

CAPITULO I:

Sobre el Proyecto



FORMULARIO DE PRESENTACION PROYECTOS TALLER III

INGENIERÍA INFORMÁTICA

IDENTIFICACIÓN DEL PROYECTO	
Título del Proyecto	Desarrollo de un prototipo de una prótesis de brazo robótico controlado por sensor muscular myoware
Carrera/Unidad	Ingeniería Informática
Facultad	Facultad de ciencia y tecnología
Institución/Centro Cooperante	
Provincia/Municipio	Tarija/Cercado
Duración del Proyecto	8 meses
Área/línea de investigación priorizada	Robótica/electrónica/ortopedia/industrial
Grupo:	

1.1. Personal Vinculado al Proyecto

1.1.1 Director de Proyecto

Pérez Apellido Paterno	Gonzales Apellido Materno	Bryan Abad Nombre	7216830 C.I.
Estudiante Profesión	Ing. Informática Carrera ó Unidad	Facultad de Ciencias y Tecnología Facultad:	
Telef. Oficina	60271232 Celular	perez119503@gmail.com Correo electrónico	Firma

Tabla 1: Director de proyecto

Fuente: Elaboración propia

1.1.2 Participantes equipo de trabajo (señale categoría: investigador, investigador junior, asesor, etc.)

Categoría	Nombres y Apellidos	Profesión	C.I.	Firma
DIRECTOR	Bryan Abad Perez Gonzales	Estudiante	7216830 tja.	

Tabla 2: Participantes de equipo de trabajo

Fuente: Elaboración propia

1.1.3 Equipo de trabajo de: Empresas/Instituciones/Organizaciones participantes/cooperantes

Nombre:			
Dirección:		Telef. Oficina:	
Nombre y Apellidos	Cargo	C.I.	Firma
Lic. Elizabeth Castro Figueroa	Docente guía		
Ing. Marcelo Céspedes	Asesor		

Tabla 3: Equipo de trabajo de: Empresas/Instituciones/Organizaciones participantes/cooperantes

Fuente: Elaboración propia

1.1.4 Actividades previstas para los integrantes del equipo de investigación.

Responsable *	Actividades
Director Pérez Gonzales Bryan Abad	<ul style="list-style-type: none"> • Organizar requerimientos del equipo de trabajo. • Planificar las actividades del proyecto. • Asignar y gestionar recursos de los distintos componentes y actividades del proyecto. • Mantener el proyecto enfocado en los objetivos. • Realizar el seguimiento del proyecto. • Realizar seguimiento al cumplimiento de los objetivos del proyecto. • Supervisar el desarrollo del proyecto. • Presentación final del proyecto.
Diseñador Pérez Gonzales Bryan Abad	<ul style="list-style-type: none"> • Diseñar las piezas 3D de la prótesis • Coordinar la impresión de las piezas 3D de la prótesis. • Armado de la prótesis. • Técnico.
Investigador Pérez Gonzales Bryan Abad	<ul style="list-style-type: none"> • Realizar la recolección de datos informativos para el proyecto.
Electrónica Pérez Gonzales Bryan Abad	<ul style="list-style-type: none"> • Armar el circuito de la prótesis. • Realizar pruebas del circuito.
Programador Pérez Gonzales Bryan Abad	<ul style="list-style-type: none"> • Programar el controlador de la prótesis.
Asesor	<ul style="list-style-type: none"> • Ing. Marcelo Céspedes

* Se debe detallar las actividades para cada uno de los investigadores que participen en el proyecto.

Tabla 4: Actividades previstas para los integrantes del equipo de investigación.

Fuente: Elaboración propia.

1. 2. Descripción del Proyecto

1.2.1. Resumen Ejecutivo del Proyecto

El siguiente proyecto se enmarca en las áreas de robótica, electrónica, ortopedia e industrial, usando tecnologías nuevas para dicha prótesis. Las tecnologías que se pretenden utilizar son las pequeñas placas de desarrollo arduino que cuenta con un lenguaje de programación propio basado en C++, conjuntamente se añadirá un sensor muscular myoware para el control de servomotores.

El objetivo central es diseñar y construir un prototipo de prótesis robótica de mano que pueda realizar agarres prensiles a partir de órdenes efectuadas desde un sistema de mando. Para conseguir lo anterior es necesario plantear los siguientes objetivos parciales:

- Investigar los diferentes tipos de materiales (aluminio, teflón, plástico), actuadores (micromotores de corriente dc y ac, servomotores), mecanismos de transmisión (poleas, barras, bandas) y sensor muscular que puede constituir la prótesis.
- Realizar el diseño mecánico de una prótesis robótica en un software de diseño asistido por computador SolidWorks 2018, teniendo en cuenta las medidas antropométricas promedio de una mano humana, la funcionalidad y los costos.
- Implementación de un banco de pruebas que permitan validar la mecánica, el software y hardware del diseño del prototipo.
- Construir mecánicamente un primer prototipo de prótesis de brazo.

Los componentes principales será la respectiva documentación del proyecto con las normas que corresponden, se construirá un prototipo de prótesis robótica funcional y se realizará la respectiva guía de uso.

1.2.2. Descripción y Fundamentación del Proyecto (qué y por qué)

El desarrollo de la prótesis está pensado para pacientes con un cierto grado de amputación transradial (debajo del codo), por lo cual dicha prótesis debe tener un diseño ergonómico, para que el paciente pueda utilizar la prótesis para sus actividades diarias sin ningún problema o incomodidad que se pueda presentar en la unión entre el muñón y el soporte de la prótesis.

La prótesis contará con los movimientos básicos que normalmente se usan a diario, que sería el agarre de puño que normalmente se utiliza para agarrar objetos medianos como botella, pelotas, un control, como también otros objetos de similar tamaño, el segundo agarre que se lo programará será el agarre de pinza que consiste en el uso de dos dedos para lograr el agarre de objetos pequeños como dados, monedas, llaves, hojas entre otros objetos de similar tamaño, cada movimientos mencionado estará controlado por temporizadores, que controlaran el tiempo de flexión del músculo que permitirá la acción de los servos.

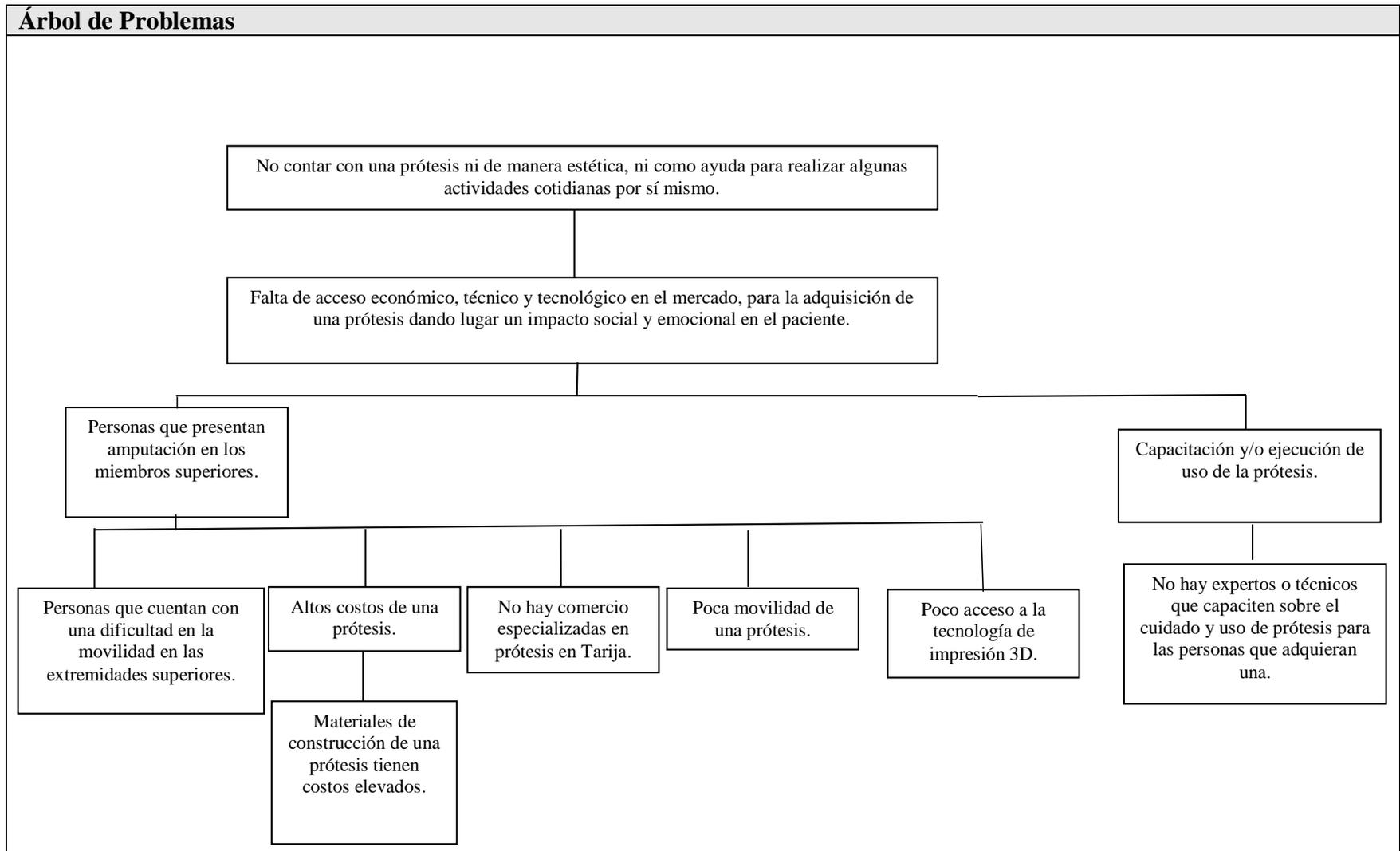
Se usará un sensor muscular myoware EMG SEN-13723 para poder manejar los movimientos de la prótesis, el sensor consiste de un circuito que recolecta las pulsaciones eléctricas de los músculos esto lo realiza mediante tres electrodos (positivo negativo y analógico) que están en contacto directo con la piel, al recolectar los datos de las pulsaciones estas son transmitidas a un controlador que en este caso es una placa programable llamada arduino Nano el cual está encargado de procesar los señales de las pulsaciones eléctricas que recolecte el sensor muscular, las cuales de acuerdo a la programación de la placa accionará el movimiento que corresponde, para los movimientos de los dedos se maneja los servomotores sg90 los cuales al recibir la señal correspondiente cada servomotor tomará la posición que le corresponde de acuerdo a la programación del controlador, los mismos que tensarán unas cuerdas para doblar los dedos como corresponde.

La estructura de la prótesis estará constituida por un material de fácil acceso, económico y reciclable que será el plástico, considerando que para este tipo de material existe la tecnología denominada impresora 3D, la que nos permite modelar las piezas de plástica, de acuerdo a nuestra necesidad.

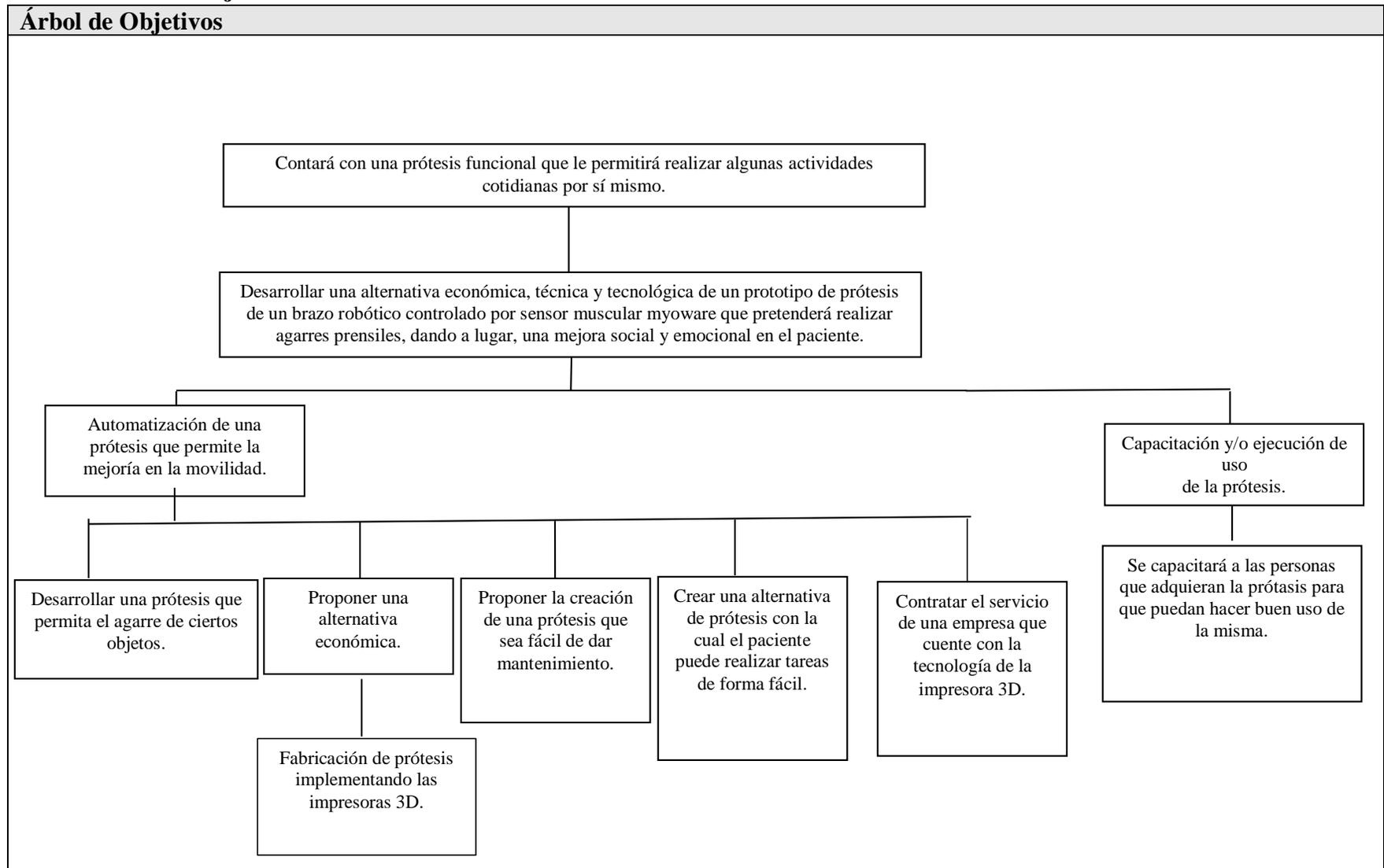
Para poder realizar las impresiones de las piezas primero se las debe diseñar, por la que utilizará el programa Solidworks, ya que este programa maneja una librería especial, la cual nos permite exportar los archivos de diseño 3D y trabajar con una impresora 3D sin tener que utilizar otros programas adicionales.

Al hacer la entrega de la prótesis se le hará una breve capacitación del uso y colocación de la prótesis tanto al paciente como a una persona allegada al mismo, para que ambos puedan dar un mantenimiento a las piezas y el cambio de los electrodos del sensor.

1.2.2.1 Análisis de Causas del Problemas.



1.2.2.2 Análisis de objetivos.



1.2.2.3 Situación planteada Con y Sin Proyecto.

Situación sin proyecto	Situación con proyecto
<ul style="list-style-type: none">• Personas que no cuentan con una buena movilidad en las extremidades superiores.• Altos costos de una prótesis.• Los Materiales de construcción de una prótesis tienen costos elevados.• No hay comercio especializado en prótesis en la ciudad de Tarija.• Poca movilidad de una prótesis.• Poco acceso a la tecnología de impresión 3D.• No hay expertos o técnicos que capacite sobre sus cuidados y uso a las personas que adquieran una prótesis.	<ul style="list-style-type: none">• Desarrollar una prótesis que permita el agarre de ciertos objetos.• Proponer una alternativa económica.• Fabricación de prótesis implementando las impresoras 3D.• Proponer la creación de una prótesis que sea fácil de dar mantenimiento.• Crear una alternativa de prótesis con la cual el paciente puede realizar tareas más fácilmente.• Contratar el servicio de una empresa que cuente con la tecnología de la impresora 3D.• Se capacitará a las personas que adquieran la prótesis para que puedan hacer buen uso de la misma.

1.2.3. Objetivos.

1.2.3.1 Objetivo General.

Desarrollar una alternativa económica, técnica y tecnológica de un prototipo de prótesis de un brazo robótico controlado por sensor muscular myoware que pretenderá realizar agarres prensiles.

1.2.3.2 Objetivos Específicos.

- Automatización de una prótesis de un brazo robótico con elementos tecnológicos.
- Diseño y construcción de una prótesis utilizando una impresora 3D.
- Realizar el respectivo manual sobre el armado y uso correcto de la prótesis.

1.2.4 Marco Lógico del Proyecto.

Resumen Narrativo del Proyecto	Indicadores	Medios de Verificación	Supuestos
<p>Fin</p> <p>Crear una alternativa en el mercado, para la adquisición de una prótesis dando a lugar una mejora social y emocional en el paciente.</p>	<p>El buen funcionamiento de la prótesis, implementando el controlador, los actuadores y el sensor muscular.</p>	<p>Petición de un paciente que no cuenta con una de sus extremidades superiores.</p>	<p>Investigar nuevas tecnologías para mejorar la calidad de vida de una persona sin una extremidad superior.</p>
<p>Objetivo General (Propósito)</p> <p>Desarrollar un prototipo de una prótesis de brazo robótico controlado por sensor muscular myoware con el cual se pueda realizar agarres prensiles.</p>	<p>A la finalización del diseño y armado de la prótesis, junto con la parte electrónica, se logró automatizar dos funciones motoras de la mano.</p>	<p>Certificación por parte del docente de taller indicando la conclusión del proyecto.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • El acceso a una prótesis de materiales económicos para que las personas sin una extremidad superior puedan acceder a ella. • La existencia del software necesario para la automatización de la prótesis.
<p>Objetivos Específicos (Componentes)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Automatización de una prótesis. 	<ul style="list-style-type: none"> • La programación del controlador • La impresión 3D de las piezas de la prótesis. 	<ul style="list-style-type: none"> • Carta del asesor certificando que se armó un prototipo funcional. • Carta del docente de taller, certificando que fueron implementados las funciones de la prótesis. 	<ul style="list-style-type: none"> • Exista la tecnología necesaria para realizar la impresión 3D de las piezas de la prótesis en el departamento de Tarija.

Resumen Narrativo del Proyecto	Indicadores	Medios de Verificación	Supuestos
<ul style="list-style-type: none"> • Capacitación y/o ejecución de uso de la prótesis. 	<ul style="list-style-type: none"> • Capacitación del paciente sobre el uso de la prótesis. 	<ul style="list-style-type: none"> • Lista firmada de asistencia a la capacitación. 	<ul style="list-style-type: none"> • Que el paciente se adapte al uso de la prótesis.
<p>Actividades</p> <ul style="list-style-type: none"> • Programación del controlador. • Diseño de los modelos 3D de la prótesis. • Armado de las prótesis. • Pruebas de funcionamiento. 	<ul style="list-style-type: none"> • Cumplimiento del objetivo del proyecto. 	<ul style="list-style-type: none"> • Una prótesis terminada capaz de realizar los agarres establecidos. 	<ul style="list-style-type: none"> • La prótesis realiza los agarres sin ningún problema.

1.3. Presupuesto.

ITEM	RUBROS	Aporte Universidad	Otro Aporte	TOTAL (Bs.)
	Sub total rubro			
20000	SERVICIOS NO PERSONALES			
	21000. Servicios Básicos	0	1639	1639
	22000. Servicios de transporte	0	120	120
	25000. Servicios Profesionales y Comerciales	0	700	700
	Sub total rubro			2459
30000	MATERIALES Y SUMINISTROS			
	31000. Alimentos y Productos Forestales	0	720	720
	32000. Productos de Papel, Cartón e Impresos	0	60	60
	39000. Productos Varios.		405	405
	Sub total rubro			1185
40000	ACTIVOS REALES			
	43000. Maquinaria y Equipo.	0	600	600
	46000. Descripción de costos de la prótesis.	0	640	640
	Sub total rubro			1240
	TOTAL			4884
	TOTAL + 40% Incentivo			

Tabla 5: Presupuesto.
Fuente: Elaboración propia.

1) GRUPO 20000. SERVICIOS NO PERSONALES.

b) SUB GRUPO 21000. Descripción de los gastos de servicios básicos.

Partida	Tipo de servicio básico *	Costo	Tiempo mes	Costo Total
21100	Comunicación	64	11	64
21200	Energía Eléctrica	150	11	50
21300	Agua	70	11	35
Total				1639

* Se refiere principalmente a los gastos por servicios; como: servicio de correo, servicio de Internet.

Tabla 6: Descripción de los gastos de servicios básicos.

Fuente: Elaboración propia.

c) SUB GRUPO 22000. Descripción de los gastos de viajes y transporte de personal.

Partida	Personal	Lugar	Nº de viajes	Costo unitario*	Costo total
22100	Pasajes		60	2	120
Total					120

* En el caso de pasajes debe indicarse el costo de ida y vuelta (costo unitario), indicando el número de viajes.

Tabla 7: Descripción de los gastos de viajes y transporte de personal.

Fuente: Elaboración propia.

f) SUB GRUPO 25000. Descripción de los gastos en servicios profesionales y comerciales.

Partida	Tipo de servicio profesional y comercial *	Cantidad	Costo total
25100	Impresión 3D	19	700
Total			700

* Se refiere a gastos por servicios profesionales de asesoramiento especializado, se incluyen, estudios, investigaciones, publicidad, imprenta, fotocopias, capacitación de personal y otros ejecutados por terceros.

Tabla 8: Descripción de los gastos en servicios profesionales y comerciales.

Fuente: Elaboración propia.

2) GRUPO 30000. MATERIALES Y SUMINISTROS

g) SUB GRUPO 31000. Descripción de los gastos Alimentos y Productos

Agroforestales

Partida	Tipo de material *	Cantidad	Costo/Unitario	Total
31110	Refrigerios y Gastos Administrativos	1	720	720
Total				720

* Se refiere a la adquisición de materiales y bienes como: alimentos y productos agroforestales, alimentos y bebidas para personas (indicar el total de refrigerios), alimentos para animales, productos pecuarios.

Tabla 9: Descripción de los gastos Alimentos y Productos Agroforestales.

Fuente: Elaboración propia.

h) SUB GRUPO 32000. Descripción del gasto de Productos de Papel, Cartón e Impresos.

Partida	Tipo de material *	Cantidad	Costo/Unitario	Total
32100	Papel de Escritorio	2	60	60
Total				60

* Se refiere a la adquisición de; papel y cartón en sus diversas formas y clases, impresos y publicaciones, periódicos, revistas, libros, fotocopias, etc.

Tabla 10: Descripción del gasto de Productos de Papel, Cartón e Impresos.

Fuente: Elaboración propia.

k) SUB GRUPO 39000. Descripción del gasto en productos varios.

Partida	Productos de cuero y caucho	Cantidad	Costo/Unitario	Total
39100	Material de Limpieza	2	15	30
39500	Útiles de Escritorio y de Oficina	15	20	300
39700	Útiles y Materiales Eléctricos	5	10	50
39800	Otros Repuestos y Accesorios	5	5	25
Total				405

*Se refiere principalmente a los gastos por productos de limpieza, todo lo referente al funcionamiento de la oficina en material de escritorio.

Tabla 11: Descripción del gasto en productos varios.

Fuente: Elaboración propia.

3) GRUPO 40000. ACTIVOS REALES.

l) SUB GRUPO 43000. Descripción del gasto de Maquinaria y Equipo.

Partida	Tipos de productos	Cantidad	Costo/Unitario	Total
43100	Equipo de Oficina y Muebles	2	300	600
Total				600

* Se refiere principalmente a los gastos por muebles y enseres, equipo de oficina, comunicación, equipamiento.

Tabla 12: Descripción del gasto de Maquinaria y Equipo.

Fuente: Elaboración propia.

m) SUB GRUPO 46000. Descripción de costos de la prótesis

Partida	Productos textiles y vestuarios	Cantidad	Costo/Unitario	Total
46100	Sensor SEN-19723	1	350	350
46200	Servo Motor 9g SG90	4	20	80
46300	Placa arduino nano	1	30	30
46400	Programa SolidWorks	1	10	10
46500	Cuerdas	2	5	10
46600	Baterías recargables	4	20	40
46700	Electrodos	24	5	120
Total				640

*Se refiere a los gastos de los componentes que se utilizaron en el desarrollo de la prótesis.

Tabla 13: Descripción de costos de la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

CAPÍTULO II: Marco Teórico del Proyecto.

II.1. Introducción.

Se trata del desarrollo de un prototipo de prótesis controladas por medio de un sensor mioeléctrico myaware, con el cual se podrá imitar algunos movimientos básicos como el agarre de puño y el agarre de pinza, que podrán ayudar al paciente con algunas actividades diarias.

II.2 Marco Teórico.

II.2.1. Electromiografía.

La electromiografía (EMG) es un procedimiento de diagnóstico que se utiliza para evaluar la salud de los músculos y las células nerviosas que los controlan (neuronas motoras). Los resultados de la electromiografía pueden revelar una disfunción nerviosa, una disfunción muscular o problemas con la transmisión de señales de nervios a músculos.

Las neuronas motoras transmiten señales eléctricas que hacen que los músculos se contraigan. En la electromiografía se utilizan dispositivos diminutos denominados electrodos para traducir estas señales en gráficos, sonidos o valores numéricos que después interpreta un especialista.

Durante una electromiografía con aguja, un electrodo de aguja que se introduce directamente en un músculo registra la actividad eléctrica en ese músculo.

En un estudio de conducción nerviosa, otra parte de la electromiografía, se utilizan los electrodos adheridos a la piel (electrodos de superficie) para medir la velocidad y la intensidad de las señales que se desplazan entre dos o más puntos.

II.2.2. Amputación de miembro superior.

Una amputación es una condición adquirida cuyo resultado es la pérdida de una extremidad y cuya causa suele ser una lesión, una enfermedad o una operación quirúrgica. Por lo regular la pérdida de un miembro, causa gran trauma psicológico al enfermo; éste puede temer que la amputación disminuya la aceptación por parte de otras personas; la pérdida de una parte del cuerpo altera la imagen que el paciente tiene de su cuerpo y puede disminuir su autoestima. El paciente se enfrentará a la posibilidad de pérdida de la locomoción; invalidez permanente; cambios en sus costumbres y quizás pérdida del trabajo. Toda respuesta a la amputación es altamente individual, pero, es afectada por factores como la edad; el pronóstico relativo al estado subyacente; el estado emocional y nivel de desarrollo del paciente. Dependiendo del nivel de amputación, se puede distinguir los siguientes tipos (figura 1):

- Desarticulación del hombro.
- Amputación transhumeral (por encima del codo).
- Desarticulación del codo.
- Amputación transradial (por debajo del codo).
- Desarticulación de la muñeca.
- Amputación parcial de mano.

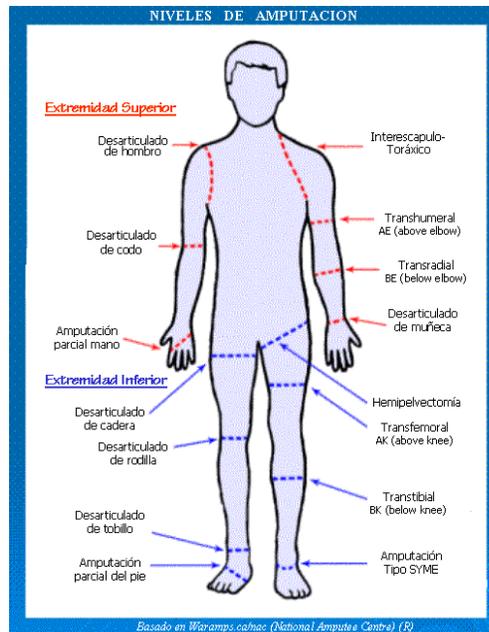


Figura 1. Niveles de Amputación.

Fuente: https://www.efisioterapia.net/articulos/programa-ejercicios-el-manejo-pacientes-amputados-trastabilles-pre-proteticos-y-manejo-dol_

El presente proyecto se pretende diseñar una prótesis para paciente con una amputación transradial (por debajo del codo), amputación que se realizará por medio del hueso del radio (en medio del antebrazo). En este nivel de amputación el amputado conserva su articulación de codo.

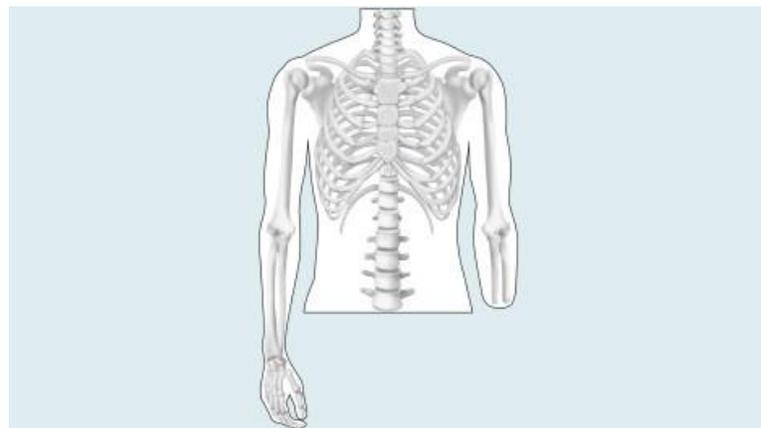


Figura 2. Amputación Transradial.

Fuente: https://www.ortopediasilvio.com/nl/blog/protesis/nivel-de-amputacion_

II.2.3. Prótesis ortopédica.

Una prótesis ortopédica es un remplazo artificial creado para sustituir completa o parcialmente alguna extremidad amputada. Al igual que la tecnología médica en general, el desarrollo tecnológico de las prótesis ortopédicas no han parado de busca imitar lo más posible los miembros naturales del cuerpo. Si bien, ciertos factores como el tacto no han logrado ser reproducidos por las prótesis ortopédicas, estas desempeñan un gran número de funciones indispensables tales como: Retornar gran parte de la movilidad al amputado, capacidad de realizar actividades cotidianas sin ayuda de terceros.

II.2.3.1 Prótesis estéticas.

Son denominadas también prótesis pasivas, dado que solo cubren el aspecto estético, de donde toman su nombre. Para las fabricarlas se emplean de manera recurrente tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales se caracterizan por ser más livianos y requieren menos mantenimiento porque tienen menos piezas móviles que otras opciones protésicas. En la figura 3 se muestran algunas prótesis cosméticas.



Figura 3. Prótesis estéticas.

Fuente: <http://protesis-38.blogspot.com/p/clases-de-protesis.html>.

II.2.3.2 Prótesis funcionales.

Las prótesis o implantes funcionales, proveen cierta movilidad intentando suplir las funciones del miembro natural amputado. En cuanto a las prótesis funcionales, éstas se pueden clasificar en mecánicas o mioeléctrica, siendo estas últimas las que ofrecen una mejor solución en cuanto al número y fuerza de los agarres, aunque tiene un mayor peso y precio.

II.2.3.2.1 Prótesis mecánicas.

Las manos mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo, se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños. El tamaño de la prótesis y el número de ligas que se requiera dependiendo de la fuerza y el material para su fabricación varían de acuerdo a las necesidades de cada persona. La prótesis que se muestra en la figura 4, es una prótesis mecánica con cable y un gancho doble que funciona de manera relativamente simple. El cable va de la prótesis hacia el muñón y pasa por detrás de la espalda hasta un arnés situado en el otro hombro. Cuando mueve los hombros hacia adelante, se amplía la distancia entre los omóplatos y el cable se estira varios centímetros, abriendo el gancho contra los resortes o bandas elásticas. Cuando relaja los hombros, el cable se afloja y los resortes o bandas elásticas cierran el dispositivo.

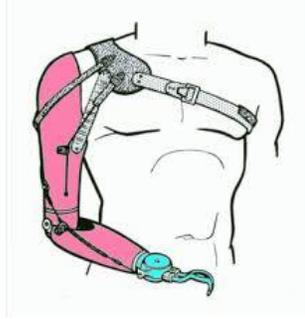


Figura 4. Prótesis mecánica y con control corporal.

Fuente: <https://grandesinventoshumanidad.blogspot.com/2017/04/las-protesis.html>.

II.2.3.2.2 Prótesis eléctricas.

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Se controlan de varias formas, ya sea con un servocontrol, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan éstas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket, que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Su adquisición y reparación son costosas, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis. En la figura 5 se muestra una prótesis eléctrica de la compañía Otto Bock.



Figura 5. Mano eléctrica MyoHand de la empresa Otto Bock.

Fuente: <https://www.monografias.com/trabajos109/protesis-inteligentes-y-mecanismos-manos/protesis-inteligentes-y-mecanismos-manos.shtml>.

II.2.3.2.3 Prótesis neumáticas.

Son prótesis accionadas por aire comprimido que utilizan actuadores por músculos neumáticos, proporcionan una gran cantidad de energía, aunque también presentan como inconveniente la complicación de sus aparatos accesorios. En la figura 6 se muestra la mano neumática Shadow. Un músculo neumático estaba compuesto de un tubo interior de caucho cubierto por una capa de fibras trenzadas de forma helicoidal. Este se cerraba por los dos extremos, uno de ellos era la entrada de aire y el otro el punto de la conexión. El principio de funcionamiento era el siguiente: cuando en el tubo interior entraba aire y aumentaba la presión, el músculo se hinchaba y se contraía.



Figura 6. Prótesis neumática shadow.

Fuente: <https://www.monografias.com/trabajos109/protesis-inteligentes-y-mecanismos-manos/protesis-inteligentes-y-mecanismos-manos.shtml>.

II.2.3.2.4 Prótesis mioeléctrica.

Se trata de prótesis electrónicas controladas por medio de un poder externo bioeléctrico. Hoy en día son el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación, ya que sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación. El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo. Esta señal es muy pequeña (5 a 20 μV) y se capta con electrodos superficiales que entran en contacto con la superficie de la piel. Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren un movimiento general, además de que elimina el arnés de suspensión. Tienen como desventaja que usan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga y descarga, y hay que desecharla y reemplazarla eventualmente. Pueden ser como se muestra en la figura 7.



Figura 7. Prótesis mioeléctrica.

Fuente: <http://fisioterapia.blogspot.com/2013/02/las-protesis-mioelectricas.html>.

II.2.3.3 Prótesis híbridas.

Una prótesis híbrida combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transmurales (arriba del codo) Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal controlado en forma mioeléctrica (gancho o mano). En la figura 8 se muestra una prótesis híbrida.



Figura 8. Prótesis híbrida.

Fuente: <https://www.monografias.com/trabajos109/protesis-inteligentes-y-mecanismos-manos/protesis-inteligentes-y-mecanismos-manos.shtml>.

II.2.4. Componentes del hardware para el proyecto.

La prótesis que se pretende diseñar es una prótesis funcional mioeléctrica para pacientes con amputación transradial (por debajo del codo). Para poder realizar esta prótesis se consideró la funcionalidad y utilidad que tendrá para el paciente que ocupará dicha prótesis para su diario vivir y de cómo funciona una prótesis mioeléctrica y que

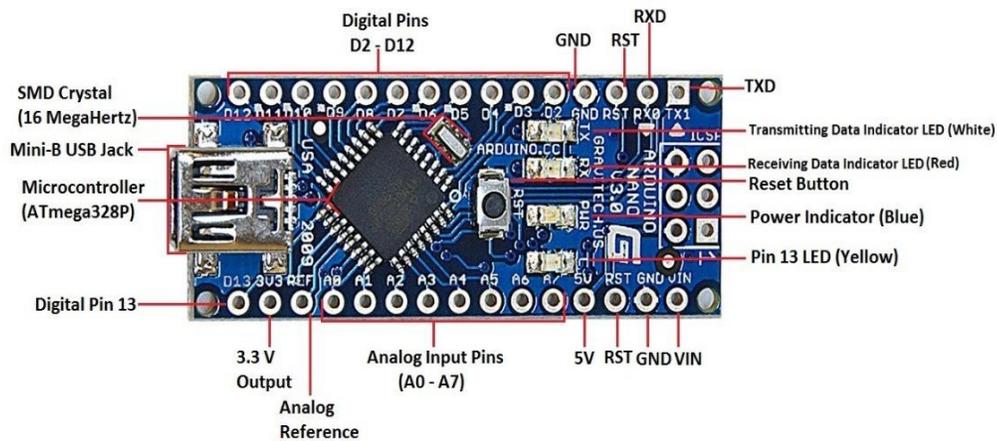
componentes eléctricos se pueden utilizar para el desarrollo y construcción de la prótesis, por lo tanto, se identificó los siguientes componentes electrónicos son:

- Placa Arduino Nano R3.
- Servomotor sg 90.
- Sensor Muscular SEN-13723.
- Modelo Plástico de la prótesis.
- Cordones.
- Batería portable.

II.2.4.1 Placa Arduino Nano.

Arduino Nano es una placa de desarrollo de tamaño compacto, completa y compatible con protoboards, basada en el microcontrolador ATmega328P. Tiene 14 pines de entrada/salida digital (de los cuales 6 pueden ser usando con PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de 16Mhz, conexión Mini-USB, terminales para conexión ICSP y un botón de reseteo.

Por lo que la mejor opción a utilizar es la placa Arduino Nano, por su fácil programación, tamaño reducido y fácil de incorporarle diversos componentes como sensores y/o actuadores para diversos proyectos en la rama de la robótica como en este caso ser la placa de desarrollo de una prótesis mioeléctrica.



Arduino Nano V3.0 Pinout

Figura 9. Componentes de un arduino Nano.

Fuente: <https://archiwum.allegro.pl/oferta/arduino-nano-v3-0-16mhz-atmega328p-ch340-i7540308688.html>.

II.2.4.2 Servomotor sg 90

El servomotor SG90 es un servomotor miniatura de gran calidad y diminutas dimensiones, además es bastante económico. Funciona con la mayoría de tarjetas electrónicas de control con microcontroladores. Son un tipo especial de motor de c.c. que se caracterizan por su capacidad para posicionarse de forma inmediata en cualquier posición dentro de su intervalo de operación. Para ello, el servomotor espera un tren de pulsos que se corresponde con el movimiento a realizar. Están generalmente formados por un amplificador, un motor, un sistema reductor formado por ruedas dentadas y un circuito de realimentación, todo en una misma caja de pequeñas dimensiones. El resultado es un servo de posición con un margen de operación de 180° aproximadamente.

Por sus características mencionadas y su facilidad de ser utilizada con cualquier placa con micro controlador y su tamaño reducido se lo considera la mejor opción para poder implementarlo como uno de los componentes necesarios para la prótesis mioeléctrica, los cuales tendrán la función de accionar las articulaciones de los dedos en la prótesis.



Figura 10. Servomotor sg90.

Fuente: <https://www.cdmxelectronica.com/producto/servomotor-sg90-rc-9g>.

II.2.4.3 Sensor Muscular SEN-13723.

Este es el sensor muscular SEN-13723, un sensor electromiográfico todo en uno (EMG) alimentado por Arduino de Advancer Technologies. El tablero de SEN-13723 actúa midiendo la actividad eléctrica filtrada y rectificadora de un músculo; emitiendo 0-Vs Volts dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado.

El sensor SEN-13723 es la última revisión del Muscle Sensor, ahora con un nuevo diseño portátil que le permite colocar almohadillas de sensores biomédicos directamente en el tablero para deshacerse de los cables. Esta nueva placa también incluye una serie de otras características nuevas, que incluyen voltaje de suministro único de + 3.1V a + 5V, salida RAW EMG, clavijas de alimentación con protección contra polaridad, indicadores LED y (finalmente) un interruptor de encendido / apagado.

El sensor SEN-13723 es el indicado para el desarrollo de la prótesis mioeléctrica, por el hecho de que este sensor trabaja con las frecuencias eléctricas generadas por los músculos cuando estos son flexionados, de tal manera, al estar conectados a un controlador se puede dar funcionamiento a los ya mencionados servomotores.

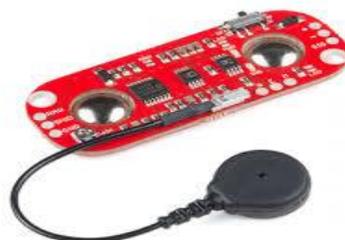


Figura 11. Sensor muscular SEN-13723.

Fuente: <https://tienda.sawers.com.bo/Sensor-muscular-SEN-13723>.

II.2.4.4 Modelo plástico de la prótesis.

El desarrollo de la impresión 3D está revolucionando al mundo. Esta económica tecnología evoluciona día a día a grandes saltos y ya pueden realizarse impresiones en materiales tan variados como distintos tipos de metales, plásticos, maderas, arcillas, etc. Sus profundos efectos de cambio ya se están sintiendo a través de hermosos proyectos que se puede desarrollar implementando estas tecnologías.

El material que se decidió para este proyecto de prótesis mioeléctrica fue el plástico PLA ya que es un material ligero y fácil de modelar de acuerdo a nuestras necesidades con una impresora 3D, aparte de que también es un material reciclable.

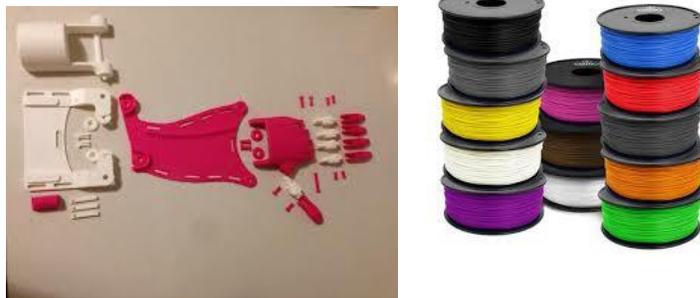


Figura 12. Prótesis de plástico desarmado y rollos de plástico para impresora 3D.

Fuente: <https://es.dhgate.com/product/3d-printer-filament-1-75mm-1kg-plastic/435520642.html>.

II.2.4.5 Cordones.

Los cordones serán utilizados para dar movimiento a los dedos de la prótesis, los mismos serán accionados por los servomotores, los cuales al tomar una posición dentro de un rango

de 180 grados jalará el cordón designado para poder dar el movimiento correspondiente a los dedos de la prótesis, el material de los cordones a utilizarán serán los comunes que se pueden encontrar en el mercado cuyo material es de nailon trenzado.



Figura 13. Posición de los cordones

Fuente: <https://dinsl.es/blog/las-previsiones-de-la-transformacion-digital-para-2018/attachment/impresoras-3d-argentina-bioimpresion-protesis-organos-reemplazar-cuerpo-humano-mano/>

II.2.4.6 Batería recargable.

Las baterías recargables usan reacciones electroquímicas que son eléctricamente reversibles, es decir, cuando la reacción transcurre en un sentido, se agotan los materiales de la pila mientras se genera una corriente eléctrica. Para que la reacción transcurra en sentido inverso, es necesaria una corriente eléctrica para regenerar los materiales consumidos.

Las baterías recargables vienen en diferentes tamaños y emplean diferentes combinaciones de productos químicos. Las celdas secundarias ("batería recargable") utilizadas con más frecuencia son las de plomo-ácido, la de níquel-cadmio (NiCd), la de níquel-metal hidruro (NiMH), la de iones de litio (Li-ion), y la de polímero de iones de litio (polímero de Li-ion).

Las baterías recargables ofrecen beneficios económicos y ambientales en comparación con las pilas desechables.



Figura 14. Batería recargable Cafini CN-18650DC
Fuente: <http://elec-cafini.com/es/productshow.asp?id=1011>

II.2.5. Componentes de software para el proyecto.

Para que el proyecto de la prótesis mioeléctrica este completo no solo es necesario el hardware si no también depende de software para poder dar un funcionamiento a este proyecto por lo que ahora que llegarían a ser:

- IDE de Arduino.
- Solidworks 2018.

II.2.5.1 IDE de Arduino.

El entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino es una aplicación multiplataforma (para Windows, macOS, Linux) que está escrita en el lenguaje de programación Java . Se utiliza para escribir y cargar programas en tableros compatibles con Arduino.

El IDE de Arduino suministra una biblioteca de software, que proporciona muchos procedimientos comunes de entrada y salida. El código escrito por el usuario solo requiere dos funciones básicas, para iniciar el boceto y el ciclo principal del programa, el IDE de

Arduino emplea el programa avrdude para convertir el código ejecutable en un archivo de texto en codificación hexadecimal que se carga en la placa Arduino mediante un programa de carga en el firmware de la placa.

La principal librería que se utilizara es la librería servo.h, esta librería soporta hasta 12 motores en la mayoría de las placas Arduino y 48 en el Arduino Mega. En las placas que no sean las Mega, el uso de la biblioteca desactiva analogWrite) funcionalidad (PWM Pulse-Width Modulation en español sería Modulación por Ancho de Pulso) en los pines 9 y 10, exista o no un servo en los pines. En los Mega, hasta 12 servos pueden ser utilizados sin interferir con la funcionalidad PWM; el uso de 12 a 23 motores desactivará PWM en los pines 11 y 12.

Se están definiendo variables denominados también como temporizadores o timers, los cuales son variables que almacenan los tiempos que funcionarán con interruptores lógicos para poder controlar la activación de los servomotores de acuerdo a lo que se necesite.

Para definir estas variables se utilizará el tipo “unsigned” ya que esta variable almacenará los tiempos de activación en solo números positivos.

II.2.5.2 Solidworks 2018.

SOLIDWORKS es un software de diseño CAD 3D (diseño asistido por computadora) para modelar piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D. El software que ofrece un abanico de soluciones para cubrir los aspectos implicados en el proceso de desarrollo del producto. Sus productos ofrecen la posibilidad de crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del proceso de diseño.

Al ser uno de los programas más completos, es usado en diversas ramas de la ingeniería, en esta ocasión se lo utilizará para el diseño de las diferentes piezas necesarias en la construcción de la prótesis.

Para el diseño de las piezas se contrató una empresa especializada en el trabajo de diseño e impresión 3D, para poder realizar un trabajo óptimo en el diseño de las piezas y no presenten ningún error en las mismas.

II.2.6. Metodología Ciclo de Vida Clásico.

Exige un enfoque sistemático y secuencial a través de una serie de fases, que comienza en el nivel de Análisis del sistema hasta terminar con el Mantenimiento de la aplicación. Cada fase genera entradas y documentación, por lo tanto, es una de las metodologías que se puede adaptar casi cualquier tipo de proyecto con facilidad para este caso que se lo utilizará en un proyecto de robótica.

- **Análisis del Sistema.**

Los objetivos del Análisis del Sistema son:

- Identificar las necesidades del cliente.
- Captar y definir el sistema informacional del organismo como un conjunto de partes con un fin común y una serie de interrelaciones múltiples.
- Dividir el sistema en subsistemas informacionales independientes, pero sin perder de vista sus relaciones con otros subsistemas.
- Escoger el subsistema a automatizar y evaluar la viabilidad técnica y económica de dicho proceso.

- Establecer restricciones de coste y plazo.
- Asignación de funciones y rendimientos esperados al hardware, software, personal y base de datos resultante tras el proceso de desarrollo.
- Análisis Conceptual.

En esta etapa se debe captar y comprender el ámbito de la información del software, así como la función, el rendimiento y las interfaces requeridas. El análisis consistirá en diseñar las abstracciones operacionales (Modelo Conceptual de Tratamientos) y de datos (Modelo Conceptual de Datos) correspondientes al subsistema que se pretende informatizar.

En esta fase se aplican metodologías apoyadas fundamentalmente en soportes gráficos (Diagrama de flujo de datos, modelo entidad/relación, diccionario de datos, etc.), proporcionándonos una serie de documentación que deberá ser revisada con el cliente de la aplicación.

- **Diseño Lógico.**

Es un proceso que se centra sobre cuatro características distintas de la aplicación software:

1. Estructura de los datos. (Modelo lógico de datos).
2. Arquitectura del software. (Diagramas de estructura).
3. Detalle procedural. (Estructura interna de los programas).
4. Diseño lógico de la interfaz hombre-máquina.

- **Codificación.**

La codificación consiste en la traducción de las especificaciones del Diseño Lógico a un lenguaje de programación determinado de forma que el resultado obtenido sea ejecutable por la máquina.

El Diseño físico puede dividirse en:

- Diseño físico de datos.
- Diseño físico de tratamientos o codificación propiamente dicha.
- Diseño físico de la interfaz hombre-máquina.

En todos los casos se trata de elegir herramientas informáticas ofrecidas por el mercado (lenguajes, entornos de desarrollo visual, SGBD, etc.) y adaptar los requerimientos lógicos a lo que estas herramientas nos proporcionan.

- **Pruebas.**

Consiste en verificar el funcionamiento requerido del software. El objetivo es comprobar que no se hayan producido errores en alguna de las fases de traducción anteriores, especialmente en la codificación. Para ello deben probarse todas las sentencias, no sólo los casos normales y todos los módulos que forman parte del sistema.

Según los resultados obtenidos, se pueden modificar los programas e incluso el Análisis y Diseño.

- **Mantenimiento.**

El software sufrirá cambios a lo largo de su vida útil. Estos cambios pueden ser debidos a tres causas:

- Que, durante la utilización, el cliente detecte errores en el software: los errores latentes.
- Que se produzcan cambios en alguno de los componentes del sistema informático: por ejemplo, cambios en la máquina, en el sistema operativo o en los periféricos.
- Que el cliente requiera modificaciones funcionales (normalmente ampliaciones) no contempladas en el proyecto.

En cualquier caso, el mantenimiento supone volver atrás en el ciclo de vida, a las etapas de codificación, diseño o análisis dependiendo de la magnitud del cambio.

El modelo CVC (Ciclo de vida Clásico), a pesar de ser lineal, contiene flujos que permiten la vuelta atrás. Así, desde el mantenimiento se vuelve al análisis, el diseño o la codificación, y también desde cualquier fase se puede volver a la anterior si se detectan fallos. Estas vueltas atrás no son controladas, ni quedan explícitas en el modelo, y este es uno de los problemas que presenta este paradigma.

II.3 Aplicación de la metodología.

II.3.1 Análisis de sistemas.

De acuerdo a la información recaudada en las entrevistas (**vea anexo A**) realizadas a las distintas personas con esta condición, se decidió trabajar con un modelo específico de prótesis que sería para las personas con un grado de amputación que es por debajo del codo, ya que entre las personas entrevistadas es la amputación más común.

La prótesis será lo suficientemente accesible para las personas reduciendo los costos realizando el diseño de las piezas en 3D para posteriormente ser impresas con material plástico PLA, haciendo el uso de una impresora 3D.

El prototipo realizado en este proyecto pretende demostrar que el diseño 3D de la prótesis puede cumplir con sus funciones ayudando así las personas que tienen esta condición como se especifica en los requerimientos (**vea anexo B**).

Para lo que sería el mantenimiento al ser una prótesis 3D de manufactura propia, se pueden facilitar, lo que serían las piezas de repuestos en caso de que alguna llegara a desgastarse o se llegara a dañar durante su uso.

Para los costos se tiene los precios de cada uno de los componentes que se van a utilizar en este proyecto.

En la siguiente tabla se mostrarán los precios de todos los componentes de hardware utilizados en el proyecto:

Costo detallado del diseño e impresión de la prótesis

Nro.	Actividades	Precio unitario (bs)	Precio total (bs)
------	-------------	----------------------	-------------------

1	Sensor SEN-13723	350.00	350.00
2	Servomotor 9g SG90	20.00	40.00
3	Placa Arduino Nano	55.00	55.00
4	Programa SolidWorks	10.00	10.00
5	Impresora 3D (servicio)	700	7000.00
6	Cuerdas	5.00	10.00
7	Batería recargable de li-po	20.00	40.00
9	Electrodos	5.00	120.00
	Total		1325.00

Tabla 14: Costo detallado e impresión de la prótesis.
Fuente: Elaboración propia.

El precio del proyecto es relativamente bajo considerando que los precios que se manejan en el exterior de prótesis mioeléctrica, ronda en los 3000 \$ (tres mil dólares) y 2000\$ (dos mil dólares) considerando sus funciones y el tipo de material que emplea en ellos.

Para el desarrollo de una prótesis sea del tipo que sea, no están establecidos estándares de fabricación, ya que cada prótesis es diseñada de manera individual para cada paciente dependiendo de su nivel de amputación que presenta, su fisionomía y el uso que le quiere dar a la prótesis.

II.3.2 Diseño Lógico.

II.3.2.1 Introducción.

Los diagramas son la descripción de la interacción de los componentes físicos y lógicos de manera general e independiente, para poder lograr el funcionamiento de la prótesis según lo requerido.

11.3.2.2. Diagramas de capas.

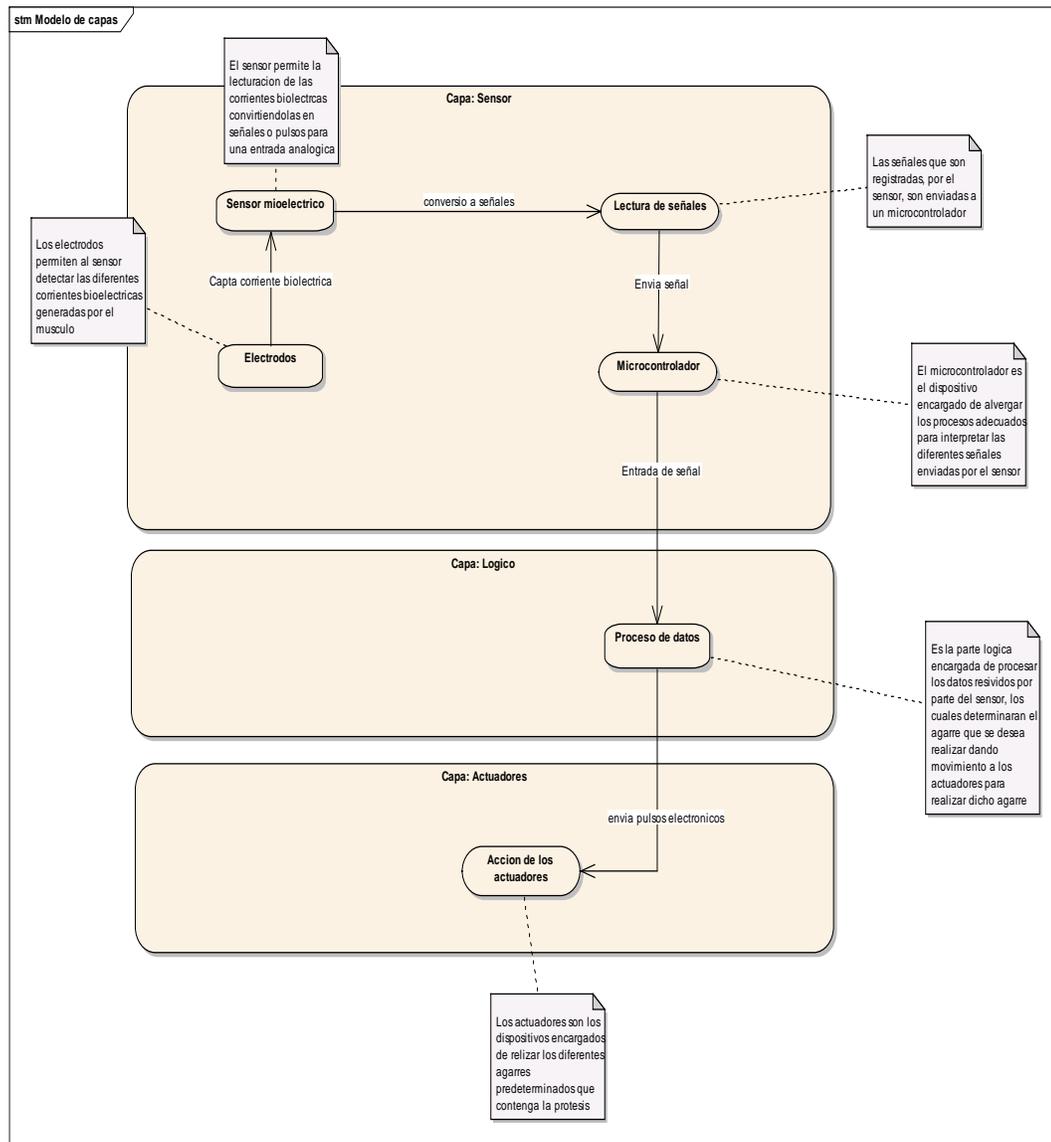


Figura 15: Diagramas de capas.
Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.3. Diagramas de actividades.

II.3.2.3.1. Diagrama de electrodos.

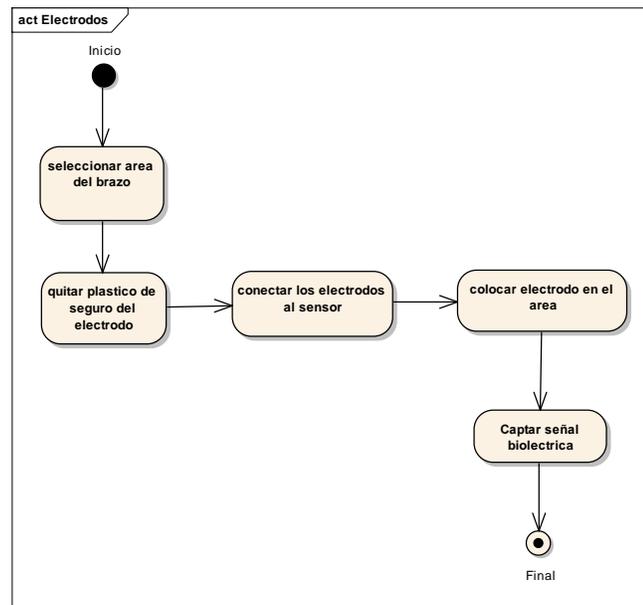


Figura 16. Diagramas de electrodos.

Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.3.2. Diagrama sensor.

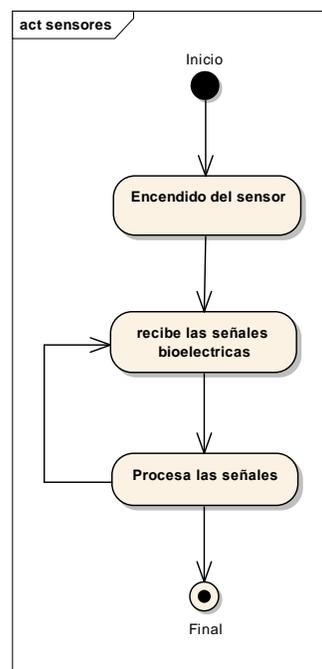


Figura 17. Diagramas de capas.

Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.3.3. Diagrama lectura de datos.

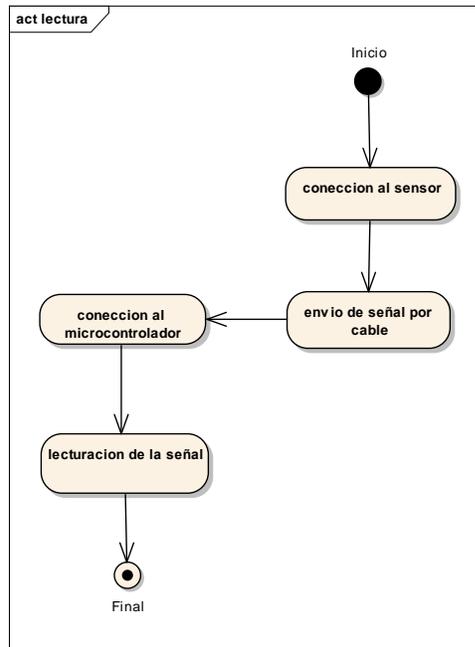


Figura 18: Diagrama lectura de datos.

Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.3.4. Diagrama Microcontrolador.

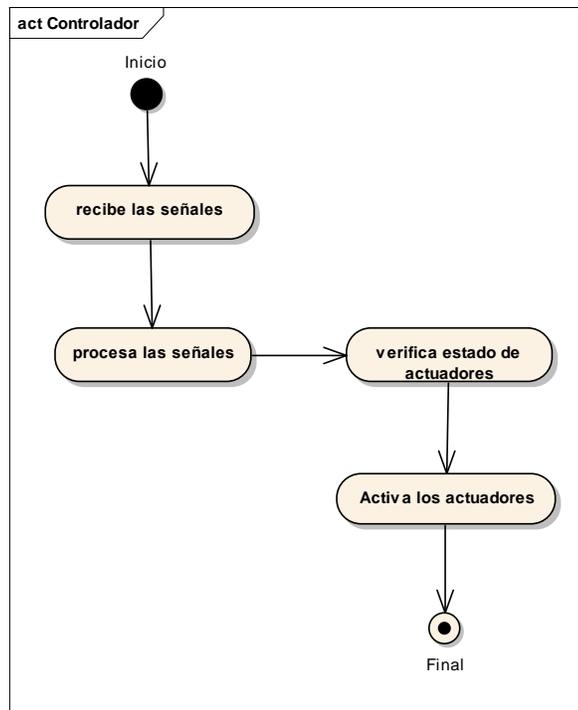


Figura 19: Diagrama microcontrolador.

Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.3.5. Diagrama de procesos.

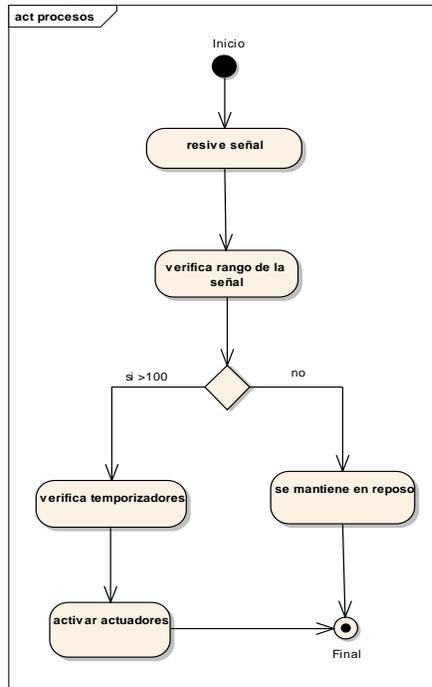


Figura 20: Diagrama de procesos.

Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.3.6. Diagrama de actuadores.

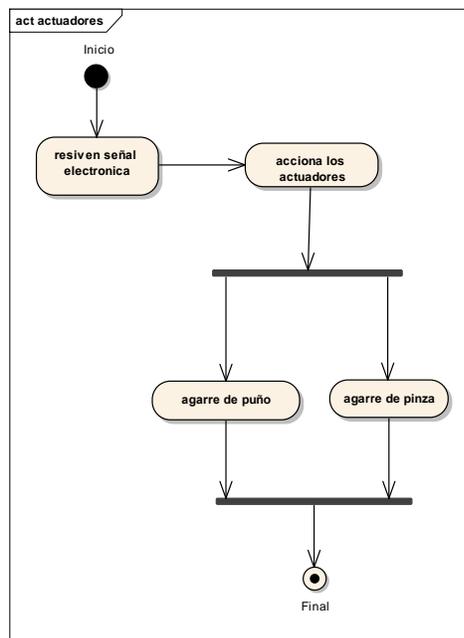


Figura 21: Diagrama de actuadores.

Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.4. Diagramas de agarres.

II.3.2.1. Agarre de pinza.

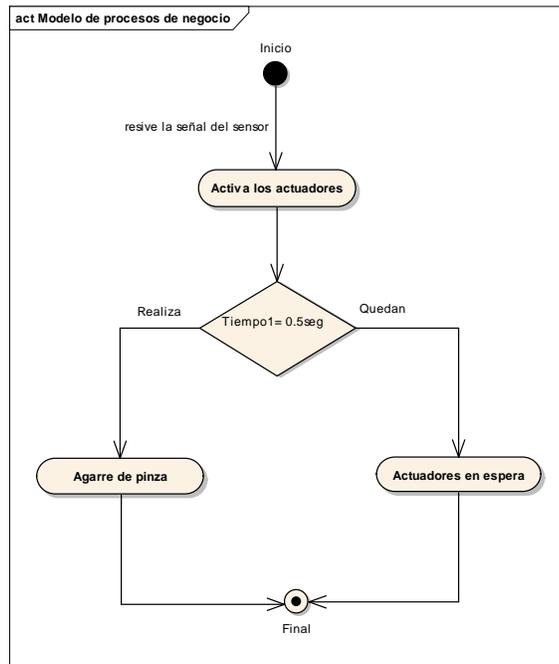


Figura 22: Agarre de pinza.

Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.2.

Agarre de puño.

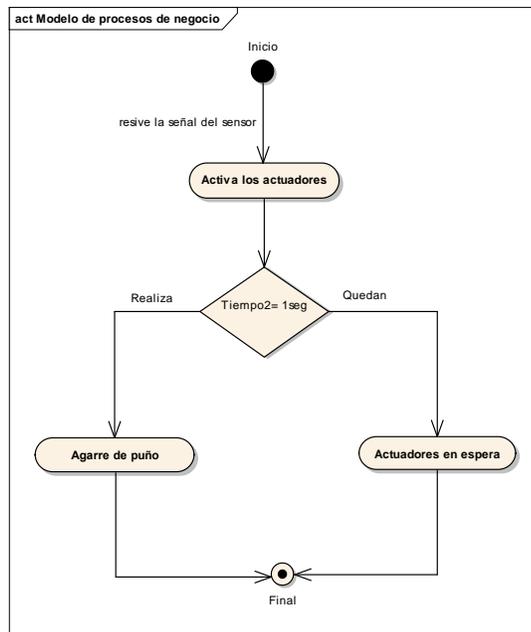


Figura 23: Agarre de puño.

Fuente: elaboración propia.

II.3.2.5. Diagrama de actividades del sistema.

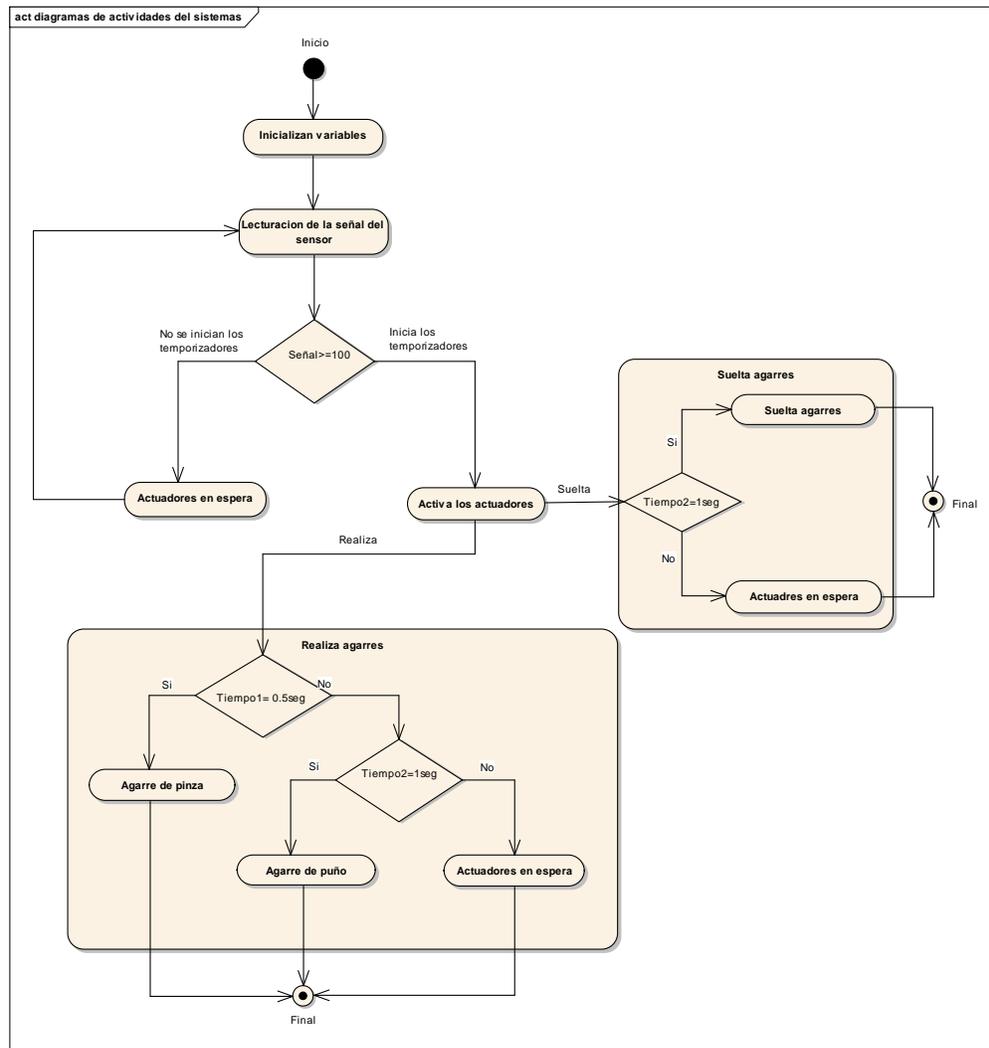


Figura 24: Diagrama de procesos del sistema.

Fuente: Elaboración Propia.

II.3.2.6. Diagrama de conexiones.

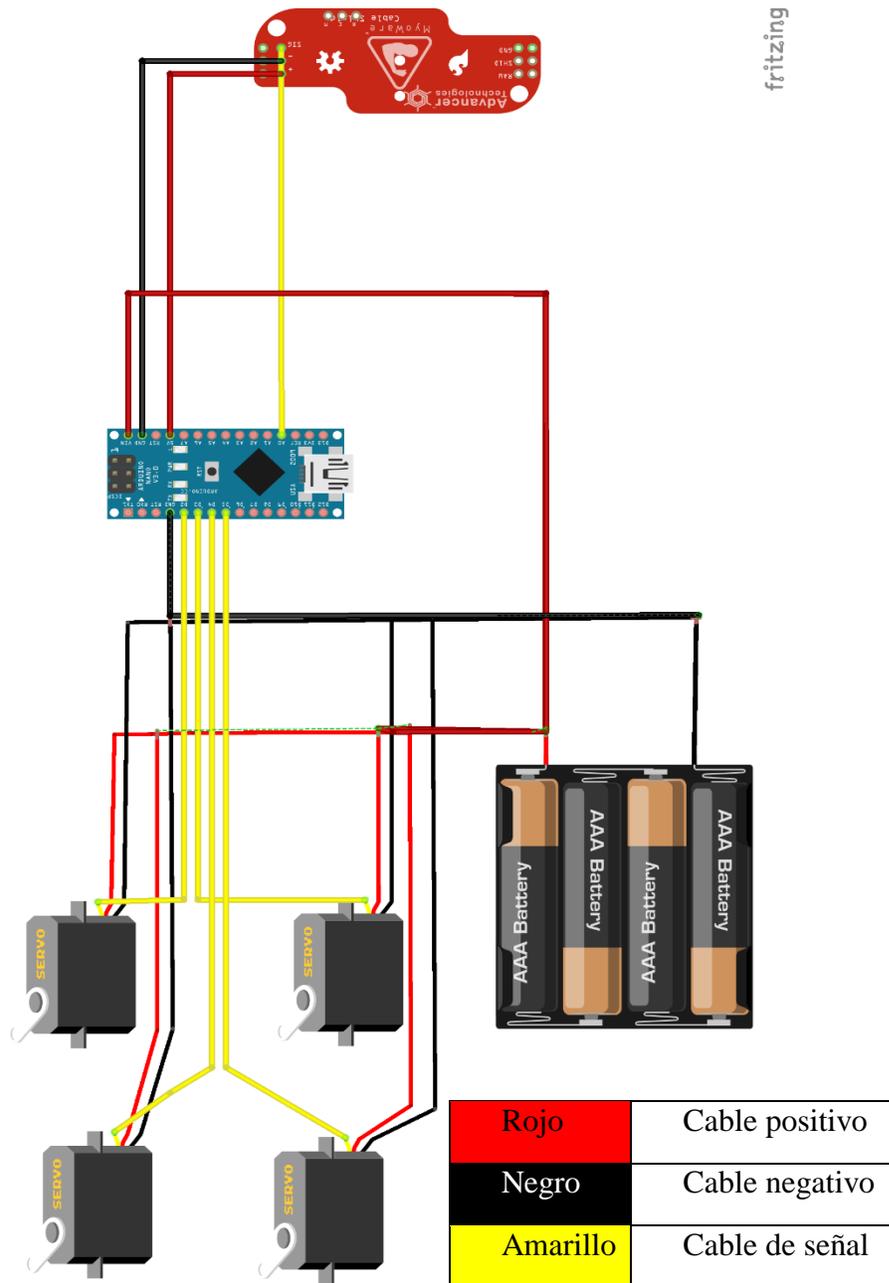


Figura 25: Diagrama de conexiones.
Fuente: Elaboración propia.

II.3.2.7. Esquema de conexiones.

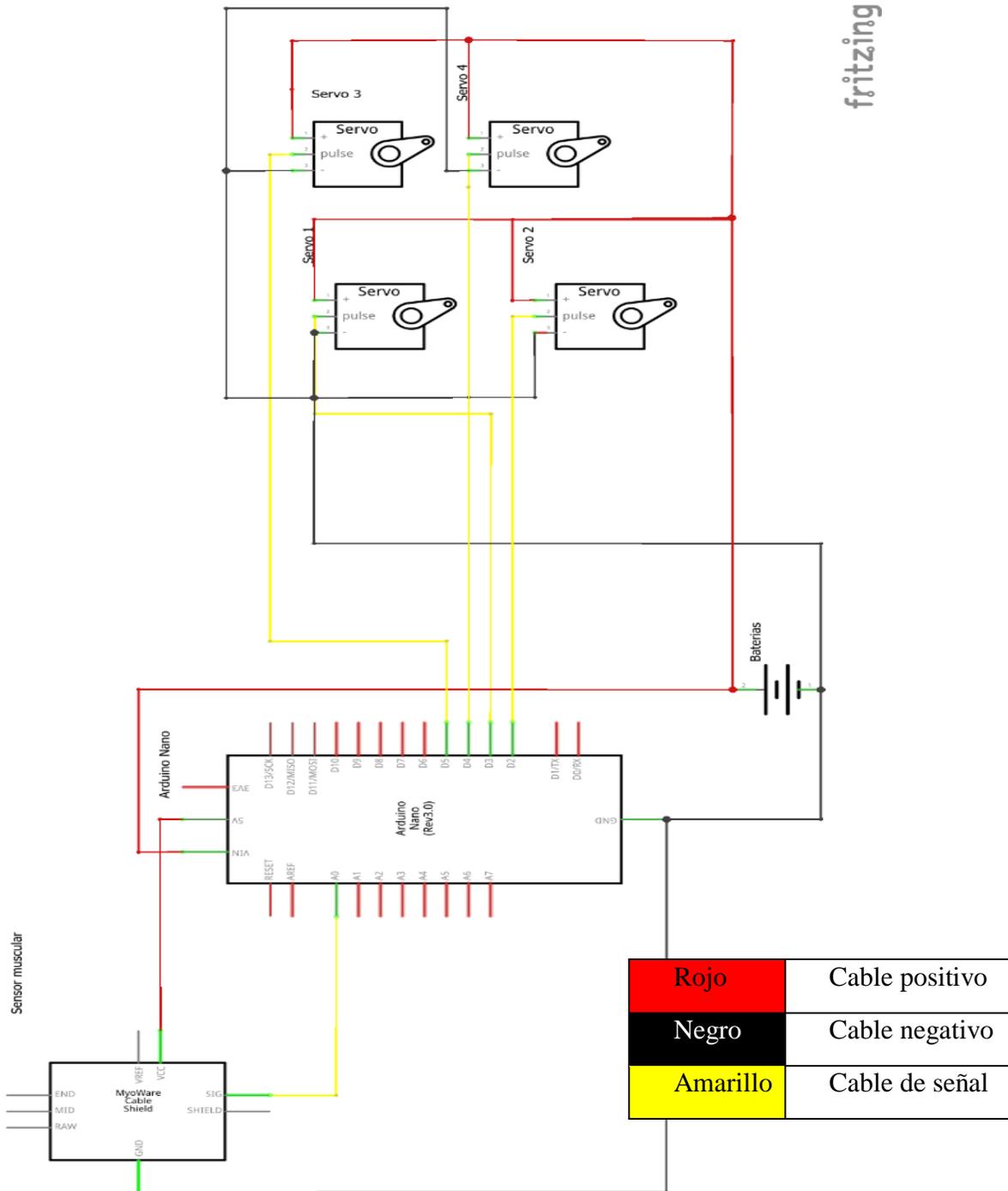


Figura 26: Esquema de conexiones.

Fuente: Elaboración propia.

Al realizar la conexión de los componentes electrónicos de la prótesis se debe seguir las siguientes instrucciones:

Conectar los servomotores en la placa **Arduino Nano**, se debe de conectar los **cables amarillos (cable de señal)** a los pines (clavija, patilla) con numeración 3, 4, 5 y 6 de la placa arduino, para finalizar los **cables rojos (cable positivo)** y los **cables negros (cable negativo)** deben ser conectados a las baterías de li-po como corresponde.

El sensor se debe de conectar de igual manera, el **cable amarillo (cable de señal)** a un pin (clavija, patilla) analógico A0 que está en la placa arduino, el **cable rojo (cable positivo)** debe de conectarse a un pin (clavija, patilla) de salida de corriente de 5v de la placa, el cable **negro (cable negativo)** es conectado a un pin (clavija, patilla) **GND (conexión a tierra)** de la misma placa arduino.

Para dar energía a todo el circuito es necesario conectar las baterías de li-po de 7.6 v tanto para los servomotores como para la placa y el sensor, para eso, se debe conectar los cables positivos a un pin (clavija, patilla) de la placa arduino denominado **Vin (alimentación de corriente externa)** y el cable negativo se debe conectar al pin (clavija, patilla) **GND (conexión a tierra)**.

II.3.2.8. Descripción de componentes.

Componente:	Electrodos.
Descripción:	Los electrodos permiten al sensor detectar las diferentes corrientes bioeléctricas generadas por el músculo.
Flujo normal:	<ul style="list-style-type: none"> • Designa el músculo, donde se pondrá los electrodos. • Coloca el electrodo, cuidando de no dañar el gel conductivo. • Conectar los conectores del electrodo al sensor mioeléctrico.
Mal funcionamiento:	No lectura correctamente los señales bioeléctricas, por el motivo del desgaste del adhesivo que tienen los electrodos.

Componente:	Sensor Mioeléctrico.
Descripción:	El sensor permite la lectura de las corrientes bioeléctricas convirtiéndolas en señales o pulsos para una entrada analógica.
Flujo normal:	<ul style="list-style-type: none"> • Funciona con una fuente de 5V. • Lectura las corrientes bioeléctricas. • Convierte las corrientes bioeléctricas a señales o pulsos.
Mal funcionamiento:	Puede fallar en la lectura de las señales bioeléctricas causada por un desgaste de los conectores de los electrodos, lo que puede ocasionar una descalibración del sensor mioeléctrico.

Componente:	Lectura de señales.
Descripción:	Las señales que son registradas, por el sensor, son enviadas a un microcontrolador.
Flujo normal:	<ul style="list-style-type: none"> • Envía la señal por cable al microcontrolador.

Mal funcionamiento:	Los cables se entrecortan, cortando la emisión de la señal.
----------------------------	---

Componente:	Microcontrolador.
Descripción:	El microcontrolador es el dispositivo encargado de albergar los procesos adecuados para interpretar las diferentes señales enviadas por el sensor.
Flujo normal:	<ul style="list-style-type: none"> • Procesa las señales que el sensor envía. • Conecta todos los componentes para su funcionamiento.
Mal funcionamiento:	Si el controlador falla, los componentes de la prótesis no se comunicarían y las señales no se procesarían correctamente.

Componente:	Proceso de datos
Descripción:	Es la parte lógica encargada de procesar los datos recibidos por parte del sensor, los cuales determinarán el agarre que se desea realizar dando movimiento a los actuadores para realizar dicho agarre.
Flujo normal:	<ul style="list-style-type: none"> • Procesa los datos de manera lógica.
Mal funcionamiento:	Falla algunas de sus funciones, las cuales permiten la iniciación de los agarres que se programaron para la prótesis.

Componente:	Accionar los actuadores.
Descripción:	Los actuadores son los dispositivos encargados de realizar los diferentes agarres predeterminados que contenga la prótesis.

Flujo normal:	<ul style="list-style-type: none"> • Activación de los actuadores por medio de las señales electrónicas. • Ejecución de los agarres: <ul style="list-style-type: none"> ○ Agarre de puño si la señal es superior a 100 por 1 segundo. ○ Agarre de pinza si la señal es superior a 100 por 3 segundo. • Suelta agarre si la señal es superior a 100 ya sea por 1 segundo o por 3 segundos.
Mal funcionamiento:	Si falla uno o más actuadores no se podrá ejecutar cualquiera de los dos agarres como se tiene previsto.

II.3.2.9. Modelos 3D de la prótesis.

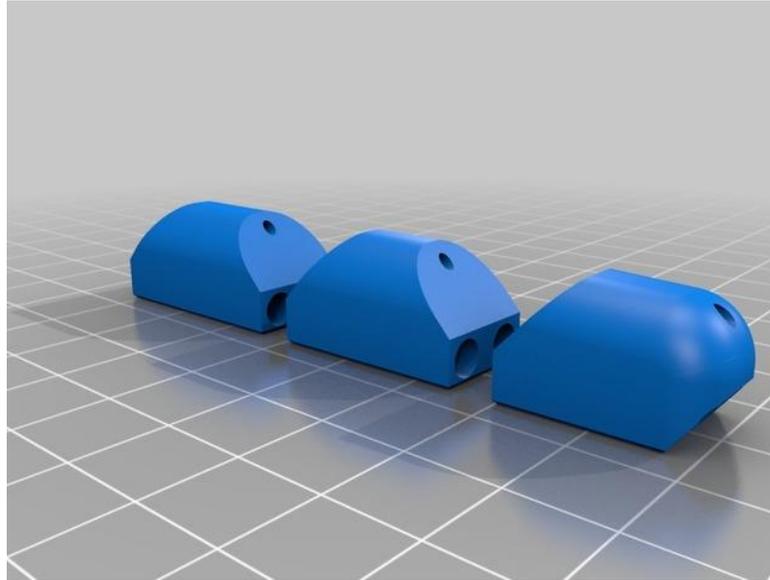


Figura 27: Vista lateral del diseño del dedo anular.
Fuente: Elaboración propia.

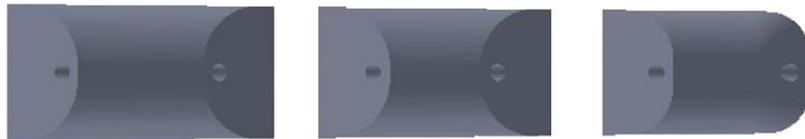


Figura 28: Vista Frontal del diseño del dedo anular.
Fuente: Elaboración propia.

Diseño del dedo Anular

El dedo anular está compuesto por tres piezas independientes, cada pieza tiene tres agujeros para insertar las cuerdas y los hilos correspondientes, dos anchos y uno angosto, cada pieza fue impresa con plástico PLA.

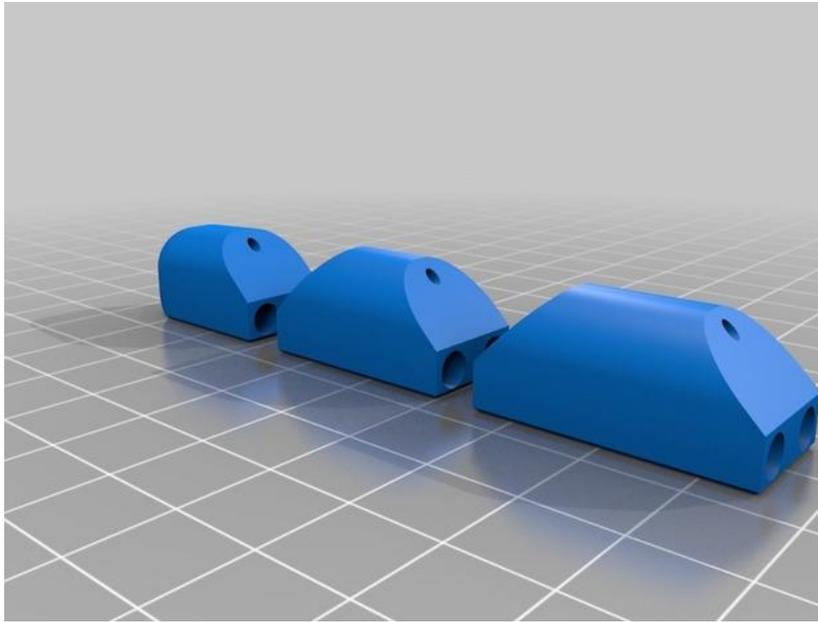


Figura 29: Vista lateral del diseño del dedo índice
Fuente: Elaboración propia.

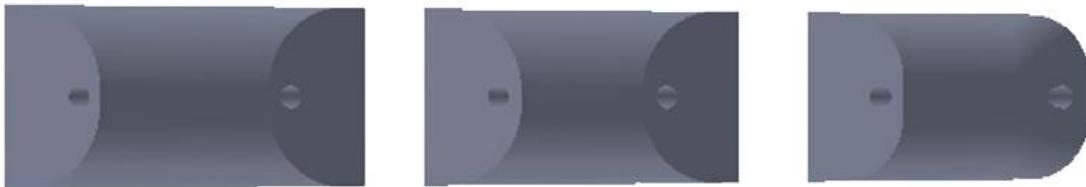


Figura 30: Vista Frontal del diseño dedo índice
Fuente: Elaboración propia

Diseño del dedo Índice

El dedo índice está compuesto por tres piezas independientes, cada pieza tiene tres agujeros para insertar las cuerdas y los hilos correspondientes, dos anchos y uno angosto, cada pieza fue impresa con plástico PLA.

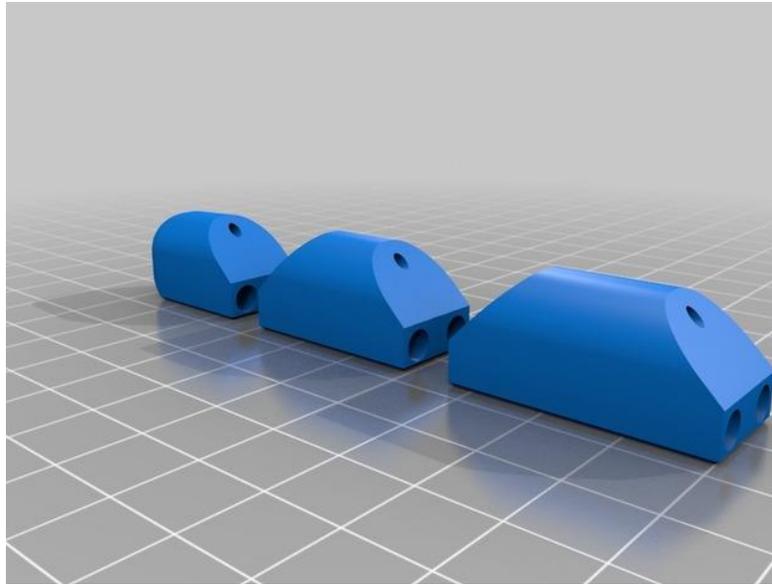


Figura 31: Vista lateral del diseño del dedo medio.
Fuente: Elaboración propia.

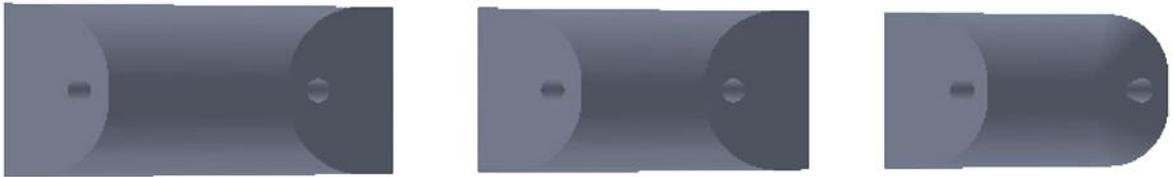


Figura 32: Vista Frontal del diseño del dedo medio.
Fuente: Elaboración propia.

Diseño del dedo Medio

El dedo medio está compuesto por tres piezas independientes, cada pieza tiene tres agujeros para insertar las cuerdas y los hilos correspondientes, dos anchos y uno angosto, sus piezas son las más grandes, cada pieza fue impresa con plástico PLA.

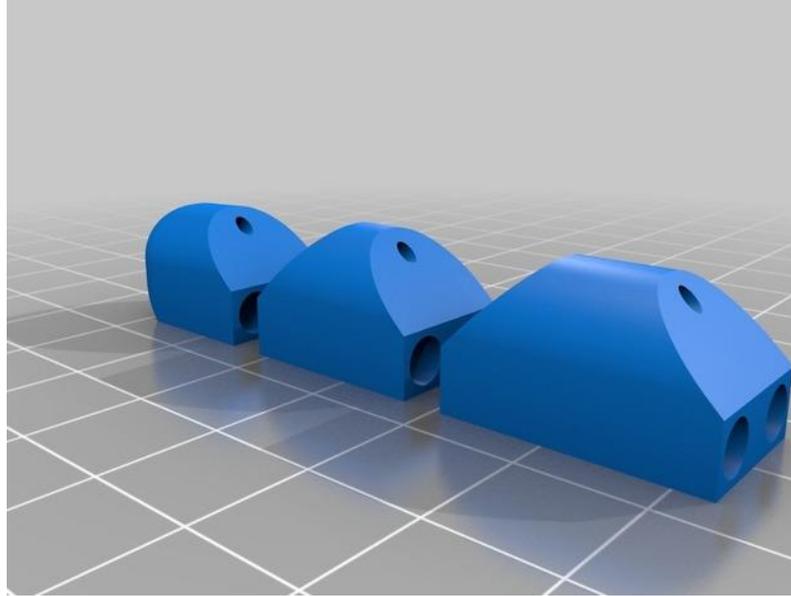


Figura 33: Vista lateral del diseño del dedo meñique.
Fuente: Elaboración propia.

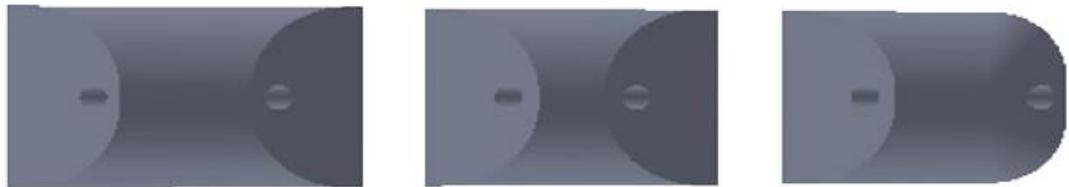


Figura 34: Vista Frontal del diseño del dedo meñique.
Fuente: Elaboración propia.

Diseño del dedo Meñique

El dedo Meñique está compuesto por tres piezas independientes, cada pieza tiene tres agujeros para insertar las cuerdas y los hilos correspondientes, dos anchos y uno angosto, sus piezas son las más pequeñas, cada pieza fue impresa con plástico PLA.

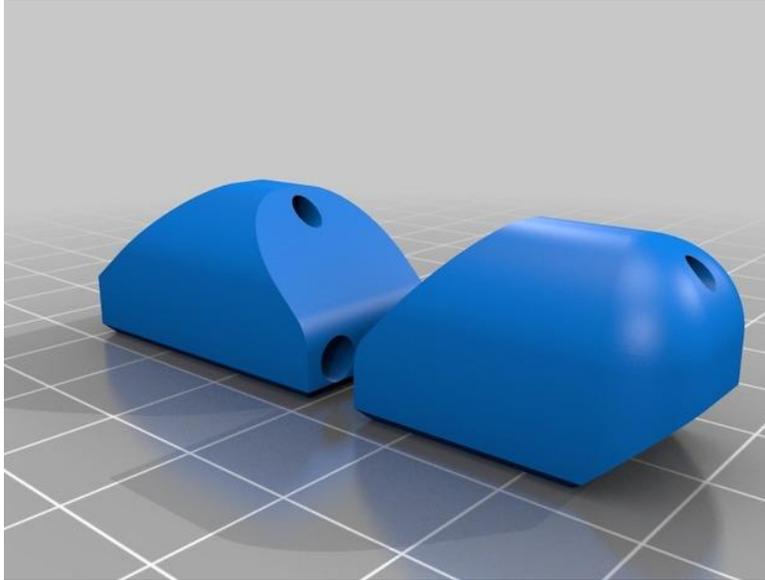


Figura 35: Vista lateral del diseño del dedo pulgar.
Fuente: Elaboración Propia.

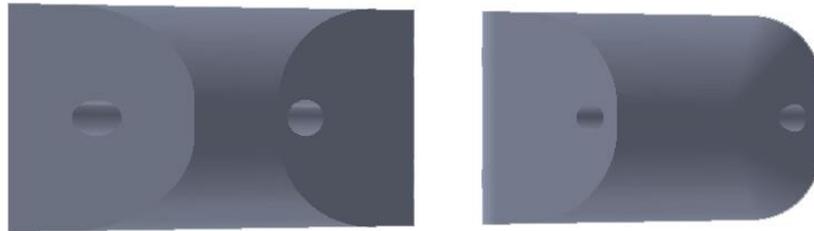


Figura 36: Vista Frontal del diseño del dedo pulgar.
Fuente: Elaboración propia.

Diseño del dedo Pulgar

El dedo pulgar está compuesto por dos piezas independientes, cada pieza tiene tres agujeros para insertar las cuerdas y los hilos correspondientes, dos anchos y uno angosto, cada pieza fue impresa con plástico PLA.

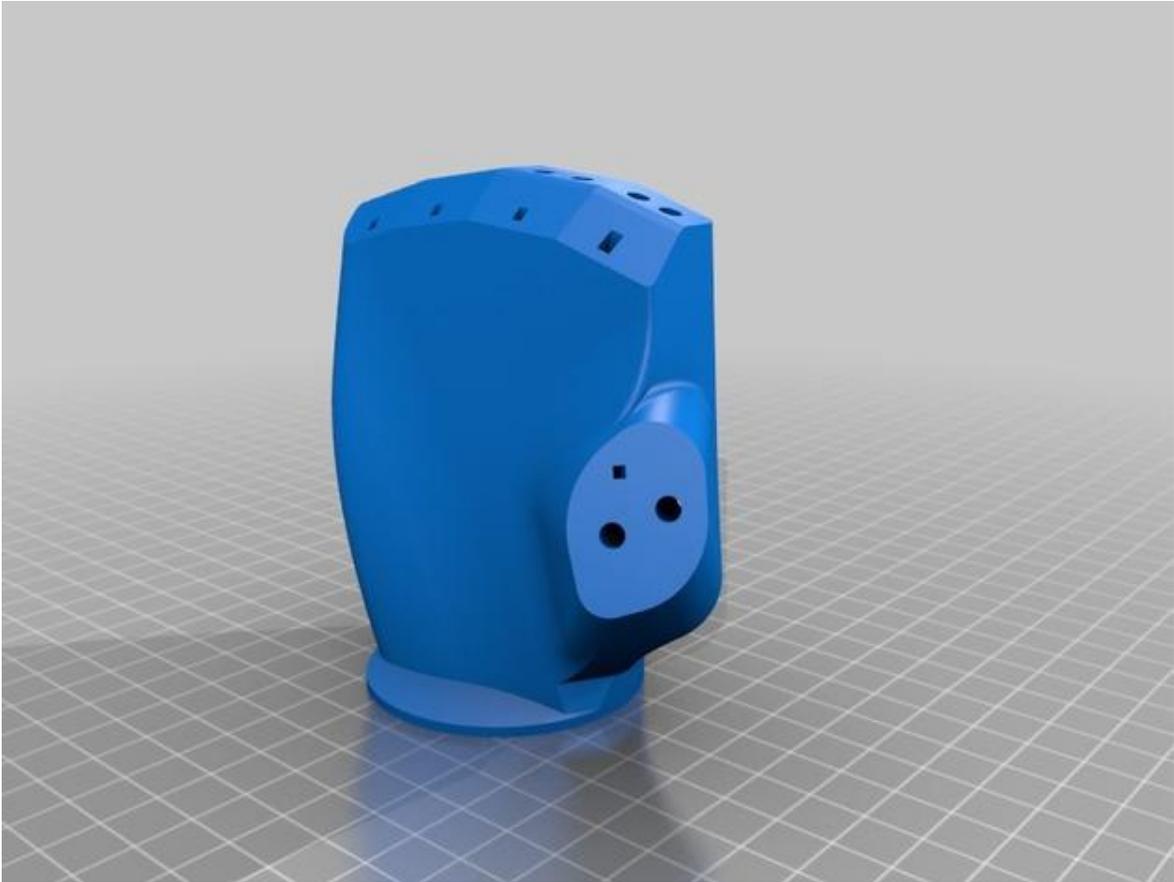


Figura 37: Diseño de la palma de la mano
Fuente: Elaboración propia

Diseño de la palma de la mano

La palma de la mano es una de las piezas más grande de la prótesis, cuenta con cinco agujeros angostos y diez agujeros anchos en la parte superior y en la parte inferior solo cinco agujeros angostos, esta pieza igual que las demás está impresa en plástico PLA.

Diseño de la parte de la muñeca
Esta parte de la prótesis es donde se colocará el circuito y servomotores que darán funcionamiento a la prótesis.

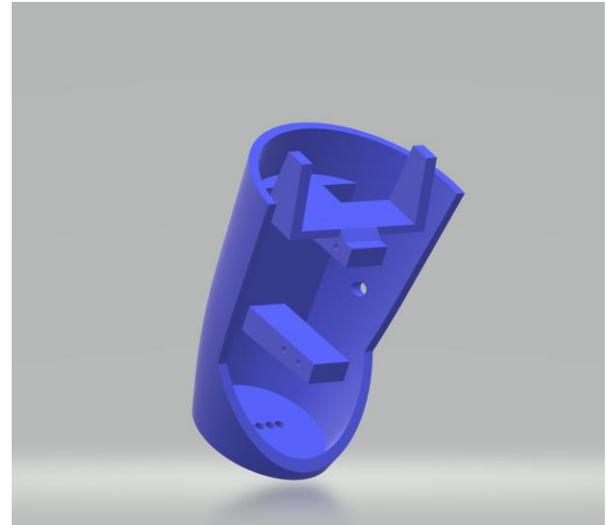


Figura 38: Diseño de la parte de la

Fuente: Elaboración propia.

muñeca.

Diseño de la parte de la muñeca
Esta parte, es la tapa de donde se albergará los circuitos y servomotores.



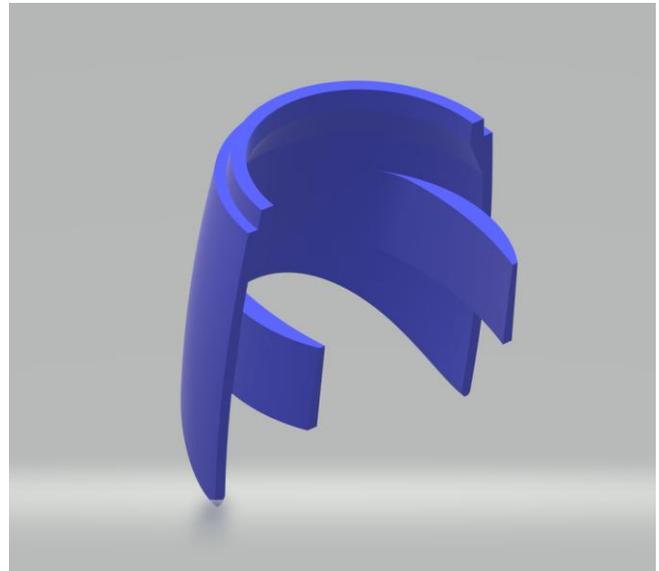
Figura 39: Diseño de la parte de la

Fuente: Elaboración propia.

muñeca.

Primera pieza del soporte del
muñón

Es la pieza que soporta el muñón
para poder ajustar la prótesis y
sujetarla.



muñón.

Figura 40: Diseño del soporte del

Fuente: Elaboración propia.

Segunda pieza del soporte del
muñón

Es la pieza que, complementa el
soporte del muñón dándole la
forma de la continuación del
brazo.

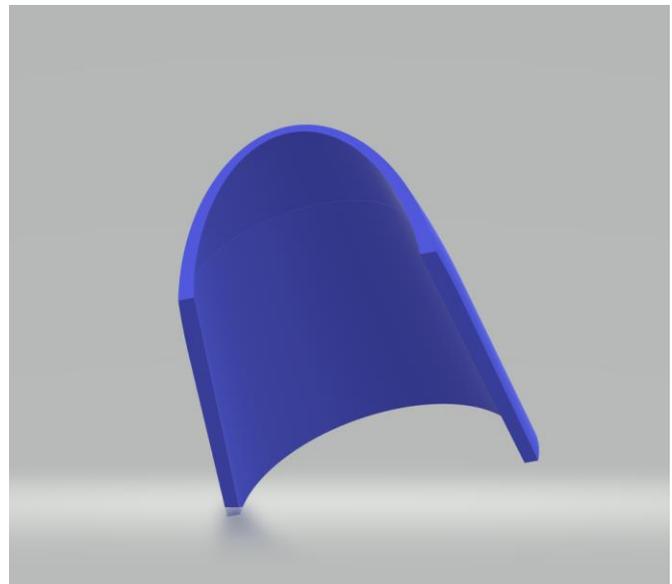


Figura 41: Diseño del soporte del muñón.
Fuente: Elaboración propia.

II.3.3 Codificación.

El software que se programó para el control de la prótesis fue realizado en el IDE de arduino, utilizando variables para poder controlar los tiempos en los que se activan y desactivan los servomotores para que puedan realizar los agarres de pinza y agarre de puño, para ver más a detalle el código vea el **anexo C**.

```
unsigned long lStartTime = 0L; // variable para almacenar la hora en que se inició el
                                temporizador
bool bStartLockTimer = false; // si es verdadero, se ha iniciado el temporizador;
                                falso de lo contrario
bool bActiveLock = false; // si es cierto, los servos se bloquean
```

Lo siguiente, se puede ver cómo funciona la lógica del bloqueo de los servos para uno de los agarres ya que ambos funcionan de la misma forma:

```
// lee el valor del sensor muscular
int iSensorVal = analogRead(iSensorPin);
int iServoVal = iMinServoVal; // inicializar al valor mínimo
// determina en qué estado colocar los servos en función del valor del sensor
// dos estados posibles
if(iSensorVal < iMinThreshVal)
{
    // estado 1 - debajo del umbral - abierto completamente
```

```
iServoVal = iMinServoVal;
```

```
}
```

```
else
```

```
{
```

```
    // estado 2 - por encima del umbral máximo - cerrara completamente
```

```
    iServoVal = iMaxServoVal;
```

```
}
```

```
// si el sensor está en el estado 2, inicie el temporizador para activar lLockOut
```

```
if(iServoVal == iMaxServoVal){
```

```
    // si el temporizador no se ha iniciado, inícielo.
```

```
    if(!bStartLockTimer)
```

```
    {
```

```
        lStartTime = millis();
```

```
        bStartLockTimer = true;
```

```
    }
```

```
}
```

```
else
```

```
{
```

```
    // restablecer las variables del temporizador
```

```
    lStartTime = 0L;
```

```
    bStartLockTimer = false;
```

```
}
```

```
// verifica si el temporizador se inició y funciona durante el tiempo necesario para
```

activar el bloqueo / desbloqueo

```
if(bStartLockTimer && millis()-lStartTime >= lLockOut)  
{  
    // alternar estado de bloqueo  
  
    bActiveLock = !bActiveLock;  
  
    // restablecer las variables del temporizador  
  
    lStartTime = 0L;  
  
    bStartLockTimer = false;  
  
    // establece el valor del servo en max cuando se bloquea  
  
    if(bActiveLock)  
    {  
        myservo1.write(iMaxServoVal);  
        myservo2.write(iMaxServoVal);  
        myservo3.write(iMaxServoVal);  
        myservo4.write(iMaxServoVal);  
  
        iServoVal = iMaxServoVal;  
  
    }  
  
    else // restablece el valor del servo a min al desbloquear  
    {  
        myservo1.write(iMinServoVal);  
        myservo2.write(iMinServoVal);  
        myservo3.write(iMinServoVal);  
        myservo4.write(iMinServoVal);
```

```
iServoVal = iMinServoVal;}
```

En este segmento de código representa uno de los movimientos de la prótesis que es el movimiento de puño, para el movimiento de pinza se utiliza la misma lógica, lo único que varía en el código son los valores de los servos y que maneja sus propias variables que funcionan como temporizadores.

```
unsigned long lStartTime2 = 0L; // variable para almacenar la hora en que se inició el  
temporizador  
bool bStartLockTimer2 = false; // si es verdadero, se ha iniciado el temporizador;  
falso de lo contrario  
bool bActiveLock2 = false; // si es cierto, los servos se bloquean
```

En la sección del código donde se coloca los valores de los servos se coloca:

```
if(bActiveLock2)  
{  
    myservo4.write(iMaxServoVal);  
    myservo3.write(iMaxServoVal);  
    myservo2.write(iMinServoVal);  
    myservo1.write(iMinServoVal);  
    iServoVal = iMinServoVal;  
    iServoVal = iMaxServoVal;  
}
```

Con el cual establece para poder realizar el agarre de pinza.

II.3.4 Guía de armado y montaje de la prótesis.

Paso 1) Armado de los dedos.

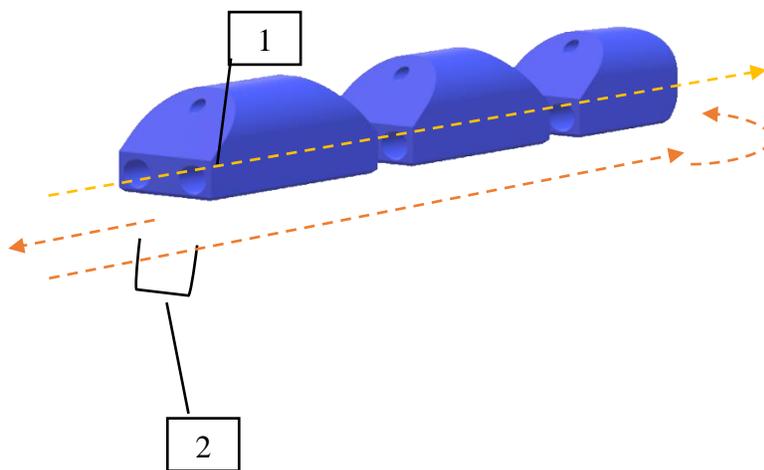


Figura 42: Armado de los dedos.

Fuente: Elaboración propia.

Para poder armar los dedos se necesita de hilo plástico (guía de caña de pescar o similar) y cuerda elástica, lo primero para unir las tres piezas de los dedos se debe insertar el hilo plástico (flecha amarilla) por el agujero pequeño (1), al ensartar las tres piezas realizar un nudo al hilo para que no se salga, posteriormente por los agujeros más anchos (2) insertar una cuerda elástica (flechas naranjas) siguiendo el sentido de las flechas.

Con los dedos restantes, es el mismo procedimiento para poder unir las piezas. Tener en cuenta que el dedo pulgar solo cuenta con dos piezas.

Paso 2) Armado de la mano.

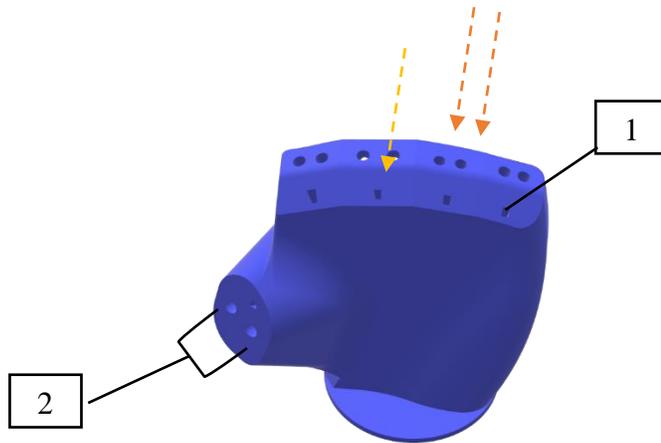


Figura 43: Armado de la mano.
Fuente: Elaboración propia.

Una vez que los dedos estén debidamente ensamblados, se procede a unirlos a la pieza de la palma siguiendo las mismas indicaciones, el hilo de plástico (flecha amarilla) debe de entrar por el orificio pequeño (1) los cuales tienen salidas en la base de la palma.

La cuerda elástica (flecha naranja) debe de entrar de entrar por el orificio más ancho (2), todo puesto en su correspondiente lugar formando la mano, en la parte posterior de la palma se encuentran unos orificios con los cuales se ajustan las cuerdas elásticas (flecha naranja), formando nudos para cada entrada.

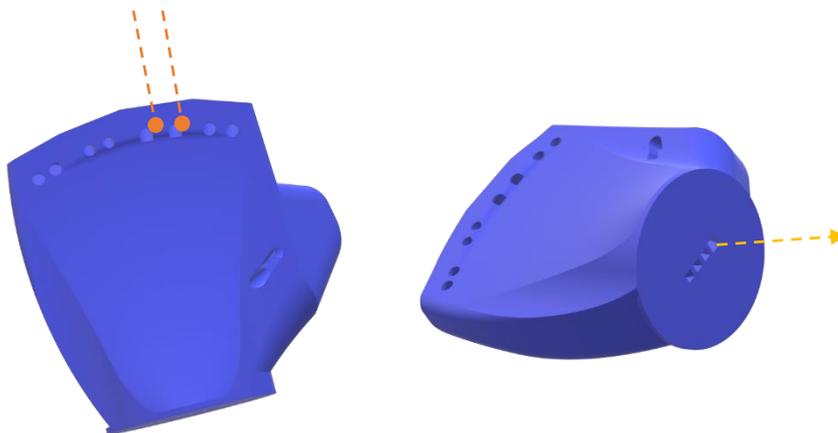


Figura 44: Armado de la mano parte de atrás.
Fuente: Elaboración propia.

Paso 3) Armado de la muñeca.

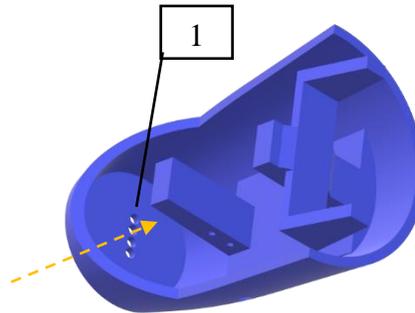


Figura 45: Armado de la muñeca.
Fuente: Elaboración propia.

Una vez terminado de armar la mano, se debe de unir a la pieza de la muñeca donde se encuentra el circuito y los servomotores, en el cual se amarrará los hilos plásticos (flecha amarilla) los cuales pasarán por los orificios pequeños (1) y de ahí serán amarrados a los servomotores en el siguiente orden un hilo plástico (flecha amarilla) a uno de los servomotores y los cuatro restantes al segundo servomotor.

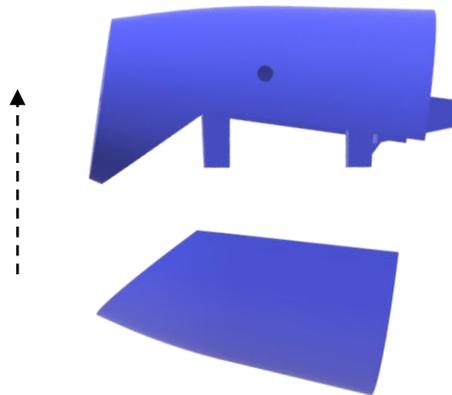


Figura 46: Armado de la muñeca vista lateral.
Fuente: Elaboración propia.

Una vez fijado los hilos de plástico (flecha amarilla), a sus respectivos servomotores se procederá o cubrirlo con su tapa la cual está fijada por una liga.

Paso 4) Armado del soporte del muñón.

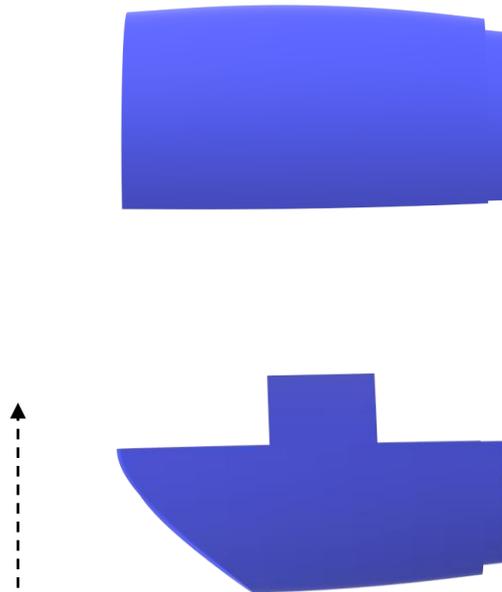


Figura 47: Armado del soporte del muñón.
Fuente: Elaboración propia.

Para finalizar con el armado se debe de formar el brazo completo con el soporte del muñón, se lo debe de unir al resto del brazo ajustándolo al muñón del paciente dándole la comodidad para su uso.

Paso 5) Colocado del sensor.

Una vez que se coloquen los electrodos en el sensor se debe de fijar en el músculo correspondiente en este caso en el medio de los bíceps tal y como muestra la imagen.

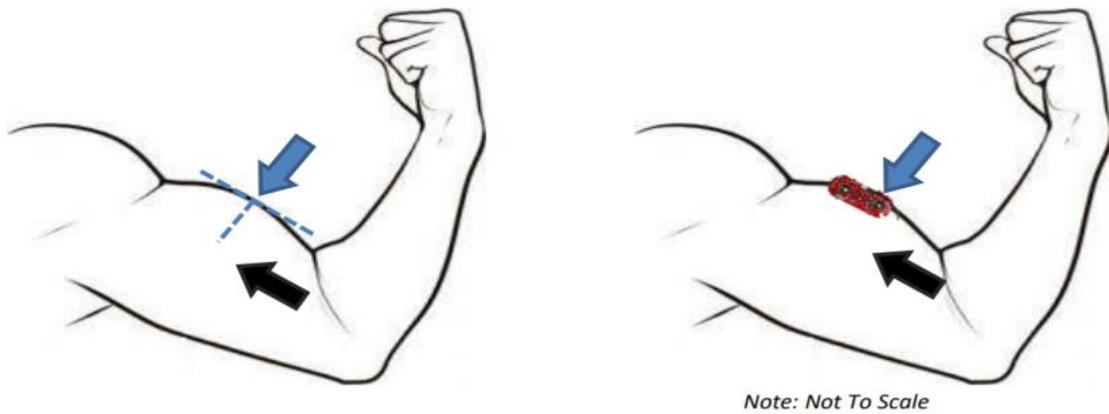


Figura 48: Colocado del sensor.
Fuente: Elaboración propia.

Paso 6) Colocado de una protección al muñón.

Colocar un trapo suave o una toalla, envolviendo el muñón para que lo pueda proteger del plástico y también funcionara como un relleno para afirmar mejor la prótesis.



Figura 49: Colocado de la protección del muñón.
Fuente: Elaboración propia.

Paso 7) Colocado del soporte del muñón.



Figura 50: colocado del soporte del muñón.
Fuente: Elaboración propia.

Una vez fijado el soporte se procede a asegurarlo en su lugar con una liga la cual hará presión y asegurará la prótesis en su lugar.

Paso 8) Agarres.

Para realizar los agarres con la prótesis solo basta con hacer fuerza con el bíceps por un segundo, el cual activará el agarre de pinza.



Figura 51: Agarre de pinza.

Fuente: Elaboración propia.

Si se desea realizar el agarre de puño, se debe hacer fuerza por un periodo de dos segundos

lo que hará que se accionen los actuadores realizando el agarre.



Figura 52: Agarre de puño.
Fuente: Elaboración propia.

II.3.5 Pruebas.

II.3.5.1 Ejecución de pruebas.

Para revisar la constancia de las pruebas que se realizaron con la prótesis, vea el **anexo D**.

Tipo de usuario: Masculino.

Edad: 24 años.

Fecha de prueba: 8/10/2019

Observación del comportamiento:

Observaciones Positiva	Observaciones Negativas
<ul style="list-style-type: none">• El paciente aprendió rápido la colocación de los electrodos al sensor.• Una vez acostumbrado a los agarres le fue fácil agarrar objetos con ambos agarres.• La parte de acoplamiento de la prótesis le pareció cómoda.• No tuvo problemas en entender el armado y desarmado de las piezas de la prótesis.	<ul style="list-style-type: none">• El sensor tardo de 1 a 3 minutos en calibrarse.• El paciente tardó unos 25 minutos en coordinar los agarres.• Tuvo inconvenientes al retirar los electrodos de la piel

Tabla de ejecución de pruebas 1.

Tipo de usuario: Femenino.

Edad: 49 años.

Fecha de prueba: 25/11/2019

Observación del comportamiento:

Observaciones Positivas	Observaciones Negativas
<ul style="list-style-type: none">• La paciente aprendió rápido la colocación de los electrodos al sensor.• Una vez acostumbrada a los agarres le fue fácil agarrar objetos con ambos agarres.• La parte de acoplamiento de la prótesis le pareció cómoda.• No tuvo problemas en entender el armado y desarmado de las piezas de la prótesis.	<ul style="list-style-type: none">• El sensor tardo de 1 a 5 minutos en calibrarse.• La paciente tardó unos 15 minutos en coordinar los agarres.• Tuvo inconvenientes al retirar los electrodos de la piel.

Tabla de ejecución de pruebas 2.

Tipo de usuario: Femenino.

Edad: 14 años.

Fecha de prueba: 25/11/2019

Observación del comportamiento:

Observaciones Positivas	Observaciones Negativas
<ul style="list-style-type: none">• La paciente aprendió rápido la colocación de los electrodos al sensor.• Una vez acostumbrada a los agarres le fue fácil agarrar objetos con ambos agarres.• La parte de acoplamiento de la prótesis le pareció cómoda.• No tuvo problemas en entender el armado y desarmado de las piezas de la prótesis.	<ul style="list-style-type: none">• El sensor tardó de 1 a 3 minutos en calibrarse.• La paciente tardó unos 30 minutos en coordinar los agarres.• Tuvo inconvenientes al retirar los electrodos de la piel.

Tabla de ejecución de pruebas 3.

Tipo de usuario: Masculino.

Edad: 49 años.

Fecha de prueba: 28/1/2019

Observación del comportamiento:

Observaciones Positivas	Observaciones Negativas
<ul style="list-style-type: none">• El paciente aprendió rápido la colocación de los electrodos al sensor.• Una vez acostumbrado a los agarres le fue fácil agarrar objetos con ambos agarres.• La parte de acoplamiento de la prótesis le pareció cómoda.• No tuvo problemas en entender el armado y desarmado de las piezas de la prótesis.	<ul style="list-style-type: none">• El sensor tardó de 1 a 3 minutos en calibrarse.• El paciente tardó unos 35 minutos en coordinar los agarres• Tuvo inconvenientes al retirar los electrodos de la piel

Tabla de ejecución de pruebas 4.

II.3.5 Implementación.

La prueba de la prótesis se la realizó a cuatro personas de distintas edades y distintos géneros, en los cuales afirmaron en su mayoría que era fácil de usar siempre y cuando se lograran acostumbrar a intercalar los agarres de puño y pinza.

Cuanto a la preparación del sensor para ser usado, no tuvieron problemas al preparar los electrodos y colocarlos en el musculo, pero tuvieron quejas a la hora de despegar los electrodos de la piel ya que estaban bien fijados.

A la hora de del armado de la prótesis, no tuvieron problemas ya que, al tener una estructura simple, se dieron cuenta como colocar la pieza como corresponde.

CAPÍTULO III:

Conclusiones y

Recomendaciones.

III.1 Conclusiones.

El diseño de una prótesis mioeléctrica debe cumplir con las necesidades del paciente, considerando el uso que se dará a la prótesis, los materiales que serán necesarios para su construcción y el tamaño que tendrá la prótesis.

La selección del tipo del sensor, controlador y actuador, deben de estar acordes a las dimensiones de la prótesis, tomando en cuenta el espacio con el que se dispone para el armado del circuito dentro de la prótesis, el peso de los componentes y considerar lo más importante de una prótesis que es la portabilidad de la misma.

Implementar temporizadores en el programa, para que el control de los agarres sea más fácil, sin necesidad de incomodar al paciente, siendo que, de la forma tradicional, para realizar un agarre debe de mantener el musculo flexionado.

III.2 Recomendaciones

Se recomienda antes de realizar el diseño electrónico, tener desarrollado el diseño funcional y establecido las características deseadas, para evitar diseñar nuevamente en caso de haber pasado por alto algún detalle.

El ensamble del circuito debe ser realizado lo más exacto posible, debido a la cantidad de espacio disponible y la debida colocación y sujeta al modelo de la prótesis para que no ocurra ningún inconveniente con los componentes del circuito.

La calibración del sensor muscular debe ser tomado muy en cuenta ya que, en ocasiones, se puede descalibrar por lo que puede traer problemas al paciente a la hora de hacer uso de la prótesis.