



# ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS

INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**Diseño e implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo, con capacidad de manipulación y rotación, controlada por inteligencia artificial a través de señales mioeléctricas, utilizando un sistema de entrenamiento en un entorno virtual para facilitar su adaptación.**

Castro Vaca, Andrés Sebastián y Lara Freire, Juan Carlos

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Trabajo de Titulación, previo a la obtención del Título de Ingeniero Mecatrónico

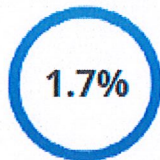
Ing. Caizalítin Quinaluisa, Edwin Alejandro

29 de Julio de 2022



TESIS PROTESIS FINAL CASTRO LARA.pdf

Scanned on: 16:26 July 29, 2022 UTC



Overall Similarity Score

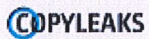


Results Found



Total Words in Text

Identical Words	260
Words with Minor Changes	89
Paraphrased Words	152
Omitted Words	3864



Website | Education | Businesses

Ing. Caizalitin Quinaluisa, Edwin Alejandro

C.C:0503351397



**Departamento de Energía y Mecánica**

**Carrera de Ingeniería Mecatrónica**

**Certificación**

Certifico que el trabajo de titulación: **“Diseño e implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo, con capacidad de manipulación y rotación, controlada por inteligencia artificial a través de señales mioeléctricas, utilizando un sistema de entrenamiento en un entorno virtual para facilitar su adaptación”** fue realizado por los señores **Castro Vaca, Andrés Sebastián** y **Lara Freire, Juan Carlos** ; el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

**Latacunga, 29 de julio 2022**

**Ing. Caizalitin Quinaluisa, Edwin Alejandro M.Sc**

**C. C.:0503351397**



**Departamento de Energía y Mecánica**

**Carrera de Ingeniería Mecatrónica**

**Responsabilidad de Autoría**

Nosotros, **Castro Vaca, Andrés Sebastián** con cédula de ciudadanía n°1804557070 y **Lara Freire, Juan Carlos** con cédula de ciudadanía n°1805121819, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“Diseño e implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo, con capacidad de manipulación y rotación, controlada por inteligencia artificial a través de señales mioeléctricas, utilizando un sistema de entrenamiento en un entorno virtual para facilitar su adaptación”** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

**Latacunga, 29 de julio 2022**

**Castro Vaca, Andrés Sebastián**

C.C.: 1804557070

**Lara Freire, Juan Carlos**

C.C.: 1805121819



## Departamento de Energía y Mecánica

### Carrera de Ingeniería Mecatrónica

#### Autorización de Publicación

Nosotros, **Castro Vaca, Andrés Sebastián** con cédula de ciudadanía n°1804557070 y **Lara Freire, Juan Carlos** con cédula de ciudadanía n°1805121819, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“Diseño e implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo, con capacidad de manipulación y rotación, controlada por inteligencia artificial a través de señales mioeléctricas, utilizando un sistema de entrenamiento en un entorno virtual para facilitar su adaptación”**, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Latacunga, 29 de julio 2022

.....  
**Castro Vaca, Andrés Sebastián**

C.C.: 1804557070

.....  
**Lara Freire, Juan Carlos**

C.C.: 1805121819

## Dedicatorias

*El presente trabajo de titulación se lo quiero dedicara a Dios y a nuestra señora del perpetuo socorro, por protegerme durante toda mi vida académica, darme el valor para nunca desistir de mis objetivos, por la salud y sabiduría.*

*A mi familia.*

*A mis padres, Sandra y Yofre, por acompañarme en cada paso del camino, por darme su apoyo incondicional día a día, por la motivación, por los valores inculcados desde mi niñez y por todo su amor.*

*A mis abuelos, Oswaldo y Yolanda, que con su amor y afecto nunca dejaron de creer en mí.*

*A mis abuelos Cesar y Angélica, que hubiesen compartido la a alegría de este logro tanto como yo, siempre estarán en mi memoria.*

*A mi hermana, Karen, le dedico el esfuerzo y el valor de completar un objeto de vida, que esta lección prevalezca en su memoria.*

*A mi tía Janeth y tío Gilbert, les dedico este trabajo por enseñarme el valor y el coraje a nunca rendirme durante una batalla, a siempre tener la frente en alto.*

*A mis primos, Marcela, Ronel, les dedico este trabajo por ser un gran ejemplo para mí, a mi primo Daniel, le dedico el esfuerzo y el valor de completar un objeto de vida, que esta lección prevalezca en su memoria.*

Castro Vaca, Andrés Sebastián

## Dedicatorias

*Dedico el presente trabajo a mi Dios Jehová por brindarme salud, familia, alimentos, inteligencia, perseverancia, ganas de vivir ya que sin su voluntad todo sería en vano.*

*Este anhelado logro alcanzado se lo dedico a una parte fundamental de mi vida, a mi madre, Edelina Freire, mi bella madre que sin ningún tipo de conveniencia me ha apoyado durante toda mi vida, acompañándome en situaciones de frustración, enojo, alegría, etc., generando un sentimiento de aprecio y agradecimiento hacia ti Linita.*

*Por ultimo dedico esta meta cumplida a mis hermanos, hermanas, sobrinos y sobrinas demostrando que el sacrificio, la perseverancia y disciplina conlleva a tener resultados.*

Juan Carlos, Lara Freire

## **Agradecimientos**

*A Dios por darme la fortaleza, serenidad y sabiduría para poder cumplir esta meta, por las lecciones de vida, a la virgen por cubrirme con su manto y no desampararen en los momentos más difíciles.*

*A mis padres por su amor incondicional y por haber estado en cada etapa de mi vida, por cada instante que están a mi lado, por ayudarme a superar los obstáculos y guiarme a ser una persona con valores morales.*

*A toda mi familia por estar acompañándome en cada paso que he dado en este mundo, por enseñarme a siempre darlo todo por completar un objetivo trazado.*

*A mi compañero de tesis, Juan Carlos, por desarrollar y completar el presente trabajo.*

*A mi tutor de tesis el Ing. Edwin Caizalítín por la confianza puesta en mí y mi compañero de tesis, por ser la guía y compartirnos sus conocimientos para poder completar este trabajo.*

*Al centro ortopédico Yánez por abrirnos las puertas para el desarrollo de la investigación, por compartirnos su experiencia y conocimientos.*

*A la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE extensión Latacunga por formarme académicamente y reforzar mis valores morales.*

*Castro Vaca, Andrés Sebastián*



## **Agradecimientos**

*Agradezco al altísimo creador mi Dios por permitirme llegar a este punto de satisfacción por cumplir tan anhelada meta con la compañía de mi madre, ejemplo de superación que, con su cariño, apoyo incondicional han contribuido a la obtención de este logro.*

*Agradecer a mis hermanos y hermanas por ser parte fundamental de mi vida que, con su ejemplo de humildad, respeto y sobre todo nunca rendirse, seguir adelante con nuevos proyectos, me han ayudado a conseguir la culminación de esta meta establecida años atrás y mirar hacia adelante.*

*Expresar mi más sincero agradecimiento a las personas relacionadas a la robótica escolar, como lo es Corporación Wolf, creyendo en mi responsabilidad y permitirme haber sido parte de su talentoso grupo de trabajo, permitiéndome crecer en el ámbito laboral.*

*De igual forma agradezco a la Universidad de las Fuerzas Armadas Espe, docentes, compañeros por brindarme su amistad, conocimientos y valores morales que aportaron en mi formación personal. También agradezco al ing. Edwin Caizalitin, al Sr. Ortopedista Byron Yáñez por la predisposición para el desarrollo de este proyecto.*

*Juan Carlos, Lara Freire*

## Índice de contenidos

Caratula.....	1
Reporte de verificación de contenido.....	2
Certificación.....	3
Responsabilidad de autoría.....	4
Autorización de publicación.....	5
Dedicatoria.....	6
Agradecimiento.....	8
Índice de contenidos.....	10
Índice de figuras.....	14
Índice de tablas.....	21
Resumen.....	23
Abstract.....	24
Capítulo I: Generalidades.....	25
Introducción.....	25
Antecedentes.....	26
Planteamiento del problema.....	28
Descripción del proyecto.....	29
<i>Objetivo general</i> .....	34
<i>Objetivos específicos</i> .....	34
Hipótesis.....	34
Variables de la investigación.....	35
<i>Variable independiente</i> .....	35
<i>Variable dependiente</i> .....	35
Capítulo II: Fundamentación teórica.....	36
Estado del arte.....	36
Morfología de mano y muñeca.....	39
<i>Sistema óseo de la mano</i> .....	41

	11
<i>Sistema óseo de la muñeca</i> .....	42
<i>Sistema óseo del antebrazo</i> .....	43
<i>Sistema muscular de la mano</i> .....	46
<i>Sistema muscular del antebrazo</i> .....	47
Amputaciones de la extremidad superior .....	48
<i>Tipos de amputación</i> .....	50
<i>Niveles de amputaciones</i> .....	50
<i>Secuelas tras una amputación</i> .....	51
<i>Características ideales para colocar una prótesis</i> .....	52
<i>Técnicas de rehabilitación post amputación</i> .....	53
Señales mioeléctricas .....	55
<i>Importancia de utilizar señales mioeléctricas</i> .....	56
<i>Procedimiento para la adquisición de señales mioeléctricas</i> .....	56
<i>Amplificadores y electrodos</i> .....	57
Prótesis modernas .....	58
<i>Prótesis estéticas</i> .....	58
<i>Prótesis funcionales</i> .....	59
<i>Prótesis activadas por fuerza propia</i> .....	59
<i>Prótesis mioeléctricas</i> .....	60
Inteligencia artificial .....	63
<i>Reconocimiento de patrones</i> .....	64
<i>Redes neuronales Artificiales</i> .....	67
<i>Arquitectura de las redes neuronales artificiales</i> .....	71
<i>Redes neuronales por series temporales</i> .....	72
Entornos virtuales.....	73
Softwares para Desarrollo de entornos virtuales .....	74
Elementos para la interacción dentro de entornos virtuales .....	76

Dispositivos y elementos de control.....	79
<i>Actuadores eléctricos.....</i>	79
<i>Sensores mioeléctricos.....</i>	81
<i>Comunicación inalámbrica.....</i>	83
<i>Dispositivos de control.....</i>	84
<i>Fuentes de alimentación eléctrica.....</i>	86
Paquetes informáticos aplicados a la ingeniería.....	87
<i>Softwares para el diseño de una red neuronal artificial.....</i>	87
Manufactura por impresión 3D.....	89
<i>Parámetros de la impresión.....</i>	90
<i>Materiales para impresión 3D de prótesis medicas.....</i>	92
Capitulo III: Diseño.....	93
Metodología del diseño.....	93
Matriz QFD.....	95
Casa de la calidad.....	98
Análisis de casa de la calidad.....	100
<i>Desarrollar una prótesis funcional.....</i>	100
<i>Comunicación Hombre - Prótesis eficientemente.....</i>	101
<i>Desarrollar un control que permita un uso fácil de la prótesis.....</i>	101
<i>Emplear un sistema de entrenamiento antes del uso sin cargas.....</i>	102
Selección del sistema eléctrico.....	102
Sistema de control por redes neuronales.....	106
Diseño electrónico de la prótesis.....	110
Diseño del sistema mecánico de la prótesis.....	111
<i>Modelo geométrico de la mano.....</i>	111
<i>Modelo geométrico para la rotación de la muñeca.....</i>	120
Pruebas de resistencia del sistema mecánico.....	122

<i>Análisis de la falange proximal</i> .....	122
<i>Análisis de la falange modificada</i> .....	127
<i>Análisis del pulgar</i> .....	131
<i>Análisis de la palma</i> .....	135
<i>Análisis mecánico del antebrazo</i> .....	139
<i>Análisis mecánico del sistema de rotación de la muñeca</i> .....	143
Capitulo IV: Construcción de la prótesis biónica.....	159
Construcción del sistema mecánico.....	159
Construcción del sistema electrónico.....	163
Comunicación entre hardware y software.....	164
Capitulo V: Implementación, pruebas y resultados.....	170
Entrenamiento virtual.....	170
Adaptación de la prótesis al usuario.....	174
Pruebas de integración de la prótesis.....	179
Definición de la hipótesis nula $H_0$ e hipótesis alternativa $H_1$ .....	186
Cálculos para validación de la hipótesis.....	186
<i>Cálculos para conocer la normalización de las pruebas realizadas</i> .....	186
<i>Validación mediante técnicas para pruebas normales y no normales</i> .....	191
Validación de la hipótesis.....	195
Capitulo VI: Conclusiones y Recomendaciones.....	197
Conclusiones.....	197
Recomendaciones.....	199
Futuros proyectos.....	200
Bibliografía.....	201
Anexos.....	207

## Índice de Figuras

<b>Figura 1</b> <i>Pintura de una silueta roja del Homo sapiens</i> .....	36
<b>Figura 2</b> <i>Prótesis en hierro alt-Ruppin</i> .....	37
<b>Figura 3</b> <i>Prótesis de mano, antebrazo y brazo de Ambroise Paré</i> .....	38
<b>Figura 4</b> <i>Partes de la mano humana</i> .....	40
<b>Figura 5</b> <i>Sistema óseo de la mano humana</i> .....	41
<b>Figura 6</b> <i>Sistema óseo de la muñeca</i> .....	42
<b>Figura 7</b> <i>Movimientos que realiza la muñeca</i> .....	43
<b>Figura 8</b> <i>Hueso radio del sistema óseo del antebrazo</i> .....	44
<b>Figura 9</b> <i>Hueso cúbito del sistema óseo del antebrazo</i> .....	45
<b>Figura 10</b> <i>Sistema muscular de la mano</i> .....	46
<b>Figura 11</b> <i>Sistema muscular del antebrazo</i> .....	48
<b>Figura 12</b> <i>Persona sin sus extremidades por la primera guerra mundial</i> .....	49
<b>Figura 13</b> <i>Niveles para realiza una amputación en el parte superior del cuerpo humano</i> .....	51
<b>Figura 14</b> <i>Técnica del espejo para tratar el dolor del miembro fantasma</i> .....	54
<b>Figura 15</b> <i>Obtención de señales mioeléctricas del brazo</i> .....	56
<b>Figura 16</b> <i>Onda de una señal EMG al realizar comprensión de músculos.</i> .....	57
<b>Figura 17</b> <i>Prótesis estética de mano, dedos y brazo completo</i> .....	59
<b>Figura 18</b> <i>Prótesis funcional activada por la fuerza del paciente</i> .....	60

<b>Figura 19</b> <i>Prótesis mioeléctrica Hero Arm</i> .....	61
<b>Figura 20</b> <i>Prótesis mioeléctrica michelango</i> .....	61
<b>Figura 21</b> <i>Prótesis mioeléctrica CyberHand</i> .....	62
<b>Figura 22</b> <i>Representación del proceso de una IA</i> .....	63
<b>Figura 23</b> <i>Proceso para el reconocimiento de patrones</i> .....	64
<b>Figura 24</b> <i>Esquema de la selección de variables</i> .....	66
<b>Figura 25</b> <i>Estructura de un sistema neuronal artificial</i> .....	68
<b>Figura 26</b> <i>Modelo matemático de una neurona</i> .....	69
<b>Figura 27</b> <i>Desarrollo de un entorno virtual</i> .....	73
<b>Figura 28</b> <i>Logo Unity</i> .....	74
<b>Figura 29</b> <i>Logo de iStaging</i> .....	75
<b>Figura 30</b> <i>Logo Concept3D</i> .....	75
<b>Figura 31</b> <i>Realidad Virtual Vr BOXVR</i> .....	76
<b>Figura 32</b> <i>Paquete Oculus Quest 2</i> .....	77
<b>Figura 33</b> <i>Gafas PlayStation VR2</i> .....	78
<b>Figura 34</b> <i>Micro actuador lineal PQ12</i> .....	80
<b>Figura 35</b> <i>Servomotor MG996R</i> .....	81
<b>Figura 36</b> <i>Sensor MyoWare</i> .....	82
<b>Figura 37</b> <i>Brazalete MyoArm</i> .....	82
<b>Figura 38</b> <i>Gestos del brazalete MyoArm</i> .....	83
<b>Figura 39</b> <i>Módulo BLE Bluetooth</i> .....	84

<b>Figura 40</b> <i>Arduino NANO</i> .....	85
<b>Figura 41</b> <i>Arduino Mega2560 Pro</i> .....	86
<b>Figura 42</b> <i>Batería lipo turnigy</i> .....	87
<b>Figura 43</b> <i>Logo del software Pycharm</i> .....	87
<b>Figura 44</b> <i>Logo del paquete informático Tensorflow</i> .....	88
<b>Figura 45</b> <i>Logo del paquete Keras</i> .....	89
<b>Figura 46</b> <i>Impresión 3D a nivel industrial</i> .....	90
<b>Figura 47</b> <i>Mapa conceptual de la metodología de diseño de la prótesis funcional</i> .....	94
<b>Figura 48</b> <i>Matriz QFD que integra la casa de la calidad</i> .....	98
<b>Figura 49</b> <i>Arquitectura de la red neuronal artificial</i> .....	106
<b>Figura 50</b> <i>Flujograma del proceso de formación de la base de datos</i> .....	107
<b>Figura 51</b> <i>Implementación de la red neuronal</i> .....	109
<b>Figura 52</b> <i>Medidas de la mano, dedos y pulgar</i> .....	111
<b>Figura 53</b> <i>Dimensiones de la mano, dedos y pulgar</i> .....	111
<b>Figura 54</b> <i>Dimensiones de la mano desde una perspectiva lateral</i> .....	112
<b>Figura 55</b> <i>Modelo geométrico de los dedos</i> .....	113
<b>Figura 56</b> <i>Definición del mecanismo para la movilidad del dedo</i> .....	113
<b>Figura 57</b> <i>Análisis cinemático del mecanismo del dedo</i> .....	114
<b>Figura 58</b> <i>Gráfica del movimiento cinemático del dedo</i> .....	116
<b>Figura 59</b> <i>Modelo geométrico del pulgar</i> .....	117
<b>Figura 60</b> <i>Modelo geométrico de la palma</i> .....	118



<b>Figura 61</b> <i>Toma de medidas del muñón del portador.</i> .....	118
<b>Figura 62</b> <i>Modelo CAD del antebrazo.</i> .....	119
<b>Figura 63</b> <i>Rotación de la muñeca humana</i> .....	120
<b>Figura 64</b> <i>Sistema de engranes planetario</i> .....	121
<b>Figura 65</b> <i>Distribución de fuerzas sobre la falange proximal.</i> .....	122
<b>Figura 66</b> <i>Diagrama de cuerpo libre de la falange proximal.</i> .....	123
<b>Figura 67</b> <i>Diagrama de fuerzas cortantes de la falange proximal.</i> .....	124
<b>Figura 68</b> <i>Diagrama de momentos flectores de la falange proximal.</i> .....	124
<b>Figura 69</b> <i>Sección transversal de la falange proximal.</i> .....	125
<b>Figura 70</b> <i>Análisis computacional de la falange proximal.</i> .....	126
<b>Figura 71</b> <i>Distribución de fuerzas sobre la falange modificada.</i> .....	127
<b>Figura 72</b> <i>Diagrama de cuerpo libre de la falange modificada.</i> .....	127
<b>Figura 73</b> <i>Diagrama de fuerzas cortantes de la falange proximal.</i> .....	128
<b>Figura 74</b> <i>Diagrama de momentos flectores de la falange modificada.</i> .....	129
<b>Figura 75</b> <i>Análisis computacional de la falange modificada.</i> .....	130
<b>Figura 76</b> <i>Distribución de fuerzas sobre el pulgar</i> .....	131
<b>Figura 77</b> <i>Diagrama de cuerpo libre del pulgar.</i> .....	132
<b>Figura 78</b> <i>Diagrama de fuerzas cortantes del pulgar.</i> .....	132
<b>Figura 79</b> <i>Diagrama de momentos flectores del pulgar.</i> .....	133
<b>Figura 80</b> <i>Análisis computacional del pulgar.</i> .....	134
<b>Figura 81</b> <i>Modelo CAD de la palma.</i> .....	135

<b>Figura 82</b> <i>Diagrama de cuerpo libre de la palma.</i> .....	136
<b>Figura 83</b> <i>Diagrama de fuerzas cortantes de la palma.</i> .....	137
<b>Figura 84</b> <i>Diagrama de momentos flectores de la palma.</i> .....	137
<b>Figura 85</b> <i>Análisis computacional de la palma.</i> .....	139
<b>Figura 86</b> <i>Modelo CAD del antebrazo.</i> .....	139
<b>Figura 87</b> <i>Diagrama de cuerpo libre del antebrazo</i> .....	140
<b>Figura 88</b> <i>Diagrama de fuerzas cortantes del antebrazo</i> .....	141
<b>Figura 89</b> <i>Diagrama de momentos flectores del antebrazo.</i> .....	141
<b>Figura 90</b> <i>Análisis computacional del antebrazo.</i> .....	143
<b>Figura 91</b> <i>Elementos internos del sistema de rotación de la prótesis</i> .....	144
<b>Figura 92</b> <i>Análisis de velocidades de entrada en el tren planetario</i> .....	145
<b>Figura 93</b> <i>Análisis de velocidades tangenciales en el tren planetario</i> .....	147
<b>Figura 94</b> <i>Análisis de velocidades de salida en el tren planetario</i> .....	148
<b>Figura 95</b> <i>Espesor del diente de un engrane</i> .....	154
<b>Figura 96</b> <i>Medidas de espesor del engrane solar</i> .....	155
<b>Figura 97</b> <i>Diseño de engranes en base al factor dinámico <math>K_v</math></i> .....	156
<b>Figura 98</b> <i>Análisis computacional del tren de engranes planetario.</i> .....	158
<b>Figura 99</b> <i>Modelo CAD de la prótesis de mano y antebrazo completa.</i> .....	159
<b>Figura 100</b> <i>Ensamblaje de los dedos sobre la palma.</i> .....	160
<b>Figura 101</b> <i>Sujeción de los dedos y articulaciones en la palma.</i> .....	160
<b>Figura 102</b> <i>Colocación de la tapa delantera de la palma.</i> .....	161

<b>Figura 103</b> <i>Prueba parcial del antebrazo en el muñón.</i> .....	161
<b>Figura 104</b> <i>Colocación del mecanismo de rotación de la muñeca y antebrazo</i> .....	162
<b>Figura 105</b> <i>Placa electrónica de la prótesis biónica.</i> .....	163
<b>Figura 106</b> <i>Colocación de componentes sobre la placa electrónica en la palma.</i> .....	163
<b>Figura 107</b> <i>Definición de los gestos para red neuronal.</i> .....	165
<b>Figura 108</b> <i>Base de datos de los gestos para red neuronal.</i> .....	166
<b>Figura 109</b> <i>Arquitectura de la red neuronal.</i> .....	166
<b>Figura 110</b> <i>Resultados de entrenamiento y validación.</i> .....	168
<b>Figura 111</b> <i>Presentación estructura de la red neuronal, pesos y Bías.</i> .....	168
<b>Figura 112</b> <i>Escenari uno</i> .....	170
<b>Figura 113</b> <i>Escenario dos</i> .....	171
<b>Figura 114</b> <i>Escenario tres</i> .....	171
<b>Figura 115</b> <i>Escenario cuatro</i> .....	172
<b>Figura 116</b> <i>Escenario quinto</i> .....	173
<b>Figura 117</b> <i>Escenario sexto</i> .....	173
<b>Figura 118</b> <i>Colocación del brazalete MyoArm.</i> .....	174
<b>Figura 119</b> <i>Aplicación del entorno virtual.</i> .....	175
<b>Figura 120</b> <i>Colocación del miembro artificial sobre el usuario.</i> .....	179
<b>Figura 121</b> <i>Objetos para los distintos agarres</i> .....	179
<b>Figura 122</b> <i>Pruebas de agarre.</i> .....	181
<b>Figura 123</b> <i>Pruebas de agarre y de teclado.</i> .....	181

<b>Figura 124</b> <i>Pruebas de agarre</i> .....	182
<b>Figura 125</b> <i>Ingreso de valores en Spss de los intentos al utilizar la prótesis</i> .....	187
<b>Figura 126</b> <i>Resultados de pruebas de normalidad en Spss de los tres intentos al utilizar la prótesis</i> .....	187
<b>Figura 127</b> <i>Valor estadístico de la prueba Kruskal-Wallis</i> .....	188
<b>Figura 128</b> <i>Prueba NPar de las muestras 1 y 2 de Wilcoxon</i> .....	189
<b>Figura 129</b> <i>Resultados de la prueba NPar de las muestras 1 y 2 de Wilcoxon</i> .....	189
<b>Figura 130</b> <i>Prueba NPar de las muestras 1 y 3 de Wilcoxon</i> .....	190
<b>Figura 131</b> <i>Resultados de la prueba NPar de las muestras 1 y 3 de Wilcoxon</i> .....	190
<b>Figura 132</b> <i>Prueba NPar de las muestras 2 y 3 de Wilcoxon</i> .....	191
<b>Figura 133</b> <i>Resultados de la prueba NPar de las muestras 1 y 3 de Wilcoxon</i> .....	191
<b>Figura 134</b> <i>Distribución t student para la aceptación y rechazo de hipótesis <math>H_0</math>, <math>H_1</math></i> .....	195

## Índice de tablas

<b>Tabla 1</b> Funciones de activación.....	70
<b>Tabla 2</b> Características de Oculus Quest 2.....	77
<b>Tabla 3</b> Características de las gafas PlayStation VR2.....	78
<b>Tabla 4</b> Comparativa de los materiales para impresión 3D .....	92
<b>Tabla 5</b> Necesidades del usuario.....	95
<b>Tabla 6</b> Requerimientos técnicos para satisfacer las necesidades del usuario. ....	96
<b>Tabla 7</b> Relación entre las necesidades del usuario y los requerimientos técnicos.....	97
<b>Tabla 8</b> Actuador eléctrico de movimiento lineal. ....	103
<b>Tabla 9</b> Actuador eléctrico rotación para la muñeca .....	104
<b>Tabla 10</b> Actuador eléctrico rotación para el pulgar .....	104
<b>Tabla 11</b> Módulo bluetooth HM-11.....	105
<b>Tabla 12</b> Pines de conexión en la tarjeta embebida.....	110
<b>Tabla 13</b> Medidas de los segmentos del mecanismo del dedo. ....	114
<b>Tabla 14</b> Características de diseño del sistema de engranes planetario .....	122
<b>Tabla 15</b> Factor Geométrico J para la flexión de la AGMA.....	152
<b>Tabla 16</b> Aplicación de factores Ka.....	153
<b>Tabla 17</b> Factores Km distribución de carga.....	153
<b>Tabla 18</b> Criterios para esfuerzos de diseño .....	157
<b>Tabla 19</b> Estructura de la red neuronal artificial. ....	167
<b>Tabla 20</b> Primer intento. ....	176

<b>Tabla 21</b> Segundo intento. ....	177
<b>Tabla 22</b> Tercer intento. ....	178
<b>Tabla 24</b> Primera prueba. ....	183
<b>Tabla 25</b> Segundo intento. ....	184
<b>Tabla 26</b> Tercer intento. ....	185
<b>Tabla 27</b> Registro del porcentaje de aciertos antes de utilizar el sistema de entrenamiento VR.....	192
<b>Tabla 28</b> Registro del porcentaje de aciertos después de utilizar el sistema de entrenamiento VR.....	193

## Resumen

En el presente trabajo se describe la investigación para el diseño e implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo, con capacidad de manipulación y rotación, controlada por inteligencia artificial a través de señales mioeléctricas, utilizando un sistema de entrenamiento en un entorno virtual para facilitar su adaptación; la investigación parte de los criterios y necesidades del futuro usuario de la prótesis tomando en cuenta con su mano y antebrazo derecho, dificultando su desenvolviendo laboral, aplicando técnicas de diseño mecánico computarizado se ha asemejado el movimiento articulado de los dedos y la rotación de la muñeca, permitiendo manipular y rotar objetos, la manufactura de la prótesis se desarrolló a través de impresión 3D usando PLA, donde el material no presenta ser toxico para la piel del usuario, mediante el uso de sensores mioeléctricos localizados dentro del brazalete MYO ARM se obtuvieron las señales del movimiento muscular del muñón, estas señales se aplicaron en el desarrollo de la lógica de control a través de una red neuronal para la autonomía de la prótesis, antes de colocar el miembro artificial al usuario se aplicó un entrenamiento dentro de un simulador virtual, ambientado en un entorno cotidiano, simulando actividades del diario vivir del usuario, para facilitar su acoplamiento y uso de la prótesis, la investigación fue validada y sustentada por el centro ortopédico Yáñez , ubicado en la ciudad de Ambato.

**Palabras clave:** prótesis biónica, redes neuronales, brazalete myoarm, simulador virtual, manipulación y rotación de objetos

### **Abstract**

This present paper describes the research for the design and implementation of a bionic prosthesis for hand, wrist and forearm, with manipulation and rotation capabilities, controlled by artificial intelligence through myoelectric signals, using a training system in a virtual environment. to facilitate its adaptation; The research is based on the criteria and needs of the future user of the prosthesis, who does not have his right hand and forearm, which hinders his work development, hinders his work development, applying computerized mechanical design techniques, the articulated movement of the fingers and rotation of the wrist, which allow manipulating and rotating objects,, the manufacture of the prosthesis was developed through 3D printing using PLA, which is not toxic to the user's skin, through the use of myoelectric sensors located inside the MYO ARM bracelet the signals of the muscular movement of the stump were obtained, these signals were applied in the development of the control logic through a neural network for the autonomy of the prosthesis, before placing the artificial limb on the user, a pre-training was applied within of a virtual simulator, set in a daily environment, simulating activities of the user's daily life, to facilitate its coupling and use of the prosthesis, the research validated and supported by the Yáñez orthopedic center, located in Ambato city.

**Keywords:** prosthetics, artificial limb, neural networks, bracelet myoarm, manipulating and rotating objects



## Capítulo I

### Generalidades

#### Introducción

El presente trabajo de titulación contempla el diseño e implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo, con capacidad de manipulación y rotación, controlada por inteligencia artificial a través de señales mioeléctricas, además de utilizar un sistema de entrenamiento en un entorno virtual para facilitar su adaptación.

La microelectrónica presente en el mercado facilita encontrar dispositivos o componentes electrónicos más pequeños, rápidos y de bajo consumo de energía, que permiten desarrollar proyectos encaminados a prótesis funcionales, que aporten una ayuda al realizar las actividades cotidianas; es así que utilizando sensores electro musculares inalámbricos que permiten la adquisición y registro de actividad eléctrica ejercida en músculos del cuerpo humano, esta información faculta el tomar muestras de información dentro intervalos de tiempo intentando detectar patrones y poder ejecutar pronósticos futuros, como es el activar, una posición deseada en mini-actuadores lineales y rotacionales con el fin de manipular objetos y realizar actividades cotidianas de una persona al utilizar una prótesis biónica controlada por señales electromiográficas producidas conscientemente por el usuario de capacidades diferentes.

Dentro de este trabajo de investigación se analiza además la adaptación de la prótesis y el usuario, con el fin de habituarse de manera interactiva y recreacional. Es por ello que se realizó un sistema de entrenamiento virtual, el cual proporciona escenas de actividades cotidianas, y por medio de un brazalete MYO ARM se maniobra un objeto simulando la extremidad superior del usuario en 3D con la forma de la prótesis física. Al utilizar el entorno virtual y únicamente el brazalete se pretende que el usuario logre entender de mejor forma el

funcionamiento de la prótesis tomando en cuenta únicamente la contracción y expansión de su región muscular bíceps branquial sin colocarse la prótesis físicamente ni pesos adicionales.

### **Antecedentes**

El ser humano a lo largo de su evolución ha sufrido accidentes graves o nacimientos con mal formaciones, ocasionando una pérdida parcial o completa de una extremidad, dificultando cumplir con alguna actividad, desde la edad media las prótesis de mano y antebrazo fueron la base para la ortopedia moderna, con llevando al desarrollo de miembros artificiales estéticos asemejándose a la extremidad perdida, con el avance tecnológico en la microelectrónica ha permitido que las prótesis sean articuladas y con movimiento, generando que los usuarios de estos equipos retomen sus actividades cotidianas con más perseverancia.

Las prótesis biónicas de mano y antebrazo es la sinergia de la ortopedia tradicional con la mecánica y electrónica facultado investigaciones en donde se asemeje el movimiento natural de los dedos de la mano al igual que la rotación de la muñeca aplicable en actividades domésticas, generalmente se centralizan en mover los tres primeros dedos de la mano, olvidando la rotación de la muñeca, aplicando electrodos musculares que la vida útil es corta. (Coalition, 2019)

La ergonomía y la estética es uno de los factores difíciles de alcanzar en una prótesis en especial cuando es enfocada a ser biónica, a medida que se ha desarrollado estudios los sensores mioeléctricos son los mejores al obtener señales de los movimientos de los músculos, que permitan generar movimientos independientes de los dedos, integrándose la electrónica que permiten que el miembro artificial sea más eficiente y portable. (Castro, 2018)

No solo por sensores musculares se puede obtener una señal para maniobrar una prótesis, sino que a través de sensores encéfalo-eléctricos permiten la captación de movimientos como abrir o cerrar un ojo para luego accionar el abrir o cerrar la mano de una

prótesis mecánica, esta investigación está orientada a quienes tienen una amputación completa de una extremidad superior, grandes institutos de EEUU y del Reino Unido, se enfocan día con día en mejorar estos avances con el fin de integrar a personas que poseen una discapacidad física dentro de la sociedad como entes efectivos y productivos. (Baltimore, 2014)

La Universidad Johns Hopkins es uno de los más grandes pioneros en el desarrollo de prótesis de mano y antebrazo inteligentes, estas investigaciones se destacan por movimiento independiente de los dedos de la mano, mientras que la Universidad Cambridge, ha desarrollado investigaciones enfocadas en la rehabilitación y el uso de prótesis de una extremidad superior, enfocadas en el movimiento natural de los dedos de la mano en la manipulación de objetos.

En Ecuador las prótesis de extremidades superiores son complejas de adquirir, por sus altos costos de manufactura y materiales idóneos, que no se disponen en nuestro país, generado que las personas que desean estos miembros artificiales emigren a otros países o no las adquieran por su baja capacidad económica, esto ha generado que se presenten elementos ortopédicos en formas de garfios, que no proporcionan estética, en ciertos casos no mejoran el autoestima de las personas con esta discapacidad.

En la provincia de Tungurahua, la ciudad con mayor índice de población con discapacidad física es Ambato, la cual dispone de un índice del 36.31% de su colectividad con un grado de discapacidad de entre el 50% y 74% (Discapacidad, 2021). Mediante la escala genérica de gravedad de discapacidad previsto por CONADIS (Concejo Nacional de Discapacidades) establece discapacidad grave, a las deficiencias debidas a amputaciones, limitaciones del movimiento, déficit sensoriales o motores, lesión del sistema nervioso periférico y vasculopatías periféricas. (Pública, 2018)

Dentro de la ciudad de Ambato existen centros de ortopedia enfocados en la generación de miembros artificiales de extremidad superior e inferior, estos elementos son mecánicos, no articulados, uno de los centros con más de 40 años en el campo de la ortopedia y al servicio de la ciudadanía es el centro ortopédico Yáñez.

### **Planteamiento del problema**

La pérdida de una extremidad del cuerpo humano, ocasionadas por accidentes de tránsito, laboral o por una enfermedad, la persona con esta amputación tiende a deprimirse al no poder acoplarse a las actividades sencillas como servirse un vaso de agua, abrochase una camisa, el preparar alimentos, etc., necesariamente se deben usar las dos manos, y en ciertos casos el poder caminar, dentro del sistema laboral el obtener una vacante es sumamente difícil, la industria medica ofrece prótesis fijas, es decir no realizan acciones de movimiento el cual permite al usuario observarse de forma estética el miembro faltante.

La discapacidad física a nivel mundial se puede definir como la reducción o ausencia de las funciones motoras, desde el punto social las personas con esta discapacidad son consideradas como no productivas ni eficientes para cumplir con tareas laborales, imponiéndoles barreras sociales que les permita superarse y mejorar su calidad de vida, la perdida de una extremidad superior limita el realizar tareas básicas como escribir, conducir un vehículo e incluso el poder tocar a otra persona.

En Ecuador las personas con discapacidad física representan el 17.31% de la población, desde el 2009 hasta la actualidad, el gobierno obliga a las empresas privadas y públicas, contratar en su personal a personas con discapacidades físicas, que representen del total del mismo en un 4%, esta ley ha generado la inserción de varias personas, pero dando preferencia a personas minusválidas, para tareas de oficina, excluyendo a personas con miembros

faltantes en su extremidad superior, lo que dificulta el conseguir un puesto laboral, con el fin de mantenerse económicamente y solventar de alguna forma a sus familias o así mismos.

El uso de prótesis de mano y antebrazo resulta para las personas con este miembro faltante mejorar la estética de su cuerpo elevando su autoestima, sin embargo, el movimiento de los de los dedos de la mano artificial al igual que la rotación de la muñeca no es posible con las prótesis diseñadas hasta la actualidad en nuestro país, generando problemas en el desarrollo de actividades cotidianas, existen otros tipos de prótesis en formas de garras o garfios, que no generan estética, sin embargo es posible el tomar un objeto, alejándose de ser semejante a la extremidad faltante, además el entrenamiento previo al usos de estas prótesis es carente y en ocasiones nulo, llegando a generar un sentimiento de dolor por parte de los usuarios por la dificultad que se tiene al utilizar la prótesis.

El centro ortopédico Yáñez de la ciudad de Ambato con más de cuarenta años de experiencia en la creación de prótesis mecánicas se ve en la necesidad de incluir las nuevas tecnologías y con esto la construcción de prótesis funcionales que otorguen un bienestar hacia la población que carece de algún miembro superior e inferior, por lo cual solicita de ayuda profesional de futuros ingenieros mecatrónicos que se encuentren capacitados en realizar una investigación, diseño e implementación de una prótesis biónica de antebrazo, mano, muñeca y con el uso de medios tecnológicos se logre una rehabilitación de los extremidades para su posterior adaptación hacia la prótesis biónica en actividades cotidianas, ofertando soluciones eficientes en la sociedad que cuenta con limitaciones en una de sus extremidades.

### **Descripción del proyecto**

En el presente trabajo tiene por objetivo contribuir a la solución de personas con discapacidad en conjunto con el centro ortopédico Yáñez de la ciudad de Ambato, con el fin de generar una prótesis funcional de una extremidad superior, que permita tener una máxima

funcionalidad y adaptación contando con la asesoría técnica y financiera por parte del centro ortopédico Yánez. Para lo cual se ha propuesto realizar el diseño, construcción e implementación de una prótesis biónica con forma ergonómica de mano, muñeca y ante brazo diestra, una prótesis que otorgue ayuda en las actividades cotidianas del día a día en una persona masculina que posee la discapacidad y es perteneciente a la ciudad de Ambato, esta prótesis permitirá realizar la función de apertura, cierre de sus cinco dedos y además la rotación usual de una extremidad superior en sentido horario y anti horario con el fin de poder realizar la manipulación de objetos.

Este sistema iniciara con la toma de mediciones de la mano derecha de la persona beneficiaria del proyecto, con el objetivo de tener una prótesis diestra lo más semejante en cuanto al aspecto, tamaño, forma de la mano y antebrazo del usuario, además se ha tomado como referencia a la norma DIN 33 402-2, con la consideración de la norma, se especificará las dimensiones requeridas en la prótesis, con la finalidad de obtener un modelo anatómicamente proporcional. Y con esto realizar el diseño CAD de la prótesis biónica que contemplara la incorporación de sensores, actuadores eléctricos, cables y demás elementos semiconductores; logrando ejecutar un análisis de esfuerzos a la estructura mecánica, de tal forma que se pueda realizar la selección del material de construcción el cual provea de una mejor resistencia, ergonomía, buen acabado, diseño robusto en la armadura de la prótesis con el propósito de ejecutar la elaboración y ensamble de las piezas mecánicas utilizando el material que mejor resultados haya dado en el análisis de esfuerzo y posteriormente realizar la manufactura de impresión 3D.

El sistema incluirá el diseño y selección de componentes electrónicos que dispongan de un menor tamaño con prestaciones solidas que faciliten los movimientos de la prótesis funcional, para lo cual se establecerá una tarjeta de control que permita la recepción de señales digitales utilizando medios inalámbricos, envío de señales analógicas y digitales hacia

los actuadores eléctricos, que cumpla con el Teorema de Nyquist que recomienda utilizar dispositivos con el doble de frecuencia a analizar, teniendo esta información será posible tener un procesamiento e integración de componentes electrónicos de una forma eficiente, además de captar señales electromiográficas del brazo del usuario con sensores EMG no invasivos los cuales permitirá el funcionamiento de mini actuadores lineales y rotativos realizando la apertura y cierre de dedos, además de la rotación usual de la mano con el fin de aportar un mejor desempeño de la prótesis biónica.

Para el sistema de instrumentación y control se utilizará sensores musculares que permite censar múltiples señales mioeléctricas, desplazamientos, rotaciones por parte del brazo del usuario, este tipo de señales serán adquiridas a través de una tarjeta de adquisición de datos para poder manipular las variables de desplazamiento lineal y rotativo de la mano biónica de una forma inalámbrica, evitando complicaciones al momento de colocar y retirar la prótesis no invasiva como se da con el uso de cables y otros elementos conductores. Para el control de las señales adquiridas se desarrollará un algoritmo de inteligencia artificial que permita a través de la información de los sensores seleccionar una acción, ya sea un agarre tipo pinza, gancho, esférico, lateral o de potencia.

A través de la aplicación de un entorno virtual, el cual es una de las partes fundamentales al momento de realizar la integración del usuario, el sensor muscular y la prótesis biónica para desarrollar las tareas laborales, actividades cotidianas de vestimenta, higiene, y bienestar. Este sistema considera la recepción de las señales mioeléctricas, desplazamiento y rotación generadas por el usuario y captadas por parte del sensor mioeléctrico, el cual simulara el movimiento de un brazo humano dentro de un entorno virtual capaz de ser visto al utilizar gafas de realidad virtual 3D. El diseño de un entorno virtual se encontrará programado con actividades cotidianas, en las cuales se tendrá que realizar la manipulación, rotación de objetos sólidos que posean diferentes geometrías y tamaños, con el

fin de fomentar un entrenamiento; mejorando la motricidad fina, la cual involucra generar movimientos de mayor precisión que son requeridos en tareas que implica la coordinación ojo, mano y dedos sin la colocación de la prótesis real, este entrenamiento no contemplará elevadas cargas sino solamente la del sensor que fomentara el desarrollo de movimientos más intuitivos y fácil de manipular. Al final se realizarán pruebas en cuanto a la manipulación, rotación y tiempo de ejecución de actividades cotidianas al utilizar la prótesis sin el uso del sistema de entrenamiento en entornos virtuales y luego se llevará a cabo las mismas actividades cotidianas una vez utilizado el sistema de entrenamiento en entornos virtuales para conocer su adaptación y uso de la prótesis al incluir esta nueva herramienta virtual.

### **Justificación e importancia**

El proyecto se justifica por generar una solución a la necesidad que dispone el centro ortopédico Yáñez, que se dedica al diseño y construcción de prótesis de miembros superiores e inferiores y provee de ayuda social a personas en extremos casos de vulnerabilidad en la ciudad de Ambato, además de permitir la obtención del título profesional de ingenieros mecánicos con el diseño e implementación de una prótesis biónica, que cumple con las características de un dispositivo mecánico, por ser una ayuda técnica que contempla la integración de todos los conocimientos adquiridos en cuanto al diseño mecánico, instrumentación mecánica, automatización utilizando tecnologías actuales y en desarrollo que aporta investigaciones de alto realce en la sociedad científica, además que se puede lograr una mejor calidad de vida en las personas que carecen de movilidad en sus extremidades superiores ya sea por accidentes laborales, de tránsito, o problemas congénitos.

El desarrollo de investigación del proyecto permitirá la movilidad de los cinco dedos y con esto la función de tomar, soltar objetos sobre una superficie y la rotación de la muñeca; lo cual permite realizar actividades esenciales para el diario vivir de una persona, por ejemplo, el poder servirse bebidas que se encuentren dentro de un vaso, botella, abrir y cerrar cerraduras,



labores que intervengan girar objetos, etc. Actividades que no se pueden desarrollar en proyectos anteriores por carecer de la movilidad de la muñeca del usuario y con esto la rotación de objetos.

Un aspecto adicional que ha pasado desapercibido al momento es el realizar la adaptación entre el usuario y la prótesis, es el entrenamiento, el cual es fundamental para el usuario por aportar un mejor entendimiento del funcionamiento de la prótesis, la forma de retraer y extraer los dedos de forma independiente. En la actualidad se encuentra disponible la tecnología de entornos virtuales la cual aporta múltiples beneficios a la enseñanza por agilizar la manipulación de dispositivos electrónicos, muestran mayor interés el usuario al usar esta tecnología por simular una prótesis sin contemplar el peso, robustez, baterías y otros aspectos de la prótesis real, que facilitan el aprendizaje en el uso de prótesis que en la vida real puede llegar a ser una actividad traumante para el usuario por no generar resultados como los planificados.

Mediante Acuerdo Ministerial Nro. MDT-2018-0175, el Ministerio del Trabajo expidió el Instructivo que regula el Porcentaje de Inclusión Laboral de Personas con Discapacidad, dando la posibilidad de poder obtener una plaza de trabajo en el estado ecuatoriano, pero con la incorporación de una prótesis biónica que ayude a contrarrestar en un porcentaje la discapacidad que se posea, se puede lograr tener una superación en el ámbito laboral, social y académico pudiendo llegar a generar un mejor autoestima y no necesitar de una tercera persona para ciertas actividades disponiendo de una independencia en un cierto grado, todo esto, en conforme facilite la utilización de una prótesis diseñada para cada caso en particular.

Es por ello que es fundamental el contribuir a la investigación ecuatoriana con el diseño, construcción e implementación de prótesis funcionales de extremidades, que faciliten el desempeño de actividades cotidianas de vestimenta, higiene, y bienestar.

## Objetivos

### ***Objetivo General***

Diseñar e implementar una prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo, con capacidad de manipulación y rotación, controlada por inteligencia artificial a través de señales mioeléctricas, utilizando un sistema de entrenamiento en un entorno virtual para facilitar su adaptación.

### ***Objetivos específicos.***

- Recopilar información sobre las técnicas de diseño de prótesis de mano, muñeca y antebrazo.
- Obtener las señales mioeléctricas procedentes del movimiento muscular del brazo derecho, para la formación de la inteligencia artificial.
- Diseñar los mecanismos para el movimiento independientes de los dedos de la mano derecha y rotación de la muñeca.
- Seleccionar los elementos electrónicos para dimensionar la estructura interna de la prótesis evitando tener holguras en la fijación de actuadores eléctricos.
- Analizar los esfuerzos combinados en los mecanismos de los dedos de la mano, muñeca y antebrazo, para su posterior impresión 3D.
- Implementar el entorno virtual y el algoritmo de control por inteligencia artificial para la adaptación de la prótesis, bajo las actividades cotidianas como alimentación, manipular y rotar objetos cilíndricos, abrir o cerrar puertas.
- Realizar pruebas de adaptación de la prótesis y analizar los resultados obtenidos.

## Hipótesis

¿La implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca, antebrazo que incluye un sistema de entrenamiento en un entorno virtual, permitirá facilitar la adaptación en

manipulación y rotación de objetos sólidos de diferentes geometrías dentro de actividades cotidianas?

### **Variables de la investigación**

#### ***Variable Independiente***

Variable Independiente: Prótesis biónica de mano, muñeca, antebrazo que incluye un sistema de entrenamiento en un entorno virtual.

#### ***Variable Dependiente***

Variable Dependiente: Tiempo de adaptación en manipulación y rotación de objetos sólidos de diferentes geometrías dentro de actividades cotidianas

## Capítulo II

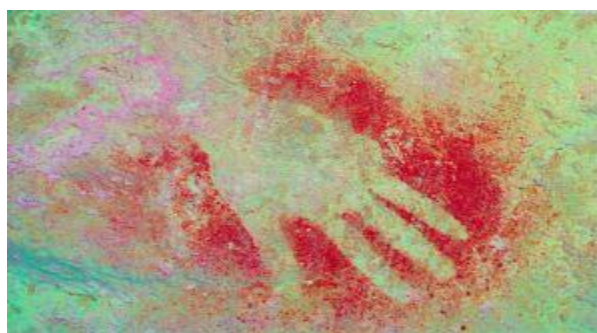
### Fundamentación Teórica

#### Estado del arte

El inicio del hombre se considera la época prehistórica, hasta la invención de escritura o documentos, gracias a muestras arqueológicas encontradas dentro de cavernas localizadas en el nuevo mundo, dan a relucir que en este periodo existían personas con amputaciones en sus dedos, al observar pinturas rupestres realizadas por aborígenes sobre piedra como se muestra en la Figura 1 (Martínez & González., 2016)

#### Figura 1

*Pintura de una silueta roja del Homo sapiens*



*Nota.* La pintura del Homo sapiens fue encontrada dentro de una cueva en Cáceres. Tomado de Me faltan dedos, por (Alonso, 2019)

Las prótesis existentes actualmente reproducen las funciones propias de una extremidad superior con muy pocas falencias; para obtener este tipo de resultados en el manejo de objetos hizo falta iniciar desde el año 2000 antes de Cristo. Según estudios realizados, la cultura babilónica de 1800 - 1112 a C. dan a conocer aspectos médico-legales, en los cuales, si un doctor por equivocación realiza una herida grave al realizar con un cuchillo de bronce al tratar de sanar a un paciente perteneciente de la realeza y este muere, el doctor

perderá su mano. Además, la cultura griega promovía amputaciones de manos, extremidades, nariz y órganos genitales para complacer a los dioses y faraones.

Actos tan bárbaros y extremista dieron a relucir la necesidad de crear tipos de curaciones, vendajes, férulas, procedimientos quirúrgicos que incluían amputaciones. Se conoce estas primeras técnicas de curación se dieron en la India y llevaban el nombre de “Sushruta Samihita” gracias a hallazgo de un manuscrito budista dado desde el siglo V a C. (Villaseñor, 2009)

La revista UNAM de México mediante una publicación da a conocer que en el año 2000 a C. se registra la primera prótesis de un miembro superior encontrada en una momia egipcia. Y para el año (218-202 a C.) durante la Segunda Guerra Púnica el conocido general romano Marcus Sergius, fabrico una mano de hierro para poder empuñar su espada, de esta forma dando conocer la primera prótesis de hierro.

En el año 1400 se construye la prótesis de alt – Ruppín, como se observa en la Figura 2, que presenta un gran avance, al ser de hierro, dedos flexibles adicional un pulgar rígido, muñeca movable; siendo en esa época un artefacto de alta demanda por ex militares veteranos de la segunda guerra mundial tanto en Estados Unidos como Europa. (García, 2014)

## **Figura 2**

*Prótesis en hierro alt-Ruppín*



*Nota. Prótesis de hierro fabricada en el año 1400. Tomado de “Reseña histórica de las prótesis”, por (Dorador, 2015)*

Entre el año 1564 y parte del siglo XVI, se dio a conocer las primeras prótesis de tipo estética. Uno de los primeros inventores de tan novedoso producto fue el Doctor de nacionalidad francesa Ambroise Paré, quien fabricó una prótesis estética, que proveía ser más cosmética, al utilizar cuero de animal y no un frío material como lo era antes las prótesis netamente de hierro. Además de ser una prótesis más atractiva disponía de un mecanismo de palanca interna, el cual al ser accionado permitía mover hacia afuera y adentro el brazo completo, también utiliza un mecanismo innovador que realiza la flexión de los dedos a partir de la tracción, se observa en la Figura 3 este tipo de prótesis. (Loaiza & Arzola, 2011)

### Figura 3

*Prótesis de mano, antebrazo y brazo de Ambroise Paré*



*Nota. Prótesis fabricada con mecanismo de palancas para movilizar cada parte. Tomado de A new ultralight anthropomorphic hand, por (Páez & Gaviria, 2017)*

Durante el siglo XIX, se inició progresivamente a construir prótesis de extremidades superiores de materiales como: cuero, hule, madera, dejando de predominar el hierro y latón,

además del uso de resortes, se incluía un mecanismo que favorecían la sujeción y transmisión de fuerzas. (Schulz & Brethauer, 2001)

Con la aparición de la prótesis del alemán Peter Beil, se inicia la era de las prótesis autopropulsadas, llamadas así por incorporar movimientos del tronco y hombro para que la prótesis abra y cierre los dedos dependiendo de la posición del tronco. En el año 1912 se desarrolló en Estados Unidos la prótesis Beafort, el cual posee un dedo móvil que utiliza un gancho dividido, aun activado por los movimientos del tórax, hombro y codo. (Páez & Gaviria, 2017)

La elevada población de EEUU que padece se amputación genero el comenzar una asociación profesional de Ortesis y Prótesis en el año 1949 con el objetivo de certificar profesionales dedicados a esta rama.

Desde el año 1960 los sistemas de control de prótesis de miembros superiores están dados por la adquisición de señales mioeléctricas generadas por la contracción muscular del brazo u otra región del cuerpo. (Ceres y otros, 2008)

Hasta la actualidad se han fabricado numerosas prótesis ya sean accionadas eléctricamente, neumáticamente u otra fuente de energía, pero siempre se recurrirá a utilizar materiales livianos, diseño modular y compacto, empleando componentes electrónicos, sin embargo, los altos consumos de corriente en actuadores eléctricos limitan el tiempo de uso. (Hirzinger y otros, 2000) (Harris y otros, 2005) (Lin & Huang, 2008)

### **Morfología de mano y muñeca**

“Nuestras manos como nuestros pies son elementos esenciales de está fantástica maquinaria llamada cuerpo humano” (Ramirez, 2018) es así como la mano humana presenta una infinidad de movimientos, ya sea para tomar, manipular o arrojar objetos, además de adaptarse la palma a la forma del objeto.

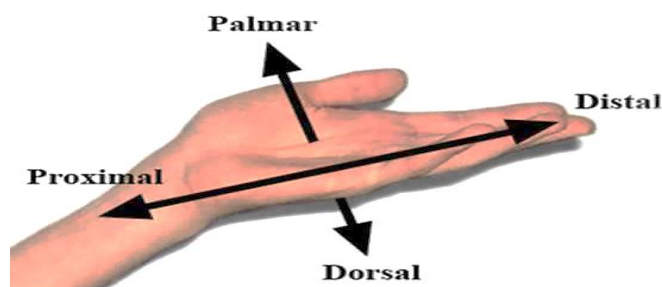
Investigaciones realizadas a la estructura de nuestras manos dan a relucir que somos la única especie en poseer dedos pulgares opuestos y de mayor longitud, además de promover que esta simple dicotomía puede ir a la par con la teoría de la evolución de las especies. (Moreno, 2015)

La mano se encuentra conformada por huesos, músculos, venas, arterias, nervios, superficialmente piel y uñas. Cada uno de estos elementos cumple con tareas asignadas individualmente y la unión de todas estas tareas permite realizar actividades cotidianas. Es así como en las yemas de cada dedo poseen el mayor número de terminaciones nerviosas o neurotransmisores del cuerpo humano, ayudando a enviar la mayor cantidad de información hacia el cerebro humano, reconociendo así a la mano y dedos como la fuente de recepción de información del exterior de una persona. Así como también se puede obtener información de las manos de cada ser, al utilizar mundialmente un registro de huellas dactilares en cada país, por ser siempre patrones diferentes, aun cuando se llegue a tener personas gemelas, sus huellas serán diferentes. (Lara, 2017)

En la Figura 4 se observa la unión entre la muñeca y la mano es llamada proximal, mientras que lo opuesto se llama distal, para referirse a la parte externa de la mano se utiliza el término dorsal y para la parte interna de la mano se designa como el área palmar.

#### **Figura 4**

*Partes de la mano humana*





*Nota.* Las partes de la mano y otras extremidades utilizan las direcciones que se muestran

Tomado de *Las sorprendentes características de las manos humanas*, por (Lara, 2017)

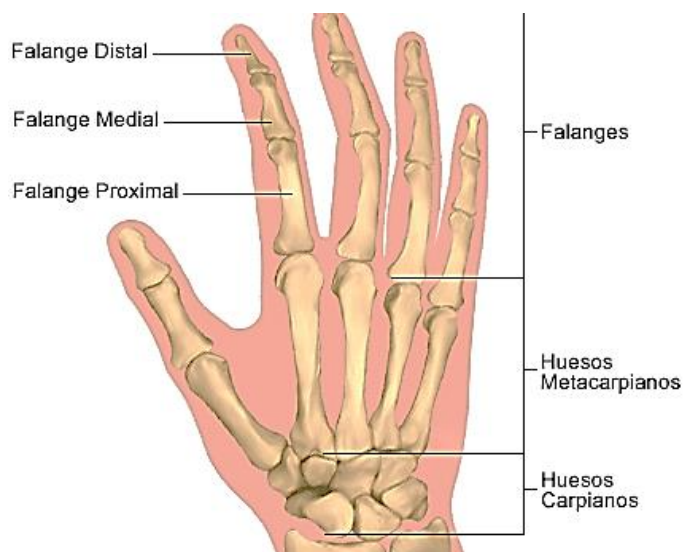
### 2.2.1. Sistema óseo de la mano

El sistema óseo de la mano está conformado por 27 huesos y está dividida en tres tipos, llamadas Falanges, Huesos Metacarpianos y Huesos Carpianos como se puede mirar en la Figura 5.

- ✓ **Falanges**, son 14 huesos que se encuentran en los dedos identificadas como (Falange Distal, Media y proximal). El dedo pulgar consta únicamente de dos falanges.
- ✓ **Huesos metacarpianos**, están constituidos por 5 huesos alargados que se ubican en el palmar y en su parte distal se une a las falanges.
- ✓ **Huesos Carpianos**, también conocidos como muñeca, conformado por 8 huesos *divididos en dos hileras*. (Ortiz & Ramirez, 2016)

### Figura 5

*Sistema óseo de la mano humana*



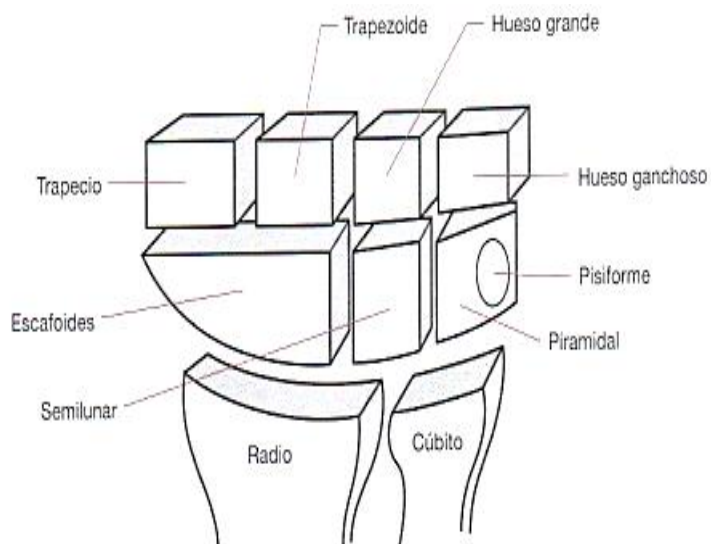
*Nota.* Huesos que conforma la mano, que sirven de estructura. Tomado de *Anatomía de la mano*”, por (Ortiz & Ramirez, 2016)

### Sistema óseo de la muñeca

La articulación que se ubica entre el antebrazo y la región de huesos carpianos es denominada muñeca, además de estar conformada por 8 huesos carpianos ordenados en dos filas, la primera fila proximal consta de los huesos navicular o escafoides, semilunar, piramidal, pisiforme; Y la fila distal consta de los huesos ganchoso, hueso grande y trapezoide, como se observa en la Figura 6. (Cailliet, 2010)

### Figura 6

*Sistema óseo de la muñeca*

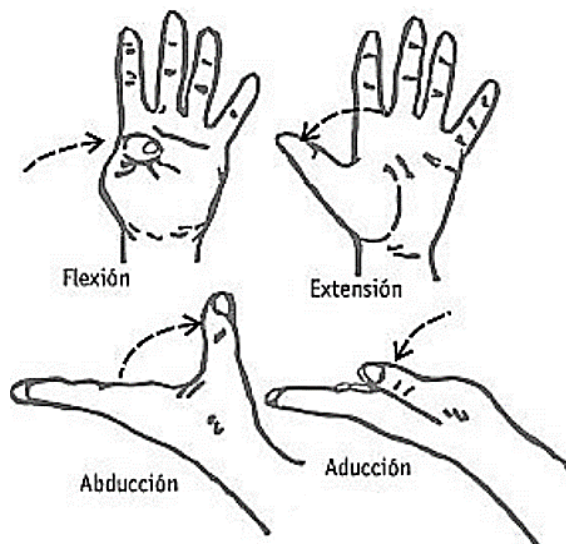


*Nota.* Huesos que conforma la mano, que sirven de estructura. Tomado de *Anatomía de la mano*, por (Cailliet, 2010)

La incorporación de todo el sistema óseo permite realizar movimientos como la flexión, extensión, abducción y la aducción, que se identifica en la Figura 7.

## Figura 7

*Movimientos que realiza la muñeca*



*Nota.* Movimientos de la muñeca, sobre eje transversal y anteposterior. Tomado de *Biomecánica de muñeca*, por (Alvarez, 2014)

## Sistema óseo del antebrazo

El antebrazo o región antebrazo, comienza en la muñeca y termina en el codo, se encuentra conformado por dos únicos huesos largos nombrados: radio y ulna o cúbito.

## Radio

El radio como se observa en la Figura 8, se encuentra en la parte externa del antebrazo, su forma consta de una curvatura poco pronunciada, consta de tres caras y tres bordes.

- Dispone de tres caras (anterior, posterior e interior) es el lugar donde se encuentran el músculo flexor largo del pulgar, pronador, supinador corto, abductor y extensor corto del pulgar.

- Los tres bordes (anterior, posterior e interno) presentan una forma de superficie sobresaliente, que suaviza el contacto con la cara externa.
- Su extremo superior, nombrado cabeza del radio tiene una forma cilíndrica y de cúpula, el cual no se conecta con el hueso humero, tan solo es atravesado el tendón inferior del bíceps.
- El extremo inferior, es revestido por una especie de pirámide que consta de 6 caras las cuales son: (cara superior, cara inferior, cara anterior, cara posterior, cara posteroexterna y cara interna). Además, se da una inserción a la articulación de la muñeca utilizando tendón de supinador largo, tendones de extensor largo del pulgar, tendones del músculo extensor largo y extensor corto del pulgar, tendones de los músculos abductor largo del pulgar. (Jimenez, 2015)

### Figura 8

*Hueso radio del sistema óseo del antebrazo*



*Nota.* El sistema óseo del antebrazo comprende el hueso radio y cúbito. Tomado de "Hueso radio", por (Junquera & Junquera, 2018)

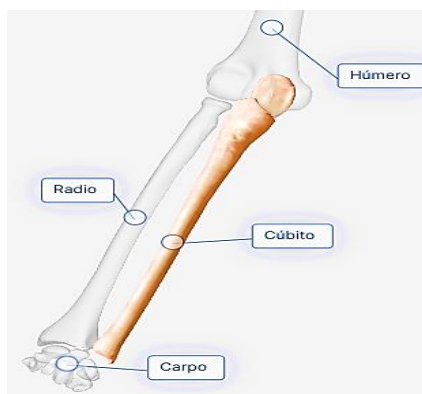
## Cubito

El hueso Ulna o cúbito, está ubicado en el lado medial del antebrazo y por su ubicación y gran longitud aporta equilibrio y estabiliza la región antebraquial. Por el lado proximal del cúbito se encuentra articulando con el humero, mientras que por el lado dorsal se conecta con la cabeza del radio como se mira en la Figura 9. (Sobotta, 2000) Y está compuesto por:

- Extremo proximal o Epífisis proximal, designa a la región que presenta dos curvas denominadas olécranon y coronoideo, dos cavidades articuladas llamadas muesca semilunar troclear y muesca radial.
- Posee bordes tales como: (borde anterior, posterior, interóseo)
- Consta de superficies identificadas como: (superficie anterior, posterior y medial)
- El extremo distal o Epífisis distal, se encuentra dividido en dos partes, una es la cabeza la cual está en contacto con la muesca cubital del radio. Y la segunda parte es el proceso estiloides, permite la fijación hacia la muñeca por medio del ligamento colateral cubital. (Aldaz, 2016) (Saenz, 2020) (Serrano & Nova, 2022)

## Figura 9

*Hueso cúbito del sistema óseo del antebrazo*



*Nota.* El sistema óseo del antebrazo comprende el hueso radio y cúbito. Tomado de "Hueso cúbito", por (Junquera & Junquera, 2018)

## Sistema muscular de la mano

La función del sistema muscular permite realizar numerosos y complejos movimientos de la mano, es así como un músico guitarrista, violinista, baterista entre otros, es muy importante que realice ejercicios de calentamiento con el fin de prevenir lesiones. Las manos de estos artistas y demás profesionales de la salud están dotadas de una sensibilidad y coordinación en movimientos milimétricos. (Magazine, 2018) Dentro de la mano se encuentran tres grupos de músculos que se dan a conocer a continuación y con la ayuda de la Figura 10 se logra identificar de forma más visual.

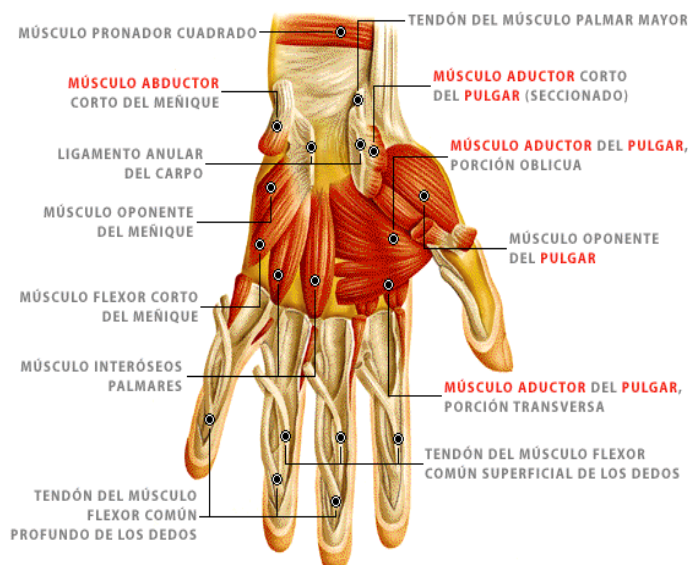
✓ **Eminencia hipotenar**, se encuentran ubicados adyacente al dedo meñique, conformado por tejidos musculares tales como: músculo oponente del pulgar, músculo aductor del meñique, músculo flexor corto del meñique, músculo cutaneopalmar, dando la capacidad de mover el dedo meñique.

✓ **Eminencia tenar**, esta región contempla al dedo pulgar y sus músculos abductor corto, flexor corto, oponente. Permiten que se toque el dedo meñique y el pulgar, la flexión, oposición, difracción y aducción de toda la articulación del dedo pulgar.

✓ **Región palmar y dorsal**, constituye los músculos de la región palmar, lumbricales, interóseos palmares y dorsales. Generan la flexión y expansión de articulaciones de las falanges proximales, media y distal de los últimos cuatro dedos de la mano; además de la aducción del dedo medio (Maza & Jones, 2022)

## Figura 10

*Sistema muscular de la mano*



*Nota.* El sistema muscular de la mano consta de músculos flexores que permiten la expansión y flexión de los dedos de la mano. Tomado de *"Hueso cúbito"*, por (Magazine, 2018)

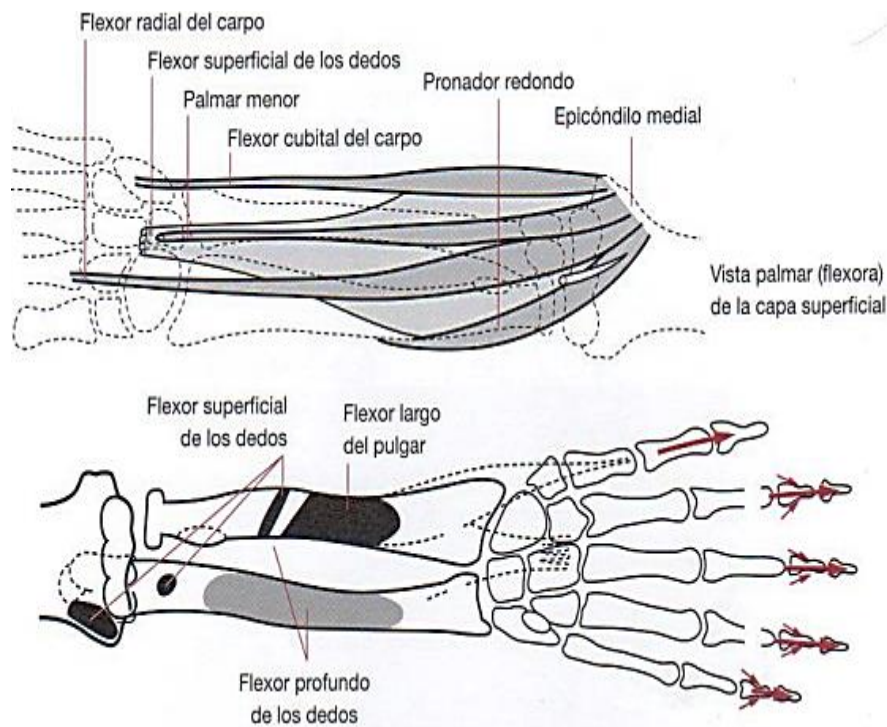
### **Sistema muscular del antebrazo**

Los músculos que permiten la movilización de la mano y dedos inician desde el codo, atraviesan la articulación de la muñeca hasta llegar la palma y falanges. La región dorsal del antebrazo presenta músculos extensores conformados por una capa superficial y otra profunda. Estos músculos presentes en el antebrazo son 8, cuatro superficiales y cuatro profundos, siendo estos: músculos fusiformes, subcutáneos, epitroclea. Los superficiales son: pronador redondo, palmar mayor, palmar menor y cubital.

Los músculos encargados de mover mano y dedos son conocidos como flexores, los cuales son flexor superficial de los dedos, flexor largo del pulgar, flexor profundo, flexor radial del carpo y flexor cubital del carpo como se observa en la Figura 11 (Horcajada, 2013)

## Figura 11

### *Sistema muscular del antebrazo*



*Nota.* El sistema muscular del antebrazo consiste en múltiples de regiones musculares que se origina en el codo y terminan en las falanges de los dedos. Tomado de *"Anatomía funcional, biomecánica"*, por (Cailliet, 2010)

### **Amputaciones de la extremidad superior**

La amputación de extremidades se da únicamente con el fin de salvar una vida humana, este proceso quirúrgico contempla la remoción o extirpación de una parte o toda la extremidad, realizando un corte longitudinal de musculo, tendones hasta llegar a la estructura ósea. La amputación de extremidades se da en mayor número en soldados que se han encuentran inmersos en guerras, es así como luego de la primera guerra se registra una fuerte cantidad de soldados con mutilaciones y amputaciones que regresaron a casa. (Schlich, 2014)



Se conoce de un valor aproximadamente a 200 millones de personas muertas en la primera guerra mundial, pero se estima que es mayor la cantidad de personas heridas, entre ellos la mayoría con amputaciones de toda una extremidad como se puede ver en la Figura 12, esta medida se da al haber heridas infecciosas por utilizar procesos de carnicería dentro de hospitales, sumando un nuevo diseño de bala del francés llamado bola Minié por su creador, este “innovador” elemento mortífero aportaba mayor precisión en el impacto. Durante esta época se presenta un cambio en la vida del ser humano, al observar un gran número de personas con capacidades especiales conllevaba un nuevo estilo vida. (A. Fonseca, 2019)

### **Figura 12**

*Persona sin sus extremidades por la primera guerra mundial*



*Nota.* Muchos soldados que regresaron de la primera guerra mundial tuvieron que rehacer su vida sin extremidades. Tomado de “¿Por qué las amputaciones se hicieron comunes en la Guerra Civil?”, por (A. Fonseca, 2019)

### ***Tipos de amputación***

Una amputación puede ser catalogada por la causa que derivo a este nuevo estilo, la amputación primaria o traumática se da cuando una persona ha sufrido un accidente, mientras que la amputación secundaria o quirúrgica la conlleva al ser diagnosticada y planificada por un médico profesional. También existe las amputaciones congénitas, las cuales se dan al no tener una extremidad o poseer malformaciones al momento del nacimiento.

### ***Niveles de amputaciones***

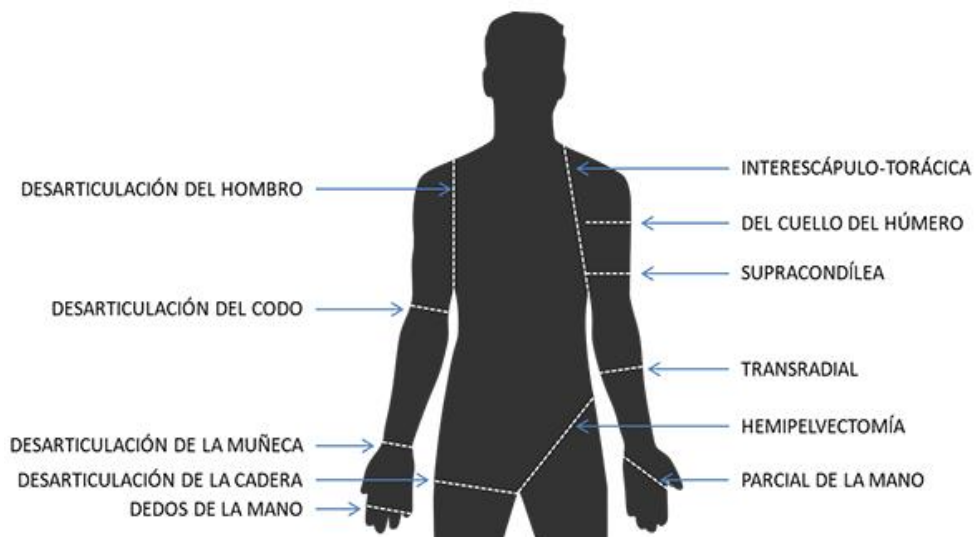
El nivel de amputación, establece una región con la finalidad de poseer un muñón útil para en un futuro realizar la colocación de una prótesis o poder desplazar manipular objetos. El cirujano a cargo de la cirugía debe tomar en cuenta, realizar la amputación lo más distal que se pueda realizar con el fin de permitir al paciente una mejor calidad de vida. (Arce, 2005) (Surgical, 2016)

Los niveles de amputación en extremidades superior más habituales son los que se muestran a continuación en la Figura 13 y en la siguiente lista.

- ✓ Dedos de la mano.
- ✓ Parcial de la mano.
- ✓ Desarticulación de la muñeca.
- ✓ Transradial.
- ✓ Desarticulación del codo.
- ✓ Supracondílea.
- ✓ Del cuello del húmero.
- ✓ Desarticulación del hombro.
- ✓ Interescápulo-torácica.

## Figura 13

*Niveles para realiza una amputación en el parte superior del cuerpo humano*



*Nota.* La medicina en la actualidad se encuentra conformada por procedimientos y regiones específicas al momento de realizar una amputación. Tomado de *Todo lo que debes saber sobre amputaciones*, por (Surgical, 2016)

### ***Secuelas tras una amputación***

La amputación traumática o quirúrgica de una extremidad ya sea mínima o drástica representa una gran afectación al estilo de vida, la gran mayoría de personas que han pasado por una resección, tiende a sufrir el síndrome de miembro fantasma, provocando dolor crónico en la extremidad amputada. Se asume este síndrome a dos factores. (Bautista, 2013)

**Factores periféricos.** Hace referencia a situaciones físicas, sensación de dolor, espasmos, compresión periódica en el miembro fantasma. Estudios demuestran que las causas son:

- El muñón y sus terminaciones nerviosas transmiten una hipersensibilidad hacia el paciente.
- Las bajas temperaturas que se presenta el muñón repercute en un aumento de sensibilidad en esta zona.
- La reducción del flujo sanguíneo.
- Descarga de ectópica por medio de los nervios dañados ubicados en la amputación.

**Factores espinales.** Contempla los factores medulares, eliminando el dolor del miembro faltante (DMF) al realizarse una neoplasia en la medula espinal. La estimulación de neuronas produce en células cambios y con esto un control campos receptivos.

La farmacología aporta sustancias como ketamina, la cual influye en fibras nerviosas nociceptivas, la sensibilidad de las células dorsales aumentando la actividad en los sistemas (NMDA)

**Factores supraespinales.** Demuestra los cambios a niveles subcorticales al utilizar técnicas de estimulación de neuronas, mostrando mapas somatotopicos que según estudios existe una reducción de sustancia gris, esta disminución va ligada con el tiempo que se produjo la amputación.

La existencia del miembro fantasma es producto de la reorganización cortical en la zona afectada y genera sensación del DMF. (Fernández & Robles, 2013)

### ***Características ideales para colocar una prótesis***

Se define muñón al extremo de un miembro luego de haber sido amputado, específicamente estará ubicada desde la superficie seccionada o amputada hasta la articulación más proximal que se encuentre. El muñón define su importancia por ser el portador de una futura prótesis además de movilizar y controlar, para realizar estas acciones hace falta

cumplir con las siguientes características y poder garantizar una favorable adaptación de la prótesis.

- ✓ El muñón debe tener forma cónica
- ✓ La cicatrización deber ser completa y correcta.
- ✓ El sistema óseo deberá no estar expuesto, sino recubierto de piel o tejido muscular.
- ✓ No generar dolor o incomodidad al estar en contacto el muñón con otras superficies.
- ✓ Poseer movilidad y fuerza en muñón.
- ✓ Mantener los músculos tensores en la extremidad proximal.
- ✓ Correcta circulación sanguínea.

### ***Técnicas de rehabilitación post amputación***

Las técnicas psicológicas han sido de gran ayuda en el tratamiento de personas con amputaciones, biofeedback e hipnosis son aplicadas con el fin de aliviar el dolor del miembro fantasma.

La técnica biofeedback de tensión muscular reduce en lapsos de tiempo el dolor, mientras que el reprocesamiento de movimientos oculares y la del espejo de Ramachandran aportan resultados positivos. Está técnica contempla el uso de un espejo que permita reflejar una extremidad no amputada, con el fin de especular al ver sus dos extremidades completas.

La técnica del espejo trata exclusivamente en manipular el cerebro humano, generando una ilusión óptica y haciendo creer al cerebro, lóbulo parietal contralateral al miembro amputado, con el fin de no experimentar datos conflictivos, descartando las señales que genera la extremidad amputada. Utilizando el espejo se pretende percibir y mover dos extremidades, de esta forma, la información del miembro fantasma es eliminada por la nueva información

visual que se genera en el espejo. La técnica contempla realizar ejercicios repetitivos de la extremidad completa, estos ejercicios deben ser realizados todos los días con una duración de cinco a quince minutos con el fin de eliminar la información de dolor al percibir sus dos extremidades, como se puede mirar en la Figura 14. (Fernández & Robles, 2013)

### **Figura 14**

*Técnica del espejo para tratar el dolor del miembro fantasma*



*Nota.* La técnica del espejo tiene por propósito incentivar al cerebro humano que aún existe el miembro amputado con el fin de disminuir el dolor. Tomado de *Neurpsychological treatment of phantom limb pain: a case report*, por (Surgical, 2016)

El tratamiento post amputación continua con ejercicios que implica movilizar la articulación proximal al muñón con el fin de evitar retracción de los músculos de esta zona. Los ejercicios son abducción, extensión, rotación interna y externa considerando un límite de dolor tolerable.

Ejercicios resistivos consiste en realizar una resistencia básica que debe ser aplicada progresivamente y únicamente por un profesional fisioterapeuta con la finalidad de fortalecer el

miembro amputado, estos ejercicios no se pueden realizar por personas que padezcan de enfermedades cardiovasculares.

Otra técnica para mejorar el muñón son los masajes terapéuticos que permite relajar, estimular y mantener activo la circulación y con esto un mejor retorno venoso. Movimientos suaves y alrededor de la cicatriz utilizando las ambas manos y yemas de los dedos recorriendo desde la parte distal hasta la proximal. Estos masajes son aplicados por personal calificado para que sean eficientes y controlados sin atrofiar el sistema muscular presente en el muñón. (Oxolón & Morales, 2018)

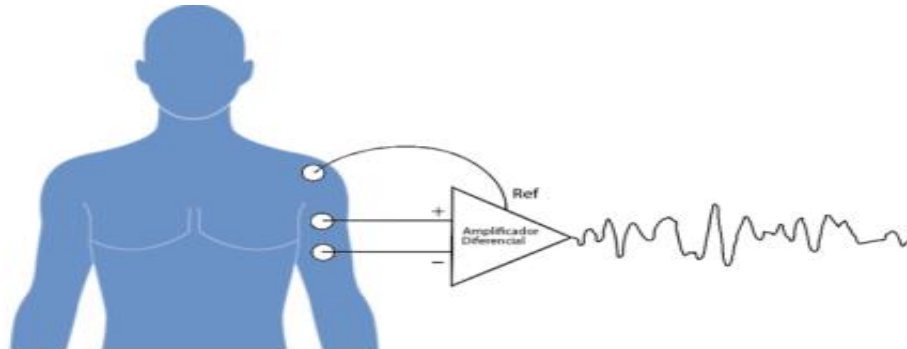
### **Señales mioeléctricas**

Las señales mioeléctricas o electromiográficas (EMG) están ligadas al registro de la actividad muscular de un ser humano, esta actividad se representa en unidades eléctricas como ( $\mu\text{V}$ ,  $\text{mV}$ ). Su amplitud tiene a variar en el tiempo, pero cuando se realiza la contracción muscular se logra incrementar la amplitud. Mediante etapas de filtrado, normalizado y binarización se logra obtener el comportamiento real del músculo estudiado y posterior análisis y procesamiento de información.

La estimulación de una región muscular inicia desde la idea generada en el cerebro humano y dentro de estos miles de neuronas que mediante detonaciones químicas y eléctricas se transmiten estímulos del axón de la neurona hacia el cerebelo, para luego transportarse la información por medio del cordón nervioso ubicado en la columna vertebral y así llegar por el sistema nervioso periférico hasta la región muscular con series de descargas eléctricas, con la ayuda de la Figura 15 se verifica este proceso de adquirir señales mioeléctricas que genera una persona. (Azpilcueta, 2019)

## Figura 15

*Obtención de señales mioeléctricas del brazo*



*Nota.* Para adquirir una señal mioeléctricas se debe utilizar amplificadores operacionales diferenciales que reducen interferencias como ruido. Tomado de *Dispositivo de Adquisición de Señales Mioeléctricas*, por (Azpilcueta, 2019)

### ***Importancia de utilizar señales mioeléctricas***

Mediante las señales mioeléctricas se puede descubrir información como:

- Valorar el rendimiento muscular.
- Permite establecer criterios médicos antes y después de una cirugía.
- Examinar la zona muscular para obtener mejor resistencia en el deporte.
- Dirigir el funcionamiento de dispositivos electrónicos y prótesis funcionales.

### ***Procedimiento para la adquisición de señales mioeléctricas***

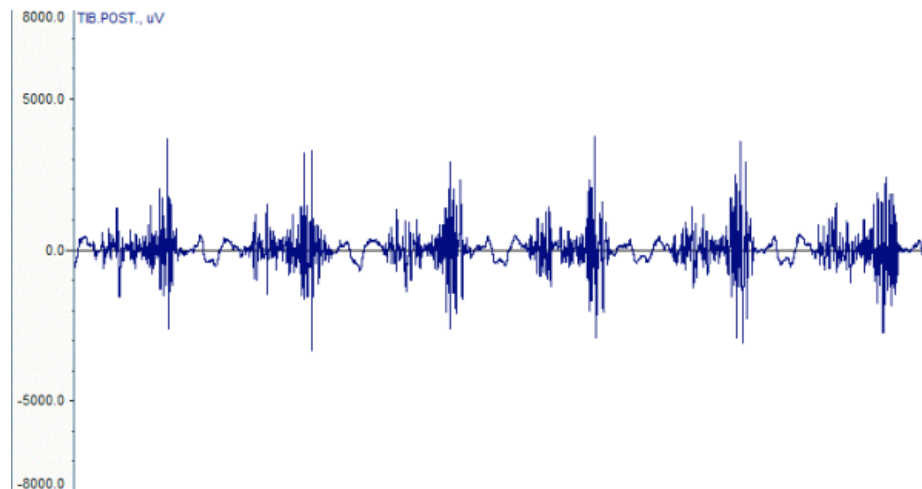
La obtención de señales mioeléctricas (EMG) se muestra en forma de onda con muchos sobresaltos como ve en la Figura 16, además de utilizar un método no invasivo, es decir no implica ninguna incisión u operación, sino que solamente electrodos o adhesivos que se colocan sobre la piel. La ubicación depende de la exactitud en las lecturas obtenidas,



comercialmente existen pulseras que incorporan ocho electrodos garantizando información concurrente y otorgando portabilidad al comunicarse inalámbricamente. (Alva & Castillo, 2011)

### Figura 16

*Onda de una señal EMG al realizar comprensión de músculos.*



*Nota.* Para adquirir una señal mioeléctrica se debe utilizar amplificadores operacionales diferenciales que reducen interferencias como ruido. Tomado de *Procesamiento de Señales Mioeléctricas aplicado a un robot de cinco GDL*, por (Alva & Castillo, 2011)

La adquisición de señales mioeléctricas dependerá de tres factores ligeramente hablando, se inicia con la calidad del amplificador y electrodos que se utilice, continua con el manejo de la reducción de ruido ambiental, lo adecuado sería de 1 a 2 micro voltios y por último el estado de región muscular humana de donde se desea adquirir la señal, existe zonas más flexibles, sensitivas, más movibles en el cuerpo humano.

### ***Amplificadores y electrodos***

La función de los amplificadores, específicamente los amplificadores diferenciales (AD) es tener una diferencia entre sus dos entradas, entrada no inversora  $V_{in}(+)$  y entrada inversora  $V_{in}(-)$  para luego ser multiplicado por una ganancia del amplificador  $A_d$ . La

amplificación de señales analógicas ayuda notablemente en la reducción de ruido, ayudado en la adquisición de señales EMG.

$$V_{out} = Ad(V_{in(+)} - V_{in(-)})$$

El uso de electrodos debe ir acompañado una limpieza sobre la piel, eliminando impurezas, células muertas, que producen una alta impedancia, además de un gel conductor, para obtener una mejor adquisición de información, puede ser colocado por personal no necesariamente médico, la posición de debe ser estable y tratando de ser lo más asertivo en identificar la zona muscular y a lo largo de la recta longitudinal media del músculo, se recomienda elegir músculos superficiales de fácil ubicación. La depilación del bello es un tema que hay que tomar en cuenta. (Noraxon, 2005)

### **Prótesis modernas**

En la actualidad se encuentran comercialmente dos tipos de prótesis, por un lado, las prótesis estéticas, cosméticas o pasivas y las prótesis funcionales o activas.

#### ***Prótesis estéticas***

Las prótesis cosméticas, estéticas o pasivas como se observa en la Figura 17, poseen un alto grado de realismo al ser fabricadas por silicona o polivinilo clorado. Las ventajas que aporta este tipo de prótesis, es su resistencia en extremas temperaturas, alta durabilidad y su bajo costo comparada con prótesis funcionales, permite ser mayormente adquiridas. Aunque se debe considerar que, a mayor costo, se puede obtener una réplica exacta de una mano simétricamente al paciente, pero siempre mantendrá una posición rígida incapaz de movilizar los dedos a voluntad. (Bowers, 2002)

## Figura 17

### *Prótesis estética de mano, dedos y brazo completo*



*Nota.* En la actualidad existe numerosas prótesis estéticas ya sea de un solo dedo o de toda una extremidad, la cual aporta equilibrio y apariencia real. Tomado de *El maravilloso mundo de la prótesis cosmética*, por (Bowers, 2002)

### **Prótesis funcionales**

Las prótesis funcionales tienen la finalidad de aportar funcionalidad, realizando movimientos de la mano y sus dedos; dejando de ser rígidas e inertes, pues con los movimientos de los dedos se puede recobrar las funciones de manipulación, rotación y desplazamiento de objetos. Estas prótesis pueden ser activadas por la fuerza del paciente o por fuentes eléctricas portables.

### **Prótesis activadas por fuerza propia**

Las prótesis funcionales o activas son aquellas que aportan mayor utilidad al mover los dedos de la prótesis y poder manipular objetos. Existen prótesis que emplea cables y tensión sobre los mismo al aplicar la propia fuerza del paciente, generados por un movimiento de la cintura, hombro o el mismo muñón con la finalidad de abrir y cerrar los dedos de la prótesis activa. (Muñoz, 2016) Un ejemplo de esta prótesis se observa en la Figura 18

## Figura 18

*Prótesis funcional activada por la fuerza del paciente*



*Nota.* La prótesis activada por fuerza propia se puede fabricar mediante impresión 3D y su costo es muy bajo. Tomado de *Desarrollo de metodología para la creación de prótesis Low Cost en torno al usuario*, por (Muñoz, 2016)

### **Prótesis mioeléctricas**

Las prótesis mioeléctricas son conocidas como las prótesis más avanzadas por su tecnología al utilizar dispositivos electrónicos muy pequeños, materiales de construcción y un control muy sofisticado en base a señales mioeléctricas adquiridas de una región muscular.

**La prótesis Hero Arm** de Open Bionics que se muestra en la Figura 19, funciona con indicaciones generadas por zonas musculares de lo que quede del antebrazo luego de la amputación. Las funciones que realiza son: Sujetar, pellizcar, mover los cinco dedos de forma independiente, rotar el dedo pulgar entre otras. Las características que dan a notar es su robustez, ligera, ergonómica, fácil adaptación y sobre todo su diseño exclusivo de superhéroe dando a notar que es una prótesis con tendencia a un brazo robótico de última era. (Bionics, 2021) (Díaz, 2021) (Yip, 2019)

## Figura 19

### *Prótesis mioeléctrica Hero Arm*



*Nota.* La empresa open ha lanzado al comercio su nuevo modelo Hero Arm, con el diseño exclusivo de superhéroes con el fin de aportar seguridad al paciente y movimientos muy exactos. Tomado de *The Future of Prosthetics: The Hero Arm*, por (Yip, 2019)

**Prótesis Michelangelo**, se observa en la Figura 20, la cual mantiene un diseño natural y una forma armoniosa para incorporarse con el muñón del paciente, además de los variados movimientos de rotación, flexión que realiza con la muñeca y sus cinco dedos, la textura suave de los dedos, la zona palmar y dorsal aparentan asemejarse a una mano humana. Utiliza un sistema de control llamado Axon-Bus, el cual es procedente de técnicas eficientes de la aviación y automotriz, aportando una transmisión cerrada de información, eliminando tiempos muertos y generando una perfecta comunicación capaz de mantener una fiabilidad en la funcionalidad y velocidad al ejecutar los movimientos. (Ortopinos, 2020)

## Figura 20

### *Prótesis mioeléctrica michelango*



*Nota.* La prótesis mioeléctrica michelango provee de una similitud al de una extremidad superior conservando rasgos específicas a las de una prótesis estética y un buen desempeño en los movimientos de sus dedos y muñeca. Tomado de *Estudio del estado del arte de las prótesis de mano*, por (Ortopinos, 2020)

**La prótesis CyberHand**, es reconocida por ser una prótesis muy costosa por la tecnología que incorpora, al tener dedos completamente articulados, movimientos de los dedos independientemente y giro, flexión por parte de la muñeca como se observa en la Figura 21. Lo más relevante para el uso de esta prótesis, es que mediante una cirugía se logra conectar los electrodos de la CyberHand a las terminaciones nerviosas de la extremidad amputada del paciente, logrando un control más preciso y poder sentir las condiciones de temperatura y presión que se encuentra expuesta la prótesis, todo esto por lograr la conexión física entre la prótesis y los nervios que llegan al cerebro del paciente. (Brito y otros, 2013) (Hurtado y otros, 2018)

### **Figura 21**

*Prótesis mioeléctrica CyberHand*



*Nota.* La prótesis mioeléctrica CyberHand es capaz de permitir al paciente captar la temperatura de los objetos que sujeta la prótesis al insertar electrodos de forma incisiva en los

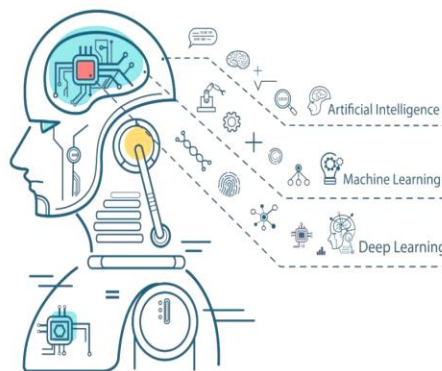
nervios del muñón del paciente. Tomado de *Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica*, por (Hurtado y otros, 2018)

## Inteligencia artificial

La inteligencia artificial (IA), es la semejanza de la capacidad de razonamiento y acción ante un estímulo del ser humano por parte de un sistema electromecánico, IA con lleva un proceso de aprendizaje en base a la información suministrada por el programador, la deducción en la IA establecen reglas mediante las cuales con lleva a una conclusión, las aplicaciones en el campo de la ingeniería se enfoca en la automatización de procesos industriales con el fin de mejorar la producción y conseguir una mayor competitividad en mercados internacionales, en el campo de la medicina se ha conseguido la prevención y diagnóstico de enfermedades, ortopedias biónicas, etc., en la actualidad las IA se encuentran en todos los productos electrónico como celulares, productos de línea blanca, bancos, asistentes de compras, computadora, etc. (Margaret, 2022)

## Figura 22

*Representación del proceso de una IA*



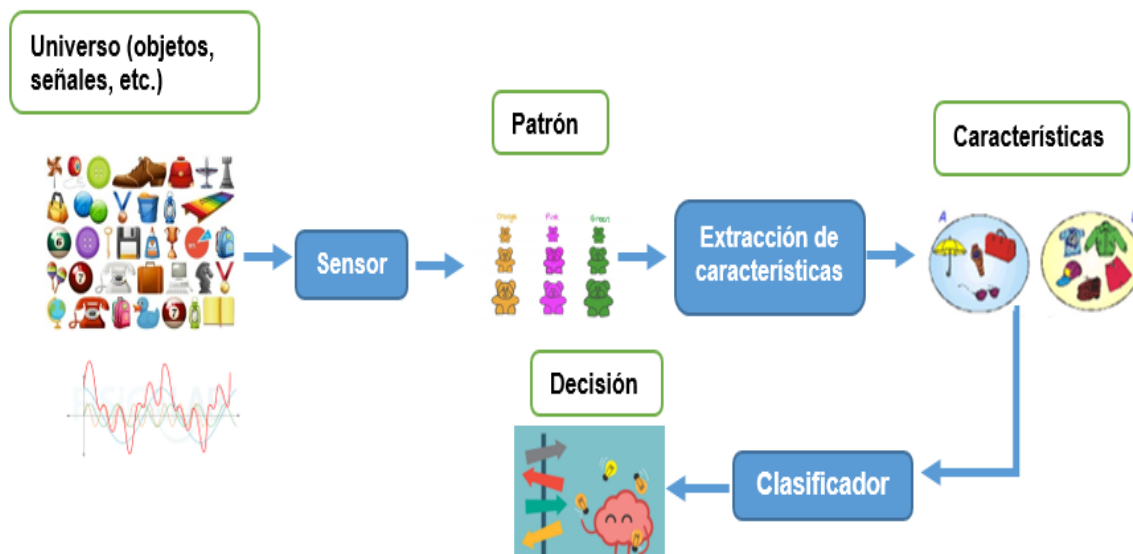
*Nota.* Ilustración de una representación de una inteligencia artificial. En la cual se representa las diferentes técnicas de enseñanza a una red neuronal. Tomada del líder informativo en innovación educativa, por (Hernández, 2022)

## Reconocimiento de patrones

Es una técnica usada en el campo de la ciencia y tecnología, en la educación humana e informática, en la cual consiste en identificar o extraer propiedades físicas o abstractas de un cierto conjunto, dichas características o patrones se obtienen a través de la segmentación de la información del conjunto de estudio, en el área de una inteligencia neuronal el reconocimiento se transforma en un sistema en el cual asigna a cada objeto una categoría o clase, es decir, conforman un grupos que comparten una o más características que las diferencia del resto. (Mayta, 2020)

**Figura 23**

*Proceso para el reconocimiento de patrones*



*Nota.* Secuencia para el reconocimiento de patrones. Se obtiene la información del universo a través de un sensor, se obtiene los patrones y características, finalmente toma una decisión en base a la información obtenida previamente.

Para el proceso de reconocimiento se debe aplicar los siguientes pasos:

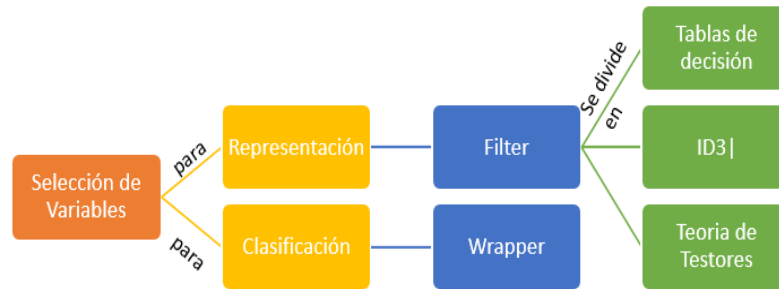


- ✓ La adquisición de datos, es la obtención de las señales o imágenes del mundo a través de un transductor o sensor, el cual transforma la magnitud física o química, denominadas variables de instrumentación, en magnitudes eléctricas, las variables de instrumentación dependen del sensor, estos pueden ser temperatura, aceleración, fuerza, electromiográficas, electrocardiogramas, etc.
- ✓ La extracción de características generalmente se aplica en el proceso de clasificación de la información procedente del sensor, previamente estos datos son filtrados con la finalidad de que la base de datos sea fiable, Las características elementales están presentes en los datos obtenidos y pueden ingresar directamente a la etapa de clasificación. Las características de alto orden son derivadas de las elementales o transformaciones en los datos.
- ✓ La selección de las variables consiste en extraer rasgo o características de los datos obtenidos previamente, estos rasgos deben ser significativos con el fin de obtener una solución al problema planteado, esta técnica se puede diferenciar de dos formas, para la clasificación, en la cual se basa en la selección relevante de características a partir de un conjunto de rasgos que describen a los objetos de estudio, con el objetivo de mejorar la clasificación o incrementar la velocidad de procesamiento, y, para la representación, en la cual establece cual característica representa mejor a cierto grupo de objetos.
- ✓ En la etapa de selección se aplican estrategias de selección, estas técnicas permiten un criterio independiente al clasificador, esta técnica se le conoce como “filter”, cuando la información depende del mecanismo de clasificación se denomina “wrapper”, las técnicas más notables dentro de “filter” son las tablas de decisiones, que se basa en buscar un subconjunto de variables que no permitan la confusión entre clases, ID3, determina un árbol de decisión y elige a un conjunto de variables que permita distinguir las clases, y las teorías de testores, el cual busca en todos los subconjuntos de datos, las variables

discriminantes mínimos, con el objetivo de evaluar la importancia de cada variable y elegir aquella con mayor significado. (Meyer, 2022)

## Figura 24

*Esquema de la selección de variables*



*Nota.* Simplificación de las formas de seleccionar las variables de acuerdo a las formas de solucionar un problema.

- ✓ La clasificación es aquella que se enfoca en asignar partes del vector de características a las clases, considerando las características obtenidas en la selección, dentro de esta etapa se usa un aprendizaje autónomo, con el objetivo de que el computador aprenda; existen técnicas que permiten el aprendizaje como geométrico, en el cual los patrones deben ser representados gráficamente, con el fin de obtener cálculos matemáticos; el estadístico permite la aplicación de técnicas de estadística y teorías de probabilidad.

A partir de la obtención de medidas numéricas con distribuciones probabilísticas conocidas se inicia el reconocimiento, en donde al hallar una relación estructural que tienen los objetos de estudio, se construye una gramática que describa la estructura del universo de objetos, esto se le denomina análisis sintáctico-estructural; cuando se aplican redes neuronales para entrenar y dar un criterio en base a la información suministrada, se le conoce como Neuro-reticular; cuando se desea obtener un modelado del problema más cercano a la realidad del mismo, sin hacer suposiciones sin fundamentos, se aplican

conjuntos difusos o lógica difusa para obtener una respuesta, se denomina lógica-combinatorio. (Carrasco, 2022)

La clasificación se puede dar según tengamos veracidad o no, de un conjunto de información que le permita a un procesador aprender y emitir un criterio; cuando existe un aprendizaje supervisado basado en áreas de entrenamiento, en las cuales previamente se conoce las clases, permitiendo una asignación de características a cada una de las clases, se denomina clasificación supervisada, dentro de esta se aplican redes neuronales artificiales, que imitan a las reales en las tareas de aprendizaje; al no definir un aprendizaje previo, se aplica una clasificación automática multivariable, en las cuales los objetos se van agrupando a los más próximos, formando así las clases, esto se le conoce como una clasificación no supervisada. (Carrasco, 2022)

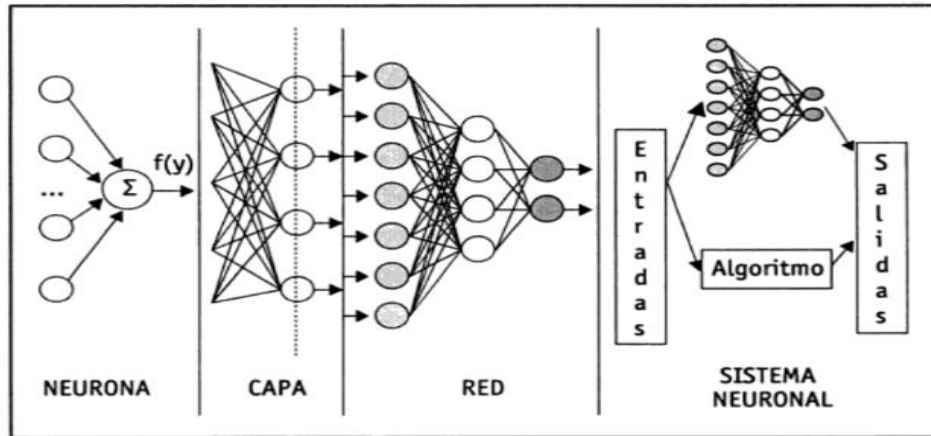
El reconocimiento de patrones puede llegar a ser complejo, cuando partiendo de un estudio de ciertas clases de estudio, se desea obtener una nueva variante de la misma, por ejemplo, en el lenguaje castellano se define en una oración sujeto y luego el predicado, cuando se plantea una variación de esta técnica de escritura, se requiere cierto conocimiento del lenguaje para detectar este patrón en lenguas antiguas.

### ***Redes neuronales Artificiales***

Las redes neuronales artificiales (RNAs), son modelos matemáticos generados por la necesidad de obtener una estructura semejante al cerebro humano, la cual está inmersa en un modelo computacional, las RNAs se basan en el aprendizaje y la experiencia que va adquiriendo en función a la información suministrada, al hablar de un sistema neuronal biológico, las neuronas se agrupan en redes compuesta por millones de ella, organizadas dentro de una estructura de capas, permitiendo una funcionabilidad autónoma; en un sistema artificial se define un orden jerárquico de forma que la RNA funciona como un conjunto de operaciones elementales (neuronas artificiales), conectadas entre sí o a una fuente externa y con una salida que permite propagar la señal por distintos caminos. (López, 2008)

Figura 25

*Estructura de un sistema neuronal artificial.*



*Nota.* Estructura jerárquica de un sistema basado en RNA. Tomada de “*Redes neuronales artificiales*”. (López, 2008)

Sea un conjunto de neuronas artificiales, donde sus entradas proceden de una misma fuente y sus salidas se dirigen a un mismo destino, se constituyen una capa o nivel, la agrupación de las mismas definen un sistema neuronal completo. Dependiendo de las conexiones de cada capa se pueden clasificar en tres tipos diferentes:

- ✓ Capa de entrada: se encarga de obtener la información directamente de la fuente, no consulta a las demás capas por información, es decir, es la primera capa en transitar la información la red neuronal.
- ✓ Capa de salida: proporciona información de salida a la red neuronal, para generar dicha salida se obtienen los valores generados por las neuronas de la capa de salida.
- ✓ Capa oculta: son aquellas capas que no actúan como entradas, ni salidas, es decir, obtienen información de entrada de otras capas, la procesan, y otras capas extraen para procesarlas.

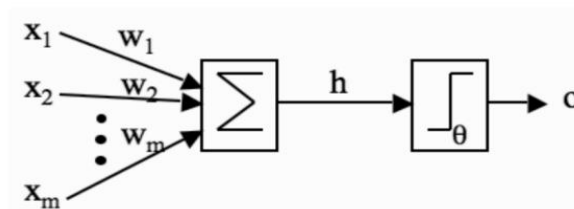
Para que una RNA entregue los resultados deseados, es necesario que es necesario que esté compuesta de la siguiente forma:

- ✓ Valores de entrada: es un conjunto de valores numéricos definidos en un vector, que representan el problema de aprendizaje de la neurona.
- ✓ Vector de pesos: conjunto de valores numéricos que definen la ponderación de cada entrada a la neurona y cuyos pesos se ajustan, con el objetivo de incrementar el rendimiento de la red respecto a la función objetivo.
- ✓ Sumador: es la sumatoria de los productos entre el vector de valores de entrada y el vector pesos, a este valor se le denomina  $h$ .
- ✓ Función de activación: representa la activación de la neurona considerando el resultado obtenido por la función sumadora, generalmente está representada por una función definida a trozos, esta función se ejecuta a nivel de toda la red neuronal, en ciertos casos a menor grado, a nivel de capas.

En la inferencia de una neurona, las entradas  $x_i$  se multiplican por los pesos  $w_i$  y se suman sus valores, si la suma es mayor al valor  $\theta$ , la neurona se activa, este es un modelo propuesto por McCulloch y Pitts. (Gonzales, 2018)

## Figura 26

*Modelo matemático de una neurona.*

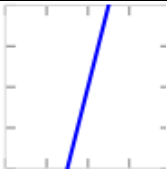
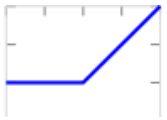

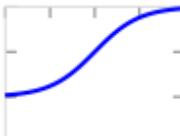
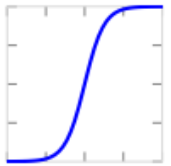
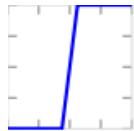


*Nota.* Modelo matemático de una neurona propuesto McCulloch y Pitts. Tomada de “Redes neuronales binarizadas entrenadas mediante aprendizaje estructural adaptativo”. (Gonzales, 2018)

Finalmente, de la figura anterior se puede deducir matemáticamente la función de salida de la neurona, expresada de la siguiente forma:

Tabla 1

Funciones de activación

Función de activación	Definición	Gráfica
<b>Lineal</b>	$\Phi(x) = x$	
<b>Unidades lineales rectificadas</b>	$\Phi(x) = \max(0, x)$	
<b>Escalonada</b>	$\Phi(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } x \geq 0.5 \\ 0 & \text{si } x < 0.5 \end{cases}$	
<b>Sigmoide</b>	$\Phi(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}$	
<b>Tangente hiperbólica</b>	$\Phi(x) = \tanh(x)$	
<b>Tangente hiperbólica ajustada</b>	$\Phi(x) = \max(-1, \min(1, x))$	

*Nota.* Funciones de activación, generalmente son las más usadas en redes neuronales artificiales. Tomada de "Redes neuronales binarizadas entrenadas mediante aprendizaje estructural adaptativo". (Gonzales, 2018).

### **Arquitectura de las redes neuronales artificiales.**

Al hablar de la arquitectura de una red neuronal se hace referencia al número de capas o al número de neuronas que conforman la red, sino, a la definición de la disposición u organización de las neuronas, que integran capas de procesamiento interconectadas entre sí, la arquitectura de una RNA depende de cuatro parámetros principales: el número de capas, el número de neuronas por capa, el nivel de conectividad entre neuronas y el tipo de conexiones. (InteractiveChaos, 2022).

Las principales arquitecturas neuronales se clasifican según los siguientes criterios:

Según su estructura en capas.

- ✓ Redes monocapa, está conformada por una sola capa neuronal, posee una conexión lateral y en ciertas ocasiones autorrecurrentes, se suelen aplicar en problemas de autoasociación y cauterización.
- ✓ Redes multicapa (layered networks), su organización de capas es variable, es decir la neurona que pertenece a una capa se puede distinguir por la observación del origen de la señal que recibe y el destino por la señal que emiten.

Según el flujo de datos.

- ✓ Redes unidireccionales (feedforward), la información circula en un solo sentido desde las neuronas de entrada hasta las neuronas de salida de la red.
- ✓ Redes de propagación hacia atrás (feedback), las salidas de las neuronas pueden servir como entradas del mismo nivel, es decir representan lazos cerrados transformándose en un sistema recurrente.

Según el tipo de respuesta de la red.

- ✓ Redes heteroasociativas, se caracterizan por tener por lo menos dos capas una para captar y retener la información, y otra para mantener asociada la información a la salida, generalmente son entrenadas para un determinado patrón A y el sistema debe responder ante un patrón B, es una red usada en tareas de clasificación, asociación de patrones, etc.

- ✓ Redes autoasociativas, está conformada por una sola capa de neuronas, iniciando por retener la información en la entrada y finaliza representando la información autoasociada; si se desea mantener la información en la entrada como en la salida se debe añadir capas, estas redes suelen aplicar se en tareas de filtrado, relaciones de vecindad entre los datos, etc., por ejemplo, se entrena para asociar un patrón consigo mismo, residiendo su interés en que , ante la presentación de un patrón con ruido  $A'$ , su respuesta sea un patrón  $A$  libre de ruido. (López, 2008)

### ***Redes neuronales por series temporales.***

Dentro de las RNAs el uso de series temporales es una herramienta que permite hacer inferencia aun variable o aun conjunto, ordenadas cronológicamente de una base datos previamente obtenida, es decir las series temporales permiten ver la evolución o comportamiento de una o más variable a lo largo del tiempo, según se va generando el estudio de las variables se pueden distinguir los siguientes tipos de series temporales: (UVa, 2022).

- ✓ Discretas o continuas, basadas en la línea de tiempo para su medición.
- ✓ Flujo o stock, cuando una serie de datos es de tipo flujo cuando está referida a un determinado periodo tiempo (un día, un mes, un año, etc.), cuando una seria es tipo stock cuando está referida a una fecha en especifica (por ejemplo, 22 de septiembre de cada año), este tipo de series se aplica en la economía para conocer el estado de venta de un producto o el mercado del mismo, etc. (Parra, 2022).
- ✓ Dependiendo de la unidad, es decir si las variables de estudio están en el sistema de medida inglés o internacional.
- ✓ En base a la periodicidad de los datos, es decir si los datos son diarios semanales, mensuales, anuales, etc.

Para aplicar un análisis por series temporales se deben tener en cuenta lo siguiente:



- ✓ Debe existir cierta estabilidad en la estructura de la variable de estudio, para que esto se genere, es necesario estudiar a la variable en periodos homogéneos.
- ✓ Los datos deben ser homogéneos, es decir, mantener la definición y la medición de la magnitud de la variable de estudio, esto se toma en consideración ya que es frecuente que las estadísticas se modifiquen con el paso del tiempo, produciéndose saltos en la serie debidos a un cambio en la medición de la magnitud estudiada. Un caso particularmente frecuente es el cambio de base en los índices de precios, de producción, etc. (Parra, 2022)

Las redes neuronales usan las series temporales en la capa de entrada para obtener una mejor predicción en la salida de datos, es decir entrena con datos pasados y realiza una predicción con datos presentes que ingresan al sistema.

### **Entornos virtuales**

Los entornos virtuales o realidad virtual están enfocados en dar una experiencia envolvente en un mundo artificial, permitiendo a los usuarios construir, interactuar o actuar de distinta forma al mundo real, los entornos virtuales son aplicados en el aprendizaje, entretenimiento, entrenamiento físico, táctico, rehabilitaciones médicas, etc., ya que permiten simular escenarios, a diferentes condiciones, en cualquier tiempo, lo cual en ocasiones en la realidad no se puede realizar ciertos experimentos hasta tener las condiciones necesarias para el mismo.

### **Figura 27**

*Desarrollo de un entorno virtual.*



*Nota.* Entorno virtual, enfocado en la rehabilitación de lesiones de lesiones de brazo completo.  
Tomado de *Fisioterapia online*. (Paz, 2022).

### **Softwares para Desarrollo de entornos virtuales**

En la actualidad existen programas que permiten realizar entornos virtuales, donde se usan entornos 3D inmersos, que su vez pueden emplearse en el prototipo de productos, la industria del entretenimiento usa la realidad virtual de forma inmersiva e interactiva, en el mercado se pueden encontrar los siguientes softwares:

#### ✓ **Unity**

Es un software creado por Unity Technologies, diseñado para desarrolladores de contenidos y juegos en tiempo real, impulsada por herramientas en dos y tres dimensiones, además cuenta con servicios para ayudar a crear contenido interactivo. Con su editor visual y programación vía script, este sistema es compatible con los sistemas operativos Windows, Mac y Linux. (Unity, 2022).

### **Figura 28**

*Logo Unity.*



*Nota.* Logo unity, propiedad intelectual de Unity Technologies. Tomado de *Unity Technologies*. (Unity, 2022).

✓ **LiveTour.**

Es una plataforma que permite diseñar y construir recorridos virtuales 360° de forma envolvente, ofrece al usuario la posibilidad mostrar de forma artificial museos, casa, pinturas, etc., este software fue desarrollado por iStaging, este sistema cuenta con herramientas interactivas facilitando el proceso de diseño. (LiveTour, 2022).

**Figura 29**

*Logo de iStaging.*



*Nota.* Logo de iStaging, propietaria del software Live Tour. Tomado *Live Tour*. (LiveTour, 2022).

✓ **Concept3D.**

Es un programa de diseño de entornos artificiales en 3D, con perspectiva envolvente, especializado en realizar recorridos empresariales, además cuenta con una plataforma de mapas interactivos, las cuales son realistas y precisas al mismo tiempo. (Concept3d, 2022).

**Figura 30**

*Logo Concept3D.*



*Nota.* Logo Concept3D. Tomado de *Concept3D*. (Concept3d, 2022)

### ***Elementos para la interacción dentro de entornos virtuales***

En el desarrollo de sistemas de realidad virtual, los elementos para dar una experiencia más realista y vivida, se suelen usar gafas o cascos que permiten dar mayor realismo al entorno virtual, en el mercado existen los siguientes dispositivos:

#### ✓ **Gafas VR Box.**

Realidad virtual VR box funciona con cualquier teléfono inteligente, compatible con los sistemas operativos IOS y Android, está conformado por lentes biconvexos los cuales brindan una experiencia única de realismo al momento que se coloca el smartphone a una distancia adecuada de los lentes, permitiendo una envolvente más realista en el mundo virtual, además permite una experiencia en 360°, estas gafas soportan un tamaño de teléfonos de 16.3 x 8.3 cm; entre 3.5" hasta 6". (Glasses, 2022)

### **Figura 31**

*Realidad Virtual Vr BOXVR.*



*Nota.* Realidad Virtual Vr box, funciona con cualquier teléfono celular con sistemas operativos IOS y Android. Tomada de *virtual reality glasses*. (Glasses, 2022)

#### ✓ **Oculus Quest 2**

Oculus Quest ofrece una experiencia única en un mundo artificial, con su autonomía, permiten al usuario no depender de algún equipo externo para poder proyectar

entornos artificiales, este equipo, en el mercado está disponible en versiones de 64 y 256 Gb de almacenamiento, su costo en el mercado se encuentra desde 400 a 600 dólares.

### Figura 32

*Paquete Oculus Quest 2.*



*Nota.* Paquete Oculus Quest 2, cuenta con el visor y 2 mandos touch para una realidad virtual más vivida. Tomado de *Oculus*. (Oculus, 2022).

En la tabla a continuación se muestra las características técnicas del Paquete Oculus Quest 2.

### Tabla 2

*Características de Oculus Quest 2.*

<b>Características Oculus Quest 2</b>	
Pantalla	LCD
Resolución	11.920 x 1.832 por ojo
Tasa de refresco	90 Hz (capada a 72 Hz)
Plataforma	Basado en Android
Mandos	2
Sensores externos	4 externos (de movimiento)
Conexiones	WiFi 6 Bluetooth 5.1, USB-C

*Nota.* Especificaciones técnicas de Oculus Quest 2. Tomada de *Guía de compra de gafas de realidad virtual.* (Rodríguez, 2022).

✓ **PlayStation VR2.**

Con el objetivo de mejorar la experiencia en los videojuegos, Sony Entertainment Network, ha desarrollado unas gafas con realidad aumentada, que permite una inmersión a la hora de jugar, estos equipos están disponibles para las consolas PS4 y PS5, contiene un procesador potente, generando una resolución de 2000 x 2040 por ojo, los juegos lanzados para estas gafas se verán con resolución 4K y tecnología HDR.

**Figura 33**

*Gafas PlayStation VR2.*



*Nota.* Gafas PlayStation VR2, permiten al usuario un realismo único a la hora de jugar.

Tomada de *Guía de compra de gafas de realidad virtual.* (Rodríguez, 2022).

En la siguiente tabla se muestran las características técnicas de PlayStation VR2.

**Tabla 3**

*Características de las gafas PlayStation VR2.*

<b>PlayStation VR2</b>	
Pantalla	OLED. Frecuencias de 90 Hz y 120Hz.
Resolución	2000 x 2040 por ojo.
Campo de visión	110 grados aprox.
Sensores	Sensor de movimiento: sistema de detección de movimiento de seis ejes, giroscopio de tres ejes, y acelerómetro de tres ejes. Sensor Infrarrojo de proximidad.
Cámaras	4 cámaras para el seguimiento de los cascos y el mando PlayStation VR2 Sense. Cámara de infrarrojos para seguimiento ocular por ojo.
Audio	Entrada: micrófono incorporado. Salida: conector para auriculares estéreo.
Conexiones	USB-C.

*Nota.* Características técnicas de las gafas de PlayStation VR2, fabricadas por Sony Entertainment Network. Tomada de *Guía de compra de gafas de realidad virtual*. (Rodríguez, 2022).

## **Dispositivos y elementos de control.**

### ***Actuadores eléctricos.***

Los actuadores eléctricos son dispositivos usados en aplicaciones industriales, medicas, en la construcción, etc.; están conformados por un motor que transforma la rotación

en un movimiento lineal o mantiene la misma rotación con una cierta energía mecánica en su salida.

Los actuadores eléctricos en una prótesis biónica permiten realizar diferentes movimientos al recibir una señal proveniente de un sensor, los actuadores generalmente usados y existentes en el mercado a para este tipo de aplicaciones son:

- ✓ **Micro actuador lineal PQ12:** Fabricados por la empresa Actuonix Motion Devices, es un dispositivo de movimiento lineal, cuenta con un control de posición, fácil manejo, la gama pq12 ofrece diferentes relaciones de transmisión en función al voltaje de operación, permitiendo distintas configuraciones de velocidad y fuerza. (Actuonix, 2022).

#### Figura 34

*Micro actuador lineal PQ12.*



*Nota.* Motor lineal PQ12, este motor su compactibilidad lo hace ideal en la aplicación de prótesis biónicas. Tomado de *Actuonix Motion Devices*. (Actuonix, 2022).

- ✓ **Servomotor MG996R:** El servomotor MG966R ofrece un alto torque, por su juego de engranes metálicos y por la gran robustez que ofrece durante su operación, es aplicado en proyectos de brazos robóticos ya que permite una rotación completa, en una variación de este dispositivo se puede obtener una rotación que oscila entre 0° y 180°. (Sandorobotics, sandorobotics, 2022)



### Figura 35

*Servomotor MG996R.*



*Nota.* Servo motor de alto torque de tamaño compacto, atractivo en aplicaciones de prótesis médicas. Tomado de *Sandorobotics*. (Sandorobotics, sandorobotics, 2022).

### **Sensores mioeléctricos.**

Son transductores del movimiento muscular en una señal eléctrica capaz de ser comprendida por una tarjeta de adquisición de datos, estas señales se denominan EMG, las señales EMG se pueden obtener mediante el uso de electrodos superficiales semejantes a las ventosas de los pulpos, la ventaja que poseen es no ser invasivos para el cuerpo humano, estas señales se pueden alterar por el sudor que segrega la piel, cremas o ungüentos, provocando ruidos o interferencias en la adquisición de datos.

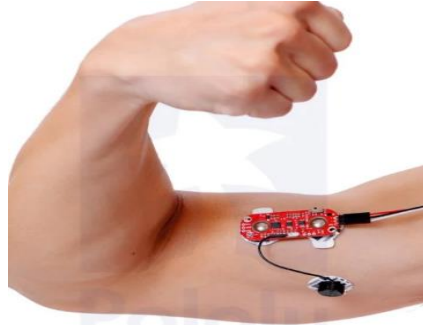
En aplicaciones médicas, como el desarrollo de prótesis artificiales los sensores más usados y accesible en el mercado son:

#### ✓ **MyoWare.**

El sensor amplifica y procesa la actividad eléctrica compleja de un músculo y la transforma en una señal analógica simple que puede ser fácilmente leída por cualquier microcontrolador, cuenta con tres electrodos que hacen contacto con la superficie con sus respectivas ventosas, permitiendo obtener información de forma no invasiva sobre el área muscular de estudio. (Digikey, 2022).

**Figura 36**

*Sensor MyoWare.*



*Nota.* Sensor mioeléctrico MyoWare, fabricado por pololu, ideal para aplicaciones médicas.

Tomado de *Electrostore*. (Electrostore, 2022)

✓ **MyoArm.**

Es un dispositivo basado en ocho sensores mioeléctricos dentro de un brazalete de alta sensibilidad al movimiento muscular, además cuenta con comunicación inalámbrica para un mejor manejo de dato, los sensores se encuentran distribuidos a lo largo de la carcasa del brazalete, el mismo que expande y se contraer con la finalidad de acomodarse fisiológicamente a cada usuario. (Urbina, 2022)

**Figura 37**

*Brazalete MyoArm*



*Nota.* Brazaletes MyoArm. Tomado del *foro de ciencia y tecnología DI-Conexiones* (Urbina, 2022)

El brazaletes cuenta con un cierto conjunto de gestos pre entrenados debido a la red neuronal integrada en el mismo, los gestos que puede detectar se muestran en la figura 38.

### Figura 38

*Gestos del brazaletes MyoArm.*



*Nota.* Gestos que pueden ser detectados por el brazaletes en función al movimiento muscular. Tomado del *foro de ciencia y tecnología DI-Conexiones* (Urbina, 2022)

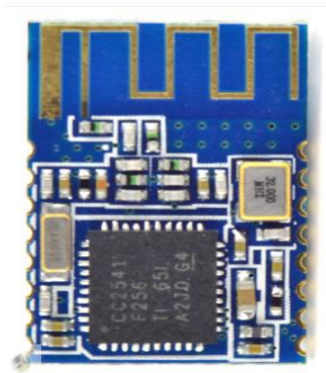
### **Comunicación inalámbrica.**

La comunicación se da entre un emisor y receptor, que se encuentran entrelazados por un medio físico de propagación, cuando el medio de transferencia desaparece o se ha deteriorado se pierde comunicación, para evitar este inconveniente se han desarrollado técnicas inalámbricas como bluetooth, Wireless, ZigBee, etc., estas tecnologías son aplicadas en el área médica, con el fin de colocar sensores sobre el paciente e independizarse de cables y conectores para la obtención de datos de estudio.

- ✓ **Bluetooth 4.0 (HM11):** El Módulo BLE Bluetooth 4.0 HM-11 está constituido TI cc2541, permitiendo generar nodos de red robustos aún bajo costo, trabaja a una frecuencia de 2.4GHz, cuenta con una velocidad de comunicación de 115200 bps, su protocolo de comunicación está basado en UART, su rango de operación llega aproximadamente 50 metros, al enlazarse con otros dispositivos envía datos, confirma la recepción, valida y cierra el enlace en 3ms. (Robotshop, 2022)

### Figura 39

*Módulo BLE Bluetooth.*



*Nota.* Módulo BLE Bluetooth 4.0 HM-11. Tomado de la tienda de electrónica online *Robotshop*. (Robotshop, 2022).

### ***Dispositivos de control.***

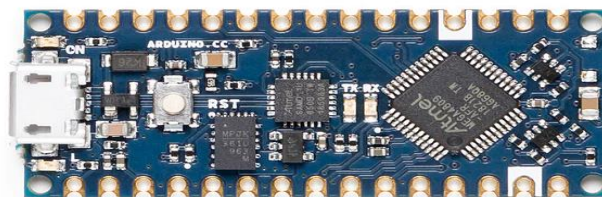
Es un sistema electrónico programable, basada en hardware y software flexibles, consta de una placa en la cual están montados elementos electrónicos que permiten generar un sistema de control en base a un lenguaje de programación, estos dispositivos son usados a nivel industrial, de entretenimiento y en especial en al área médica, ya que permite sintetizar lecturas o estímulos procedentes del cuerpo humano y ser interpretado de una mejor manera su comportamiento.

En la actualidad el controlador más usado y accesible por su gran robustez, velocidad de procesamiento, basado en el lenguaje de programación C++ y su bajo costo de adquisición es la tarjeta Arduino, esta tarjeta es se encuentra de distintos tamaños y características que se amoldan a las necesidades del usuario, a continuación, se muestran las familias de placas más usadas en aplicaciones médicas:

- ✓ **Arduino NANO:** Es una pequeña y completa placa electrónica basada en el microcontrolador ATmega328 o ATmega16, por su tamaño la hace ideal para pequeños sistemas de control, cuenta con un límite de puertos digitales y analógicos, para la transmisión del algoritmo de control a placa la hace mediante un cable USB mini-B. (Arduino, 2022).

#### Figura 40

*Arduino NANO.*

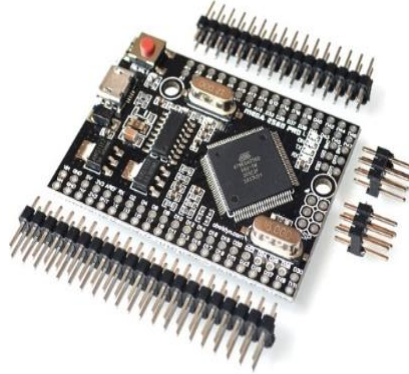


*Nota.* Dispositivo de control usado en aplicaciones robóticas y educativas Tomado de la página oficial de *Arduino*. (Arduino, 2022).

- ✓ **Arduino MEGA MINI PRO:** esta placa es la versión reducida de su hermano el Arduino MEGA, usa el integrado ATmega2560 y la interfaz USB-CH340G, cuenta con una mayor capacidad de almacenamiento y procesamiento en la recepción y envío de datos. (Sandorobotics, Sandorobotics, 2022)

## Figura 41

### *Arduino Mega2560 Pro*



*Nota.* Dispositivo de control usado en aplicaciones robóticas y educativas Tomado de la página oficial de *Sandor robotics* tienda de electrónica. (Sandorobotics, Sandorobotics, 2022).

### **Fuentes de alimentación eléctrica.**

Es la encargada de suministrar energía a dispositivos eléctricos, generalmente se utilizan para transformar la energía de la red eléctrica, adaptándose a las necesidades de alimentación eléctrica de un cierto dispositivo, existen fuentes para corriente continua y alterna, además de sus correspondientes convertidores de corrientes. (Industry, 2022).

Cuando una fuente es capaz de almacenar o acumular energía, se denomina batería, este elemento funciona generalmente con celdas electrolíticas que le permiten convertir la energía química almacenada en eléctrica.

- ✓ **Baterías Lipo:** estas baterías se denominan así, por esta constituidas de litio y polímeros que permiten almacenar energía, en el mercado se las puede encontrar de dos, tres y hasta cinco celdas, su capacidad energética se mide en miliamperios (mAh), lo cual determina la duración de la batería para que esta se descargue completamente. (AVElectronic, 2022).

## Figura 42

*Batería lipo turnigy.*



*Nota.* Batería Lipo Turnigy 7.4V – 1500mAh 2S 35 ~ 70C. Tomado de AV tienda de electrónica (AVElectronic, 2022).

## Paquetes informáticos aplicados a la ingeniería.

### ***Softwares para el diseño de una red neuronal artificial.***

Al hablar de una red neuronal artificial se orienta que esta red está dentro de un computador el cual hacer posible el aprendizaje, entrenamiento, en base a los datos proporcionados por el programador, en la actualidad existen paquetes computaciones que hacen posible el diseño y construcción de una red neuronal de una forma más sencilla y eficiente. (Python, 2022).

Existen diferentes lenguajes de programación para el desarrollo de redes neuronales, se considera un lenguaje de alto nivel denominado Python, el cual posee paquetes que hacen posible el desarrollo de inteligencias artificiales, este lenguaje se encuentra dentro del software Pycharm el cual es un compilador de Python.

## Figura 43

*Logo del software Pycharm.*



*Nota.* Logo del software Pycharm, es un compilador para el lenguaje de programación Python. Tomado de la página oficial *Pycharm*. (Jetbrains, 2022).

Dentro de este compilador de existir los siguientes paquetes informáticos para el desarrollo de una red neuronal:

- ✓ **Tensorflow:** es un paquete de código abierto para el aprendizaje automático, además permite el entrenamiento e implementación de un modelo neuronal de forma fácil ya sea en los servidores o dispositivos perimetrales o en la web, tensorflow usa una estructura de gradientes en descenso para su entrenamiento, es decir, los pesos de cada capa comienza de forma aleatoria y estos van cambiando conforme a las iteraciones de entrenamiento, para cuantificar el grado de exactitud de la red, este paquete aplica la propagación inversa con la finalidad de que si los pesos deben aumentar o reducir con el objetivo de disminuir la perdidas. (Tensorflow, 2022)

#### Figura 44

*Logo del paquete informático Tensorflow.*





Nota. Tensorflow paquete informático dedicado a redes neuronales. Tomado de la página oficial de *Tensorflow*. (Tensorflow, 2022)

- ✓ **Keras:** al igual que Tensorflow este paquete computacional está orientado al desarrollo de inteligencias artificiales de forma más profunda, es decir reduce la carga cognitiva, con el fin de ofrecer un API consistente y simple, minimiza acciones por parte del programador, además ofrece mensajes de error claros y accionables. (Keras, 2022).

### Figura 45

*Logo del paquete Keras.*



Nota. Paquete computacional para el desarrollo de inteligencias artificiales. Tomado de la página oficial de *Keras*. (Keras, 2022).

### Manufactura por impresión 3D.

La manufactura por impresión 3D, se denomina al proceso de deposición de material plástico capa por capa con el fin de obtener una pieza o prototipo, este proceso ha revolucionado el desarrollo de nuevos productos, permitiendo mitigar costos de diseño e investigaciones de mercado.

Para el desarrollo de una impresión 3D, se debe partir de un diseño CAD en el cual se deben sintetizar todos los parámetros geométricos, posteriormente se deben transferir aun software CAM el cual permitirá la impresión dentro de una maquina dedicada a este tipo de manufacturas. (Garzon, 2022).

## Figura 46

*Impresión 3D a nivel industrial.*



*Nota.* Impresión ED a nivel industrial. Tomado del *foro de reportes industriales*. (Garzon, 2022).

### **Parámetros de la impresión.**

Para el desarrollo de una impresión en 3D los parámetros a considerar dependerán del software CAM para la obtención del código que entenderá la máquina de impresión, pero generalmente se deben tomar en consideración los siguientes aspectos:

- ✓ **Velocidad:** La velocidad a la que el cabezal se desplaza influye en la capacidad de producción de la máquina, cuando se realiza la deposición de material la velocidad debe ser directamente proporcional a la deposición, si la velocidad es mayor a la deposición la impresión fallará, provocando en el equipo problemas de inercia y vibración.
- ✓ **Aceleración:** Este es un parámetro que define la curva de velocidad, este parámetro afecta el tiempo de impresión, la calidad y acabado, si la aceleración es definida correctamente los movimientos bruscos se van a ver amortiguados, reduciendo vibraciones.
- ✓ **Diámetro de boquilla:** Es el agujero por donde se extruye el material a depositar, dependiendo el diámetro del mismo aumentará la deposición del material, es decir a un

mayor diámetro, más material, por ende, la velocidad de impresión aumentara, las boquillas pueden ir desde los 0.2 a 1.2 mm de diámetro.

- ✓ **Altura de capa:** Es un parámetro que tiene referencia a la estética de la pieza, cuando se imprime un elemento de una altura pequeña se requiere una mayor cantidad de capas, incrementando el tiempo de impresión, esto no sucede al realizar una impresión de una altura mayor en la cual no necesita muchas pasadas y menos capas, imprimiéndose en un menor tiempo, el tamaño de la boquilla determina el rango de capas que se pueden imprimir. (Correa, 2022)
- ✓ **Volumen de extracción:** Es la sinergia de la velocidad, la boquilla de extrusión, la altura de capa para definir la precisión de la cantidad del material a ser depositado, considerando la presión en el interior de la boquilla, es decir es el material que sale por cada paso del motor del extrusor en cada momento de la impresión.
- ✓ **Extrusor y diámetro de filamento:** estos dos parámetros son directamente proporcionales, por ejemplo, si el filamento es de un diámetro mucho mayor al que admite la extracción la velocidad de extracción es menor, pero se necesita una mayor fuerza, en cambio cuando el diámetro del filamento es menor al del extrusor, la velocidad se reduce al igual que la fuerza, considerando lo anterior se puede obtener piezas de un cavado superficial de calidad y de un menor volumen de relleno. (Correa, 2022)
- ✓ **Temperatura de extracción:** Depende de la materia a ser usado en la impresión ya que afecta la temperatura de extrusión y la fluidez con la que el material es depositado, si este parámetro no es definido adecuadamente se puede producir obstrucciones en la boquilla o la fluidez con la que la materia se desliza, provocando que las capas de la pieza sean irregulares.

### ***Materiales para impresión 3D de prótesis medicas***

Para la manufactura de prótesis medicas se debe considerar que el material tenga las prestaciones mecánicas necesarias para ser usada en un miembro artificial del cuerpo humano, en nuestro país existe una normativa (INEN-ISO 22523) que establece que el material no debe ser inflamable, toxico y que no produzca ningún problema de salud al futuro usuario. (INEN, 2014). En la manufactura 3D la materia prima que se encuentra en el mercado y que ofrece las características mecánicas para una prótesis se encuentran definidas en la siguiente tabla:

**Tabla 4**

*Comparativa de los materiales para impresión 3D*

<b>CARACTERISTICAS</b>	<b>ABS</b>	<b>PLA</b>
Resistencia a la tracción	27 MPa	37 MPa
Alargamiento	3.5%	6%
Módulo de flexión	2.1 a 7.6 GPa	4 GPa
Punto de fusión	N/A (amorfo)	173°C
Punto de fusión	N/A (amorfo)	173°C
Biodegradable	No	Sí, bajo las condiciones correctas
Temperatura de transición del vidrio	105°C	60°C
Productos comunes	LEGO, carcasas electrónicas	Copas, bolsas de plástico, cubiertos

*Nota.* Características mecánicas para la elaboración de prótesis médicas en impresión 3D. Tomado de la empresa *Bitfab especializados en impresión 3D*. (Bitfab, 2022)

## Capítulo III

### Diseño

#### Metodología del diseño

Dentro del tercer capítulo del proyecto se define el concepto de la solución, una etapa encargada en recoger información mediante el estudio de principios prácticos, guías, experiencia y trabajos previos, utilizando un proceso heurístico que define la metodología de diseño de Nigel Cross. (Cross, 2002)

Los modelos descriptivos de la metodología de Nigel Cross describe los procesos para hallar la solución a las necesidades mediante mapas conceptuales, que definen los objetivos, metas, requisitos técnicos que permita desarrollar, analizar, evaluar, corregir y por ultimo fabricar el producto.

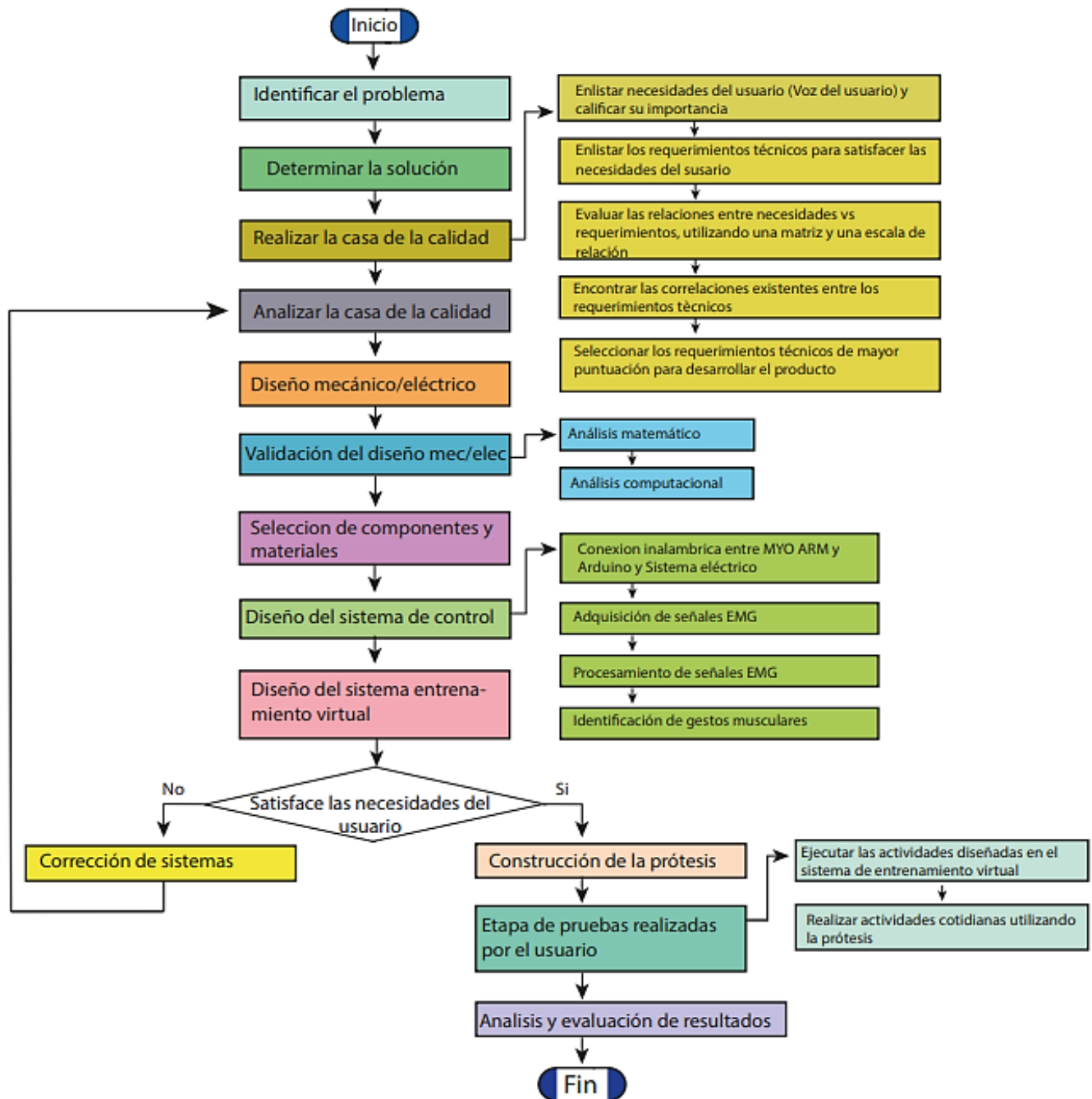
Los modelos descriptivos utilizados en el proyecto representan un fragmento fundamental para la generación de solución. Como se pudo observar en el capítulo anterior el avance en fabricación de prótesis de miembros superiores se encuentra en constante desarrollo de nuevos diseños, para lo cual influye la época, la tecnología, la aplicación y hasta la moda. Este último aspecto como los demás se lo toma muy en serio la empresa bebionics, al lanzar al mercado en el año 2021 el modelo Hero Arm, la cual es una prótesis funcional de mano y brazo con características superficiales de una mano robótica que además de sujetar, movilizar y rotar objetos posee una apariencia futurista.

A continuación, en la Figura 47. Se observan un flujograma que presenta la serie de procesos que conllevara al diseño y fabricación de la nueva prótesis de mano, muñeca y antebrazo que tiene como fin la manipulación, rotación de objetos utilizando un control por

gestos musculares y un entrenamiento virtual que facilite la adaptación de la prótesis al usuario en la vida real.

**Figura 47**

*Mapa conceptual de la metodología de diseño de la prótesis funcional.*



*Nota.* Serie de procesos encaminados al diseño en base a las necesidades del usuario para su posterior evaluación y construcción de la prótesis de mano, muñeca y antebrazo.

### **Matriz QFD**

Se utiliza la herramienta (QFD) o Despliegue en Función de la Calidad, en busca de un producto que tenga como objetivo satisfacer las necesidades el diseño y fabricación de la prótesis. A continuación, se desarrolla la metodología que embarca la QFD, enfocado a las necesidades que presenta el paciente por medio de una encuesta realizado con el centro ortopédico.

### **Lista de necesidades del usuario.**

Se inicia enlistando las necesidades más importantes para el usuario enfocados en la parte física y las funciones que pueda desarrollar. A cada necesidad se estable un grado de importancia, estableciendo 5 como muy importante y 1 como menos importante. Además, se calcula el porcentaje de cada necesidad dada por el cliente. Mirar la Tabla 5.

**Tabla 5**

*Necesidades del usuario*

<b>N°</b>	<b>Necesidades (Voz usuario)</b>	<b>Escala de importancia</b>	<b>Porcentaje de importancia</b>
1	Pueda tomar objetos	5	15,873
2	Permita girar objetos	5	15,873
3	Fácil de colocar	3,5	11,111
4	Fácil de utilizar	4	12,698
5	Sea duradera	3,5	11,111
6	No tenga precio excesivo	3,5	11,111
7	Se pueda utilizar muchas horas	4	12,698
8	Tenga apariencia a un antebrazo real	3	9,524

*Nota.* Necesidades calificadas con un nivel de importancia que el usuario aporta para el diseño de una prótesis funcional.

### **Lista de necesidades técnicas que debe tener la prótesis para ejecutar las necesidades dadas por el usuario**

El proceso de enlistar las necesidades / requerimientos que debe poseer la prótesis para ejecutar las necesidades del usuario se conoce como la voz del ingeniero, este proceso cuenta con la función de establecer mecanismo, forma de la estructura, dimensiones, componentes electrónicos, la forma de controlar, entre otros elementos que conforman la parte técnica de la prótesis, esta información se encuentra en la Tabla 6.

**Tabla 6**

*Requerimientos técnicos para satisfacer las necesidades del usuario.*

<b>N°</b>	<b>Necesidades Técnicas (Voz del ingeniero)</b>
1	Desarrollo de una prótesis funcional
2	Mecanismo confiable para apertura y cierre de dedos
3	Mecanismo confiable para la rotación de la prótesis y objetos
4	Comunicación Hombre - Prótesis eficientemente
5	Realizar un porta muñón a medida del usuario
6	Diseño para una rápida fijación
7	Sistema eléctrico compacto
8	Desarrollar un control que permita un uso fácil de la prótesis
9	Utilizar materiales de calidad
10	Emplear un sistema de entrenamiento antes del uso sin cargas
11	Utilizar componentes comerciales
12	La forma superficial de la prótesis tener parecido a la mano
13	Utilizar materiales que posean similitud en color a la piel



*Nota.* Requerimientos técnicos para cumplir con las necesidades del usuario y con esto obtener una prótesis adaptable, fácil de utilizar utilizando componentes de fácil adquisición en el mercado.

### **Relación entre las necesidades del cliente y los requerimientos técnicos**

Una vez obtenido una lista de necesidades del cliente, a ver asignado un nivel de importancia y enlistar los requerimientos técnicos para poder satisfacer las necesidades, es necesario relacionar cada una de estas necesidades con cada una de los requerimientos manteniendo una escala de relación y una calificación, siendo esta como se muestra en la Tabla siguiente

**Tabla 7**

*Relación entre las necesidades del usuario y los requerimientos técnicos*

<b>Tipos de relación necesidades cliente y requerimientos técnicos</b>	<b>Simbología</b>	<b>Calificación</b>
Relación baja	O	1
Relación media	Δ	5
Relación alta	■	9

*Nota.* Representación del tipo de relación existente entre las necesidades otorgadas por el usuario y las necesidades técnicas para diseñar una prótesis funcional para el usuario.

### **Correlación entre los requerimientos técnicos**

La correlación que existe entre los requerimientos necesarios para obtener una prótesis funcional van asignados en zona superior derecha tal como se observa en la Figura.... La correlación trata de identificar las funciones de la prótesis que tienen dependencia positiva, negativa o nula utilizando tres símbolos para identificarlos fácilmente.

Las correlaciones positivas (+) afirman que la funciones o requerimientos técnicos dependen mutuamente para garantizar un buen funcionamiento, mientras que una correlación

negativa (-) da a entender que las funciones analizadas se bloquean entre sí o no tienen influencia. Y por último se tiene la correlación nula (0) que permite entender que no existe ningún tipo de correlación y sus resultados no influyen en otros requerimientos.

### **Casa de la calidad**

La casa de la calidad nombrada así por la forma que se obtiene al unir en una sola matriz las necesidades del usuario, los requerimientos para suplementar las necesidades impuestas y sus relaciones, correlaciones. Con el fin de identificar y analizar los requerimientos técnicos que satisfacen mayormente las necesidades del como se muestra en la Figura 48.

### **Figura 48**

*Matriz QFD que integra la casa de la calidad.*

Necesidades (Voz usuario)	Nivel de importancia													
		Desarrollo de una prótesis funcional	Mecanismo confiable para apertura y cierre de dedos	Mecanismo confiable para la rotación de la prótesis y objetos	Comunicación Hombre - Prótesis eficientemente	Realizar un portamunión a medida del usuario	Diseño para una rápida fijación	Emplear un sistema de entrenamiento antes del uso sin cargas	Desarrollar un control que permita un uso fácil de la prótesis	Utilizar materiales de calidad	Utilizar componentes comerciales	Sistema eléctrico compacto	La forma superficial de la prótesis tener parecido a la mano	Utilizar materiales que posean similitud en color a la piel
Pueda tomar objetos	5	■	■	■	■			■	■	△	■	○	○	○
Permita girar objetos	5	■	△	△	■			■	■	△	■	○	○	○
Facil de colocar	4			■		■	■			△		△		△
Facil de utilizar	4	△	○	△		■	■		■		△	△	△	
Sea duradera	4	△	△	△	△	△			△	■	△	△	○	△
Accesible economicamente	4	△	△	○	■				△	■	■	△	△	△
Se pueda utilizar muchas horas	4	■	△	△	■			△	△		△	△		
Tenga apariencia a antebrazo real	3	■			○	△	△			■	○		■	■
Peso Absoluto		208	129	163	178	100	83	110	181	158	182	103	78	90
Peso Relativo %		12	7,3	9,2	10	5,7	4,7	6,2	10	8,9	10	5,8	4,4	5,1

*Nota.* Casa de la calidad que representa las relaciones en porcentaje entre las necesidades del usuario y los requerimientos técnicos necesarios para obtener una prótesis funcional.

### **Análisis de casa de la calidad**

Una vez elaborada la casa de la calidad se procede a su análisis identificando la última fila de la matriz. El peso relativo representa la relación que existe entre cada requerimiento técnico con una o más necesidad del cliente / usuario. El peso relativo asigna una calificación en porcentajes al nivel de influencia que genera para satisfacer las necesidades. Así también ayuda a generar el concepto de la solución y poder realizar el diseño de la prótesis. Se ha encontrados cuatro requisitos que sobresalen con 10% y son:

- Desarrollar una prótesis funcional
- Comunicación Hombre - Prótesis eficientemente
- Desarrollar un control que permita un uso fácil de la prótesis
- Emplear un sistema de entrenamiento antes del uso sin cargas

### ***Desarrollar una prótesis funcional***

Al hablar de una prótesis funcional se habla de una ayuda tecnológica hacia un ser humano que por motivos médicos o accidentes ha perdido una parte de su extremidad superior. Es por el mismo motivo que una prótesis funcional debe prestar la posibilidad de volver a manipular, rotar objetos, por medio de diferentes tipos de agarre realizados por la apertura y cierre de los cinco dedos de la prótesis.

Las funciones que ejecute la prótesis dependerá de sus subsistemas que lo integra como lo son: mecánico, electrónico y control.

Para el subsistema mecánico se diseñará un mecanismo que se asemeja a uno de cuatro barras, con el fin de realizar la apertura y cierre de los dedos aplicando una fuerza progresiva, al sujetar objetos además de utilizar la norma DIN 33402 (Ergonomics – Human Body Dimensions – Part 2) para el dimensionamiento de los dedos. Mientras que para la

movilización del dedo pulgar se utilizara un mini-servomotor capaz de controlar su posición y permitir sujetar y liberar objetos de la prótesis

El subsistema eléctrico consiste realizar un vínculo entre los dispositivos electrónicos o elementos electrónicos, fuente de alimentación que se utilizara; manteniendo la condición de utilizar elementos y dispositivos comerciales con el fin de poder encontrar refacciones si en un futuro lo necesitase la prótesis.

### ***Comunicación Hombre - Prótesis eficientemente***

Se establecerá un vínculo inalámbrico entre la prótesis y sensores mioeléctricos aportando rapidez, sencillez, portátil y fácil uso al no utilizar cables. Mediante el uso de una red inalámbrica personal por Bluetooth se ofrecerá una conexión eficiente generando una transferencia de gran cantidad de información de forma rápida. (Soto, 2015)

Se utilizará una comunicación punto a punto, este tipo de comunicación favorece el uso de prótesis funcional por ser una conexión que se genera entre los dos dispositivos de forma automática al pasar a un estado activo o de apagado a encendido sin la necesidad de emparejar o realizar una configuración inicial.

### ***Desarrollar un control que permita un uso fácil de la prótesis***

El sistema de control estará enfocado en la manipulación de la prótesis funcional por medio de señales mioeléctricas como se lo hace en los últimos modelos de prótesis que se encuentran en el mercado comercial.

El análisis de las características físicas del usuario es primordial antes de idear el sistema de control, la adquisición de señales mioeléctricas o musculares deberán ser medidas desde una región o parte del cuerpo, permitiendo tener un control por parte del usuario. Como antecedentes se conoce que el usuario presenta una amputación transradial provocada por un accidente de trabajo realizado hace quince años atrás.

Mediante el uso del brazalete MYO ARM que integra ocho sensores mioeléctricos se logrará percibir el comportamiento de la región muscular del antebrazo de la extremidad completa del usuario, con el fin de reconocer tres características representativas como los son el valor medio absoluto (MAV), raíz cuadrática media (RMS) y la longitud de forma de onda (WL) de cada electrodo, obteniendo una base de datos que por medio de una red neuronal artificial se identificara en tiempo real nuevos gestos con la mano izquierda realizados además de los que integra el brazalete de fábrica.

### ***Emplear un sistema de entrenamiento antes del uso sin cargas***

El sistema de entrenamiento tiene la finalidad de facilitar el uso de la prótesis funcional, aportando mayor seguridad al controlar la prótesis durante las actividades cotidianas.

El entorno del sistema de entrenamiento se realizará en un ambiente virtual no inmersivo, para el cual se necesitará que el usuario porte únicamente el brazalete y unas gafas de realidad virtual RV. Dentro de este entorno se establecerá escenas en las cuales el usuario tendrá que controlar una prótesis virtual muy semejante a la prótesis física con el fin de entender mucho más fácil el modo de operación sin aplicar cargas al muñón de usuario y reducir el tiempo de adaptación con la prótesis real.

El diseño de este entrenamiento será interactivo y educativo con el fin de que el usuario identifique el gesto que tiene que realizar para ejecutar el movimiento asignado a la prótesis. Este entrenamiento permitirá al usuario enfocarse únicamente en la forma de control según las señales mioeléctricas percibidas por el usuario.

### **Selección del sistema eléctrico**

A través de la definición de los requerimientos del usuario, para la constitución de la prótesis se debe considerara como punto de partida la selección de las componentes electrónicas, estos elementos deben ser pequeños y ligeros, los elementos seleccionados se

detallarán en tablas, en las cuales se incluirán las características principales de cada componente.

### ✓ **Actuadores eléctricos**

Para el movimiento de los dedos de la mano con excepción del pulgar, se ha considerado un movimiento lineal el cual será proporcionado por motores de la empresa Actuonix, el cual es de tamaño pequeño, ofrece gran fuerza de atracción y reacción de su vástago, y en función a la alimentación de voltaje su fuerza incrementa.

### **Tabla 8**

*Actuador eléctrico de movimiento lineal.*

---

#### **Actuador eléctrico línea: Motor Lineal PQ12**

---

#### **Características:**

- |                                     |  |
|-------------------------------------|--|
| ✓ Carrera del vástago: 20 mm.       | ✓ Fuerza máxima de regreso: 25N        |
| ✓ Voltaje de alimentación: 6 Volts. | ✓ Masa: 15 gr.                         |
| ✓ Corriente estática: 500 mA.       | ✓ Ruido Audible: 55dB @ 45cm           |
| ✓ Velocidad Máxima: 15 mm / s       | ✓ Tipo de Protección: IP – 54          |
| ✓ Fuerza Máxima de salida: 45N      | ✓ Usa un conector de 3 cables: fuente, |
| ✓ Carga Lateral Máxima: 10N         | tierra de referencia y control.        |
- 

*Nota.* Características del motor lineal PQ12. Tomado de *la hoja de datos del fabricante Actuonix*, ver en Anexos. (ActuonixPQ12, 2022)

Para la rotación de la muñeca de la mano y el movimiento del pulgar se ha establecido un movimiento rotacional, teniendo en cuenta que este movimiento va a llevar un cierto peso, para ello se usaran servomotores que tengan un alto torque.

**Tabla 9***Actuador eléctrico rotación para la muñeca*

---

**Actuador eléctrico rotacional: Servo Motor MG996 de rotación completa**

---

**Características:**

- ✓ Engranajes de metal.
  - ✓ Velocidad de funcionamiento: 0.17sec / 60 grados (4.8V sin carga).
  - ✓ Velocidad de funcionamiento: 0.13sec / 60 grados (6.0V sin carga).
  - ✓ Par: 9 kg-cm (180,5 oz-in) en 4.8V.
  - ✓ Par: 12 kg-cm (208,3 oz-in) en 6V.
  - ✓ Voltaje: 4,8 – 7.2Volts.
  - ✓ Dimensiones: 40 mm x 19 mm x 43 mm (aprox).
  - ✓ Peso: 55 g.
- 

*Nota.* Características del Servo Motor MG996 de rotación completa. Tomado de la hoja de datos del distribuidor de venta *AV electronics*, ver en Anexos. (Avelectronic., 2020)

En el caso del pulgar el movimiento es rotacional, es decir, el pulgar se moverá hacia el interior de la palma y de sentido opuesto, considerando una carga durante este movimiento.

**Tabla 10***Actuador eléctrico rotación para el pulgar*

---

**Actuador eléctrico rotacional: Micro Servo Motor MG90S de 0° a 180°**

---

**Características:**

- ✓ Engranajes de metal.
  - ✓ Voltaje de Operación: 3.0 – 7.2V.
  - ✓ Torque reposo: 2.2Kg x cm (4.8V), 2.5Kg (6.0V).
  - ✓ Velocidad: 0.1seg / 60 grados.
-



*Nota.* Características del Micro Servo Motor MG90S de 0° a 180°. Tomado de la hoja de datos del distribuidor de venta *AV electronics*. ver en Anexos. (Avelectronic., 2020)

✓ **Sensor Mioeléctrico.**

Para la obtención de las señales mioeléctricas procedentes de los músculos del brazo del cuerpo humano, el dispositivo debe brindar la comunicación de forma remota con el sistema de control de la prótesis, la colocación sobre el área de muestreo debe ser de forma no invasivo, considerando estas características y los requerimientos del usuario, se aplicará el brazalete MyoArm, el cual permite obtener señales estables, posee una vida útil mayor a los sensores convencionales por su gran robustez, este dispositivo fue descrito en el capítulo anterior.

✓ **Sistemas de control embebido**

En el capítulo anterior se detallaron dos tipos de tarjetas de control de la familia de Arduino que por su tamaño reducido la hacen ideal para el control de una prótesis, al pensar en una red neuronal para la activación de los actuadores en función al sensor mioeléctrico, hacen que el sistema de control embebido debe tener una gran capacidad de procesamiento y de almacenamiento, por ende, se aplicara la tarjeta de control Arduino Mega Pro Mini, el cual se detalla en los anexos.

✓ **Comunicación inalámbrica**

El brazalete MyoArm posee una comunicación inalámbrica entre el sistema de control seleccionado de la familia Arduino, esto se puede generar mediante el uso de un módulo bluetooth de bajo consumo, este módulo es el HM-11, sus características se encuentran detalladas en la siguiente tabla:

**Tabla 11**

*Módulo bluetooth HM-11*

---

### Bluetooth: V4.0 BLE. HM-11

---

#### Características:

- ✓ Comunicación con microcontrolador a través de interfaz serial estándar (UART).
  - ✓ Funcionamiento a 3.3 Volts de alimentación.
  - ✓ Versión de Bluetooth: V4.0 BLE.
  - ✓ Por defecto la configuración del puerto serie: 9600, N, 8, 1.
  - ✓ Basado en el chip CC2541.
  - ✓ Es posible actualizar el firmware a través de un CC Debugger de Texas Instruments.
- 

*Nota.* Características del módulo bluetooth HM-11, Tomado de la base de datos de “*All datasheet*”, ver en Anexos. (JNHuaMao, 2022)

#### ✓ Fuente de alimentación

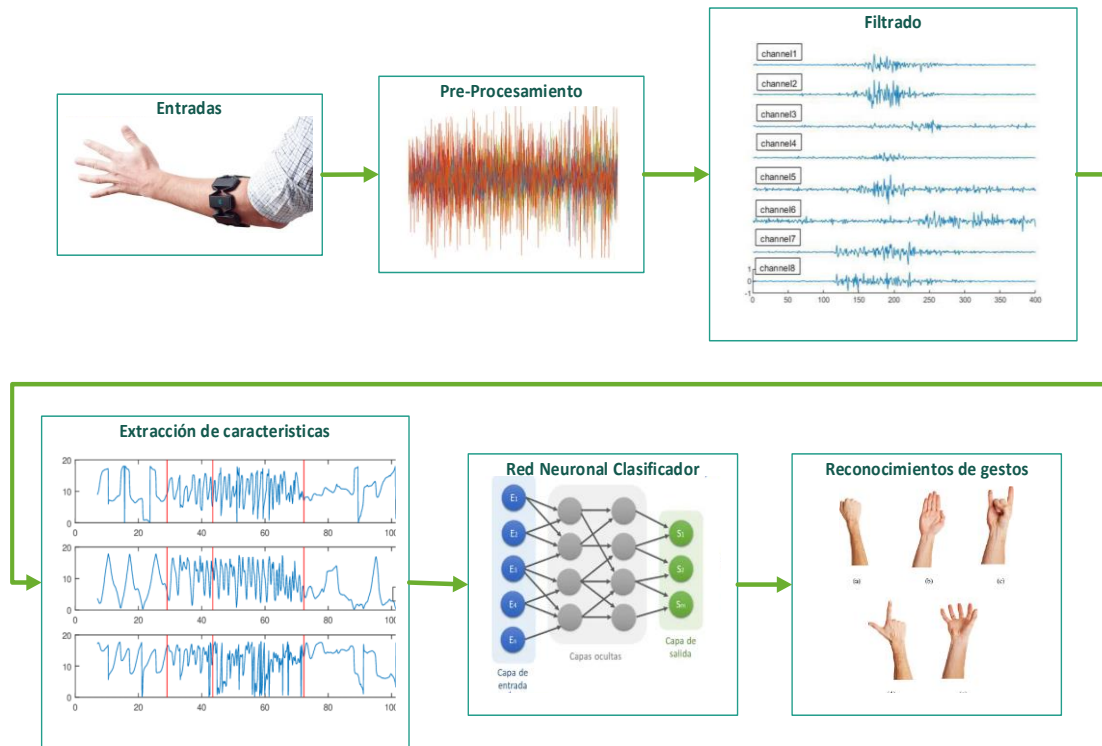
Definido los actuadores, sensores y tarjeta de control que están inmersos dentro del miembro artificial, todo el sistema se alimentara con una batería lipo de 3000mAh a 7.4 voltios, considerando la alimentación de década elemento por ende se realizarán su respectiva reducción.

#### Sistema de control por redes neuronales

Para generara el movimiento de los actuadores mediante las señales procedentes del brazalete MyoArm, debe existir un sistema de control dentro de una tarjeta embebida, con la capacidad de responder con una acción, en función a la información suministrada del movimiento muscular del usuario, por ende, se ha planteado realizar un control basado en una red neuronal artificial, la cual permitirá al sistema aprender de una cierta base de datos y emitir un criterio en función a lo aprendido.

#### Figura 49

### Arquitectura de la red neuronal artificial.

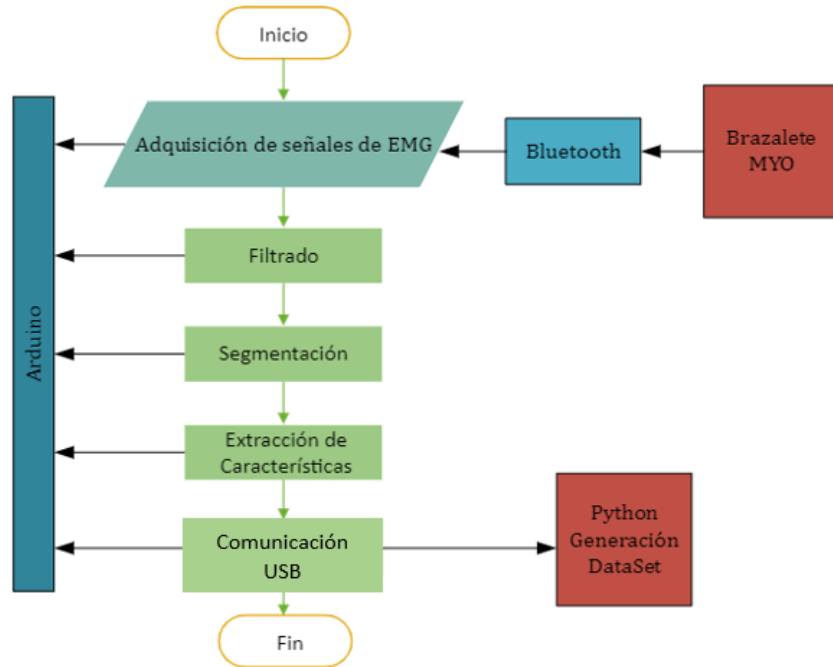


*Nota.* Arquitectura de la red neuronal, representa los pasos para construir y formar la red en función a los datos a ser suministrados por el brazalete MyoArm.

Para iniciar con la constitución de la red neuronal se debe obtener una base de datos en función a los gestos realizados por el usuario del brazalete, para dar una mejor fuente de información a la red se debe filtrar, sea considerado extraer características de las señales, estas señales se debe segmentar, es decir se debe tomar muestras en un cierto intervalo de tiempo determinado, con el objetivo que durante la toma de datos ingresen movimientos involuntarios para que la red aprenda de mejor forma a detectar el gesto deseado.

### Figura 50

*Flujograma del proceso de formación de la base de datos.*



*Nota.* Flujograma del proceso de formación de la base de datos.

La extracción de las características consiste en extraer la información más relevante de la sección de un patrón, minimiza la complejidad de la implementación, reducen el costo computacional del procesamiento de la información. En el caso del sistema de control para la prótesis, la base de datos estará formado por las siguientes características.

**Valor absoluto medio (MAV):** tiene características relacionadas con la amplitud, que se encuentra calculando el valor absoluto medio del segmento. La representación matemática de MAV es:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N-1} |f_k|$$

**Raíz cuadrática media (RMS):** Tiene características relacionadas con la frecuencia, que es la raíz cuadrada del cuadrado medio del segmento. La representación matemática de RMS es:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N-1} |f_k|}$$

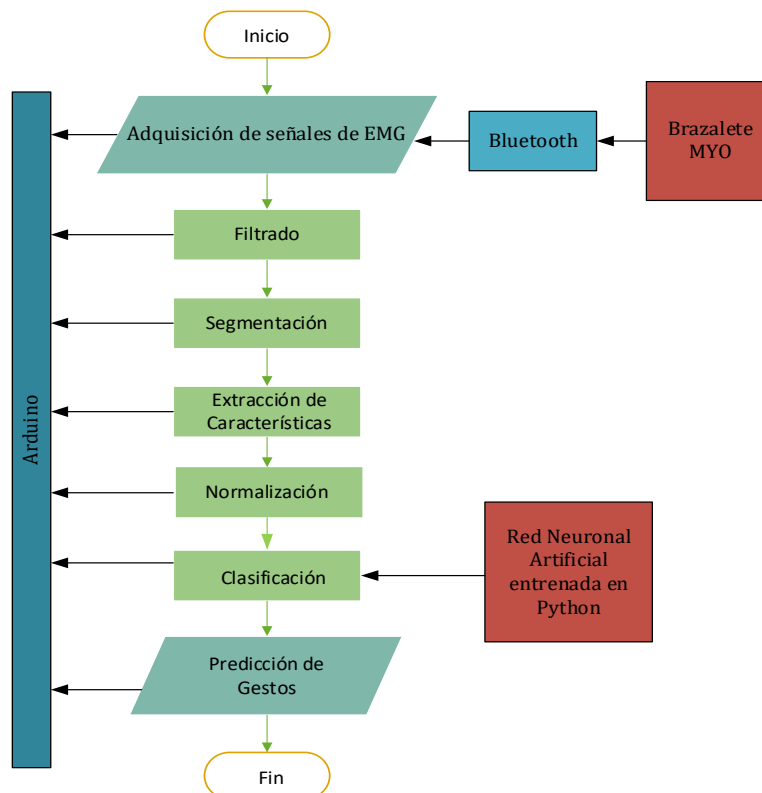
**Longitud de forma de onda (WL):** tiene características relacionadas con la amplitud, que representa la longitud acumulada de la forma de onda EMG durante el segmento de tiempo. La representación matemática de WL se da como:

$$WL = \sum_{k=1}^{N-1} |f_{k+1} - f_k|$$

Con las consideraciones antes descritas se puede definir la red neuronal mediante el siguiente flujograma.

**Figura 51**

*Implementación de la red neuronal.*



*Nota.* Implementación de la red neuronal, el algoritmo de la red neuronal estará entrenada bajo el lenguaje de programación Python.

### Diseño electrónico de la prótesis

Una vez establecido los elementos electrónicos y el sistema de control se ha realizado el circuito del sistema electrónico de la prótesis, con el fin de generar una placa PCB, sobre el cual irán montados las diferentes conexiones a la tarjeta embebida.

**Tabla 12**

*Pines de conexión en la tarjeta embebida.*

<b>Conexiones de los actuadores y sensores a la placa Arduino mega mini.</b>		
<b>Pines de conexión.</b>	<b>Función.</b>	<b>Observaciones.</b>
D5	Salida de control PWM.	Control del motor lineal del dedo índice.
D7	Salida de control PWM.	Control del motor lineal del dedo medio.
D9	Salida de control PWM.	Control del motor lineal del dedo anular.
D11	Salida de control PWM.	Control del motor lineal del dedo meñique.
D40	Salida digital.	Control del motor rotacional del pulgar.
D38	Salida digital.	Control del motor rotacional de la muñeca.
D44	Salida de control PWM.	Control del led RGB.
D46	Salida de control PWM.	Control del led RGB.
D52	Salida de control PWM.	Control del led RGB.
D16	TX2	Comunicación módulo bluetooth.
D17	RX2	Comunicación módulo bluetooth.

*Nota.* Pines de conexión en la tarjeta embebida, estos pines están definidos en función a los actuadores y la comunicación entre el brazalete MyoArm y Arduino. En los anexos se encuentra el circuito esquemático y la PCB del sistema electrónico

### Diseño del sistema mecánico de la prótesis.

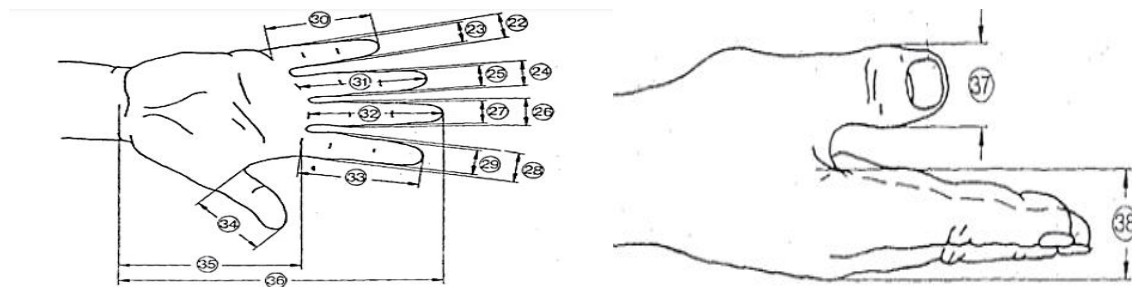
Para generar los diseños del sistema mecánico de la prótesis se tomarán en consideración los paramentos detallados en los incisos anteriores, con el fin de que la prótesis cumpla con los requerimientos y necesidades del futuro usuario del miembro artificial.

### Modelo geométrico de la mano

Para la definición de la geometría de la mano, la cual está constituida por cuatro dedos y el pulgar se tomará como punto de referencia para las dimensiones a la norma alemana DIN 33402, en cuyas secciones uno y dos, detalla las medidas generales de la mano humana, en el Ecuador no existe ninguna normativa que defina o especifique las dimensiones de alguna parte en específica del cuerpo humano, de la norma ya definida ha establecido una semejanza de las alturas de la población, mediante la cual se ha obtenido los siguientes resultados que se muestran en las figuras 52 y 53 .

### Figura 52

*Medidas de la mano, dedos y pulgar.*



Nota. Medidas de la mano, dedos y pulgar. Tomado de la *Norma DIN 33404 parte 1 y 2* (DIN, 2022).

### Figura 53

*Dimensiones de la mano, dedos y pulgar.*

Dimensiones en cm	PERCENTIL					
	HOMBRES			MUJERES		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
22. ANCHO DEL MEÑIQUE EN LA PALMA DE LA MANO	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
23. ANCHO DEL MEÑIQUE PRÓXIMO DE LA YEMA	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
24. ANCHO DEL DEDO ANULAR EN LA PALMA DE LA MANO	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
25. ANCHO DEL DEDO ANULAR PRÓXIMO A LA YEMA	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
26. ANCHO DEL DEDO MAYOR EN LA PALMA DE LA MANO	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
27. ANCHO DEL DEDO MAYOR PRÓXIMO A LA YEMA	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
28. ANCHO DEL DEDO ÍNDICE EN LA PALMA DE LA MANO	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
29. ANCHO DEL DEDO ÍNDICE PRÓXIMO A LA YEMA	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
30. LARGO DEL DEDO MEÑIQUE	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
31. LARGO DEL DEDO ANULAR	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
32. LARGO DEL DEDO MAYOR	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33. LARGO DEL DEDO ÍNDICE	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34. LARGO DEL DEDO PULGAR	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
35. LARGO DE LA PALMA DE LA MANO	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
36. LARGO TOTAL DE LA MANO	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

Nota. Dimensiones de la mano, dedos y pulgar. Tomado de la *Norma DIN 33404 parte1*. (DIN, 2022)

#### Figura 54

*Dimensiones de la mano desde una perspectiva lateral.*

Dimensiones en cm	PERCENTIL					
	HOMBRES			MUJERES		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
37. ANCHO DEL DEDO PULGAR	2,0	2,3	2,5	1,6	1,9	2,1
38. GROSOR DE LA MANO	2,4	2,8	3,2	2,1	2,6	3,1

Nota. Dimensiones de la mano desde una perspectiva lateral. Tomado de la *Norma DIN 33404 parte2*. (DIN, 2022)

Considerando lo anteriormente mencionado acerca de la de las dimensiones se ha establecido los siguientes bocetos para definir la mano y dedos artificiales con sus correspondientes articulaciones el cual permitirán su movilidad.

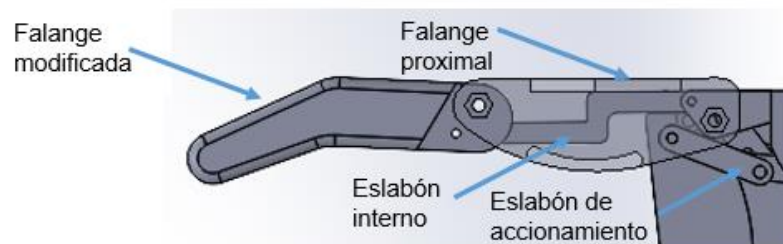
#### ✓ **Modelo geométrico de los dedos y pulgar**



Cada dedo está formado por tres falanges, las cuales se definieron en capítulos anterior, para el modelo artificial se ha considerado unir la falange media y la distales en un solo cuerpo, considerando la inclinación angular de esta sección, la cual es desde  $20^\circ$  a  $25^\circ$ , en el interior la falange proximal se encuentra un eslabón que se conecta con la palma y la falange modificada, en un punto del cuerpo de la falange proximal se encuentra un eslabón que es el medio de acción entre el actuador el mecanismo, esta geometría se aplicara para todos los dedos con excepción del pulgar.

### Figura 55

*Modelo geométrico de los dedos*

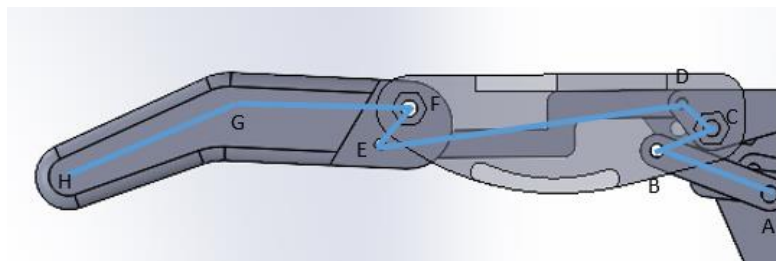


*Nota.* Modelo geométrico de los dedos, modelo realizado en el software CAD SolidWorks.

Una vez definido la geometría de los dedos de la mano se debe considerar como un mecanismo, por ende, se debe considerar las distancias entre los eslabones y puntos de sujeción

### Figura 56

*Definición del mecanismo para la movilidad del dedo.*



*Nota.* Definición del mecanismo para la movilidad del dedo, segmentación del mecanismo para análisis del movimiento.

### Tabla 13

*Medidas de los segmentos del mecanismo del dedo.*

$\overline{AB}$	$\overline{BC}$	$\overline{CD}$	$\overline{DE}$	$\overline{EF}$	$\overline{FG}$	$\overline{GH}$
22 mm	10.77 mm	7.03 mm	55.44 mm	8.44 mm	35 mm	35 mm

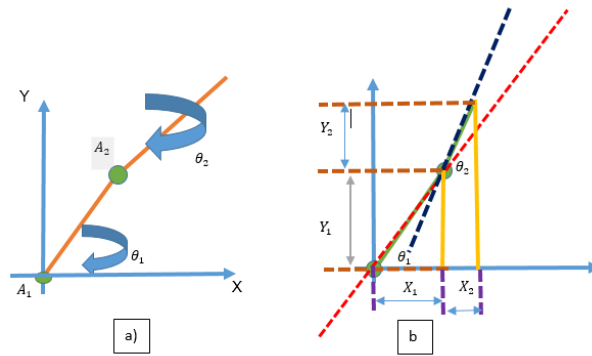
*Nota.* Medidas de los segmentos del mecanismo del dedo, necesarias para el análisis del movimiento del mismo.

Al observar la representación del mecanismo se puede determinar que no es un mecanismo de 4 barras, ni semejante a un sistema conocido, además de no poder completar una rotación de 360°, se puede concluir que no cumple la ley Grashof, por ende se le denomina “No Grashof”.

Para determinar la cinemática del dedo, se aplica el método geométrico, el cual permitirá graficar la trayectoria al variar la posición en función a sus ángulos como se muestra en la siguiente figura:

### Figura 57

*Análisis cinemático del mecanismo del dedo.*



*Nota.* Análisis cinemático del mecanismo del dedo. a) Diagrama de eslabones y articulaciones, b) Diagrama geométrico.

A través de diagrama geométrico de la figura anterior, se puede definir los valores de los ángulos  $\theta_1$  y  $\theta_2$ , mediante trigonometría, obteniendo las siguientes ecuaciones:

$$\cos \theta_1 = \frac{X_1}{L1}$$

Despejando X1:

$$X_1 = L1 * \cos \theta_1$$

$$\sen \theta_1 = \frac{Y_1}{L1}$$

Despejando Y1:

$$Y_1 = L1 * \sen \theta_1$$

Por semejanza de triángulos se tiene:

$$\cos(\theta_1 + \theta_2) = \frac{X_2}{L2}$$

Despejando X2:

$$X_2 = L2 * \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$\sen(\theta_1 + \theta_2) = \frac{Y_2}{L2}$$

Despejando Y2:

$$Y_2 = L2 * \text{sen}(\theta_1 + \theta_2)$$

En X:

$$X = X_1 + X_2$$

Reemplazando las ecuaciones X1 y X2 en la ecuación de X.

$$X = L1 * \cos \theta_1 + L2 * \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

En Y:

$$Y = Y_1 + Y_2$$

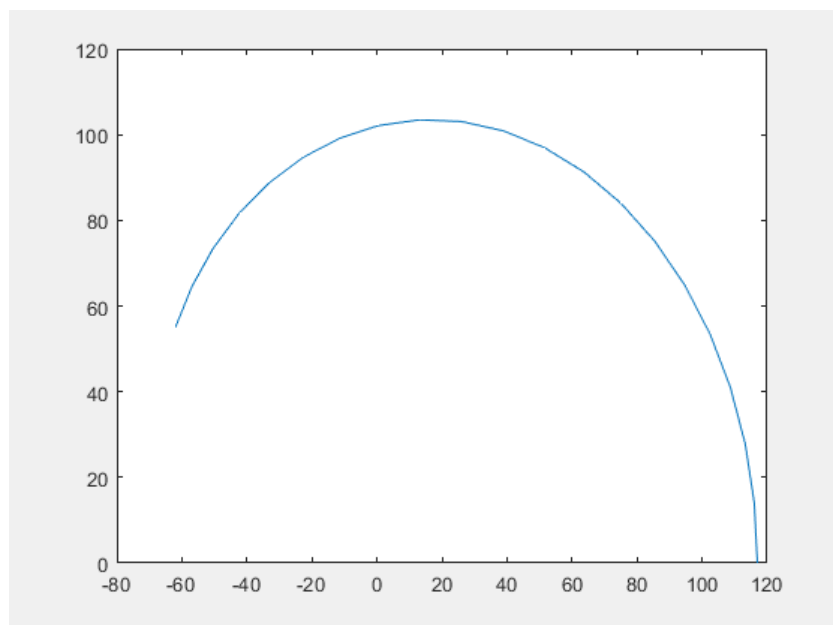
Reemplazando las ecuaciones Y1 y Y2 en la ecuación de Y.

$$Y = L1 * \text{sen} \theta_1 + L2 * \text{sen}(\theta_1 + \theta_2)$$

Determinado las ecuaciones para las trayectorias en X y Y, definen la trayectoria del punto más extremo del dedo, aplicando estas fórmulas cambiando los ángulos  $\theta_1$  y  $\theta_2$ , se obtiene la siguiente gráfica:

### Figura 58

*Gráfica del movimiento cinemático del dedo.*



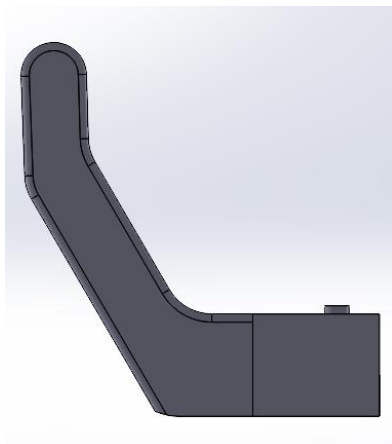
*Nota.* Gráfica del movimiento cinemático del dedo, representa la trayectoria que seguirá el mecanismo del dedo de forma conjunta.

En la gráfica anterior se muestra cuando el dedo se estira es decir el punto de partida es cuando el dedo se encuentra contraído, la curva al no tener ningún pico o se cruce en algún intervalo de tiempo se concluye que el sistema no tiene interferencias.

En el caso de la geometría del pulgar sus falanges son fijas y considerando una inclinación de  $70^{\circ}$  a  $80^{\circ}$  de la proximal, con el objetivo de rotar y formar un ángulo de  $90^{\circ}$  con la palma.

### **Figura 59**

*Modelo geométrico del pulgar.*



*Nota.* Modelo geométrico del pulgar, modelo realizado en el software CAD SolidWorks.

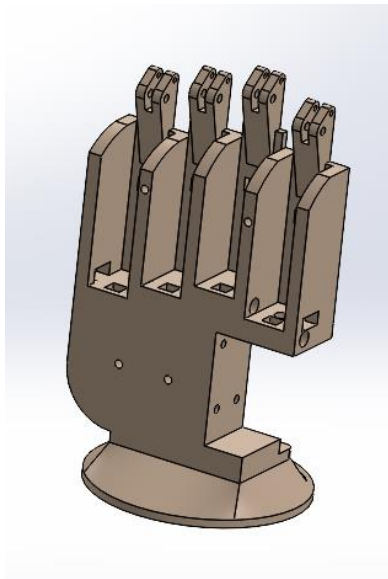
#### ✓ **Modelo geométrico de la palma**

La palma es el elemento fundamental de la prótesis, ya que en él se colocaron los motores, descansaran los dedos y se apoyaran objetos que se tomen con los dedos, para dar un aspecto idéntico al miembro original se a considerado el dar un desfase en altura a los dedos con excepción del pulgar, para cuando se abran los dedos se vean lo más natural

posible, de la misma forma una separación entre cada uno para evitar rozamiento durante su funcionamiento.

### **Figura 60**

*Modelo geométrico de la palma*



*Nota.* Modelo geométrico de la palma, modelo realizado en el software CAD SolidWorks.

#### ✓ **Modelo geométrico del antebrazo**

Para el dimensionamiento del antebrazo se parte del tamaño del muñón del futuro usuario de la prótesis, considerando de igual forma el tamaño de antebrazo izquierdo para mantener similitud con el miembro faltante.

### **Figura 61**

*Toma de medidas del muñón del portador.*

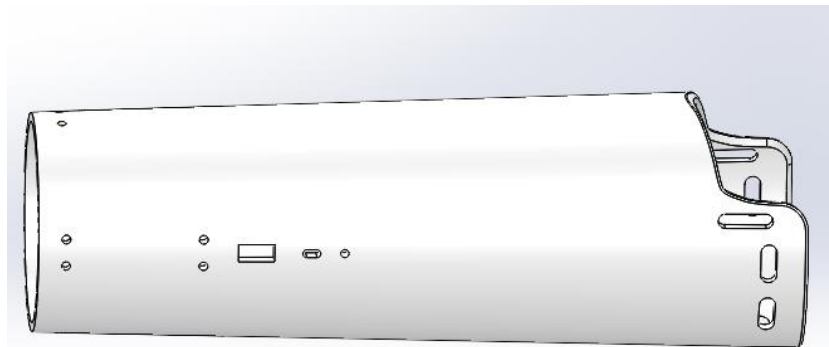


*Nota.* Toma de medidas del muñón, para la construcción del modelo geométrico dentro del software CAD SolidWorks.

A partir de las medidas obtenidas se ha construido el siguiente modelo:

## **Figura 62**

*Modelo CAD del antebrazo.*



*Nota.* Modelo CAD del antebrazo, realizado dentro del software CAD SolidWorks.

### **Modelo geométrico para la rotación de la muñeca**

La mano humana está conectada a la muñeca el cual permite su rotación, anatómicamente el movimiento se denomina abducción, aducción o inclinación cubital es de 45°. Sin embargo, esta amplitud difiere según se considere el eje de la mano: en cuyo caso es de 30°; o el eje del dedo corazón: en cuyo caso es de 55°. Esto se debe a que la aducción de la mano se asocia con la aducción de los dedos. Es mayor en la supinación que en pronación no sobrepasa los 30° como se observa en la Figura 62.

### **Figura 63**

*Rotación de la muñeca humana*



*Nota.* Rotación de la muñeca, pronación y supinación, tomado de *Radiología Básica*. (Navarro, 2015)

Para asemejar la orientación y movimiento de la muñeca se ha planteado diseñar un sistema de reducción de engranes utilizando una configuración epicíclica o sistema planetario para que se lleve a cabo la naturaleza de la rotación de la muñeca y los objetos que sostendrá la mano.

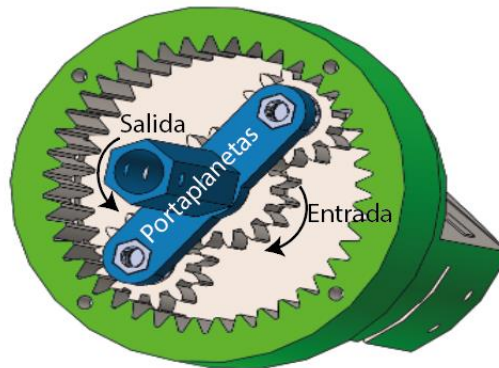
Mediante el uso de un tren de engranajes epicicloidal, el cual es un sistema de engranajes particular y consiste en tener una corona o engrane anular inmóvil, dos planetas que rotan y también se trasladan alrededor del engrane solar, un engrane solar que permite que rote sobre su propio eje, también llamado piñón o eje conductor mientras que el



portasatélites o barra que une los engranes planetarios es el eje conducido, el cual tiene como función transmitir mayor fuerza a velocidades bajas de forma fiable y eficiente. (CLR, 2018)

### Figura 64

*Sistema de engranes planetario*



*Nota.* El funcionamiento del sistema de engranes planetario está restringido a tener una entrada impulsora en el engrane solar y la salida o conducida es el portaplanetas que se conecta internamente a los engranes planetarios.

El diseño del tren de engranes se encuentra enfocado en dimensiones compactas y por ello se ha utilizado un módulo de 1.5 mm. Por medio de las ecuaciones se puede encontrar el diámetro primitivo de cada engrane, lo cual nos permite encontrar la separación exacta entre centros y con esto una rotación controlada en ambos sentidos.

$$D_p = Z * m$$

Donde:

*Diámetro Primitivo:*  $D_p$

*Número de dientes:*  $Z$

*Módulo:*  $m$

A continuación, en la siguiente tabla se detalla las características de cada elemento del tren epicicloidal.

**Tabla 14**

*Características de diseño del sistema de engranes planetario*

<b>Engranes</b>	<b>Número de dientes (Z)</b>	<b>Diámetro Primitivo (Dp)</b>	<b>Estado</b>
<b>Corona</b>	42	63mm	Fijo
<b>Sol</b>	16	24mm	Móvil
<b>Planeta</b>	13	19.5mm	Móvil

*Nota.* Características del engrane solar, planetario y corona, los tres mantienen un módulo de 1.5 pero el número de dientes son diferentes, además se presenta el estado de actividad de cada elemento del sistema planetario.

La configuración del tren cumple con la condición de diseño de un tren epicicloidal de dos planetas.

$$Z_{CORONA} = Z_{SOL} + 2Z_{PLANETA}$$

### **Pruebas de resistencia del sistema mecánico**

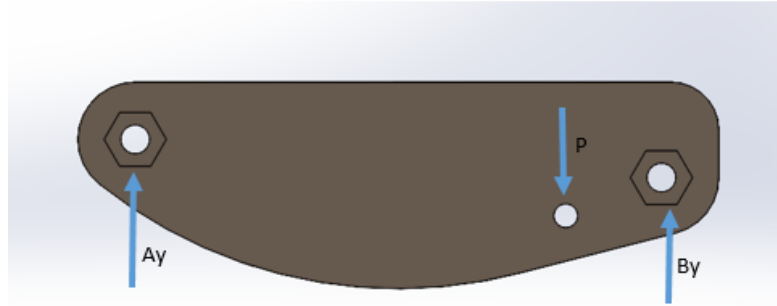
Para los ensayos y análisis de esfuerzos a los cuales va a estar sometido las partes que conforman la prótesis se considera como la materia prima al termoplástico PLA.

### **Análisis de la falange proximal**

En la falange proximal posee una masa de 0.0124 kg, a una distancia de 10 mm de uno de sus puntos de apoyo se aplica una 40 N, se considera este elemento de análisis como una viga apoyada en sus extremos.

### **Figura 65**

*Distribución de fuerzas sobre la falange proximal.*



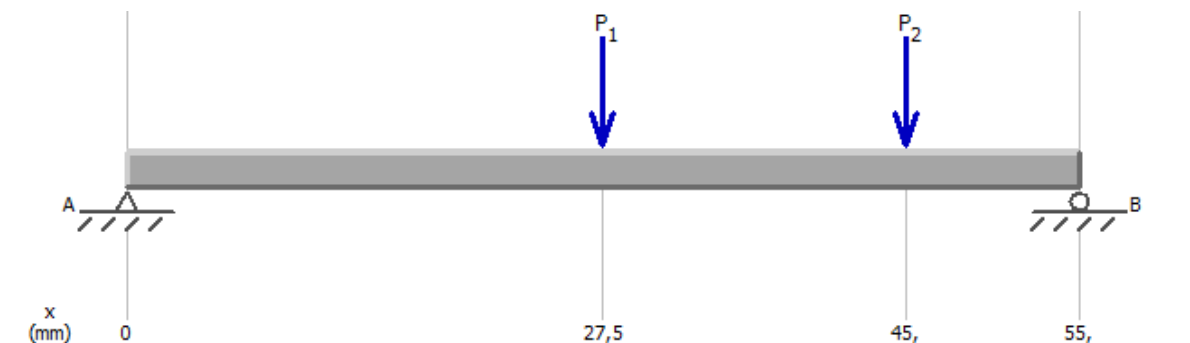
*Nota.* Distribución de las fuerzas sobre la falange proximal, en la figura se muestra los puntos de apoyo y las fuerzas que afectan a su movilidad.

Datos:

$$m = 0.0124Kg \quad P_1 = 0.121 N \quad L = 55 mm \quad P_2 = 40 N \quad x = 10 mm$$

**Figura 66**

*Diagrama de cuerpo libre de la falange proximal.*



*Nota.* Diagrama de cuerpo libre de la falange proximal. Al elemento de estudio para el análisis de fuerzas se la asemeja a una viga.

Calculo de las reacciones y momentos

$$\sum F_Y = 0 \quad (22)$$

$$A_Y - P_1 - P_2 + B_y = 0$$

$$A_Y = P_1 + P_2 - B_y$$

$$A_Y = 0.121 N + 40 N - B_y$$

$$\sum M_A = 0$$

$$-P_1 * \frac{L}{2} - P_2 * (L - x) + B_y(L) = 0$$

$$B_y(55 \text{ mm}) = 0.121 \text{ N} * \frac{55 \text{ mm}}{2} + 40 \text{ N} * (55 - 10) \text{ mm}$$

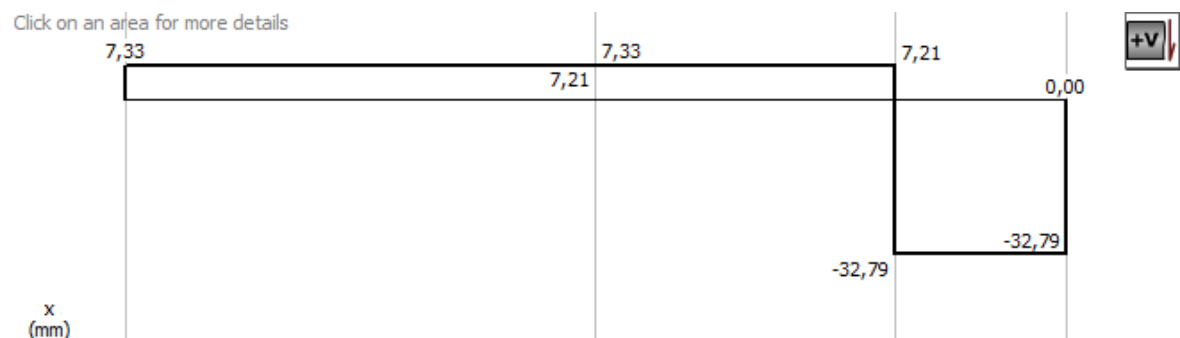
$$B_y = 32.787 \text{ N}$$

$$A_y = 0.121 \text{ N} + 40 \text{ N} - 32.787 \text{ N}$$

$$A_y = 7.334 \text{ N}$$

**Figura 67**

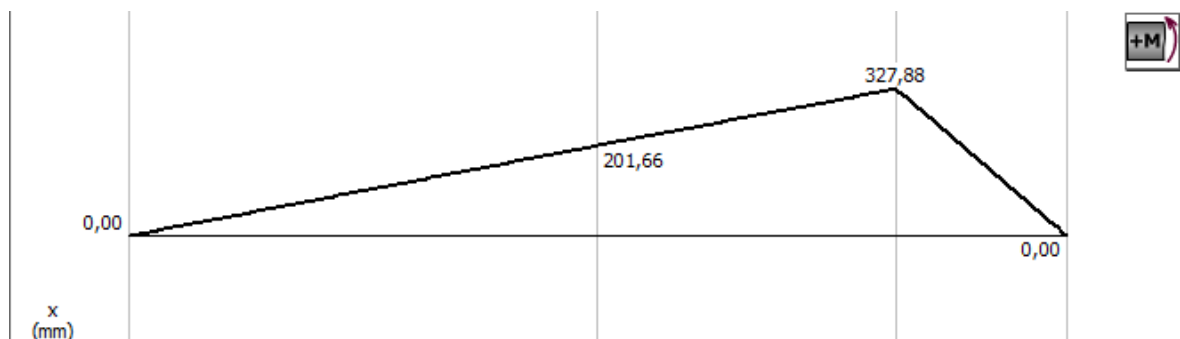
*Diagrama de fuerzas cortantes de la falange proximal.*



*Nota.* Diagrama de fuerzas cortantes de la falange proximal.

**Figura 68**

*Diagrama de momentos flectores de la falange proximal.*

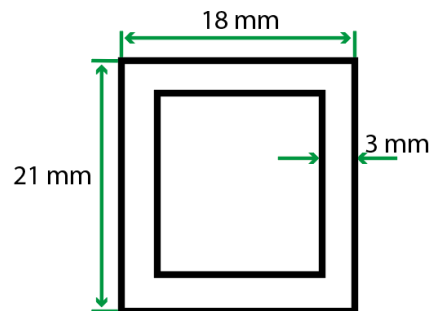


*Nota.* Diagrama de momentos flectores de la falange proximal.

Una vez obtenido el valor del momento flector máximo, se procede a determinar el esfuerzo máximo debido a la flexión, se considera la sección transversal de un rectángulo hueco.

**Figura 69**

*Sección transversal de la falange proximal.*



*Nota.* Dimensiones de la sección transversal de la falange proximal.

$$I = \frac{bh^3}{12}$$

$$I = \frac{(18)(21)^3}{12} - \frac{(12)(15)^3}{12} \text{ mm}^4$$

$$I = 10516.5 \text{ mm}^4$$

Reemplazando en la ecuación las ecuaciones

$$\sigma_{flex} = \frac{Mc}{I}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{327,88 \text{ Nmm} * 10.5 \text{ mm}}{10516.5 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_{flex} = 0.327 \text{ MPa}$$

En los estudios realizados por Beer, Johnston, & DeWolf, (**Jhonson, 2014**), manifiestan que la resistencia ultima para materiales termoplásticos, usado como materia prima en la elaboración del diseño sea igual a:

$$S_u = 55 \text{ MPa}$$

La condición de que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión viene dada por la siguiente condición:

$$\sigma_{flex} < \frac{S_u}{6}$$

Reemplazando valores en la siguiente ecuación:

$$\sigma_{flex} < \frac{55 \text{ MPa}}{6}$$

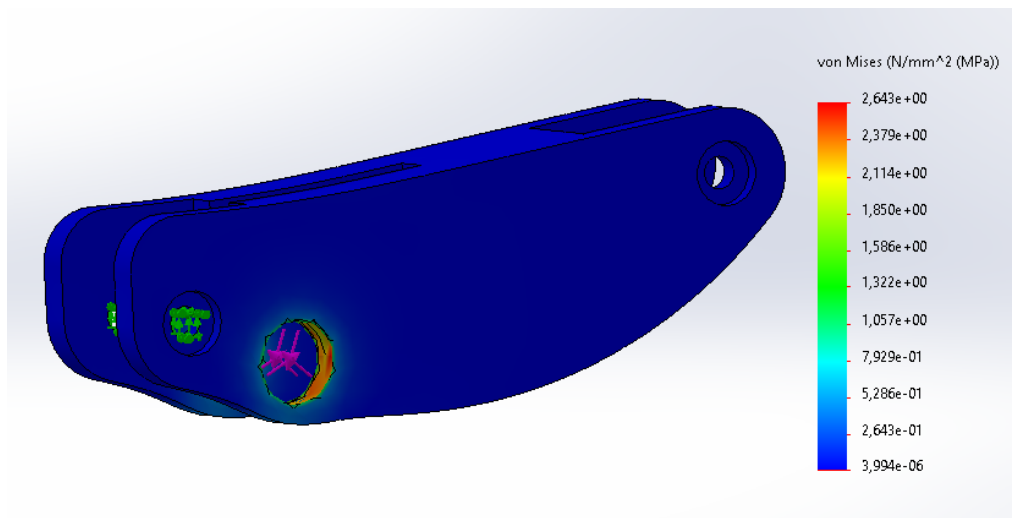
$$0.327 < 9.16$$

En la ecuación anterior, se demuestra que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión, porque cumple que el esfuerzo calculado sea menor al esfuerzo de diseño.

Para verificar los resultados obtenidos matemáticamente se ha generado una simulación obteniendo los siguientes resultados:

### Figura 70

*Análisis computacional de la falange proximal.*



*Nota.* Análisis computacional de la falange próxima, se muestran el esfuerzo de Von Mises.

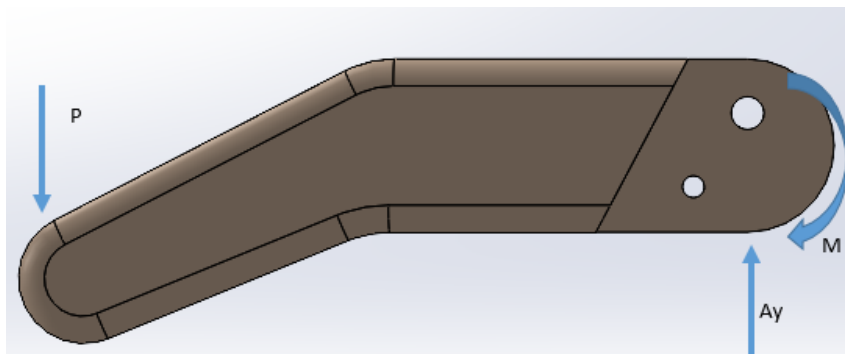
En la figura 70 se observa que el esfuerzo calculado se encuentra dentro del rango establecido por lo que el diseño es seguro.

### **Análisis de la falange modificada**

La falange modificada posee una masa de 0.016 kg, para su estudio se considera como una viga en voladizo, en uno de su extremo se aplica una fuerza de 4N.

### **Figura 71**

*Distribución de fuerzas sobre la falange modificada.*



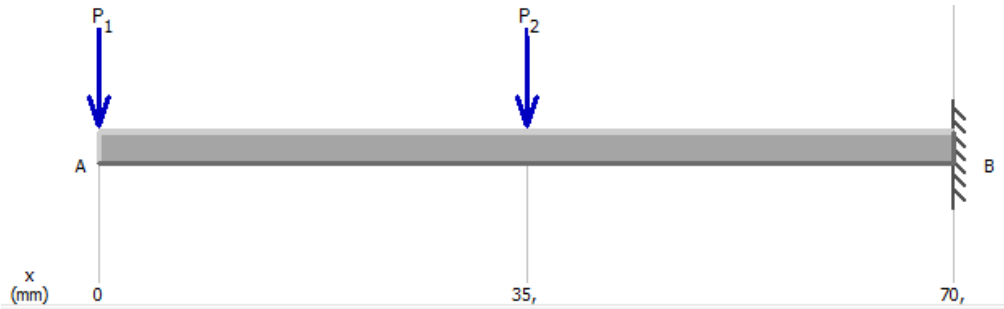
*Nota.* Distribución de las fuerzas sobre la falange proximal, en la figura se muestra los puntos de apoyo y las fuerzas que afectan a su movilidad.

Datos:

$$m = 0.016Kg \quad P = 4 N \quad L = 50 mm$$

### **Figura 72**

*Diagrama de cuerpo libre de la falange modificada.*



*Nota.* Diagrama de cuerpo libre de la falange modificada. Al elemento de estudio para el análisis de fuerzas se la asemeja a una viga.

Calculo de las reacciones y momentos

$$\sum F_Y = 0$$

$$A_Y - P_1 - W_1 = 0$$

$$A_Y = P_1 + W_1$$

$$A_Y = 4 \text{ N} + 0.016 \text{ kg} * 9.8 \text{ m/s}^2$$

$$A_Y = 4.156 \text{ N}$$

$$\sum M_A = 0$$

$$-M - W_1 * \frac{L}{2} - P * L = 0$$

$$M = -W_1 * \frac{L}{2} - P * L$$

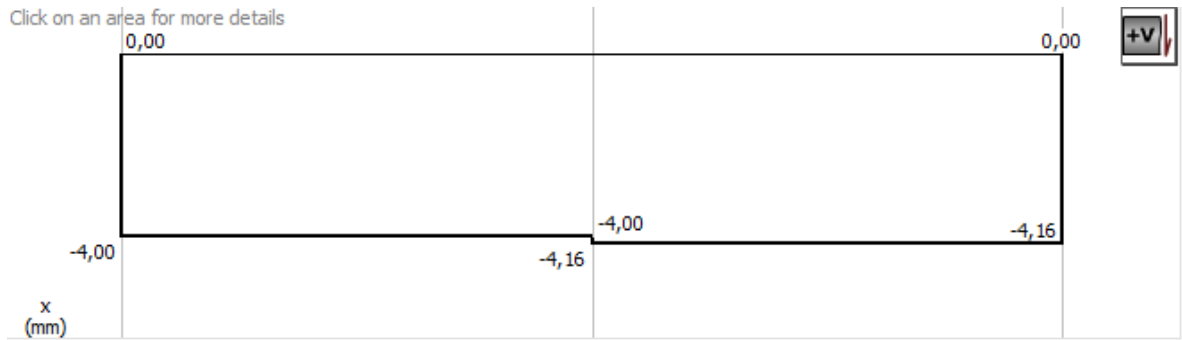
$$M = -(0.016 \text{ kg} * 9.8 \text{ m/s}^2) * \frac{70 \text{ mm}}{2} - 4 \text{ N} * 70 \text{ mm}$$

$$M = 285.488 \text{ Nmm}$$

### Figura 73

*Diagrama de fuerzas cortantes de la falange proximal.*

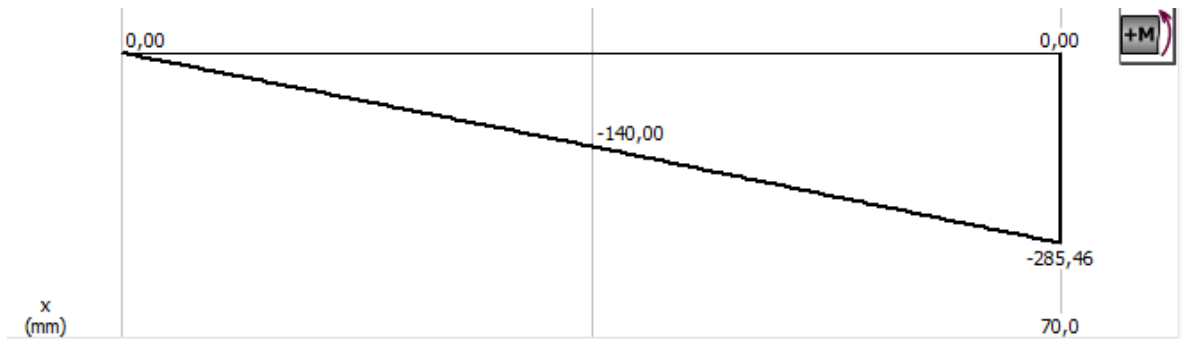




*Nota.* Diagrama de fuerzas cortantes de la falange modificada.

### Figura 74

*Diagrama de momentos flectores de la falange modificada.*



*Nota.* Diagrama de momentos flectores de la falange modificada.

Una vez obtenido el valor del momento flector máximo, se procede a determinar el esfuerzo máximo debido a la flexión.

$$I = \frac{bh^3}{36}$$

$$I = \frac{15(16\text{mm})^3}{12}$$

$$I = 5120 \text{ mm}^4$$

$$\sigma_{flex} = \frac{Mc}{I}$$

Reemplazando en la ecuación 18 las ecuaciones 16

$$\sigma_{flex} = \frac{285.488 \text{ Nmm} * 8 \text{ mm}}{5120 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_{flex} = 0.446 \text{ MPa}$$

En los estudios realizados por Beer, Johnston, & DeWolf, (**Jhonson, 2014**) manifiestan que la resistencia ultima para materiales termoplásticos usado como materia prima en la elaboración del díselo sea igual a:

$$S_u = 55 \text{ MPa}$$

La condición de que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión viene dada por la siguiente condición:

$$\sigma_{flex} < \frac{S_u}{6}$$

Reemplazando valores en la siguiente ecuación:

$$\sigma_{flex} < \frac{55 \text{ MPa}}{6}$$

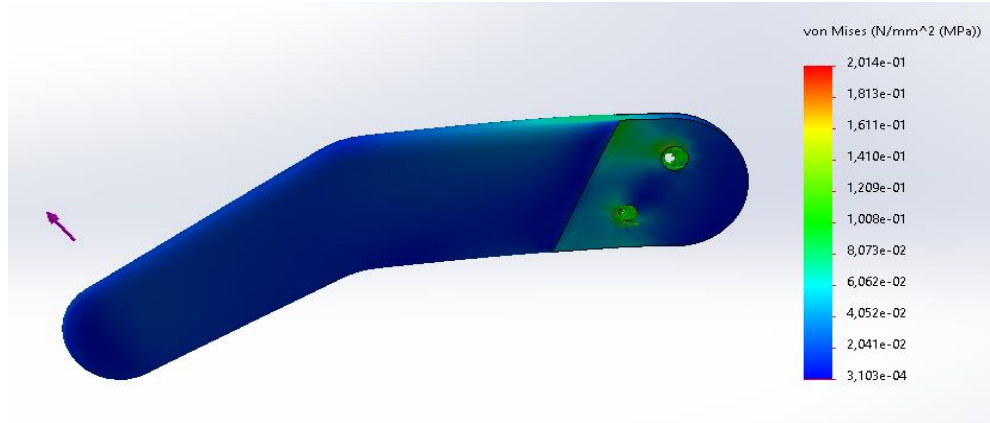
$$0.446 < 9.16$$

En la ecuación anterior, se demuestra que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión, porque cumple que el esfuerzo calculado sea menor al esfuerzo de diseño.

Para verificar los resultados obtenidos matemáticamente se ha generado una simulación obteniendo los siguientes resultados:

### **Figura 75**

*Análisis computacional de la falange modificada.*



*Nota.* Análisis computacional de la falange próxima, se muestran el esfuerzo de Von Mises.

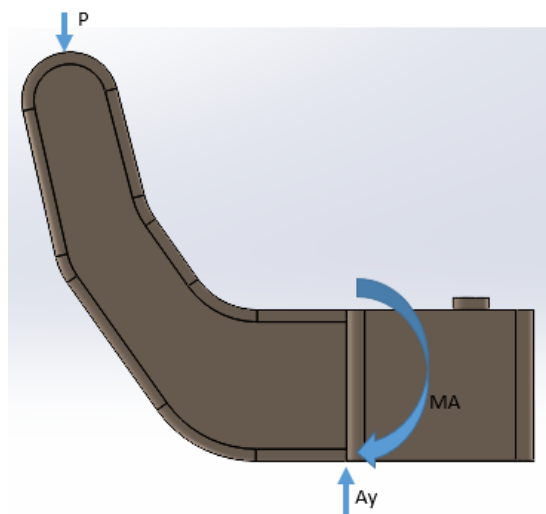
En la figura anterior, se observa que el esfuerzo calculado se encuentra dentro del rango establecido por lo que el diseño es seguro.

### **Análisis del pulgar**

Para el análisis del pulgar para su estudio se lo considera como una viga en voladizo en cuyo empotramiento fijo se encuentra un momento de 215.82 Nmm, en la punta del mismo elemento se encuentra una carga de 4 N.

### **Figura 76**

*Distribución de fuerzas sobre el pulgar*



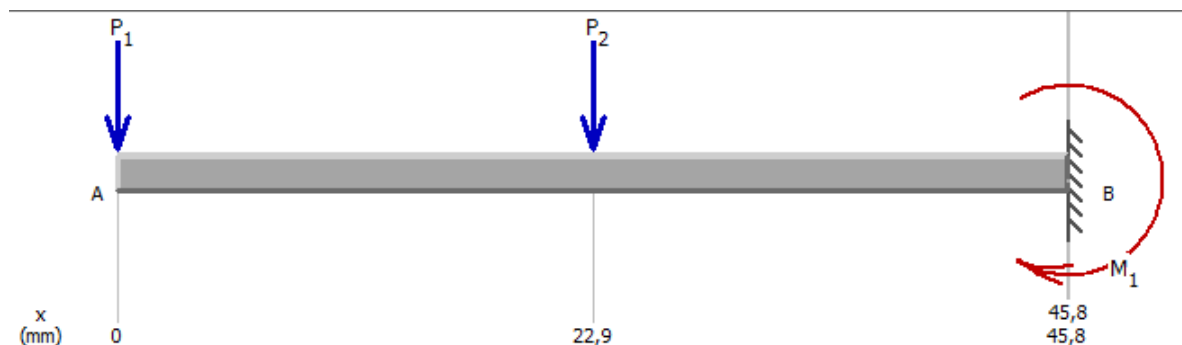
*Nota.* Distribución de las fuerzas sobre el pulgar, en la figura se muestra los puntos de apoyo y las fuerzas que afectan a su movilidad.

Datos:

$$m = 0.05Kg \quad P = 4 N \quad L = 45.75 mm \quad MA = 215.82 Nmm$$

### Figura 77

*Diagrama de cuerpo libre del pulgar.*



*Nota.* Diagrama de cuerpo libre del pulgar. Al elemento de estudio para el análisis de fuerzas se le asemeja a una viga.

Calculo de las reacciones y momentos

$$\sum F_Y = 0$$

$$A_Y - P_1 - W_1 = 0$$

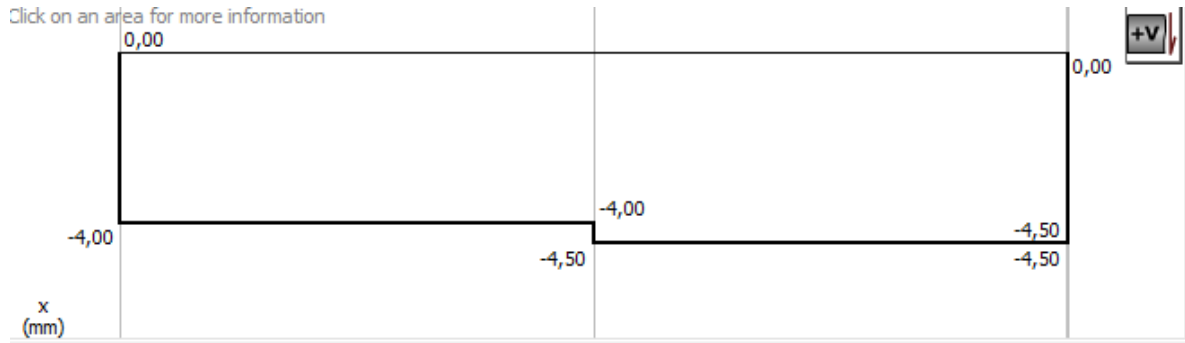
$$A_Y = P_1 + W_1$$

$$A_Y = 4 N + 0.05kg * 9.8 m/s^2$$

$$A_Y = 4.49N$$

### Figura 78

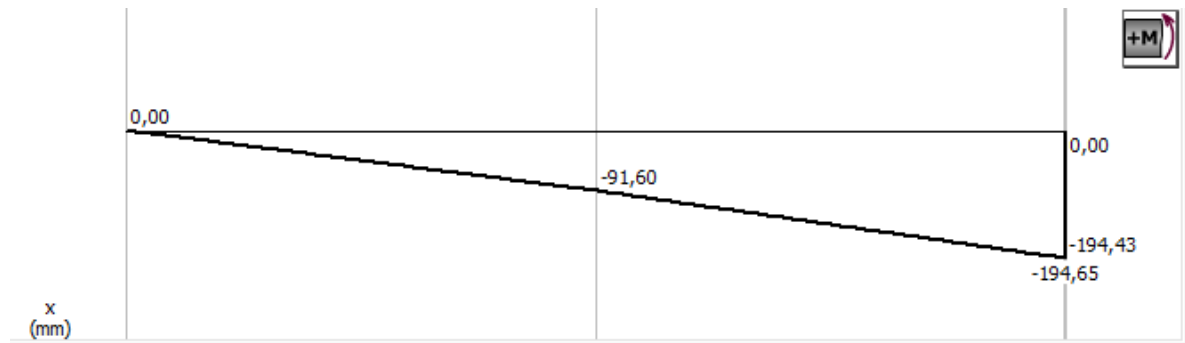
*Diagrama de fuerzas cortantes del pulgar.*



*Nota.* Diagrama de fuerzas cortantes del pulgar.

### Figura 79

*Diagrama de momentos flectores del pulgar.*



*Nota.* Diagrama de momentos flectores del pulgar

Una vez obtenido el valor del momento flector máximo, se procede a determinar el esfuerzo máximo debido a la flexión.

$$I = \frac{bh^3}{12}$$

$$I = \frac{14(18\text{mm})^3}{12}$$

$$I = 6804 \text{ mm}^4$$

$$\sigma_{flex} = \frac{Mc}{I}$$

Reemplazando el resultado obtenido anteriormente en la siguiente ecuación:

$$\sigma_{flex} = \frac{194.65 \text{ Nmm} * 9 \text{ mm}}{6804 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_{flex} = 0.257 \text{ MPa}$$

En los estudios realizados por Beer, Johnston, & DeWolf, (**Jhonson, 2014**), manifiestan que la resistencia ultima para materiales termoplásticos usado como materia prima en la elaboración del díselo sea igual a:

$$S_u = 55 \text{ MPa}$$

La condición de que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión viene dada por la siguiente condición:

$$\sigma_{flex} < \frac{S_u}{6}$$

Reemplazando valores en la siguiente ecuación:

$$\sigma_{flex} < \frac{55 \text{ MPa}}{6}$$

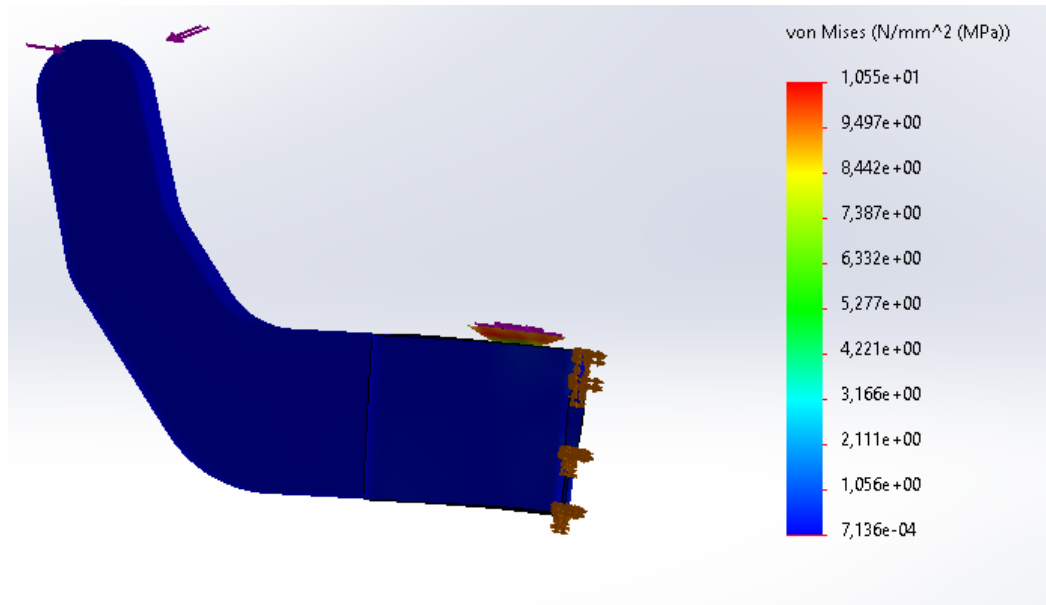
$$0.257 < 9.16$$

En la ecuación anterior, se demuestra que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión, porque cumple que el esfuerzo calculado sea menor al esfuerzo de diseño.

Para verificar los resultados obtenidos matemáticamente se ha generado una simulación obteniendo los siguientes resultados:

## Figura 80

*Análisis computacional del pulgar.*



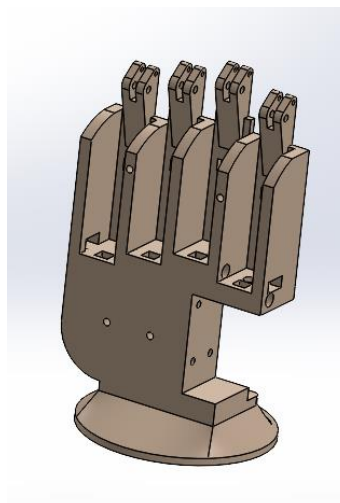
*Nota.* Análisis computacional del pulgar, se muestran el esfuerzo de Von Mises.

### **Análisis de la palma**

Se analiza esta sección de la prótesis ya que en ella reposaran objetos de un máximo de masa de 1.5 Kg, por ende, esta sección va a estar sometido a flexión por efecto de la carga, para su estudio se lo considera como una viga en voladizo.

### **Figura 81**

*Modelo CAD de la palma.*



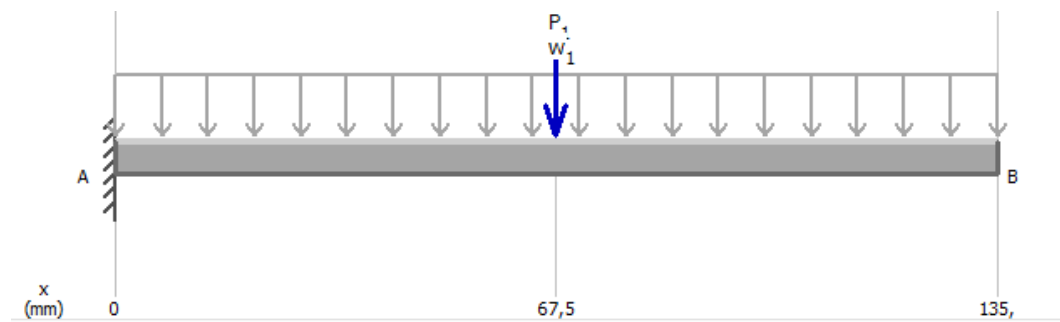
*Nota.* Modelo CAD de la palma, el modelo cuenta con la distribución de espacios para las componentes electrónicas.

Datos:

$$m = 0.368Kg \quad W_1 = 14.7 N/mm \quad L = 135 mm \quad P_1 = 3.61N$$

**Figura 82**

*Diagrama de cuerpo libre de la palma.*



*Nota.* Diagrama de cuerpo libre de la palma. Al elemento de estudio para el análisis de fuerzas se la asemeja a una viga en voladizo.

Calculo de las reacciones y momentos

$$\sum F_Y = 0$$

$$A_Y - P_1 - W_1 = 0$$

$$A_Y = P_1 + W_1$$

$$A_Y = 3.61 N + 14.7 \frac{N}{mm} * 135mm$$

$$A_Y = 1988.11 N$$

$$\sum M_A = 0$$



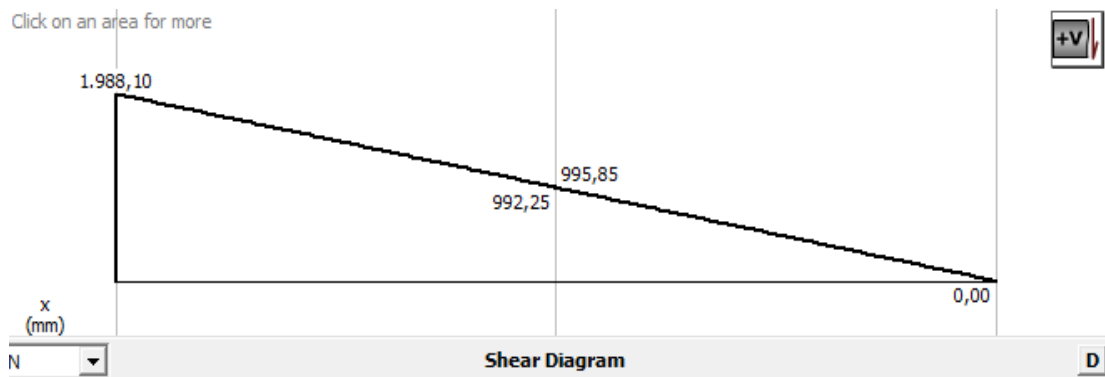
$$-M - P_1 * \frac{L}{2} - (w_1) * L/2 = 0$$

$$M = P_1 * \frac{L}{2} - (w_1) * L/2$$

$$M = 134.39 \times 10^3 \text{ Nmm}$$

**Figura 83**

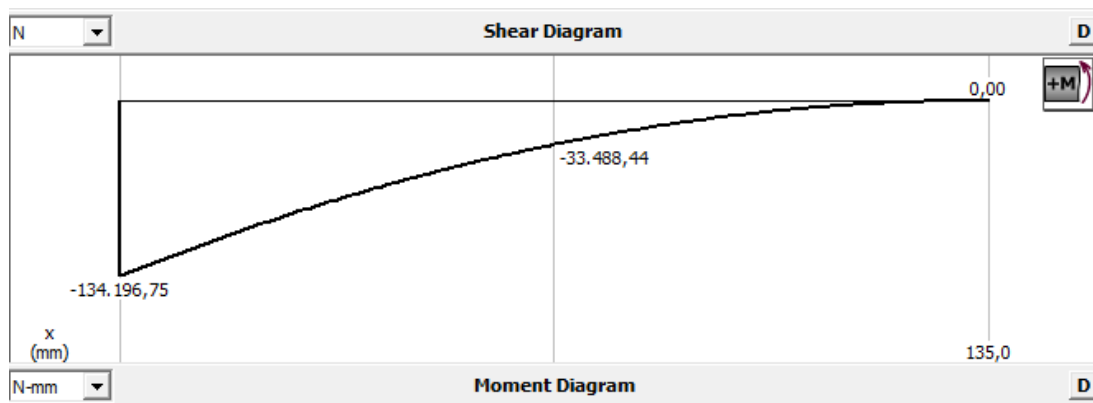
*Diagrama de fuerzas cortantes de la palma.*



*Nota.* Diagrama de fuerzas cortantes de la palma.

**Figura 84**

*Diagrama de momentos flectores de la palma.*



*Nota.* Diagrama de momentos flectores de la palma.

Una vez obtenido el valor del momento flector máximo, se procede a determinar el esfuerzo máximo debido a la flexión.

$$I = \frac{bh^3}{36}$$

$$I = \frac{25(89\text{mm})^3}{12}$$

$$I = 489.56 \times 10^3 \text{ mm}^4$$

Reemplazando en el valor de la inercia en la siguiente ecuación:

$$\sigma_{flex} = \frac{Mc}{I}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{134.39 \times 10^3 \text{ Nmm} * 12.5 \text{ mm}}{489.56 \times 10^3 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_{flex} = 3.432 \text{ MPa}$$

En los estudios realizados por Beer, Johnston, & DeWolf, (**Jhonson, 2014**) manifiestan que la resistencia ultima para materiales termoplásticos usado como materia prima en la elaboración del díselo sea igual a:

$$S_u = 55 \text{ MPa}$$

La condición de que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión viene dada por la siguiente condición:

$$\sigma_{flex} < \frac{S_u}{6}$$

Reemplazando valores:

$$\sigma_{flex} < \frac{55 \text{ MPa}}{6}$$

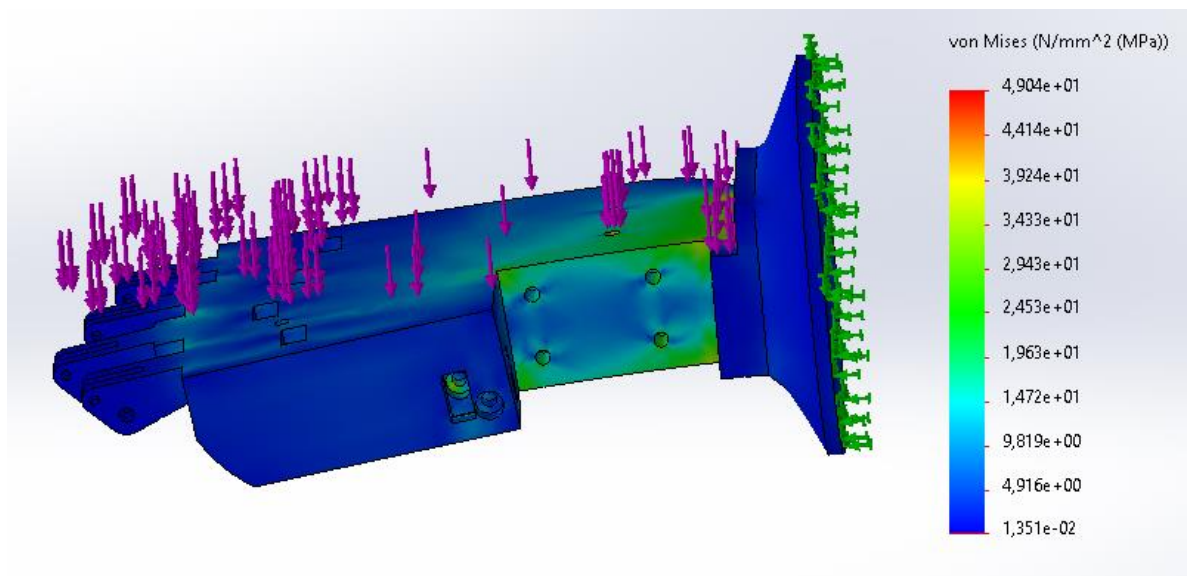
$$3.432 < 9.16$$

En la ecuación anterior, se demuestra que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión, porque cumple que el esfuerzo calculado sea menor al esfuerzo de diseño.

Para verificar los resultados obtenidos matemáticamente se ha generado una simulación obteniendo los siguientes resultados:

### Figura 85

*Análisis computacional de la palma.*



*Nota.* Análisis computacional de la palma, se muestran el esfuerzo de Von Mises.

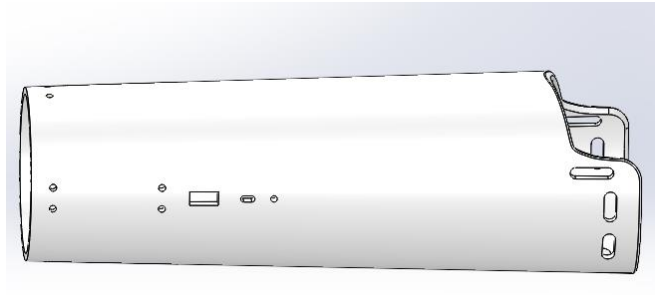
En la figura anterior se observa que el esfuerzo calculado se encuentra dentro del rango establecido por lo que el diseño es seguro.

### **Análisis mecánico del antebrazo**

Se analizar la resistencia del antebrazo porque sobre él se colocará la mano y su respectivo mecanismo para la rotación de la muñeca, se tomará como una viga en voladizo en cuyo extremo estará una fuerza aplicada.

### Figura 86

Modelo CAD del antebrazo.

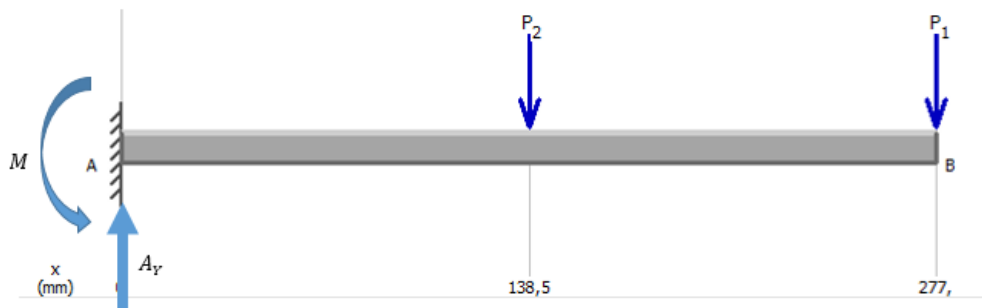


Nota. Modelo CAD del antebrazo, con su correspondiente espacio para su colección sobre el muñón.

La fuerza aplicada en el extremo de la viga es el peso de la mano y muñeca, incluida sus componentes mecánicas y eléctricos dando una suma de 0.48 Kg.

**Figura 87**

Diagrama de cuerpo libre del antebrazo



Nota. Diagrama de cuerpo libre del antebrazo, al elemento de estudio para el análisis de fuerzas se la asemeja a una viga en voladizo.

Datos:

$$m = 0.4082 \text{ Kg} \quad P_1 = 4.704 \text{ N} \quad L = 277 \text{ mm} \quad P_2 = 4 \text{ N}$$

Calculo de las reacciones y momentos

$$\sum F_Y = 0$$

$$A_Y - P_2 - P_1 = 0$$

$$A_Y = P_2 + P_1$$

$$A_Y = 8.704 \text{ N}$$

$$\sum M_A = 0$$

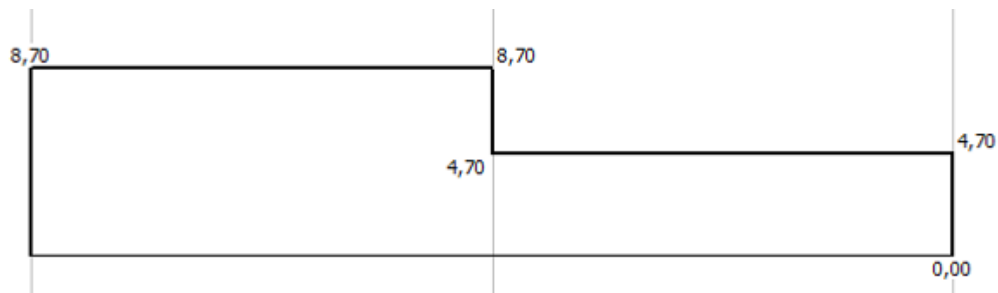
$$-M - P_2 * \frac{L}{2} - P_1 * L = 0$$

$$M = P_2 * \frac{L}{2} + P_1 * L$$

$$M = 1857.008 \text{ Nmm}$$

**Figura 88**

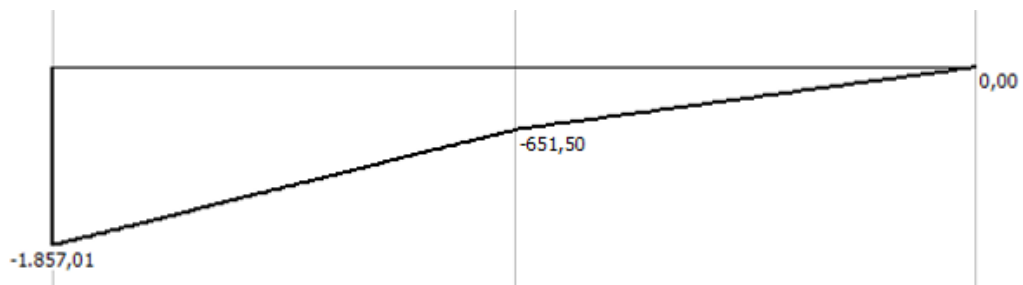
*Diagrama de fuerzas cortantes del antebrazo*



*Nota.* Diagrama de fuerzas cortantes del antebrazo.

**Figura 89**

*Diagrama de momentos flectores del antebrazo.*



*Nota.* Diagrama de momentos flectores de la palma.

Una vez obtenido el valor del momento flector máximo, se procede a determinar el esfuerzo máximo debido a la flexión.

$$I = \frac{\pi D^4}{64}$$

$$I = \frac{\pi(850\text{mm})^4}{64}$$

$$I = 25.13 \times 10^6 \text{ mm}^4$$

Reemplazando el valor de la inercia en la siguiente ecuación:

$$\sigma_{flex} = \frac{Mc}{I} \quad (18)$$

$$\sigma_{flex} = \frac{1857.008 \text{ Nmm} * 400 \text{ mm}}{25.13 \times 10^6 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_{flex} = 0.031 \text{ MPa}$$

En los estudios realizados por Beer, Johnston, & DeWolf, (**Jhonson, 2014**), manifiestan que la resistencia ultima para materiales termoplásticos usado como materia prima en la elaboración del díselo sea igual a:

$$S_u = 55 \text{ MPa}$$

La condición de que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión viene dada por la siguiente condición:

$$\sigma_{flex} < \frac{S_u}{6}$$

Reemplazando valores se obtiene:

$$0.031 \text{ MPa} < \frac{55 \text{ MPa}}{6}$$

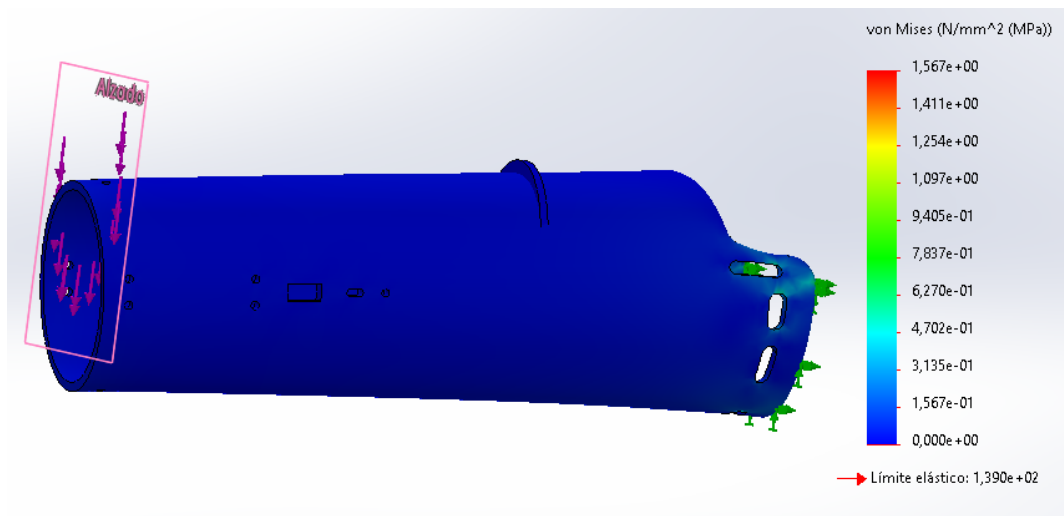
$$0.031 < 9.16$$

En el resultado de la ecuación anterior descrita, se demuestra que el diseño es seguro ante un esfuerzo debido a la flexión, porque cumple que el esfuerzo calculado sea menor al esfuerzo de diseño.

Para verificar los resultados obtenidos matemáticamente se ha generado una simulación obteniendo los siguientes resultados:

### Figura 90

*Análisis computacional del antebrazo.*



*Nota.* Análisis computacional del antebrazo, se muestran el esfuerzo de Von Mises.

En la figura anterior se observa que el esfuerzo calculado se encuentra dentro del rango establecido por lo que el diseño es seguro.

### ***Análisis mecánico del sistema de rotación de la muñeca***

Una vez explicado el diseño de los engranes internos y externos que conformarán el tren planetario en la tabla 14 se procede a analizar el tipo de transmisión reductora al conectar el servomotor MG995 360, el mismo que cuenta con una velocidad de 0.16 sec / 60° con un voltaje

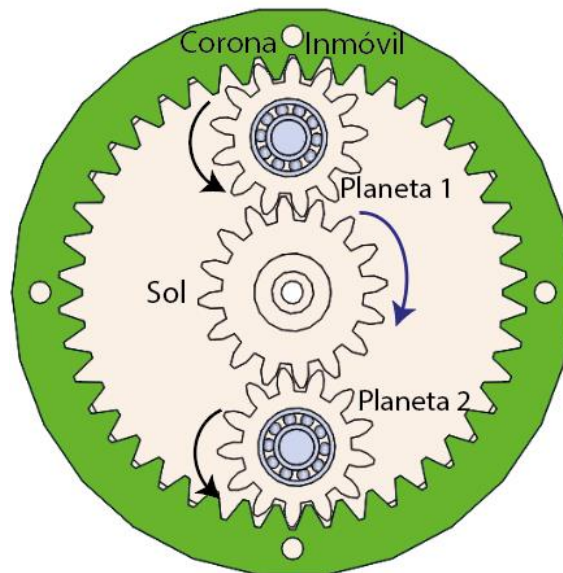
de operación de 6 V en corriente continua, esta información se encuentra en los anexos. La magnitud de la velocidad de operación es transformada a una velocidad angular.

$$w_{sol} = \frac{60^\circ \left( \frac{2\pi \text{ rad}}{360^\circ} \right)}{0.16 \text{ s}} = 6.55 \text{ rad/s}$$

El actuador aporta una velocidad angular de 6.55 rad/sec al engrane solar que desempeña con la función de eje conductor también conocido como piñón.

### Figura 91

*Elementos internos del sistema de rotación de la prótesis*



*Nota.* Descripción de los elementos necesarios para la rotación de engranes que aportaran alto torque en la salida.

El mecanismo de rotación de la muñeca se realizará utilizando un tren de engranes planetario para el cual mantiene el engrane anular o corona fija, teniendo como una única entrada de movimiento en el engrane central o solar y el movimiento de salida será el brazo que une los planetas o también llamado portaplanetas. A continuación, se calcula la velocidad angular de



salida generada en el portaplanetas y para ello se identifica tres puntos sobre la Figura 91 y se toma las siguientes consideraciones:

Punto A, representa el centro del tren planetario y también del engrane solar el cual está conectado a un servomotor que aporta una velocidad angular de 6.55 rad/s.

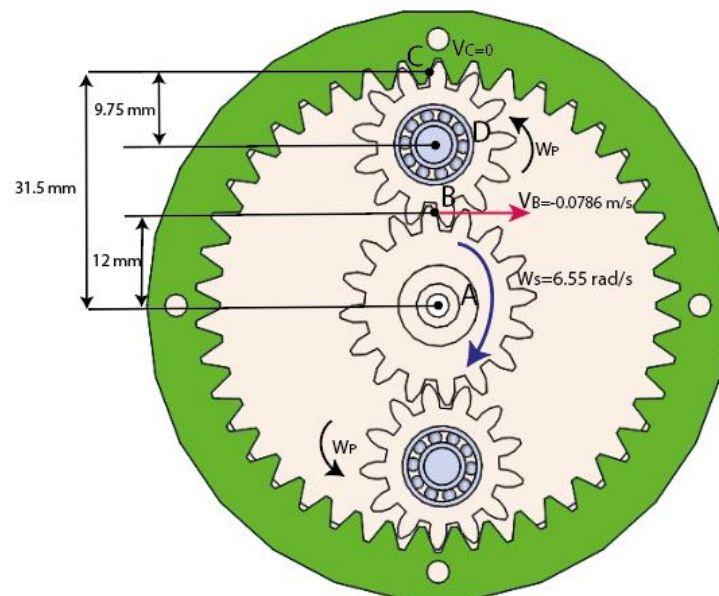
Punto B, se localiza en el lugar de contacto entre el engrane solar y el planetario, en este punto los dos engranes mantendrán una misma velocidad.

Punto C, es el sitio donde conjugan los dientes del engrane planeta con la corona, recordar que la corona se encuentra inmóvil y por esto la velocidad en este sitio será de cero en el momento que se pase por este punto.

Punto D, en este punto nace el portaplanetas y conociendo la velocidad tangencial y la distancia hacia el centro del portaplanetas se puede obtener la velocidad angular a la que gira el portaplanetas.

## Figura 92

### *Análisis de velocidades de entrada en el tren planetario*



*Nota.* Calculo de las velocidades angulares de los engrane solar y planetarios.

Utilizando velocidades relativas y procesos matemáticos se calcula las siguientes variables como:

$V_B$  Velocidad tangencial en el punto B

$V_{Sol}$  Velocidad tangencial del engrane sol

$V_{B/Sol}$  Velocidad tangencial del punto B respecto al engrane sol

$V_{Sol}$  Velocidad angular del engrane sol

$V_{Corona}$  Velocidad de la corona

$V_{B/Corona}$  Velocidad tangencial del punto B respecto al engrane corona

$V_P$  Velocidad tangencial del engrane planeta

$w_{PP}$  Velocidad angular del portaplanetas

En la Figura 91 se observa que el punto B que se encuentra conectado al engrane solar, el punto B siempre se encuentra a una misma distancia y rota entorno a un punto fijo se asume que la velocidad tangencial del sol con respecta este punto es nula y con ello se obtiene la velocidad tangencial en el punto B como se expresa continuación.

$$V_B = V_{Sol} + V_{B/Sol}$$

$$V_{Sol} = 0;$$

$$V_B = V_{B/Sol}$$

$$V_B = w_{Sol} k * r_{B/Sol} j$$

$$V_B = (6.55 \text{ rad/s})k * (0.012m)j$$



*Nota.* Cálculo de las velocidades tangenciales de los engrane solar y planetarios.

Una vez calculado la velocidad angular del engrane planeta y conociendo la distancia al punto D se puede calcular en este mismo punto la velocidad tangencial

$$V_p = \omega * r$$

$$V_p = (4 \text{ rad/s}) * (0.00975 \text{ m})$$

$$V_p = 0.039 \text{ m/s}$$

Por último, se calcula la velocidad angular a la que gira el portaplanetas

$$V_p = \omega_{PP} * r_{P/PP}$$

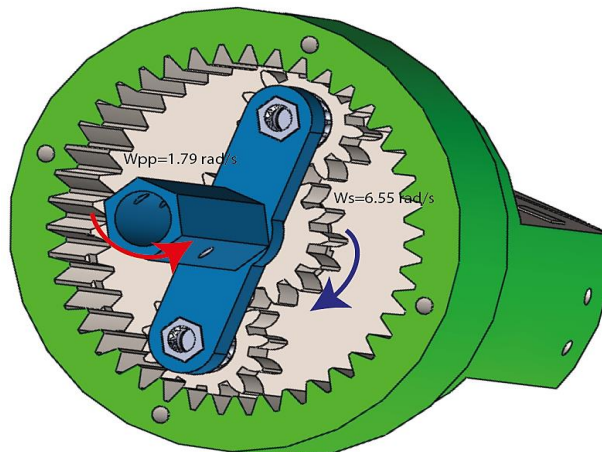
$$\omega_{PP} = \frac{V_p}{r_{P/PP}}$$

$$\omega_{PP} = \frac{0.039 \text{ m/s}}{0.02175 \text{ m}}$$

$$\omega_{PP} = 1.79 \text{ rad/s}$$

### Figura 94

*Análisis de velocidades de salida en el tren planetario*



*Nota.* Calculo de las velocidades angulares en el portaplanetas

### Calculo de la relación de transmisión

Una vez calculado las velocidades angulares de los engranes que se encuentran en movimiento se puede hallar la relación de transmisión de todo el tren de engranes diseñado.

$$Rt = \frac{W_{entrada}}{W_{salida}}$$

$$Rt = \frac{1.79 \text{ rad/s}}{6.55 \text{ rad/s}}$$

$$Rt = 0.2737$$

El tren de engranes planetarios que se emplea genera una transmisión reductora al tener  $Rt < 1$  donde el eje de salida, es decir el porta-planetas posee una velocidad angular menor que la velocidad angular generada en el engrane solar, cumpliéndose

$$(W_{PORTA-PLANETAS} < W_{SOL}).$$

### Calculo del torque transmitido

Por medio del datasheet u hoja de datos del servomotor MG955 se conoce que genera un par de 10 Kg.cm con un voltaje de operación de 6V, por medio de esta información se puede hallar el torque de entrada.

$$T_{entrada} = 10 \text{ Kg.cm} * \frac{1 \text{ m}}{100 \text{ cm}} * \frac{9.8 \text{ m}}{\text{s}^2} = 0.98 \frac{\text{Kg.m.m}}{\text{s}^2} = 0.98 \text{ N.m}$$

Al considerar la conservación de la energía sin tomar en cuenta las perdidas por fricción o desplazamiento, la potencia mecánica de entrada y salida del tren de engranes serán iguales como se observa a continuación

$$P_{entrada} = P_{salida}$$

$$T_{entrada} * W_{sol} = T_{salida} * W_{porta-planetas}$$

$$T_{salida} = \frac{T_{entrada} * W_{sol}}{W_{porta-planetas}}$$

$$T_{salida} = \frac{0.98 \text{ N.m} * 6.55 \text{ rad/s}}{1.79 \text{ rad/s}}$$

$$T_{salida} = 3.59 \text{ N.m}$$

El torque que se tendrá a la salida del tren de engranes se encuentra en base al torque de entrada y las velocidades angulares de engrane solar y el portaplanetas calculados anteriormente. A continuación, se cumple las conservaciones de energía al tener una misma potencia de entrada como de salida.

$$P_{entrada} = T_{entrada} * W_{sol}$$

$$P_{entrada} = 0.98 \text{ N.m} * 6.55 \frac{\text{rad}}{\text{s}} = 6.419 \text{ N.} \frac{\text{m}}{\text{s}} = 6.419 \text{ Watts}$$

$$P_{salida} = T_{salida} * W_{porta-planetas}$$

$$P_{salida} = 3.59 \text{ N.m} * 1.79 \frac{\text{rad}}{\text{s}} = 6.420 \text{ N.} \frac{\text{m}}{\text{s}} = 6.420 \text{ Watts}$$

### Calculo de fuerzas aplicadas al engranes solar

El análisis de carga inicia definiendo la fuerza que transmite un diente del sol al diente del engrane planeta, para ello se descompone las fuerzas que actúan en la dirección radial y tangencial

$$F_{SOL-tan} = \frac{T_P}{r_p} = \frac{2T_P}{d_p}$$

$$F_{SL-tan} = \frac{0.98 \text{ N.m}}{0.024 \text{ m}}$$

$$F_{SOL-tan} = 40.83 \text{ N}$$

$$F_{SOL-rad} = F_{SOL-tan} * \tan(\phi)$$

$$F_{SOL-rad} = (40.83) \text{ N} * \tan(20)$$

$$F_{SOL-rad} = 14.86 \text{ N}$$

La carga total que genera el servomotor es transmitida hacia el engrane solar

$$F_{SOL} = \frac{F_{SOL-tan}}{\cos(\phi)}$$

$$F_{SOL} = \frac{40.83 \text{ N}}{\cos(20)}$$

$$F_{SOL} = 43.45 \text{ N}$$

### **Análisis de esfuerzos**

El análisis de esfuerzo de flexión en engranajes se da en base a la siguiente ecuación que se encuentra en libro de diseño de máquinas (Norton, 2011).

$$\sigma_b = \frac{F_{SOL-tan} K_a K_m}{F m J} \frac{K_s K_B K_l}{K_v}$$

Donde:

F, Ancho de cara del engrane

J, Factor geométrico de resistencia a la flexión

$K_a$ , Factor de aplicación

$K_m$ , Factor de distribución de carga

$K_s$ , Factor de tamaño

$K_B$ , Factor de flexión del arco

$K_L$ , Factor de vida

$K_v$ , Factor de velocidad

Por medio de la tabla 15 se puede encontrar el factor geométrico ( $J$ ) de un engrane, para estándares de profundidad completa, para dientes y diferentes ángulos de presión  $20^\circ$ , para cargas en la punta y en el punto más alto de contacto en un diente individual (HPSTC).

**Tabla 15**

*Factor Geométrico  $J$  para la flexión de la AGMA*

Dientes en el engrane	Dientes en el piñón																
	12		14		17		21		26		35		55		135		
	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	
12	U	U															
14	U	U	U	U													
17	U	U	U	U	0.36	0.24											
21	U	U	U	U	0.37	0.26	0.39	0.27									
26	U	U	U	U	0.37	0.29	0.39	0.29	0.41	0.30							
35	U	U	U	U	0.37	0.32	0.40	0.32	0.41	0.33	0.43	0.34					
55	U	U	U	U	0.38	0.35	0.40	0.36	0.42	0.36	0.44	0.37	0.47	0.39			
135	U	U	U	U	0.39	0.39	0.41	0.40	0.43	0.41	0.45	0.42	0.48	0.44	0.51	0.46	

*Nota.* Factor geométrico para engranes y piñones. Tomado del libro *diseño de máquinas* (Norton, 2011)

$$J = 1$$

**El factor de aplicación  $K_a$**  es adquirido conociendo que las fuerzas o torques que varían con el tiempo y son generadas por la máquina impulsora, donde la carga incrementara



su magnitud sostenida por el diente del engrane solar. La tabla .... Muestra valores sugeridos por la AGMA para cada tipo de trabajo fuerte, moderado y uniforme.

**Tabla 16**

*Aplicación de factores  $K_a$*

Máquina impulsora	Máquina impulsada		
	Uniforme	Impacto moderado	Impacto fuerte
Uniforme (motor eléctrico, turbina)	1.00	1.25	1.75 o mayor
Impacto suave (motor de varios cilindros)	1.25	1.50	2.00 o mayor
Impacto medio (motor de un solo cilindro)	1.50	1.75	2.25 o mayor

*Nota.* Factor  $K_a$  define el tipo de impulsión de la máquina que ira conectada a los engranes rectos del tren. Tomado del libro *diseño de máquinas* (Norton, 2011)

$$K_a = 1.25$$

**El Factor de distribución de carga  $K_m$**  trata las desalineaciones, desviaciones axiales individualmente en cada diente del engrane, el ancho del engrane solar es de 10 mm, dicho valor provee una distribución de carga igual a 1.6 donde se puede notar que mientras más ancho sea la cara del engrane, mayor será la tendencia a tener desalineaciones, desviaciones y con esto el factor aumenta tratando de aumentar el esfuerzo como se observa en la siguiente tabla.

**Tabla 17**

*Factores  $K_m$  distribución de carga*

Ancho de cara in (mm)	$K_m$
<2 (50)	1.6
6 (150)	1.7
9 (250)	1.8
≥20 (500)	2.0

*Nota.* El Factor  $K_m$ , establece si las cargas son desalineadas o sufren de alguna desviación axial. Tomado del libro *diseño de máquinas* (Norton, 2011)

$$K_m = 1.6$$

**El factor de tamaño  $K_S$**  aplica el valor de la unidad para el engrane solar diseñado por obtener un diseño normalizado en la longitud de los dientes de todo en tren de transmisión.

$$K_S = 1$$

**El Factor de espesor del aro  $K_B$**  toma en cuenta engranes grandes que cuentan con la profundidad del diente y la profundidad del aro como se muestra en la siguiente figura.

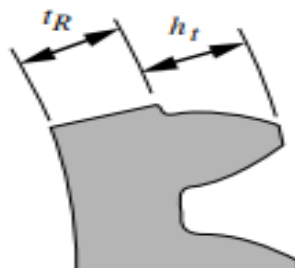
Donde:

$t_R$ , espesor del aro del diámetro de la raíz del diente al diámetro interior del aro

$h_t$ , profundidad completa del diente

### Figura 95

*Espesor del diente de un engrane*



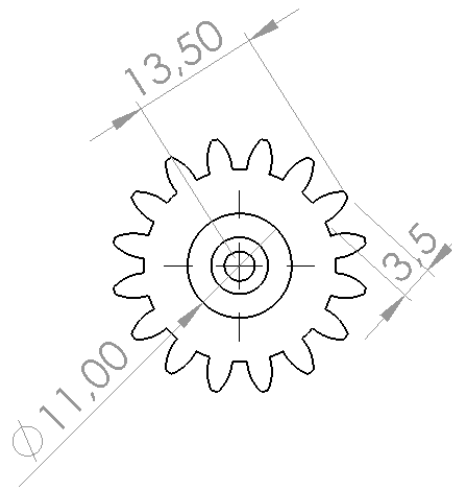
*Nota.* El espesor del diente es introducido con el fin de conocer que tan grande es del anillo interno hueco del engranaje, tal diseño puede afectar en una fractura radial. Tomado del libro *diseño de máquinas* (Norton, 2011)

Una vez obtenidos los datos indicados en la figura interior se procede a encontrar la razón de respaldo

$$m_B = \frac{t_R}{h_t}$$

### Figura 96

*Medidas de espesor del engrane solar*



*Nota.* Dimensiones del engrane solar del tren planetario diseñado

$$t_R = 4.5 \text{ mm}$$

$$h_t = 3.5 \text{ mm}$$

$$m_B = \frac{4.5 \text{ mm}}{3.5 \text{ mm}}$$

$$m_B = 1.29$$

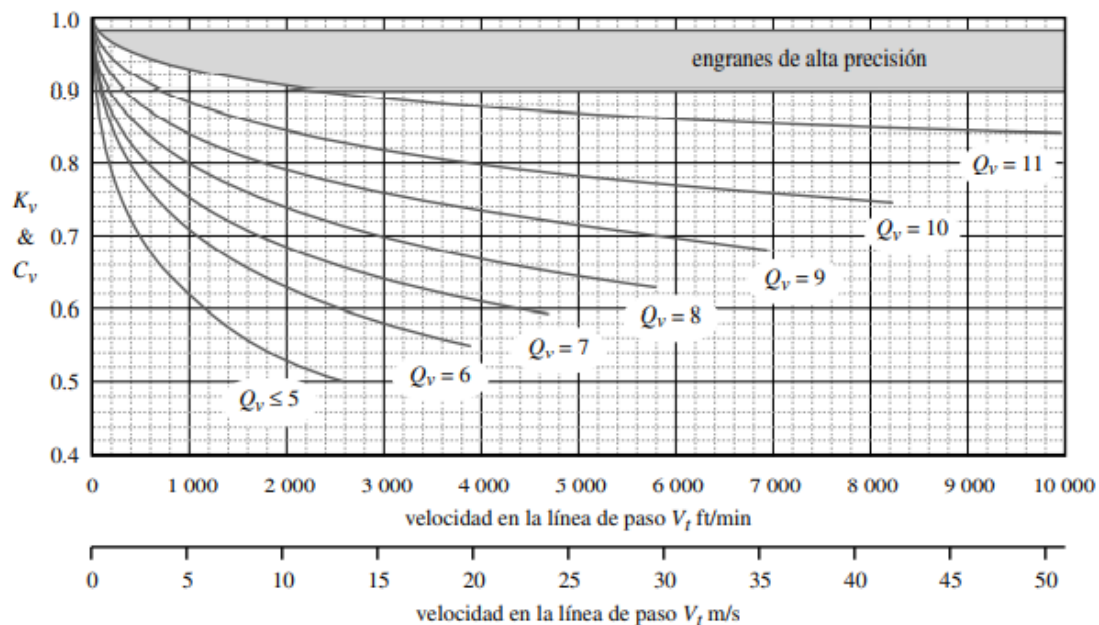
Sí  $m_B > 1.2$ , entonces  $K_B = 1$

**Factor de un engrane loco  $K_l$** , este factor busca contemplar cargas alternantes y más ciclos de esfuerzo por unidad, el valor se de en este caso es de  $K_l = 1$

**Factor dinámico  $K_v$**  trata de asimilar las cargas vibratorias que se dan al chocar los dientes entre diferentes engranes, éstas cargas también conocidas como error de transmisión, para encontrar el factor dinámico se inicia con la velocidad lineal del engrane solar  $V_p = 0.039 \text{ m/s}$

**Figura 97**

*Diseño de engranes en base al factor dinámico  $K_v$*



*Nota.* Factor dinámico identifica las vibraciones internas que se generan al choque entre dientes de distintos engranes. Tomado del libro *diseño de máquinas* (Norton, 2011)

$$K_v = 1$$

Con la información encontrada en las tablas y figuras anteriores se procede a reemplazar en la ecuación del esfuerzo de flexión.

$$\sigma_b = \frac{F_{SOL-tan}}{FmJ} \frac{K_a K_m}{K_v} K_s K_B K_l$$

$$\sigma_b = \frac{40.83 N}{(0.01m)(0.0015m)(1)} \frac{(1.25)(1.6)}{(1)} (1)(1)(1)$$

$$\sigma_b = 5444000 N/m^2$$

$$\sigma_b = 5.4 MPa$$

Una vez encontrado el esfuerzo de flexión se procede a hallar el esfuerzo de diseño  $\sigma_d$ , para el cual se define como un carga repetida pensando en la apertura y cierre de dedos de la prótesis en la toma de objetos.

El esfuerzo de diseño para el mecanismo rotación de muñeca se contempla utilizar un material frágil, buena calidad superficial, orgánico y renovable que aporta un esfuerzo máximo de tracción a la deformación.

$$S_{u(TERMOPLÁSTICO)} = 55 MPa$$

Se utiliza la siguiente tabla 18 la cual designa los criterios de diseño para obtener un esfuerzo

**Tabla 18**

*Criterios para esfuerzos de diseño*

Forma de la carga	Material dúctil	Material frágil
Estática	$\sigma_d = s_y/2$	$\sigma_d = s_u/6$
Repetida	$\sigma_d = s_y/8$	$\sigma_d = s_u/10$
Impacto o choque	$\sigma_d = s_y/12$	$\sigma_d = s_u/15$

*Nota.* Criterios para designar un esfuerzo de diseño ante distintos tipos de carga. Tomado del libro *diseño de máquinas* (Norton, 2011)

$$\sigma_d = \frac{S_u}{6}$$

$$\sigma_d = 5.5 \text{ MPa}$$

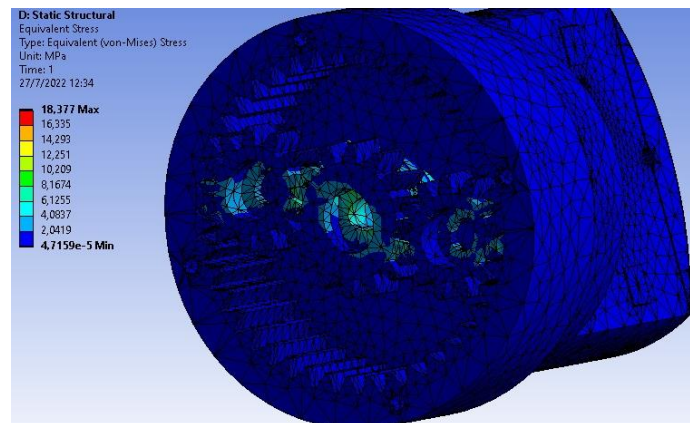
$$\sigma_b = 5.4 \text{ MPa}$$

$$\sigma_b < \sigma_d$$

Al obtener un esfuerzo de flexión menor que el de diseño no existirán fracturas por fatiga en el engrane solar, el cual mantendrá una mayor presión en todo el tren, es por esto que opta por aprobar el diseño para su posterior construcción e implementación y con esto realizar las pruebas de funcionalidad.

### Figura 98

*Análisis computacional del tren de engranes planetario.*



*Nota.* Análisis computacional del tren de engranes planetarios, se muestran el esfuerzo de Von Mises.

En la Figura 98 se observa que el esfuerzo calculado por software en el sistema de tren de engranes planetarios, empleando material PLA con sus características mecánicas y las fuerzas calculadas en el engrane solar como se vio en capítulos anterior permite obtener como resultado un rango admisible en los esfuerzos transmitidos, estableciendo un diseño seguro.

## Capítulo IV

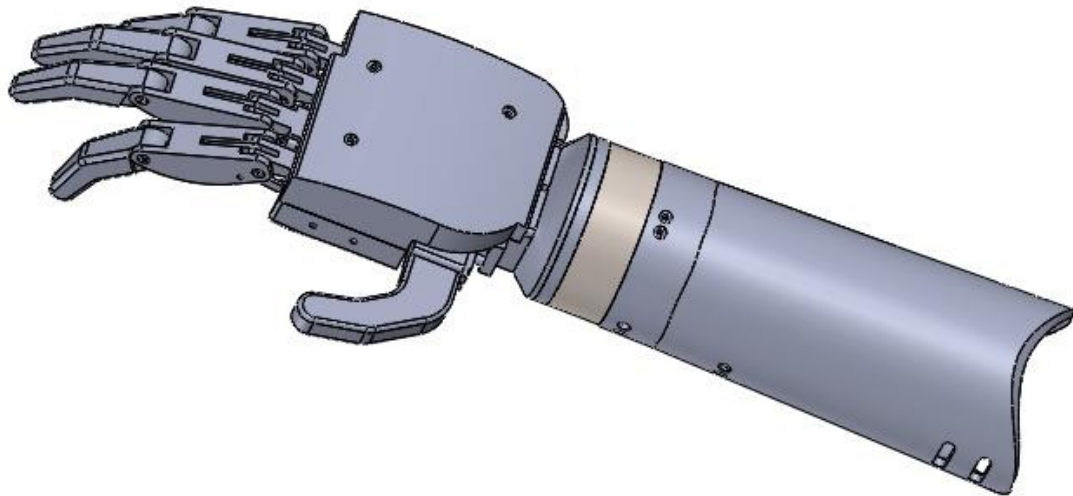
### Construcción de la prótesis biónica.

#### Construcción del sistema mecánico

Definido la geometría mecánica de la mano y antebrazo tomado en cuenta las simulaciones de los elementos sometidos a un mayor contacto, se ha definido el modelo completo de la prótesis.

#### Figura 99

*Modelo CAD de la prótesis de mano y antebrazo completa.*

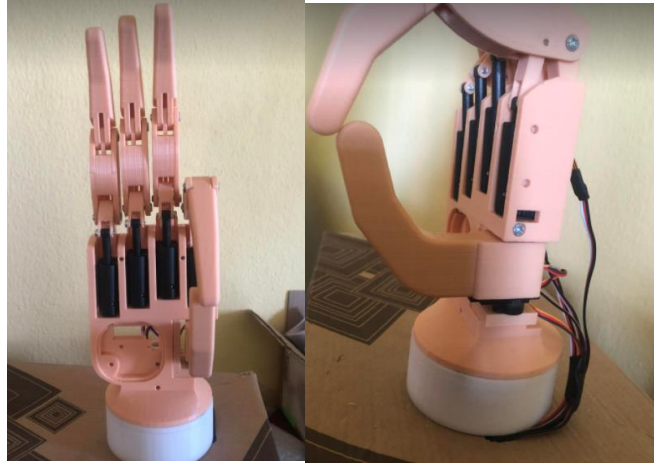


*Nota.* Ensamblaje completo de la prótesis con sus respectivos dedos, articulaciones, muñeca y antebrazo, dentro de un modelado CAD.

Se procede a la impresión de cada dedo con su sistema articulado por medio de eslabones, se realiza el montaje de los mismos sobre la palma y su correspondiente conexión a los motores lineales.

**Figura 100**

*Ensamblaje de los dedos sobre la palma.*



*Nota.* Ensamblaje de los dedos con sus respectivas articulaciones y conexiones con los motores lineales, a) vista frontal de la palma con los dedos sobre ella, b) vista lateral de la palma con la sujeción del pulgar.

Cada dedo esta sujetado a las falanges por un tornillo M3, y los eslabones internos están conectados por medios de pasadores hechos de una varilla delgada de cobre, que permiten su libre articulación cuando este genere su movimiento.

**Figura 101**

*Sujeción de los dedos y articulaciones en la palma.*





*Nota.* Sujeción de los dedos y articulaciones en la palma.

Se han impreso las palmas, la delantera la cual oculta los motores lineales, se ha tomado en cuenta que esta sección debe sujetar objetos cilíndricos y permitir distintos agarres, que servirán para la evaluación de la hipótesis, la posterior ocultara la placa de control y los cables de los distintos actuadores

### **Figura 102**

*Colocación de la tapa delantera de la palma.*



*Nota.* Colocación de la tapa delantera de la palma, con el fin de ocultar la electrónica del sistema.

Antes de la impresión completa del antebrazo se realizó una impresión de la parte en donde encaja el muñón del futuro usuario, con el fin de mejorar la fijezza entre el cuerpo y la prótesis.

### **Figura 103**

*Prueba parcial del antebrazo en el muñón.*

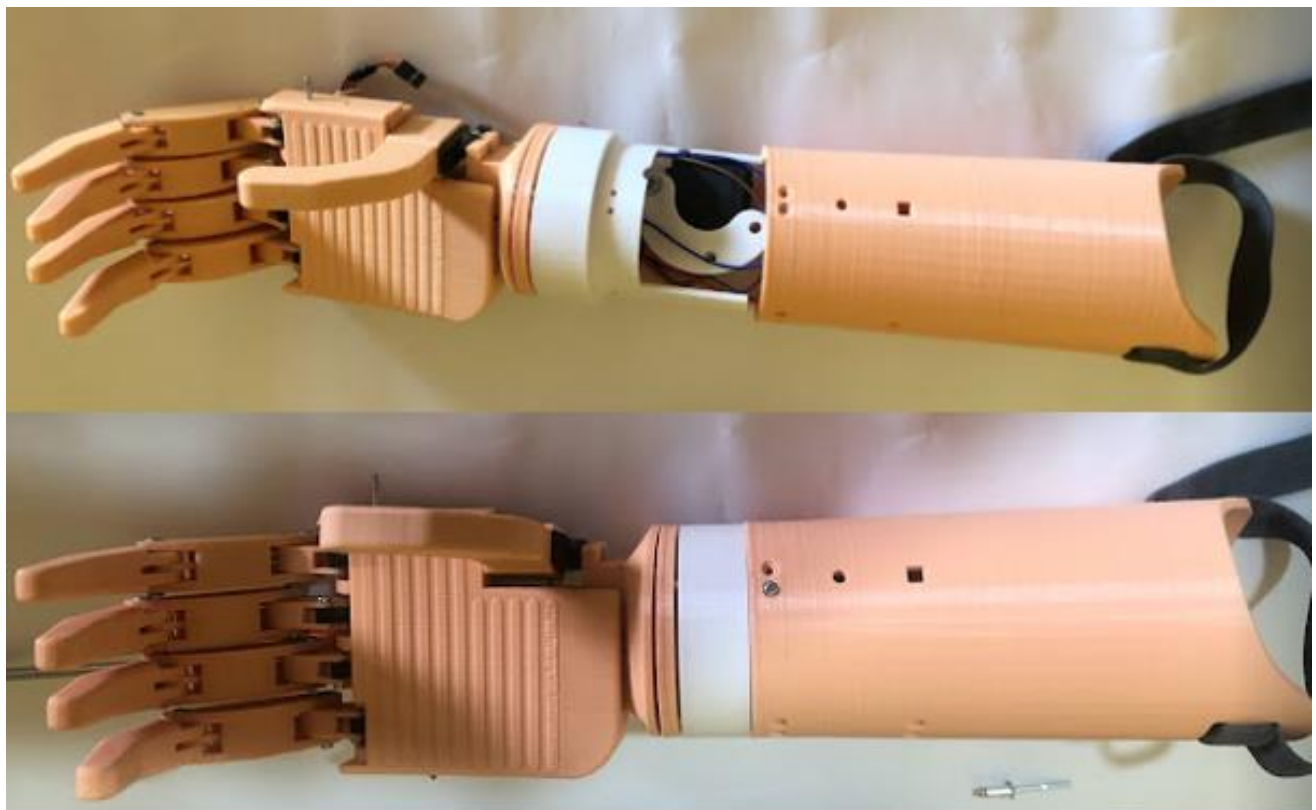


*Nota.* Prueba parcial del antebrazo en el muñón, antes de la impresión completa del antebrazo.

Se acopla el antebrazo al mecanismo de rotación de la muñeca con la mano ya completa.

### **Figura 104**

*Colocación del mecanismo de rotación de la muñeca y antebrazo*



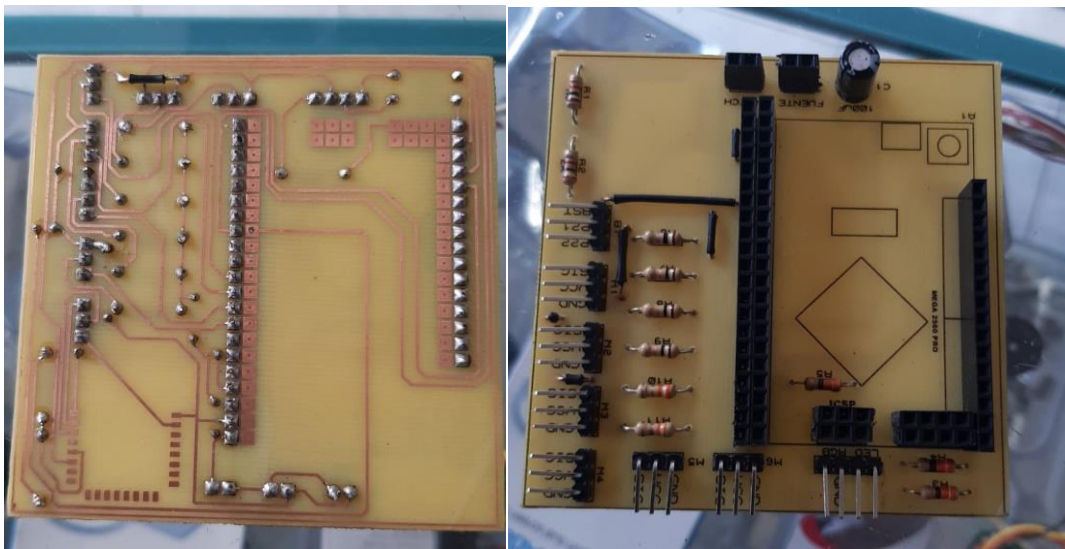
*Nota.* Colocación del mecanismo de rotación de la muñeca y antebrazo, imagen superior, vista del sistema de rotación de la muñeca con la mano completa, imagen inferior ensamblaje completo de la prótesis de mano derecha.

## Construcción del sistema electrónico

Se ha realizado la construcción de placa PCB a través de la técnica del planchado, este elemento constara de las componentes electrónicas detalladas en el capítulo anterior, que permitirían el control del movimiento de la prótesis.

### Figura 105

*Placa electrónica de la prótesis biónica.*

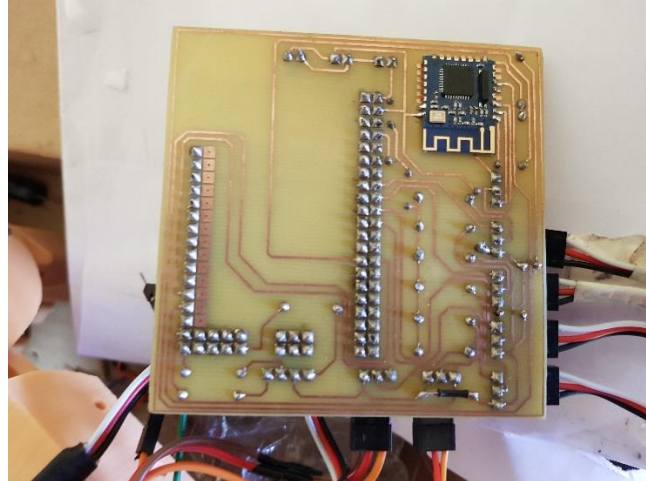


*Nota.* Placa electrónica de la prótesis biónica, a) vista superior, b) vista inferior.

Se procede a soldar y colocar el resto de complementos sobre la placa como el Arduino mega, el módulo bluetooth y los actuadores, esta placa se colocará en la parte posterior de la palma.

### Figura 106

*Colocación de componentes sobre la placa electrónica en la palma.*



*Nota.* Colocación de componentes sobre la placa electrónica en la palma.

### **Comunicación entre hardware y software**

Para generar la comunicación entre el hardware y software entre la prótesis, anteriormente se detalló que el sistema de control está dado por una red neuronal artificial, para generar la neurona sea definido los gestos que este sistema va a detectar, tomando en cuenta al usuario del miembro artificial, esta persona perdió su antebrazo derecho hace más de 15 años y no recibió algún tipo de rehabilitación para que los músculos que se encuentran en el muñón se mantengan activos.

Se realizó una toma de datos de las señales mioeléctricas procedentes del muñón con el fin de medir la actividad muscular de esta sección, denotándose que al solicitar al paciente realice de forma conjunta el abrir y cerrar la mano con su otra extremidad, la actividad muscular es realmente baja, la cual no la hace ideal para que a través de estas señales se controle los movimientos de la prótesis, por ende, se ha colocado el sensor en el antebrazo izquierdo, el cual actuara como control de la prótesis.

**Figura 107**

*Definición de los gestos para red neuronal.*



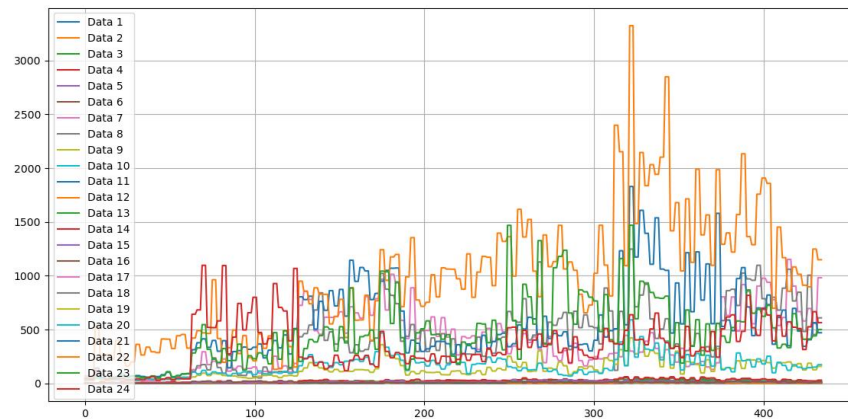
*Nota.* Definición de los gestos para red neuronal, estos gestos permitirán realizar distintos movimientos a la prótesis biónica.

Una vez definido los gestos, se formula la base de datos, el brazalete MyoArm, el cual cuenta con 8 sensores que rodean por completo a la sección del antebrazo izquierdo, con estas señales se extraerán las características, que en este estudio son el valor absoluto medio

(MAV), raíz cuadrática media (RMS) y Longitud de forma de onda (WL), tomando en cuenta estas características por cada gesto realizado se obtendrán 24 señales, la recopilación de los datos se la realizo durante un minuto por cada gesto.

**Figura 108**

*Base de datos de los gestos para red neuronal.*

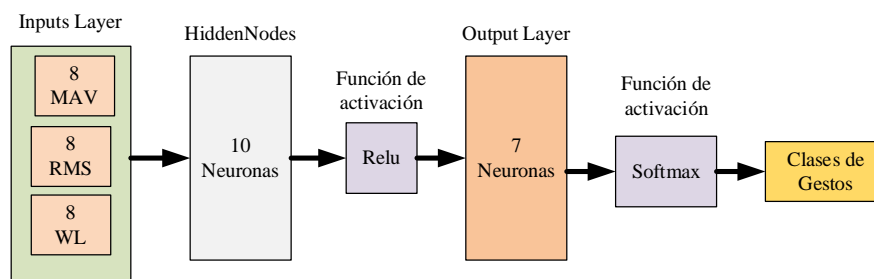


Nota. Base de datos de los gestos para red neuronal, se muestra las 24 señales provenientes de la extracción de las características de cada gesto, la base se encuentra concatenada para ingresar al entrenamiento de la red neuronal.

Una vez establecido la base de datos, la red neuronal está constituida como se muestra en la siguiente figura.

**Figura 109**

*Arquitectura de la red neuronal.*



*Nota.* Arquitectura de la red neuronal.

Definido la arquitectura de la red neuronal, se ha construido un algoritmo en el lenguaje de programación Python (véase en anexos), que permita entrenar la red y obtener el modelo entrenado, para que la tarjeta Arduino sea capaz de ejecutarla y detectar los gestos definidos anteriormente.

### **Tabla 19**

*Estructura de la red neuronal artificial.*

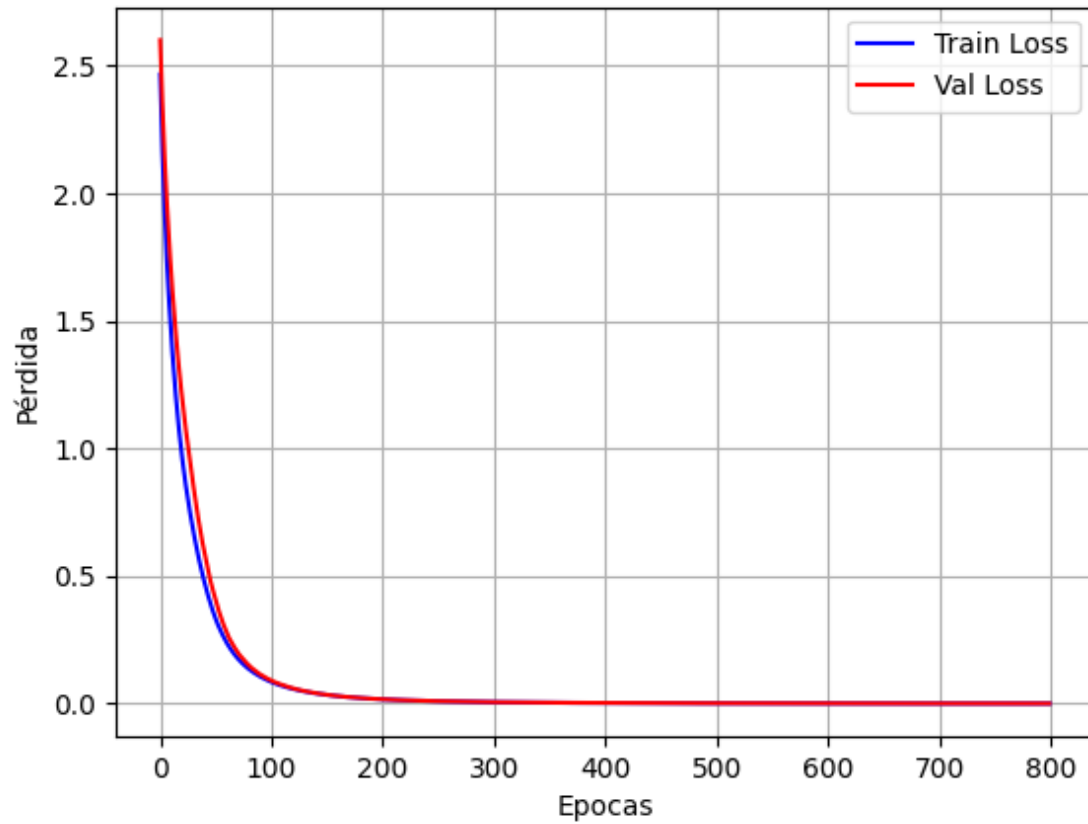
<b>Estructura de RNA</b>	
Entradas	24
Capas ocultas	1
Neuronas de capas ocultas	10
Función de activación capas	Relu y Softmax
Salida	7
Épocas de entrenamiento	800
Datos para el entrenamiento	80%
Datos para test	20%

*Nota.* Estructura de la red neuronal artificial.

Gracias a la estructura de la red neuronal la cual se compone de 24 entradas que corresponden a cada uno de los valores característicos extraídos: 8 características MAV, 8 RMS y 8 WL, obtenidos de las 8 señales provenientes del brazalete MYO vía bluetooth. Los mejores resultados se consiguieron con 10 neuronas en la capa oculta con la función de activación “RELU” y en la capa de salida se usó la función de activación “SOFTMAX”, se parametrizo para obtener la predicción de 7 gestos. Luego del entrenamiento se obtuvo una exactitud del 100%, mientras que en la validación se alcanzó una exactitud del 94%.

**Figura 110**

*Resultados de entrenamiento y validación.*



*Nota.* Resultados de entrenamiento y validación.

Finalmente se obtiene el modelo neuronal para su ejecución dentro de Arduino, cuyo algoritmo se detalla en anexos.

**Figura 111**

*Presentación estructura de la red neuronal, pesos y Bías.*



```

double a0[24];
double W1[10][24] = {{-0.552,-0.352,0.216,-0.701,0.217,0.205,0.095,0.7,-0.748,-0.417,0.595,-0.506,-0.522,0.337,0.671,0.468,-0.94
1,-0.272,0.423,-0.332,-0.86,0.563,0.592,0.876},{-0.344,-0.637,-0.359,-0.416,-0.187,-0.238,0.202,-0.601,-0.423,-0.723,-0.085,-0.8
39,-0.59,-0.326,0.191,-0.583,-0.169,-1.025,-0.42,-0.692,-0.567,0.131,0.134,-0.654},{0.357,-0.08,-0.225,-0.176,-0.648,0.293,0.179
,-0.229,0.663,-0.228,0.152,0.158,0.04,-0.485,-0.474,-0.505,1.088,-0.353,-0.693,0.68,-0.733,0.513,-0.31,-0.387},{0.055,0.499,0.13
8,-0.107,-0.07,-0.727,-0.835,-0.346,-0.291,0.597,0.037,0.16,0.072,-0.462,-0.481,-0.021,-0.79,0.898,0.068,0.499,-0.538,-1.425,-1.
377,0.351},{0.249,-0.126,-0.095,-0.149,0.106,0.258,-0.609,-0.124,0.127,-0.341,0.221,0.421,0.235,-0.121,-0.675,-0.653,0.572,-0.81
1,0.038,-0.05,0.89,0.575,-0.681,-1.178},{-0.171,-0.297,0.315,0.361,0.721,-0.088,-0.683,0.158,-0.954,0.071,0.458,0.451,0.568,-0.3
14,-0.379,-0.317,-1.035,-0.132,0.654,0.161,0.934,0.15,0.124,-0.919},{0.69,0.297,-0.072,0.169,-0.018,-0.628,-0.794,0.187,0.55,0.2
27,-0.446,0.094,-0.038,-0.333,-0.193,-0.11,0.39,0.729,-1.267,-0.518,0.989,-1.313,-1.561,-0.682},{0.144,0.269,-0.525,0.438,0.433,
-0.823,-0.415,0.17,0.577,0.168,-0.33,0.442,0.447,-0.287,-1.18,0.229,1.067,1.455,-0.097,0.744,0.533,-1.227,-1.593,0.717},{0.168,0
.924,-0.775,-0.735,-0.304,-0.455,0.348,-0.026,0.878,0.633,-0.643,-0.547,-0.405,0.051,0.517,0.198,0.682,0.268,-1.234,-0.409,0.213
,-0.934,0.808,0.766},{0.513,0.034,-0.22,-0.137,-0.65,0.428,-0.586,-0.097,0.188,-0.297,-0.415,0.275,0.175,0.3,-0.154,-0.171,0.941
,0.169,-0.901,0.647,-0.5,1.389,-0.677,-0.309}};
double a1[10];
double W2[7][10] = {{-1.014,0.884,-0.338,0.233,0.005,-0.449,0.652,-0.974,-0.907,-1.496},{1.298,0.333,-0.387,-0.557,-1.643,-0.363
,-1.258,-0.436,-0.28,0.035},{-0.851,0.594,1.639,-1.922,0.73,-1.123,-0.83,-1.689,-0.805,0.852},{-0.329,-0.49,-1.472,-0.597,0.712,
1.567,-0.289,-0.093,0.053,-1.028},{-0.347,-0.976,0.393,0.004,0.375,-0.565,0.887,0.999,-0.095,0.157},{0.347,-0.755,-1.146,1.491,-
1.368,0.053,-0.275,1.327,-0.504,-1.799},{-0.427,-0.229,0.077,-0.537,-0.862,-0.833,0.535,-0.462,1.343,-0.439}};
double a2[7];
double b1[10]= {0.542,0.65,0.705,0.122,0.838,0.534,0.017,0.295,0.595,0.889};
double b2[7]= {-0.55,0.26,0.662,0.268,-0.498,0.3,0.129};
double aux = 0.0;
////////////////////////////////////
//////////////////////////////////// Estructura Red Neuronal //////////////////////////////////////
for(int i = 0 ; i<10; i++) {aux=0.0;for(int j = 0 ; j <24 ; j++) { aux=aux+W1[i][j]*a0[j];} a1[i]=relu(aux+b1[i]);}
double aux1 = 0;
for(int i = 0 ; i<7; i++) {aux=0.0;for(int j = 0 ; j <10 ; j++) { aux=aux+W2[i][j]*a1[j];} a2[i]=(aux+b2[i]);aux1=aux1+exp(a2[i
]);}
double minimo = 0.0;
int classes = 0;
for(int i = 0 ; i<7; i++){a2[i] = exp(a2[i])/aux1;if(a2[i]>minimo){minimo=a2[i];classes=i;}}
////////////////////////////////////

```

*Nota.* Presentación estructura de la red neuronal, pesos y Bías.

## Capítulo V

### Implementación, pruebas y resultados

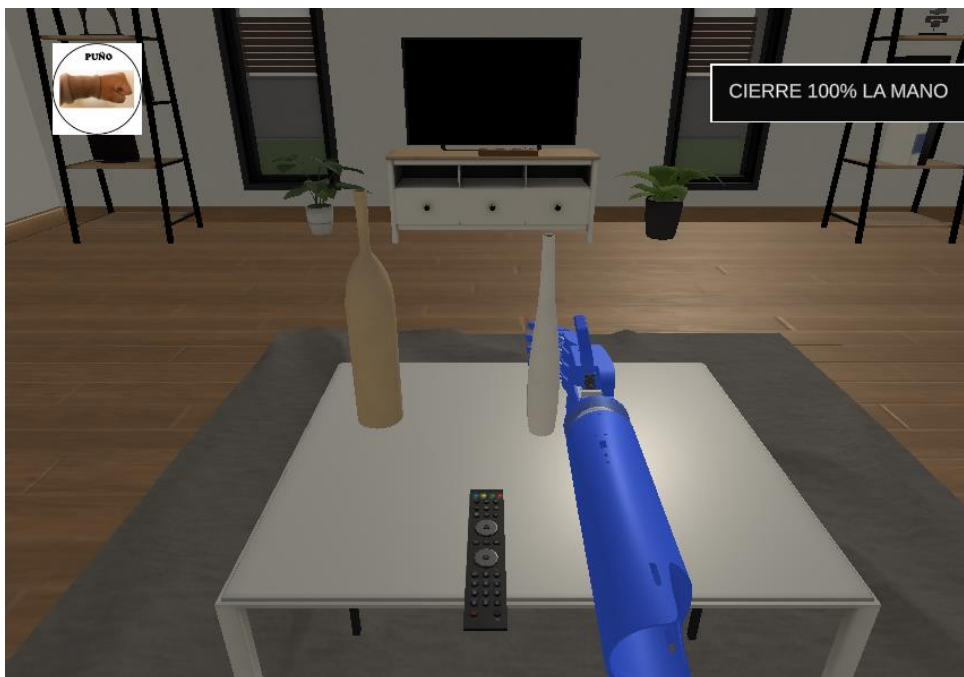
#### Entrenamiento virtual

Previo a la colocación del miembro artificial sobre el beneficiario, se ha diseñado un entrenamiento de los gestos que debe realizar para activar los distintos movimientos que están inmersos en el sistema de control, este entrenamiento se ha realizado de forma virtual dentro del software “Unity”, en el cual se han planteado escenarios con objetos y actividades cotidianas.

La primera escena consta de poder levantar una botella y desplazar la misma botella en función de abrir y cerrar la mano por completo.

#### Figura 112

##### *Escenario uno*

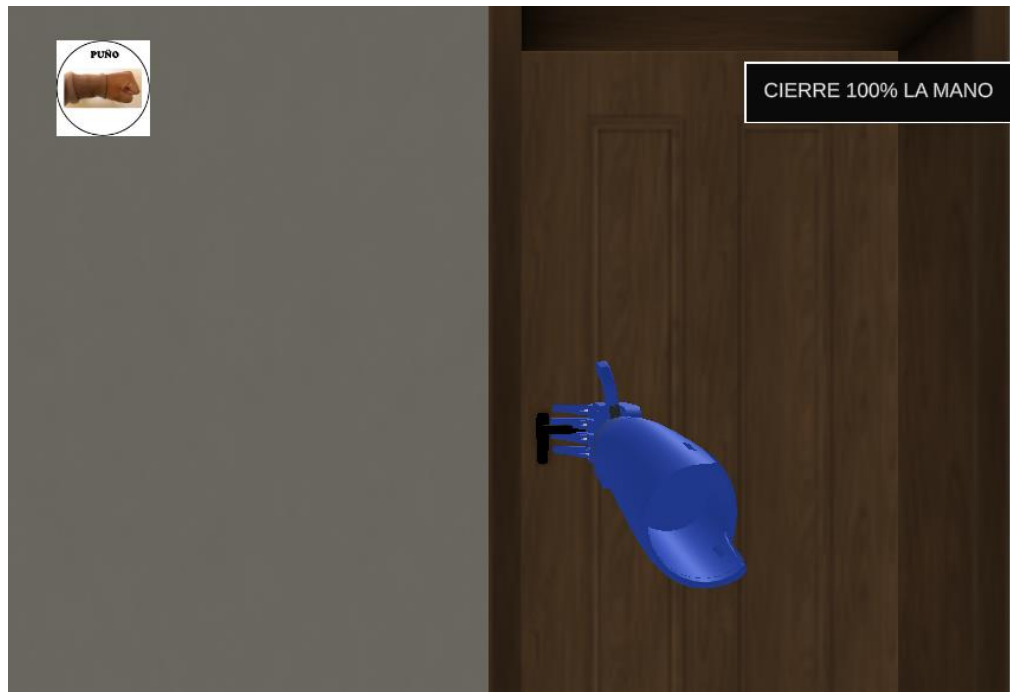


*Nota.* Escenario uno, este escenario se activa con los gestos descanso y puño.

Considerando una actividad cotidiana, el abrir una puerta para ingresar algún lugar, considerando esta acción se ha generado un escenario donde se ha colocado una puerta, tomando en cuenta que el pomo no sea redondo.

### Figura 113

*Escenario dos*



*Nota.* Escenario dos, este escenario se activa con los gestos descanso y puño.

En el escenario tres, se desarrolla en una cocina, en la cual se levanta y se desplaza un utensilio de cocina cotidiano como lo es una sartén, esta actividad refuerza los gestos descanso y puño.

### Figura 114

*Escenario tres*



*Nota.* Escenario tres, este escenario se activa con los gestos descanso y puño.

En el cuarto escenario, se define actividades computacionales, como el tipeo de información, al realizar gestos predeterminados en el control, con el fin de mantener extendido el dedo índice de la prótesis desarrollada, siendo capaz de pulsar las teclas de un computador.

**Figura 115**

*Escenario cuatro*



*Nota.* Escenario cuatro, este escenario se activa con los gestos mano en “L” y palma abajo.

En el quinto escenario, consiste en tomar y desplazar un control remoto de un televisor, esta actividad es común en la cotidianidad de las personas, para activar este escenario se aplica un nuevo gesto de sujeción.

### Figura 116

#### *Escenario quinto*



*Nota.* Escenario quinto, este escenario se activa con los gestos lápiz y descanso.

En el último escenario se ha desarrollado el movimiento de una fruta hacia el lavabo para simular la acción de limpieza de la misma.

### Figura 117

#### *Escenario sexto*



*Nota.* Escenario sexto, se activa con el gesto tres dedos y la palma hacia abajo.

El algoritmo de control de todos los escenarios está basado en la red neuronal artificial diseñada en los capítulos anteriores, en los anexos se encuentran los programas que permiten la simulación del entorno virtual.

### **Adaptación de la prótesis al usuario**

Previo a la adaptación de la prótesis se ha aplicado el uso del entrenamiento virtual, este entrenamiento permite al usuario previamente adaptarse a los gestos que debe realizar para dar movimiento a las articulaciones de la prótesis, además de poder utilizar virtualmente el miembro faltante de forma artificial, para hacer más inversiva el entrenamiento se ha usado gafas VR.

### **Figura 118**

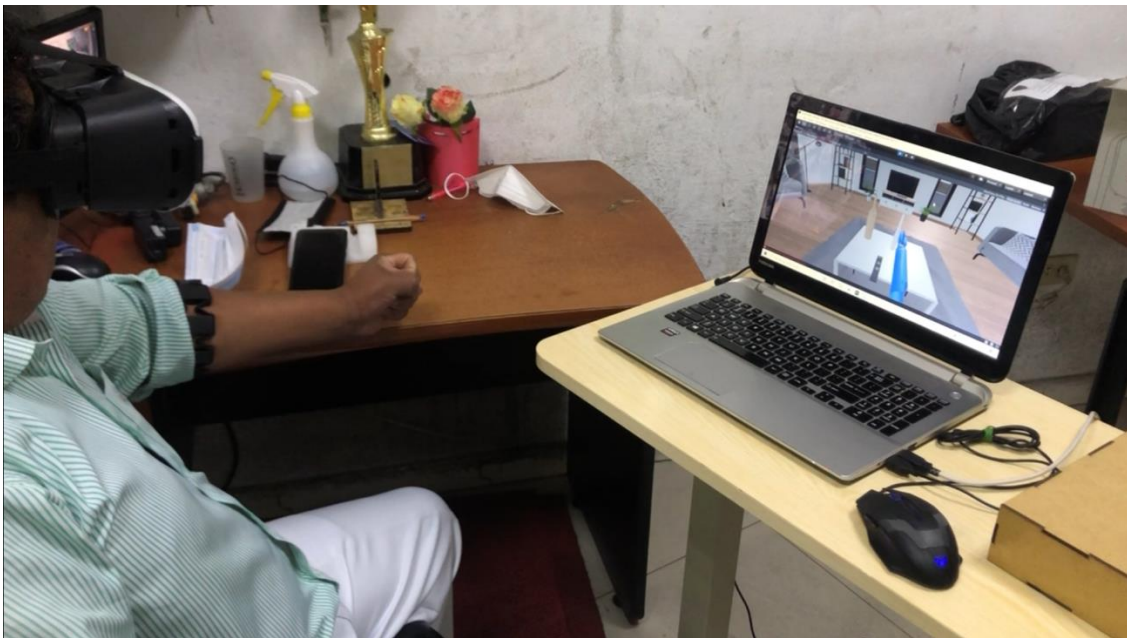
*Colocación del brazalete MyoArm.*



*Nota.* Colocación del brazalete MyoArm.

### **Figura 119**

*Aplicación del entorno virtual.*



*Nota.* Aplicación del entorno virtual, entrenamiento de los gestos para el uso de la prótesis.

Para evaluar la efectividad del uso del entrenamiento virtual, se ha realizado 20 intentos con cada escenario con sus correspondientes gestos, estos datos se los ha recopilado por un intervalo de 60 minutos, se le asignado un valor de 1 cuando el gesto realizado es correcto y 0 si es incorrecto.

**Tabla 20**

*Primer intento.*

<b>Tipos de agarres / funciones</b>	<i>Descanso</i>	<i>Agarre esférico</i>	<i>Agarre tipo pinza</i>	<i>Agarre en gancho</i>	<i>Informática</i>	<i>Rotación de la muñeca</i>	
<b>Nº Intento</b>	<b>Abrir mano</b>	<b>Cierre de la mano</b>	<b>Tres dedos</b>	<b>Lápiz</b>	<b>Forma de L</b>	<b>Palma Arriba</b>	<b>Palma Abajo</b>
1	1	0	0	0	1	1	0
2	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	0	1	1	1
4	1	1	0	0	1	1	0
5	0	1	1	1	0	1	1
6	1	1	1	1	1	0	1
7	1	0	0	0	1	1	1
8	0	1	1	1	1	1	1
9	1	1	1	1	1	1	1
10	1	1	1	0	0	1	0
11	1	1	0	1	1	1	1
12	1	0	1	0	1	0	1
13	0	1	1	1	1	1	1
14	1	1	0	0	1	1	1
15	1	1	1	1	0	1	1
16	1	1	1	1	1	1	0
17	1	1	0	0	1	1	1
18	1	1	1	1	1	0	1
19	1	1	1	1	1	1	1
20	1	1	0	1	0	1	0
Nº Aciertos	17	17	13	12	16	17	15
Nº Errores	3	3	7	8	4	3	5

*Nota.* Primer intento, los datos recopilados son de los primeros 20 intentos en un tiempo de 60 minutos.



Luego de pasado 120 minutos se ejecutó nuevamente un entrenamiento manteniendo el mismo número de intentos.

**Tabla 21**

*Segundo intento.*

<b>Tipos de agarres / funciones</b>	<i>Descanso</i>	<i>Agarre esférico</i>	<i>Agarre tipo pinza</i>	<i>Agarre en gancho</i>	<i>Informática</i>	<i>Rotación de la muñeca</i>	
<b>Nº Intento</b>	<b>Abrir mano</b>	<b>Cierre de la mano</b>	<b>Tres dedos</b>	<b>Lápiz</b>	<b>Forma de L</b>	<b>Palma Arriba</b>	<b>Palma Abajo</b>
1	0	0	1	1	0	0	1
2	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	1	1	1	0
4	1	1	0	0	1	1	1
5	1	1	1	1	0	1	1
6	1	1	1	1	1	0	1
7	1	0	1	0	0	1	1
8	0	1	1	1	1	1	1
9	1	1	0	1	1	1	0
10	1	0	1	0	1	1	1
11	1	1	1	1	0	1	1
12	1	0	1	1	1	0	1
13	0	1	1	1	1	1	0
14	1	1	1	0	1	1	1
15	1	1	1	1	0	1	1
16	1	1	1	1	1	1	0
17	1	0	0	0	1	1	1
18	0	1	1	1	1	1	1
19	1	1	1	1	1	1	1
20	1	1	0	1	0	0	1
Nº Aciertos	16	15	16	15	14	16	16
Nº Errores	4	5	4	5	6	4	4

*Nota.* Segundo intento, los datos recopilados son de los primeros 20 intentos en un tiempo de 120 minutos.

Finalmente se ha realizado una toma de datos luego de 180 minutos, manteniendo el mismo número de intentos.

**Tabla 22**

*Tercer intento.*

<b>Tipos de agarres / funciones</b>	<i>Descanso</i>	<i>Agarre esférico</i>	<i>Agarre tipo pinza</i>	<i>Agarre en gancho</i>	<i>Informática</i>	<i>Rotación de la muñeca</i>	
<b>Nº Intento</b>	<b>Abrir mano</b>	<b>Cierre de la mano</b>	<b>Tres dedos</b>	<b>Lápiz</b>	<b>Forma de L</b>	<b>Palma Arriba</b>	<b>Palma Abajo</b>
1	1	1	1	1	1	1	1
2	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	1	1	1	0
4	1	1	0	1	1	1	1
5	1	1	1	1	0	1	1
6	1	1	1	1	1	0	1
7	1	0	1	0	0	1	1
8	0	1	1	1	1	1	1
9	1	1	0	1	1	1	0
10	1	0	1	0	1	1	1
11	1	1	1	1	0	1	1
12	1	0	1	1	1	0	1
13	0	1	1	1	1	1	0
14	1	1	1	0	1	1	1
15	1	1	1	1	0	1	1
16	1	1	1	1	1	1	0
17	1	1	0	0	1	1	1
18	0	1	1	1	1	1	1
19	1	1	1	1	1	1	1
20	1	1	1	1	1	1	1
Nº Aciertos	17	17	17	16	16	18	16
Nº Errores	3	3	3	4	4	2	4

*Nota.* Tercer intento, los datos recopilados son de los primeros 20 intentos en un tiempo de 180 minutos.

## Pruebas de integración de la prótesis

Una vez entrenada el paciente en el entorno virtual se ha procedido a colocar el miembro artificial en sobre cuerpo del usuario.

### Figura 120

*Colocación del miembro artificial sobre el usuario.*



*Nota.* Colocación del miembro artificial sobre el usuario, el brazalete MyoArm se encuentra en el brazo izquierdo.

Para realizar las pruebas de la prótesis con los agarres previamente colocados en el sistema de control, se han considerado ciertos objetos de distinta geometría, estos objetos son de uso cotidiano.

### Figura 121

*Objetos para los distintos agarres.*



*Nota.* Objetos para los distintos agarres, los objetos son un control de televisión un libro, una carta, una funda de té, botella de enjuague bucal, botella de agua y un desarmador.

A continuación, en la siguiente tabla se muestra las dimensiones de cada objeto para ser usado para las distintas pruebas de funcionamiento de la prótesis.

**Tabla 23**

*Dimensiones de los objetos cotidianos*

<b>Dimensiones de los objetos cotidianos para las pruebas</b>	
Control remoto	largo:18.5cm, ancho: 5cm , espesor: 3cm
Libro	largo: 21cm, ancho: 13cm , espesor: 2cm
Botella de enjuague bucal	largo: 14.5cm, ancho: 7.5cm , espesor: 3.5cm
Botella de agua	largo: 24 cm, diámetro: 6.5cm
Carta	largo: 16 cm, ancho:6 cm, espesor: 2mm
Funda de Té	largo: 6 cm, ancho:7 cm, espesor: 2mm
Destornillador	largo: 6 cm, ancho:7 cm, espesor: 2mm

**Figura 122**

*Pruebas de agarre.*



*Nota.* Pruebas de agarre, a) control remoto, b) botella de enjuague bucal, c) botella de agua.

**Figura 123**

*Pruebas de agarre y de teclado.*



*Nota.* Pruebas de agarre y teclado, a) teclado b) destornillador.

### **Figura 124**

*Pruebas de agarre.*



*Nota.* Pruebas de agarre y teclado, a) funda de té, b) carta.

Para evaluar el sistema de la prótesis sobre el cuerpo humano, considerando los agarres de los objetos definidos anteriormente, se ha realizado 20 intentos con cada objeto con sus correspondientes gestos, estos datos se los ha recopilado por un intervalo de 60 minutos, se le asignado un valor de 1 cuando el gesto realizado es correcto y 0 si es incorrecto.

**Tabla 24**

*Primera prueba.*

<b>Tipos de agarres / funciones</b>	<i>Descanso</i>	<i>Agarre esférico</i>	<i>Agarre tipo pinza</i>	<i>Agarre en gancho</i>	<i>Informática</i>	<i>Rotación de la muñeca</i>	
<b>Nº Intento</b>	<b>Abrir mano</b>	<b>Cierre de la mano</b>	<b>Tres dedos</b>	<b>Lápiz</b>	<b>Forma de L</b>	<b>Palma Arriba</b>	<b>Palm a Abajo</b>
1	1	0	0	0	0	0	0
2	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	0	0	0	0
4	1	0	0	0	1	0	0
5	0	1	1	1	0	1	1
6	1	1	1	1	1	0	1
7	1	0	0	0	1	1	1
8	0	1	1	0	0	1	1
9	1	1	0	1	1	0	1
10	1	1	1	0	0	1	0
11	1	1	0	1	1	1	1
12	1	0	1	0	1	0	0
13	0	1	1	1	1	0	1
14	1	1	0	0	1	1	1
15	0	1	1	1	0	0	1
16	1	0	1	1	1	1	0
17	1	1	0	0	1	1	1
18	1	1	1	1	1	0	0
19	1	0	1	1	1	1	1
20	0	1	0	0	0	1	0
Nº Aciertos	15	14	12	10	13	11	12
Nº Errores	5	6	8	10	7	9	8
Porcentaje de aciertos	75%	70%	60%	50%	65%	55%	60%

*Nota.* Primer intento, los datos recopilados son de los primeros 20 intentos en un tiempo de 60 minutos.

Luego de pasado 120 minutos se ejecutó la toma de objetos, manteniendo el mismo número de intentos.

**Tabla 25**

*Segundo intento.*

<b>Tipos de agarres / funciones</b>	<i>Descanso</i>	<i>Agarre esférico</i>	<i>Agarre tipo pinza</i>	<i>Agarre en gancho</i>	<i>Informática</i>	<i>Rotación de la muñeca</i>	
	<b>Abrir mano</b>	<b>Cierre de la mano</b>	<b>Tres dedos</b>	<b>Lápiz</b>	<b>Forma de L</b>	<b>Palma Arriba</b>	<b>Palma Abajo</b>
1	1	1	1	1	1	1	1
2	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	0	0	0	1
4	1	0	0	0	1	0	0
5	0	1	1	1	0	1	1
6	1	1	1	1	1	1	1
7	1	1	0	1	1	1	0
8	1	1	1	0	0	0	1
9	0	1	0	1	1	1	1
10	1	0	1	0	0	1	1
11	1	1	0	1	1	1	1
12	1	0	1	0	1	0	0
13	0	1	1	1	1	0	1
14	1	0	0	0	0	1	0
15	0	1	1	1	1	1	1
16	0	0	1	1	1	1	1
17	1	1	0	0	1	1	1
18	1	1	1	1	1	0	0
19	1	1	1	1	1	1	1
20	1	1	1	1	1	1	1
Nº Aciertos	15	15	14	13	15	14	15
Nº Errores	5	5	6	7	5	6	5
Porcentaje de aciertos	75%	75%	70%	65%	75%	70%	75%



*Nota.* Segundo intento, los datos recopilados son de los primeros 20 intentos en un tiempo de 120 minutos.

Finalmente, luego de 180 minutos se ejecutó la toma de objetos, manteniendo el mismo número de intentos.

**Tabla 26**

*Tercer intento.*

<b>Tipos de agarres / funciones</b>	<i>Descanso</i>	<i>Agarre esférico</i>	<i>Agarre tipo pinza</i>	<i>Agarre en gancho</i>	<i>Informática</i>	<i>Rotación de la muñeca</i>	
	<b>Nº Intento</b>	<b>Abrir mano</b>	<b>Cierre de la mano</b>	<b>Tres dedos</b>	<b>Lápiz</b>	<b>Forma de L</b>	<b>Palma Arriba</b>
1	1	1	1	1	1	1	1
2	1	1	1	1	0	1	1
3	0	1	1	1	1	1	1
4	1	1	0	0	1	1	1
5	0	1	1	1	1	0	0
6	1	1	1	1	1	1	1
7	1	1	1	1	1	1	1
8	1	1	1	1	1	1	1
9	1	1	1	1	0	1	1
10	1	1	1	1	1	1	0
11	1	1	0	1	1	0	1
12	1	0	1	1	1	1	1
13	0	1	1	0	0	1	1
14	1	1	0	1	1	1	1
15	1	1	1	1	1	1	1
16	1	0	1	1	1	1	1
17	1	1	1	0	1	1	1
18	1	1	0	1	1	1	1
19	1	0	1	1	1	1	0
20	1	1	1	0	0	0	1
Nº Aciertos	17	17	16	16	16	17	17
Nº Errores	3	3	4	4	4	3	3
Porcentaje de aciertos	85%	85%	80%	80%	80%	85%	85%

*Nota.* Tercer intento, los datos recopilados son de los primeros 20 intentos en un tiempo de 180 minutos.

### **Definición de la hipótesis nula $H_0$ e hipótesis alternativa $H_1$**

Al inicio del desarrollo del proyecto se fundamentó la hipótesis de la siguiente forma textual. ¿La implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca, antebrazo que incluye un sistema de entrenamiento en un entorno virtual, permitirá facilitar la adaptación en manipulación y rotación de objetos sólidos de diferentes geometrías dentro de actividades cotidianas?

De esta fundamentación se procede a identificar la hipótesis nula  $H_0$  y alternativa  $H_1$

$H_0$ : La implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca, antebrazo que incluye un sistema de entrenamiento en un entorno virtual, no permite facilitar la adaptación en manipulación y rotación de objetos sólidos de diferentes geometrías dentro de actividades cotidianas.

$H_1$ : La implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca, antebrazo que incluye un sistema de entrenamiento en un entorno virtual, permite facilitar la adaptación en manipulación y rotación de objetos sólidos de diferentes geometrías dentro de actividades cotidianas.

### **Cálculos para validación de la hipótesis**

La validación de la hipótesis del proyecto se encuentra inicialmente enfocado en conocer si los datos recopilados en la sección de pruebas son estadísticamente normales o no normales y poder emplear técnicas adecuadas a la validación del proyecto.

### ***Cálculos para conocer la normalización de las pruebas realizadas***

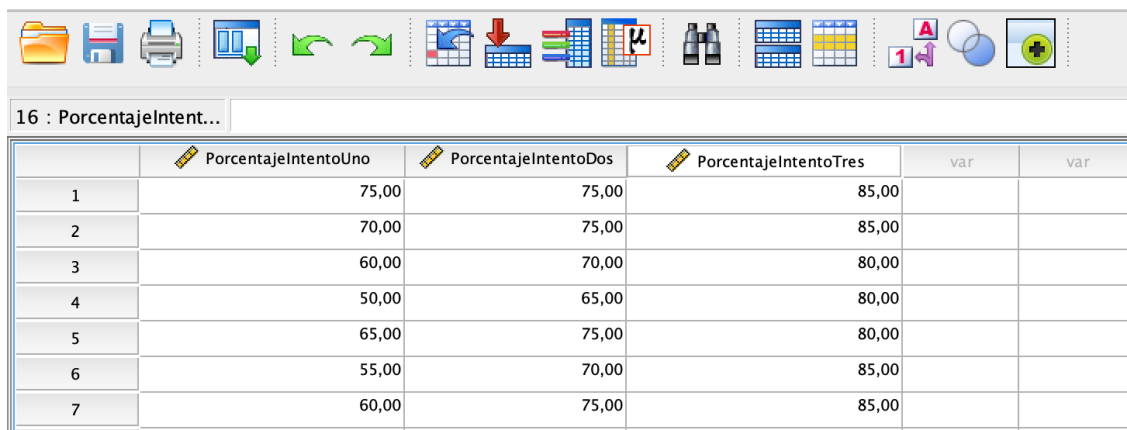
Con la finalidad de conocer si los datos obtenidos en las pruebas son muestras normales o no estadísticamente, se utiliza el software estadístico Spss, los valores

porcentuales de aciertos al realizar cada gesto de control en los tres intentos como se muestran en la tabla 22, 23, 24, como se muestra a continuación.

- Ho: La muestra procede de una distribución normal ( $p > 0.05$ )
- H1: La muestra No procede de una distribución normal ( $p < 0.05$ )

### Figura 125

*Ingreso de valores en Spss de los intentos al utilizar la prótesis*



	PorcentajeIntentoUno	PorcentajeIntentoDos	PorcentajeIntentoTres	var	var
1	75,00	75,00	85,00		
2	70,00	75,00	85,00		
3	60,00	70,00	80,00		
4	50,00	65,00	80,00		
5	65,00	75,00	80,00		
6	55,00	70,00	85,00		
7	60,00	75,00	85,00		

*Nota.* Porcentajes de aciertos al realizar las tres pruebas de funcionamiento de la prótesis al tomar, rotar y trasladar objetos al aplicar los 7 gestos programados.

### Figura 126

*Resultados de pruebas de normalidad en Spss de los tres intentos al utilizar la prótesis*

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
PorcentajeIntentoUno	,170	7	,200*	,980	7	,958

\*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.  
a. Corrección de significación de Lilliefors

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
PorcentajeIntentoDos	,338	7	,015	,769	7	,020
a. Corrección de significación de Lilliefors						

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
PorcentajeIntentoTres	,360	7	,007	,664	7	,001
a. Corrección de significación de Lilliefors						

*Nota.* Resultados de las pruebas de normalidad en Spss de las tres pruebas de funcionamiento de la prótesis al tomar, rotar y trasladar objetos al aplicar los 7 gestos programados.

De los resultados obtenidos se obtiene a la primera muestra como un dato estadístico normal, entonces se aplica Kruskal – Wallis (no paramétrica) para comparar las 3 medianas.

- $H_0: Me_1 = Me_2 = Me_3$
- $H_1: Me_1 \neq Me_2 \neq Me_3$

### Figura 127

*Valor estadístico de la prueba Kruskal-Wallis*

Estadísticos de prueba <sup>a,b</sup>	
	Porcentaje
H de Kruskal-Wallis	15,922
gl	2
Sig. asintótica	,000
a. Prueba de Kruskal Wallis	
b. Variable de agrupación: Grupo	

Puesto que el  $p_{\text{valor}}$  es menor al 5% entonces aceptar  $H_1$ , es decir existen diferencias significativas entre las medianas de cada grupo.

Luego se procede a comparar 2 a 2 los grupos 1 y 2:

Se aplica el test de Wilcoxon:

- $H_0: Me_1 = Me_2$
- $H_1: Me_1 \neq Me_2$

### Figura 128

*Prueba NPar de las muestras 1 y 2 de Wilcoxon*

		Rangos			
		N	Rango promedio	Suma de rangos	
→	PorcentajeIntentoUno – PorcentajeIntentoDos	Rangos negativos	6 <sup>a</sup>	3,50	21,00
		Rangos positivos	0 <sup>b</sup>	,00	,00
		Empates	1 <sup>c</sup>		
		Total	7		

a. PorcentajeIntentoUno < PorcentajeIntentoDos  
 b. PorcentajeIntentoUno > PorcentajeIntentoDos  
 c. PorcentajeIntentoUno = PorcentajeIntentoDos

### Figura 129

*Resultados de la prueba NPar de las muestras 1 y 2 de Wilcoxon*

Estadísticos de prueba <sup>a</sup>	
	PorcentajeInt entoUno – PorcentajeInt entoDos
Z	-2,232 <sup>b</sup>
Sig. asintótica(bilateral)	,026

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon  
 b. Se basa en rangos positivos.

Dado que el  $p_{\text{valor}}$  es mayor al 0.05 entonces se acepta  $H_0$ , no existen diferencias significativas entre las medianas de los grupos 1 y 2.

A continuación, se comparan los grupos 1 y 3

- $H_0: Me_1 = Me_3$
- $H_1: Me_1 \neq Me_3$

### Figura 130

Prueba NPar de las muestras 1 y 3 de Wilcoxon

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
PorcentajeIntentoUno - PorcentajeIntentoTres	Rangos negativos	7 <sup>a</sup>	4,00	28,00
	Rangos positivos	0 <sup>b</sup>	,00	,00
	Empates	0 <sup>c</sup>		
	Total	7		

a. PorcentajeIntentoUno < PorcentajeIntentoTres

b. PorcentajeIntentoUno > PorcentajeIntentoTres

c. PorcentajeIntentoUno = PorcentajeIntentoTres

### Figura 131

Resultados de la prueba NPar de las muestras 1 y 3 de Wilcoxon

#### Estadísticos de prueba<sup>a</sup>

	PorcentajeIntentoUno - PorcentajeIntentoTres
→ Z	-2,375 <sup>b</sup>
Sig. asintótica(bilateral)	,018

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

Dado que el p\_valor es menor a 0.05 entonces se acepta  $H_1$ , es decir si existen diferencias significativas entre estos grupos teniendo mayores aciertos en el intento 3.

Finalmente se compara los grupos 2 y 3

- $H_0: Me_2 = Me_3$
- $H_1: Me_2 \neq Me_3$

### Figura 132

*Prueba NPar de las muestras 2 y 3 de Wilcoxon*

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
PorcentajeIntentoDos – PorcentajeIntentoTres	Rangos negativos	7 <sup>a</sup>	4,00	28,00
	Rangos positivos	0 <sup>b</sup>	,00	,00
	Empates	0 <sup>c</sup>		
	Total	7		

a. PorcentajeIntentoDos < PorcentajeIntentoTres

b. PorcentajeIntentoDos > PorcentajeIntentoTres

c. PorcentajeIntentoDos = PorcentajeIntentoTres

### Figura 133

*Resultados de la prueba NPar de las muestras 2 y 3 de Wilcoxon*

#### Estadísticos de prueba<sup>a</sup>

	PorcentajeInt entoDos – PorcentajeInt entoTres
Z	-2,414 <sup>b</sup>
Sig. asintótica(bilateral)	,016

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

El p\_valor es menor al 5% por lo tanto si existe diferencias significativas entre estos grupos siendo mayor los aciertos en el intento 3. Por lo tanto, el intento 3 supera en aciertos a los intentos anteriores.

#### **Validación mediante técnicas para pruebas normales y no normales**

Otro enfoque relacionado a la validación de la hipótesis del proyecto es utilizar la prueba t student, reconocido instrumento estadístico que permite establecer de dos grupos observaciones pareadas (medidas de antes y después) con muestras, no mayor a veinticinco,

además de identificar diferencias significativas, promedio ( $\mu$ ) relaciones, independencias, error estándar y crítico en base a la información recaudada, con el fin de poder confirmar o rechazar tanto la hipótesis nula ( $H_0$ ) como la hipótesis alternativa ( $H_1$ ) definidas anteriormente.

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

$$H_1: \mu_1 \neq \mu_2$$

La información que aportan las tablas 23 y 25 corresponden a las pruebas realizadas al usuario de la prótesis real antes y después de utilizar el sistema de entrenamiento virtual. Estas pruebas fueron enfocadas en registrar el accionar correcto o incorrecto del gesto asignado por parte del usuario con el fin de cumplir las funciones de la prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo. Para continuar con el desarrollo de la prueba t student se designa dos muestras en los cuales se obtiene el porcentaje de aciertos obtenidos al ejecutar cada gesto de control al no tener y al adquirir la influencia del entrenamiento VR como se muestra a continuación.

- $n_1$ : Cantidad de pruebas del porcentaje de aciertos en el uso de la prótesis sin utilizar el entrenamiento VR

### Tabla 27

*Registro del porcentaje de aciertos antes de utilizar el sistema de entrenamiento VR*

n	Gestos de control	Porcentaje de aciertos (X)
1	Descanso	75%
2	Puño	70%
3	Tres dedos	60%
4	Lápiz	50%
5	L	65%
6	Palma arriba	55%
7	Palma abajo	60%



*Nota.* Porcentaje de aciertos al realizar los siete gestos de control antes del uso del entrenamiento virtual.

- $n_2$ : Cantidad de pruebas de eficiencia del uso de la prótesis después de utilizar el entrenamiento VR

**Tabla 28**

*Registro del porcentaje de aciertos después de utilizar el sistema de entrenamiento VR*

n	Gestos de control	Porcentaje de aciertos (X)
1	Descanso	90%
2	Puño	90%
3	Tres dedos	85%
4	Lápiz	85%
5	L	85%
6	Palma arriba	90%
7	Palma abajo	90%

*Nota.* Porcentaje de aciertos al realizar los siete gestos de control después del uso del entrenamiento virtual

- $\bar{x}_1$ : Promedio de las pruebas realizadas sin utilizar el entrenamiento VR

$$\bar{x}_1 = \frac{\sum x}{n_1}$$

$$\bar{x}_1 = 62.143$$

- $\bar{x}_2$ : Promedio de las pruebas realizadas después de utilizar el entrenamiento VR

$$\bar{x}_2 = \frac{\sum x}{n_2}$$

$$\bar{x}_2 = 87.857$$

- $S_1^2$ : Varianza de las pruebas realizadas sin utilizar el entrenamiento VR

$$S_1^2 = \frac{\sum(x_{1i} - \bar{x}_1)^2}{n_1 - 1}$$

$$S_1^2 = 0.0074$$

- $S_2^2$ : Varianza de las pruebas realizadas después de utilizar el entrenamiento VR

$$S_2^2 = \frac{\sum(x_{2i} - \bar{x}_2)^2}{n_2 - 1}$$

$$S_2^2 = 0.0007$$

- $S_c^2$ : Varianza en común de los dos grupos de muestras

$$S_c^2 = \frac{(n_1 - 1)S_1^2 + (n_2 - 1)S_2^2}{n_1 + n_2 - 2}$$

$$S_c^2 = \frac{(n_1 - 1)S_1^2 + (n_2 - 1)S_2^2}{n_1 + n_2 - 2}$$

$$S_c^2 = 0.000027625$$

- Grados de libertad, define la distribución t que se tendrá, además de ir relacionado con el números de muestras  $n_1, n_2$

$$g.l. = n_1 + n_2 - 2$$

$$g.l. = 12$$

- Nivel de significancia ( $\alpha$ ), se establece un intervalo de confianza de 95% y un error de 5% correspondiente a:

$$\alpha = 0.05$$

- Valor crítico, es definido por el número de grados de libertad y el nivel de significancia definidos anteriormente teniendo como resultado

$$t_{vc} = \pm 2.1788$$

- Calculo del valor estadístico t

$$t = \frac{[\bar{x}_1 - \bar{x}_2]}{\sqrt{\frac{S_c^2}{n_1} + \frac{S_c^2}{n_2}}} = -7.5615$$

$$t = -7.5615$$

### Validación de la hipótesis

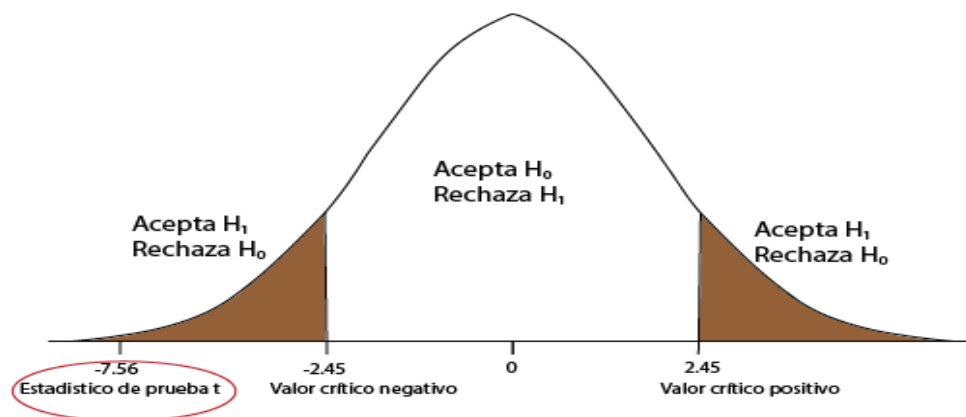
Los resultados arrojados anteriormente permiten aceptar la hipótesis alternativa  $H_1$  al tener un valor estadístico  $t$  menor que el factor crítico de asignado en base al número de grados de libertad y el nivel de significancia.

Se acepta  $H_1$  si solo si :  $t > +t_{vc}$  o  $t < -t_{vc}$

Se cumple al comparar los valores  $t = -7.5615$  ; y  $t_{vc} = \pm 2.1788$

### Figura 134

*Distribución t student para la aceptación y rechazo de hipótesis  $H_0$ ,  $H_1$*



En la Figura 134, permite identificar valores críticos y la región a la que pertenece el estadístico de la prueba t student, este valor estadístico se ha obtenido en base a la varianza y media, dados por los dos grupos de porcentaje de aciertos al ejecutar la etapa de pruebas de la prótesis real sobre el usuario. Dando como aceptada la hipótesis alternativa.

$H_1$ : La implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca, antebrazo que incluye un sistema de entrenamiento en un entorno virtual, permite facilitar la adaptación en manipulación y rotación de objetos sólidos de diferentes geometrías dentro de actividades cotidianas.

## Capítulo VI

### Conclusiones y Recomendaciones

#### Conclusiones

- Se diseñó e implemento una prótesis biónica de mano, muñeca y antebrazo, con capacidad de manipulación y rotación, controlada por inteligencia artificial a través de señales mioeléctricas, se utilizó un sistema de entrenamiento en un entorno virtual para facilitar su adaptación.
- Se logró entrenar al paciente sobre los gestos antes de colocar la prótesis, mediante un entorno virtual, al aplicar esta técnica y realizar ensayos con el miembro artificial sobre el cuerpo del usuario, se consiguió que el error se reduzca en un 15% por cada conjunto de pruebas, obteniendo un porcentaje de aciertos positivos del 85%.
- Mediante la unión de la falange distal y media como un solo cuerpo, y con la conservación de la inclinación de 20° de la falange distal, se consiguió que el movimiento cinemático de los dedos de la mano con excepción del pulgar, sean semejantes a una real.
- Se consideró que las falanges que componen el pulgar sean fijas, para logró que mediante el pulgar y el dedo índice sujetar objetos de un espesor de 2 mm.
- A través de la aplicación de un sistema de engranajes planetarios, el cual consta de un sol y 2 planetas, obteniendo la reducción de la velocidad e incrementando el torque, permitiendo la rotación de la muñeca, tanto en sentido horario y anti horario, permitiendo rotar objetos en distintas direcciones.
- Se consiguió que el peso completo de la prótesis sea de 1.6 Kg, esto se logró tomando en cuenta el patrón de relleno y el porcentaje del mismo, el cual no debe superar el 20%, lo cual permitieron obtener piezas resistentes y ligeras.

- Mediante la extracción de las características de las señales mioeléctricas provenientes de los 8 sensores que cuenta el brazalete MyoArm, se logró representar la señal en un espacio cuya métrica minimice la distancia entre patrones de una misma clase y maximice la distancia entre patrones de distinta clase, es así que se usó el valor absoluto medio (MAV), raíz cuadrada media (RMS) y la longitud de onda (WL), reduciendo el costo computacional y la formación de una base de datos estable para la red neuronal.
- Se consiguió en base a las características extraídas de las señales mioeléctricas 7 gestos más significativos para las diferentes acciones de control de la prótesis, además de la formación de la base de datos, permitiendo generar una red neuronal compuesta por 24 datos de entrada que son 3 características por sensor, una capa oculta, dentro de esta se encuentran 10 neuronas, lo cual permiten una predicción del 99.96 % de los gestos establecidos.
- Se diseñó 6 escenarios dentro del software “Unity”, ambientado cada escena en actividades cotidianas, como: el tomar y desplazar una botella, abrir una puerta, tomar el control remoto de una televisión, teclear sobre un computador, tomar y desplazar una fruta, con el objetivo de instruir, ambientar y entrenar al usuario sobre los 7 gestos, los mismo deben ser realizados correctamente para que se ejecute la simulación y se proceda con el siguiente escenario, a través de esta técnica se consiguió que el usuario mantenga una recurrencia en la formación de los gestos y se memoricen los mismos.
- Se colocó la prótesis sobre el usuario observándose una rápida interacción de las acciones de control para la movilidad de la prótesis en función a los gestos practicados dentro de los escenarios virtuales.
- Se aceptó la hipótesis alternativa, la cual afirma que la implementación de una prótesis biónica de mano, muñeca, antebrazo que incluye un sistema de entrenamiento en un

entorno virtual, permite facilitar la adaptación en manipulación y rotación de objetos sólidos de diferentes geometrías dentro de actividades cotidianas.

- La utilización de técnicas de validación como Kruskal-Wallis, Wilcoxon, t student permitieron concluir que existen muestra normales y no normales estadísticamente, en la etapa de pruebas y dependiendo de este tipo de datos se aplican herramientas paramétricas que permiten aceptando la hipótesis alternativa

### **Recomendaciones**

- Para mantener la vida útil de la batería de la prótesis y del brazalete MyoArm no se debe exceder el tiempo de carga establecidos en las características técnicas de cada componente del sistema.
- Se debe conectar el terminal reset del módulo bluetooth, para que, en caso de una desconexión del brazalete y la tarjeta embebida, se retome la comunicación con normalidad y no se recurra a cargar nuevamente el firewall.
- Durante la manufactura de las prótesis por impresión 3D se debe mantener en todas las piezas un relleno menor al 25%, para que el peso completo del sistema no sea superior a 2kg.
- Durante la toma de datos de las señales mioeléctricas el área de contacto entre el sensor y la piel, debe estar libre de ungüentos o cremas ya que estos producen interferencia, provocando fallos en el entrenamiento de la red neuronal.
- El usuario o paciente no debe estar bajo los efectos de algún antidepresivo o medicamentos que reduzcan la actividad muscular y neuronal, perjudican la actividad muscular provocando que las señales que capta el sensor no sean ideales para el control de la prótesis.

## **Futuros proyectos**

- Implementación de una red neuronal Deep Learning, para la detección de gestos.
- Impresión de la prótesis en un material compuesto resistente y ligero para que el peso completo de a menor a 1Kg.
- Emplear dispositivos electrónicos de bajo consumo de corriente y bajo torque
- Dar un mayor enfoque en la apariencia de la mano
- Desarrollar proyectos vinculados a la salud / medicina humana, con el fin de generar soluciones actuales y viables a las personas que sufren de alguna discapacidad física.
- Formar lazos entre la universidad y empresas privadas con la finalidad de desarrollar nuevas prótesis sin escatimar en recursos económicos y obtener mejores resultados.



## Bibliografía

- A. Fonseca. (07 de 3 de 2019). Las amputaciones que se hicieron comunes en la Guerra Civil: <https://www.greelane.com/es/humanidades/historia-y-cultura/amputations-became-common-in-the-civil-war-1773715/>
- Actuonix. (29 de 06 de 2022). *actuonix*. actuonix: <https://www.actuonix.com/pq12-100-12-p>
- ActuonixPQ12. (29 de 06 de 2022). *ActuonixPQ12*. ActuonixPQ12: <https://www.actuonix.com/assets/images/datasheets/ActuonixPQ12Datasheet.pdf>
- Aldaz, J. (2016). *Anatomía topográfica*. [https://anatomiatopografica.com/huesos/hueso-cubito-ulna/#google\\_vignette](https://anatomiatopografica.com/huesos/hueso-cubito-ulna/#google_vignette)
- Alonso, J. (2019). *Neurociencia* . <https://jralonso.es/2019/07/09/me-faltan-dedos/>
- Alva, C., & Castillo, J. (2011). *Procesamiento de señales mioeléctricas aplicado a un robot de cinco grados de libertad* . <https://www.urp.edu.pe/pdf/id/2836/n/processing-of-mioelectric-signals-applied-to-applied-to-control-the-motion-of-a-5-dof-robot-arm#:~:text=La%20se%C3%B1al%20Mioel%C3%A9ctrica%20es%20la,un%20cierto%20volumen%20de%20tejido>
- Alvarez, M. (7 de 9 de 2014). <https://es.slideshare.net/marcoantonioalvarezc/biomecanica-de-mueca-38796478>
- Arce, C. (2005). *Niveles de Amputación*. <http://www.arcesw.com/niveles.htm>
- Arduino. (29 de 06 de 2022). *Arduino*. Arduino: [https://store.arduino.cc/products/arduino-nano-every?\\_gl=1\\*uskyyc\\*\\_ga\\*MzYwMTQ1OTU0LjE2NTlyNDExMTI.\\*\\_ga\\_NEXN8H46L5\\*MTY1NjYwMzUzMi42LjAuMTY1NjYwMzUzMi42MA..](https://store.arduino.cc/products/arduino-nano-every?_gl=1*uskyyc*_ga*MzYwMTQ1OTU0LjE2NTlyNDExMTI.*_ga_NEXN8H46L5*MTY1NjYwMzUzMi42LjAuMTY1NjYwMzUzMi42MA..)
- AVElectronic. (29 de 06 de 2022). *AVElectronic*. AVElectronic: <https://avelectronics.cc/producto/bateria-lipo-turnigy-7-4v-1500mah-2s-35-70c/>
- Avelectronic. (29 de 06 de 2020). *Avelectronic*. Avelectronic.: [http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG996R\\_Tower-Pro.pdf](http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG996R_Tower-Pro.pdf)
- Azpilcueta, R. (2019). *Dispositivo de Adquisición*. <http://rinfi.fi.mdp.edu.ar/bitstream/handle/123456789/456/RAzpilcueta-TFG-IEe-2020.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Baltimore. (Diciembre de 2014). *DESARROLLAN PRÓTESIS ROBÓTICA DOBLE ACCIONADA POR EL PENSAMIENTO*. El Hospital: <https://www.elhospital.com/temas/Desarrollan-protesis-robotica-doble-accionada-por-el-pensamiento+102514>
- Bautista, R. (2013). *Persona con amputación*. <https://academia.utp.edu.co/programas-de-salud-3/files/2014/02/GUIA-AMPUTADOS.pdf>
- Bionics, O. (2021). *A prosthesis built for function & comfort*. <https://openbionics.com/>
- Bitfab. (29 de 06 de 2022). *Bitfab*. Bitfab: <https://bitfab.io/es/blog/pla-vs-abs/>
- Bowers, R. (2002). El Maravilloso Mundo De La Prótesis Cosmética. 12(2).

- Brito, J., Quinche, M., & Calle, J. (2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Ingenius*(9), 57-64. <https://www.redalyc.org/pdf/5055/505554814008.pdf>
- Cailliet, R. (2010). *Anatomía Funcional, Biomecánica*.
- Carrasco, A. (29 de 06 de 2022). *inaoep*. inaoep: <https://ccc.inaoep.mx/~ariel/recpat.pdf>
- Castro. (2018). *Introducción a la biomecánica*. Chicago: Pearson.
- Ceres, R., Pons, L., Calderón, L., & Moreno, J. (2008). LA ROBÓTICA EN LA DISCAPACIDAD. DESARROLLO DE LA PRÓTESIS DIESTRA DE EXTREMIDAD INFERIOR MANUS-HAND. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática*, 5(2), 60-68.
- CLR. (2018). *CLR Reductores*. <https://clr.es/blog/es/pasos-para-calcular-la-relacion-de-transmision-de-engranajes/#:~:text=La%20relaci%C3%B3n%20de%20transmisi%C3%B3n%20de%20engranajes%20o%20relaci%C3%B3n%20de%20reducci%C3%B3n,i%3D%20Ze%2F%20Zs>
- Coalition. (2019). *Amputee coalition*. <https://www.amputee-coalition.org/about-us/history/>
- Concept3d. (29 de 06 de 2022). *Concept3d*. Concept3d: <https://concept3d.com/>
- Correa. (29 de 06 de 2022). *capasobrecapa*. capasobrecapa: <https://capasobrecapa.com/parametros-calidad-fdm/>
- Cross, N. (2002). *Métodos de diseño, estrategias para el diseño de productos*. LIMUSA.
- Díaz, K. (12 de 3 de 2021). *Fundación social innovacion en la acción social*. <https://isocial.cat/es/hero-arm-un-brazo-bionico-muy-asequible-hecho-con-impresion-3d/#:~:text=Hero%20Arm%20es%20una%20pr%C3%B3tesis%20robusta%20pero%20ligera%2C%20as%C3%AD%20como,%2C%20luces%2C%20botones%20y%20sensores>
- Digikey. (29 de 06 de 2022). *Digikey*. Digikey: <https://www.digikey.com/htmldatasheets/production/1897318/0/0/1/myoware-muscle-sensor-at-04-001-.html>
- DIN. (29 de 06 de 2022). *techstreet*. techstreet: [https://www.techstreet.com/standards/din-33402-2?product\\_id=2201635](https://www.techstreet.com/standards/din-33402-2?product_id=2201635)
- Discapacidad, E. d. (2021). *Concejo nacional para la igualdad de discapacidades*. <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- Dorador, J. M. (2015). *Reseña histórica de las prótesis*. UNAM .
- Electrostore. (29 de 06 de 2022). *electrostore*. electrostore: <https://grupoelectrostore.com/shop/sensores/senales-bioelectricas/sensor-muscular-myoware-emg/>
- Fernández, R., & Robles, J. (2013). Neuropsychological treatment of phantom limb pain: a case report. 69(3). <https://doi.org/10.4321/S1887-85712013000300006>
- García, A. (2014). *Revista Digital Universitaria Nacional Autónoma de México*.

- Garzon, M. (29 de 06 de 2022). *reporte industrial* . reporte industrial :  
<https://www.reporteroindustrial.com/temas/Tendencias-e-importancia-de-la-impresion-3D-en-la-manufactura+110483#:~:text=La%20impresi%C3%B3n%203D%20o%20manufactura,pr%C3%B3ximos%20a%C3%B1os%20a%20nivel%20mundial.>
- Glasses, V. R. (29 de 06 de 2022). *Virtual Reality Glasses*. Virtual Reality Glasses:  
<http://www.vr-box.es/>
- Gonzales, W. (29 de 06 de 2018). *Universidad Cental de Venezuela* . Universidad Cental de Venezuela :  
[http://saber.ucv.ve/bitstream/10872/18856/1/24336448\\_WilmerGonzalez.pdf](http://saber.ucv.ve/bitstream/10872/18856/1/24336448_WilmerGonzalez.pdf)
- Harris, M., Kyberd, P., & Harwin, W. (2005). Diseño y desarrollo de un manipulador diestro. *Transacciones del Instituto de Medida y Control*, 1, 137-152.
- Hernández, N. (29 de 06 de 2022). *educaciontrespuntocero*. educaciontrespuntocero:  
<https://www.educaciontrespuntocero.com/noticias/inteligencia-artificial-en-educacion/>
- Hirzinger, G., Butterfab, J., & Fischer, M. (4 de 2000). *A Mechatronics Approach to the design of light-weight arms and multifingered hands*.  
[https://www.dlr.de/rm/en/Portaldata/52/Resourses/Roboter\\_und\\_Systeme/Hand/icra2000approach.pdf](https://www.dlr.de/rm/en/Portaldata/52/Resourses/Roboter_und_Systeme/Hand/icra2000approach.pdf)
- Horcajada, R. (2013). *Miembro superior*. Anatomía morfológica aplicada:  
<https://eprints.ucm.es/id/eprint/45915/1/TEMA%205.%20Miembro%20superior.pdf>
- Hurtado, P., Luviano, D., Vidal, L., & García, L. (2018). Diseño y construcción de un prototipo de prótesis. *Mundo Fesc*, 15(1), 14-25.
- Industry, D. (29 de 06 de 2022). *Direct Industry*. Direct Industry:  
<https://guide.directindustry.com/es/que-fuente-de-alimentacion-electrica-elegir/#:~:text=Una%20fuente%20de%20alimentaci%C3%B3n%20el%C3%A9ctrica,alimentaci%C3%B3n%20de%20un%20determinado%20dispositivo.>
- INEN. (20 de 01 de 2014). *INEN*. INEN:  
[https://www.normalizacion.gob.ec/buzon/normas/nte\\_inen\\_iso\\_22523.pdf](https://www.normalizacion.gob.ec/buzon/normas/nte_inen_iso_22523.pdf)
- InteractiveChaos. (29 de 06 de 2022). *InteractiveChaos*. InteractiveChaos:  
<https://interactivechaos.com/es/manual/tutorial-de-machine-learning/arquitectura-de-redes-neuronales#:~:text=El%20concepto%20de%20arquitectura%20referida,en%20la%20que%20son%20entrenadas>
- Jetbrains. (29 de 06 de 2022). *Jetbrains*. Jetbrains: <https://www.jetbrains.com/es-es/pycharm/download/#section=windows>
- Jhonson, B. &. (2014). *Mecanica de materiales* . Mexico: McGrawHill.
- Jimenez, E. (2015). *Apuntes de anatomia*.  
<https://www.iqb.es/cbasicas/anatomia/es003.htm#radio>

- JNHuaMao. (29 de 06 de 2022). *alldatasheet*. alldatasheet:  
<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1179059/ETC1/HM-11.html>
- Junquera, R., & Junquera, I. (2018). *Fisioonline*. <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/hueso-radio>
- Keras. (29 de 06 de 2022). *Keras*. Keras: <https://keras.io/>
- Lara, V. (21 de 6 de 2017). *Las sorprendentes características de las manos humanas*.  
<https://hipertextual.com/2017/06/manos-humanas-caracteristicas>
- Lin, L., & Huang, H. (6 de 2008). NTU Hand: A New Design of. *Robotics*, 120.
- LiveTour. (29 de 06 de 2022). *capterra*. capterra:  
<https://www.capterra.ec/software/158774/livetour>
- Loaiza, J., & Arzola, N. (16 de 8 de 2011). *EVOLUTION AND TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF HAND PROSTHESIS*.  
<https://revistas.unal.edu.co/index.php/dyna/article/view/19354/26525>
- López, R. (2008). Las Redes Neuronales Artificiales: Aspectos fundamentales . En R. Lopéz, *Las Redes Neuronales Artificiales* (págs. 16-41). Netbiblo.
- Magazine. (2018). *Ejercitando los músculos de la mano*. <https://lacarnemagazine.com/especial-salud-ejercitando-musculos-de-la-mano/>
- Margaret, R. (29 de 06 de 2022). *computerweekly*. computerweekly:  
<https://www.computerweekly.com/es/definicion/Inteligencia-artificial-o-IA>
- Martínez, M. V., & González., R. J. (2016). *Desarrollo de metodología para la creación de prótesis Low Cost*. Cartagena.
- Mayta, W. (29 de 06 de 2020). *scielo*. scielo:  
[http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2071-081X2009000100005](http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2071-081X2009000100005)
- Maza, E., & Jones, L. (12 de 5 de 2022). *Lecturio*: <https://www.lecturio.com/es/concepts/mano/>
- Meyer, E. (29 de 06 de 2022). *wikiwand*. wikiwand:  
[https://www.wikiwand.com/es/Reconocimiento\\_de\\_patrones](https://www.wikiwand.com/es/Reconocimiento_de_patrones)
- Moreno, J. (24 de 7 de 2015). *Afán por saber*. <https://afanporsaber.com/tag/morfologia>
- Muñoz, V. (2016). *Desarrollo de metodología para la*.
- Navarro, N. (22 de 06 de 2015). *Radiología Básica*. Tipos de movimientos del cuerpo humano:  
<http://radiologiadecero.blogspot.com/2015/01/movimientos-del-cuerpo.html>
- Noraxon, P. (2005). *El abc de emg*.
- Norton, R. (2011). *Diseño de máquinas*. México: PEARSON.
- Oculus. (29 de 06 de 2022). *Oculus*. Oculus:  
[https://www.oculus.com/experiences/?utm\\_source=www.google.com&utm\\_medium=oculusredirect](https://www.oculus.com/experiences/?utm_source=www.google.com&utm_medium=oculusredirect)

- Ortiz, P., & Ramirez, R. (2016). *Stanford Children`s Health*.  
<https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomyofthehand-85-P04195>
- Ortopinos. (2020). *Prótesis de mano Michelangelo*. <https://ortopinos.com/producto/protesis-mano-michelangelo/>
- Oxolón, M., & Morales, M. (2018). *Tratamiento fisioterapeutico en amputados de miembro superior*.  
<http://repositorio.uigv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.11818/3772/OXOL%C3%93N%20SALVADOR%2C%20Mar%C3%ADa%20Paz.pdf?sequence=2&isAllowed=y>
- Páez, I., & Gaviria, C. (2017). Prótesis subactuadas de manos. *INGENIUM*, 18(35), 20-34.
- Parra, F. (29 de 06 de 2022). *bookdown*. bookdown: <https://bookdown.org/content/2274/series-temporales.html>
- Paz, E. (29 de 06 de 2022). *Fisioterapia online*. Fisioterapia online: <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/realidad-virtual-una-alternativa-terapeutica-en-fisioterapia>
- Pública, M. d. (2018). *Calificación de la discapacidad*. [https://www.salud.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2018/12/Manual\\_Calificaci%C3%B3n-de\\_Discapacidad\\_2018.pdf](https://www.salud.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2018/12/Manual_Calificaci%C3%B3n-de_Discapacidad_2018.pdf)
- Python. (29 de 06 de 2022). *Python*. Python: <https://www.python.org/about/apps/>
- Ramirez, L. (2018). *Morfología de manos y pies*. mheducation:  
<https://www.mheducation.es/bcv/guide/capitulo/8448180747.pdf>
- Robotshop. (09 de 06 de 2022). *Robotshop*. Robotshop:  
<https://www.robotshop.com/us/es/modulo-ble-bluetooth-40-hm-11.html>
- Rodriguez. (29 de 06 de 2022). *xataka*. xataka: <https://www.xataka.com/seleccion/guia-compra-gafas-realidad-virtual-16-modelos-para-todas-expectativas-necesidades-presupuestos>
- Saenz, J. (2020). *Paradigma*. <https://paradigmia.com/curso/locomotor/modulos/osteologia-de-la-extremidad-superior/temas/cubito-o-ulna/>
- Sandorobotics. (29 de 06 de 2022). *sandorobotics*. sandorobotics:  
<https://sandorobotics.com/producto/mg996r/>
- Sandorobotics. (29 de 06 de 2022). *Sandorobotics*. Sandorobotics:  
<https://sandorobotics.com/producto/hs0993/>
- Schlich, T. (25 de 7 de 2014). *Cnn Español*. <https://cnnespanol.cnn.com/2014/07/25/los-hombres-bionicos-que-creo-la-primera-guerra-mundial/>
- Schulz, S., & Brethauer, G. (2001). A new ultralight anthropomorphic hand. *International conference on robotics automation*. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2001.932988>
- Serrano, C., & Nova, S. (21 de 3 de 2022). *Ken Hub*.  
<https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/radio-y-ulna-cubito>
- Sevilla. (29 de 06 de 2022). *tafadycursos*. tafadycursos: <https://www.tafadycursos.com/cuerpo-humano/amplitud-de-movimiento>

- Sobotta, J. (2000). *Aula de anatomía*. <https://www.auladeanatomia.com/es/sistemas/315/cubito>
- Soto, S. (2015). *Ventajas y desventajas de implementar redes inalámbricas*. <https://rom-mayer.cl/redes-inalambricas-2/#:~:text=F%C3%A1cil%20instalaci%C3%B3n%3A%20La%20instalaci%C3%B3n%20de,que%20las%20redes%20por%20cable>
- Surgical, M. (2016). *MBA Surgical Empowerment*. <https://www.mba.eu/blog/todo-lo-que-debes-saber-sobre-amputaciones/>
- Tensorflow. (29 de 06 de 2022). *Tensorflow*. Tensorflow: <https://www.tensorflow.org/about?hl=es-419>
- Unity. (29 de 06 de 2022). *Unity*. Unity: <https://unity.com/es>
- Urbina, P. (29 de 06 de 2022). *di-conexiones*. di-conexiones: <https://www.di-conexiones.com/myo-control-multi-gestual-en-forma-de-brazalete/>
- UVa. (29 de 06 de 2022). *UVa*. UVa: <http://www5.uva.es/estadmed/datos/series/series.htm#:~:text=Una%20variable%20estad%C3%ADstica%20cuyos%20valores,a%20lo%20largo%20del%20tiempo>
- Villaseñor, L. d. (2009). Cronología histórica de las amputaciones. *ANGIOLOGIA*, 37(1), pp 9-22.
- Yip, H. (17 de 10 de 2019). *The Future of Prosthetics: The Hero Arm*. <https://fmsfalconpress.org/2005/science-technology/the-future-of-prosthetics-the-hero-arm/>

**Anexos**