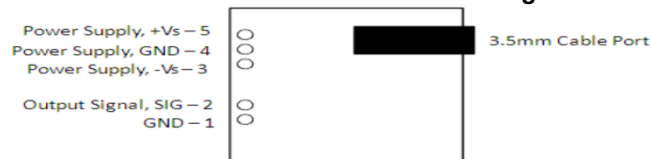
El sensor está diseñado para utilizarse directamente con un microcontrolador. Por lo tanto, el sensor hace que no emitan una señal de RAW EMG sino más bien una amplificada, rectificada, y la señal smoothed que lo hará trabajar bien con un convertidor analógico a digital (ADC) de un microcontrolador.

Características:

- Pequeño desde la fábrica (25.4 x 25.4mm)
- Diseñado especialmente para microcontroladores
- Ganancia ajustable, mejora en la robustez
- Nuevo en la tarjeta puerto 3.5mm
- Pines estándar para soldar headers



Fig. 2.2 Sensor Mioeléctrico



Disposición de pines Sensor Mioeléctrico Muscle V3 Kit Sparkfun.

Especificaciones eléctricas:

Parámetro	Min	Typ	Max
Voltaje de alimentación (Vs)	±3V	±5V	±30V
Ajuste de ganancia, Ganancia = $207 \cdot (x / 1k\Omega)$	0.01 Ω (0.002x)	50 k Ω (10,350x)	100 k Ω (20,700x)
Voltaje de salida (rectificada)	0V	--	+Vs
Diferencial voltaje de entrada	0 mV	2-5mV	+Vs/Ganancia

Servo Motor MG995:

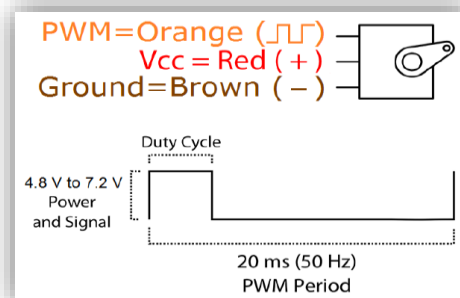
Un servomotor (también llamado servo) es un dispositivo similar a un motor de corriente continua que tiene la capacidad de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación, y mantenerse estable en dicha posición. También se le conoce como un motor eléctrico que puede ser controlado tanto en velocidad como en posición. El Servomotor TowerPro MG995 con alto torque tiene hasta 15Kg-cm, robusto y de alto rendimiento, compacto, con engranes de Metal, tamaño estándar.



Fig. 2.3 Servomotor MG995.

Características:

- Voltaje de operación: 4.8V a 7.2V
- Alta velocidad
- Velocidad de operación: 0.2 s/60° (4.8V), 0.16 s/60° (6V)
- Torque detenido: 8.5 kgf·cm (4.8V), 10 kgf·cm (6V)
- Con doble cojinete
- Ángulo de rotación: 120° aprox.
- Banda muerta: 5 μ s
- Peso: 55 g
- Dimensiones: Largo 40.7 mm, ancho 19.7 mm, altura 42.9 mm aprox.
- Largo del cable: 31 cm aprox.
- Con piñonería metálica
- Incluye 2 brazos o cuernos (horns), tornillo de sujeción, 4 tornillos para montaje del servo, 4 gomas de suspensión, 4 ribetes metálicos para las gomas, y cable de conexión con conector
- Conector universal tipo "S" compatible con la mayoría de receptores incluyendo Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum y Hitec, entre otros.



Disposición de pines servomotor MG995.

Pila LiPo Zippy 7.4v 850mAh:

Una batería LiPo (Litio y polímero) es un tipo de batería recargable muy habitual. Nacen como una opción aceptable a la utilización de drones. Son muy recomendables ya que ofrecen unas prestaciones superiores a las NiCd y NiHm. Una batería LiPo puede almacenar una gran cantidad de energía y puede fabricarse en medidas personalizadas. Ofrecen una tasa de descarga muy alta.



Fig. 2.4 Pila LiPo Zippy 7.4V 850mAh.

Cuando comparamos con las baterías de NiCd/NiHm, las baterías LiPo tienen 3 cosas importantes que hacen a estas baterías la elección perfecta:

- Las baterías LiPo son ligeras y se pueden hacer de casi cualquier forma y tamaño.
- Las baterías LiPo tienen gran capacidad lo que significa que tienen un montón de energía en un tamaño reducido.
- Las baterías LiPo tienen una tasa de descarga alta para alimentar los sistemas eléctricos más exigentes.

Características:

- Capacidad: 850mAh
- Voltaje: 2S1P / 2 / celulares 7.4V
- Descarga: 25C Constante / 35C
- Peso: 51g (incluyendo cable, el enchufe y el caso)
- Dimensiones: 54x18x30mm
- Balance de enchufe: JST-XH
- Aprobación de la gestión del enchufe: JST

Duracell Pila 9V Alcalina Terminal Estándar:

Baterías Duracell Plus diseñada para aplicaciones de uso general. Proporcionan energía fiable de manera prolongada y calidad para una amplia gama de dispositivos de uso diario.



Fig. 2.5 Pila Dóraselo 9V.

Características:

- Diseñados para uso diario
- Alcalina, dióxido de manganeso
- Mayor capacidad y salida de corriente máxima que las baterías de cloruro de zinc

Medidor de Voltaje con buzzer para baterías LiPo:

El medidor de voltaje con buzzer para baterías LiPo 1-8S emite una alarma cuando el voltaje de la batería está por debajo del valor establecido, por defecto el valor es de 3.3 V. Se puede cambiar ese valor utilizando el push button, esto permite que no se descargue la batería LiPo por completo, ya que pierde durabilidad del mismo.

Especificaciones:

- Alarma: 2.7 ~ 3.8 VCD
- Baterías: 1-8S LiPo/Li-ion/LiMn/Li-Fe
- Precisión de medición: ± 0.01 VCD
- Rango de medición: 0.5 ~36 VCD
- Dimensiones: 40 x 27 x 12 mm
- Peso: 10g



Fig. 2.6 Medidor de Voltaje para Baterías LiPo.



Disposición de pines Medidor de Voltaje con buzzer para baterías LiPo.

Cargador/Balanceador IMAX B6 Digital RC de Baterías LiPo NiMH:

Tiene múltiples funciones inteligentes que permite cargar, descargar y balancear baterías compatibles de Lion, LiPo, LiFe (A123), Pb, de NiCd y de NiMH.

Especificaciones:

- Voltaje de entrada: 11-18v
- Potencia del circuito: Carga Max: 50W / Descarga Max: 5W
- Rango de corriente de carga: 0.1-5.0A
- Rango de corriente de descarga: 0.1-1.0A
- Ni-MH/NiCd celdas: 1-15
- Li-ion/Poly celdas: 1-6
- Voltaje de batería Pb: 2-20v
- Dimensiones: 133 x 87 x 33mm



Fig. 2.7 Cargador IMAX B6 para Baterías LiPo.

Características:

- Controlado por microprocesador
- Sensibilidad Delta-pico

- Balanceo de celda individual
- Li-ion, LiPo y LiFe
- Ni-Cd y NiMH
- Amplia gama de corrientes de carga
- Función de Almacenamiento, permite corriente almacenamiento seguro
- Función de límite de tiempo
- Supervisión de la tensión de entrada
- Almacenamiento de datos (almacena hasta 5 paquetes en memoria)

Regulador de Voltaje DC-DC LM2596:

Este circuito tiene un voltaje regulado a partir de una fuente de alimentación con un voltaje mayor, se puede regular a 5V, 3.3V, 2.2V, etc. Para el uso con microcontroladores, Arduino, PICs, Raspberry Pi, fuentes variables, drivers para leds, etc. Está basado en el regulador DC-DC Step Down LM2596 que es un circuito integrado monolítico adecuado para el diseño fácil y conveniente de una fuente de conmutación tipo buck. Es capaz de conducir una corriente de hasta 3A. Maneja una carga con excelente regulación de línea y bajo voltaje de rizado. Este dispositivo está disponible con voltaje de salida ajustable. El módulo reduce al mínimo el uso de componentes externos para simplificar el diseño de fuentes de alimentación.

Características:

- Basada en el regulador LM2596, salida entre 1,5 y 35V CD
- Voltaje de entrada: 4.5-40V
- Voltaje de salida: 1.5-35V (Ajustable)
- Corriente de salida: Máxima 3A
- Dimensiones: 43*20*14mm
- Frecuencia de switching: 150 KHz



Fig. 2.8 Regulador de Voltaje LM2596.

Impresora 3D Tronxy:

Es una máquina que tiene la capacidad de realizar copias de diseños con volumen es decir, con largo alto y ancho, a partir de un diseño que previamente haya sido creado en un ordenador, diseñado tridimensionalmente. Cuando se realiza algún diseño con un programa CAD (Diseño Asistido por Computador), y posteriormente se imprime en una impresora 3D debe ser un diseño 3D, o un modelo físico 3D. El principio de funcionamiento es que se le carga un diseño CAD en archivo definido tridimensional y el sistema de la impresora lo interpreta en un código de sistema de coordenadas, y a partir de ahí los ejes X, Y y Z de la impresora, por medio del cabezal empieza a hacer un barrido de inyección de material en forma ascendente encima de otras capas, en sentido vertical en un área específica. Básicamente los materiales más comunes para imprimir son ABS, ya que es un plástico muy

resistente a los impactos y usado habitualmente en sectores como la automoción, es el plástico del que están hechas las piezas de Lego) y el PLA, es un plástico de características orgánicas que se usa para envases para uso alimenticio similares al anterior, pero es menos resistente y biodegradable.

Especificaciones:

- Área de Impresión: 220 x 220 x 240 mm
- Software: Repetier Host, Cura
- Cabezal: 0.4mm
- Grosor de capa: 0.1-0.4mm
- Filamentos admitidos: PLA, ABS, HIPS, WOOD, PVC, Nylon



Fig. 2.9 Impresora 3D Tronxy.

Filamento para Impresora 3D ABS:

El ABS es un plástico muy resistente al impacto, utilizado especialmente en la industria de la automoción pero en ocasiones también en la doméstica. Se le considera un termoplástico amorfo, es un plástico que sometido a la exposición de temperaturas relativamente altas, se vuelve deformable o flexible llegando incluso a derretirse, mientras que cuando se enfría lo suficiente, se endurece. Se le suele llamar plástico de ingeniería porque su elaboración y procesamiento es algo más compleja que en los plásticos comunes. El ABS es un polímero compuesto por tres bloques, acrilonitrilo, butadieno y estireno por lo que se le denomina terpolímero. Cada uno de los tres bloques aporta características distintas. El acrilonitrilo rigidez, resistencia a ataques químicos, dureza y estabilidad a las altas temperaturas. El butadieno, tenacidad a la temperatura cuando ésta es especialmente baja y resistencia a impacto; y el estireno, resistencia mecánica, rigidez, brillo, dureza. Esta mezcla de propiedades hace que el producto final sea de gran aplicación en la fabricación de equipos pesados y aparatos electrónicos.

Características:

- Temperatura de extrusión: ~ 240 ° C
- Requiere cama caliente > 70 ° C
- Funciona bastante bien sin refrigeración de capa.
- Peor adherencia, se necesita cinta de poliamida o laca.
- Resistente a temperaturas altas
- Propenso a las grietas, de laminación, y deformación
- Más flexible
- Se pueden unir piezas usando adhesivos o disolventes (acetona o MEK)
- Los humos son desagradables y nocivos en áreas cerradas
- Plástico derivado del petróleo

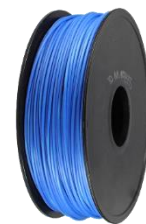


Fig. 2.10 Filamento ABS.

Hilo para pesca 0.5mm 100m:

Características:

- Hilo nylon
- Transparente color azul
- Diámetro: 0.5 mm
- Rollo 100 metros
- Artículo similar a hilo de pescar/hilo pesca
- Uso en: manualidades, escaparatismo, decoración etc. (apto para pesca)



Fig. 2.11 Hilo para Pesca 0.5mm.

Caucho de Silicón P-48 y aditamentos:

El caucho de silicón P-48 RTV-II es un hule líquido de silicón vulcanizable a temperatura ambiente y está diseñado para la fabricación de moldes para vaciados de resinas poliéster, ceras, yesos, etc.

Características:

- Alta viscosidad
- Vulcanización a temperatura ambiente
- Excelente resistencia a altas temperaturas, del orden de hasta 250°C



Fig. 2.12 Caucho de Silicón P-48

PROPIEDADES DEL MATERIAL LIQUIDO

ESPECIFICACIÓN	VALOR	MÉTODO DE PRUEBA
Viscosidad @ 25° C, Brookfield LVF, aguja # 4 a 6 r.p.m. (cps)	80000 ± 10000	EQPP-CC-002
Densidad @ 25 °C (g/ml)	1.4 ± 0.2	EQPP-CC-008
Color	Blanco - Gris	EQPP-CC-007

PROPIEDADES DEL MATERIAL VULCANIZADO

ESPECIFICACIÓN	VALOR	MÉTODO DE PRUEBA
Tiempo de gel @ 25 °C (min. , seg.) 100 gr. de producto + 3 % de catalizador TP	8 ± 5	EQPP-CC-004
Tiempo de curado @ Min	15 ± 8	EQPP-CC-005
Dureza Shore "A"	40 ± 5	EQPP-CC-025
Alargamiento de ruptura (DIN 53504-S-3A)	> 300 %	EQPP-CC-035
Resistencia al desgarrar (ASTM D-624 B) N/mm	> 70	EQPP-CC-024
Resistencia a la tensión (ASTM D-638) N/mm ²	> 16	EQPP-CC-022

Arduino IDE:

Es el entorno de desarrollo integrado también llamado IDE (sigla en inglés de Integrated Development Environment), es un programa informático compuesto por un conjunto de herramientas de programación. Puede dedicarse en exclusiva a un solo lenguaje de programación o bien puede utilizarse para varios lenguajes. Un IDE es un entorno de programación que ha sido empaquetado como un programa de aplicación; es decir, que consiste en un editor de código, un compilador, un depurador y un constructor de interfaz gráfica (GUI). Además en el caso de Arduino incorpora las herramientas para cargar el programa ya compilado en la memoria flash del hardware. El IDE de Arduino va a ser la herramienta de trabajo durante el curso y habrá que conocer su funcionamiento. Los programas de arduino están compuestos por un solo fichero con extensión “ino”, aunque es posible organizarlo en varios ficheros. El fichero principal siempre debe estar en una carpeta con el mismo nombre que el fichero.

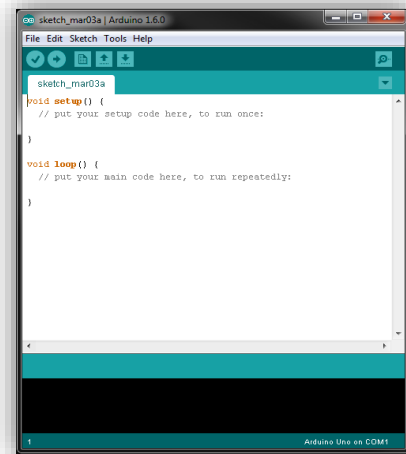


Fig. 2.13 Interfaz Gráfica Arduino IDE.

Solidworks:

Es un programa de diseño mecánico en 3D con el que se puede crear geometría 3D usando sólidos paramétricos, la aplicación está enfocada a diseño de producto, diseño mecánico, ensambles, y dibujos para taller. Se diseña de forma que va dejando un historial de operaciones para que se pueda

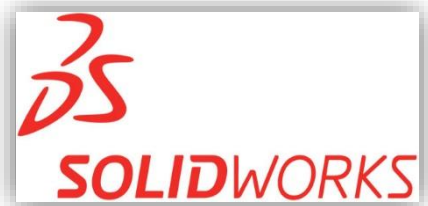


Fig. 2.14 Logotipo Solidworks.

hacer una referencia en ellas en cualquier momento, tiene soluciones para industrias de plásticos, lámina delgada, eléctrica, simulación y análisis por elementos finitos, el programa incluye un módulo inteligente de detección de errores de diseño y módulos para diseño sustentable. Como herramienta de diseño 3D son fáciles de usar, acompaña al ingeniero mecánico y el diseñador industrial en su desempeño diario al igual tiene como otra funcionalidad en emplearse para diseños mecánicos, sistemas mecatrónicos, cinemática, ensamble de robótica, diseño automotriz y aeroespacial, biomecánica, diseño de dispositivos médicos.

Repetier-Host:

Es un software que se encarga de controlar y calibrar una impresora 3D y transmitir los datos de un archivo GCode para ser fabricados por la impresora 3D, ya sea mediante una conexión USB línea a línea o almacenando los datos en la tarjeta microSD de la impresora 3D. El software Repetier-Host es ampliamente utilizado en todo el mundo, está desarrollado de forma libre y gratuita. Ofrece opciones para el control manual de la impresora 3D así como visualización del GCode durante el proceso de fabricación. Incorpora 'slicing' a través de Slic3r o Skeinforge integrados en la suite.



2.15 Logotipo Repetier-host.

CAPITULO III: PROCEDIMIENTO Y DESCRIPCIÓN DE LAS ACTIVIDADES REALIZADAS

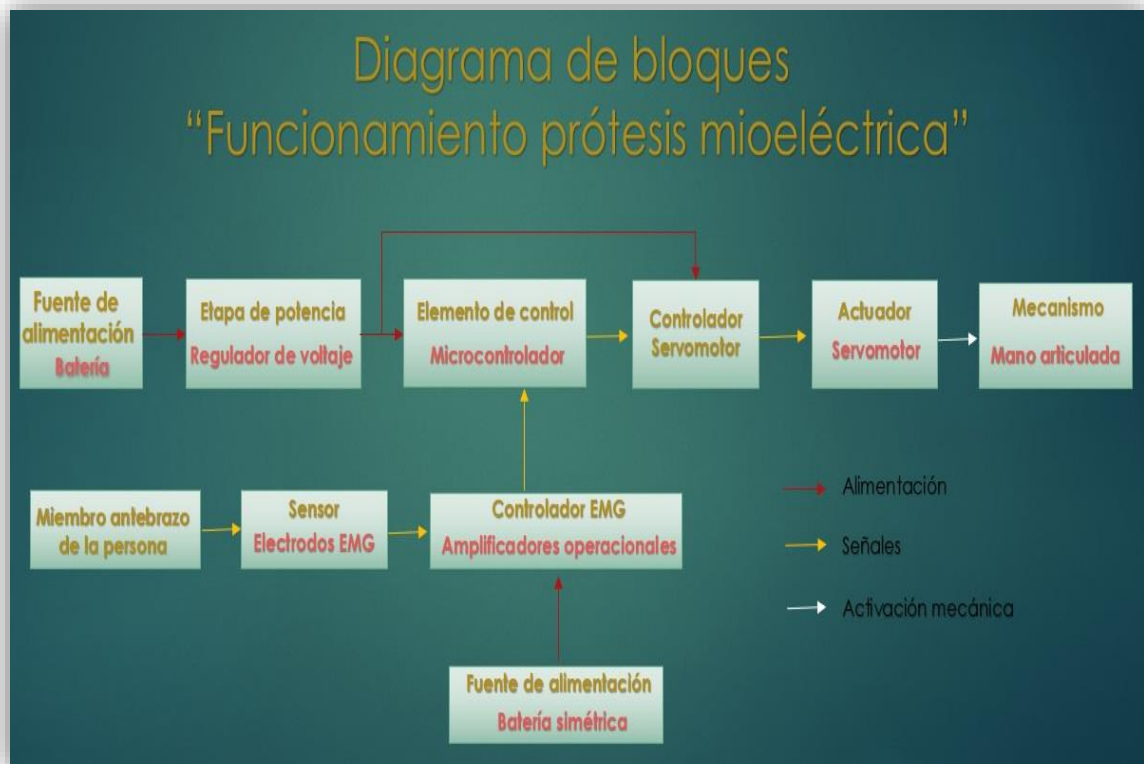
Iniciando con las actividades se comenzó una investigación de campo para la selección de componentes para la implementación del proyecto, ya que de esto apoyaría en hacer buen uso del presupuesto disponible y desarrollar con éxito el proyecto. Posteriormente, se estableció un cronograma de actividades a desarrollar, Para iniciar con el cronograma primero se partió con la correcta selección de los componentes y proveedores, ya que es la clave en el transcurso del proyecto, y para mantenerse dentro del presupuesto disponible, sino también para evitar retrasos que generen incumplimientos en plazos establecidos. La demora de desarrollo de proyecto es aproximadamente 3 meses ya que la adquisición de los componentes e implementación genera retraso en tareas importantes. A continuación se explicara a fondo cada una de las actividades realizadas mes con mes, el cual se especifica en la Tabla 3.1 del cronograma.

CRONOGRAMA PRELIMINAR DE ACTIVIDADES

Actividad	Semana															
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1.- Investigación de campo	■	■	■	■												
2.- Diseño CAD					■	■										
3.- Generación de piezas y colocación de actuador.							■	■	■	■						
4.- Diseño de control mecatrónico.											■	■				
5.- Ajustes y calibraciones.													■	■	■	
6.- Puesta en servicio.																■

Fig. 3.1. Tabla del cronograma.

Explicación de cada bloque del funcionamiento general de la prótesis mioeléctrica.



1.- Fuente de alimentación: Es una batería Lipo de 7.4v para suministrar energía al microcontrolador y al controlador del servomotor.

2.-Etapa de potencia: Se utiliza para limitar el voltaje para el microcontrolador y el controlador del servomotor, esto se realiza para que tenga el voltaje de 5v nominal de operación de cada uno de ellos.

3.-Elemento de control: Se emplea un microcontrolador atmega328p con la cual lee los valores de entrada del sensor EMG y ejecuta una señal de salida PWM al controlador del servomotor.

4.-Controlador servomotor: Se encarga de leer los pulsos PWM y activa ciertas revoluciones al motor de corriente directa.

5.- Actuador servomotor: Es un motor de corriente directa que opera de voltajes entre 4.8v – 6v se sitúa dentro del chasis de la estructura, del servomotor acoplado a los ejes de engranajes metálicos.

6.-Mecanismo: Es la estructura física de la prótesis de mano.

7.-Miembro antebrazo de la persona: Miembro amputado del usuario, con la que manipulara la prótesis.

8.-Sensor EMG: Son tres electrodos tipo ventosas adhesivas que se conectan distribuidas en el antebrazo consiste en leer un potencial eléctrico en el orden de los mV, que emitirá el usuario cuando ejecute una contracción muscular en la parte del antebrazo.

9.-Controlador EMG: Placa controladora que consiste en amplificadores operacionales que recibirá los pulsos, del sensor EMG en la escala de mV y los amplificara y mandara en forma de señal analógica y los enviara a la entrada de señal analógica del microcontrolador.

10.-Fuente de alimentación: Se utiliza dos baterías de 9v conectadas simétricamente para alimentar el controlador EMG.

Explicación técnica de la elaboración de diseño, generación de piezas y ensamblado de la prótesis mioeléctrica.

Primeros diseños implementados: En cuanto a diseño de la prótesis, tuve ciertos percances, anteriormente se imprimió en 3D, la parte de la planta de la mano con sus respectivas articulaciones de los dedos, posteriormente se realizaron ciertas pruebas de accionamiento independiente de tensión de cada una de las cuerdas de los dedos, visualice que cada prueba independiente, tuvo problemas en agarrar objetos, por ejemplo un vaso u objeto cilíndrico, puesto a que los grados de libertad son demasiados estrechos entre cada dedo y no cuentan con cierta curvatura de agarre del mismo objeto, otro aspecto que se tomó en cuenta, es que la mano pudiese mover los dedos independientemente, dados los problemas de torque por parte de los servomotores, no fue factible usar este diseño por el uso que se le daría, a continuación se mostraran los diseños primitivos que se realizaron en el transcurso de las actividades de diseño en 3D e impresión.

Primeros diseños implementados:

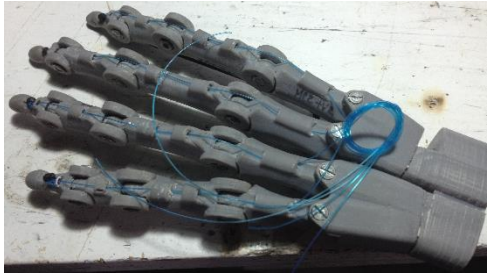


Fig. 3.2 Colocación de las cuerdas de los dedos de la mano.



Fig. 3.3 Colocación de tiras de elástico a los dedos de la mano.



Fig. 3.4 Pruebas de funcionamiento prototipo de mano 1.

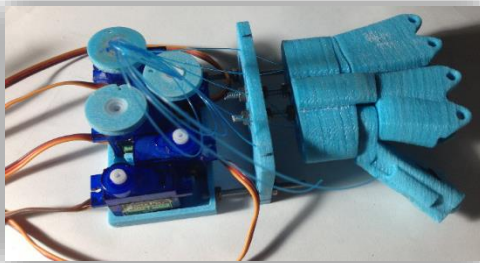


Fig. 3.5 Colocación de actuadores y coples de servomotor.



Fig. 3.6 Armado de la mano completa.

Diseño CAD:

Como segunda actividad del cronograma, previamente recabando y buscado en proyectos de investigación, tesis, y empresas que se dedican al tema y en la red esto se realizó para tener una idea del principio de funcionamiento, de una prótesis de brazo (mano), es fundamental tener nociones de diseño estructuración, estética y de cómo también van a ir colocados cada uno de los elementos, y componentes que van a hacer funcionar dicha prótesis, se partió por hacer bosquejos de una mano estándar de una persona, posteriormente se empezó a diseñar el prototipo de la estructura por medio del software Solidworks y a partir de ahí ensamblar las piezas de forma virtual, esto para visualizar si hay detalles mecánicos o estéticos; se diseñaron y adecuaron cada una de las piezas como se ve a continuación.

Imágenes de las partes de las piezas diseño definitivo, visualizadas en el software de Repetier-host:

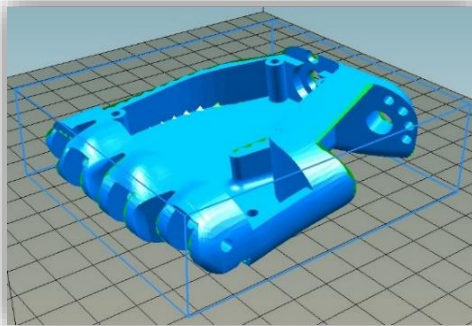


Fig. 3.7 Pieza prótesis de mano.

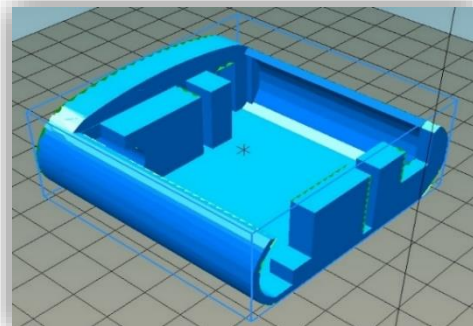


Fig. 3.8 Pieza de sujeción de servomotor.

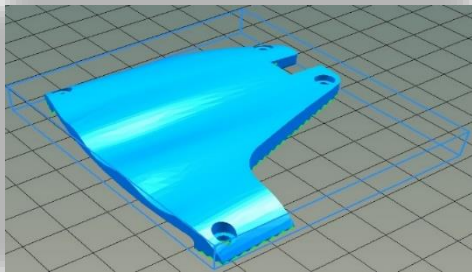


Fig. 3.9 Pieza tapa de la mano.

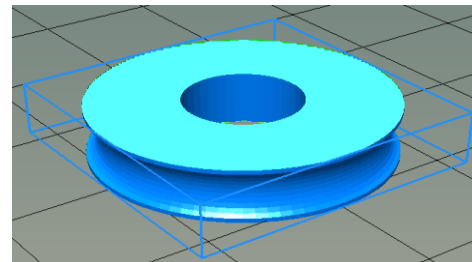


Fig. 3.10 Cople para servomotor.

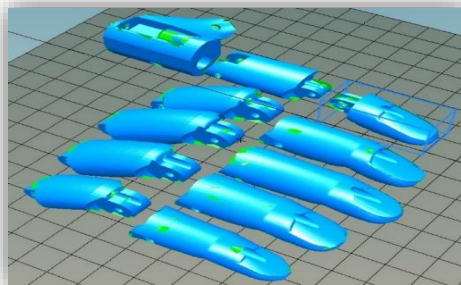


Fig. 3.11 Piezas de los dedos.

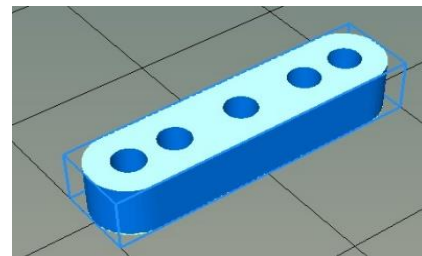


Fig. 3.12 Ajustador de tensión de cuerdas.

Posteriormente se elaboró el diseño por medio del programa Solidworks, la estructura de la prótesis tomando en cuenta, que debe ser una medida estándar de una persona, de la parte del antebrazo, esta estructura está pensada y diseñada para que la parte de control y alimentación sea colocada internamente, y tiene como función que usuario pueda colocar e introducir el miembro del antebrazo del usuario, como se muestra a continuación.

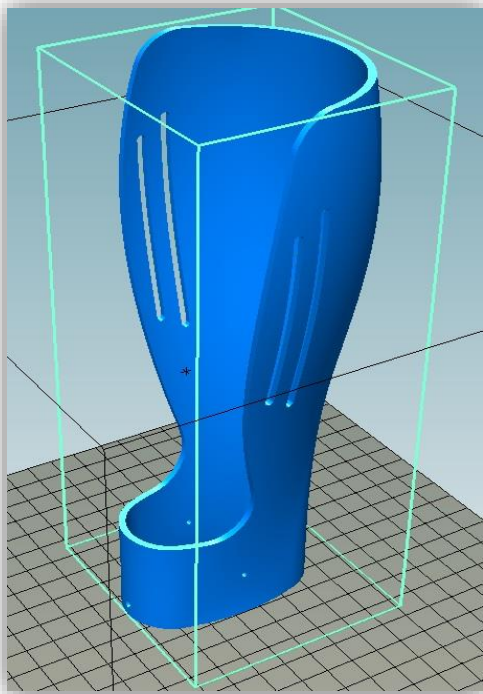


Fig. 3.13 *Pieza de la estructura antebrazo.*

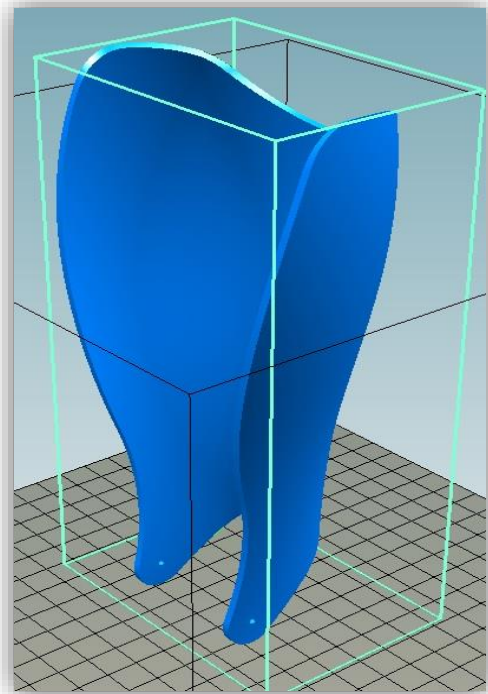


Fig. 3.14 *Pieza de la tapa de estructura antebrazo.*

2.- Generación de piezas y colocación de actuadores:

Tercera actividad del cronograma, en cuanto a impresión 3D se eligió el filamento ABS, puesto que tiene un alto punto de fusión, entre 230° y 260°, se puede lijar, perforar, pintar y pegar con facilidad, y darle cierto acabado al material. Otra de las principales características que opta es en resistencia y flexibilidad y lo convierten en un material perfecto para este tipo aplicaciones, en esta parte se visualizaran las actividades realizadas.

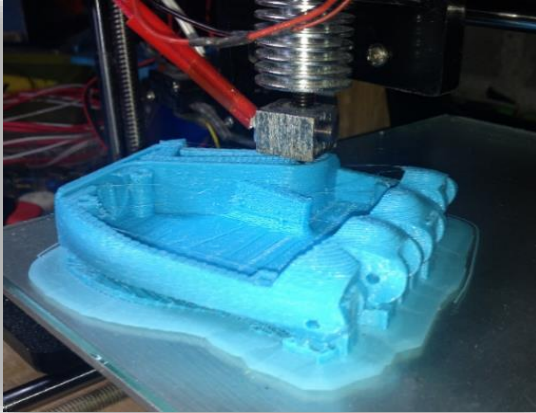


Fig. 3.15 Imprimiendo pieza de prótesis de la mano.

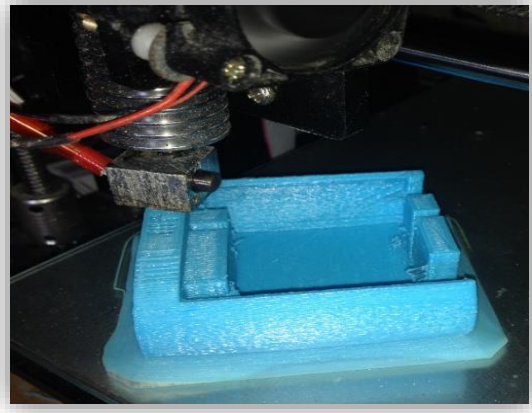


Fig. 3.16 Imprimiendo pieza de sujeción del servomotor.

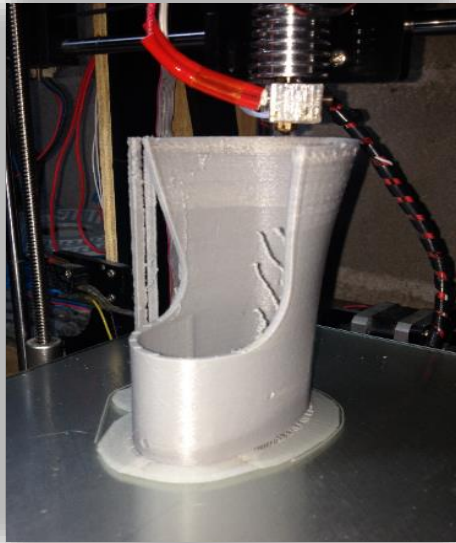


Fig. 3.17 Imprimiendo la pieza de estructura antebrazo de la prótesis.

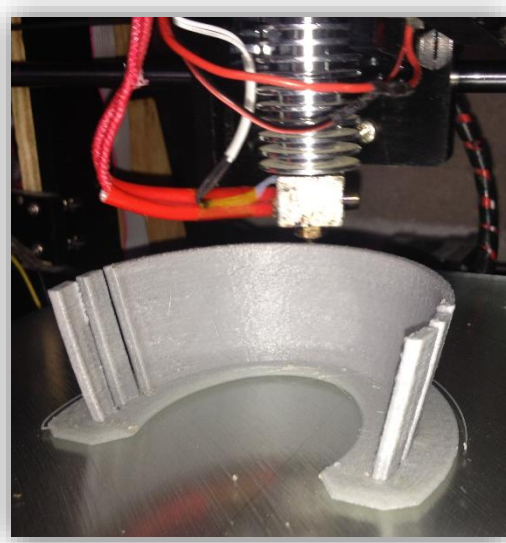


Fig. 3.18 Imprimiendo la pieza de la tapa de la prótesis.

Posteriormente, teniendo todas las piezas físicas del diseño definitivo, se realizó el ensamblado de las articulaciones de los dedos de la prótesis, con tornillos milimétricos de 0.4mmx2cm de dimensión, en cuanto a los grados de libertad de los dedos, cuentan con 10 movimientos en general; el diseño se le implemento en la parte superior interna de los dedos, tiras de lazo de elástico de 3mm, con el motivo de funcionalidad, de que cuando el actuador (servomotor) no ejerza una fuerza contraria los dedos se contraen en su posición actual, y para la contracción de cada dedo articulado, se utilizó hilo para pesca de 0.5mm siendo una cuerda bastante resistente, ya que es un mecanismo funcional de arrastre, que al colocarla al cople del servomotor ejercerá una fuerza contraria del mismo, previamente colocado el servomotor en su sitio; Otro mecanismo que se implementó es una pieza en forma de barra, con la que se ajustara como empalme de tensión de cuerdas, entre servomotor y articulación de dedos, se mostrara a continuación el armado de la prótesis.



Fig. 3.19 Ensamblado de las articulaciones de los dedos y colocación de las ligas y cuerdas.

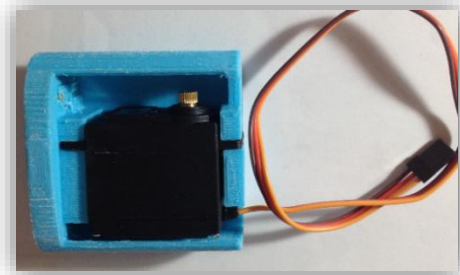


Fig. 3.20 Colocación del servomotor en la pieza de sujeción.



Fig. 3.21 Colocación de cuerdas al cople del servomotor.

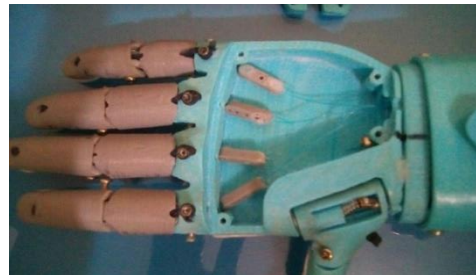


Fig. 3.22 Ajuste de cuerdas entre las articulaciones de los dedos y el cople.



Fig. 3.23 Armado completo de la mano anexando la pieza del soporte antebrazo y tapa.

Para que la prótesis este en óptimo funcionamiento, en el agarre de objetos se decidió emplear una especie de caucho de silicona, ya que tiene la característica de anular el derrape o deslizamiento de objetos lisos, se elaboró una mezcla homogénea entre las cantidades de catalizador 5ml , diluyente 25ml, y caucho P-48 100g, posteriormente se aplicó en una superficie plana del material, y respectivamente se dejó secar aproximadamente 1 día completo para el proceso de vulcanización, al secar dicho material queda en forma de pliego de hoja completamente lisa de goma, se procede a cortar en forma de las yemas de los dedos y de la palma de la mano, se mostraran los resultados y aplicaciones a continuación.



Fig. 3.24 Mezcla de Caucho de silicona P-48.

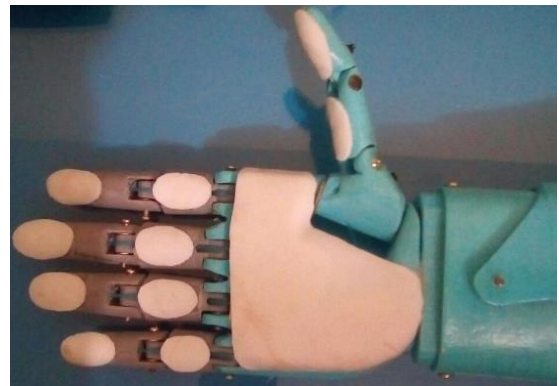
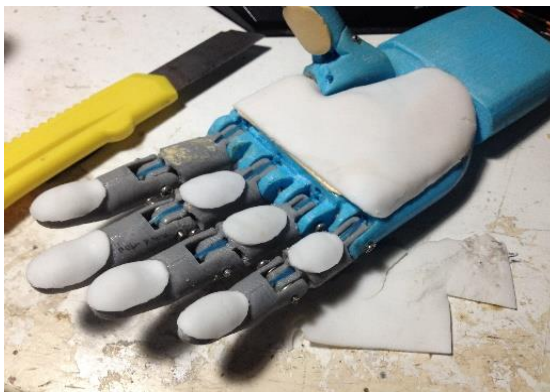
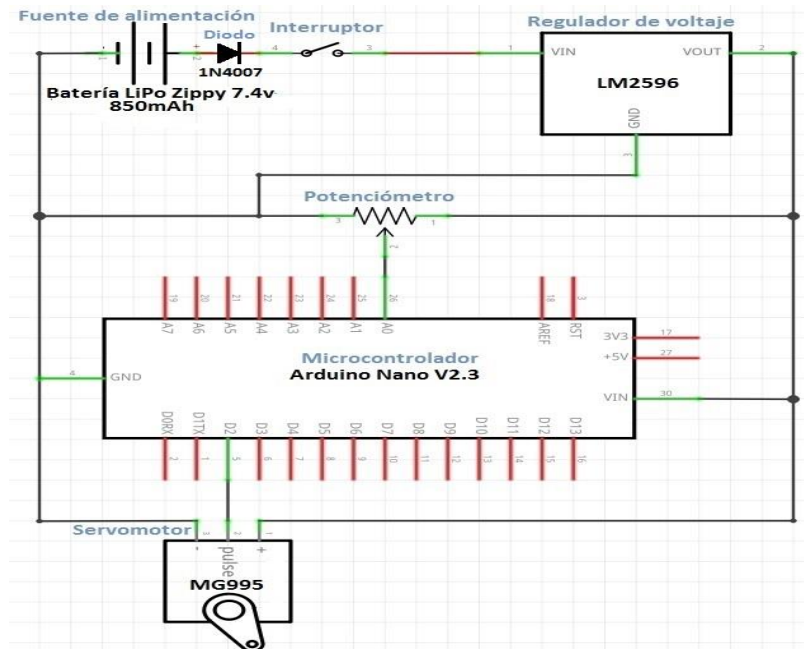


Fig. 3.25 Pegado de caucho de silicona a las yemas de la mano.

3.- Diseño de control mecatrónico:

Es la cuarta actividad del cronograma, se implementó un sistema de control, por medio del arduino nano v2.3, en cuestión de ejecución de lectura de señales no se necesita tanto poder de procesamiento por parte del microcontrolador debido a que es de 16Mhz de frecuencia de reloj, ya que puede realizar el accionamiento de lectura y de escritura de señales sin problemas, otras de sus características es de ser pequeño y tener la facilidad de colocarlo internamente en los espacios reducidos del antebrazo, por lo consiguiente en la etapa de potencia se empleó el regulador LM2596 para la limitación de voltaje y mantener la corriente del servomotor, microcontrolador y potenciómetro, con la finalidad de tener cierto rango de voltaje de operación de cada uno de ellos, y prevenir de que se averíe cada componente mencionado, se le colocó un diodo en la entrada positiva de la batería, en dado caso de que se conecte erróneamente la batería, el potenciómetro se utilizó como un sensor del voltaje de lectura analógica para que el microcontrolador lo interprete, y lo ejecute en la salida del servomotor en base a grados de posición, previamente se mostrara el circuito, que se utilizó a continuación.

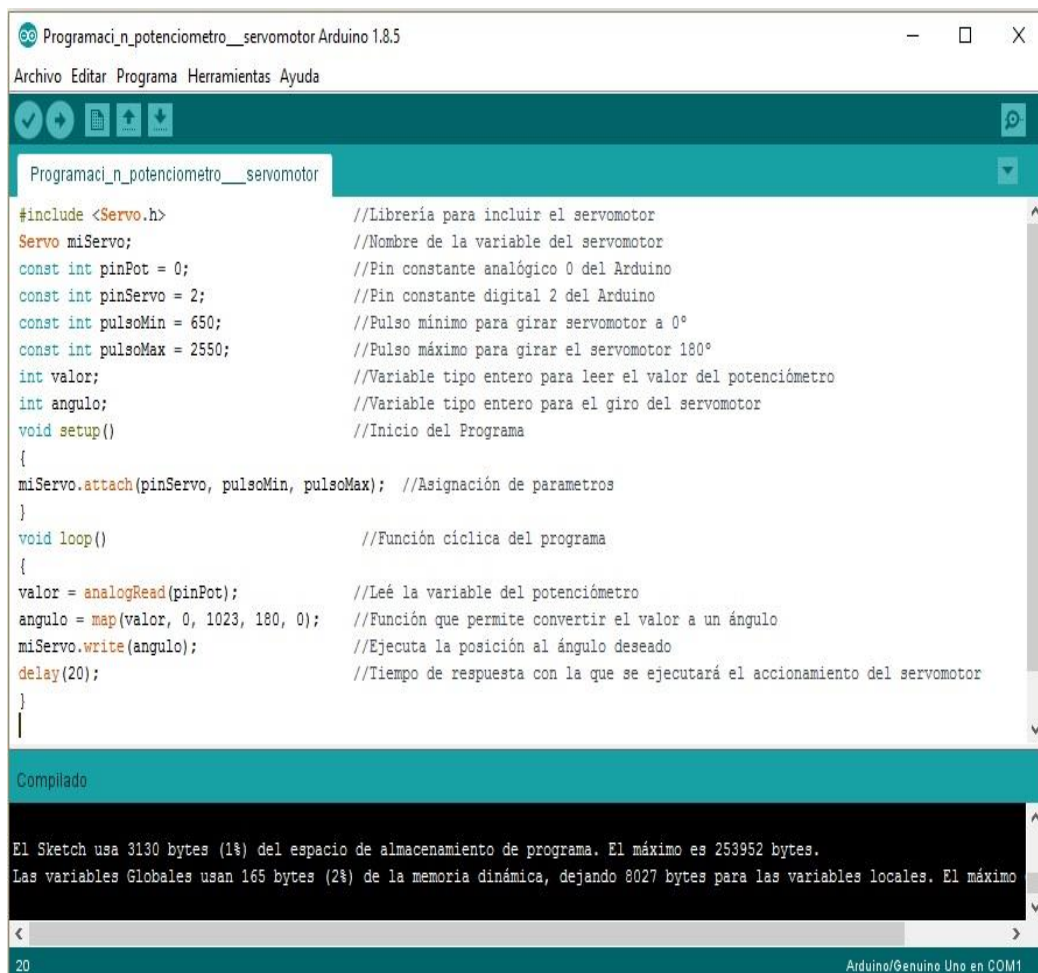
Circuito electrónico del sistema mecatrónico:



Nota: El circuito es alimentado con una fuente de alimentación de corriente directa de 7.4v, que lo regulara a 5v, esto es para prevenir que el servomotor llegue a su voltaje máximo de operación, ya que tomando en cuenta el peso o esfuerzo que pueda ejercer, es de suma importancia ya que implica picos de corriente y puede dañar el controlador del servomotor.

Para realizar las pruebas iniciales, empleo la codificación por medio de la interfaz de arduino IDE, esto permitirá controlar el ángulo y sentido de giro del servomotor y visualizar la tención de las cuerdas físicamente, previamente armada la parte de la mano.

Código de programación arduino para controlar la posición del servomotor explicado a través de comentarios:



```
Programaci_n_potenciometro__servomotor
#include <Servo.h> //Librería para incluir el servomotor
Servo miServo; //Nombre de la variable del servomotor
const int pinPot = 0; //Pin constante analógico 0 del Arduino
const int pinServo = 2; //Pin constante digital 2 del Arduino
const int pulsoMin = 650; //Pulso mínimo para girar servomotor a 0°
const int pulsoMax = 2550; //Pulso máximo para girar el servomotor 180°
int valor; //Variable tipo entero para leer el valor del potenciómetro
int angulo; //Variable tipo entero para el giro del servomotor
void setup() //Inicio del Programa
{
  miServo.attach(pinServo, pulsoMin, pulsoMax); //Asignación de parametros
}
void loop() //Función ciclica del programa
{
  valor = analogRead(pinPot); //Leé la variable del potenciómetro
  angulo = map(valor, 0, 1023, 180, 0); //Función que permite convertir el valor a un ángulo
  miServo.write(angulo); //Ejecuta la posición al ángulo deseado
  delay(20); //Tiempo de respuesta con la que se ejecutará el accionamiento del servomotor
}
}

Compilado
El Sketch usa 3130 bytes (1%) del espacio de almacenamiento de programa. El máximo es 253952 bytes.
Las variables Globales usan 165 bytes (2%) de la memoria dinámica, dejando 8027 bytes para las variables locales. El máximo
20 Arduino/Genuino Uno en COM1
```

Explicación función map: angulo:map(valor, 0, 1023, 180, 0);

- Angulo o valor que se quiere obtener (mapear): map
- Rango de valores de una variable como es analógico: 0 a 1023
- Angulo de sentido en grados servomotor: 0° a 180°

Nota: si el ángulo de la variable de lectura analógica es 0 por lo tanto en grados sería 0° al igual, si la lectura es 1023 en grados es 180°, este parámetro se obtiene en el datasheet del sermotor MG995.

Pruebas físicas del circuito a través de la protoboard.

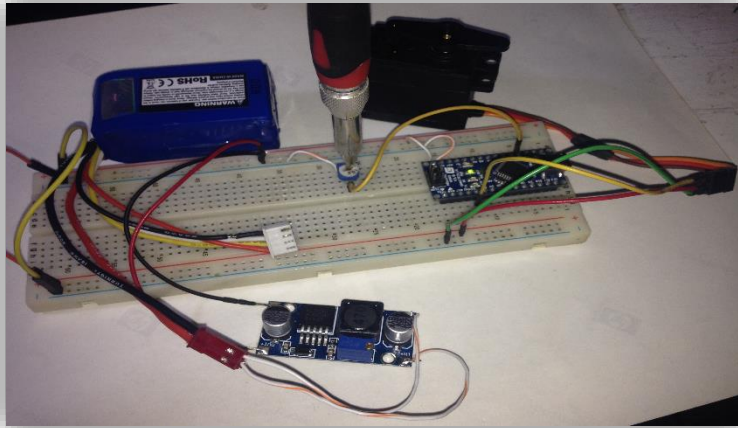


Fig. 3.26 Pruebas físicas con la protoboard para determinar el ángulo de giro del servomotor.

Placa de control física completa del control mecatrónico del brazo mioeléctrico.

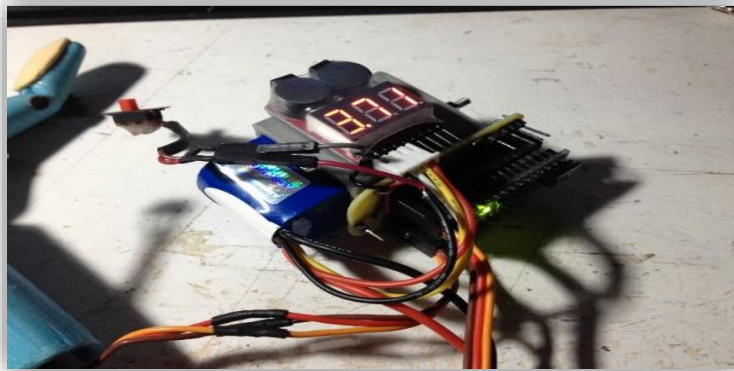


Fig. 3.27 Placa de control física.

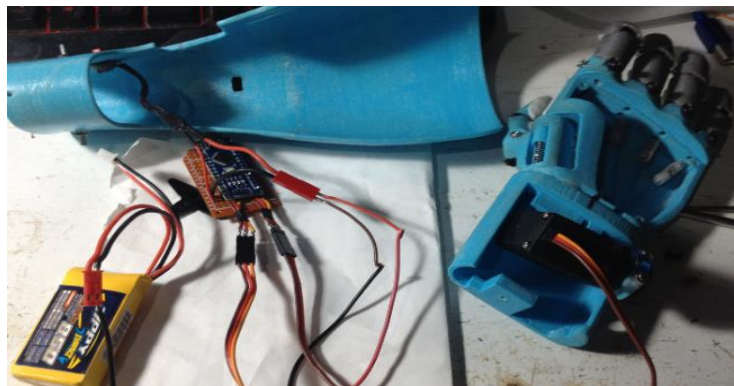


Fig. 3.28 Conexiones y pruebas.

Previamente haciendo las pruebas en protoboard y teniendo la placa de control física funcionando, se elaboró, un contenedor para introducir la fuente de voltaje y la placa de control y unir las, dentro de la estructura base del antebrazo, para ello se diseñó e imprimió en 3D; Posteriormente se instaló el indicador de voltaje alarma en la parte superior del brazo del contenedor, como se verá a continuación.

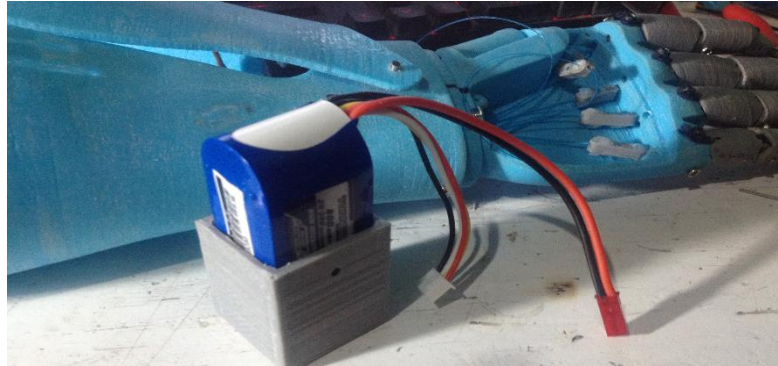


Fig. 3.29 Contenedor de pila LiPo

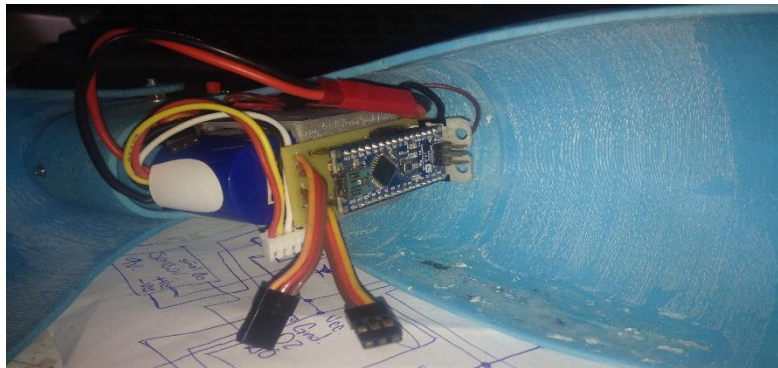


Fig. 3.30 Colocación interna al antebrazo de la placa de control y pila LiPo.

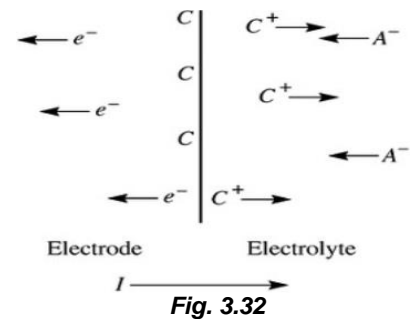


Fig. 3.31 Colocación del medidor de voltaje de pila en la parte superior del antebrazo.

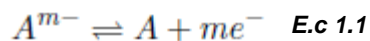
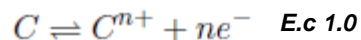
Explicación teórica de funcionamiento y obtención de señales EMG:

Adquisición de señal EMG: La importancia de conocer la señal proveniente de los músculos se refleja en las diversas aplicaciones basadas en su adquisición. Además de para estudios fisiológicos y biomecánicos básicos, la adquisición de la señal EMG es una herramienta vital para investigación, en áreas como fisioterapia, rehabilitación, ciencias del deporte, así como en el control de prótesis para pacientes con amputación de miembros. En este último caso, la adquisición y el registro de la señal permite al paciente, identificar el músculo que utilizará para controlar la prótesis y entrenarlo para que dicho control sea eficiente. Para detectar y adquirir la señal mioeléctrica de un músculo específico se emplean sensores denominados electrodos.

Interfase electrodo-electrolito: Para comprender el pasaje de corriente eléctrica desde el cuerpo al electrodo, es necesario el análisis de la interface electrodo-electrolito mostrada en la el electrodo consiste en átomos metálicos C, y el electrolito es una solución acuosa que contiene cationes del metal del electrodo, denominados C+, y aniones denominados A-. Este es el caso la fig.3.32, por ejemplo, de los electrodos del tipo Ag/Ag-Cl.



La corriente neta que atraviesa la interfase, está compuesta por: electrones moviéndose con dirección opuesta a la corriente I en el electrodo. Cationes moviéndose en la misma dirección de I. aniones moviéndose en dirección opuesta a la corriente en el electrolito. Dado que no hay electrones libres en el electrolito y no hay cationes o aniones libres en el electrodo, para que la carga cruce la interfase lo que ocurre son reacciones químicas que permiten la transferencia de portadores. Estas reacciones son del tipo óxido-reducción y en general se representan por las siguientes ecuaciones:



Siendo n y m los números de valencia de C y A respectivamente. El material en el electrodo puede oxidarse para formar un catión y uno o más electrones libres. El catión se descarga en el electrolito, los electrones permanecen como portadores de carga en el electrodo. Esto se representa en (Ec. 1.0 y Ec.1.1) de izquierda a derecha.

Interferencia Capacitiva (acoplamiento con la red)

La fuente de interferencia más importante suele ser la proveniente de la red de alimentación de 50Hz. En el caso de acoplamiento capacitivo, como se muestra en el modelo de la Figura 4.6, se induce una corriente de desplazamiento a través de las capacidades parásitas C_r y C_m , existentes entre la línea de distribución de red y el paciente (considerado en este modelo como un punto). El mismo se encuentra a una tensión no nula de frecuencia 50Hz que aparece como modo común a la entrada del amplificador como se muestra en la fig. 3.33.

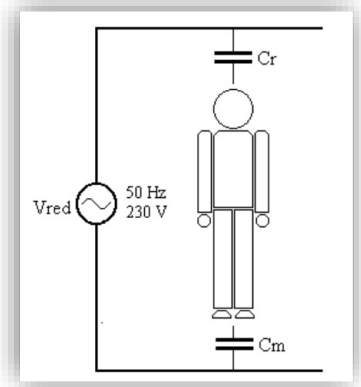
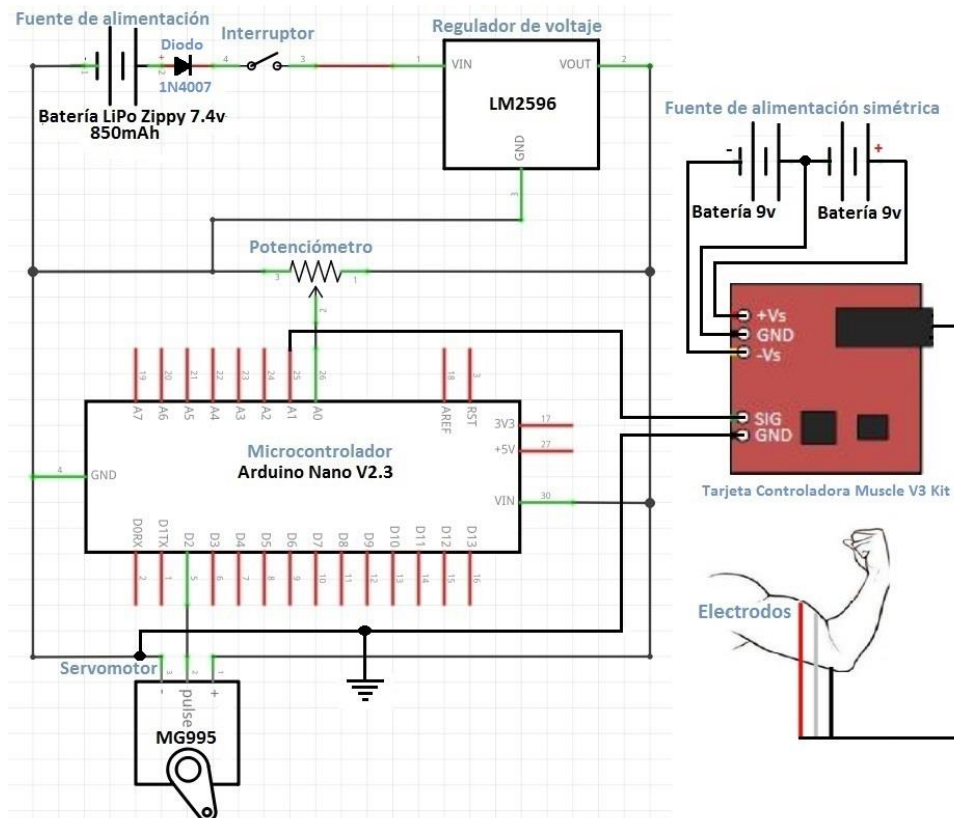
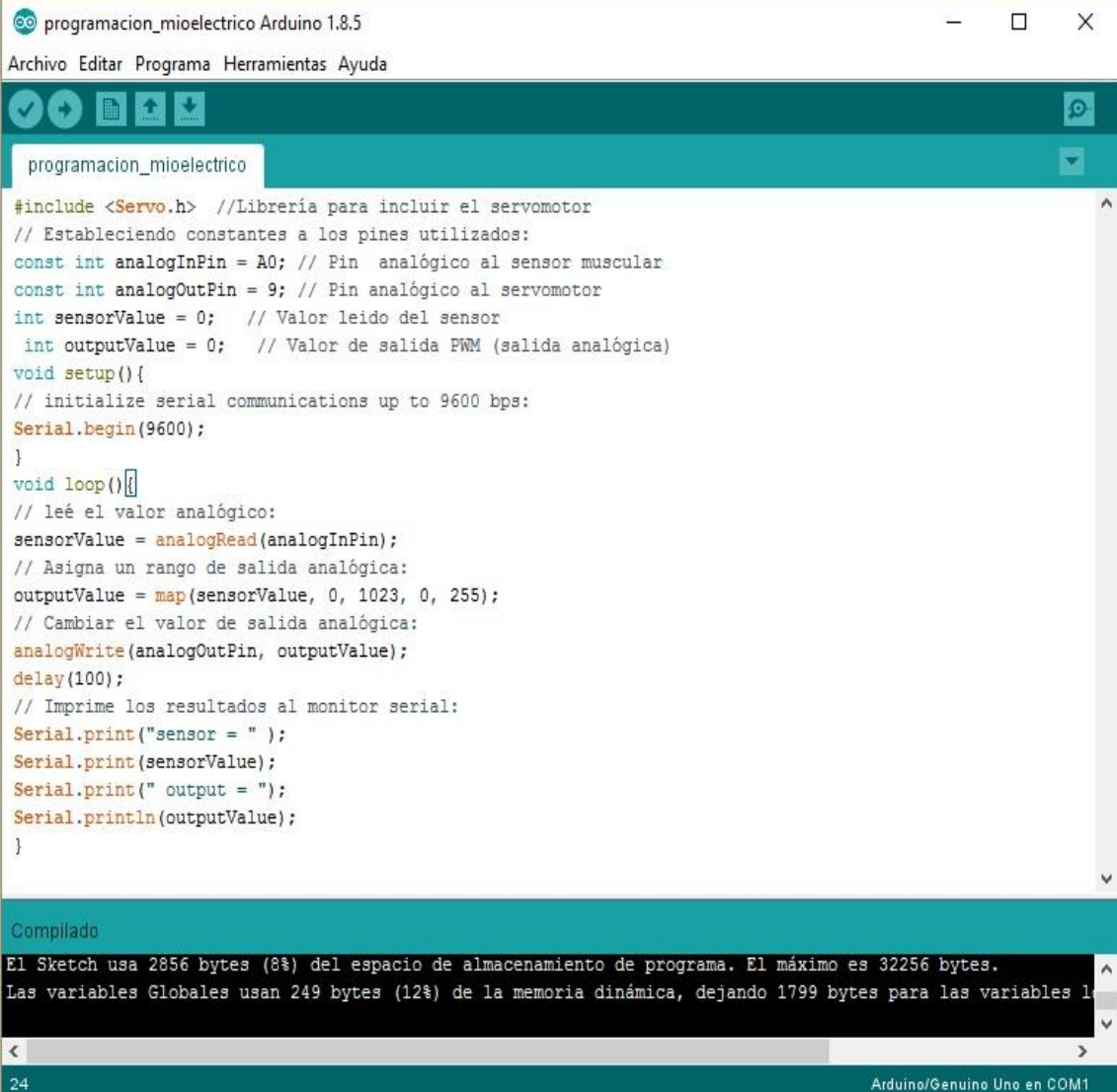


Fig. 3.33 Acoplamiento capacitivo entre el usuario y la red eléctrica.

Diagrama de conexión completa del sistema mecatrónico del brazo mioeléctrico:



Código final de arduino para el control del brazo, explicando cada línea de comandos:



```
programacion_mioelectrico Arduino 1.8.5
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

programacion_mioelectrico

#include <Servo.h> //Librería para incluir el servomotor
// Estableciendo constantes a los pines utilizados:
const int analogInPin = A0; // Pin analógico al sensor muscular
const int analogOutPin = 9; // Pin analógico al servomotor
int sensorValue = 0; // Valor leído del sensor
int outputValue = 0; // Valor de salida PWM (salida analógica)
void setup(){
// initialize serial communications up to 9600 bps:
Serial.begin(9600);
}
void loop(){
// leé el valor analógico:
sensorValue = analogRead(analogInPin);
// Asigna un rango de salida analógica:
outputValue = map(sensorValue, 0, 1023, 0, 255);
// Cambiar el valor de salida analógica:
analogWrite(analogOutPin, outputValue);
delay(100);
// Imprime los resultados al monitor serial:
Serial.print("sensor = ");
Serial.print(sensorValue);
Serial.print(" output = ");
Serial.println(outputValue);
}

Compilado
El Sketch usa 2856 bytes (8%) del espacio de almacenamiento de programa. El máximo es 32256 bytes.
Las variables Globales usan 249 bytes (12%) de la memoria dinámica, dejando 1799 bytes para las variables l

24 Arduino/Genuino Uno en COM1
```

Nota: Para controlar dicha prótesis, se empleó la tarjeta Muscle v3 kit, la cual internamente tiene incluidos amplificadores operacionales con las que compara las contracciones musculares por medio de los electrodos, y estos datos los envía al puerto salida de señal analógica en un rango de 0 a 1023.

La función de operación que permite ejecutar la mano, “sensorValue” lee y compara los pulsos analógicos de 0 a 1023 y los ejecuta a la salida en pwm del servomotor de 0 a 255, mediante la función mostrada:

outputValue = map(sensorValue, 0, 1023, 0, 255);

Pruebas con los sensores EMG:

Se realizó así mismo una prueba del funcionamiento de los sensores electrodos en el antebrazo. El protocolo que se ha seguido para la colocación de los electrodos es la siguiente:

- Limpiar la piel.
- Colocar un electrodo de tierra/referencia en la parte inferior más cercana al codo.
- Colocar los dos sensores de trabajo uno de ellos se situó en la parte media del antebrazo, y el otro a un lado a 4cm de distancia.
- Alimentar el circuito de control EMG con batería simétrica.

Resultados: Aunque el sistema se registró y visualizo mediante el monitor serial del arduino en tiempo real, se mostró que los valores son inestables, al momento de detectar los sensores EMG, se consigue mover el servomotor mediante la actividad muscular, para ello se adecuo programando rangos de detección, de que cuando registre valores analógicos a cero, el servomotor girara 180° y al contrario si registra valores altos, el servomotor girara en sentido contrario con base a esto, podemos manipular la mano mecánica, como se mostraran a continuación en las pruebas físicas.

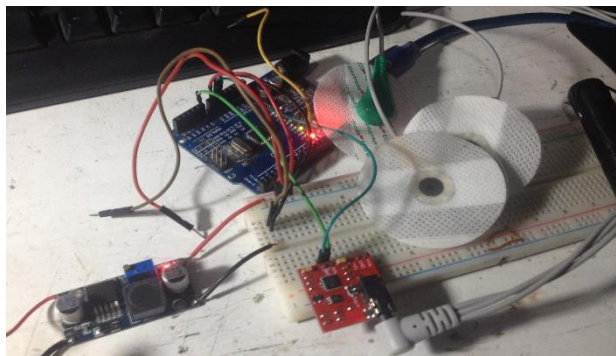


Fig. 3.34 Pruebas del circuito de control del sensor EMG.

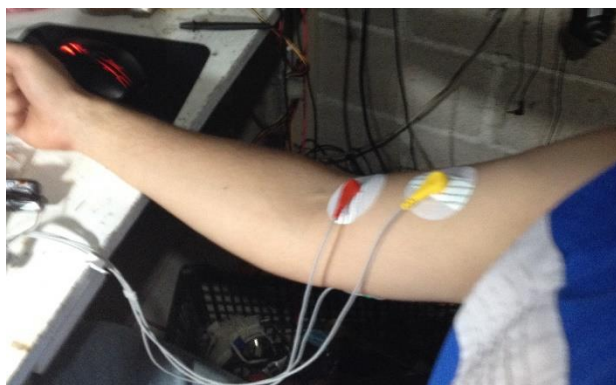


Fig. 3.35 Colocación de los sensores electrodos EMG.

Se realizaron ciertas pruebas mecánicas y ajustes de la prótesis para el agarre, se emplearon varios tipos de objetos para prueba, gracias al caucho de silicona que se le aplicó a la planta de la mano, se pudo tener una cierta adherencia para objetos resbaladizos, como vidrio y objetos lisos, en cuanto al control en abrir y cerrar los dedos de la mano, será vista por el usuario y determinará la presión que ejercerá al objeto para mover o agarrar dicho objeto.



Fig. 3.36 Mano agarrando una herramienta mecánica.



Fig. 3.37 Mano agarrando un vaso de vidrio.

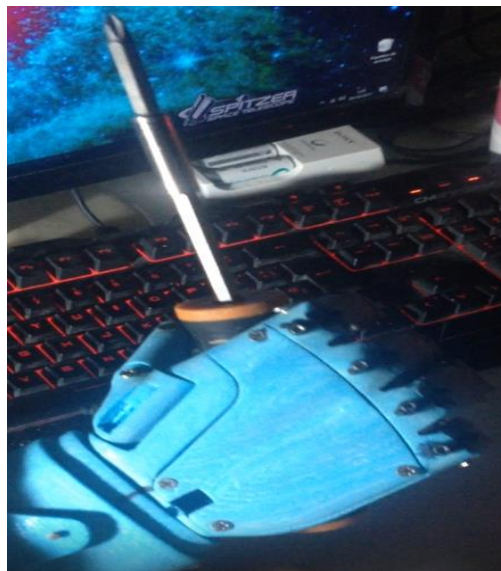


Fig. 3.38 Mano agarrando un desarmador.

Recomendaciones y sugerencias:

Para un buen punto de partida, para futuros emprendimientos relacionados, se requieren en un momento dado, realizar mejoras y añadir nuevas funcionalidades como también calidad en los materiales que puedan ser evaluadas e implementadas, con el objetivo de crear un prototipo de uso comercial o clínico, con la experiencia adquirida y según lo alcanzado, y en aspectos próximos en brindarle la posibilidad al usuario, de que pueda darle cierto ajuste y mantenimiento a la prótesis si es necesario.

3.2.- CONCLUSIÓN

Se cree importante destacar lo amplio del trabajo en cuanto a la diversidad de conceptos a manejar. Se abarcan temas desde adquisición y procesamiento de señales, microcontroladores, así como mecanismos y algoritmos de control, ya que fue algo nuevo para mí, acercarse a conceptos biológicos y médicos relacionados con la electromiografía, que permitieran comprender la naturaleza de la señal muscular, capaz de realizar el control de la mano a desarrollar. El área del diseño fue también referente a la implementación de un prototipo que contemplara características como tamaño real y estética, y que fuese aplicable para un uso real de alguna persona. La familiarización con el proceso del diseño e impresión 3D, y de poder crear los diseños físicamente, fue sin duda una herramienta valiosa para abordar los desafíos propuestos en el proyecto, así como también superar las dificultades mecánicas y electrónicas que surgieron a lo largo de la elaboración del proyecto, ya que obteniendo una señal muscular o controlarlo manualmente con una perilla y visualizar la prótesis se está moviendo y agarrando un objeto por medio de realimentación visual, es algo de lo que algunas personas con este problemas fisiológicos quisieran tener.

3.3.- ANEXOS

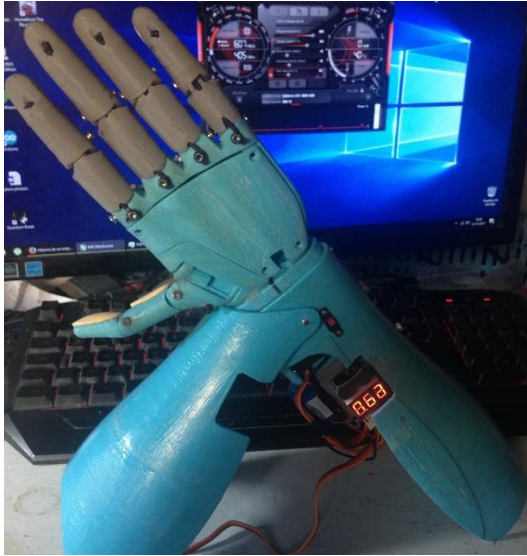


Fig. 3.3.1 *Prótesis mioeléctrica terminada.*



Fig. 3.3.2 *Prótesis mioeléctrica terminada vista parte superior.*



Fig. 3.3.3 *Prótesis mioeléctrica terminada vista parte inferior.*



Fig. 3.3.4 *Prótesis mioeléctrica terminada vista parte de costado.*

3.4.- GLOSARIO DE TÉRMINOS

Electromiografía: Es una técnica para medir la actividad de las corrientes eléctricas de los músculos esqueléticos. Gracias a esta técnica los médicos pueden diagnosticar enfermedades neuromusculares y desórdenes en el control motor. Para practicar una EMG se necesita un electromiógrafo. Los dispositivos más simples constan de dos electrodos: un emisor y un GND, que miden la conductividad de la parte externa del músculo. Sin embargo, se suelen utilizar tres electrodos para eliminar ruido: dos emisores y un GND. Posteriormente, la señal de los electrodos se procesa: primero se amplifica y después le aplica un filtro de paso alto para eliminar interferencias.

Electrodo: Un electrodo selectivo de iones (ISE por sus siglas en inglés), también denominado electrodo para iones específicos (SIE), es un transductor (o sensor) que convierte la actividad de un ión específico disuelto en una solución en un potencial eléctrico, el cual se puede medir con un voltímetro o PH-metro.

Mioeléctrica: Es una técnica que sustituye a los músculos y que funciona con electricidad y que lograr implantar a brazo, un complejo sistema electrónico capaz de responder a los impulsos eléctricos enviados por el cerebro para el movimiento muscular

PWM: La modulación por ancho o de pulso (o en inglés pulse width modulación PWM) es un tipo de señal de voltaje utilizada para enviar información o para modificar la cantidad de energía que se envía a una carga. Este tipo de señales es muy utilizada en circuitos digitales que necesitan emular una señal analógica. Este tipo de señales son de tipo cuadrada o sinusoidales en las cuales se les cambia el ancho relativo respecto al período de la misma, el resultado de este cambio es llamado ciclo de trabajo y sus unidades están representadas en términos de porcentaje. Matemáticamente se tiene que:

$$D = \frac{\tau}{T} * 100\% \quad \text{E.c 1.2}$$

D = ciclo de trabajo

τ = tiempo en que la señal es positiva

T = Período

3.5.- REFERENCIAS

- [1] J. Pedreño Molina, A. Guerrero González, and J. López Coronado, “Estudio de los sensores táctiles artificiales aplicados a la robótica de agarre,” p. 9.
- [2] C. A. Quinays Burgos, “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres,” Tesis de Maestría, Universidad del Cauca, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Popayan, Colombia, 2010.
- [3] E. Garibay Castañeda, R. I. Flores Luna, F. Cuenca Jiménez, and J. M. Dorador González, “Diseño de un sistema amplificador de fuerza para prótesis mecánica,” pp.216–225, Septiembre 2012.
- [4] J. Trujillo Covarrubias and V. E. González López, “Las prótesis mecánicas,” México, p. 7, 2010.
- [5] L. Puglisi and H. Moreno, “Prótesis robóticas,” p. 10.
- [6] A. Alonso Alonso, R. Hornero Sánchez, P. Espino Hurtado, R. De la Rosa Steinz, and L. Liptak, “Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano,” *Mapfre Medicina*, vol. 13, no. 1, pp. 11–19, 2002.
- [7] L. Carvajal, “Diseño de un método para capturar señales mioeléctricas de miembros superiores,” *Florencia-Caquetá*, p. 10.
- [8] K. Norton, “Un breve recorrido por la historia de la protésica,” *inMotion*, vol. 17, no. 7, pp.1–5, Noviembre-Diciembre 2007.
- [9] J. M. Dorador Gonzáles, P. Rios Murillo, I. Flores Luna, and A. Juárez Mendoza, “Robótica y prótesis inteligentes,” *Revista Digital Universitaria UNAM*, vol. 6, no. 1, p. 15, 2004.
- [9] <http://www.g9toengineering.com/MechatronicsStudio/MyoelectricProsthesis.htm>
- [10] <https://github.com/calquezar/InMoovEMGMuscleControl/blob/master/MuscleEMGToArmWithoutInterrupts.ino>
- [11] <http://www.theorycircuit.com/myoware-muscle-sensor-interfacing-arduino/>