



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**SEDE GUAYAQUIL**  
**CARRERA DE BIOMEDICINA**

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA MUSCULAR  
ARTIFICIAL BASADO EN ROBÓTICA SUAVE PARA MOVIMIENTO  
DE FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DE FALANGES QUE ACTÚAN EN EL  
AGARRE PALMAR**

Trabajo de titulación previo a la obtención del  
Título de Ingeniero Biomédico

**AUTORES:** Roberto Isaac Camino Barahona  
Jesús José Intriago Vera  
**TUTOR:** Ing. Cortez Saravia David Mateo, MSc.

Guayaquil - Ecuador  
2025

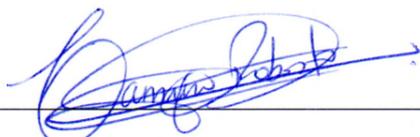
## CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Camino Barahona Roberto Isaac** con documento de identificación N° **0924182439** y **Intriago Vera Jesús José** con documento de identificación N° **0943963181**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

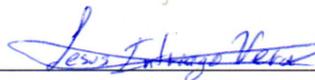
Guayaquil, 18 de febrero del año 2025

Atentamente,



---

Camino Barahona Roberto Isaac  
0924182439



---

Intriago Vera Jesús José  
0943963181

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA  
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Camino Barahona Roberto Isaac** con documento de identificación N° **0924182439** y **Jesús José Intriago Vera** con documento de identificación N° **0943963181**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA MUSCULAR ARTIFICIAL BASADO EN ROBÓTICA SUAVE PARA MOVIMIENTO DE FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DE FALANGES QUE ACTÚAN EN EL AGARRE PALMAR**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Biomedicina, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 18 de febrero del año 2025

Atentamente,



---

Camino Barahona Roberto Isaac  
0924182439



---

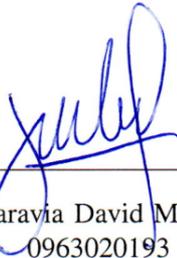
Jesús José Intriago Vera  
0943963181

## CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Cortez Saravia David Mateo**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA MUSCULAR ARTIFICIAL BASADO EN ROBÓTICA SUAVE PARA MOVIMIENTO DE FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DE FALANGES QUE ACTÚAN EN EL AGARRE PALMAR**, realizado por **Camino Barahona Roberto Isaac** con documento de identificación N° **0924182439** y por **Intriago Vera Jesús José** con documento de identificación N° **0943963181**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Proyectos técnicos** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 18 de febrero del año 2025

Atentamente,



---

Cortez Saravia David Mateo, MSc.  
0963020193

## I. DEDICATORIA

A Dios, a mi familia, mi pareja y aquellos que me dieron su apoyo durante este proceso.

**Camino Barahona Roberto Isaac**

A Dios, a mi familia, a las personas que me han apoyado.

**Intriago Vera Jesús José**

## II. AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios, sin su bendición jamás lo hubiera logrado. A mi familia y mi pareja, que gracias a sus presencias y constante apoyo he logrado culminar este proceso tan importante en mi vida. Además, aquellas personas que por cosas de la vida, fueron una mano amiga cuando lo necesité. Por último e igual de importante, a mi compañero, el arduo trabajo en equipo permitió que lo consigamos.

**Camino Barahona Roberto Isaac**

Agradezco a Dios, a mis padres y a mis hermanos, ya que sin ellos no hubiera podido alcanzar este logro. Además quiero hacer una especial mención a mi madre, Yolanda Vera Sesme, porque ha sido el pilar fundamental para cada uno de mis avances académicos, así como un impulso a esforzarme cada día.

**Intriago Vera Jesús José**

### III. RESUMEN

El presente trabajo de tesis se trata del desarrollo de un prototipo de sistema muscular artificial basado en robótica suave para movimiento de flexión y extensión de falanges que actúan en el agarre palmar, con el fin de demostrar el funcionamiento de agarre de un sistema de prótesis poco explorado y que implementa el uso de tecnologías como la impresión 3D y materiales de bajo costo.

El prototipo funciona con presión positiva, esta es recibida por dos músculos artificiales que por su composición aumenta su diámetro y por ello se contrae, lo que se traduce a una fuerza. Esta fuerza es la que se aprovecha para el movimiento de flexión de las falanges de la mano.

El prototipo demuestra que la presión ejercida durante las pruebas es directamente proporcional a la fuerza realizada por los músculos artificiales e inversamente proporcional a la contracción que estas realizan. Por otro lado, efectivamente el diseño fue capaz de replicar el movimiento natural de flexión y extensión palmar de las falanges, consiguiendo el agarre de ciertos objetos detallados en este trabajo.

El acoplamiento de la válvula solenoide y un sistema de control para el mismo, permitió abrir y cerrar el paso del flujo de aire de manera automática, enviando el aire del compresor a los músculos artificiales, logrando la extensión y contracción de los músculos artificiales.

Se realizaron simulaciones para obtener la tensión de Von Mises y el desplazamiento del material con el que fueron impresas las piezas en 3d, dando resultados favorables, concluyendo que ninguna de las partes del antebrazo llega al límite de fluencia así que las piezas no están en riesgo de deformación. De igual manera el desplazamiento en las piezas no es significativo lo que reduce el riesgo de sufrir una falla estructural.

**PALABRAS CLAVES:** Impresión 3D, Músculos artificiales neumáticos, Diseño 3D, robótica suave, prótesis, PAM.

#### IV. ABSTRACT

The present thesis work focuses on the development of a prototype for an artificial muscle system based on soft robotics, designed to enable flexion and extension movements of the phalanges involved in palmar grip. The objective is to demonstrate the gripping functionality of a prosthetic system that has been scarcely explored and that integrates technologies such as 3D printing and low-cost materials.

The prototype operates using positive pressure, which is applied to two artificial muscles. Due to their composition, these muscles expand in diameter and consequently contract, generating force. This force is harnessed to facilitate the flexion movement of the hand's phalanges.

The prototype demonstrates that the pressure exerted during testing is directly proportional to the force produced by the artificial muscles and inversely proportional to their contraction. Additionally, the design successfully replicates the natural flexion and extension movements of the palmar phalanges, enabling the grip of specific objects detailed in this work.

The integration of a solenoid valve and a control system allowed for voluntary opening and closing of the airflow, directing compressed air to the artificial muscles.

Simulations were conducted to analyze the Von Mises stress and the material displacement of the 3D-printed components. The results were favorable, concluding that none of the forearm parts reached the yield limit, ensuring that the components are not at risk of deformation. Similarly, the displacement in the parts was minimal, reducing the risk of structural failure.

## ÍNDICE

<b>I.</b>	<b>Dedicatoria</b>	5
<b>II.</b>	<b>Agradecimiento</b>	5
<b>III.</b>	<b>Resumen</b>	6
<b>IV.</b>	<b>Abstract</b>	7
<b>V.</b>	<b>Introducción</b>	1
<b>VI.</b>	<b>Problema</b>	2
<b>VII.</b>	<b>Justificación</b>	3
<b>VIII.</b>	<b>Objetivos</b>	4
	VIII-A. Objetivo general . . . . .	4
	VIII-B. Objetivos específicos . . . . .	4
<b>IX.</b>	<b>Fundamentos Teóricos</b>	5
	IX-A. Anatomía de los dedos de la mano . . . . .	5
	IX-A1. Músculos de la mano . . . . .	5
	IX-A2. Función y rango de movilidad de los dedos meñique, anular, medio e índice . . . . .	6
	IX-B. Deformidades y Amputaciones . . . . .	7
	IX-B1. Deformidades . . . . .	7
	IX-B2. Amputaciones . . . . .	7
	IX-C. Músculos Artificiales . . . . .	8
	IX-C1. Neumáticos . . . . .	9
	IX-D. Principio de funcionamiento de los PAM . . . . .	9
	IX-E. Látex . . . . .	9
	IX-F. Cobertor de cables tipo malla . . . . .	10
	IX-F1. Principio de funcionamiento de las bombas de aire . . . . .	10
	IX-G. Compresor portátil . . . . .	11
	IX-H. Software de diseño . . . . .	11
	IX-H1. Autodesk Inventor . . . . .	11
	IX-I. FluidSim . . . . .	12
	IX-J. Arduino Uno . . . . .	13
	IX-J1. Fuente de Alimentación . . . . .	13
	IX-K. Proteus . . . . .	13
	IX-L. PCB . . . . .	14
	IX-M. Transistor NPN . . . . .	14
	IX-N. Diodo . . . . .	15
	IX-Ñ. Resistencias . . . . .	15
	IX-O. Válvulas solenoide . . . . .	16
	IX-O1. Funcionamiento . . . . .	16
	IX-O2. Tipos de válvulas solenoide . . . . .	16
	IX-P. Impresión 3D . . . . .	18
	IX-Q. Filamento para impresión 3D . . . . .	18
	IX-Q1. PLA . . . . .	18
	IX-Q2. PETG . . . . .	18

IX-Q3.	PA	18
IX-R.	Dinamómetro	18
IX-S.	Pulsador	19
IX-T.	Abrazadera metálica	19
IX-U.	Acoples neumáticos	20
IX-V.	Escala de evaluación	20
IX-W.	Correlación	21
IX-W1.	Coefficiente de correlación lineal de Pearson $r$	21
<b>X.</b>	<b>Metodología</b>	<b>23</b>
X-A.	Muestras del prototipo	23
X-B.	Variables del estudio	23
X-C.	Análisis de relación de las variables	24
X-D.	Instrumentos para obtención de datos	24
X-D1.	Escala de evaluación	24
X-D2.	Ensamblaje de la Membrana Inflable	25
X-E.	Acoplamiento del compresor portable	26
X-F.	Diseño de prototipo en 3D	27
X-F1.	Diseño de la palma de la mano	27
X-F2.	Diseño de las falanges	28
X-F3.	Ejes de las falanges	29
X-F4.	Diseño de antebrazo	30
X-G.	Soporte de acoples	31
X-G1.	Acoples de paso de aire	31
X-H.	Guante de recubrimiento	32
X-I.	Válvula Solenoide	32
X-I1.	Control y alimentación de la válvula solenoide	33
X-J.	Programación de la placa arduino	35
X-K.	Ensamblaje del prototipo	35
X-L.	Diagrama neumático	37
X-M.	Pruebas de materiales	38
<b>XI.</b>	<b>Resultados</b>	<b>39</b>
XI-A.	Resultados de Resistencia y desplazamiento del antebrazo	39
XI-B.	Análisis de resultados experimentales	39
XI-B1.	Pruebas de agarre palmar	43
<b>XII.</b>	<b>Cronograma</b>	<b>46</b>
<b>XIII.</b>	<b>Presupuesto</b>	<b>47</b>
<b>XIV.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>48</b>
<b>XV.</b>	<b>Recomendaciones</b>	<b>49</b>
<b>XVI.</b>	<b>Anexos</b>	<b>53</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Falanges de la mano [8]. . . . .	5
2.	Músculos de la mano [10]. . . . .	6
3.	Margen de movimiento de las articulaciones interfalángicas [12]. . . . .	7
4.	Caso de Simbraquidactilia moderada [14]. . . . .	7
5.	Amputación de dedos de la mano [16]. . . . .	8
6.	Funcionamiento del músculo neumático [19]. . . . .	9
7.	Manguera de latex, Autor propio. . . . .	10
8.	Cobertor de cables tipo malla, Autor propio. . . . .	10
9.	Mini Compresor de Aire Xiaomi [26]. . . . .	11
10.	Herramientas de Boceto en Inventor [28]. . . . .	11
11.	Herramientas de Ensamblaje en Inventor [28]. . . . .	12
12.	Diseño de prototipo hecho en inventor, Autor propio. . . . .	12
13.	Esquema en FluidSim, Autor propio. . . . .	12
14.	Microcontrolador Arduino Uno [30]. . . . .	13
15.	Interfaz de Proteus y ejemplo de circuito electrónico [32]. . . . .	14
16.	Placa de circuito impreso [34]. . . . .	14
17.	Circuito transistor [35]. . . . .	15
18.	Circuito transistor [36]. . . . .	15
19.	Funcionamiento del diodo [38]. . . . .	15
20.	Diodo [39]. . . . .	15
21.	Resistencia y su simbología [40]. . . . .	16
22.	Componentes de una válvula solenoide [44]. . . . .	16
23.	Principio de funcionamiento de una válvula solenoide normalmente abierta: reposo (izquierda) y energizado (derecha) [42]. . . . .	17
24.	Principio de funcionamiento de una válvula solenoide normalmente cerrada: reposo (izquierda) y energizado (derecha) [42]. . . . .	17
25.	Componentes de un Dinamómetro [48]. . . . .	19
26.	Pulsador [50]. . . . .	19
27.	Abrazadera [50]. . . . .	20
28.	Acoples, [51]. . . . .	20
29.	Dinamómetro . . . . .	24
30.	Diagrama de ensamblaje del PAM, Autor propio. . . . .	25
31.	PAM, Autor propio. . . . .	26
32.	Ensamblaje del PAM, Autor propio. . . . .	26
33.	Acople a compresor, Autor propio. . . . .	26
34.	Diseño final de palma de la mano, Autor propio. . . . .	27
35.	Palma impresa en 3D, Autor propio. . . . .	27
36.	Unión del diseño de la palma con sus respectivas falanges, Autor propio. . . . .	28
37.	Diseño de las falanges proximales, Autor propio. . . . .	28
38.	Diseño de las falanges medias, Autor propio. . . . .	29
39.	Diseño de las falanges distales, Autor propio. . . . .	29
40.	Perno de 4 mm, Autor propio. . . . .	29
41.	Diseño de eje palmar, Autor propio. . . . .	30
42.	Antebrazo parte uno, Autor propio. . . . .	30
43.	Antebrazo parte dos, Autor propio. . . . .	31
44.	Soporte de acoples, Autor propio. . . . .	31
45.	Acoples de paso de aire, Autor propio. . . . .	32
46.	Mano impresa en 3D recubierta con guante de caucho, Autor propio. . . . .	32
47.	Válvula solenoide unidireccional, Autor propio. . . . .	33

48.	Dimensionamiento del circuito, Autor propio. . . . .	34
49.	Círculo impreso, Autor propio. . . . .	34
50.	Prototipo explosionado, Autor propio. . . . .	36
51.	Acople antebrazo, Autor propio. . . . .	37
52.	Simulación de actuadores, Autor propio. . . . .	37
53.	Tensión de von mises, Autor propio. . . . .	38
54.	Prueba de desplazamiento, Autor propio. . . . .	38
55.	Gráfica de resultado de la prueba de fuerza del sistema muscular, Autor propio. . . . .	40
56.	Gráfica de contracción muscular artificial, Autor propio. . . . .	42
57.	Gráfica de eficiencia del agarre palmar según la escala de evaluación, Autor propio. . . . .	44
58.	Abrazadera, Autor propio. . . . .	53
59.	Perno, Autor propio. . . . .	53
60.	Manguera de latex, Autor propio. . . . .	53
61.	Compresor, Autor propio. . . . .	54
62.	Conectores rápidos, Autor propio. . . . .	54
63.	Acople antebrazo, Autor propio. . . . .	55
64.	Acople antebrazo, Autor propio. . . . .	55
65.	Antebrazo parte 1, Autor propio. . . . .	56
66.	Antebrazo parte 2, Autor propio. . . . .	56
67.	Soporte de los acoples, Autor propio. . . . .	57
68.	Válvula solenoide, Autor propio. . . . .	57
69.	Prueba de agarre sobre un tomate, Autor propio. . . . .	58
70.	Prueba de agarre sobre un rollo de piola, Autor propio. . . . .	58
71.	Prueba de agarre sobre un control remoto, Autor propio. . . . .	59

## ÍNDICE DE TABLAS

I.	Tabla de fuerza de la correlación [57]. . . . .	21
II.	Tabla de variables para prueba en los PAM. . . . .	23
III.	Tabla de variables para prueba de agarre. . . . .	23
IV.	Resultados de fuerza en función de la presión. . . . .	39
V.	Tabla de valores de presión vs fuerza. . . . .	41
VI.	Resultado de contracción de los músculos (cm). . . . .	41
VII.	Tabla de valores de presión vs contracción. . . . .	42
VIII.	Escala de evaluación de efectividad en el agarre palmar. . . . .	43
IX.	Tabla de frecuencia por nivel . . . . .	44
X.	Tabla de porcentaje por nivel . . . . .	44
XI.	Cronograma . . . . .	46
XII.	Presupuesto . . . . .	47

## V. INTRODUCCIÓN

Las amputaciones en las extremidades superiores se dan por diversas causas, tales como accidentes de tráfico, accidentes industriales y enfermedades como la diabetes. Cada año en los Estados Unidos se presentan entre 50,000 a 100,000 nuevos casos de amputación, de los cuales, las amputaciones en las extremidades superiores representan más del 80 %. Por último, el porcentaje mencionado de amputaciones en extremidades superiores supera el 70 %, y la mayoría involucran específicamente la muñeca, la mano o los dedos [1].

La amputación de dedos es un problema que afecta significativamente la independencia de las personas al realizar ciertas actividades cotidianas que requieren de la manipulación precisa de objetos, especialmente cuando se necesita hacer uso del agarre palmar. El agarre palmar es un movimiento fundamental que permite sujetar objetos de diferentes tamaños, pesos y formas, y su pérdida limita considerablemente la calidad de vida de quienes han sufrido amputaciones digitales, afectando tanto su independencia como su integración en la vida laboral y social.

En el ámbito de la ingeniería biomédica, se han explorado varias tecnologías y métodos para replicar las funciones naturales perdidas por las amputaciones, entre ellas, el uso de los sistemas musculares neumáticos (PAMs). Los sistemas musculares neumáticos, ofrecen la oportunidad de imitar la contracción y extensión que realizan los músculos por medio de presión. Esta tecnología resulta adecuada para aplicaciones de prótesis por su capacidad de proporcionar la fuerza necesaria para movimiento repetitivos sin afectar a los tejidos residuales, además de ofrecer un diseño liviano, adaptativo y económico [1].

Entre las diversas investigaciones que se han llevado a cabo en los últimos años, se puede destacar el trabajo realizado por Hyun-Ho Kym y colaboradores, en la cual desarrollaron una prótesis de dedo portátil utilizando actuadores neumáticos basados en el diseño muscular de McKibben, para accionar dicha prótesis [2].

Este proyecto de tesis propone el desarrollo de un sistema muscular artificial utilizando robótica suave para replicar el movimiento de flexión y extensión de las falanges para lograr el agarre palmar en personas que han sufrido la amputación de los dedos meñique, anular, dedo medio e índice. El diseño se basa en la integración de componentes neumáticos. Por medio de este enfoque, se busca proporcionar una solución accesible y funcional que contribuya a la mejora de la autonomía en la vida diaria de los usuarios.

## VI. PROBLEMA

Según la Organización Mundial de la Salud “*se estima que 1300 millones de personas, es decir, el 16% de la población mundial, sufre actualmente una discapacidad importante*” [3]. En un artículo realizado en el 2023 por Bei Yuan y colaboradores acerca de amputaciones traumáticas en 204 países concluye que “*A nivel mundial, la incidencia y prevalencia de amputaciones traumáticas aumentó de 11,37 millones y 370,25 millones en 1990 a 13,23 millones y 552,45 millones en 2019, con un aumento del 16,4 y el 49,2 %*” [Yuan2023]. Esto demuestra que la amputación es una problemática relevante y se estima tener un incremento significativo de las personas que viven en estas condiciones en los siguientes años. Por lo tanto, es necesario desarrollar diferentes tipos de prótesis como parte de un conjunto de medidas que apunten a mejorar las condiciones de vida que experimentan las personas que padecen de estas discapacidades.

Por otro lado, se debe resaltar que las manos son el principal instrumento para la manipulación física que tienen las personas, y algún daño a la misma puede tener graves complicaciones en el diario vivir [4]. La pérdida de algunos de los dedos por causa de algún accidente o enfermedad que lleve a la amputación es una de las discapacidades físicas más comunes [5] y de las más problemáticas para quienes lo presentan. La ausencia de algunas de las falanges de la mano limita por mucho el desempeño en las actividades cotidianas y laborales, especialmente para aquellas tareas en las que se requiere precisión, fuerza y agarres, esto limitando la independencia de quien la padece, perjudicando su calidad de vida.

En la actualidad, aún se encuentran problemas en prótesis de la mano que genera dificultades para el movimiento y para el agarre de objetos. Por otro lado, cuando se trata del uso de prótesis actuales como las prótesis electromiográficas, estas tienen un costo muy alto, lo que las vuelve poco asequibles y además pueden llegar a limitar las actividades de las personas, lo que les dificulta llevar una vida cotidiana [6].

Muchas de las prótesis necesitan de una conexión eléctrica para su funcionamiento, por lo que su acceso se ve limitado tanto por diseño, precio e incluso su fuente de alimentación [7].

Ante esta problemática, se realiza la propuesta de desarrollar un sistema muscular artificial basado en neumática que represente una alternativa innovadora y más accesible para replicar los movimientos de flexión y extensión de los dedos de la mano.

## VII. JUSTIFICACIÓN

El desarrollo de un prototipo de sistema muscular artificial neumático basado en robótica suave para replicar el movimiento de flexión y extensión de las falanges de la mano en el movimiento de agarre palmar, se presenta como una solución prometedora, que puede ayudar a mejorar la calidad de vida de las personas con amputación en los dedos que participan en dicho agarre. Esta discapacidad complica la independencia de la persona, dificultando funciones tan sencillas como agarrar un vaso con agua o alguna otra herramienta que se necesite para desempeñar distintas actividades.

Con un sistema de músculos neumáticos se puede replicar muy bien el movimiento natural de los dedos de la mano debido a que sus movimientos son ejecutados por presión de aire en un músculo artificial y un controlador.

La implementación de un sistema muscular neumático requiere menos costos en su fabricación esto se debe a que no usan actuadores complejos como los motores servo, en su lugar utilizan el músculo artificial que se fabrica con materiales de bajo costo.

La neumática brinda una tecnología que, además de ser relativamente económica y sencilla de mantener, puede proporcionar la fuerza y control necesarios para imitar los movimientos de los músculos humanos de forma segura. A diferencia de otro tipo de tecnologías, que dependen de componentes eléctricos complejos, este sistema pretende ser adaptable, sencillo y adecuado para un uso prolongado en la vida diaria del paciente.

El desarrollo de este sistema no solo busca mejorar la autonomía del usuario, sino también contribuir al campo de la rehabilitación con prótesis, la cual podría ser adaptado para diversas aplicaciones clínicas. Además, este proyecto integra la tecnología neumática en dispositivos de asistencia, lo cual abre alternativas a nuevas investigaciones en dispositivos de rehabilitación y asistencia motora en entornos de bajos recursos.

## VIII. OBJETIVOS

### *VIII-A. Objetivo general*

Desarrollar un prototipo de sistema muscular artificial basado en robótica suave que realice el movimiento de flexión y extensión de las falanges que actúan en el agarre palmar.

### *VIII-B. Objetivos específicos*

- Diseñar un sistema de músculos artificiales que permita el movimiento natural de las falanges en el agarre palmar.
- Desarrollar un prototipo funcional basado en robótica suave con materiales de bajo costo.
- Validar el funcionamiento del prototipo mediante pruebas de agarre con objetos de uso cotidiano.

## IX. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### IX-A. Anatomía de los dedos de la mano

Los dedos de la mano están conformados por pequeños huesos llamados falanges. “A pesar de su tamaño, estas se clasifican como huesos largos debido a sus características morfológicas, cuerpo, cabeza distal y base proximal” [8]. Cada mano cuenta con 14 falanges, de las cuales:

- El pulgar: Cuenta con 2 falanges, una proximal y una distal.
- Los 4 dedos restantes: Cuentan con 3 falanges cada uno: una proximal, una medial y una distal.

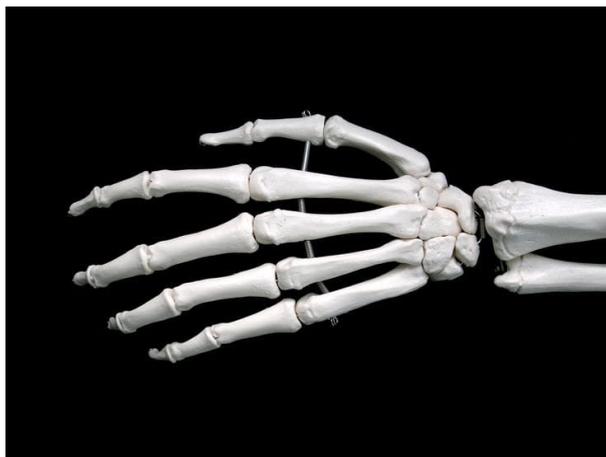


Figura 1. Falanges de la mano [8].

Por otro lado, las articulaciones son áreas donde conectan 2 o más huesos. Las articulaciones de los dedos permiten el movimiento de flexión y extensión característicos de estos [8]. Los cuales se los puede clasificar como:

- Articulaciones metacarpofalángicas: Conectan las falanges proximales a los huesos del metacarpo.
- Articulaciones interfalángicas proximales: Conectan las falanges proximales con la media.
- Articulaciones interfalángicas distales: Conectan las falanges medias y distales.
- Articulación interfalángica del pulgar: Conecta la falange proximal y distal del pulgar.

*IX-A1. Músculos de la mano:* La mano cuenta con numerosos músculos que le permiten gran variedad de movimientos y que trabajan conjuntamente para otorgar fuerza y precisión, los cuales se muestran en la figura 2. Estos se pueden dividir entre músculos intrínsecos y extrínsecos [9].

Los músculos intrínsecos se tratan de pequeños músculos que se encuentran en la mano y controlan los movimientos finos, esenciales para realizar manipulación precisa de objetos. Estos se componen por [9]:

- Músculos tenares: Responsables del movimiento del pulgar.
- Músculos hipotenares: Relacionados al movimiento del meñique.
- Lumbricales: Permiten la flexión de las articulaciones metacarpofalángicas y extensión de las interfalángicas.
- Interóseos: Este se dividen en 2, dorsales para la abducción de los dedos y palmares para la aducción de los dedos.

Por otro lado, los músculos extrínsecos se originan en el antebrazo y tienen su inserción en la mano. Estos tienen la labor de proporcionar la fuerza necesaria para efectuar los movimientos que realice la mano [9].

- Flexor profundo de los dedos: Encargado de flexionar la falange distal.
- Flexor superficial de los dedos: Encargado de la flexión de las falanges medias.
- Flexor largo del pulgar: Encargado de flexionar la falange distal del pulgar.
- Extensor de los dedos: Extiende los dedos.
- Extensor del índice: Extiende el índice.
- Extensor del meñique: Extiende el meñique.
- Extensor largo del pulgar: Extiende la falange distal del pulgar.
- Extensor corto del pulgar: Extiende la falange proximal del pulgar.
- Abductor largo del pulgar: Abduce y extiende el pulgar.

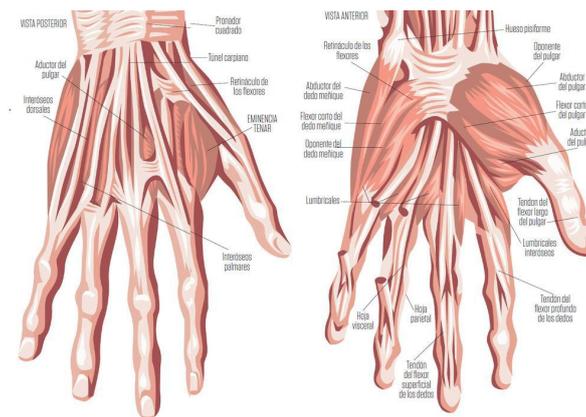


Figura 2. Músculos de la mano [10].

**IX-A2. Función y rango de movilidad de los dedos meñique, anular, medio e índice:** El rango de movilidad hace referencia a los movimientos permitidos según la anatomía de los huesos y varía con base a las articulaciones que poseen los miembros [11]. La movilidad de los dedos cambia según los grados de libertad de las articulaciones, donde los cuatro dedos tienen cuatro grados de libertad; dos en la articulación metacarpofalángica, uno en la articulación interfalángica proximal y una en la articulación interfalángica distal [11].

De las antes mencionadas, las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángicas proximal y distal cuentan con el movimiento de flexión y extensión. El movimiento de abducción y aducción de los dedos se da a la altura de la articulación metacarpofalángica.

El margen de movimiento de flexión y extensión de las articulaciones interfalángicas se compone por [12]:

- Articulaciones metacarpofalángicas (MCF): De 90° a 100°.
- Articulaciones interfalángicas proximales (IFP): De 110° a 130°.
- Articulaciones interfalángicas distales: De 45° a 90°.

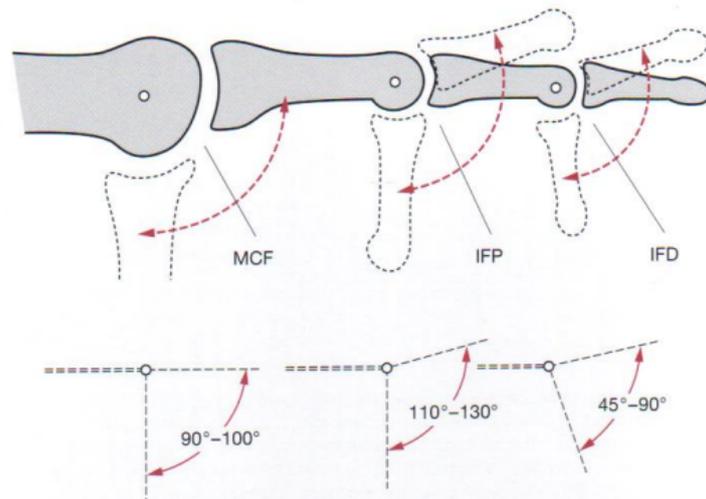


Figura 3. Margen de movimiento de las articulaciones interfalángicas [12].

### IX-B. Deformidades y Amputaciones

*IX-B1. Deformidades:* Según American Academy of Pediatrics, el 10% de bebés nacen con malformación de la mano. Estas suelen ocurrir durante la etapa del embarazo y a veces es posible diagnosticarlas mediante ecografía en el período de embarazo [13]. Además existen aquellos casos en los que los bebés nacen con “Simbraquidactilia”, como se muestra en la imagen 4, que se refiere aquellos pacientes que tienen dedos muy cortos o presentan ausencia de los mismo. Esto se puede clasificar según su gravedad [13]:

- Simbraquidactilia leve: Los dedos de la mano son poco desarrollados, tienen movilidad y pueden llegar a tener algunos de los huesos de los dedos.
- Simbraquidactilia moderada: Cuenta con el pulgar, pero falta la mayoría o todos los huesos de los dedos.
- Simbraquidactilia grave: El paciente no presenta pulgar ni dedos, a veces tiene el pulgar incompleto.



Figura 4. Caso de Simbraquidactilia moderada [14].

*IX-B2. Amputaciones:* Según el Instituto Nacional del Cáncer (NIH) define la amputación como “*Extirpación de un miembro (brazo o pierna) u otra parte del cuerpo mediante cirugía como consecuencia de una lesión o enfermedad*” [15], como se muestra en la figura 5. Dicha amputación del miembro afectado puede ser total o parcial.

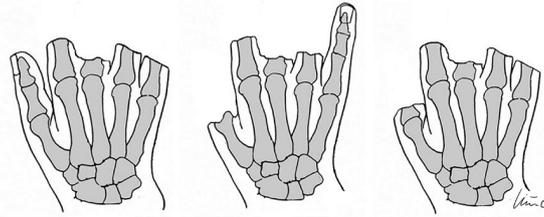


Figura 5. Amputación de dedos de la mano [16].

Generalmente las enfermedades que pueden causar este tipo de problemas son la diabetes o el cáncer. Aunque más frecuentemente son causados por accidentes con herramientas de fábricas, o eléctricas, accidentes automovilísticos, laborales, entre otros casos. Por supuesto, la ausencia de un miembro del cuerpo trae consecuencias en el día a día de la persona perjudicada, dificultando su desempeño individual, lo que puede traer dificultades psicológicas y de adaptación a un nueva realidad.

### IX-C. *Músculos Artificiales*

En la época entre los años 1960's y principios de la década de 2000, hubo un gran desarrollo en el campo de la robótica, en la cual ha buscado mimetizar los movimiento naturales del cuerpo humano para emplearlos en la industria por medio de actuadores hidráulicos, neumáticos y de motores eléctricos. Esto provocó el interés por emplear tecnologías más complejas y de mayor precisión, lo que detonó en mejoras en los actuadores que usaban [17].

Sin embargo, estos sistemas resultaban pesados y toscos, por lo que el objetivo cambió al desarrollo de la misma tecnología pero más livianas y adaptables. Lo que condujo a la creación de una nueva categoría de actuadores conocidos como músculos artificiales [17].

Los músculos artificiales se definen como “*Sistema de materiales que pueden contraerse, expandirse o rotar reversible-mente dentro de un componente cuando se excitan mediante una entrada externa*” [17]. El objetivo de estos, no es el de imitar los materiales de los músculos esqueléticos, ya que no implica un material biológico que contenga alguna estructura viva. Sino que, busca emular la capacidad para producir un trabajo mecánico.

Estos se pueden activar utilizando distintas fuentes de entrada que conllevan a más de un modo de salida [17]. Esto implica que exista varias formas de clasificarlos, sin embargo en este caso, se los distingue en función de su principio de actuación.

Algunos de ellos son:

- Elastómeros Dieléctricos (DEA).
- Compuesto Metálico de Polímero Iónico (IPMC).
- Polímeros Conductores (CP).
- Músculos Artificiales Torcidos y Enrollados (TCAM).
- Músculos Artificiales Torcidos y Espirales (TSAM).
- Actuadores de Aleación de Memoria de Forma (SMA).
- Actuadores de Polímero de Memoria de Forma (SMP).
- Músculos Artificiales Neumáticos (PAM).
- Músculos Artificiales Hidráulicos.

*IX-C1. Neumáticos:* “Los músculos artificiales neumáticos (PAMS) se han utilizado en varios dispositivos de asistencia y rehabilitación humanos debido a su comportamiento inherente que se asemeja a los músculos biológicos” [Aman2022]. Estos se comportan de manera muy similar a los músculos esqueléticos humanos, desarrollando así un gran interés en los investigadores de este campo de estudio por su bajo peso, bajo costo, capacidad de conducción trasera, cumplimiento y potencia [17].

El primer PAM fue desarrollado por Garasiev en 1930, este se trataba de una membrana flexible rodeada por un cobertor trenzado que se activaba usando energía neumática o hidráulica [17]. Los músculos artificiales neumáticos son también conocidos como McKibben.

#### *IX-D. Principio de funcionamiento de los PAM*

El mecanismo de trabajo de un actuador McKibben tiene como componentes principales un vejiga y una malla trenzada. La membrana se infla al aumentar la presión y se desinfla al disminuirla, lo que genera movimientos lineales y unidireccionales. La fuentes de energía más común usada en este tipo de actuadores es el aire, aunque también se pueden usar otros fluidos. La presión de funcionamiento de los PAM está en el rango de 1 a 5 unidades de presión [17], lo que genera la fuerza suficiente para cumplir su función.

Además, en dicha investigación se aplicó un modelo empírico simplificado en el cual, se toma en cuenta la posición inicial del PAM como 0, para luego, al enviar presión, determinar la longitud de estiramiento, logrando así observar el funcionamiento mecánico natural del PAM. Teniendo en cuenta que los valores pueden cambiar dependiendo de las propiedades de los materiales en específico usados. [18]

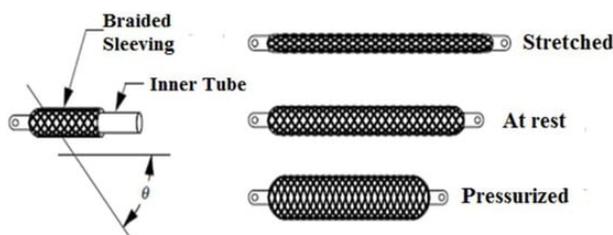


Figura 6. Funcionamiento del músculo neumático [19].

#### *IX-E. Látex*

Es un tipo de material líquido vegetal, el cual es extraído principalmente de un árbol llamado “árbol del caucho” (*Hevea brasiliensis*). Este material destaca por su gran flexibilidad, elasticidad y maleabilidad, haciendo que tenga diversos usos [20].

En la ingeniería biomédica, el látex es empleado para distintos propósitos en el ámbito médico como [21]:

- Guantes: Para procedimientos quirúrgicos y diagnósticos.
- Dispositivos médicos: Empleado en fabricación de sondas, catéteres y diafragmas.
- Modelados anatómicos y simuladores: Construcción de modelos anatómicos flexibles y realistas, que replican características de los tejidos blandos.
- Prótesis y órtesis: Usado para sistemas de suspensión, componentes elásticos o recubrimientos.
- Experimentación: Usado como material de prueba de biocompatibilidad para pruebas o prototipos.

En la figura 7 se puede observar una manguera de látex similar al que es utilizado en el prototipo.



Figura 7. Manguera de latex, Autor propio.

#### *IX-F. Cobertor de cables tipo malla*

Los cobertores tipo malla o también conocidos como fundas trenzadas para cables, se usan para proteger cables. Estos cobertores cuentan con varias características dependiendo de el tipo de cobertor, existiendo desde fundas trenzadas para altas temperaturas, para protección electromagnética e incluso para mangueras hidráulicas [22].



Figura 8. Cobertor de cables tipo malla, Autor propio.

*IX-F1. Principio de funcionamiento de las bombas de aire:* En general, las bombas realizan su función por medio de un diafragma que al estar en movimiento, desplaza el aire en un sentido u otro. Dicho movimiento, que puede ser hacia abajo o arriba, crea un cambio de volumen en la cámara de la bomba, generando una diferencia de presión [23].

Además, cuenta con válvulas que permiten que el aire se dirija en una sola dirección [23]:

- Para bombear aire: El diafragma empuja el aire hacia fuera.
- Para crear vacío: El diafragma extrae aire de la cámara de la bomba.

Por otro lado, este tipo de bombas de aire compactas tiene distintas especificaciones dependiendo del fabricante, pero se puede manejar un rango general [24]:

- Voltaje: Maneja un rango de 3V a 12V DC.
- Corriente: Puede variar entre 100 mAh a 2000mAh.
- Presión: El rango de presión generada puede estar en el rango de 0.1 y 3 bar. Para bombas de vacío suele llegar entre -50kPa y -85kPa.

### IX-G. Compresor portátil

Se trata de una máquina liviana cuyo objetivo es aumentar la presión del aire y otros gases, por medio de la activación de un motor. Para esto, hace uso de la energía mecánica para convertirla en neumática, comprimiendo el aire por medio del aumento de la presión, para después transportarlo por medio de un tubo [25].

Por otro lado, es importante mencionar que estos dispositivos cuentan con más fuerza que las mini bombas convencionales anteriormente mencionadas. Un ejemplo de éstas, es la *Portable Electric Air Compressor* de Xiaomi, mostrada en la imagen 9 la cual cuenta con varias características como ser recargable y tener un amplio rango de presión a pesar de su tamaño. Además, cuenta con otras características, tales como [26]:

- Dimensiones: 124x71x45.3 mm
- Puerto de carga: Micro-USB.
- Carga: 5V === 2A
- Capacidad de batería: 2000 mAh (14,8 Wh).
- Rango de presión de aire: 0,2 - 10,3 Bar / 3 - 150 PSI.



Figura 9. Mini Compresor de Aire Xiaomi [26].

### IX-H. Software de diseño

*IX-H1. Autodesk Inventor:* Antes de implementar un prototipo de falanges se deben realizar varias iteraciones. Por ese motivo, en este proyecto se recurrió a la impresión 3D para la etapa de prototipado. Para esto se hicieron los diseños con un software CAD, en específico Inventor.

Inventor es un Software CAD 3D desarrollado por AutoDesk; como se puede ver en la figura 10 cuenta con herramientas para diseñar modelos 3D de manera profesional, ayuda a los profesionales desde que se concibe una idea hasta realizar su diseño, el modelado y simularla. Además, permite a los creadores plasmar sus ideas para luego dibujarlas y obtener piezas realistas en la computadora. En consecuencia, este software tiene las herramientas necesarias para elaborar proyectos hasta su fabricación [27].



Figura 10. Herramientas de Boceto en Inventor [28].

Una de las razones por la cual se decidió usar Inventor es porque su interfaz de usuario es bastante práctica a la hora de crear diseños, esta cuenta con ventana principal la cual contiene su respectiva barra de herramientas

estándar que se encuentra en la parte superior de la pantalla, el navegador en el lado izquierdo y un menú específico de las ventanas al que se puede acceder dando un clic derecho en todos los entornos [28].

Además, Inventor Autodesk contiene una ventana gráfica que aparece cuando hay un archivo abierto y contiene el archivo con el cual se está trabajando. Su barra de herramientas estándar contiene comandos para abrir, imprimir, aplicar el zoom y encuadrar, así como las del modo visualización y vistas normalizadas. Su navegador permite ver la estructura jerárquica de piezas, ensamblajes y dibujos. El navegador está en cada entorno y muestra la información para el archivo activo [28].



Figura 11. Herramientas de Ensamblaje en Inventor [28].

También Inventor permite hacer una simulación dinámica la cual sirve para crear un mecanismo funcional. La simulación dinámica añade a este mecanismo funcional la dinámica real de distintas cargas logrando una cadena cinemática real. Por su puesto que para ella hay que hacer previamente un análisis de tensión para encontrar las mejores alternativas de diseño para una pieza o ensamblaje [28].

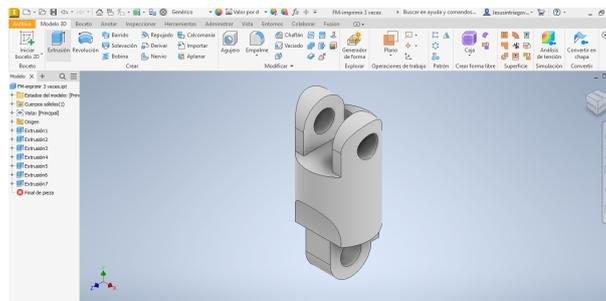


Figura 12. Diseño de prototipo hecho en inventor, Autor propio.

### IX-I. FluidSim

FluidSim es un software de simulación que sirve para crear esquemas de circuitos en neumática así como hidráulica y electrotécnica [29].

Este programa permite comunicar procesos y relaciones complejas de forma segura y accesible.

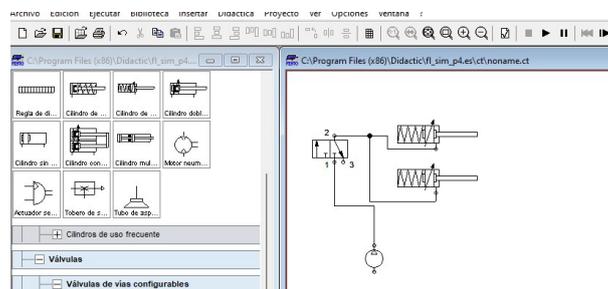


Figura 13. Esquema en FluidSim, Autor propio.

### IX-J. Arduino Uno

Arduino es una placa microcontrolador que está basada en el ATmega328P. Esta placa contiene 14 pines disponibles para entrada y salida digital, de estas entradas 6 de ellas se pueden usar como salidas PWM, es decir, salidas de pulso analógicas moduladas. Además tiene un resonador cerámico de 16 MHz, un conector USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP y un botón de reinicio [30].

Arduino es bastante intuitivo a la hora de hacer trabajos/proyectos, ya que se conecta mediante USB a un ordenador y se puede empezar a usar, claro no sin antes haber programado y compilado el código de el programa de Arduino UNO.

*IX-J1. Fuente de Alimentación:* Para este proyecto al usarse la placa Arduino se necesita una alimentación de 5V DC el que es el voltaje adecuado para la placa.



Figura 14. Microcontrolador Arduino Uno [30].

### IX-K. Proteus

Proteus es una aplicación cuyo objetivo es la ejecución de proyectos de construcción de equipos electrónicos en todas sus etapas: diseño del esquema, PCB, simulación, depuración de errores, entre otros [31].

El uso de este software trae consigo varias ventajas, entre las principales la experimentación simulada del circuito electrónico diseñado, permitiendo encontrar errores antes de materializar el esquema del circuito electrónico.

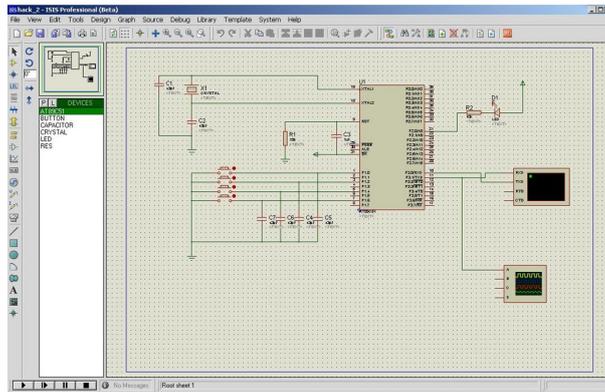


Figura 15. Interfaz de Proteus y ejemplo de circuito electrónico [32].

#### IX-L. PCB

El significado de las siglas PCB provienen de: placa de circuito impreso (“printed circuit board en inglés”). Es un circuito electrónico cuyos componentes están contenidos dentro de una placa mecánica, como se muestra en la figura 16. Dicha estructura mecánica se realiza por medio de materiales laminados aislantes entre capas de material conductor. A su vez, la estructura general de la placa es chapada y cubierta con soldadura no conductora [33]. La creación de PCB es una herramienta de gran utilidad ya que permite el materializar distintos circuitos electrónicos sin importar su dificultad y aún así, lograr que sea portable, ligero y con presentaciones adecuadas para cualquier dispositivo ignorando el tamaño del mismo.

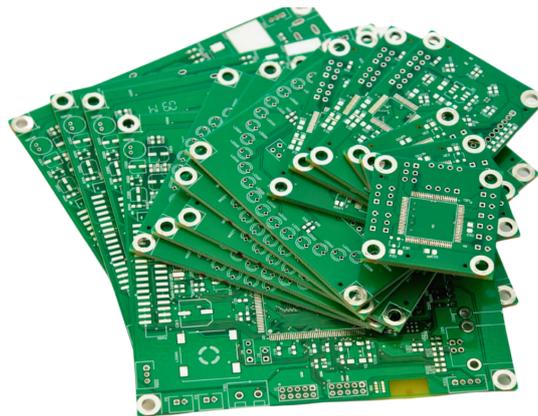


Figura 16. Placa de circuito impreso [34].

#### IX-M. Transistor NPN

Los transistores se encuentran en muchos circuitos, y van desde la modulación hasta la amplificación, pero casi siempre se los utiliza para dar dos estados a un circuito que son: completamente encendido o completamente cerrado, por lo que básicamente es un interruptor. Los transistores NPN Y PNP se conocen como de unión bipolar y se usan en todos los equipos electrónicos modernos. En los transistores que son de tipo PNP los portadores de carga mayoritarios son huecos, en cambio los NPN los electrones son portadores de carga mayoritarios, esto es

diferente con los transistores de efecto campo (FET), que tienen un tipo de carga portadora. [35].

Lo que caracteriza al transistor PNP es que es de unión bipolar, en este transistor la primera letra P está indicando cuál es la polaridad del voltaje requerido para la terminal del emisor, la letra N se refiere a la polaridad del terminal para la base. Este tipo de transistor es opuesto al NPN [35]. El transistor se puede apreciar mejor en la figura 17.

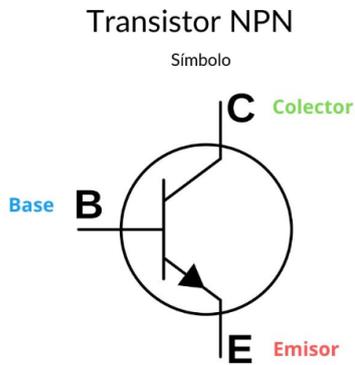


Figura 17. Circuito transistor [35].



Figura 18. Circuito transistor [36].

### IX-N. Diodo

Se trata de un componente electrónico que deja que pase la energía eléctrica en un solo sentido, este componente se compone de dos materiales diferentes que están de lados opuestos, se conocen como ánodo y cátodo.

El diodo se compone de dos materiales, un material tipo P y un material tipo N. El material tipo P se obtiene por un proceso de dopado, cuando se le añaden átomos al semiconductor para aumentar el número de cargas positivas o huecos [37].

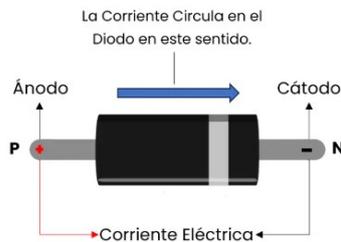


Figura 19. Funcionamiento del diodo [38].



Figura 20. Diodo [39].

### IX-Ñ. Resistencias

Para el circuito del prototipo se usan botones que son los que activan a la bomba de aire, pero estos botones a su vez necesitan de sus resistencias para evitar una sobrecarga.

Las resistencias tienen la función de limitar la corriente en donde se haya puesto la resistencia, esto lo logra convirtiendo la energía eléctrica a energía térmica mediante el efecto joule. Por ello, entender cómo funciona una resistencia es importante para comprender la electrónica y los circuitos eléctricos [40].

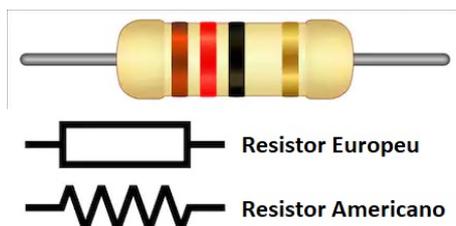


Figura 21. Resistencia y su simbología [40].

### IX-O. Válvulas solenoide

Son dispositivos que responden a pulsos eléctricos cuya función radica en abrir o cerrar la válvula por medio de la corriente que circula a través del solenoide [41]. Funciona al hacer que un émbolo se mueva hacia arriba y hacia abajo por medio de un campo magnético generado por el solenoide eléctrico [42]. Están diseñadas para usarse con agua, gas, aire, vapor, entre otros. Pueden ser de dos hasta cinco vías y estar fabricadas en latón, acero inoxidable o PVC, dependiendo del fluido [43].

*IX-O1. Funcionamiento:* La válvula solenoide consta principalmente de dos componentes: un solenoide y un cuerpo de válvula. El solenoide tiene una bobina inductiva electromagnéticamente alrededor de un núcleo de hierro en el centro llamado émbolo [42].

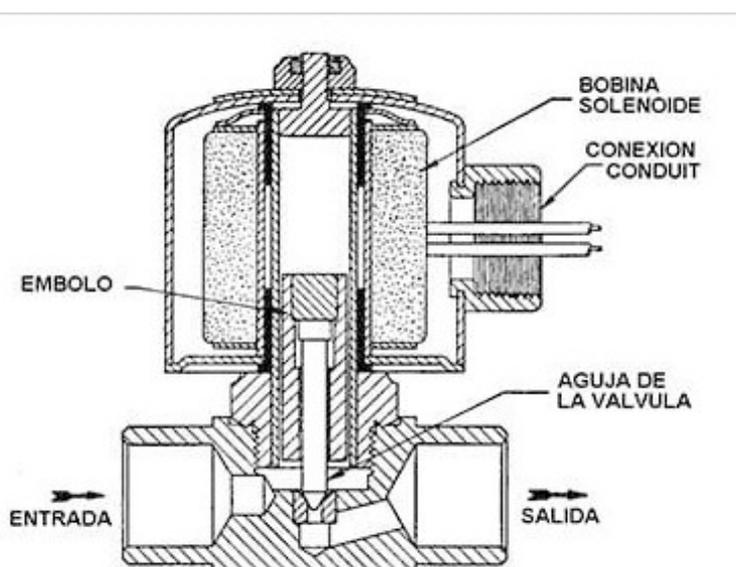


Figura 22. Componentes de una válvula solenoide [44].

Cuando se encuentra en reposo, dependiendo del tipo de solenoide, puede estar cerrada o abierta. En el caso de aquellas en las que en reposo está cerrada, cuando circula corriente a través del solenoide, la bobina se energiza y crea un campo magnético, creando una atracción magnética con el émbolo, moviéndolo y superando la fuerza del resorte [42]. Esto provoca que el émbolo se levante y el sello abra el orificio, permitiendo el flujo de los medio a través de la válvula. La solenoide abierta funciona de forma opuesta [42].

*IX-O2. Tipos de válvulas solenoide:* Las válvulas solenoides se pueden diferenciar por la posición en la que se encuentra el sistema en reposo. Se pueden encontrar tres:

Normalmente abierta (NO): La válvula está abierta cuando se encuentra en reposo, lo que permite la circulación de los fluidos a través de ella. Cuando se envía la corriente a la bobina, fuerza al émbolo a bajar por la fuerza del campo electromagnético cerrando el paso [42].

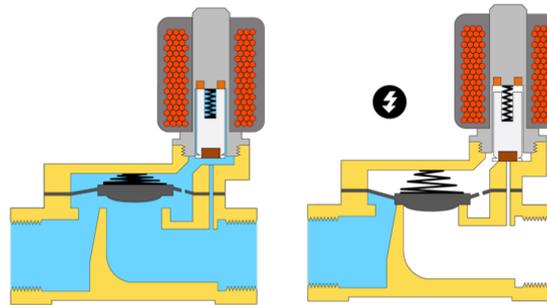


Figura 23. Principio de funcionamiento de una válvula solenoide normalmente abierta: reposo (izquierda) y energizado (derecha) [42].

Normalmente cerrada (NC): La válvula está cerrada cuando se encuentra en reposo, lo que evita la circulación de los fluidos a través de ella. Cuando se envía la corriente a la bobina, el émbolo sube por la fuerza del campo electromagnético permitiendo el paso [42].

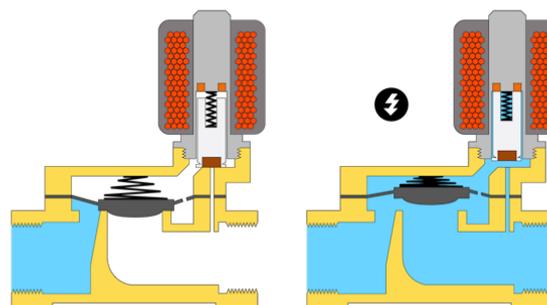


Figura 24. Principio de funcionamiento de una válvula solenoide normalmente cerrada: reposo (izquierda) y energizado (derecha) [42].

Biestable: También conocida como de traba, puede ser conmutada por una fuente de alimentación. Cuando está sin energía, la válvula permanece en la posición a la que se cambió, en otras palabras, no es normalmente cerrada ni abierta, ya que permanece en la posición actual cuando no se aplica energía [42].

Por otro lado, también se puede hallar de dos o hasta cinco vías. Las válvulas de dos vías, generalmente funcionan con tres modalidades diferentes dependiente del uso que se les dé:

- Acción directa: El comando eléctrico acciona directamente la apertura o cierra de la válvula, por medio de un émbolo [43].
- Acción indirecta: Se realiza en dos tiempo, el émbolo recibe el comando eléctrico y luego permite indirectamente que el diafragma principal se abra o se cierre. Esta serie de válvulas necesitan de una presión mínima para su correcto funcionamiento [43].

- Acción mixta o combinada: Estas no requieren de una presión mínima a pesar de que realiza su funcionamiento en dos tiempos. Primero se vacía la presión superior del diafragma grandes, luego la presión de abajo del diafragma lo empuja para que se abra. La segunda etapa se trata de que el émbolo está sujetado por medio de un resorte al diafragma grande y este resorte acelera la acción de la presión de abajo hacia arriba para abrir el mismo diafragma [43].

#### *IX-P. Impresión 3D*

La impresión 3D es el proceso de creación de objetos mediante el depósito de capas de material fundido unas sobre otras. El funcionamiento de las impresoras 3D se basa en cortar un modelo digital 3D en cientos de finas capas mediante un software específico para luego exportarlo a la impresora en un formato en específico, que suele ser .stl.

Es posible imprimir con diferentes tipos de materiales, entre los más comunes son los de base plástica, como PLA, PEEK o PEI, entre otros. Además de poder incluso reforzar los termoplásticos con fibras de carbono o de vidrio, aunque esto depende de la capacidad de la impresora 3D a usar. Este tipo de tecnología tiene varios usos, desde la decoración personalizada, objetos pequeños y figuras, hasta la fabricación de piezas profesionales [45].

#### *IX-Q. Filamento para impresión 3D*

Los filamentos de impresión 3D son materiales termoplásticos que se utilizan para imprimir objetos 3D mediante la fundición del material para la impresión. Este tipo de material se encuentra en diferentes colores y de diferentes tipos, hechos con materiales como nailon, PLA (polilactida), PET (polieterftalato), ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), entre otros [46]. Dicho material termoplástico pasa a través de una boquilla que es calentada a una temperatura suficiente para fundir el material. Esta boquilla se mueve y calienta el material siguiendo las instrucciones dadas por el software de la impresora.

Existen varios tipos de filamentos según su composición, entre los más destacados se encuentran:

*IX-Q1. PLA:* Los filamentos de PLA (polilactida) son formados por medio de la síntesis termoplástica, lo que consiste mezclar materias primas naturales con aditivos químicos como ácido poliláctico y polietilenglicol. Es un tipo de filamento fácil de procesar y biodegradable, lo que aumentó su popularidad en el mercado. Además, es fácil de imprimir porque no requiere de temperaturas de impresión tan altas comparadas a otras (180-230°C) [46].

*IX-Q2. PETG:* Los filamentos de PETG (tereftalato de polietileno dopado con glicol) es un tipo de filamento flexible y de gran durabilidad con resistencia al agua y a los productos químicos. Son formados por medio de la síntesis termoplástica de materias primas como el ácido tereftálico y el glicerol con otros varios compuestos químicos adicionales. Este material es generalmente usado por su resistencia a los productos químicos [46].

*IX-Q3. PA:* Se trata de un filamento conocido como nailon, es flexible y duradero, con resistencia a la abrasión y al daño mecánico. Este material suele ser usado para imprimir piezas que deben soportar grandes cargas, como engranajes y resortes de expansión. Este filamento se elabora por medio de un proceso de síntesis termoplástica con material primo como ácido azeálico y glicerol, con añadidos de antioxidantes y estabilizantes. Cabe recalcar que el humo que emite durante su fundición para la impresión puede ser nocivo [46].

#### *IX-R. Dinamómetro*

Es una herramienta que permite determinar la fuerza o el peso de un cuerpo por medio del cambio de elasticidad de un muelle [47]. Dicho muelle dispone en el interior un cilindro. Los dinamómetros usualmente disponen en los extremos ganchos que permiten su sujeción a los objetos que serán expuestos a la medición, además cuenta con una escala de medición en Newton y kilogramos [48]. En la siguiente imagen se muestra los componentes de un dinamómetro.

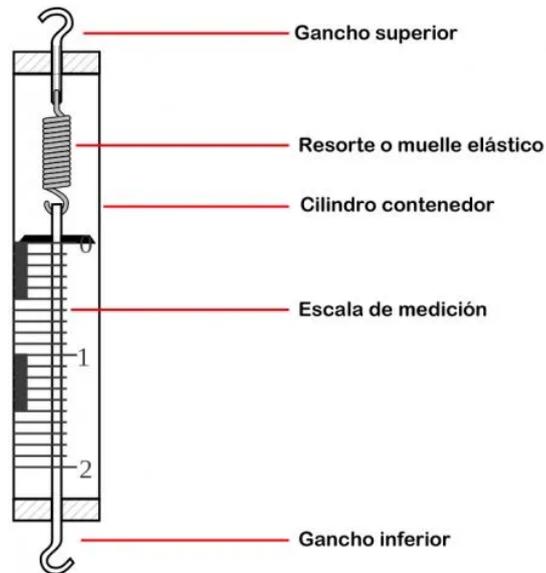


Figura 25. Componentes de un Dinamómetro [48].

#### IX-S. Pulsador

El pulsador es de los componentes más usados en proyectos, ya que es el que cierra el circuito. Al pulsarlo los dos muelles internos del pulsador hacen contacto dejando pasar la tensión a través del circuito [49].



Figura 26. Pulsador [50].

#### IX-T. Abrazadera metálica

Este elemento sirve para sujetar o apretar cableado así como tubería o piezas cilíndricas. Al ser metálico posee bastante resistencia y la forma en la que se ajustan depende del modelo, que pueden llevar tornillos, hebillas y

muelles [38].



Figura 27. Abrazaera [50].

#### *IX-U. Acoples neumáticos*

Estos acoples son usados para conectar herramientas de aire comprimido a tuberías. Son fáciles de acoplar a una manguera o tubería incluso si hay bastante presión. Este se conforma de acople rápido que es (Hembra) y de boquilla que es (Macho) [51].



Figura 28. Acoples, [51].

#### *IX-V. Escala de evaluación*

Se refiere a cualquiera tipo de medida que proporciona una evaluación rápida sobre una información específica, brindando una puntuación numérica de fácil interpretación [52].

Los niveles o escalas de medición son usados también para medir variables o atributos. Se puede distinguir cuatro escalas: nominal, ordinal, intervalos y de razón. Las primeras dos mencionada son conocidas como categóricas y las últimas dos como numéricas[53]:

- Nominal: Son utilizadas para clasificar sin tener un orden jerárquico.
- Ordinal: Estos de caracterizan por ser organizados en niveles progresivos de desempeño.
- Intervalo: Cuenta con valores numéricos con intervalos iguales entre ellos
- De razón: Similar a la de intervalo, pero este cuenta con un punto cero, donde se interpreta como ausencia total del fenómeno.

*IX-W. Correlación*

Es una medida estadística que busca determinar la fuerza y dirección con que dos variables están relacionadas entre sí. Existen diversas situaciones en los cuales el objetivo al estudiar el comportamiento de dos variables es observar si están relacionadas, en vez de usar una para predecir la otra [54]. Existen tres principales tipos de correlación:

- Correlación positiva: Se trata de que las variables son directamente proporcionales, mientras una aumenta, la otra también.
- Correlación negativa: Se trata variables inversamente proporcionales, mientras una aumenta, la otra disminuye.
- Correlación nula: No hay una relación clara entre variables.

Entre las métricas más usadas para realizar este tipo de cálculos que estudian ésta relación se encuentra el coeficiente de correlación de Pearson  $r$ , el cual asocia linealmente dos variables numéricas.

*IX-W1. Coeficiente de correlación lineal de Pearson  $r$ :* Se trata de un índice que mide el grado de covariación entre varias variables linealmente relacionadas [55]. En otras palabras, es una prueba cuyo objetivo es medir la relación estadística entre dos variables continuas [56].

El coeficiente de correlación toma un valor  $r$  que se sitúa en un rango entre  $+1$  a  $-1$ . La fuerza de relación de las variables estudiadas está sujeta a que tan aproximado sea el resultado a  $+1$  o  $-1$ , además la dirección es indicada por sí el resultado es positivo o negativo [55], lo que significa que si el valor es cercano a  $-1$  su pendiente será negativa o descendente, mientras que si es cercana a  $+1$  es positiva o ascendente.

Se dice que el resultado de la relación es perfecta negativa cuando exactamente cuando disminuye el valor de una variable, la de la otra aumenta, como se muestra en la gráfica ???. Esto permite visualizar la linealidad que existe entre ambas variables sin importar su dirección, ya sea directo o inversamente proporcionales entre sí.

Sin embargo, existe más de una interpretación acerca del resultado del coeficiente  $r$ . Como se observa en la tabla I de fuerza de correlación, según que cercano esté el valor del coeficiente, es posible interpretar su fuerza.

Tabla I  
TABLA DE FUERZA DE LA CORRELACIÓN [57].

Valor $r$	Fuerza de correlación
$0,0 < 0,1$	No hay correlación
$0,1 < 0,3$	Poca correlación
$0,3 < 0,5$	Correlación media
$0,5 < 0,7$	Correlación alta
$0,7 < 0,1$	Correlación muy alta

Por otra parte, Pearson mostró en 1895 la fórmula que permite observar de forma matemática la relación lineal existente entre dos variables, como se muestra en la siguiente ecuación (1). También es conocida como ecuación del coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ) [58]:

$$r = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2 \sum(y_i - \bar{y})^2}} \quad (1)$$

Siendo que:

- $x_i$  e  $y_i$  son los valores individuales de cada variable.
- $\bar{x}$  y  $\bar{y}$  son los promedios de  $x$  e  $y$ .

Esta fórmula se expresa en términos de las medias de  $x$  e  $y$ . Su valor oscila, como ya se ha indicado anteriormente, entre  $+1$  o  $-1$ . Sin embargo, es importante resaltar que ésta misma fórmula tiene una equivalencia, mostrada en la ecuación (2), la cual no depende de la media, sino que usa sumatorias directas, y suele ser muy usada para el cálculo del coeficiente de correlación de Pearson, ya que el uso de cualquiera de las dos no altera el resultado obtenido.

$$r = \frac{(n \sum x^2 - (\sum x)^2)(n \sum y^2 - (\sum y)^2)}{(n \sum xy - \sum x \sum y)} \quad (2)$$

Donde:

- $n$ : Número de datos disponibles.
- $\sum x$ : Sumatoria de las variables  $x$ .
- $\sum y$ : Sumatoria de las variables en  $y$ .
- $\sum x^2$ : Suma de los cuadrados de los valores de  $x$ .
- $\sum y^2$ : Suma de los cuadrados de  $y$ .
- $\sum xy$ : Sumatoria de la multiplicaciones de los valores de  $x$  e  $y$ .

## X. METODOLOGÍA

El presente trabajo de tesis presenta un enfoque de diseño y desarrollo tecnológico, orientado a la construcción de un prototipo de prótesis basado en un sistema muscular neumático artificial (PAM) para la flexión de los dedos involucrados en el agarre palmar. Este enfoque se justifica debido a que el objetivo principal es demostrar el funcionamiento del movimiento de la flexión de las falanges impresas en 3D, por medio de un sistema de bajo costo y presión de aire controlado.

La investigación es de tipo experimental y exploratoria con un enfoque cuantitativo, ya que se realizan pruebas controladas para evaluar la funcionalidad del prototipo, tomando en cuenta la medición del desempeño del prototipo en un rango determinado de niveles de presión, enfatizando que el uso de robótica suave en sistemas musculares es un campo emergente y se requiere de una comprensión profunda de las características físicas y biomecánicas involucradas en el movimiento de las falanges de la mano.

### X-A. Muestras del prototipo

Para la experimentación del prototipo se usa una mano impresa en 3D con medidas estándar de un hombre adulto. Esta mano sirve como base para evaluar el desempeño del sistema muscular neumático en la replicación de los movimiento de flexión y extensión.

Se realiza 10 pruebas experimentales con distintos niveles de presión en el sistema muscular para analizar su movilidad y funcionalidad del prototipo. Esto permite determinar la respuesta del diseño en distintas condiciones de operación.

### X-B. Variables del estudio

Para realizar las pruebas experimentales del prototipo es necesario determinar las variables a medir en el experimento.

Tabla II  
TABLA DE VARIABLES PARA PRUEBA EN LOS PAM.

Tipos de variable	Contenido
Independiente	Presión aplicada al PAM (en PSI)
Dependiente	Fuerza en Newton ejercida por los PAM
Controladas	Material de los músculos neumáticos, válvula.

Por otro lado, también es importante definir las variables involucradas para determinar el comportamiento del agarre del prototipo al momento de ser accionado.

Tabla III  
TABLA DE VARIABLES PARA PRUEBA DE AGARRE.

Tipos de variable	Contenido
Independiente	Presión aplicada al PAM (en PSI)
Dependiente	Efectividad de agarre a objetos por su forma
Controladas	Material de músculos neumáticos, impresión de mano y falanges 3D, válvula, objetos para pruebas.

### X-C. Análisis de relación de las variables

Es importante el hacer uso de artificios matemáticos que permitan observar el comportamiento y relación de las variables sujetas en el estudio experimental, además de reforzar los resultados obtenidos. Con este fin, se implementa el uso de la fórmula del coeficiente de correlación de Pearson el cual se calcula considerando las sumatorias de los datos, mostrada en la ecuación (2), permite medir la relación lineal de dos variables sujetas a experimentación en un rango de valores de +1 a -1, los cuales indican según el resultado del coeficiente  $r$ , la fuerza de correlación existente entre variables.

$$r = \frac{n \sum xy - \sum x \sum y}{\sqrt{(n \sum x^2 - (\sum x)^2)(n \sum y^2 - (\sum y)^2)}}$$

Cabe destacar que para la prueba de agarre palmar, el análisis es distinto. Se hace uso del sistema de escala de medición ordinal porque permite clasificar de forma jerárquica el nivel de efectividad del agarre ejercido sobre distintos objetos cotidiano según forma.

### X-D. Instrumentos para obtención de datos

Con el objetivo de realizar el análisis de los datos obtenidos durante el proceso de experimentación del prototipo, es necesario disponer de herramientas y/o métodos que lo faciliten. Por ello, se hace uso de herramientas como el dinamómetro, para medir la fuerza medida en Newton ejercida por los músculos artificiales según la presión, y el uso de objetos de varias formas para determinar la capacidad de agarre del prototipo.



Figura 29. Dinamómetro

*X-D1. Escala de evaluación:* Para medir la efectividad del agarre palmar realizado por el prototipo, se hace uso de la escala de evaluación del tipo ordinal. De esta manera, es posible determinar por niveles el desempeño efectuado por la mano y falanges impresas en 3D al momento de realizar la sujeción de diferentes objetos de uso cotidiano. Estos objetos están clasificados por su forma, ya sea, cilíndrica, plana, cúbica, esférica e irregular.

Con el fin de realizar una adecuada interpretación de los resultados, se establece la escala de evaluación ordinal de la siguiente manera:

- Nivel 0: Sin agarre

- Nivel 1: Contacto sin sujeción.
- Nivel 2: Sujeción inestable.
- Nivel 3: Sujeción parcial.
- Nivel 4: Sujeción completa

Además, se hace uso de la ecuación (3) para obtener el porcentaje que presente cada nivel luego de la prueba, esto con el fin de realizar una gráfica que sustente el análisis mostrado.

$$\text{Porcentaje} = \left( \frac{\text{Frecuencia}}{\text{Total de pruebas}} \right) \times 100\% \quad (3)$$

*X-D2. Ensamblaje de la Membrana Inflable:* El músculo artificial neumático es un tipo de cilindro de efecto simple que al estar influenciado por el aumento de la presión interna, aumenta su volumen que a su vez hace que aumente su diámetro mientras reduce su longitud, precisamente ese cambio de longitud del cilindro se usa como un movimiento de trabajo [18].

El ensamblaje del PAM se puede observar en el siguiente diagrama:

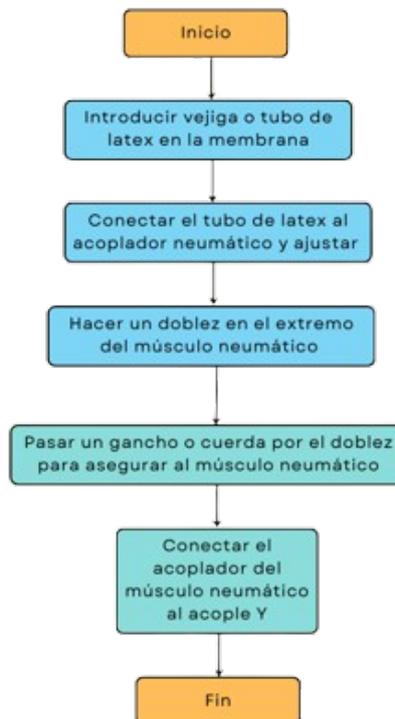


Figura 30. Diagrama de ensamblaje del PAM, Autor propio.

El músculo artificial se ensambla introduciendo el tubo de latex mientras se sujeta el extremo, este se sujeta aun acople neumático mediante abrazaderas. por el otro extremo se dobla la membrana junto con el tubo de latex y se ajusta con amarras. esto permite pasar un gancho o directamente la cuerda que halará las falanges.

Se implementa el uso de una manguera de látex dentro de un cobertor de cable tipo malla.



Figura 31. PAM, Autor propio.

En la figura 32 se aprecia el ensamblaje del PAM a la salida de aire.

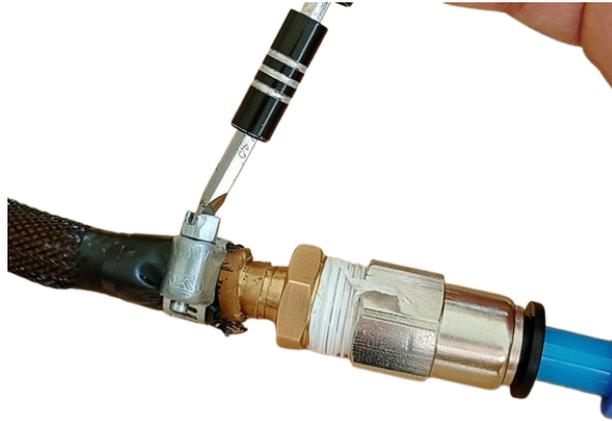


Figura 32. Ensamblaje del PAM, Autor propio.

#### *X-E. Acoplamiento del compresor portable*

Se utiliza un acople neumático a un tubo neumático que es calentado, así se consigue que aguante la presión sin desarmarse.



Figura 33. Acople a compresor, Autor propio.

### *X-F. Diseño de prototipo en 3D*

El diseño estructural del prototipo en 3D es un etapa fundamental para el desarrollado del sistema propuesto. Para esto, se considera construir el diseño experimental por etapas por medio del software Inventor, con el fin de comprender mejor los errores y aciertos que se puedan presentar en el proceso de implementación del diseño e impresión del prototipo en 3D.

*X-F1. Diseño de la palma de la mano:* El diseño busca ser ergonómico, sencillo y funcional. Imita la forma de una palma real, dándole más relieve como se muestra en la figura 34. Además se agrega dos bridas salientes en la base para su acoplamiento al antebrazo impreso en 3D. Cuenta con una base plana con cuatro orificios por donde pasa el material de sujeción que van hacia el músculo artificial. La palma se diseñó usando la herramienta de vaciado, cuya función quita material de entre la palma para ahorrar masa y peso dejando solo las estructuras fuertes.

En las figuras 34 y 35 se puede apreciar a la izquierda el modelo en Inventor y a la derecha la impresión ya realizada.



Figura 34. Diseño final de palma de la mano, Autor propio.



Figura 35. Palma impresa en 3D, Autor propio.

*X-F2. Diseño de las falanges:* El diseño de las falanges, al igual que la palma de la mano, está enfocada en proporcionar un diseño sencillo que simule el movimiento y forma natural de los dedos de la mano. Para esto, como se observa en la figura 36, se presenta este diseño de falanges, el cual permite el movimiento de flexión al accionar el actuador PAM (músculo artificial neumático) y la extensión al culminar la presión positiva en el sistema. Es posible observar la unión de las falanges a la palma de la mano en la figura 37.



Figura 36. Unión del diseño de la palma con sus respectivas falanges, Autor propio.

Este modelo permite la unión interfalángica por medio de dos bujes en el extremo superior de la falange por el cual pasan los ejes, mientras que en la parte inferior está un buje pero con más anchura que encaja en la falange anterior por el cual pasa otro eje. Además en la parte trasera de la falange tiene un tope que llega hasta la mitad del buje, está hecho con el fin de que sea el límite de la extensión de la falange. Esta forma la tienen todas las falanges lo que las vuelve fácil de ensamblar.



Figura 37. Diseño de las falanges proximales, Autor propio.

Como se puede observar en la imagen 38 cada falange tiene su eje en la parte de abajo, este se inserta fácilmente en la falange anterior hasta llegar a la palma. Es decir el prototipo tiene 12 ejes funcionales.



Figura 38. Diseño de las falanges medias, Autor propio.

En el caso de las falanges distales, solo hay dos diferencias, que es el agujero por donde se asegura la cuerda que las hala y su extremo superior redondeado que se puede apreciar en la imagen 39.

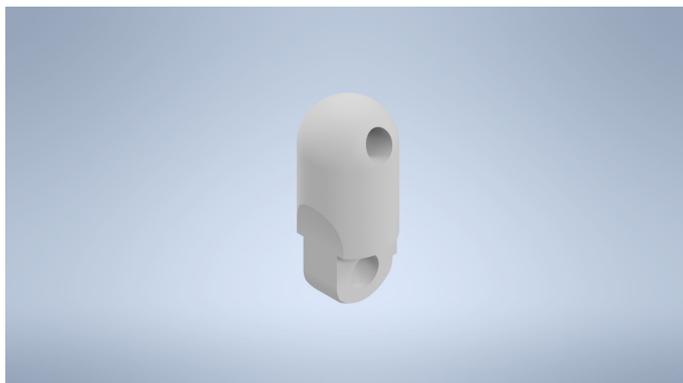


Figura 39. Diseño de las falanges distales, Autor propio.

*X-F3. Ejes de las falanges:* Como ejes se implementaron 12 pernos de 4 mm entre cada falange, estos permiten el fácil movimiento de flexión.



Figura 40. Perno de 4 mm, Autor propio.

Mientras que para unir las falanges con la palma se utiliza 2 ejes más grandes diseñados en inventor.



Figura 41. Diseño de eje palmar, Autor propio.

*X-F4. Diseño de antebrazo:* El antebrazo en el prototipo se compone de dos partes debido a que completo llega a medir 25 cm y al imprimirse una pieza de ese tamaño puede ocasionar fallos en la impresión de la misma, estas 2 partes están ubicadas entre la mano y la estructura de distribución, y su función es la de sostener los PAM para que al momento de realizar la contracción no halen la mano, y en su lugar, hagan la tracción de las falanges. A continuación en la figura 44 se puede observar la primera parte del antebrazo.

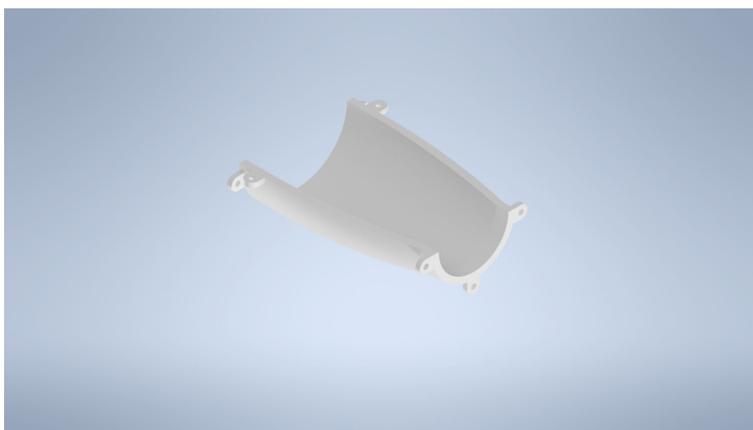


Figura 42. Antebrazo parte uno, Autor propio.

El siguiente diseño corresponde a la parte 2 del antebrazo.

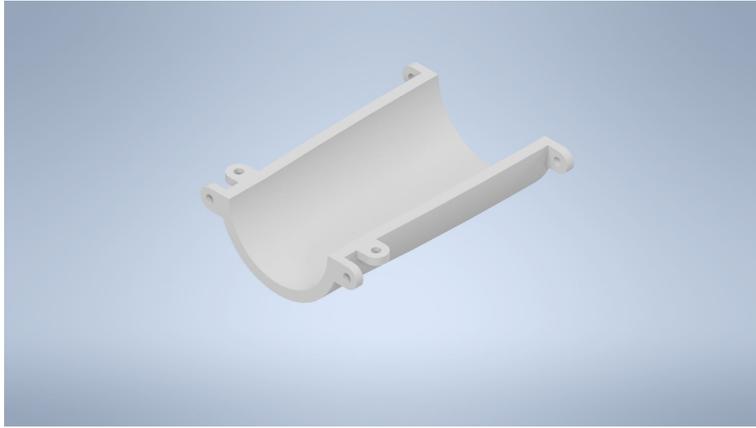


Figura 43. Antebrazo parte dos, Autor propio.

*X-G. Soporte de acoples*

Esta pieza de impresión se acopla a el antebrazo para sujetar los acoples neumáticos.

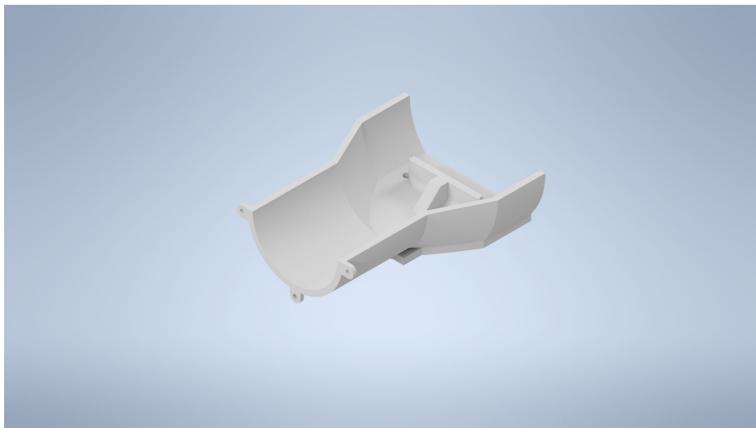


Figura 44. Soporte de acoples, Autor propio.

*X-G1. Acoples de paso de aire:* Se usan acoples para dirigir el aire desde la válvula hasta los músculos artificiales. Por ello se hace uso de un acople en T 1/2 a 1/4, dos codos y dos acoples hembra a 3/8 esto para formar una Y y dirigir el aire a dos salidas.



Figura 45. Acoples de paso de aire, Autor propio.

#### *X-H. Guante de recubrimiento*

El uso de impresiones 3D destinados para prótesis es una gran ayuda para las personas que ha perdido alguna extremidad. Sin embargo, es usual identificar la anti naturalidad estética provocando en los usuarios incomodidad. Por ese motivo, se implementa el uso de un guante de recubrimiento elástico que ayuda a suavizar el impacto visual sobre el prototipo. También realiza la extensión de las falanges de la mano involucradas en el agarre palmar en el momento en que el compresor deje de enviar aire al sistema. Ejemplos de guantes con dichas características son las que contienen caucho o látex, como se muestra en la figura 46.



Figura 46. Mano impresa en 3D recubierta con guante de caucho, Autor propio.

#### *X-I. Válvula Solenoide*

Se utiliza una válvula solenoide de 24 V DC para manipular el paso de aire hacia los músculos artificiales. Dicha válvula es controlada mediante un circuito electrónico con componentes como el transistor NPN y la placa Arduino. La válvula se acopla a la rosca de entrada de aire de la estructura de paso. Es posible observar en la imagen 47.

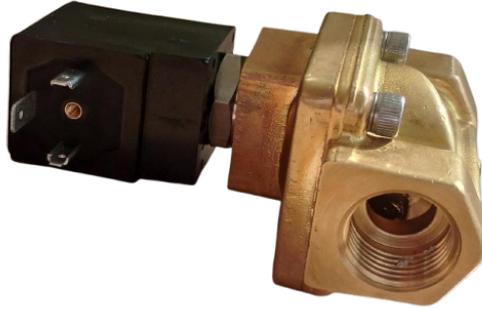


Figura 47. Válvula solenoide unidireccional, Autor propio.

*X-II. Control y alimentación de la válvula solenoide:* El control de la válvula consiste en la placa arduino y un circuito sencillo.

El circuito se compone de una placa arduino que recibe la señal de dos botones y controla la válvula solenoide mediante el uso de un transistor NPN que funciona como interruptor.

Para poder usar el transistor, hay que conectar la base del transistor al pin 9 de arduino a través de una resistencia de  $1k\Omega$ , mientras que el emisor se conecta a GND. Por otro lado el colector se conecta al ánodo del diodo de protección y el cátodo a el lado positivo de la batería de 24V.

La válvula tiene dos conexiones, un lado al ánodo y el otro al cátodo del diodo.

Los botones están conectados por un lado a +5 V de arduino y por otro lado a los pines 2 y 3 que, a su vez, se conectan con una resistencia de  $10k\Omega$  hasta GND.

Además, la batería debe de estar conectado por su lado negativo a GND de Arduino para que sea la tierra común.

Entonces, cuando se pulsa el botón, la placa Arduino recibe la señal y cambia el estado de la válvula. Con esto se controla el paso de energía a la válvula y cuando el transistor se activa, la válvula recibe energía de la batería permitiendo el paso de aire. Mientras esto ocurre el diodo se encarga de proteger el circuito del picos altos de voltaje que se pueden generar cuando la válvula se apaga.

A continuación se puede apreciar el dimensionamiento del circuito en la figura 49.

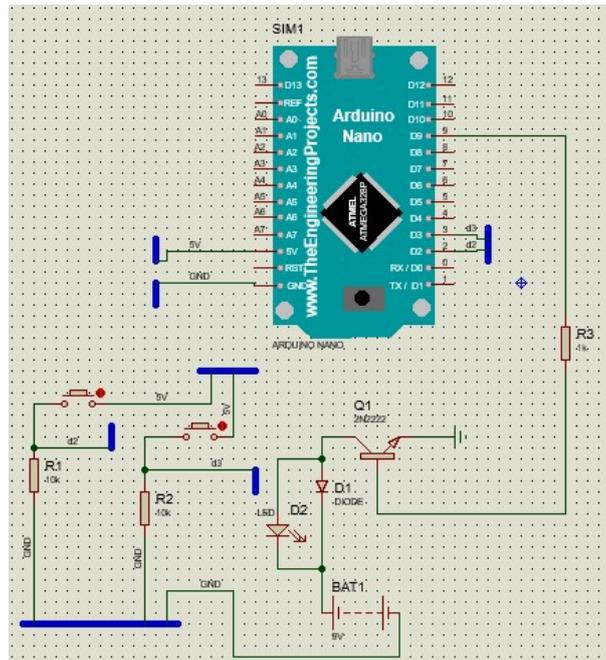


Figura 48. Dimensionamiento del circuito, Autor propio.

A continuación se muestra el circuito impreso que controla la válvula solenoide.

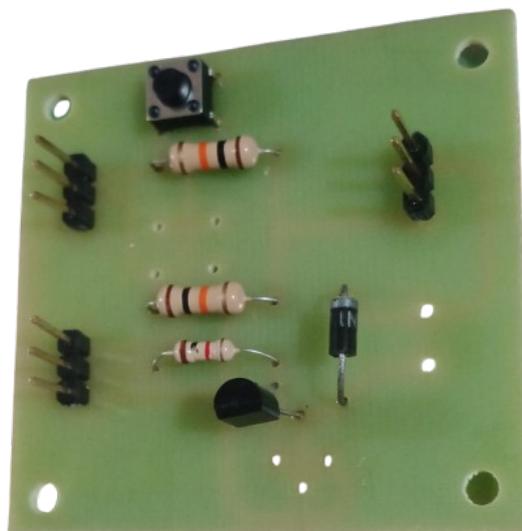


Figura 49. Circuito impreso, Autor propio.

### *X-J. Programación de la placa arduino*

El siguiente código es el que guarda los estados de los botones en un bucle constante:

Primeramente se definen los pines de la válvula y de los botones con el comando “#DEFINE”.

En el bloque “void setup()”, que es donde van los parámetros iniciales, se escriben los pines antes definidos.

Mientras que el “void loop” es un bucle infinito donde ocurre el condicional del tipo (IF/ELSE), que está siempre revisando el estado de los botones y abrirá o cerrará la válvula dependiendo de ello.

```
#define SOLENOID_PIN 9
#define BUTTON_ON 2
#define BUTTON_OFF 3

void setup() {
  pinMode(SOLENOID_PIN, OUTPUT);
  pinMode(BUTTON_ON, INPUT);
  pinMode(BUTTON_OFF, INPUT);
}

void loop() {

  if (digitalRead(BUTTON_ON) == HIGH) {
    digitalWrite(SOLENOID_PIN, HIGH);

    while(digitalRead(BUTTON_ON) == HIGH);
    delay(50);
  }
  if (digitalRead(BUTTON_OFF) == HIGH) {
    digitalWrite(SOLENOID_PIN, LOW);
    while(digitalRead(BUTTON_OFF) == HIGH);
    delay(50);
  }
}
```

### *X-K. Ensamblaje del prototipo*

El dimensionamiento del ensamblaje muestra las partes acopladas del prototipo, iniciando por el acople desde la bomba de aire hacia la válvula, y desde la válvula hacia la mano, aunque ignorando los músculos artificiales que no están incluidos sus modelos en inventor.

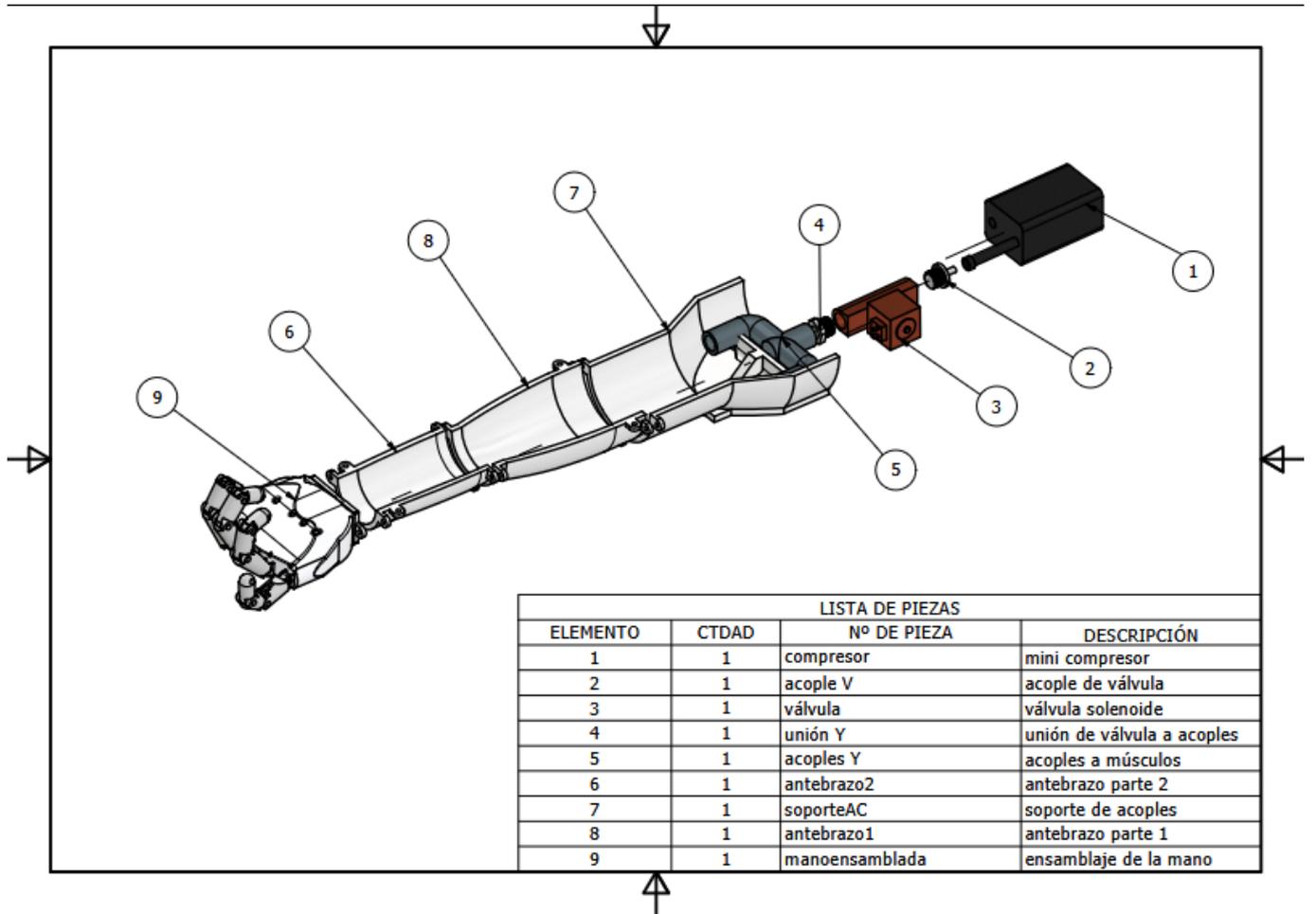


Figura 50. Prototipo explosionado, Autor propio.

La figura 68 muestra el dimensionamiento del ensamblaje pero ya con todas sus partes impresas y con los músculos artificiales acoplados, además se han ajustado las piezas con los pernos. también se aprecia la conexión de la válvula.

También se aprecia la mano con el guante de caucho que la cubre por completo. como se puede apreciar en el diseño de inventor el diseño de soporte para la Y de acople tiene la forma necesaria para que el músculo artificial no hale hacia adelante la Y de acople, y así puedan moverse los dedos con normalidad.

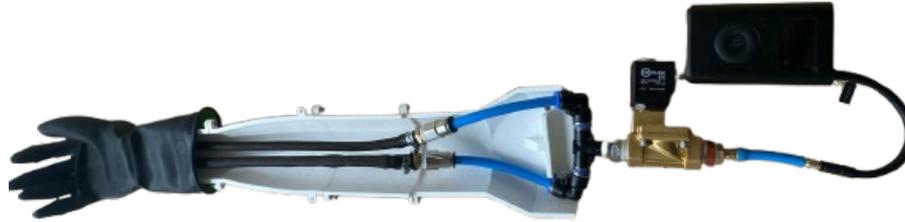


Figura 51. Acople antebrazo, Autor propio.

#### X-L. Diagrama neumático

En la figura 52 se aprecia el circuito neumático simulado en Fluidsim, que tiene dos actuadores cilíndricos, una válvula y un compresor. Con estos elementos se puede simular la forma en la que actúa el prototipo.

Al iniciar la simulación se enciende el compresor y cuando se activa la válvula, abre el paso de aire para que los actuadores empujen el vástago haciendo tracción cada uno, algo similar a lo que sucede con el músculo neumático real.

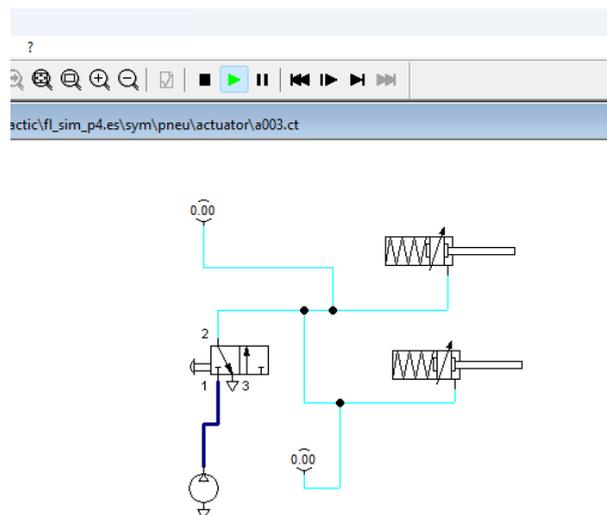


Figura 52. Simulación de actuadores, Autor propio.

### X-M. Pruebas de materiales

En la siguiente prueba es un análisis por elementos finitos (FEA) que permite determinar la tensión de Von Mises realizada en la pieza de antebrazo 1 y 2. Se realiza en la pestaña de entornos con la herramienta de análisis de tensión. Además hay que configurar los parámetros de material, restricciones y cargas.

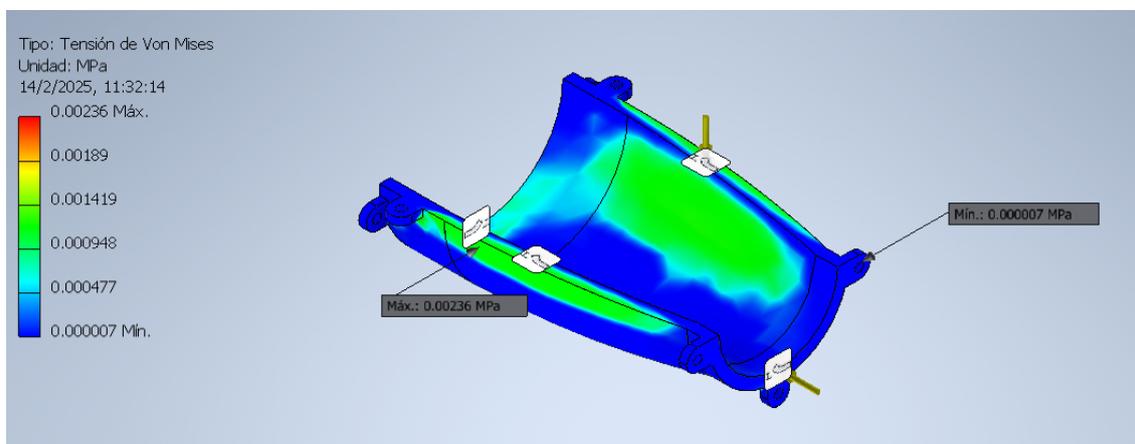


Figura 53. Tensión de von mises, Autor propio.

A continuación se muestra una Prueba de desplazamiento en mm de la figura aplicando restricciones fijas y fuerza.

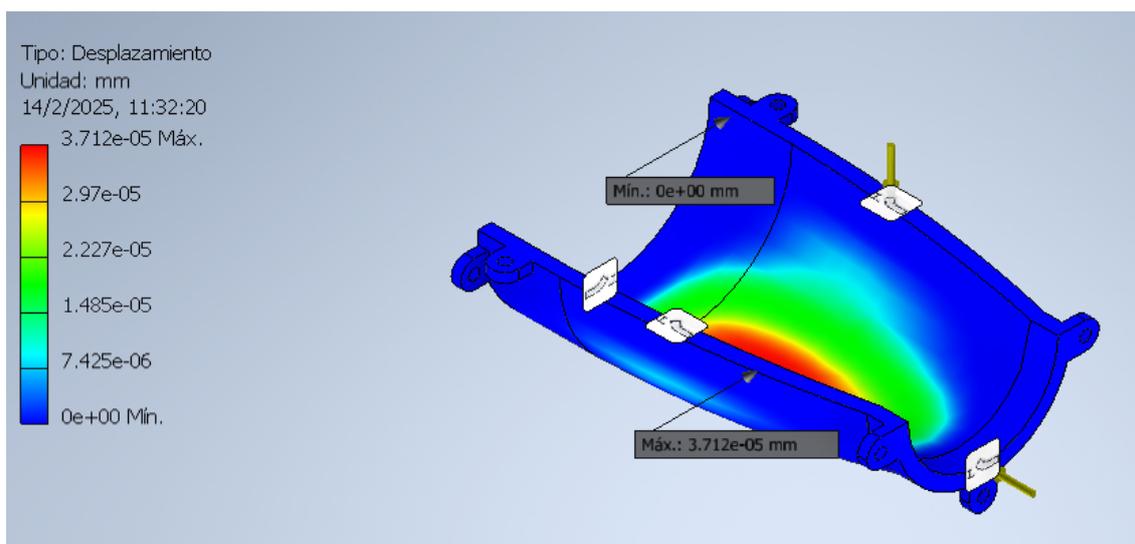


Figura 54. Prueba de desplazamiento, Autor propio.

## XI. RESULTADOS

Se presentan los resultados adquiridos en el desarrollo y evaluación del prototipo de sistema muscular artificial basado en neumática de bajo costo. Se analizaron los datos recopilados durante las pruebas experimentales, en las cuales se midió la fuerza en Newtons y la contracción en centímetros ejercida por los músculos, y la capacidad de agarre de la mano sobre objetos cotidianos. Además, se abarcan observaciones acerca de la efectividad del diseño 3D de la mano y su comportamiento estructural.

### *XI-A. Resultados de Resistencia y desplazamiento del antebrazo*

Los resultados de un análisis por elementos finitos en inventor arrojaron datos de tensión de von mises así como de desplazamiento del material.

Estas simulaciones se hicieron en las piezas 1 y 2 del antebrazo, dando como resultado desde 7 [Pa] Min en color azul, hasta 2360 [Pa] Máx, en color rojo y las unidades son en pascal. Mientras que para la parte 2 del antebrazo los valores van desde 0 [Pa] Min hasta 1684 [Pa] Máx.

Entonces, estos resultados indican que los valores de tensión son muy inferiores a los límites de fluencia del material de impresión 3D así que las piezas no están en riesgo de deformación. En el caso del desplazamiento del material, en la parte 1 del antebrazo los datos de desplazamiento son: 0.00 [mm] Mín y  $3,712 \times 10^{-5}$  [mm] Máx respectivamente. Mientras que en la parte 2, Estos valores son: 0.00 [mm] Mín y  $1,74 \times 10^{-5}$  [mm] Máx respectivamente.

Esto indica que la pieza presenta una deformación muy poco significativa y que la parte con mayor carga está en el centro lo que resulta en que no hay riesgo de una falla estructural.

### *XI-B. Análisis de resultados experimentales*

Para realizar las pruebas experimentales se tomó como referencia un músculo artificial con las siguientes dimensiones:

- Longitud: 36,5 cm .
- Diámetro del tubo de látex: 1 cm.

Estas experimentaciones fueron realizadas aplicando una variación de presión de 15 PSI a 75 PSI en intervalos de 5 PSI. En la tabla IV se muestran los resultados obtenidos durante la prueba de fuerza del sistema de músculos artificiales. Para la siguiente recolección de datos se utilizó un dinamómetro.

Tabla IV  
RESULTADOS DE FUERZA EN FUNCIÓN DE LA PRESIÓN.

Presión de aire (PSI)	Equivalencia en bar	Fuerza (N) ejercida			Promedio (N) $\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$
		Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	
15	1,034	2	1,8	2	1,93
20	1,37895	4	3,8	4	3,93
25	1,7269	6	6	6	6
30	2,06843	8,40	8,20	8,40	8,33
35	2,41317	10	10,4	10	10,13
40	2,7579	12,4	12,4	12,4	12,4
45	3,10264	14,2	14	14,2	14,13
50	3,44738	16	15,8	16	15,93
55	3,79212	17,8	18	18	17,93
60	4,13685	19,8	19,8	20	19,86
65	4,48159	23,40	24	23,4	23,6
70	4,82633	25	25,20	25	25,06
75	5,17107	25,20	25	25,20	25,13

Los resultados muestran que el aumento de la fuerza realizada por los músculos artificiales es directamente proporcional al aumento de la presión ejercida en el sistema, como se observa en la tabla IV. Sin embargo, al llegar a cierto nivel de presión, entre 65 PSI y 75 PSI, la fuerza ejercida por el sistema muscular se equilibra, lo que significa que ya no aumenta significativamente y se mantiene constante. Esto se da por las propiedades específicas del material empleado: tubo de látex y malla trenzada. Por medio de la gráfica 55 que se muestra a continuación, es posible observar la relación lineal que se produce en el sistema empleado usando los datos obtenidos en el cálculo del promedio.

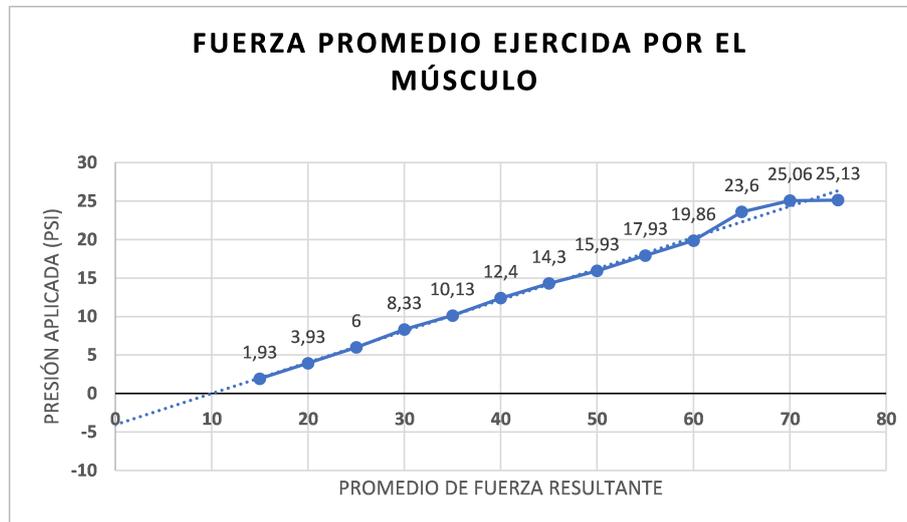


Figura 55. Gráfica de resultado de la prueba de fuerza del sistema muscular, Autor propio.

Para reforzar la relación de proporcionalidad directa observada en la tabla IV y en la gráfica 55, se realiza el planteamiento de la fórmula de coeficiente de correlación, como se observa en la fórmula (2), con el fin de respaldar y validar el resultado hallado por medio de una medida numérica. La fórmula para el coeficiente de correlación  $r$  provee un valor que varía entre  $-1$  y  $1$ , donde el resultado indica si existe realmente una proporcionalidad, ya sea directa o inversa.

Para ésto, se utiliza la fórmula del coeficiente de correlación  $r$ :

$$r = \frac{(n \sum x^2 - (\sum x)^2)(n \sum y^2 - (\sum y)^2)}{(n \sum xy - \sum x \sum y)}$$

#### Cálculo del coeficiente de correlación $r$

Usando los valores de presión como  $x$  y el promedio de la fuerza como  $y$ , se obtienen los siguientes valores:

Dado los siguientes valores:

$$n = 13; \quad \sum x = 585; \quad \sum y = 184,53; \quad \sum x^2 = 30875; \quad \sum y^2 = 3371,5755; \quad \sum xy = 10148,7$$

La fórmula para el coeficiente de correlación  $r$  es:

$$r = \frac{n \sum xy - \sum x \sum y}{\sqrt{(n \sum x^2 - (\sum x)^2)(n \sum y^2 - (\sum y)^2)}}$$

Sustituyendo los valores:

$$r = \frac{(13 \times 10148,7) - (585 \times 184,53)}{\sqrt{(13 \times 30875 - 585^2)(13 \times 3371,5755 - 184,53^2)}}$$

Tabla V  
TABLA DE VALORES DE PRESIÓN VS FUERZA.

Presión de aire (PSI)	Fuerza Promedio (N)	$x^2$	$y^2$	$xy$
15	1,93	225	3,7249	28,95
20	3,93	400	15,4449	78,6
25	6	625	36	150
30	8,33	900	69,3889	249,9
35	10,13	1225	102,6169	354,55
40	12,4	1600	153,76	496
45	14,13	2025	204,49	643,5
50	15,93	2500	253,7649	796,5
55	17,93	3025	321,4849	986,15
60	19,86	3600	394,4196	1191,6
65	23,6	4225	556,96	1534
70	25,06	4900	628,0036	1754,2
75	25,13	5625	631,5169	1884,75
$\sum x = 585$	$\sum y = 184,53$	$\sum x^2 = 30875$	$\sum y^2 = 3371,5755$	$\sum xy = 10148,7$

$$r = \frac{131933,1 - 107978,05}{\sqrt{(401375 - 342225)(43830,4815 - 34066,9209)}}$$

$$r = \frac{23955,05}{\sqrt{577457484,9}}$$

$$r \approx 0,9972$$

El resultado de  $r$  es muy cercano a +1, lo que se interpreta que existe una correlación muy alta positiva entre las variables de fuerza y presión, en otras palabras, se refuerza que las variables son directamente proporcionales.

Por otra parte, se realizó pruebas para observar si el sistema es capaz de simular el mecanismo de contracción. Dicho sistema requiere de una mínima cantidad de aire comprimido, por ende, la fuerza generada durante las pruebas anteriores lo son también. Durante la experimentación, se recolectó los datos mostrados en la tabla VI.

Tabla VI  
RESULTADO DE CONTRACCIÓN DE LOS MÚSCULOS (CM).

Pruebas de contracción del sistema muscular artificial			
Presión de aire (PSI)	Longitud inicial (cm)	Contracción (cm)	Longitud final (cm)
15	36,5	0,7	35,8
20	36,5	1,2	35,3
25	36,5	1,9	34,6
30	36,5	2,4	34,1
35	36,5	2,8	33,7
40	36,5	3,1	33,4
45	36,5	3,6	32,9
50	36,5	4	32,5
55	36,5	4,4	32,1
60	36,5	4,9	31,6
65	36,5	5,3	31,2
70	36,5	5,5	31
75	36,5	5,5	31

Los resultados de la experimentación indican que el sistema muscular efectivamente es capaz de simular la contracción gracias a la presión interna ejercida por medio del compresor portable. Los datos, al igual que la gráfica 56, muestran que conforme aumente la presión de aire, se reduce la longitud del músculo, generando la

fuerza mostrada en la tabla IV, lo que sugiere que las variables presentan una proporcionalidad lineal inversa. No obstante, al llegar a niveles de presión entre 65 PSI y 75 PSI, los músculos dejan de disminuir su longitud, lo que sugiere que el sistema ha llegado a su límite.

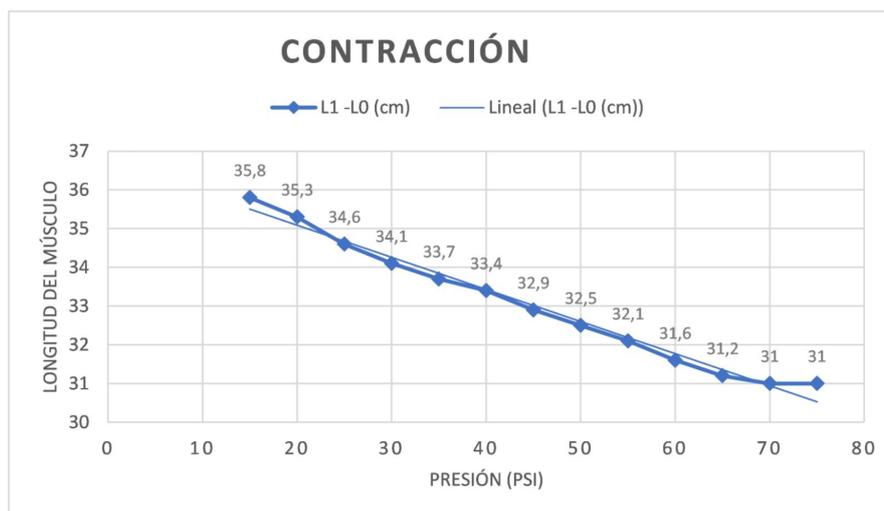


Figura 56. Gráfica de contracción muscular artificial, Autor propio.

Para entender a más profundidad la relación que existe entre los músculos artificiales neumáticos con la fuerza que ejercen y su contracción, se plantea encontrar la constante de correlación lineal.

#### Cálculo del coeficiente de correlación $r$

Usando los valores de presión como  $x$  y los valores de la longitud final como  $y$ , se obtienen los siguientes valores:

Tabla VII  
TABLA DE VALORES DE PRESIÓN VS CONTRACCIÓN.

Presión de aire (PSI)	Longitud final (cm)	$xy$	$x^2$	$y^2$
15	35,8	537	225	1281,64
20	35,3	706	400	1245,09
25	34,6	865	625	1197,16
30	34,1	1023	900	1162,81
35	33,7	1179,5	1225	1135,69
40	33,4	1336	1600	1115,56
45	32,9	1480,5	2025	1083,21
50	32,5	1625	2500	1056,25
55	32,1	1765,5	3025	1029,61
60	31,6	1896	3600	998,56
65	31,2	2028	4225	973,44
70	31	2170	4900	961
75	31	2325	5625	961
$\sum x = 585$	$\sum y = 429,2$	$\sum xy = 18936,5$	$\sum x^2 = 30875$	$\sum y^2 = 14202,02$

Se procedió a realizar las sumatorias por cada columna mostrada en la tabla VII, arrojando los siguientes datos:

$$n = 13; \quad \sum x = 585; \quad \sum y = 429,2; \quad \sum x^2 = 30875; \quad \sum y^2 = 14202,02; \quad \sum xy = 18936,5$$

Se procede a reemplazar los valores encontrados dentro de la ecuación del coeficiente de correlación de Pearson:

$$r = \frac{(13 \times 18936,5) - (585 \times 429,2)}{\sqrt{(13 \times 30875 - 585^2) \times (13 \times 14202,02 - 429,2^2)}}$$

Se muestra el resultado de  $r$ :

$$r \approx -0,9922$$

El valor del coeficiente de correlación obtenido es  $r \approx -0,9922$ , lo que se interpreta como una fuerte correlación negativa entre la presión y la contracción, en otras palabras, es inversamente proporcional.

*XI-B1. Pruebas de agarre palmar:* Esta experimentación se realizó usando una presión fija de 70 PSI, que equivale a 4.836 bar y un recubrimiento de guante de caucho. Se determinó mediante 30 pruebas ejercidas que el prototipo efectivamente es capaz de efectuar el agarre palmar sobre cierto tipo de objetos que se encuentran en la cotidianidad y que se detallan a continuación en la siguiente tabla VIII. Para proceder con una adecuada interpretación de los resultados, se hizo uso de la prueba de escalas de evaluación tipo ordinal y fueron establecidas de la siguiente manera:

- Nivel 0: Sin agarre
- Nivel 1: Contacto sin sujeción.
- Nivel 2: Sujeción inestable.
- Nivel 3: Sujeción parcial.
- Nivel 4: Sujeción completa

A continuación, en la tabla VIII, se muestran los datos recopilados durante la experimentación:

Tabla VIII  
ESCALA DE EVALUACIÓN DE EFECTIVIDAD EN EL AGARRE PALMAR.

Objeto	Forma	Nivel 0	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4
Bola de decoración navideña	Esfera			X		
Tomate	Esfera					X
Papa	Esfera				X	
Limón	Esfera					X
Pelota de ping-pong	Esfera				X	
Mandarina pequeña	Esfera					X
Uva	Esfera		X			
Envase de vidrio	Cilíndrico			X		
Rollo de teflón	Cilíndrico				X	
Rollo de cinta negra	Cilíndrico				X	
Dinamómetro	Cilíndrico				X	
Frasco para talco	Cilíndrico			X		
Frasco de palitos chinos	Cilíndrico				X	
Frasco de mentol	Cilíndrico				X	
Tubo de piola	Cilíndrico					X
Desodorante	Cilíndrico			X		
Frasco de protector solar	Cilíndrico				X	
Envase de perfumería	Cilíndrico				X	
Mango de destornillador	Cilíndrico					X
Plástico plano fino	Plano	X				
Hoja de papel	Plano	X				
Cédula de identidad	Plano	X				
Marcador de pizarra	Cilíndrico		X			
Juego de llaves	Irregular		X			
Control remoto	Irregular					X
Caja de fósforos	Cúbico					X
Conector de carga para celulares	Cúbico					X
Jabón	Cúbico					X
Caja de anillo	Cúbico				X	
Cubo de hielo	Cúbico		X			

La tabla VIII permite observar que el agarre ejercido por la mano impresa en 3D, es lo suficientemente efectiva como para sujetar objetos de formas esféricas, cilíndricas, cúbicas. Existiendo principalmente una variación entre sujeción completa y una parcial. Además, se implementó el uso de una gráfica tipo pastel para entender a más detalle el comportamiento evaluada durante la experimentación. Para esto, fue necesario realizar una nueva y resumida tabla, donde se muestre la frecuencia de los datos según el nivel en que se encuentran, para luego determinar su porcentaje.

Tabla IX  
TABLA DE FRECUENCIA POR NIVEL

Nivel	Frecuencia
Nivel 0	1
Nivel 1	4
Nivel 2	4
Nivel 3	10
Nivel 4	11

Para determinar el porcentaje de cada nivel fue necesario el uso de la siguiente ecuación:

$$\text{Porcentaje} = \left( \frac{\text{Frecuencia}}{\text{Total de pruebas}} \right) \times 100 \%$$

Se procede a sustituir los valores de la tabla IX y colocar el resultado en la tabla X mostrada a continuación:

Tabla X  
TABLA DE PORCENTAJE POR NIVEL

Nivel	Frecuencia	Porcentaje
Nivel 0	1	3,3
Nivel 1	4	13,3
Nivel 2	4	13,3
Nivel 3	10	33,3
Nivel 4	11	36,6

En las figuras 57, se pueden apreciar los resultados de la prueba de agarre.

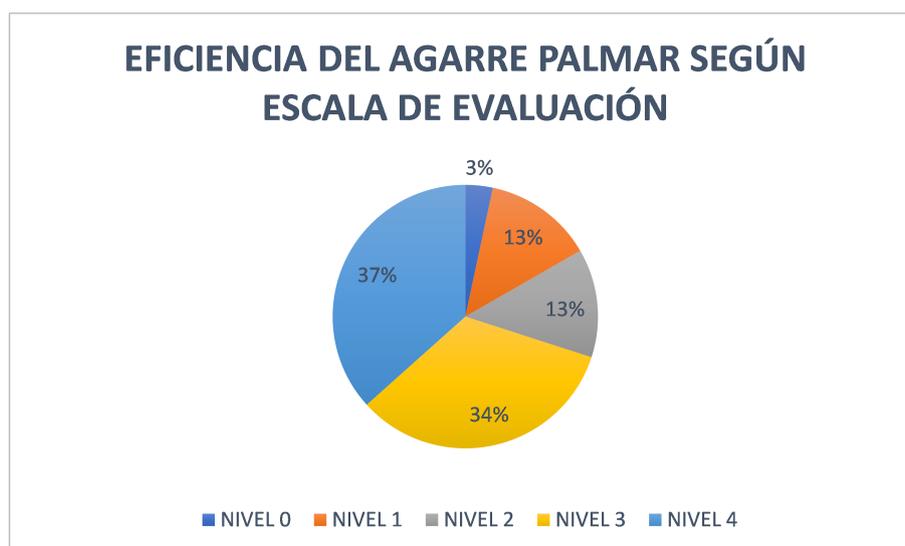


Figura 57. Gráfica de eficiencia del agarre palmar según la escala de evaluación, Autor propio.

Esto demuestra que el prototipo de sistema muscular artificial neumático es capaz de ejercer el agarre palmar sobre objetos que son comunes encontrar en la cotidianidad, llegando a mostrar una sujeción parcial equivalente al 37 % y una sujeción completa equivalente al 34 %, lo que es posible interpretar que en total se obtuvo un porcentaje de sujeción mayor al 50 % cuando se habla de efectividad de agarre. La diferencia entre ambos porcentajes, radica principalmente en la forma y tamaño del objeto sobre el cual se aplica el agarre. Siendo que se utilizó únicamente objetos de igual o menor tamaño que el de la mano. El porcentaje de efectividad del Nivel 1 y 2, equivalente al 13 % cada uno, muestran que el prototipo es capaz de realizar el movimiento de flexión, permitiendo entrar en contacto con el objeto de prueba, pero manteniendo una sujeción inestable. El 3 % restante se trata de objetos que por su forma y tamaño la mano impresa en 3D no fue capaz de agarrar. Además, gracias a las propiedades características del guante de caucho empleado, el prototipo realizó efectivamente la extensión de las falanges, luego de efectuar cada prueba de agarre, lo que emula la función de los músculos extensores.

## XII. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo.

Tabla XI  
CRONOGRAMA

PROYECTO DE GRADO	ESTUDIANTES	DESARROLLO DE PROTOTIPO DE SISTEMA MUSCULAR BASADO EN ROBÓTICA SUAVE PARA MOVIMIENTO DE FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DE FALANGES	ÁMBITO DE APLICACIÓN					
			1	2	3	4	5	
OBJETIVO GENERAL	OBJETIVO ESPECÍFICO	ACTIVIDAD	RESPONSABLE	MESES				
				Octubre	Noviembre	Diciembre	Enero	Febrero
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN		Definición del título del anteproyecto de investigación	CAMINO E INTRIAGO					
		Problema de investigación y delimitación de este.	CAMINO E INTRIAGO					
		Justificación	CAMINO E INTRIAGO					
		Objetivos Generales y específicos.	CAMINO E INTRIAGO					
		Marco Teórico	CAMINO E INTRIAGO					
		Metodología	CAMINO E INTRIAGO					
		Presupuesto de acuerdo al proyecto a implementar.	CAMINO E INTRIAGO					
		Construcción de actuador suave	CAMINO E INTRIAGO					
		Implementación de sistema neumático	CAMINO E INTRIAGO					
		Modelado 3d de las falanges	CAMINO E INTRIAGO					
MAQUETA		Desarrollo del sistema de control	CAMINO E INTRIAGO					
		Pruebas de funcionamiento	CAMINO E INTRIAGO					

### XIII. PRESUPUESTO

A continuación se muestra el presupuesto de trabajo.

Tabla XII  
PRESUPUESTO

ID	Nombre del elemento	Descripción	Cantidad Ud	Valor total \$
1	Mini compresor	Mini compresor xiaomi	1	62
2	Manguera de latex	Manguera inflable	1	15
3	Abrazadera	Abrazadera metálica	4	0.35
4	Cobertor tipo malla	Funda trenzada 2m	1	7.60
5	Resina epoxica	301 Epoxi resin and hardener	1	35
6	Arduino	Placa micro-controladora	1	20
7	Transistor NPN	Transistor 2n2222	2	1
8	Cautín	Soldador de componentes	1	7
9	Estaño	Se emplea para cubrir metales	1	0.50
10	Resistencia	Limita la tensión del circuito	2	0.20
11	Piola de algodón	Piola de algodón	1	1
12	Impresión 3D	Impresiones	1	72
13	Jumper	cable conductor	12	1
14	Batería	Batería 12V	2	14
15	Diodo	componente diodo	1	0.30
16	Filamento PLA	Filamento winkle	1	23
17	Guante de caucho	Guante protector	1	2
18	Placa de circuito	circuito impreso	1	24.60
	<b>Presupuesto total</b>			<b>213.55</b>

#### XIV. CONCLUSIONES

El desarrollo del prototipo de sistema muscular utilizando neumática demostró que es posible replicar el movimiento de flexión y extensión de las falange de forma funcional y con materiales de bajo costo. Por medio del diseño e impresión 3D, el uso de tuberías y acoples para neumática, una válvula solenoide y un compresor portable, se logró una estructura estable y resistente, que permitió ejecutar distintas pruebas experimentales mostradas a lo largo de este trabajo de tesis.

Las pruebas efectuadas demostraron que la fuerza del músculo artificial responde de manera proporcional a la presión de aire aplicada, con un valor de aproximado de  $r \approx 0,9972$ , lo que se interpreta como una correlación fuerte positiva. Por otro lado, la contracción de los músculos artificiales son inversamente proporcionales a la presión ejercida en ellos, con un resultado aproximado de  $r \approx -0,9922$ , lo que se interpreta como una fuerte correlación negativa. Lo que resalta la linealidad que existe en el sistema empleado. Observando además estabilidad en la repetibilidad de las pruebas, mostrando confiabilidad.

Las pruebas realizadas para determinar la efectividad del agarre del prototipo sobre objetos encontrados en la cotidianidad arrojó resultados alentadores. Por medio de la escala de evaluación ordinal, se clasificó el desempeño en cuatro niveles, siendo el cuarto el que significa mayor efectividad. Los datos obtenidos durante la experimentación mostraron que el prototipo tiene una capacidad de sujeción mayor al 50 %, siendo que los objetos más destacados por su forma son: esféricos, cúbicos y cilíndricos. Además, el recubrimiento con el guante de caucho cumplió su función al emular el movimiento de extensión, necesario para que el prototipo suelte los objetos sujetos.

Por otro lado, el diseño del antebrazo como soporte y punto de anclaje entre la estructura de paso y la mano, permitió la eficiente distribución de las fuerzas. Evitando que la estructura de la mano sea arrastrada al activar el sistema.

El acoplamiento de la válvula solenoide y un sistema de control para el mismo, permitió abrir y cerrar el paso del flujo de aire voluntariamente, enviando el aire del compresor a los músculos artificiales.

Respecto a la resistencia y desplazamiento del material que se utilizó, se concluye que ninguna de las partes del antebrazo llega al límite de fluencia así que las piezas no están en riesgo de deformación. De igual manera el desplazamiento en las piezas es muy poco lo que reduce el riesgo de sufrir una falla estructural.

Este estudio otorga una base para el desarrollo de prótesis funcionales y accesibles basadas en la implementación de músculos artificiales neumáticos junto al diseño e impresión 3D, los cuales cuentan con el potencial para ser mejorados y adaptados a diferentes necesidades clínicas.

## XV. RECOMENDACIONES

Se enfatiza la aplicación de los tubos de látex como sistema muscular, ya que por su biocompatibilidad, resistencia y elasticidad, lo vuelve la mejor opción para este tipo de sistemas. De ser posible, usar amarras de metal en los músculos artificiales, ya que la presión de aire puede expulsarlos con fuerza aunque se encuentren bien acoplados, en caso de utilizar acoples neumáticos, asegurarse de que el tubo neumático no sea muy pequeño, de ser posible dejar 3cm hasta el siguiente acople. Por otro lado, El cobertor tipo malla es muy susceptible a desarmarse, tratar de manipular lo menos posible en los extremos. Por otro lado, envolver las roscas de acople con teflón, ayuda a evitar fugas de aire. Es importante no configurar el compresor portable a más de 75 PSI con el fin de evitar daños a los músculos neumáticos.

Se recomienda desarrollar sistemas de control más avanzados, como sensores de presión, sensores angulares, entre otros. Además, experimentar la respuesta del prototipo en potenciales usuarios en condiciones de uso real, asegurando el movimiento fluido de las falanges, esto evita que el músculo artificial no haga esfuerzos excesivos al realizar la tracción. Mejorar y probar el diseño para incluir otros movimientos propios de la mano, como la abducción y oposición del pulgar.

## REFERENCIAS

- [1] M. N. y. C. G. E. Larisa Dunai, «Human hand anatomy-based prosthetic hand.,» 2020.
- [2] P. T. D. . Hyun-Ho Kim Sujin Jang, «Development of Wearable Finger Prosthesis with Pneumatic Actuator for Patients with Partial Amputations,» 2023.
- [3] Organización Mundial de la Salud, *DISCAPACIDAD*, Accedido: 5-11-2024, 2023. dirección: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>.
- [4] R. E. R. Lía Clara López Sullaez, «Impact Occupational of Traumatic Amputation In Fingers of the Hand by Work Accident.,» 2009.
- [5] UNIDAD DE CIRUGIA RECONSTRUCTIVA Y TRAUMATOLOGÍA DE LA MANO, *Amputación Distales de los dedos*, Accedido: 1-11-2024, 2022. dirección: <https://www.umacirugia.com/cirugia-de-mano-y-muneca/amputaciones-y-reimplantes/amputaciones-distales-de-los-dedos>.
- [6] Scielo, *Funcionalidad de prótesis de mano impresa en 3D en adolescentes con amputación congénita parcial de mano: Una serie de casos*, Accedido: 12-11-2024. dirección: [https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0370-41062020000300410](https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0370-41062020000300410).
- [7] fisioterapia.blogspot, *Las prótesis mioeléctricas*, Accedido: 12-11-2024. dirección: <https://fisioterapia.blogspot.com/2013/02/las-protesis-mioelectricas.html>.
- [8] D. M. Guzmán, *Falanges de la mano*, Accedido: 3-11-2024, 2023. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/falanges-de-la-mano>.
- [9] Patofarma, *Anatomía de la Mano: Un vistazo Completo*, Accedido: 8-1-2025. dirección: <https://www.patofarma.com/pages/blog-de-medicina?p=anatom%C3%ADa-de-la-mano-un-vistazo-completo>.
- [10] Así somos, *Músculos de la mano*, Sep 20, 2021. dirección: <https://es.everand.com/article/536993237/Musculos-De-La-Mano>.
- [11] R. R. Barrera Garcia Angel Merchan Emmanuel, «Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique,» 2017.
- [12] R. Cailliet, *ANATOMÍA FUNCIONAL, BIOMECÁNICA*. Madrid, España: Marbán, 2005.
- [13] American Academy of Pediatrics, *Niños con malformaciones y anomalías congénitas de la mano*, Accedido: 2-11-2024, 2017. dirección: <https://www.healthychildren.org/Spanish/health-issues/conditions/Cleft-Craniofacial/Paginas/children-with-congenital-hand-anomalies-malformations.aspx>.
- [14] M.-M. Castellano Fernández Moraleda Pérez, «Resultados funcionales de la simbraquidactilia tratada quirúrgicamente,» 2010.
- [15] Instituto Nacional del Cáncer, *Amputación*, Accedido: 4-11-2024. dirección: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/amputacion>.
- [16] F. del Piñal, FJ. García-Bernal, J. Delgado, M. Sanmartína, J. Regalado, C. Santamaría, *Transferencias del segundo y tercer dedo del pie en tándem para reconstrucción de la mano metacarpiana*, Accedido: 4-11-2024, 2007. dirección: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirugia-ortopedica-traumatologia-129-articulo-transferencias-del-segundo-tercer-dedo-13098247>.
- [17] G. C, «La evolución de la actuación mecánica: de los actuadores convencionales a los músculos artificiales.,» 2022.
- [18] Bhaben Kalita, *A Review on the Development of Pneumatic Artificial Muscle Actuators: Force Model and Application*, Accedido: 5-11-2024, 2022. dirección: <https://www.mdpi.com/2076-0825/11/10/288#B28-actuators-11-00288>.
- [19] SAISAC MECATRONICA, *Mini bomba de airea 6v*, Accedido: 4-11-2024. dirección: <https://mecatronica.saisac.pe/producto/mini-bomba-de-aire-6v/>.
- [20] ANAFILAXIS, *¿Qué es el látex líquido y cómo se utiliza en el maquillaje y caracterización audiovisual?* Accedido: 11/1/2025. dirección: <https://produccionesanafilaxis.com/latex-liquido/>.
- [21] Clínica Subiza, *Guía para los pacientes alérgicos al látex*, Accedido: 11/1/2025. dirección: <https://www.clinicasubiza.com/Enfermedades/Generales/Alergia/Alergia-al-Latex>.
- [22] hellermanntyton.es, *Fundas trenzadas para cables para uso estándar y exigencias especiales*, Accedido: 5-1-2025. dirección: <https://www.hellermanntyton.es/competencias/fundas-trenzadas-para-cables>.

- [23] Boden Pump, *Miniature diaphragm pumps for air and vacuum*, Accedido: 5-11-2024. dirección: <https://bodenpump.com/micro-diaphragm-pumps-air-vacuum/>.
- [24] THOMAS, *Miniature vacuum and air pumps: Overview and specifications*, Accedido: 5-11-2024. dirección: <https://www.thomaspumps.com/en-us/small-pumps>.
- [25] GSL INDUSTRIAS, *Compresor de aire portátil*, 18-10-2021. dirección: <https://industriasgsl.com/blogs/automatizacion/compresor-de-aire-portatil#:~:text=%C2%BFQu%C3%A9%20es%20un%20compresor%20de,un%20tubo%20a%20otra%20herramienta..>
- [26] Gadget Store, *Mini Compresor de Aire Portatil Recargable Xiaomi*, Accedido: 11/1/2025. dirección: <https://gadgetstore.ec/producto/xiaomi-mijia-mi-portable/>.
- [27] Deingenierias.com, *INVENTOR para el modelado mecánico*, Accedido: 4-11-2024, 2019. dirección: <https://deingenierias.com/software/inventor-para-el-modelado-mecanico/>.
- [28] AutoDesk Inventor, *Acerca de los estilos de los dibujos*, Accedido: 4-11-2024, 2022. dirección: <https://help.autodesk.com/view/INVTOR/2022/ESP/?guid=GUID-33EE57FB-9343-4647-83F0-B737F80B7E9C>.
- [29] FluidSIM, *FluidSIM para su aplicación de simulación*, Accedido: 10-2-2025. dirección: [https://www.festo.com/mx/es/e/educacion/aprendizaje-digital/simulacion-virtual-y-modelado/fluidsim-id\\_1663056/](https://www.festo.com/mx/es/e/educacion/aprendizaje-digital/simulacion-virtual-y-modelado/fluidsim-id_1663056/).
- [30] Arduino, *Uno R3*, Accedido: 3-11-2024, 2024. dirección: <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3/>.
- [31] HUBOR., *¿Qué es Proteus?* Accedido: 6-11-2024. dirección: <https://www.hubor-proteus.com/proteus-pcb/proteus-pcb/2-proteus.html>.
- [32] PEAKDY, *La simulación de circuitos electrónicos: Tutorial de proteus VSM*, Febrero 11, 2018. dirección: <https://peakd.com/spanish/@andrysita/la-simulacion-de-circuitos-electronicos-tutorial-de-proteus-vsm>.
- [33] Zachariah Peterson, *¿Qué es un PCB o Placa de Circuito Impreso?* Octubre 5, 2020. dirección: <https://resources.altium.com/es/p/what-is-a-pcb>.
- [34] Ranjeet, *Guía paso a paso: cómo se fabrican las placas de circuito impreso de principio a fin*, Accedido: 18-1-2025. dirección: <https://www.viasion.com/es/blog/C%C3%B3mo-se-fabrican-las-PCB/>.
- [35] Roch Erick, *Transistores NPN y transistores PNP*, Accedido: 2-2-2025. dirección: <https://transistores.info/transistores-npn-y-transistores-pnp/>.
- [36] Phipps Electronics, *BC337 NPN Transistor – Pack of 100*, Accedido: 25-1-2025. dirección: <https://www.phippselectronics.com/product/bc337-npn-transistor-pack-of-100/>.
- [37] Ingeniería Mecafenix, *El diodo ¿Qué es y para que sirve?* Accedido: 4-2-2025. dirección: <https://www.ingmecafenix.com/electronica/componentes/diodo-semiconductor/>.
- [38] Ingeniería Mecafenix, *Que es y como funciona el puente H*, Accedido: 10-11-2024, 2017. dirección: <https://www.ingmecafenix.com/electronica/circuitos/puente-h-control-motores/#:~:text=Un%20puente%20H%20se%20construye%20con%204%20interruptores,permitiendo%20el%20giro%20en%20sentido%20inverso%20del%20motor.>
- [39] ElectroDEX.net, *SK1/10-16 Diodo Retificador 1.45A SK1/10-16 Diodo Retificador 1.45A*, Accedido: 25-1-2025. dirección: <https://www.eletrdex.net/semicondutores/diodos/uso-geral/sk110-16-diodo-retificador-1-45a>.
- [40] Circuitos Eléctricos, *Resistencia, Qué es y tipos de aplicaciones*, Accedido: 10-11-2024, 2024. dirección: <https://www.circuitos-electricos.com/resistencia-que-es-tipos-y-aplicaciones/>.
- [41] DISTRITEC, *¿Qué es una electroválvula y para que sirve?*. Accedido: 11/15/2025. dirección: <https://www.distritec.com.ar/que-es-una-electrovalvula-y-para-que-sirve/>.
- [42] TAMESON, *Válvula Solenoide- Descripción General y Tipos*, Mayo 28, 2024. dirección: <https://tameson.es/pages/electrovalvulas-como-funcionan>.
- [43] ALTEC, *¿Cómo funcionan las electroválvulas o válvulas solenoides de uso general?*. Accedido: 11/15/2025. dirección: <https://altec dust.com/como-funcionan-las-electrovalvulas-o-valvulas-solenoides-de-uso-general/#:~:text=Las%20electrov%C3%A1lvulas%20o%20v%C3%A1lvulas%20solenoides%20son%20dispositivos%20dise%C3%B1ados%20para%20controlar,de%20dos%20hasta%20cinco%20v%C3%ADas.>
- [44] Javier, *¿Cuáles son los tipos de válvulas de solenoide?* Septiembre 12, 2023. dirección: <https://www.climasmonterrey.com/blogs/post/cuales-son-los-tipos-de-valvulas-solenoides>.

- [45] DASSAULT SYSTEMES, *IMPRESIÓN 3D*. Accedido: 11/10/2025. dirección: <https://www.3ds.com/es/make/guide/process/3d-printing>.
- [46] TME.EU, *Filamentos para impresión 3D-Tipos, Características y uso en prototipado*. Accedido: 11/10/2025. dirección: <https://www.tme.eu/es/news/library-articles/page/51976/filamentos-para-impresion-3d-tipos-caracteristicas-y-uso-en-prototipado/>.
- [47] Julián Pérez Porto y Ana Gardey, *Dinamómetro - Qué es, características, usos y clasificación*, Septiembre 22, 2023. dirección: <https://definicion.de/dinamometro/>.
- [48] Josselyne, Suministros en metrología, *¿Qué es un dinamómetro?* Junio 3, 2024. dirección: <https://tinyurl.com/2v2fcyxb>.
- [49] John Papiewski, *Cómo funcionan los interruptores de botón en un circuito*, Accedido: 10-11-2024, 2018. dirección: <https://www.geniolandia.com/13121778/como-funciona-un-timbre-de-una-puerta>.
- [50] Laelectronica.com.gt, *Pulsador de PCB NA de 2 pines*, Accedido: 3-2-2025. dirección: <https://laelectronica.com.gt/pulsadoresyswitches/pulsador-de-pcb-na-de-2-pines>.
- [51] Charles Kolstad, *Acoplamiento Neumático: Cómo Funciona*, Accedido: 5-1-2025. dirección: <https://tameson.es/pages/acoplamiento-neumatico-como-funciona>.
- [52] Rafael, A., *Escalas de evaluación: perspectivas de funcionamiento, propiedades psicométricas y selección*. Accedido: 28-1-2025. dirección: [https://gc.scalahed.com/recursos/files/r161r/w25165w/ESCALAS\\_DE\\_EVALUACION.pdf](https://gc.scalahed.com/recursos/files/r161r/w25165w/ESCALAS_DE_EVALUACION.pdf).
- [53] Jorge Coronado Padilla, *Escalas de medición*, Accedido: 28-1-2025. dirección: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/4942056.pdf>.
- [54] J. L. Devore, *Probabilidad y Estadística para Ingeniería y Ciencias*, 7.<sup>a</sup> ed. Cengage Learning, 2009.
- [55] UNIVERSIDAD DE SEVILLA, *COEFICIENTE DE CORRELACIÓN LINEAL DE PEARSON*, Accedido: 11/1/2025. dirección: <https://personal.us.es/vararey/adatos2/correlacion.pdf>.
- [56] QuestionPro, *¿Qué es el coeficiente de correlación de Pearson*, Accedido: 12/1/2025. dirección: <https://www.questionpro.com/blog/es/coeficiente-de-correlacion-de-pearson/>.
- [57] DATAtab, *Correlación de Pearson*, Accedido: 12/1/2025. dirección: <https://datatab.es/tutorial/pearson-correlation>.
- [58] Hernández L., et al., *Sobre el uso adecuado del coeficiente de correlación de Pearson: definición, propiedades y suposiciones*, Accedido: 11/1/2025. dirección: <https://www.redalyc.org/journal/559/55963207025/55963207025.pdf>.

## XVI. ANEXOS



Figura 58. Abrazadera, Autor propio.



Figura 59. Perno, Autor propio.



Figura 60. Manguera de latex, Autor propio.



Figura 61. Compresor, Autor propio.



Figura 62. Conectores rápidos, Autor propio.



Figura 63. Acople antebrazo, Autor propio.



Figura 64. Acople antebrazo, Autor propio.



Figura 65. Antebrazo parte 1, Autor propio.



Figura 66. Antebrazo parte 2, Autor propio.

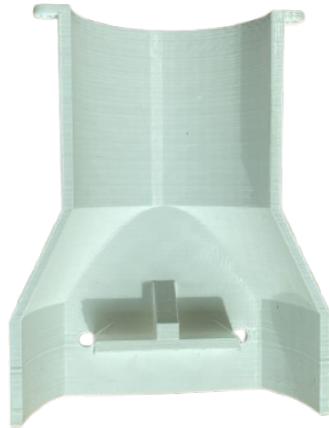


Figura 67. Soporte de los acoples, Autor propio.



Figura 68. Válvula solenoide, Autor propio.



Figura 69. Prueba de agarre sobre un tomate, Autor propio.



Figura 70. Prueba de agarre sobre un rollo de piola, Autor propio.



Figura 71. Prueba de agarre sobre un control remoto, Autor propio.