

Diseño y manufactura de un mecanismo para prótesis mioeléctrica

Josimar Zhlattán Correa Piñeres y Jhon Leider Ríos Triana

Trabajo de Grado para Optar el Título de Ingenieros Mecánicos

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Ph.D en Ingeniería Mecánica

Codirector

Luis Antonio Bautista Hernández

M.Sc en Informática

Universidad Industrial de Santander
Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas
Escuela de Ingeniería Mecánica
Bucaramanga

2021

Agradecimientos

Josimar

A Adina, mi esposa y amiga que ha confiado en mí siempre, me ha apoyado y ha sido quien me ha motivado, impulsado y fortalecido para hacer realidad este sueño, sin ti no lo habría logrado,
te amaré toda mi vida.

A mis hijas Giannina y Florencia por ser las bebés más maravillosas que alguien puede soñar.

A mi madre Edith por siempre esforzarse y darme su apoyo cuando más lo necesito.

A mi hermano Freddy que ha sido un ejemplo a seguir en el camino profesional.

A mi padre Álvaro quien siempre han sido ejemplo de honestidad y responsabilidad.

Gracias a mi suegra Ofelia Reyes, mi tía Johanna y mi tía Lola por apoyarme.

En memoria de mi eterno Terry (Copito) “siempre vivirás en mí”.

A todos los profesores que fueron parte de mi formación y me compartieron más que conocimiento científico para ser un gran profesional.

A la fantástica escuela de Ingeniería mecánica, todos sus empleados y compañeros en mi amada alma mater Universidad Industrial de Santander.

Agradecimientos

Jhon Leider

A la universidad industrial de Santander por permitirme la dicha de ser parte de su hermoso espacio y de conocer la calidez humana de cada persona que conforma esta gran familia.

A todos aquellos profesores que compartieron con entusiasmo el conocimiento de la ingeniería y de la vida.

A mis padres, por ser el combustible que me impulsaban cuando sentía las dificultades de poder lograr mi meta.

A mis amigos, por compartir conmigo la experiencia vivida en la universidad, siempre buscando la forma de salir adelante juntos.

En memoria a los dos mejores amigos que nunca antes jamás tuve, mi amado Akamaru y mi fiel Ranger.

Contenido

Introducción	20
1. Objetivos.....	21
1.1 Objetivo General	21
1.2 Objetivos Específicos	21
1.3 Planteamiento del problema	21
1.3.1 Pregunta problema.....	22
1.3.2 Justificación del problema.....	22
2. Marco Referencial.....	23
2.1 Prótesis de mano	23
2.2 Tipos de Amputaciones.....	24
2.2.1 Amputación transradial	25
2.3 Primeras prótesis de miembro superior.....	26
2.4. Tipos de Prótesis de miembro superior.....	28
2.4.1 Prótesis pasiva.....	28
2.4.2 Prótesis Activa	29
2.5 Sistemas de actuación	29
2.5.1 Motores DC y Servomotores	30
2.5.2 Mecanismos de transmisión por cables y poleas	31
2.5.3 Mecanismos de transmisión por barras.....	32
2.6 Tipos de accionamiento de una prótesis	34
2.6.1 Prótesis Eléctrica.....	34
2.6.2 Prótesis Mecánica	35

2.6.3 Prótesis Neumática.....	36
2.6.4 Prótesis Mioeléctrica.....	36
2.7 Referentes en prótesis mioeléctricas.....	37
2.7.1 Prótesis bebionic	37
2.7.2 Prótesis I-Limb Ultra	38
2.7.3 Prótesis Michaelangelo	39
2.8 Análisis de la anatomía y fisiología de la mano, tipos de agarre, presiones generadas en el agarre y las señales eléctricas que controlan este movimiento	39
2.8.1 La mano	39
2.8.2 Anatomía de la mano	40
2.8.3 Huesos de la mano	40
2.8.3.1 Carpo.....	40
2.8.3.2 Metacarpo.	41
2.8.3.3 Falanges.	41
2.8.4 Mecanismos de los tendones extensores y flexores de la mano	41
2.8.5 Ligamentos de los dedos.....	42
2.8.6 Miología de la mano	45
2.8.6.1 Eminencia tenar.	45
2.8.6.2 La eminencia hipotenar. tección.	46
2.8.6.3 Región de la palma.....	47
2.8.7 Miología del antebrazo	48
2.8.7.1 Región anterior o ventral del antebrazo.	49
2.8.7.2 Región postero-lateral del antebrazo.	50

2.8.7.3 Región posterior o dorsal del antebrazo.....	50
2.9 Tipos de agarre.....	52
2.9.1 Fuerza máxima de agarre con la mano	53
2.10 Electromiografía (EMG).....	54
2.10.1 Adquisición de señales EMG.....	55
2.10.2 Dispositivos de medición de señales EMG.....	56
2.10.2.1 Sensores invasivos.	56
2.10.2.2 Sensores no invasivos.	57
2.10.2.3 Aplicación de sensores no invasivos.....	58
2.10.3 Procesamiento de la señal EMG	59
2.10.4 Dispositivos empleados para el procesamiento de la señal EMG.....	60
3. Metodología de diseño	61
3.1 Requerimientos del consumidor	62
3.2 Especificaciones de diseño	63
3.3 Análisis de alternativas de diseño	63
3.4 Diseño conceptual.....	63
3.4.1 Mecanismo de cuatro barras para el diseño de los dedos	64
3.4.2 Dimensionamiento de los eslabones de los dedos	65
3.5 Síntesis del mecanismo para el dimensionamiento de los dedos.....	66
3.5.1 Diseño en detalle de los dedos	78
3.5.2 Isométrica del prototipo	79
3.5.3 Palma.....	80
3.5.4 Análisis estático y topológico de la prótesis	81

3.5.4.1 Falanges Proximales.	84
3.5.4.2 Falanges Medias.....	88
3.5.4.3 Falanges distales..	89
3.5.4.4 Construcción y análisis estático de IndexFinger1.....	93
3.5.4.5 Construcción y análisis estático de IndexFinger2.....	96
3.5.4.6 Análisis estático y topológico del soporte.	98
3.5.4.7 Análisis estático de los eslabones conectores.	102
3.6 Cálculo del ángulo necesario de giro para estos movimientos y electrónica del movimiento de los dedos.....	106
3.6.1 Ángulo de giro del servo para el movimiento de los dedos.....	106
3.6.1.1 IndexFinger.	106
3.6.1.2 MiddleFinger.....	109
3.6.1.3 RingFinger	110
3.6.1.4 PinkyFinger.....	112
3.6.2 Programación en Arduino	114
3.6.2.1 Librería de Arduino implementada para el control del servo.	115
3.6.3 Elementos del circuito.....	115
3.6.4 Montaje realizado.....	117
3.7 Manufactura	118
3.7.1 Impresión 3D del diseño	118
3.7.2 Materiales e implementos usados.....	119
3.7.3 Proceso de construcción	120
3.7.4 Verificación de la funcionalidad del modelo impreso.....	121

3.7.5 Resultado Final	123
3.8 Costos.....	124
3.9 Diagrama de Gantt	125
4. Conclusiones.....	126
Referencias bibliográficas.....	129
Apéndices.....	132

Lista de Tablas

Tabla 1. Grados de flexión y extensión generados por los arcos de los dedos.....	44
Tabla 2. Resultados de la matriz QFD para diseño conceptual de la prótesis.	64
Tabla 4. Nomenclatura para la construcción de las falanges del dedo índice.....	75
Tabla 4. Ángulos de acción del servo, para el movimiento en flexión y extensión.....	114
Tabla 5. Elementos electrónicos empleados en el montaje.....	116
Tabla 6. Polylactic Acid (PLA) Biopolymer	118
Tabla 8. Herramientas y lista de piezas en PLA y Aluminio.....	119
Tabla 9. Lista de piezas en PLA y Al para el ensamblaje.....	120
Tabla 10. Lista de piezas en PLA y Aluminio	121
Tabla 10. Tabla de costos del desarrollo del modelo.....	125

Lista de Figuras

Figura 1. Muñón de antebrazo	24
Figura 2. Nivel de amputación para miembro superior	25
Figura 3. Primer prototipo de prótesis	26
Figura 4. Primeras prótesis con mecanismos	27
Figura 5. Tipos de prótesis según su clasificación.....	28
Figura 6. Prótesis estética	29
Figura 7. Actuadores eléctricos empleados en el diseño de prótesis	30
Figura 8. Prótesis que emplea el uso de actuadores eléctricos para su funcionamiento.....	30
Figura 9. Sistema basado en poleas y cables	31
Figura 10. Sistema protésico compuesto por cables y poleas.....	32
Figura 11. Prótesis accionadas por mecanismos de barras.	33
Figura 12. Prótesis eléctrica.....	35
Figura 13. Elementos de suspensión, mano mecánica.....	35
Figura 14. Prótesis neumática Shadow Robot Company.....	36
Figura 15. Partes de la prótesis mioeléctrica	37
Figura 16. Prótesis de mano Bebionic	38
Figura 17. Prótesis mioeléctrica I-Limb Ultra	38
Figura 18. Prótesis mioeléctrica Michaelangelo.....	39
Figura 19. Huesos de la mano.....	40
Figura 20. Tendones de la mano	41
Figura 21. Dedo en resorte.....	42

Figura 22. Poleas de la vaina del tendón flexor.....	43
Figura 23. Arcos generados por los dedos en la flexión y extensión.....	44
Figura 24. Músculos de la eminencia tenar e hipotenar.....	45
Figura 25. Músculos de la región palmar media.....	47
Figura 26. Músculos del antebrazo, flexores superficiales.....	49
Figura 27. Músculos del antebrazo, flexores profundos.....	50
Figura 28. Músculos del antebrazo, musculatura radial.....	50
Figura 29. Músculos del antebrazo, extensores superficiales.....	51
Figura 30. Músculos del antebrazo, extensores profundos.....	51
Figura 31. Tipos de agarre de la mano.....	52
Figura 32. Fuerzas de agarre promedio.....	53
Figura 33. Unión Neuromuscular.....	54
Figura 34. Generación del potencial eléctrico respecto al tiempo para una contracción.....	55
Figura 35. Etapas del procesado de la señal EMG para la contracción del bíceps.....	56
Figura 36. Electrodo de agujas monopolares.....	57
Figura 37. Electrodo externo.....	57
Figura 38. Señales EMG generada para el movimiento de cada dedo.....	58
Figura 39. Procesamiento de la señal EMG.....	60
Figura 40. Dispositivos comerciales para el procesamiento de la señal EMG.....	61
Figura 41. Metodología de diseño implementada para el desarrollo del proyecto.....	62
Figura 42. Mecanismo de 4 barras.....	65
Figura 43. Paso 1: dibujar falange proximal.....	67
Figura 44. Paso 2.....	67

Figura 45. Paso 3: Redibujar.....	67
Figura 46. Paso 4.....	68
Figura 47. Paso 5.....	68
Figura 48. Paso 6.....	69
Figura 49. Paso 7.....	69
Figura 50. Paso 8.....	70
Figura 51. Paso 9.....	70
Figura 52. Paso 10.....	71
Figura 53. Paso 11.....	71
Figura 54. Paso 12.....	72
Figura 55. Paso 13.....	72
Figura 56. Paso 13 (2).....	73
Figura 57. Paso 14.....	73
Figura 58. Paso 14 (2).....	74
Figura 59. Paso 15.....	74
Figura 60. Paso 16.....	75
Figura 61. Esquema MiddleFinger:	76
Figura 62. Esquema RingFinger:	77
Figura 63. Esquema PinkyFinger:.....	77
Figura 64. Secuencia implementada para el diseño en detalle del mecanismo	78
Figura 65. Isométrico del diseño CAD del prototipo de la prótesis (exceptuando el pulgar).....	79
Figura 66. Modelo de la palma construida a partir de las medidas del contorno de la mano	80
Figura 67. Medidas del modelo de la palma	80

Figura 68. Agarre tipo gancho	81
Figura 69. Evaluación de la condición de carga de los elementos del mecanismo	82
Figura 70. Descripción del cálculo del torque del servomotor	83
Figura 71. Dimensionamiento de la falange IndexFingerProximal estructura básica	84
Figura 72. Falange estructura.....	84
Figura 73. Mallado y carga en IndexFingerProximal	85
Figura 74. Esfuerzos de von Misses en IndexFingerProximal estructura básica.....	85
Figura 75. Deformaciones de URES en IndexFingerProximal estructura básica.....	85
Figura 76. Análisis topológico en IndexFingerProximal estructura básica, vista isométrica	86
Figura 77. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final IndexFingerProximal.....	86
Figura 78. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final MiddleFingerProximal	87
Figura 79. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final RingFingerProximal.	87
Figura 80. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final PinkyFingerProximal.....	87
Figura 81. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final IndexFingerMiddle.	88
Figura 82. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final MiddleFingerMiddle.....	88
Figura 83. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final RingFingerMiddle.	89
Figura 84. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final PinkyFingerMiddle.....	89
Figura 85. Mallado y carga en IndexFingerDistal.	90
Figura 86. Esfuerzos de von Misses en IndexFingerDistal estructura básica.....	90
Figura 87. Deformaciones de URES en IndexFingerProximal estructura básica.....	91
Figura 88. Análisis topológico en IndexFingerProximal estructura básica, vista isométrica.....	91
Figura 89. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final IndexFingerDistal	92
Figura 90. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final MiddleFingerDistal.....	92

Figura 91. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final RingFingerDistal	92
Figura 92. Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final PinkyFingerDistal.....	93
Figura 93. Dibujo básico y geometría de IndexFinger1	94
Figura 94. Pieza CAD en lámina Aluminio 1mm geometría IndexFinger1.	94
Figura 95. Pieza CAD en lámina Aluminio 1mm geometría IndexFinger1 isométrico.	94
Figura 96. Esfuerzos von Mises en MiddleFinger1 con aplicación de carga en Y.....	95
Figura 97. Deformaciones de URES en MiddleFinger1 con aplicación de carga en Y.....	95
Figura 98. Esfuerzos von Mises en MiddleFinger1 con carga distribuida XE.	96
Figura 99. Deformaciones de URES con aplicación de carga distribuida en Y.	96
Figura 100. Dibujo básico y geometría de IndexFinger2.	97
Figura 101. Pieza CAD en lámina Aluminio 1mm geometría IndexFinger2 isométrico.	97
Figura 102. Esfuerzos von Mises en MiddleFinger2 con aplicación de carga en G.....	97
Figura 103. Deformaciones de URES en MiddleFinger2 con aplicación de carga en G.....	98
Figura 104. Mallado y carga en IndexFingerSupport.	98
Figura 105. Esfuerzos de von Misses en IndexFingerSupport estructura básica.....	99
Figura 106. Deformaciones de URES en IndexFingerSupport estructura básica.....	99
Figura 107. Análisis topológico en IndexFingerSupport estructura básica, vista isométrica.....	99
Figura 108. Definición de los ejes de anclaje en IndexFingerSupport	100
Figura 109. Geometría externa general en IndexFingerSupport.....	100
Figura 110. Redondeo de 3mm en zonas de posibles concentradores de esfuerzos	101
Figura 111. Dibujo de geometría final en IndexFingerSupport.....	101
Figura 112. Isométrico CAD final en lámina de Aluminio en IndexFingerSupport	101
Figura 113. Gráfico del eslabonamiento del mecanismo doble balancín.	102

Figura 114. Esfuerzos von Mises ServoFinger.	102
Figura 115. Deformaciones URES ServoFinger.....	103
Figura 116. Esfuerzos de von Misses en MechanismServoIndexFinger.	103
Figura 117. Deformaciones URES MechanismServoIndexFinger.....	103
Figura 118. Esfuerzos de von Misses en MechanismServoMiddleFinger.....	104
Figura 119. Deformaciones URES en MechanismServoMiddleFinger.....	104
Figura 120. Esfuerzos de von Misses en MechanismServoRingFinger.	104
Figura 121. Deformaciones URES en MechanismServoRingFinger.	105
Figura 122. Esfuerzos de von Misses en MechanismServoPinkyFinger.....	105
Figura 123. Deformaciones URES en MechanismServoPinkyFinger.0.....	105
Figura 124. Posiciones de extensión y flexión del dedo IndexFinger	107
Figura 125. Cálculo del ángulo θ_{Index} respecto a la horizontal en IndexFinger	107
Figura 126. Determinación del ángulo σ_{Index} del servo Q1C para MiddleFinger	108
Figura 127. Posiciones de extensión y flexión del dedo MiddleFinger.....	109
Figura 128. Cálculo del ángulo θ_{Middle} , respecto a la horizontal en MiddleFinger	109
Figura 129. Gráfico del eslabonamiento del mecanismo doble balancín MiddleFinger	110
Figura 130. Determinación del ángulo σ_{Middle} del servo Q3C para MiddleFinger.....	110
Figura 131. Posiciones de extensión y flexión del RingFinger	110
Figura 132. Datos para el cálculo del ángulo θ_{Ring} con respecto a la barra en RingFinger	111
Figura 133. Gráfico del eslabonamiento del mecanismo doble balancín RingFinger	111
Figura 134. Determinación del ángulo σ_{Ring} del servo Q5E para RingFinger.....	112
Figura 135. Posiciones extensión y flexión del PinkyFinger.....	112
Figura 136. Cálculo del ángulo θ_{Pinky} respecto a la horizontal en PinkyFinger.....	113

Figura 137. Gráfico del eslabonamiento del mecanismo doble balancín PinkyFinger.....	113
Figura 138. Determinación del ángulo σ_{Pinky} del servo Q7G para RingFinger.....	114
Figura 139. Montaje usado del circuito en Arduino, para generar el movimiento de los dedos con el uso de servos y regulados por potenciómetros.....	117
Figura 140. Impresora AnetA8 usada en el proceso de manufactura	119
Figura 141. Comprobación del modelo impreso movimiento realizado por el dedo índice.....	122
Figura 142. Validación de la movilidad de los dedos en diferentes posiciones	122
Figura 143. Resultado final del Ensamblaje	123
Figura 144. Peso del conjunto del mecanismo con los servomotores.....	124
Figura 145. Diagrama de Gantt.....	126

Lista de Apéndices

Apéndice A. Información biométrica del paciente Libardo mendosa, usadas para el dimensionamiento de los eslabones	132
Apéndice B. Matriz QFD para la selección de la alternativa de diseño, según los requerimientos planteados	134
Apéndice C. Planos del modelo	135
Apéndice D. Simulación	141

Resumen

Título: Diseño y manufactura de un mecanismo para prótesis mioelétrica*

Autor: Josimar Zhlattán Correa Piñeres, Jhon Leider Ríos Triana**

Palabras Clave: Biomecánica, Prótesis, Mano, Biomimética, Mioelétrica

El desarrollo del presente proyecto diseña y construye el mecanismo de los dedos (índice, corazón, anular y meñique) para una prótesis mioelétrica de mano diseñada con los datos biométricos del paciente Libardo Mendoza quien padece de amputación transradial derecha. La solución dada considera además las propuestas por parte de los directivos del semillero y los autores del proyecto, donde se concluye que sea antropomórfica, en lámina de Aluminio, con 1 grado de libertad cada dedo, mecanismo de Toronto y usando elementos que permitan un bajo coste con buena calidad. El diseño final va orientado en Biomimética, la cual asemeja la apariencia y funcionalidad con el miembro biológico, permitiendo la adición de recubrimientos (piel sintética) para proteger los circuitos internos del medio ambiente. Se seleccionan opciones que sean amigables con el medio ambiente, tratando de usar la menor cantidad de plástico posible.

Al final se desarrolla el mecanismo de los dedos donde se comprueba su funcionamiento y se deja totalmente funcional con el objetivo de seguir desarrollando la prótesis completa para el paciente y las personas que sufren este tipo de discapacidad.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingeniería Físico-Mecánica. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez PhD. Codirector: Luis Antonio Bautista Hernández, MS.c.

Abstract

Title: Design and manufacture of a mechanism for myoelectric prosthesis*

Author: Josimar Zhlattán Correa Piñeres, Jhon Leider Ríos Triana**

Key Words: Biomechanics, Prosthesis, Hand, Amputation, Biomimetics, Myoelectric

The development of this project designs and builds the mechanism of the fingers (index, middle, ring and pinky) for a myoelectric hand prosthesis designed with the biometric data of the patient Libardo Mendoza who suffers from right transradial amputation. The solution given also considers the proposals by the directors of the hotbed and the authors of the project, where it is concluded that it is anthropomorphic, in aluminum sheet, with 1 degree of freedom each finger, Toronto mechanism and using elements that allow a low cost with good quality. The final design is oriented in Biomimetics, which resembles the appearance and functionality with the biological member, allowing the addition of coatings (synthetic skin) to protect the internal circuits from the environment. Options are selected that are friendly to the environment, trying to use the least amount of plastic possible.

In the end, the finger mechanism is developed where its operation is checked and it is left fully functional with the aim of continuing to develop the complete prosthesis for the patient and people who suffer this type of disability.

* Degree Work

** Facultad de Ingeniería Físico-Mecánica. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez PhD. Codirector: Luis Antonio Bautista Hernández, MS.c.

Introducción

En el marco del desarrollo económico y científico de la región latinoamericana, se puede detectar una brecha grande con los países desarrollados y las potencias económicas más importantes. Cabe destacar que un desarrollo económico no necesariamente se debe a un aporte científico importante. El fenómeno latinoamericano considerado por los integrantes del proyecto actual, es de un enfoque en la manufactura, pero sin intervención intelectual en el desarrollo de equipos y productos en general.

El entorno político domina las bases para orientar la población, sin embargo, existen muchos elementos que permiten la incursión en la vida empresarial que normalmente no se conocen o se desestiman por miedos o tradiciones culturales, lo cual conlleva a la comunidad a enfocar en desarrollos básicos y optar por la comercialización de productos importados o su ensamblaje. Este proyecto pretende solucionar una problemática propuesta en el Semillero de Biomecánica de la Escuela de Ingeniería Mecánica, dando la solución al diseño y construcción de un mecanismo para prótesis de mano, el cual hace parte de un proyecto doctoral. Este proyecto se complementará con los desarrollos en electromiografía y socket del muñón, en los cuales, teniendo un paciente identificado, sus datos biométricos y los propósitos del proyecto, se usa como condiciones de diseño para su desarrollo.

El propósito de fondo será el desarrollo de un prototipo para obtener el título de ingeniero mecánico en pregrado, pero enfocado en un desarrollo tecnológico más allá de lo que se ha hecho en el país.

1. Objetivos

1.1 Objetivo General

Diseñar y construir un mecanismo funcional para una prótesis mioeléctrica de mano, empleando elementos mecánicos con los elementos electrónicos adecuados para su funcionamiento, enfocado en bajo costo y buena calidad, para que pueda sustituir el miembro biológico de un paciente que presenta amputación transradial derecha.

1.2 Objetivos Específicos

- Analizar la anatomía y fisiología de la mano, obteniendo información de tipos de agarre, presiones generadas en el agarre y las señales eléctricas que controlan estos movimientos.
- Desarrollar un mecanismo y dimensionar los eslabones de un dedo (exceptuando el dedo pulgar) para una prótesis mioeléctrica.
- Modelar una prótesis de mano derecha para un paciente con amputación transradial usando el CAD SolidWorks 2018.
- Verificar la funcionalidad del prototipo mediante simulaciones y pruebas impresas en 3D.
- Desarrollar un prototipo final de prótesis de mano derecha, de tal manera que cumpla con las funciones básicas necesarias para remplazar el miembro faltante, combinando bajo costo y buena calidad.

1.3 Planteamiento del problema

Este proyecto diseñará y construirá un mecanismo para prótesis mioeléctrica que pretende sustituir el miembro superior derecho a nivel transradial, para una persona identificada quien

padece la amputación, permitiéndole retomar algunas actividades que se ejecutaban con anterioridad.

1.3.1 Pregunta problema

¿De qué manera el modelamiento de un mecanismo funcional de una prótesis mioeléctrica de mano, con los elementos mecánicos y electrónicos adecuados para su funcionamiento, enfocado en bajo costo y buena calidad, puede sustituir el miembro biológico amputado?

1.3.2 Justificación del problema

La ingeniería ha logrado dar solución a múltiples problemas sociales y ha sido muy relevante en un sector en específico, la bioingeniería. Poder mejorar la calidad de vida de los pacientes debe ser el enfoque principal; el desarrollo de mejores prótesis generara nuevas oportunidades a los afectados en la sociedad, la cual ha sido golpeada por el conflicto armado, arrojando una gran cantidad de víctimas, de las cuales una considerable cifra padece de la perdida de alguna extremidad. El desarrollo de la impresión 3D, y el uso de metales, es una de las alternativas que fusionan la resistencia, la calidad y un bajo costo. Esta selección da la posibilidad de darle solución al problema planteado. El desarrollo de la impresión 3D permite construir diferentes geometrías fácilmente, en conjunto con el desarrollo de materiales resistentes a múltiples condiciones, ha permitido que personas con amputación de cualquier extremidad, puedan llegar a asemejar su miembro faltante. Dado que el desarrollo de estas alternativas ha logrado cambiar la perspectiva de las personas afectadas, es esta la posibilidad por medio de la cual los humanos, en conjunto con sus técnicas, en algún momento sustituirá de forma perfecta cualquier parte del cuerpo. El acceso a prótesis de alta calidad para la población colombiana es una idea poco tenida en cuenta, debido al alto costo de las mismas ya que el estado de la economía de este

país y la precaria investigación imposibilita la opción de adquirir una buena prótesis y tener resultados más relevantes. Poder generar alternativas de solución a estos problemas sociales le permitirá a la Universidad Industrial de Santander – UIS, estar a la vanguardia en el desarrollo de nuevas investigaciones que permitan el avance de nuevas alternativas con cada vez más características físicas y funcionales del miembro perdido.

Con el diseño y construcción de un mecanismo de mano para prótesis mioeléctrica se contribuirá al desarrollo de avances que generen un impacto en términos de la manufactura de la prótesis y que se permita mejorar la calidad de vida de las personas dando soluciones inmediatas dado que las soluciones y avances biológicos son a largo plazo.

2. Marco Referencial

Dado que el enfoque central del desarrollo del proyecto está en el diseño y la manufactura de un mecanismo funcional de una prótesis mioeléctrica de mano, es fundamental resaltar las siguientes temáticas de desarrollo implementadas.

2.1 Prótesis de mano

La amputación del miembro superior origina una discapacidad funcional y de índole psicológico que la rehabilitación protésica trata de disminuir en lo posible (Ver figura 1). Para prescribir una prótesis de miembro superior es muy importante realizar previamente una buena valoración que nos permita conocer las expectativas del paciente y poder dar así una información realista acerca de las distintas opciones terapéuticas existentes.

Los resultados para cada paciente dependen, en primer lugar, del nivel o de la extensión de la amputación y, en segundo lugar, del tipo de prótesis que haya elegido, bien sea una prótesis de

tipo funcional o bien se trate de una prótesis estética. Por lo tanto, el desarrollo de una prótesis colabora con el progreso psicológico del paciente creando una percepción similar al aspecto y la movilidad del miembro perdido.

Para la construcción de una prótesis funcional en la amputación parcial de mano se aplican normalmente principios básicos de la ortésica y de la protésica. Dependiendo del nivel de amputación se elige una ayuda que cubra las necesidades del amputado, pero teniendo en cuenta que nunca será de manera absoluta o permanente (Zambudio, 2009).

Figura 1.

Muñón de antebrazo



Nota. Amputación a nivel de muñeca. Tomada de *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas* (p. 143), por Zambudio, 2009, Elsevier.

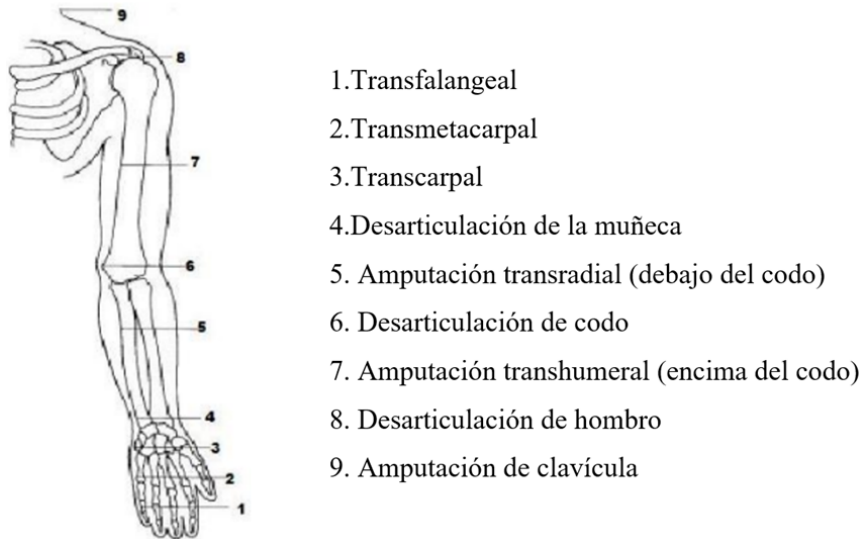
2.2 Tipos de Amputaciones

La amputación es la pérdida total o parcial de una extremidad del cuerpo, estas se clasifican en quirúrgicas que son cuando por medio de un procedimiento quirúrgico se amputa dicha parte porque hay daños irreparables y están las traumáticas que son cuando en un accidente se pierde el miembro. También puede ser una condición congénita que es cuando en la etapa fetal no hay un desarrollo correcto de algunas partes del cuerpo.

Se revisan amputaciones de miembro superior, lo cual es posible clasificar con base a la altura en que ha sido realizada. En la figura 2 se muestran los diferentes tipos de amputación por encima y por debajo del hombro. Para el desarrollo del proyecto solo se revisa el tipo de amputación (transradial) localizada por debajo del codo (Diaz, et al., 2010).

Figura 2.

Nivel de amputación para miembro superior



Nota. Niveles de amputación en el brazo. Tomada de *Diseño de un socket de miembro superior con suspensión ajustable* (p. 8), por Diaz, et al., 2010, Universidad Nacional Autónoma de México.

2.2.1 Amputación transradial

La amputación transradial es aquella que se da en el área del antebrazo cortando transversalmente el radio. Según su magnitud se diferencian entre amputación larga, media, corta o muy corta. Conociendo estas características se selecciona el tipo de prótesis, así como un adaptador y los demás elementos de fijación (socket) que le brinden soporte a la conexión de la prótesis con el antebrazo (muñón) (Ottobock, 2015).

2.3 Primeras prótesis de miembro superior

El descubrimiento de nuevos materiales junto con los avances tecnológicos ha dejado importantes propuestas en prótesis. La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2.000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia. La prótesis se hallaba fija al antebrazo y sujeta mediante un cartucho. La guerra y las condiciones extremas generaron la necesidad de realizar manos metálicas que protegieran las extremidades durante las batallas, como es el caso del general romano Marcus Sergius, el cual fabricó una mano metálica para combatir en la segunda guerra púnica, suceso que ocurrió en los años (218-202 a. C). La mejora de los procesos de forja y el tratamiento al hierro generaron en el año 1.400 la fabricación de la mano de alt-Ruppin construida también en hierro (Ver figura 3), constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente, éstos se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca movable (Dorador , 2004).

Figura 3.

Primer prototipo de prótesis



Nota. Mano de Gotz Von Berlichigen construida en hierro para sujetar la espada. Tomada de *Historia de la prótesis*, por Charris, 2007.

El avance considerable de las prótesis de mano, llega hasta el siglo XVI gracias al militar francés Ambroise Paré, el cual construye una prótesis con un mecanismo muy sencillo, pero a la vez muy útil para la época, para un paciente con desarticulación del codo. El mecanismo era posible realizar la flexión o extensión al nivel del codo.

El avance considerable de las prótesis de mano, llega hasta el siglo XVI gracias al militar francés Ambroise Paré, el cual construye una prótesis con un mecanismo muy sencillo, pero a la vez muy útil para la época, para un paciente con desarticulación del codo. El mecanismo era posible realizar la flexión o extensión al nivel del codo.

Figura 4.

Primeras prótesis con mecanismos



Nota. "Le petite Loraine", 1564 Ilustración de una "mano mecánica" dibujada por Ambroise Paré en el siglo XVI.
por Parra, 2019.

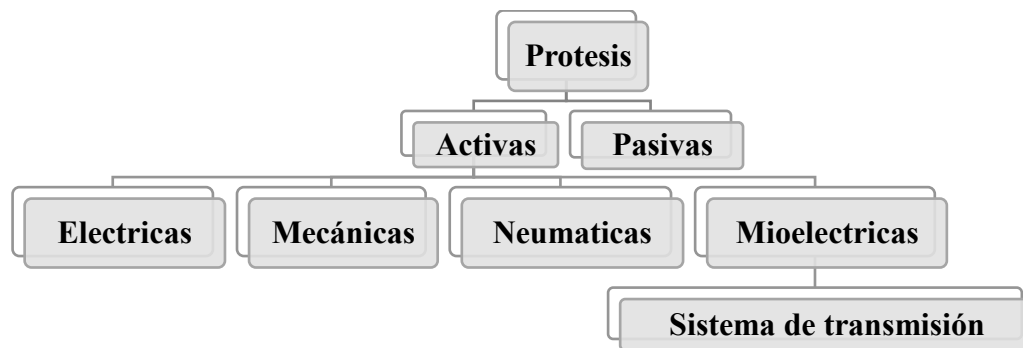
En los siglos posteriores se implementan materiales como la madera, los polímeros y el cuero, se utilizan nuevos artículos como los resortes que contribuyen también al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de la fuerza con sistemas innovadores, ya en el siglo XX el agregado innovador por parte de la ingeniería permitió el desarrollo de nuevos tipos de prótesis con la capacidad de realizar múltiples funciones llegando a imitar en gran parte el funcionamiento de la mano. Actualmente existen varios tipos de prótesis en el mercado que le permiten al usuario incluirse poco a poco a la vida social (Dorador , 2004).

2.4. Tipos de Prótesis de miembro superior

Hay dos tipos de prótesis: pasivas y activas, las pasivas no presentan movimiento alguno, su uso es meramente estético y las activas son aquellas que presentan movimiento, se subdividen en eléctricas, mecánicas, neumáticas y mioeléctricas. (Díaz & Dorador, 2009).

Figura 5.

Tipos de prótesis según su clasificación



Nota. Clasificación de prótesis a nivel transradial. Adaptada de *Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano* (p. 135), por Díaz & Dorador, 2009, Universidad Nacional Autónoma de México.

2.4.1 Prótesis pasiva

Las prótesis pasivas o estéticas tienen como propósito asemejar la apariencia del miembro perdido, teniendo en cuenta cada detalle y cada medida (Ver figura 6). Estas prótesis son ligeras y

no tienen movimiento, son completamente rígidas. Se puede emplear como apoyo o palanca para trasladar objetos (Alfaro, 2018).

Figura 6.

Prótesis estética



Nota. Tomado de *Prótesis cosmética infantil.* por (Tecnológico, 2018).

2.4.2 Prótesis Activa

Las prótesis activas son las que tienen movimientos relativos entre sus componentes y pueden cumplir funciones como las del miembro biológico. En este grupo todas tienen elementos para transmitir movimiento, incluyendo barras, engranajes o poleas con cuerdas, difieren unas de otras en la fuente que genera de los movimientos.

2.5 Sistemas de actuación

Los sistemas de actuación son los encargados de generar potencia mecánica para accionar un sistema, se les conoce comercialmente como actuadores hidráulicos, neumáticos y eléctricos, son los encargados de generar fuerza. El uso de los diferentes sistemas de actuación ha permitido lograr avances significativos en el desarrollo de prótesis, siendo los actuadores eléctricos los más extensamente usados ya que presentan cualidades que son carentes en los demás sistemas de

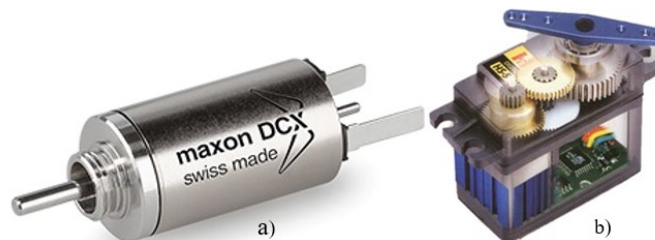
actuación como lo es la alta eficiencia, disponibilidad en el mercado y factores clave como el tamaño, evitando problemas de espacio, ruido y peso (Díaz & Dorador, 2009).

2.5.1 Motores DC y Servomotores

Los actuadores eléctricos más usados en el diseño de prótesis son el motor de corriente directa o motor DC el cual gira continuamente cuando pasa una corriente por su sistema, los servomotores se pueden programar para girar un ángulo específico y dependen de una señal PWM (Díaz & Dorador, 2009).

Figura 7.

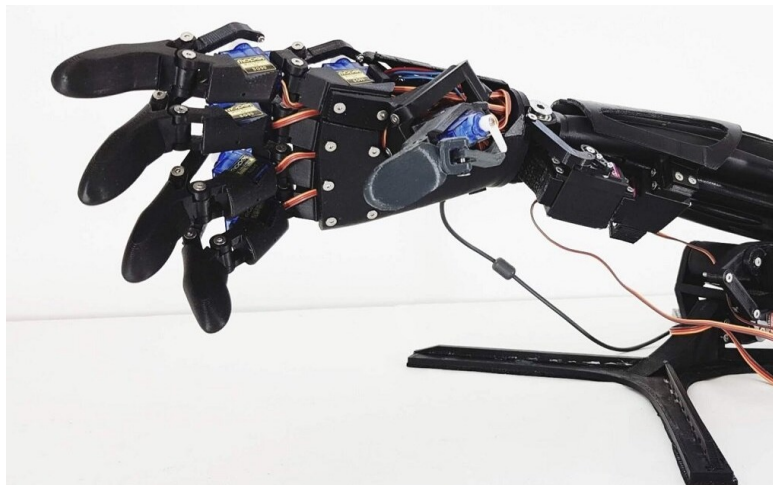
Actuadores eléctricos empleados en el diseño de prótesis



Nota. (a) Motor DC marca Maxon, (b) Servomotor, Tomada de *Motores de corriente continua (CD)*. Por (Mecafenix, 2017)

Figura 8.

Prótesis que emplea el uso de actuadores eléctricos para su funcionamiento



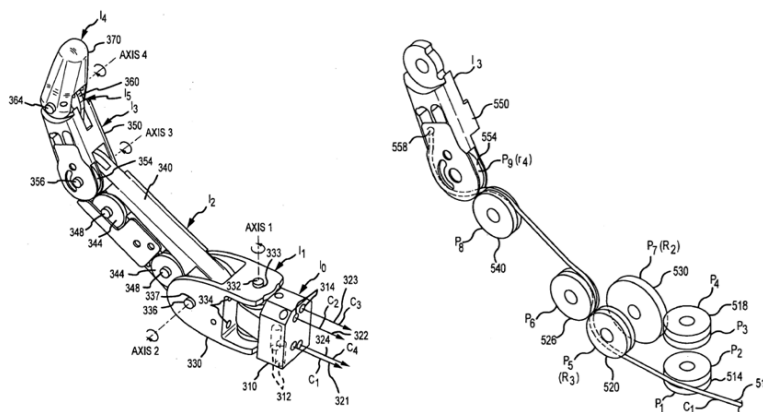
Nota. Tomado de *Brazo humano Youbionic accionado por servomotores*, Por (Goehrke, 2019)

2.5.2 Mecanismos de transmisión por cables y poleas

El uso de sistemas de transmisión han sido amplia mente usados en el diseño de prótesis. Al momento de querer realizar acciones de flexión y extensión de los dedos, el uso de cables y poleas (Ver figura 9) realizan un trabajo en conjunto, las poleas se sitúan en las articulaciones que unen las falanges y los extremos de los cables son conectados a la última falange (distal) y al sistema de actuación o si es el caso al de reducción el cual mediante su acción flexiona o extiende el dedo debido a la tensión del cable.

Figura 9.

Sistema basado en poleas y cables



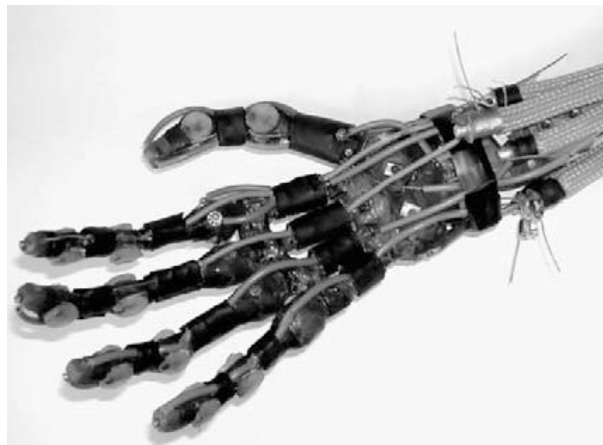
Nota. Dedo protésico, compuesto por poleas en las articulaciones y accionado por cables. Tomada de *Robot Hand With Human-Like Finger*, por (Madhani, 2009).

El número de cables en las diferentes configuraciones propuestas depende de la necesidad y las características que se quieran aprovechar, para el control de velocidad de flexión y extensión de los dedos se recomienda el uso de dos cuerdas una para cada acción esta configuración presenta como desventaja el número de actuadores requeridos, uno para cada cuerda lo cual requiere de mucho espacio para su instalación. Para el caso de un solo cable trae como beneficio la disminución del número de actuadores, pero se hace necesario el uso de resortes a torción los cuales deben ir instalados en la articulación para poder lograr la extensión de los dedos, mediante

esta configuración se consigue gran flexibilidad y ligereza, como principales desventajas es que solo se limita a la tensión la cual debe configurarse periódicamente, y solo opera bajo cargas pequeñas. El uso de cables y poleas como sistemas de transmisión presenta como principal característica la capacidad de adaptarse a la forma del objeto sujetado (Díaz, 2014). Algunos de los proyectos que contemplan el uso de cables y poleas se puede apreciar en la siguiente imagen.

Figura 10.

Sistema protésico compuesto por cables y poleas



Nota. Tomado de *Design Review and Proposal of New Desing Process* Por (Jimmy & Giuseppina, 2007)

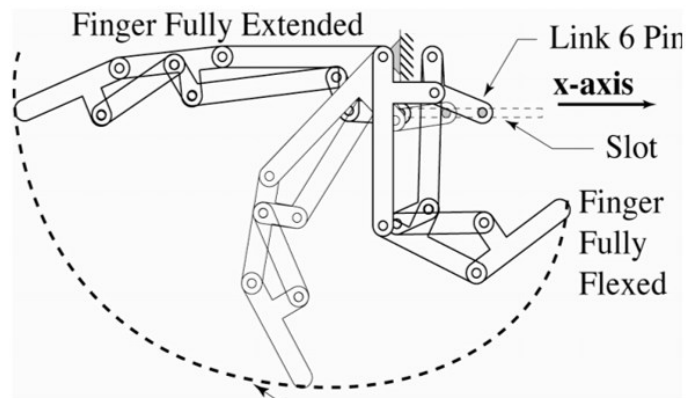
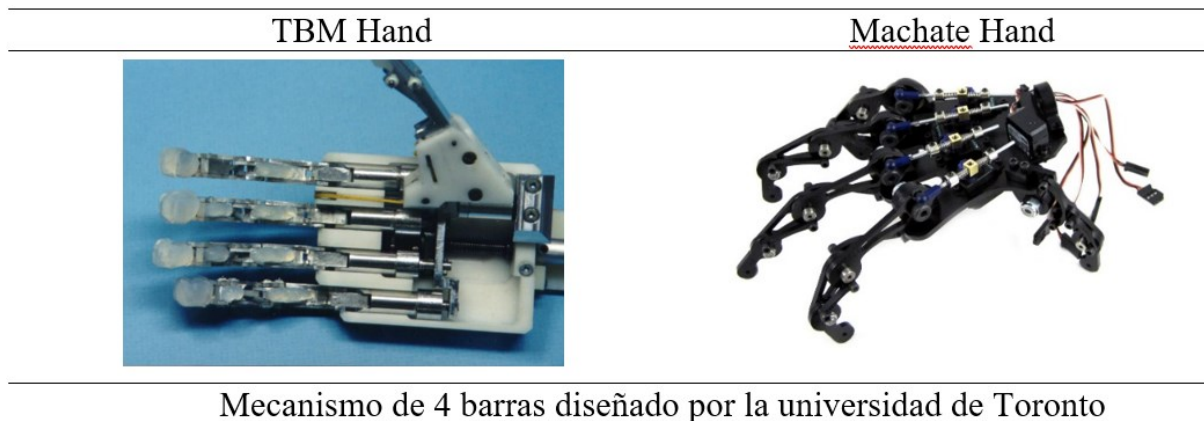
2.5.3 Mecanismos de transmisión por barras

El diseño de mecanismos que generen movimiento en los dedos tiene su fundamento en el análisis del mecanismo de 4 barras. La principal razón es porque se pueden lograr trayectorias específicas para cualquier punto de interés ubicado en el mecanismo, generando datos de desplazamiento, velocidad, aceleración y trayectorias para cada falange analizada en los movimientos de flexión y extensión. El diseño del mecanismo dependerá de las condiciones impuestas y dichas condiciones tienen en cuenta la geometría, el material de fabricación y las limitaciones del mecanismo para generar movimiento sobre un plano, evitando el bloqueo en la trayectoria. La principal particularidad del mecanismo de barras es que pueden ser accionados con

movimientos rectos y circulares, a diferencia de los que son compuestos por poleas y cables, ya que estos solo actúan con movimientos rectos. Algunos de los diseños que emplean el uso de mecanismo de 4 barras en los movimientos de los dedos, se pueden ver a detalle en la siguiente imagen.

Figura 11.

Prótesis accionadas por mecanismos de barras.



Nota. Tomada de *Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica* Por (Sospedra et al., 2015)

Los modelos mencionados en la figura 11 fueron diseñados empleando el mismo método creado por la Universidad de Toronto, permitiendo así la flexión y extensión de los dedos bajo la acción de un actuador. El mecanismo usado en los diseños mostrados consiste en el ensamblaje de 6 eslabones los cuales conforman el dedo y se constituyen por tres mecanismos de 4 barras (Los

que conforman las tres falanges son mecanismo de cuatro barras simples y el mecanismo de apoyo es manivela corredera). La entrada del movimiento inicia con el mecanismo que se sitúa en el apoyo del dedo, el cual va fijado a la palma, éste se somete a la acción de un actuador el cual flexiona la falange proximal y al estar articulada con las demás falanges, se hace inminente la rotación del dedo.

El mecanismo propuesto tiene la cualidad de que su síntesis de solución analítica o gráfica, se puede adoptar para cualquier dedo de la mano, lo cual la hace asequible a cualquier medida propuesta para la mano a diseñar, resaltando el hecho de poder adaptar el tamaño de las falanges a las dimensiones de una mano real lo cual la adorna de un toque estético y funcional, una de las desventajas que se pueden mencionar es la militancia de la condición de bloqueo ya que durante la apertura de la mano, no puede haber obstáculos que impidan el desplazamiento del dedo ya que esto le impediría una correcta rotación (Díaz & Dorador, 2009).

2.6 Tipos de accionamiento de una prótesis

A continuación, se revisan los tipos de prótesis según su fuente de accionamiento.

2.6.1 Prótesis Eléctrica

Las prótesis eléctricas permiten el control de varios tipos de funciones mediante el uso de actuadores, su generador de movimiento es un motor eléctrico y son controladas por un servocontrol o mediante un interruptor. Son más pesadas y debido a su alto costo junto con lo complejo y delicado de su arquitectura son de difícil mantenimiento y adquisición (Dorador, 2004).

Figura 12.

Prótesis eléctrica



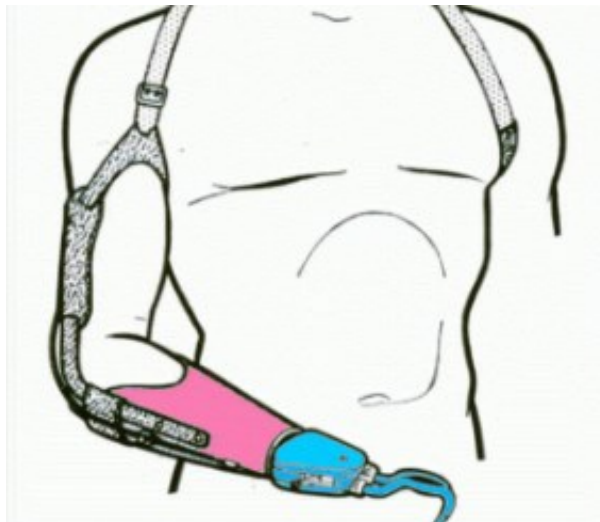
Nota. Mano Myohand variplus Speed otto Bock. Tomada de *ortopedialopez*, por Ortopedia técnica López, 2016.

2.6.2 Prótesis Mecánica

En la mano mecánica la fuente generadora para los agarres son los movimientos del brazo. Presenta limitación para levantar grandes cargas y manipular objetos pequeños (Dorador, 2004).

Figura 13.

Elementos de suspensión, mano mecánica



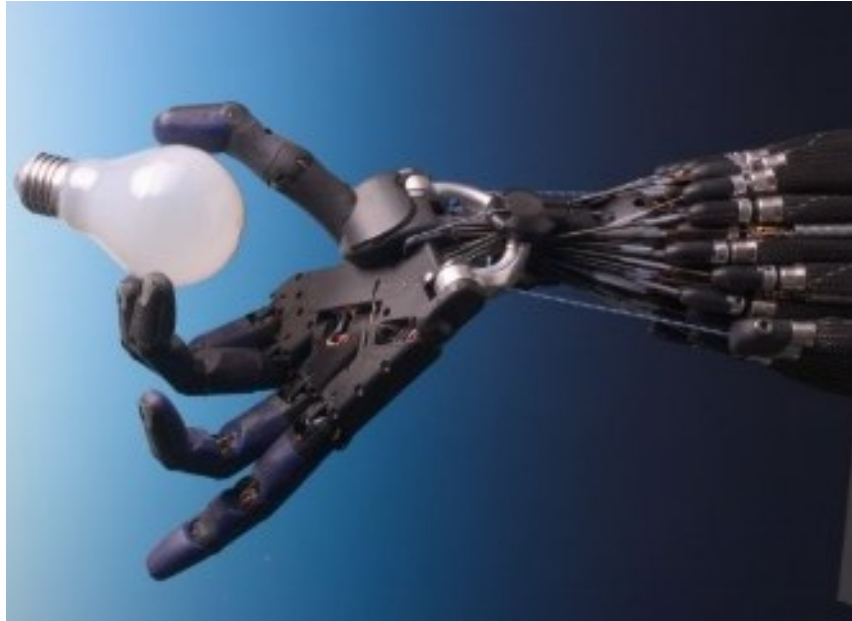
Nota. Banda torácica, por debajo del codo Tomada de *artesanotattoosupplie*, por Arce, 2005.

2.6.3 Prótesis Neumática

Este tipo de prótesis hacen uso del aire comprimido suministrado por un compresor para generar movimiento, proporcionan gran fuerza y rapidez (Brito, et al, 2013).

Figura 14.

Prótesis neumática Shadow Robot Company



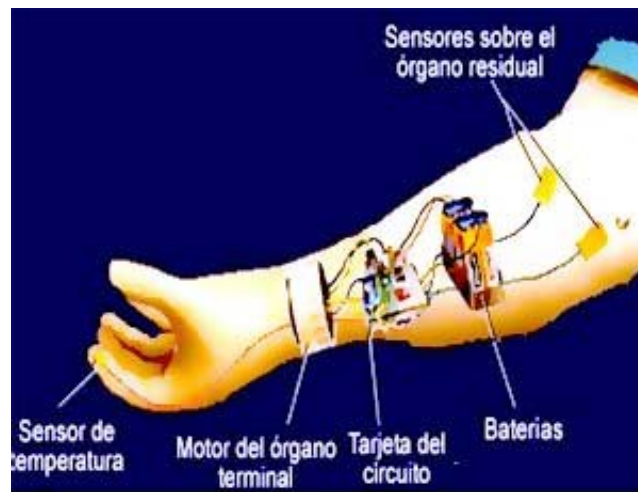
Nota. Mano neumática Shadow Hand Bulb Tomada de *ciencia.estudiareneuropa* por Greenhill, 2015.

2.6.4 Prótesis Mioeléctrica

Las prótesis mioeléctricas son accionadas por medio pulsos eléctricos provenientes de los músculos del brazo, también se pueden obtener estas señales en diferentes partes dentro de la ruta nerviosa entre el cerebro y la inervación del musculo (Señal EMG), donde a través de una unidad de control la señal se analiza y rectifica para poder ser interpretada en la programación del controlador y enviar la orden correspondiente a los componentes electrónicos que activan el movimiento, normalmente se usan servomotores. Se asemeja en gran medida al funcionamiento del miembro amputado, ya que es posible obtener un alto grado de detalle en aspectos de fuerza, velocidad y precisión dado que la información para generar los movimientos es natural.

Figura 15.

Partes de la prótesis mioeléctrica



Nota. Prótesis mioeléctrica, para amputación transradial. Tomada de *Prótesis de miembro superior* (p. 9-15), por Dorador, 2004, Revista Digital Universitaria UNAM.

2.7 Referentes en prótesis mioeléctricas

Los desarrollos actuales han dejado prótesis bastante interesantes a las personas que carecen del miembro, desde precisiones muy buenas, alta resistencia y potencia, además de una estética de lujo hasta precios muy económicos con impresión 3D de buena calidad.

2.7.1 Prótesis bebionic

La prótesis mioeléctrica bebionic es una de las prótesis más precisas actualmente diseñadas, cuenta con 14 patrones de agarre y posición para todos los dedos. Posee motores individuales para la flexión en cada uno de los dedos lo cual le brinda naturalidad en las sujeciones, se encuentra disponible para ambas manos y en tamaños diferentes.

Figura 16.

Prótesis de mano Bebionic



Nota. Prótesis mioelétrica BeBionic, desarrollada por Steeper RS. Tomada de *La mano protésica más natural*, por (ottobock, 2014)

2.7.2 Prótesis I-Limb Ultra

La prótesis I-limb 0Ultra luce y se mueve como una mano natural, los dígitos motorizados le permiten una precisión individual, los dedos son flexionados mediante correas dentadas de kevlar. Debido a lo avanzada su precio de adquisición esta alrededor de los € 20.000 por unidad.

Figura 17.

Prótesis mioelétrica I-Limb Ultra



Nota. I-Limb de TouchBionics. Tomada de *Prótesis de mano mioelétrica I-Limb™*, por (medicalExpo, 2021).

2.7.3 Prótesis Michaelangelo

Esta prótesis tiene la particularidad de controlar el dedo pulgar, medio e índice mediante control mioeléctrico, los dedos anular y meñique se controlan pasivamente, este tipo de control le permite sujetar bolígrafos, además tiene la capacidad de realizar movimientos de aducción y abducción, el control de la muñeca le permite rotar la palma y posicionar objetos sobre ella además de diferentes tipos de agarre.

Figura 18.

Prótesis mioeléctrica Michaelangelo



Nota. Prótesis resistente al agua en acero y duraluminio, recubierta con elastómero de silicona. Tomada de *Estudio del estado del arte de las prótesis de mano*, por (Brito et al., 2013).

2.8 Análisis de la anatomía y fisiología de la mano, tipos de agarre, presiones generadas en el agarre y las señales eléctricas que controlan este movimiento

2.8.1 La mano

La mano es uno de los instrumentos más importantes y complejos del cuerpo humano. Posee un importante papel en el desarrollo de la especie humana. Se resalta por su capacidad de realizar tareas prensiles, delicadas y fuertes. La capacidad de oposición del pulgar permite una

gran variedad de tipos de sujeciones, ésta y muchas otras características más han generado como resultado el progreso, el avance cultural y tecnológico actual. Hoy se cuenta con un gran número de hallazgos científicos y gracias a herramientas novedosas y al trabajo conjunto de anatomistas, cirujanos e incluso artistas, la representan en su mayor esplendor, (Rodríguez, et. al, 2020).

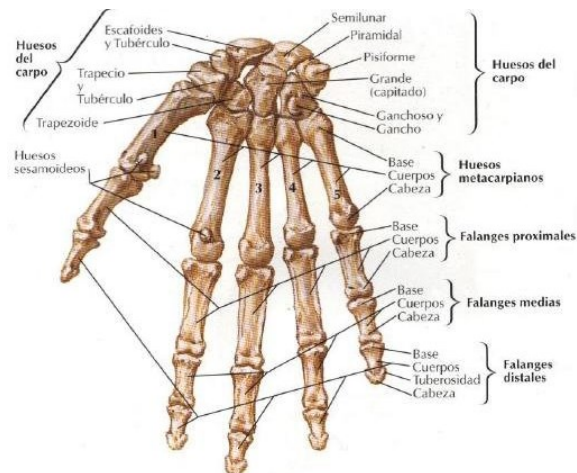
2.8.2 Anatomía de la mano

La mano se encuentra conformada por 27 huesos, 15 músculos en la mano, 20 en el antebrazo y una compleja red de ligamentos. Todos estos elementos interactúan para darle movilidad a la mano para todas las funciones que realiza.

2.8.3 Huesos de la mano

Figura 19.

Huesos de la mano



Nota. Huesos de la mano. Tomada de *Atlas de anatomía* por (Netter, 2009).

2.8.3.1 Carpo. Los huesos de la mano están compuestos por tres regiones: el carpo, metacarpo y las falanges. La hilera proximal compuesta por 4 huesos: escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme que está articulada al radio con el escafoides y la semilunar llamada

articulación de la muñeca y la región distal compuesta por trapecio, trapecoide, grande y ganchoso, que está unida a la región del metacarpo.

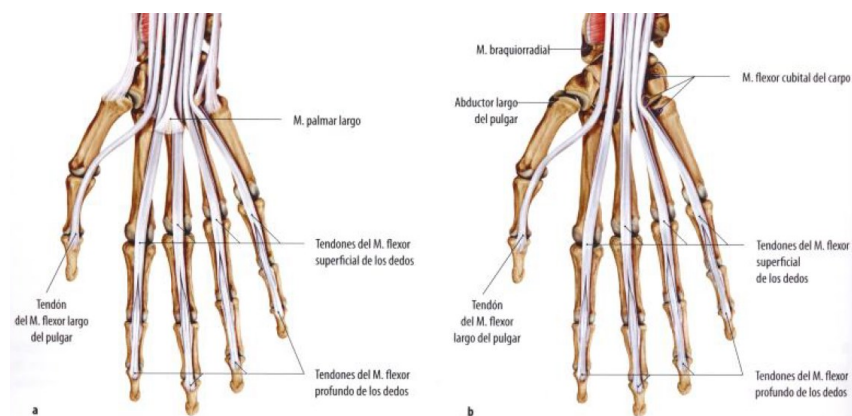
2.8.3.2 Metacarpo. El metacarpo se compone por 5 huesos, se caracterizan por ser los huesos más largos de la mano (Ver figura 19). Se articulan con las falanges proximales y se dividen por dos metacarpos fijos (II y III) y tres móviles (I, IV y V). (Rodríguez, et al., 2020).

2.8.3.3 Falanges. Los cinco dedos de la mano (pulgarc 1, índice II, medio III, anular IV, y meñique V), están compuestos por un total de 14 huesos, denominados falanges, tienen su inicio desde los nudillos o articulación metacarpofalángica hasta la región distal, poseen una unión tipo bisagra también llamada conexión interfalángica, limitando su movimiento en un solo plano. A este primer conjunto de huesos se les denomina falanges proximales, las consecuentes serán las falanges medias y distales. El dedo pulgar no posee falange media, está compuesto únicamente por la falange proximal la cual está unida al distal y al primer metacarpiano en forma de rótula permitiéndole movimientos en dos planos.

2.8.4 Mecanismos de los tendones extensores y flexores de la mano

Figura 20.

Tendones de la mano



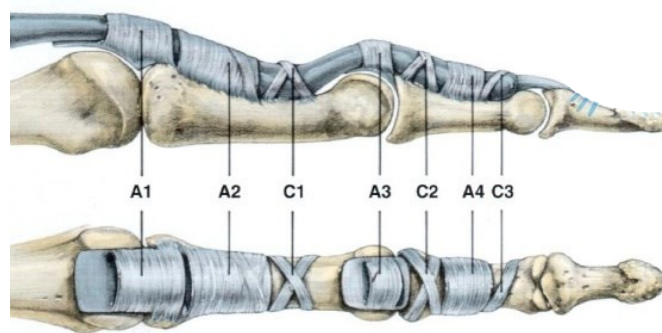
Nota. Tendones extensores y flexores de la mano. Tomada de *Atlas de anatomía Prometheus* por (Schünke et al., 2005).

El mecanismo de los tendones permite la flexión de los dedos, los tendones tienen su origen en la zona muscular donde luego se conectan con los huesos permitiendo el movimiento articulado. Cada dedo cuenta con un par de tendones flexores, uno superficial (o lateral) y otro profundo (también llamado medial). El medial va desde la falange proximal hasta la base de la falange media y continúan por la zona lateral de la falange proximal y terminan sobre el dorso de la falange media, la conjunción de estas dos bandas genera el tendón terminal, el cual se inserta en el tubérculo dorsal de la falange distal permitiendo la articulación de cierre y apertura de la mano. Este tendón terminal se une a la falange proximal por medio de los ligamentos retinaculares oblicuos. Estos ligamentos se originan en la falange proximal y discurren lateralmente alrededor de la articulación IFP, inmediatamente al centro del movimiento de esta articulación en una posición de extensión, para unir el tendón terminal (Nordin & Frankel, 2006).

2.8.5 Ligamentos de los dedos

Figura 21.

Dedo en resorte



Nota. Poleas anulares que componen la vaina del tendón flexor. Tomada de *¿Qué es el dedo en resorte o tenosinovitis entenosante?* Por. Angulo, 2019.

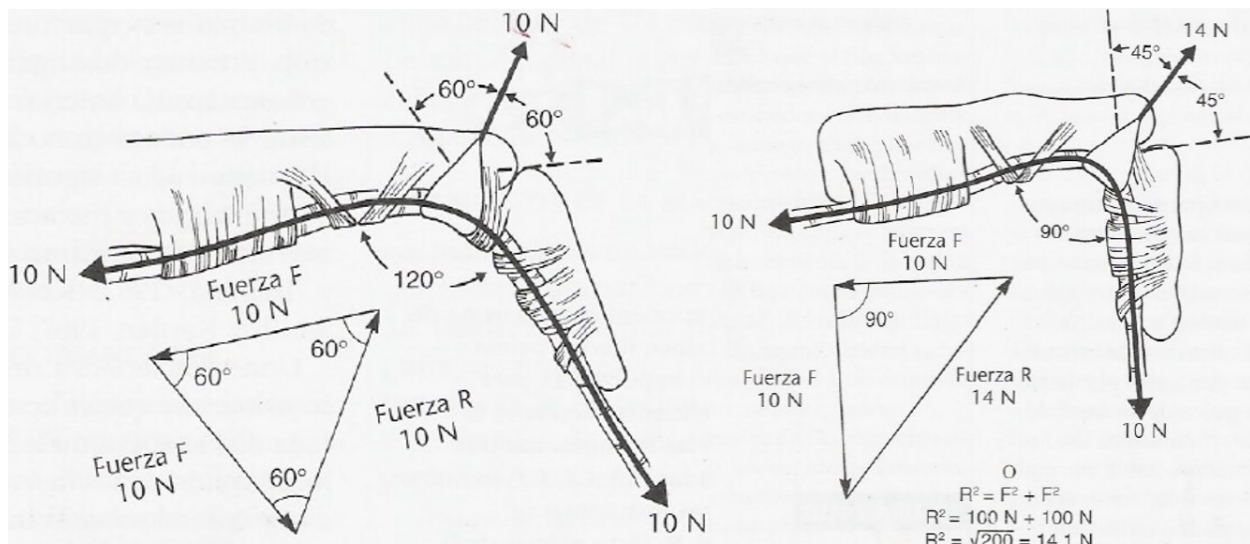
Los ligamentos laterales de los dedos tienen un papel fundamental en la mecánica del movimiento de las falanges. Cuando se produce la flexión de los dedos, los ligamentos laterales y

una gruesa capsula denominada fibrocartílago le brindan rigidez ante cualquier cambio que sea diferente a la flexión, esta restricción se debe a la principal característica del tendón flexor, el cual solo funciona en la dirección de la flexión.

Los ligamentos laterales de la articulación MCF se pueden apreciar en la figura 21, las denominadas poleas anulares (A1, A2, A3, A4, y A5) y las poleas cruzadas (C1, C2, C3). El rol de las poleas anulares es indispensable para garantizar el movimiento digital mediante la oposición de los tendones sobre las falanges, y el de las poleas cruzadas es el de permitir la flexión de la vaina del tendón flexor preservando la entereza de la articulación.

Figura 22.

Poleas de la vaina del tendón flexor.



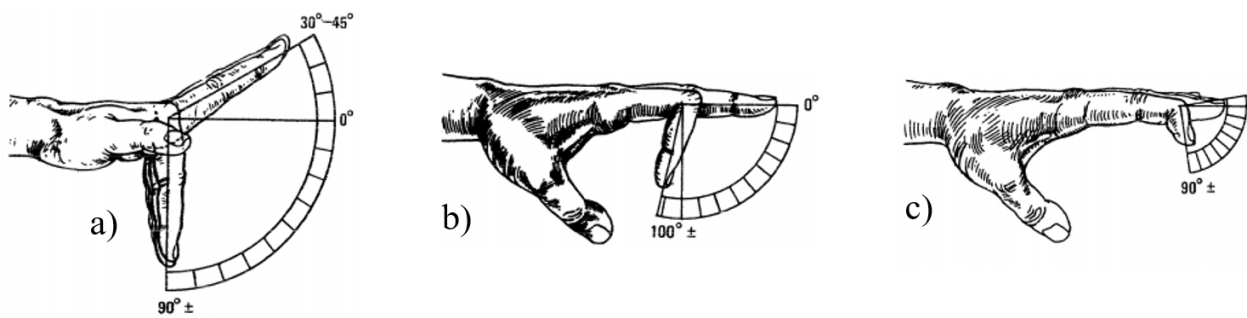
Nota. Magnitud de las fuerzas subluxadoras y su incremento con la posición de flexión de la articulación IFP. Tomada de *La mano. Aspectos anatómicos, osteología y astrología.* por Nordin & Frankel, 2006

Cuando se produce la flexión de las falanges, las poleas cruzadas disminuyen los puntos críticos de presión y los elevadores de sollicitación. Para comprender mejor esta situación es necesario ver lo que sucede en la articulación interfalángica proximal cuando se produce flexión, se puede notar como se separa el hueso de la articulación IFP, siendo este el punto de interés donde

se genera la fuerza subluxadora. En la figura 22, se analiza esta situación de flexión de la articulación IFP para los ángulos de 60° y 90°, para los 60° las falanges proximal y media forman un ángulo de 120°, para esta posición la tensión en las poleas cruzadas se iguala con la producida por el tendón flexor y el sistema estará en equilibrio, para la posición determinada por los 90° las poleas cruzadas deben soportar un 40% más de tensión que el tendón. Cabe resaltar que el aumento de la fuerza subluxadora aumentan con el incremento de flexión y este varía según la posición en la que este se encuentre, el cálculo de la fuerza resultante R se lleva a cabo haciendo uso del teorema de Pitágoras para las dos alternativas.

Figura 23.

Arcos generados por los dedos en la flexión y extensión



Nota. Arcos de movilidad, flexión y extensión de: a) Articulación metacarpo falángica, b) Articulación interfalángica proximal, c) Articulación interfalángica distal, Adaptada de Exploración Física de la Columna Vertebral y las Extremidades. Por Hoppenfeld, 1985.

Tabla 1.

Grados de flexión y extensión generados por los arcos de movimiento de los dedos

Arcos descritos por las articulaciones	Grados en flexión	Grados en extensión
Metacarpofalángica	90°	30° - 45°
Interfalángica proximal	100°	0°
interfalángica distal	90°	0° - 10°

Nota., Adaptada de Exploración Física de la Columna Vertebral y las Extremidades. por Hoppenfeld, 1985.

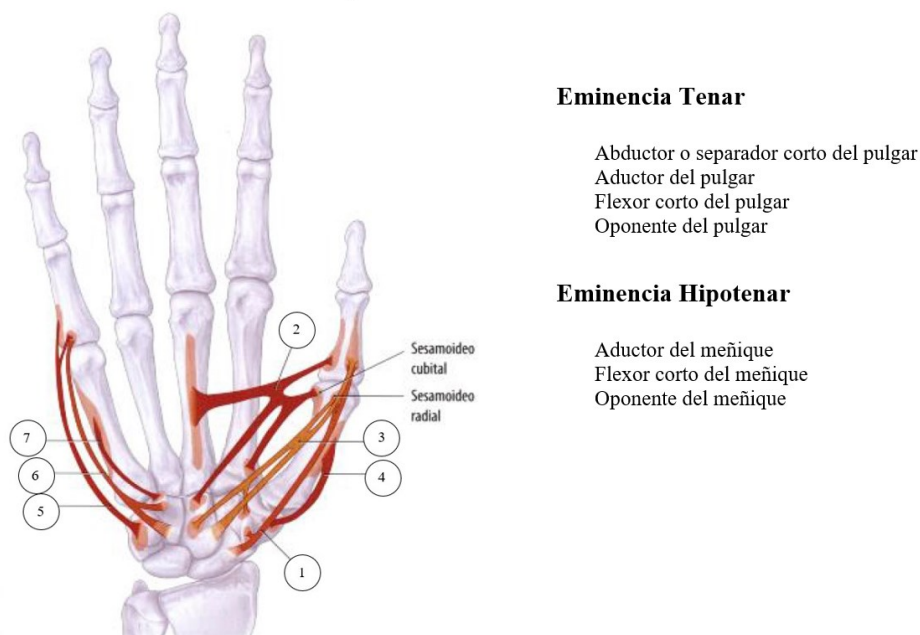
2.8.6 Miología de la mano

A continuación, se revisa los músculos que permiten los movimientos de la mano. Es importante mencionar que varios de los músculos están en el antebrazo. Así mismo estos se activan por la señal eléctrica producida en el cerebro y que llega al músculo a través del sistema nervioso con nervios específicos que inervan dicho músculo para realizar la contracción.

De las figuras 24 hasta 30 se enumeran y nombran los músculos correspondientes de la región revisada los cuales se describen posteriormente.

Figura 24.

Músculos de la eminencia tenar e hipotenar.



Nota. Eminencia tenar e hipotenar, Tomada de *Atlas de anatomía Prometheus* por (Schünke et al., 2005).

2.8.6.1 Eminencia tenar. es un conjunto de cuatro músculos ubicados en la base del pulgar del cuerpo humano. Este grupo muscular es responsable de los movimientos finos del pulgar. Tiene una mnemotecnica para recordar sus músculos en orden de palmar a dorsal SOFA (separador, oponente, flexor y aductor).

2.8.6.1.1 *Músculo abductor o separador corto del pulgar (1)*. Se origina en el hueso escafoides y el retináculo flexor. Se inserta en la base de la falange proximal del pulgar, en el sesamoideo radial. Inervado por el nervio mediano C6,7. Su acción como su nombre lo dice es la abducción.

2.8.6.1.2 *Músculo aductor del pulgar (2)*. Se origina en la cabeza transversa: cara palmar del metacarpiano III y en la cabeza oblicua: hueso grande y base del hueso metacarpiano II. Se inserta en la base de la falange proximal del pulgar, en el sesamoideo cubital. Inervado por el nervio cubital C8-T1. Su acción en la articulación sellar es aducción, oposición y en la articulación metacarpofalángica es flexión.

2.8.6.1.3 *Músculo flexor corto del pulgar (3)*. Se origina en la cabeza superficial: retináculo flexor y en la cabeza profunda: hueso grande y trapecio. Se inserta en base de la falange proximal del pulgar. Inervado por el nervio mediano C6-T1 en la cabeza superficial y por el nervio cubital C8-T1 en la cabeza profunda. Su acción en la articulación sellar es flexión, oposición y en la articulación metacarpofalángica es flexión.

2.8.6.1.4 *Músculo oponente del pulgar (4)*. Se origina en el hueso trapecio. Se inserta en borde radial del metacarpiano I. Inervado por el nervio mediano C6,7. Su acción en la articulación sellar oposición.

2.8.6.2 La eminencia hipotenar. una mnemotecnia de palmar a dorsal PAFO (palmar, abductor, flexor y oponente). El palmar cutáneo no se referencia en la imagen 24 ya que este músculo en el hombre es rudimentario; regularmente la voluntad para contraerlo resulta nula. Se origina en la base cubital de la aponeurosis palmar. Se inserta en la piel de la región hipotenar. Inervado por el nervio cubital C8-T1. Su acción: tensa la aponeurosis palmar; protección.

2.8.6.2.1 Abductor del meñique (5). Se origina en hueso pisiforme. Se inserta en la base cubital de la falange proximal y la aponeurosis dorsal del quinto metacarpiano. Inervado por el nervio cubital C8-T1. Su acción en la articulación metacarpofalángica del meñique: flexión, abducción y en las articulaciones interfalángicas proximal y distal del meñique: extensión.

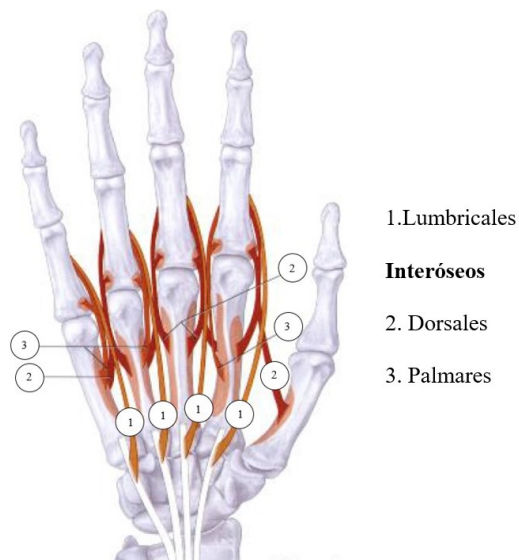
2.8.6.2.2 Flexor corto del meñique (6). Se origina en el gancho del hueso ganchoso y en el retináculo flexor. Se inserta en la base de la falange proximal del quinto metacarpiano. Inervado por el nervio cubital C8-T1. Su acción en la articulación metacarpofalángica del meñique es flexión.

2.8.6.2.3 Oponente del meñique (7). Se origina en el gancho del hueso ganchoso. Se inserta en el borde cubital del quinto metacarpiano. Inervado por el nervio cubital C8-T1. Su acción es llevar el quinto metacarpiano hacia el palmar: oposición.

2.8.6.3 Región de la palma. Es la región central entre las eminencias tenar e hipotenar, está construida por los músculos que están entre los metacarpianos de la mano y se dividen en:

Figura 25.

Músculos de la región palmar media.



Nota. Músculos del metacarpo. Tomada de *Atlas de anatomía Prometheus* por (Schünke et al., 2005).

2.8.6.3.1 Lumbricales (1): Los lumbricales son cuatro músculos que se encuentran en la región palmar media, entre los tendones del flexor profundo, enumerados de fuera a dentro 1º, 2º, 3º y 4º. Se insertan, por arriba en los tendones del flexor profundo; por abajo en los músculos extensores de los dedos 2º, 3º, 4º y 5º. Son flexores de la primera falange y extensores de las otras dos. Lo inerva el nervio mediano para el primero y segundo; y la rama profunda del ulnar para el tercero y cuarto. Vascularizados por la irrigación del arco palmar superficial.

2.8.6.3.2 Interóseos: Estos a su vez se dividen en dorsales y palmares.

- **Dorsales (2):** Los músculos interóseos dorsales de la mano son cuatro músculos que se originan en la diáfisis de los metacarpianos y se insertan en la base de la primera falange de los dedos. Actúan como flexores metacarpofalángicos y abductores de los dedos.
- **Palmares (3):** Los interóseos palmares son tres músculos, enumerados II, IV y V; se originan en la base de los metacarpianos de los dedos II, IV y V, y se insertan en la aponeurosis dorsal. Los músculos interóseos palmares aducen los dedos hacia el dedo medio. Esto contrasta con los interóseos dorsales, que abducen los dedos del dedo medio. Además, como los interóseos dorsales, flexiona los dedos a nivel de las articulaciones metacarpofalángica y extienden los dedos en la articulación interfalángica, asistiendo así a los lumbricales.

2.8.7 Miología del antebrazo

El antebrazo es una de las cuatro porciones en que se divide el miembro superior o torácico, siendo de ellas la tercera. El antebrazo está limitado por su cara superior con el brazo mediante el codo y por su cara inferior con la mano mediante la articulación de la muñeca.

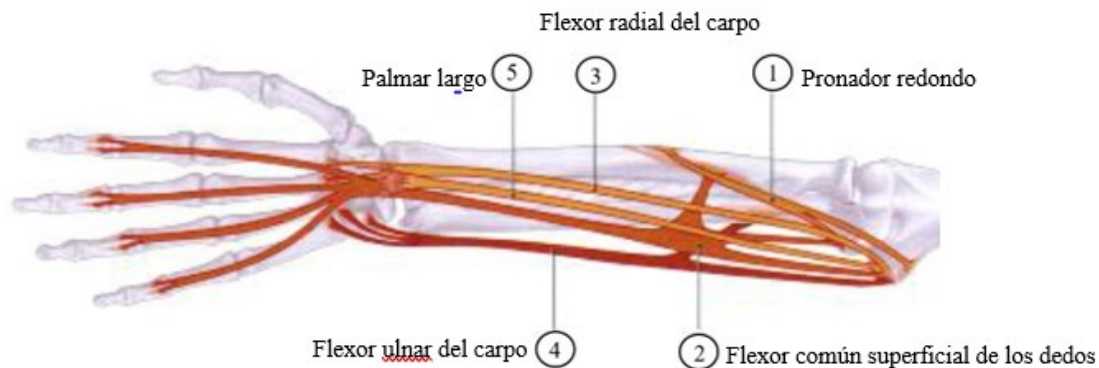
La región muscular del antebrazo está compuesta por veinte músculos, y se dividen en tres regiones musculares: región anterior o ventral (8 músculos), región postero-externa (4 músculos), región

posterior o dorsal (8 músculos). Se revisan de manera sucinta para no extender; no obstante, se aclara que estos están inervados por la diferente rama de los nervios cubital, mediana y radial.

2.8.7.1 Región anterior o ventral del antebrazo. Contiene cuatro planos musculares que son, del más superficial al más profundo: Primer plano: en sentido latero-medial, encontramos: pronador redondo o PRONATOR TERES (PT), palmar mayor o flexor radial del carpo o FLEXOR CARPI RADIALIS (FCR), palmar menor o palmar largo o PALMARIS LONGUS (PL), cubital anterior o flexor ulnar del carpo o flexor cubital del carpo o FLEXOR CARPI ULNARIS (FCU). Segundo plano: se encuentra el flexor común superficial de los dedos FLEXOR DIGITORUM SUPERFICIALIS (FDS) que contiene cuatro fascículos.

Figura 26.

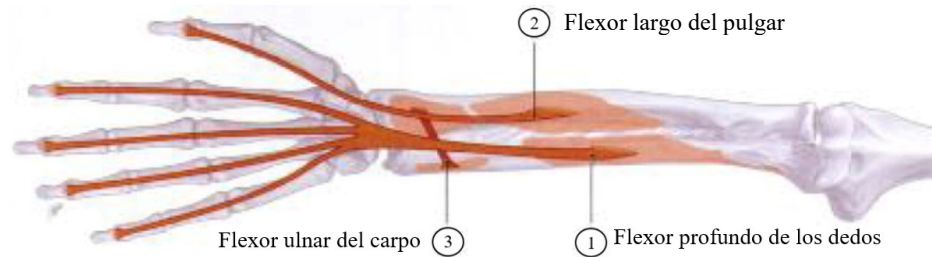
Músculos del antebrazo, flexores superficiales



Nota. Músculos del antebrazo, Tomada de *Atlas de anatomía Prometheus* por (Schünke et al., 2005).

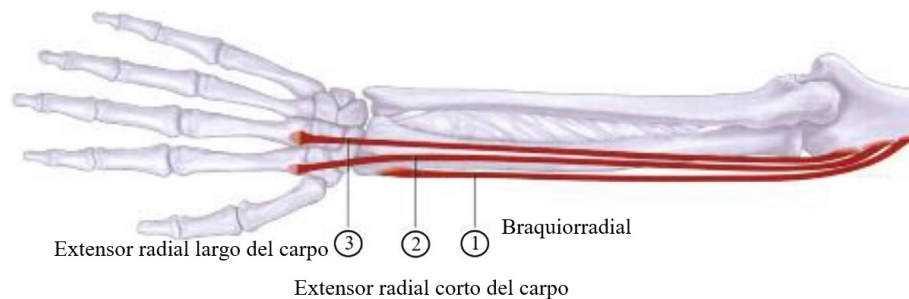
Tercer plano: flexor común profundo de los dedos de la mano o FLEXOR DIGITORUM PROFUNDUS (FDP) compuesto por cuatro fascículos, flexor largo del pulgar o FLEXOR POLLICIS LONGUS (FPL).

Cuarto plano: pronador cuadrado o PRONADOR QUADRATUS (PQ).

Figura 27.*Músculos del antebrazo, flexores profundos*

Nota. Músculos del antebrazo, Tomada de *Atlas de anatomía Prometheus* por (Schünke et al., 2005).

2.8.7.2 Región postero-lateral del antebrazo. Contiene cuatro músculos que son, del más superficial al más profundo: supinador largo, o braquiorradial, extensor radial largo del carpo o primer radial, extensor radial corto del carpo o segundo radial, supinador corto o supinador.

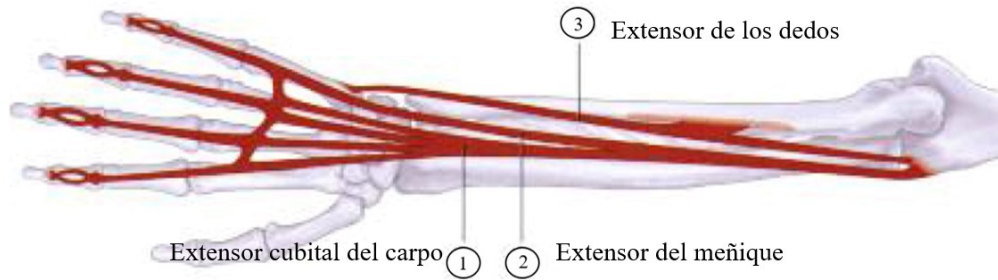
Figura 28.*Músculos del antebrazo, musculatura radial.*

Nota. Músculos del antebrazo, Tomada de *Atlas de anatomía Prometheus* por (Schünke et al., 2005).

2.8.7.3 Región posterior o dorsal del antebrazo. Contiene dos planos musculares con un total de ocho músculos. Plano superficial: contiene cuatro músculos. Descritos en sentido latero-medial, encontramos: ancóneo (se encuentra únicamente en 3 de cada 10 personas), extensor común de los dedos dividido en tres fascículos, extensor propio del meñique, músculo extensor cubital del carpo.

Figura 29.

Músculos del antebrazo, extensores superficiales.

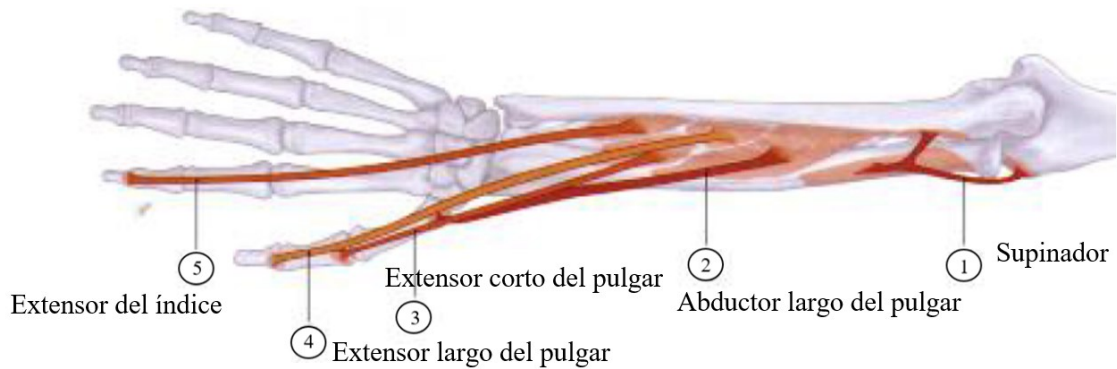


Nota. Músculos del antebrazo, Tomada de *Atlas de anatomía Prometheus* por (Schünke et al., 2005).

Plano profundo: contiene cuatro músculos. Descritos en sentido latero-medial y anteroposterior encontramos: músculo extensor corto del pulgar, músculo abductor largo del pulgar, músculo extensor largo del pulgar y músculo extensor del índice.

Figura 30.

Músculos del antebrazo, extensores profundos



Nota. Músculos del antebrazo, Tomada de *Atlas de anatomía Prometheus* por (Schünke et al., 2005).

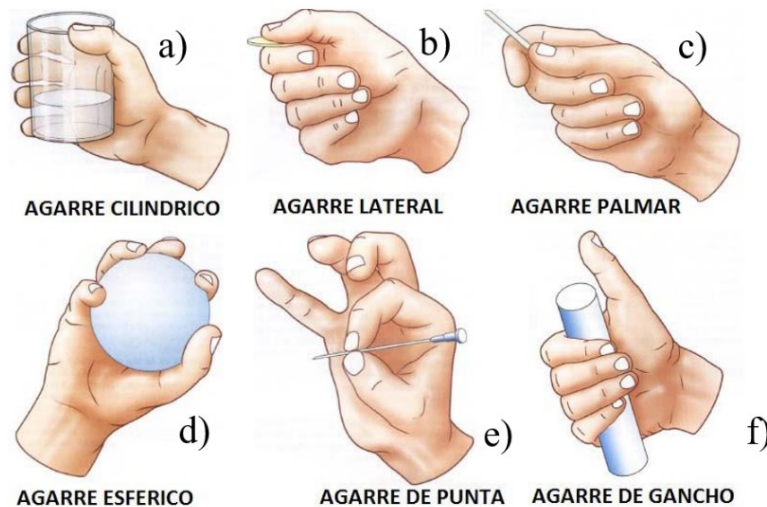
2.9 Tipos de agarre

Todo el sistema que compone la estructura interna de la mano, le permite realizar múltiples agarres, estos están directamente relacionados con la geometría del objeto. En la figura 31 se puede apreciar una clasificación hecha por Schlesinger en el año 1919, a partir de esa clasificación en el año 1956 Napier clasificó los patrones en agarres de fuerza y presión (Arias, 2012).

- a) Agarre cilíndrico: Se usa para sujetar objetos de geometría cilíndrica
- b) Agarre lateral: Se usa para objetos delgados y planos
- c) Agarre palmar: Se usa para sostener objetos relativamente delgados
- d) Agarre esférico: Se emplea para sujetar objetos de geometría esférica
- e) Agarre puntual: Se emplea para sujetar objetos relativamente pequeños
- f) Agarre de gancho: Se usa para levantar, jalar o sujetar objetos pesados

Figura 31.

Tipos de agarre de la mano



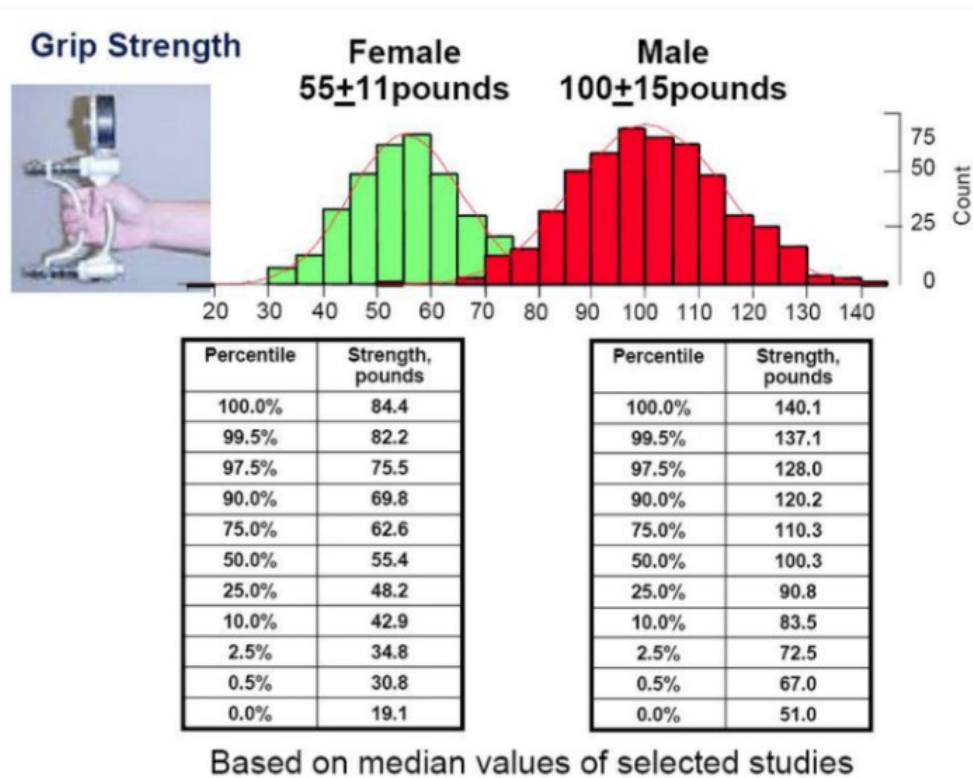
Nota. Agarres definidos por Schlesinger en el año 1919, Tomada de *Fisiología Articular*. Por KAPANDFJI, 2006.

2.9.1 Fuerza máxima de agarre con la mano

En la figura 32, se presenta el resultado de un estudio realizado para medir la fuerza máxima de agarre de la mano dominante tanto del hombre como de la mujer. Para medir la fuerza de la mano se utilizó un dinamómetro JAMAR como el mostrado en la esquina superior izquierda de la imagen. Los resultados promedio de las fuerzas de agarre de un hombre fueron de 100 ± 15 lb, y para la mujer de 55 ± 11 lb. Estos promedios de fuerzas serán de utilidad al momento de simular una condición de agarre del modelo propuesto (Muñoz, et al., 2009).

Figura 32.

Fuerzas de agarre promedio



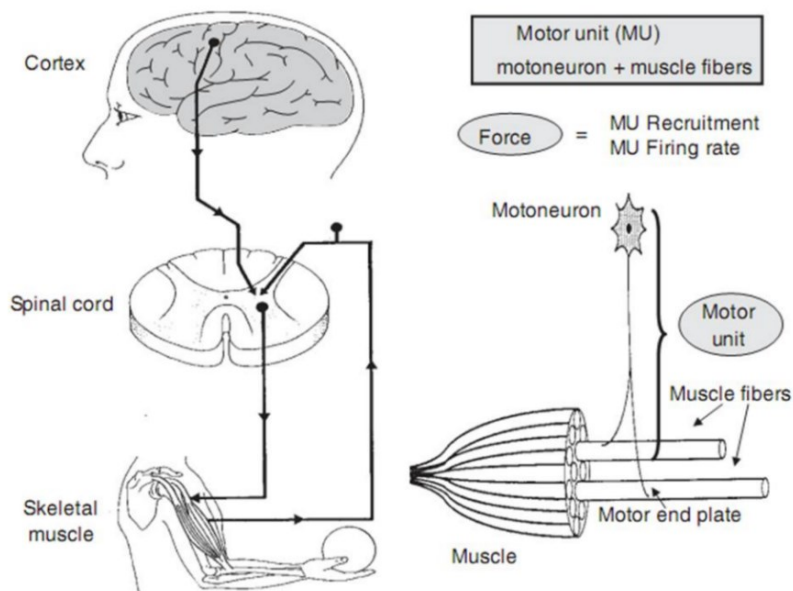
Nota. Rangos de fuerza de agarre generados por un hombre y una mujer, mediciones realizadas con un dinamómetro, Tomada de *Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante*, por Muñoz, et al., 2009

2.10 Electromiografía (EMG)

La electromiografía (EMG) consiste en un procedimiento de medición, análisis y registro de las señales mioeléctricas generadas al contraer los músculos, dichas señales son controladas por células nerviosas también llamadas neuronas motoras ubicadas en cada extremo de la corteza cerebral, estas neuronas transmiten señales eléctricas que viajan a través de la medula espinal y luego inervan las fibras musculares que generan la contracción, dicha contracción tiene lugar en la estimulación de una acción potencial llevada a cabo por filamentos denominados miofibrillas las cuales están formadas por proteínas e interconectadas mediante células musculares o fibra muscular.

Figura 33.

Unión Neuromuscular

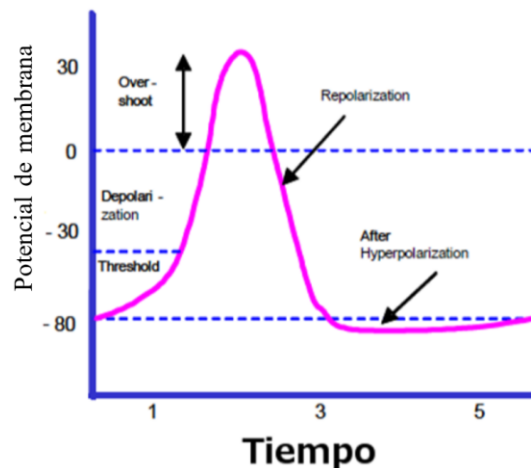


Nota. Representación del mecanismo básico de control y de los componentes de la unidad motora. Tomada de *Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*, (Cifuentes, 2010).

La dinámica del proceso se reduce al paso de iones los cuales son los generadores del cambio de potencial en las membranas y dicho cambio da origen al proceso de extensión y contracción de los miembros. Cuando no existe contracción, el potencial de reposo en la célula muscular está entre -80 mV y -90 mV, para el caso contrario se genera un potencial en la fibra muscular inervada por las neuronas motoras que genera un flujo de Na^+ el cual se despolariza y repolariza debido al intercambio de iones hacia el espacio extracelular, al exceder un determinado umbral se produce una despolarización que da como resultado un potencial de acción de -80 mV a $+30$ mV arrojando como resultado la contracción del musculo. Los valores de frecuencia dados por la señal electromiografía están entre los 0 y los 400Hz.

Figura 34.

Generación del potencial eléctrico respecto al tiempo para una contracción.



Nota. Potencial de acción de contracción del músculo. Tomada de *Mano controlada por señales musculares*, (Jorge et al., 2015)

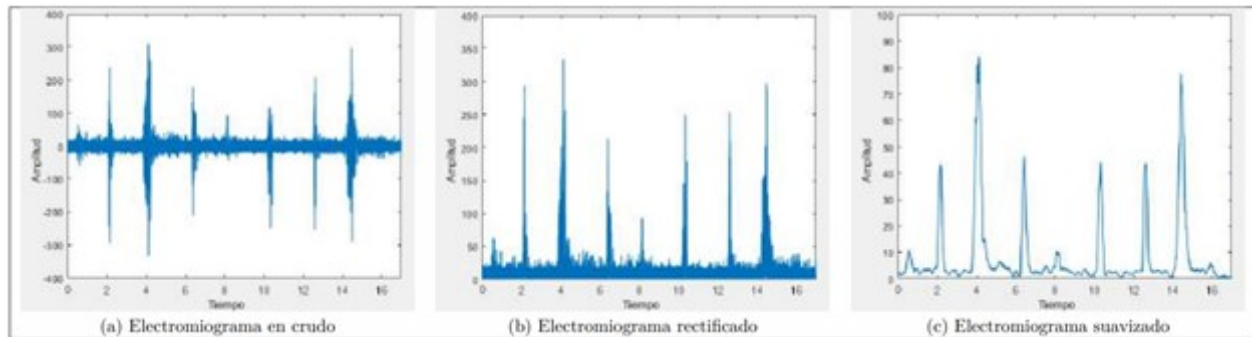
2.10.1 Adquisición de señales EMG

La naturaleza de las señales EMG cuenta con una amplitud que puede ir de 1.5 hasta 10 mV pico a pico, la energía de estas señales está limitada en las frecuencias de 0 a 50 KHz y con un rango de frecuencias dominantes de 50 a 150 Hz (Brito, et al., 2013).

Durante la captura de la señal EMG se analiza la actividad eléctrica de los músculos a partir del cambio en el potencial de acción generado, el cual cambia según el musculo de interés.

Figura 35.

Etapas del procesado de la señal EMG para la contracción del bíceps



Nota. Captura y tratamiento de la señal EMG. Tomada de (Côté-Allard, et al., 2019).

2.10.2 Dispositivos de medición de señales EMG

El uso de sensores para la detección de las señales generadas por el musculo presenta varias alternativas en la captación de estas, los sensores invasivos y no invasivos ha permitido grandes avances en la captación de señales EMG. Con el propósito de resaltarlos se mencionan sucintamente cada uno de ellos y la forma en que funcionan.

2.10.2.1 Sensores invasivos. Consisten en la aplicación de agujas o alambres finos (Ver figura 36), por debajo de la piel e insertándose en ella. El uso del método invasivo va centrado en la electromiografía clínica exploratoria, fisioterapia, la investigación en kinesiología y el estudio en neurofisiología, la introducción de los electrodos en las fibras de los músculos permite captar señales más precisas y puntuales.

Figura 36.*Electrodos de agujas monopolares*

Nota. Instalación de electrodos por el método no invasivo. Tomada de *DCD*, (S.R.L, 2017).

2.10.2.2 Sensores no invasivos. El método no invasivo es aplicado solamente sobre la superficie, evitando así lo incomodo de la instalación de los electrodos. Cabe mencionar que es complicado captar las señales con el uso del método no invasivo (Ver figura 37) el cual se rige solo es la superficie externa del musculo (electromiografía superficial), siendo este método ampliamente usado en la adquisición de señales EMG en el diseño de prótesis.

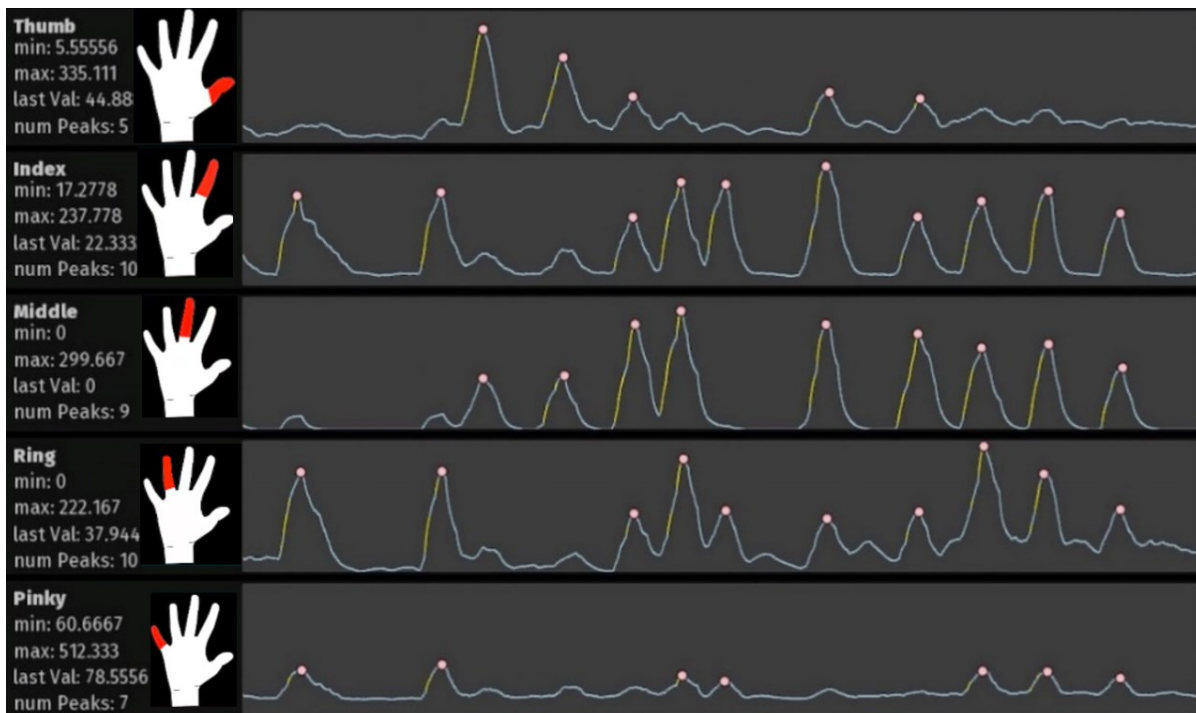
Figura 37.*Electrodos externos*

Nota. Ubicación de los electrodos para captar las señales generadas por cada dedo, canal 1 (Pulgar), canal 2 (Medio), canal 3 (Indice), canal 4 (Anillo), canal 5 (Meñique). Tomada de *Uso de señales EMG para controlar extremidades artificiales*, (Brains, backyardbrains.cl, 2017).

2.10.2.3 Aplicación de sensores no invasivos. Para captar las señales EMG generadas por la contracción del musculo de cada dedo empleando el método no invasivo, se hace uso de electrodos los cuales se aplican es la superficie externa de la piel acompañado de la aplicación de un gel conductor de composición (Ag/Ag/Cl) para bajar la impedancia de la piel y generar el mejor contacto. Se debe procurar mantener la zona de contacto total mente limpia y libre de bello, Para captar las señales provenientes de los músculos del antebrazo que mueven cada uno de los dedos es necesario ubicar sensores en determinadas zonas específicas ubicadas por debajo del codo (Ver figura 37).

Figura 38.

Señales EMG generada para el movimiento de cada dedo

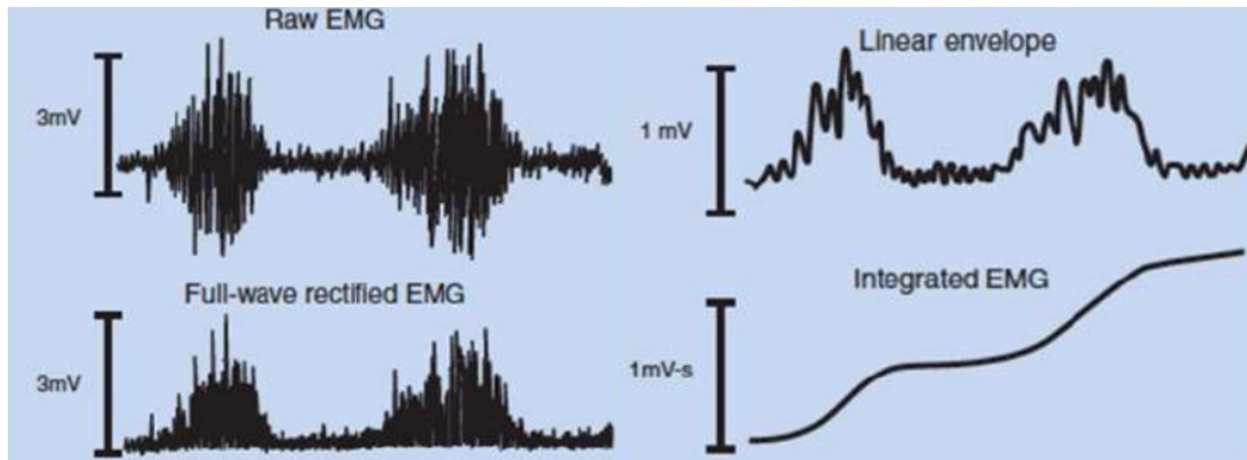


Nota. Señal EMG medida debido a flexión y extensión de los dedos Tomada de *Mano controlada por señales musculares*, (Brains, Signal Classification to Control Robotic Hand, 2015)

2.10.3 Procesamiento de la señal EMG

Una vez que se ha instalado el electrodo en el lugar de interés, ya sea en el bíceps o en el antebrazo se procede a generar la señal EMG, la cual no es estacionaria por diversas componentes de ruido que son inevitables debido a su interacción con sudoración en la piel, la distancia de separación de los electrodos y la ubicación del mismo con respecto al musculo de interés, son factores que contaminan la señal electromiográfica. Es entonces necesario realizar un procesamiento de la señal (Ver figura 39), el cual se divide en varias fases para poder ser interpretada para el control de la prótesis.

- **Amplificación:** Es el primer proceso realizado a la señal, ya que esta cuenta con un potencial muy bajo, el cual está entre 5 y 10 mV, el amplificador eleva el valor a 1V y elimina una fracción del ruido.
- **Filtrado:** Es la encargada de eliminar el ruido base, el cual permanece constante durante el proceso de la señal.
- **Rectificado:** Se convierte toda la señal al dominio positivo ya que únicamente es de interés el valor absoluto de la señal recibida, no su signo.
- **Suavizado:** En esta fase se busca suavizar la señal, y para poder lograrlo es necesario reducir la oscilación de la señal.
- **Integración:** Se realiza el monitoreo sobre el cambio a través del tiempo del comportamiento de la señal procesada.

Figura 39.*Procesamiento de la señal EMG*

Nota. Procesamiento de la señal EMG para el control de prótesis mioeléctrica Tomada de *Biomecánica: bases del movimiento humano*, (Hamill, et al., 2017).

2.10.4 Dispositivos empleados para el procesamiento de la señal EMG

Los diferentes dispositivos de medición disponibles actualmente varían en su valor de adquisición y difieren según su calidad, alcance y precisión, ya que al momento de analizar la frecuencia de muestreo no todos los dispositivos estarán capacitados, esto se debe a que las frecuencias de las señales EMG humanas están entre 5 y 450 Hz, dispositivos como el Shield e-Health solo trabajan a 50 Hz, lo cual genera imprecisión en la toma de datos si se quiere captar información específica. La frecuencia ideal para señales EMG es 2000 Hz, que puede ser obtenida por dispositivos de mayor valor y permiten realizar un análisis más completo (Sánchez, 2020).

Figura 40.*Dispositivos comerciales para el procesamiento de la señal EMG*

	Conexión inalámbrica	Autonomía (h)	Peso (g)	Frecuencia de muestreo (Hz)	Ancho de banda (Hz)	Precio (\$)
Delsys Systems Trigno Avanti	Sí	4-8	14 por canal	2000	20 - 450 o 10 - 850	20.000
Noraxon Ultimum EMG	Sí	8	14 por canal	1500	5/10/20 - 500/1000/1500	20.000
Ottobock 13E200-50	Sí	N/A	4.5 por canal	100	90 - 450	3.200
Cometa Systems miniWave	Sí	8	40	2000	10 - 1000	N/A
Thalmic Labs Myo Armband	Sí	16	93	200	5-100	200
Cooking Hacks e-Health shield	No	N/A	56	50	N/A	40
Advancer Tech. MyoWare	No	N/A	28	N/A	N/A	50

Nota. Comparación de dispositivos comercial para la medición de señales EMG Tomada de (Côté-Allard, et al., 2019).

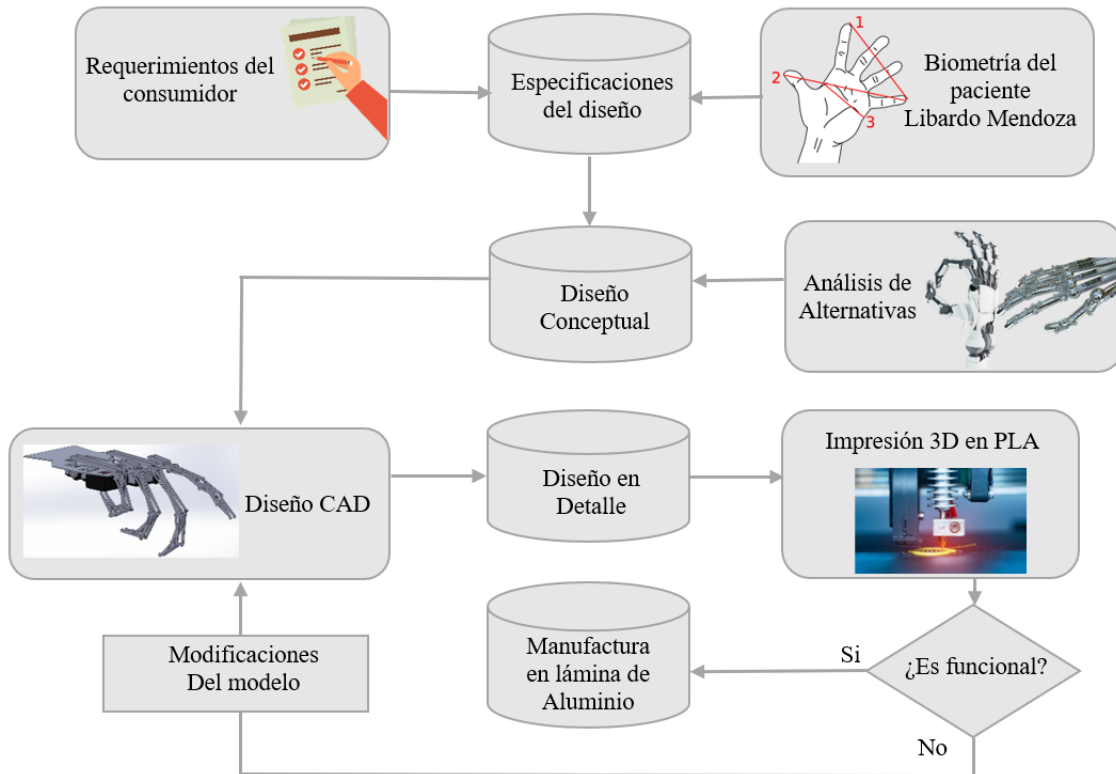
La selección de los diferentes dispositivos dependerá del alcance que se le pretenda dar al sistema, ya que según las especificaciones y tipos de datos que se esperen obtener, se realizará la selección del mismo.

3. Metodología de diseño

Con el propósito de diseñar un mecanismo para los dedos de la mano (exceptuando el dedo pulgar), que cumpla la función de realizar los movimientos de apertura y cierre de la mano, se realiza una descripción del procedimiento que se pretende seguir cumpliendo así con el proceso metodológico de diseño en ingeniería.

Figura 41.

Metodología de diseño implementada para el desarrollo del proyecto



Nota. Metodología de diseño implementada para el desarrollo del proyecto. Elaboración propia.

3.1 Requerimientos del consumidor

El proceso de diseño del mecanismo forma parte de la estructura del desarrollo de una labor investigativa llevada a cabo por parte del semillero de biomecánica de la Universidad Industrial de Santander, el cual tiene como fin el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para el paciente Libardo Mendoza, el cual padece de una amputación del miembro derecho a nivel transradial. Se sugirieron ciertos requerimientos por parte del señor Libardo y del equipo del semillero, necesarios en el modelo de la prótesis final para su funcionamiento.

3.2 Especificaciones de diseño

En la fase inicial del desarrollo del modelo por parte del semillero de biomecánica se proporcionaron las especificaciones necesarias para materializarlo, como primera instancia el director del semillero, el ingeniero Luis Antonio Bautista suministró los datos biométricos del paciente Libardo Mendoza (Ver Anexo A), en ellos están los datos de las medidas de la mano, con dichos datos se realizará el dimensionamiento de los eslabones que componen el diseño CAD (ver Sección 3.5.1). La toma de decisiones general de los requerimientos de la prótesis se relaciona en una matriz QFD con el fin de simplificar y estandarizar su selección, ver apéndice B.

3.3 Análisis de alternativas de diseño

Conociendo las medidas y la funcionalidad de las falanges que se requiere dimensionar con las cuales es factible generar una idea de la posible geometría que pueden llegar a tener los dedos, junto con los requerimientos y las especificaciones de diseño, se procede a realizar el análisis mediante una matriz QFD (Ver anexo B) con el fin de seleccionar los elementos y metodologías más adecuadas para la prótesis.

3.4 Diseño conceptual

En esta sección se presentará el resultado de la evaluación hecha por medio de una matriz QFD, donde se tuvieron en cuenta las diferentes alternativas de diseño mencionadas en el apéndice B, junto con las especificaciones del diseño y los requerimientos exigidos por el señor Libardo y el semillero de biomecánica. Dicho resultado nos permitirá tener una idea de la posible apariencia que tendrá el mecanismo a diseñar, el cual se pretende que asemeje en mayor medida la geometría de un dedo natural.

Tabla 2.

Resultados de la matriz QFD para diseño conceptual de la prótesis.

Resultados	
Actuador	Sistema de barras
Accionador	Servomotores
Controlador	Mioeléctrica
Material	Aluminio
Enfoque	Biomimética
Energía	Baterías recargables 5V

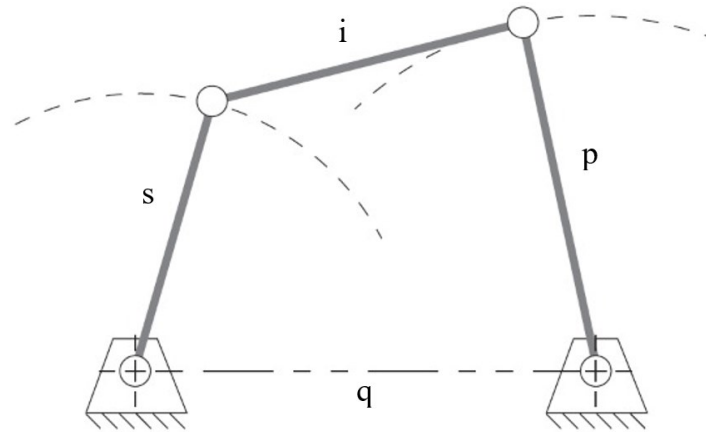
3.4.1 Mecanismo de cuatro barras para el diseño de los dedos

El mecanismo de 4 barras consiste en un armazón compuesto por eslabones, es ampliamente utilizado en el diseño de máquinas, está compuesta principalmente por 3 barras móviles (s, i, p) y una estacionaria (q), ver figura 40, unidas entre sí a través de pasadores los cuales le permite ser articuladas con respecto a las uniones con la barra fija (q).

El diseño de mecanismos que generen movimiento en los dedos tiene su fundamento en el análisis del mecanismo de 4 barras, la principal razón es porque se pueden lograr trayectorias específicas para cualquier punto de interés ubicado en el mecanismo, generando datos necesarios para su análisis. En la flexión y extensión de los dedos el diseño del mecanismo permite este movimiento sobre un plano en la trayectoria.

Figura 42.

Mecanismo de 4 barras.



Nota. Mecanismo doble balancín. El mecanismo tiene como propósito transformar el movimiento de entrada proveniente el balancín “A” hacia el balancín “B”, de manera que el ángulo de giro del balancín “B” depende del ángulo de giro de “A”. Tomada de *Diseño de máquinas*, (Norton, 2009).

3.4.2 Dimensionamiento de los eslabones de los dedos

Para el desarrollo de la síntesis de dimensionamiento del mecanismo de los eslabones se sugirió por parte del director del semillero el uso del método gráfico explicado por (Bautista & Villegas, 2021), el cual es una modificación de la síntesis del mecanismo de Toronto utilizado en el prototipo de TBM, expuesto por (Dechev et al., 1999).

Con el propósito de darle respuesta al objetivo general del proyecto el cual consiste en desarrollar un mecanismo funcional para prótesis mioeléctrica, se requiere dimensionar los eslabones como instancia primaria donde en el proceso de diseño conceptual se establecen las directrices básicas en el proceso de diseño, antesala del diseño en detalle donde se procede a resolver totalmente el mecanismo funcional.

Diseño

Teniendo en cuenta el desarrollo del mecanismo para dimensionar los eslabones de los dedos, previamente explicado, se desarrolla de forma completa el dimensionamiento de los eslabones que componen las falanges de los dedos índice, corazón, anular y meñique.

3.5 Síntesis del mecanismo para el dimensionamiento de los dedos

Como ya se había mencionado, este proyecto pertenece a un macro proyecto doctoral. Dentro del marco de consenso del grupo de investigación, se acordaron unas pautas o requisitos para el desarrollo de este mecanismo, los requisitos a continuación:

- El mecanismo debe ser mecanismo de Toronto.
- Debe construirse con lámina de Aluminio de 1 mm de espesor.

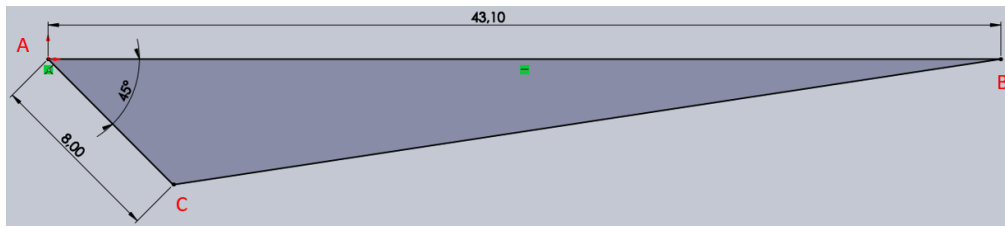
En el marco de desarrollo del mecanismo, con la base teórica desarrollada por los diferentes referentes académicos que han desarrollado métodos analíticos y con el desarrollo de síntesis gráfica de mecanismos enlazados, se va a exponer la síntesis del mecanismo articulado de Toronto con un método gráfico.

Como primera medida se va a dimensionar cada falange como un triángulo para poder darle el contorno del dedo. A continuación, el método paso a paso:

1. Dibujar la falange proximal usando un triángulo escaleno. El lado más largo AB medirá la longitud de la falange, los más cortos le dan la estructura plana base. El lado más corto AC de 8mm es el que va hacia la articulación metacarpofalángica para realizar el soporte y la palanca de entrada de movimiento. Éste tendrá un ángulo de 45° que le permite generar un torque uniforme en el movimiento aproximado de 90° .

Figura 43.

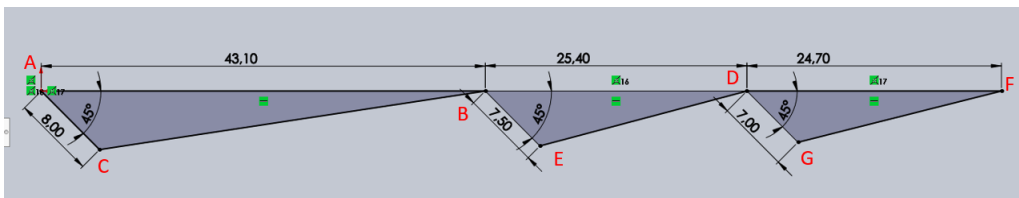
Paso 1: dibujar falange proximal



2. Realizar las mismas operaciones que el paso 1 pero con la longitud de las falanges media BDE y distal DFG. La falange media en el lado BE mide 7.5mm y en el distal, el lado DG mide 7mm.

Figura 44.

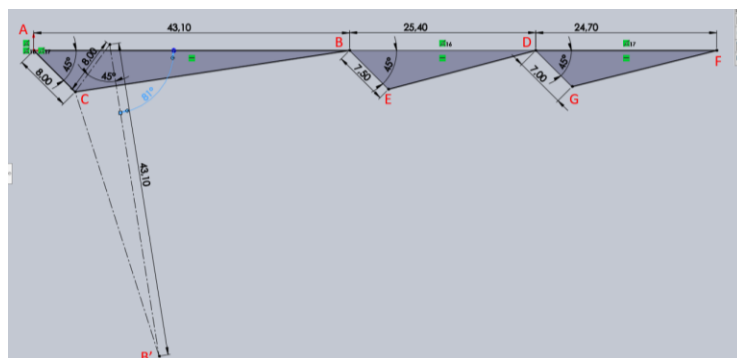
Paso 2



3. Redibujar el triángulo de la falange proximal ABC girado respecto al pivote C un ángulo tal como se requiere, para este caso se toma la biometría de la mano del paciente Libardo Mendoza, condición de diseño, éste triángulo será A'B'C. Para el dedo índice el ángulo es de 81°.

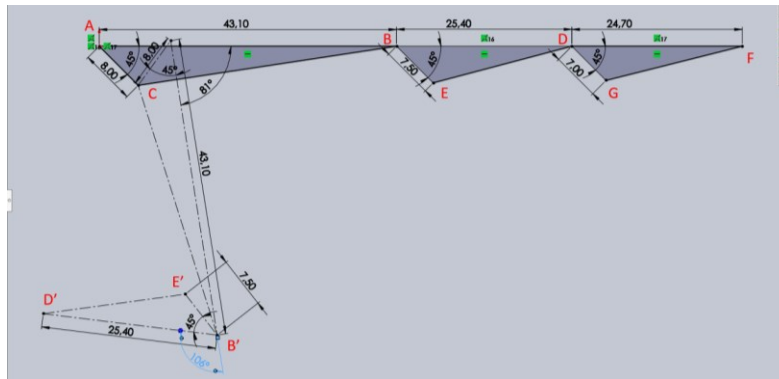
Figura 45.

Paso 3: Redibujar



4. Redibujar la falange media en la posición contraída B'D'E' con el ángulo especificado en la mencionada biometría del paciente. Para el dedo índice el ángulo de la falange media respecto a la proximal es de 106° .

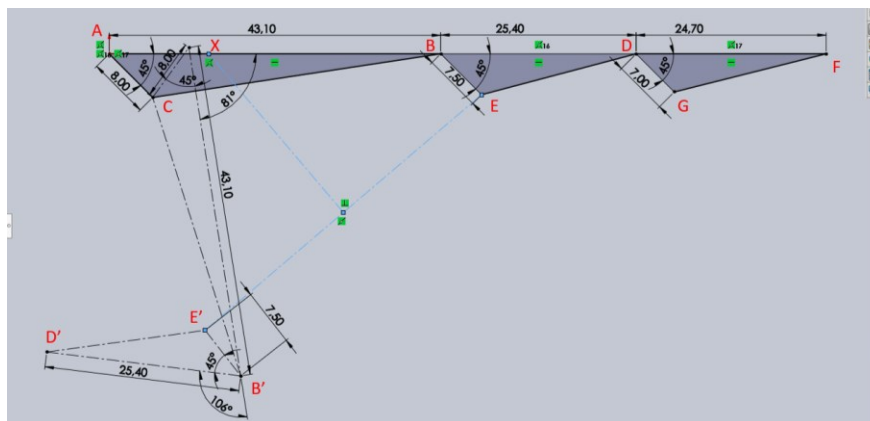
Figura 46. Paso 4



5. Dibujar una línea del punto E a E', bisectar la línea EE' y la bisectriz llevarla hasta la línea AB que corresponde a la falange proximal en su posición de extensión, a este punto de intersección se le llama X y corresponde al eje de giro de la falange media desde su posición de extensión hasta su posición de contracción.

Figura 47.

Paso 5

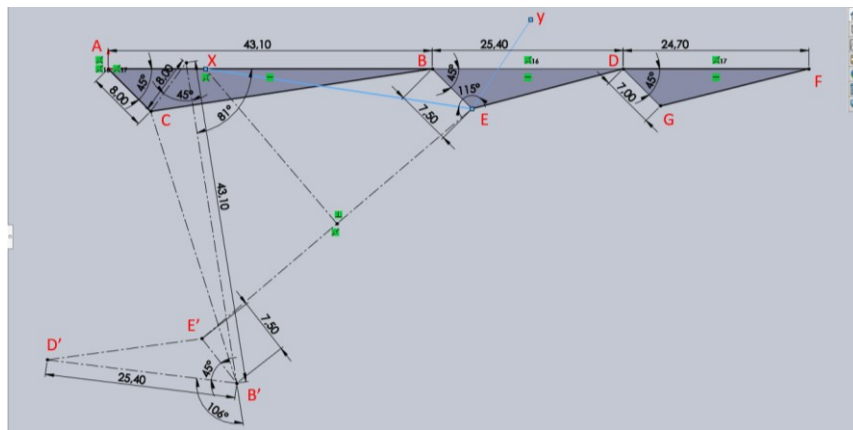


6. Trazar una línea desde X hasta E, XE, para que funcione como elemento "1" el cual lleva a la falange media desde la posición de extensión hasta su posición de contracción a la vez que la

falange proximal realiza el movimiento de contracción. Este elemento necesita enlazar las falanges media y distal, de manera que se necesita un elemento adicional y un eje adicional. A continuación, construir una línea desde E hasta un punto “y” secante a XE y con un ángulo conveniente para realizar la transmisión de movimiento. Seleccionar un ángulo convenientemente para que en la contracción los elementos 1 y 2 no se crucen, en este caso un ángulo de 115°.

Figura 48.

Paso 6



7. Redibujar la línea XEy hacia la posición de contracción y será XE'y'. Ey y E'y' deben tener la misma longitud.

Figura 49.

Paso 7

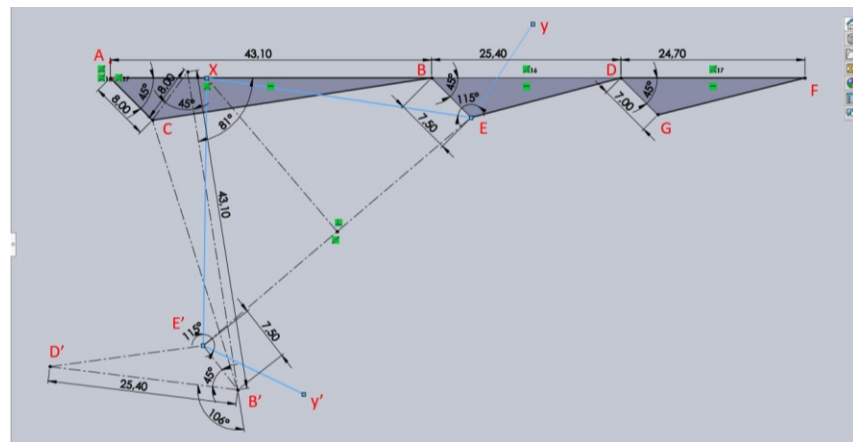
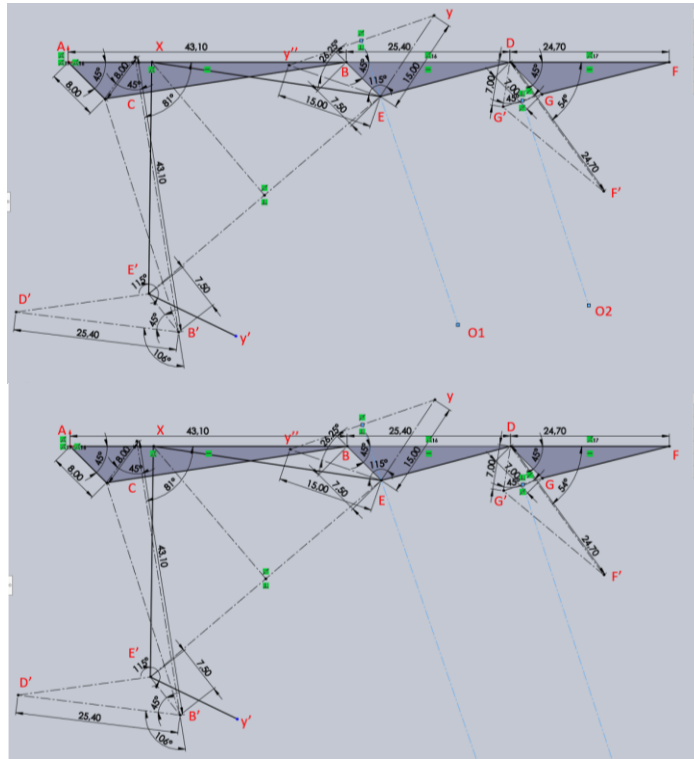


Figura 54.

Paso 12



13. Del punto G construir una línea que va hasta O formando un triángulo rectángulo.

Figura 55.

Paso 13

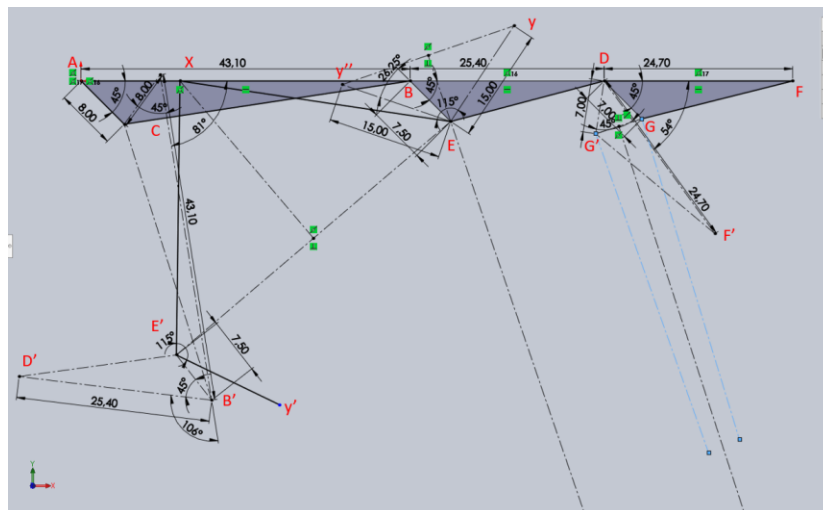
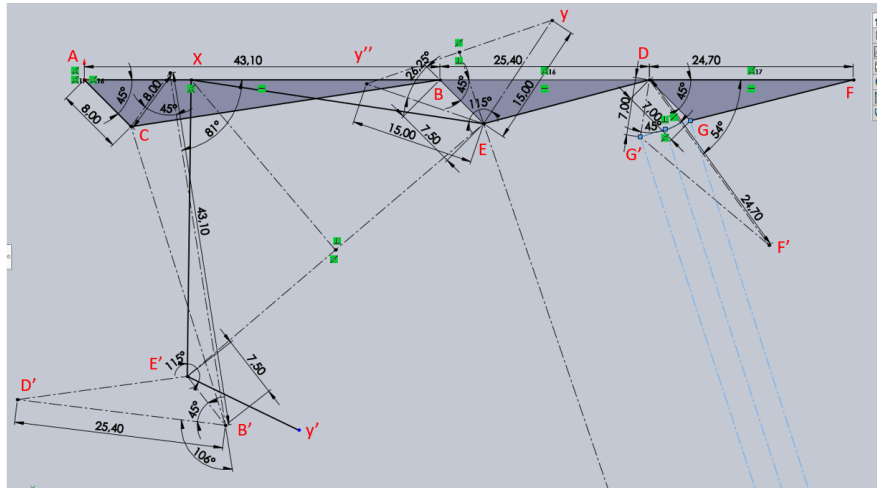


Figura 56.

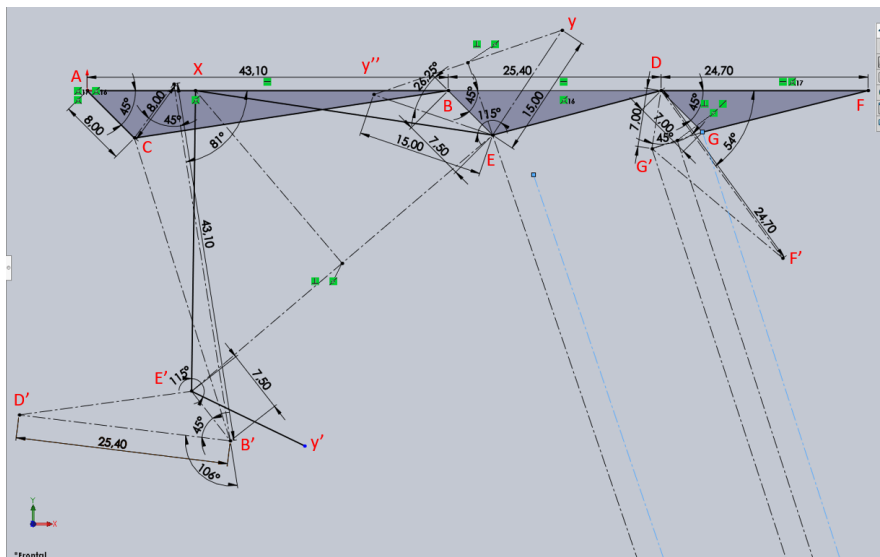
Paso 13 (2)



14. Dibujar la línea GO al mismo ángulo de la bisectriz respecto a la línea EO desde O como se muestra en la imagen. A continuación, proyectar hacia la línea Ey hasta intersectarse, este punto es Y y corresponde al tercer punto del elemento “1” de cada dedo en el mecanismo. En este caso el elemento IndexFinger1 corresponde al XEY.

Figura 57.

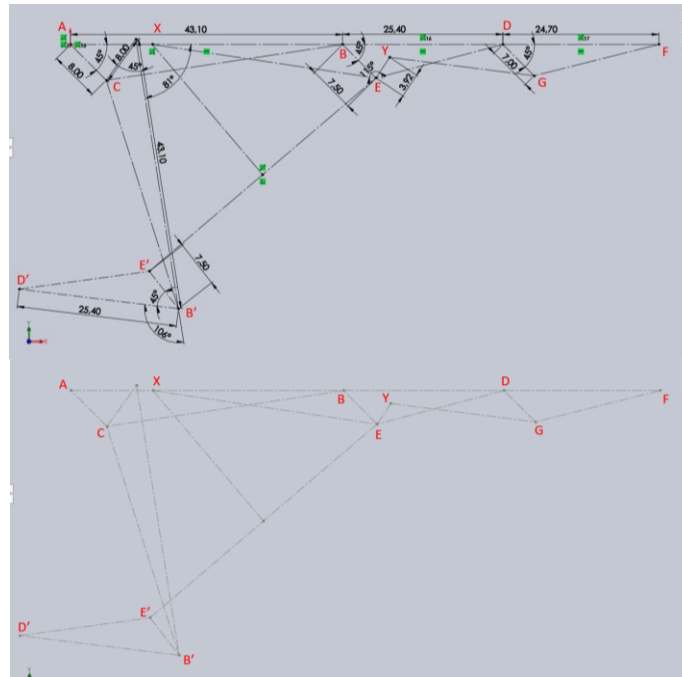
Paso 14



16. Para la construcción de cada elemento, se parte de este mismo croquis con todas las líneas en modo construcción y se usan los puntos como ejes para la construcción de cada elemento.

Figura 60.

Paso 16



Relación de elementos del dedo índice según el esquema mostrado anteriormente:

Tabla 3.

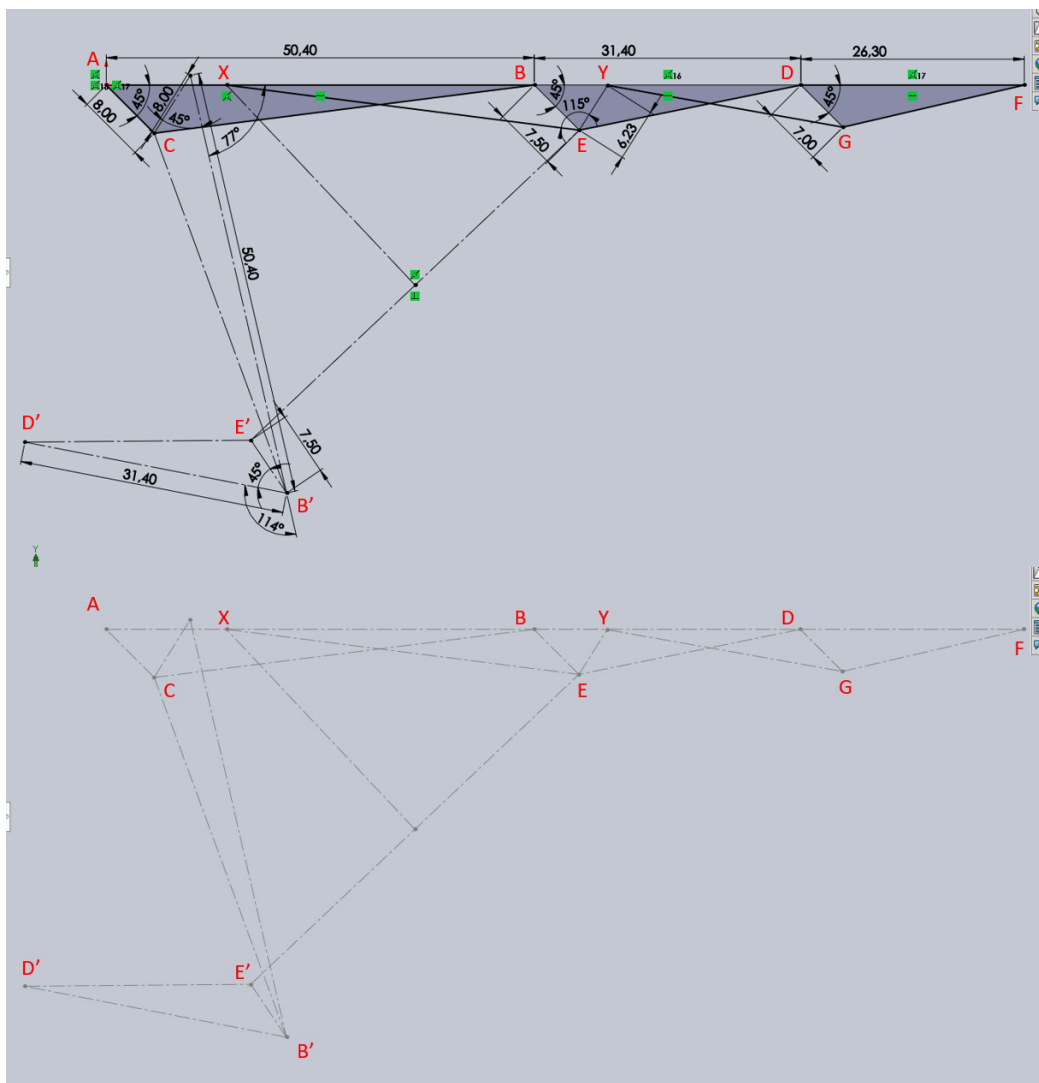
Nomenclatura para la construcción de las falanges del dedo índice.

Nombre	Elemento	Puntos del gráfico
IndexFingerProximal	Falange proximal índice	ABC
IndexFingerMedium	Falange media índice	BDE
IndexFingerDistal	Falange distal del índice	DFG
IndexFinger1	Elemento 1 del índice	XEY
IndexFinger2	Elemento 2 del índice	YG
IndexFingerSupport	Soporte del índice	AXC

Dado que el alcance del presente proyecto contempla solo un dedo, se realiza como complemento adicional el desarrollo de los 4 dedos exceptuando el pulgar, para darle un impacto mayor a los propósitos académicos que propuso el semillero. Para los demás dedos se usan los datos biométricos del paciente aplicando el mismo procedimiento usado en la construcción del dedo índice, a continuación, se muestra solo el resultado final del esquema de cada dedo.

Figura 61.

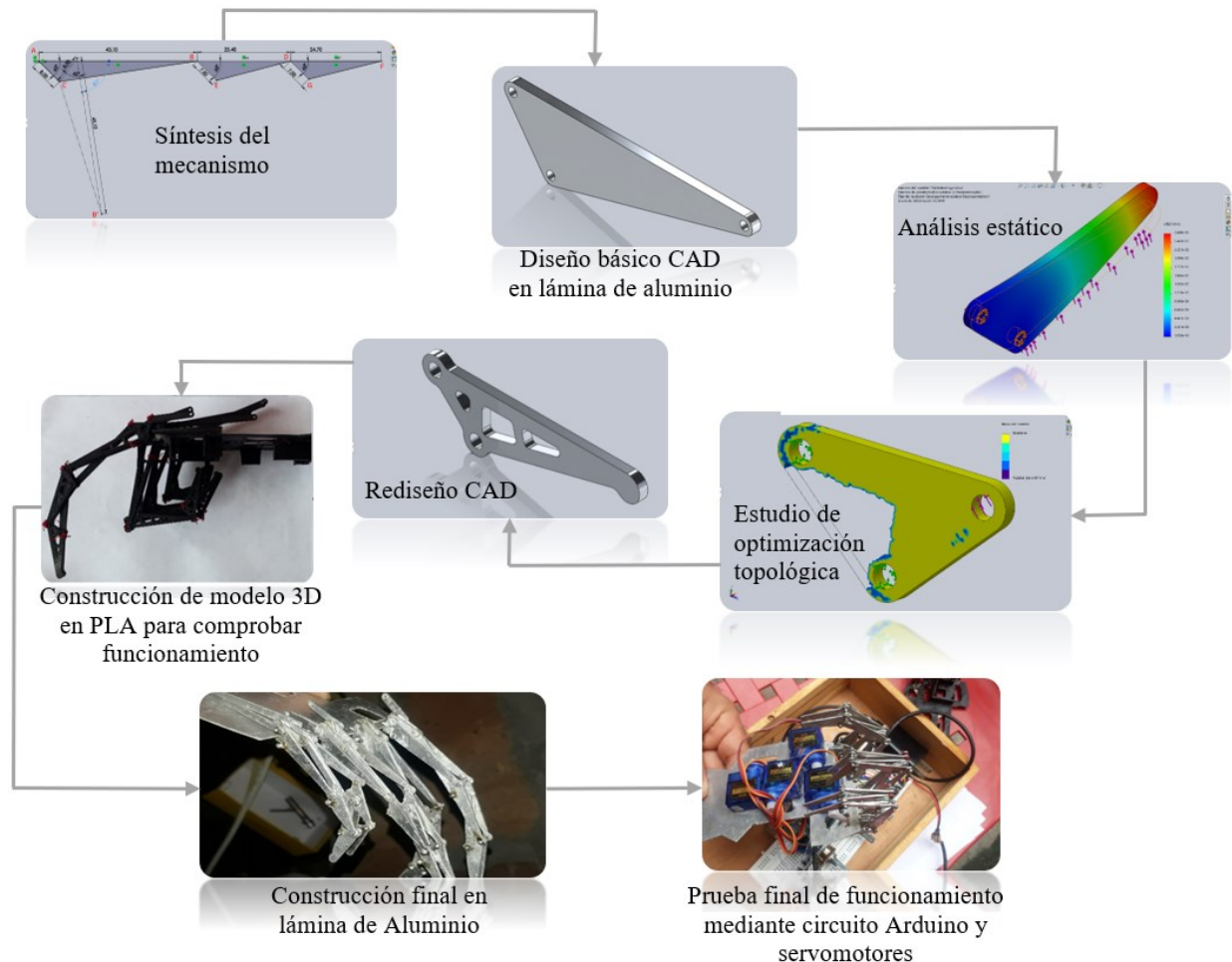
Esquema MiddleFinger:



3.5.1 Diseño en detalle de los dedos

Figura 64.

Secuencia implementada para el diseño en detalle del mecanismo



En la etapa de diseño se procede a materializar el modelo del mecanismo de los dedos (exceptuando el dedo pulgar), al igual que el diseño de la palma donde se realizará el montaje de los mismos y la respectiva ubicación de los componentes electrónicos. El modelamiento de los dedos inicia con una estructura básica a partir de la síntesis del mecanismo anterior, donde se realiza una simulación en SolidWorks para hacer un análisis estático de cada una de las piezas para poder verificar el comportamiento de los esfuerzos en las mismas y finalizar con una optimización topológica que reduce parte de la masa, la cual disminuye la inercia para el arranque y mejora la

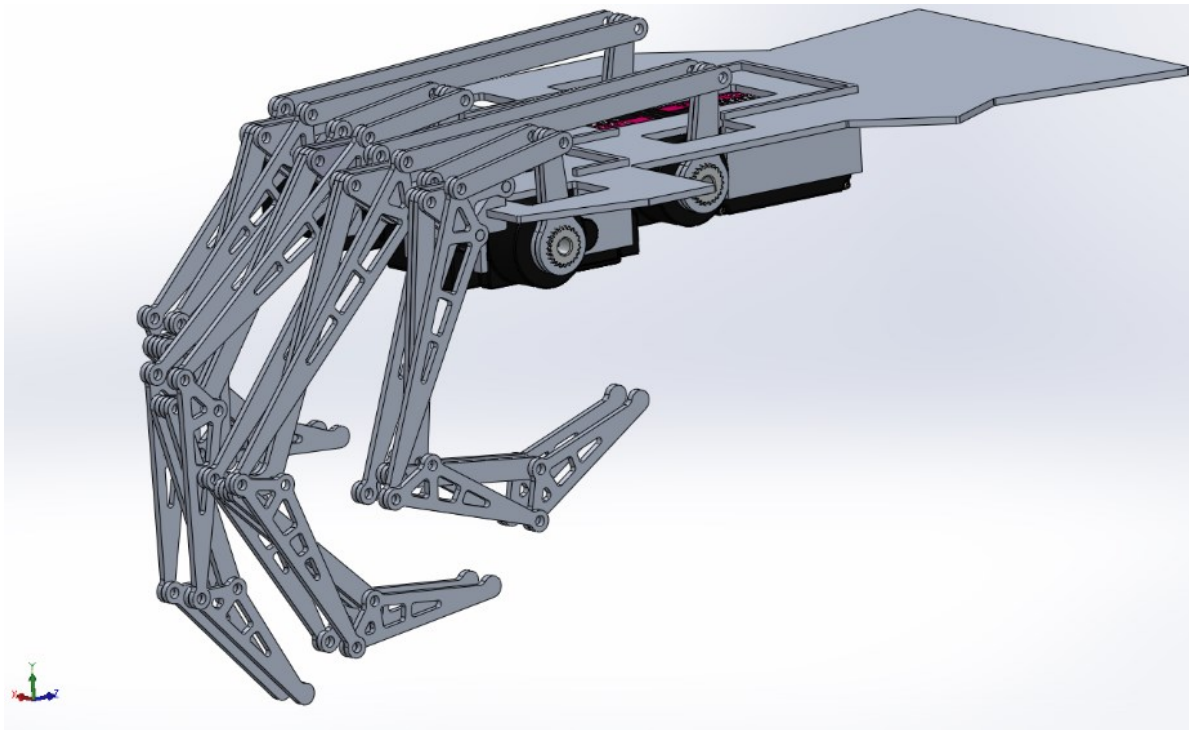
eficiencia del servo y las baterías en su uso. Es importante mencionar que esta optimización topológica no forma parte de los propósitos del proyecto, sin embargo, se realiza con el objetivo de mejorar sus características como peso y apariencia conservando las propiedades mecánicas.

3.5.2 Isométrica del prototipo

A continuación, se muestra la isométrica del ensamblaje de la prótesis diseñada en SolidWorks, la cual se presenta con planos de construcción en el Anexo C, donde se aprecia a detalle los componentes del ensamblaje.

Figura 65.

Isométrico del diseño CAD del prototipo de la prótesis (exceptuando el pulgar)



3.5.3 Palma

Figura 66.

Modelo de la palma construida a partir de las medidas del contorno de la mano

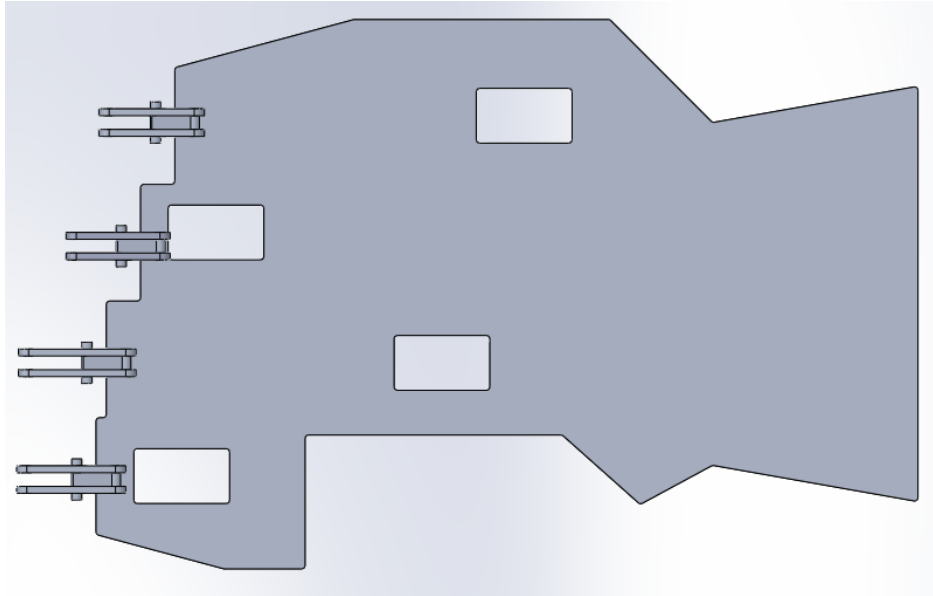
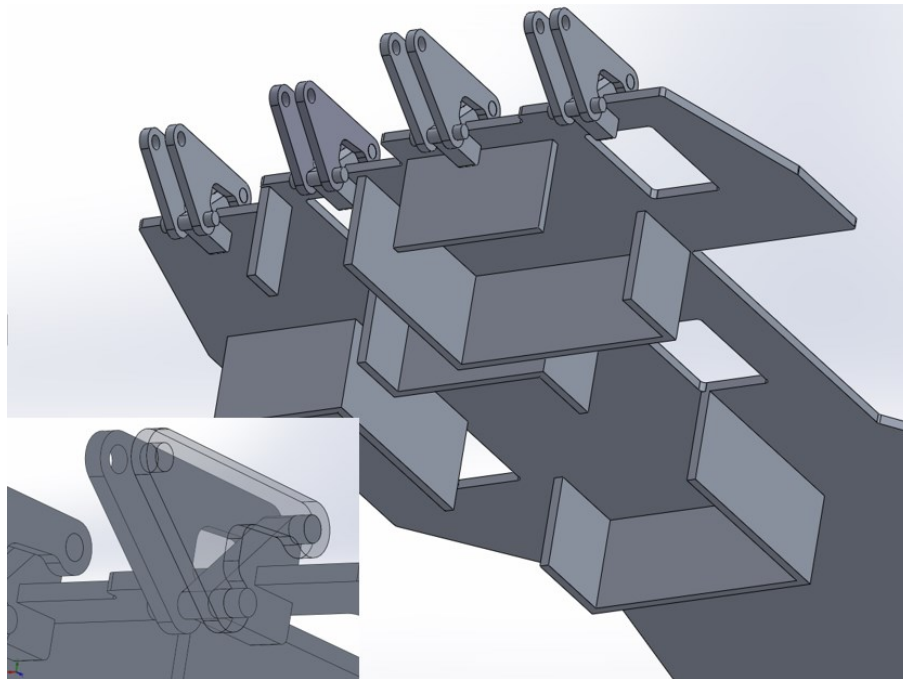


Figura 67.

Medidas del modelo de la palma



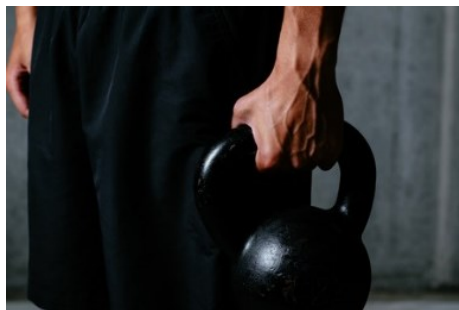
El área de la palma posee una vital importancia ya que sobre ella se instalarán los eslabones que componen las falanges proximales de los dedos y servirá de guía para acomodar los servomotores. Teniendo esto presente se piensa en agregar habitáculos que mantengan los servomotores en una posición fija de la palma, considerando las dimensiones de los mismos en la distribución del espacio. Se incluyeron superficies que tienen la función de soporte para el eslabón conector de la falange proximal en cual tiene como función servir de pivote, ver figura 46, permitiéndole al mecanismo realizar los movimientos de flexión y extensión.

3.5.4 Análisis estático y topológico de la prótesis

El proceso de diseño enfrenta un reto importante complementario a la geometría, el cual es la resistencia de la prótesis. En este proceso se estudia la manera de conservar las propiedades mecánicas mínimas admisibles y la reducción de masa del prototipo. Es importante mencionar que este proyecto debe abordar y enfocarse en temas como la ergonomía incluyendo parámetros como el peso de la misma. En ese sentido se realiza unos supuestos de cargas posibles basados en datos experimentales mostrados en la figura 32.

Figura 68.

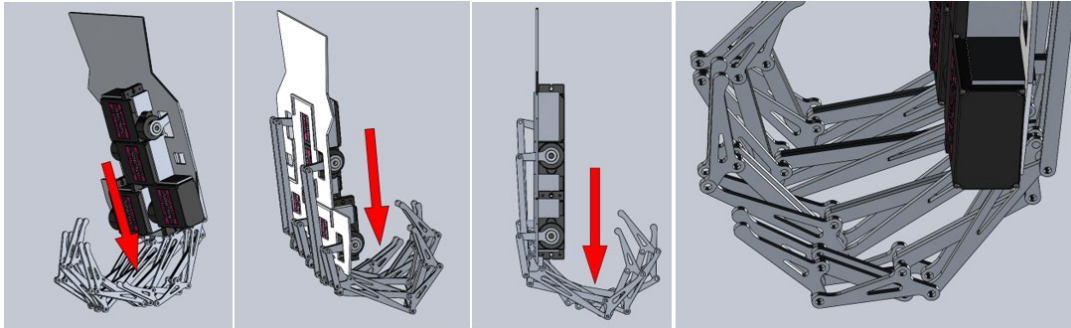
Agarre tipo gancho



Nota. Tomada de *Trabaja todo tu cuerpo trasladando objetos pesados* por (Gottau, 2017).

Figura 69.

Evaluación de la condición de carga de los elementos del mecanismo



En la evaluación de la carga, se puede suponer que el mínimo número de eslabones que soportarían una carga máxima es de 8, los cuales corresponden a los 4 pares entre los elementos finger1 y falanges proximales. De la figura 32 se toma una carga de 100 libras ejercida por un hombre y para cada uno de los 8 eslabones que pueden estar sometidos a esta carga, así:

$$\bar{P} = 100 [lb] \cdot$$

$$P_{i-min} = \frac{(\bar{P} - 15) \cdot 0.453592[kg/lb] \cdot g}{8} \quad (1)$$

Donde P_{i-min} es la carga mínima promedio según la desviación estándar del estudio presentado.

$$P_{i-min} = \frac{(100 - 15)[lb] \cdot 0.453592[kg/lb] \cdot 9.80655[N/kg]}{8}$$

$$P_{im} = 47.26 [N]$$

$$P_{i-Max} = \frac{(\bar{P}) \cdot 0.453592[kg/lb] \cdot g}{8} \quad (2)$$

Siendo P_{i-Max} la carga máxima promedio según la desviación estándar del estudio presentado.

$$P_{i-Max} = 55.6 [N]$$

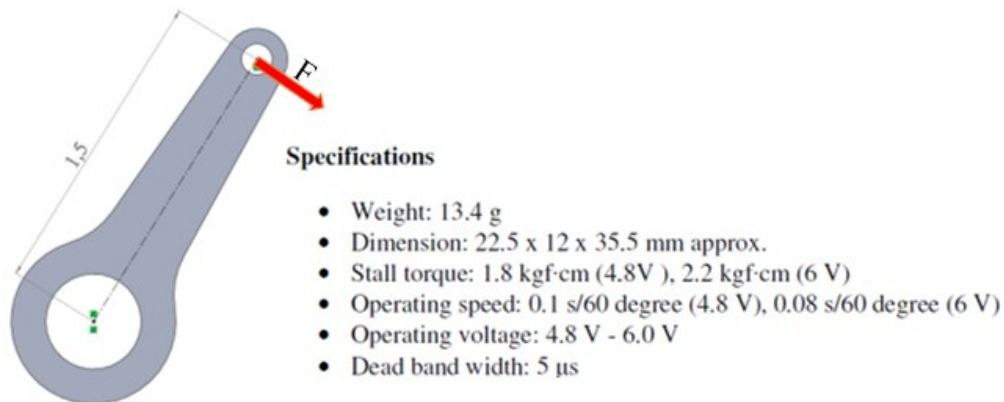
Se toma $P = 50 N$ como carga en la simulación para el análisis estático y topológico que corresponda a cada elemento evaluado en el caso de levantamiento de carga o fuerza de apriete. Este valor corresponde a aproximadamente a el promedio de los valores anteriormente hallados

redondeados a la decena anterior. El eslabón que conecta el servo con los mecanismos de movimiento de los dedos tiene una distancia entre centros de 15 mm como se muestra en el gráfico, el torque del servo es de $1.8[\text{kgf} \cdot \text{cm}]$, dato obtenido del dataSheet del servo TowerPro SG90S.

Para el cálculo de cargas por el servo se tiene:

Figura 70.

Descripción del cálculo del torque del servomotor



Nota. Tomada de *Características de Servo SG90*, por (naylorlampmechatronics, 2019).

$$d = 1,5 [\text{cm}] \cdot$$

$$\tau_{servo} = 1.8[\text{kgf}/\text{cm}] \cdot$$

$$\tau_{servo}[\text{kgf}/\text{cm}] = F [\text{kgf}]/d[\text{cm}] \quad (3)$$

$$F = 26.477 [\text{N}] ; F \approx 27 [\text{N}]$$

Se toma $F = 27 [\text{N}]$ para las cargas provocadas en los eslabones por la transmisión de movimiento desde el servo. Se toma como hipótesis que todos los eslabones se someten a las tensiones máximas, sin embargo, solo en la carga con agarre tipo maleta las falanges proximales soportan dicha carga.

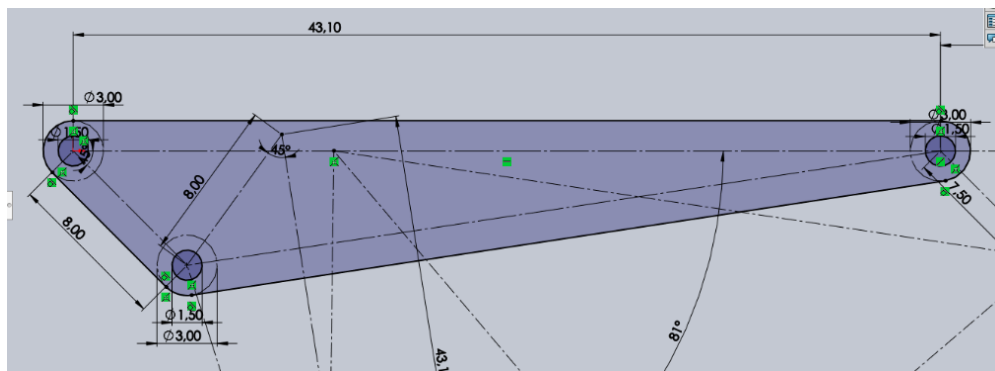
El proceso se realiza solo en los elementos del dedo índice IndexFingerProximal, IndexFingerMiddle, IndexFingerDistal, IndexFingerSupport, IndexFinger1 e IndexFinger2.

Posteriormente se replica en los demás la geometría final dejando las proporciones que correspondan según criterio de los diseñadores adquirido durante su proceso de formación académica. A partir de la síntesis se definen dimensiones generales, de ahí en adelante el proceso es estético y optimizable según criterios definidos. Para este caso se define una optimización de masa, de manera que se pueda reducir el mayor porcentaje posible conservando las propiedades mecánicas.

3.5.4.1 Falanges Proximales. A continuación, se muestra el dibujo inicial de la falange proximal del dedo índice en el que los ejes se definieron de 1.5 mm.

Figura 71.

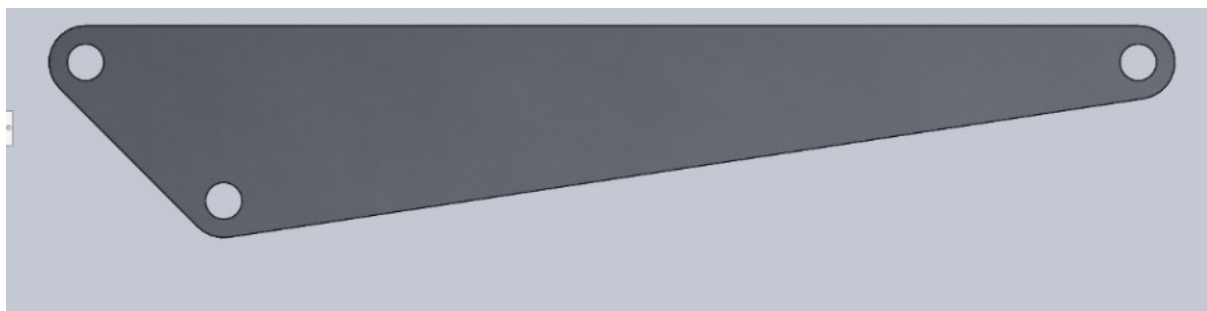
Dimensionamiento de la falange IndexFingerProximal estructura básica



La siguiente imagen muestra la falange proximal del dedo índice en lámina de Aluminio de 1 mm de espesor, la cual va a representar el inicio para el proceso de optimización topológica.

Figura 72.

Falange estructura



A continuación, el proceso de mallado y carga distribuida de 50N en voladizo donde al final se termina realizando la optimización topológica con la ayuda de SolidWorks.

Figura 73.

Mallado y carga en IndexFingerProximal

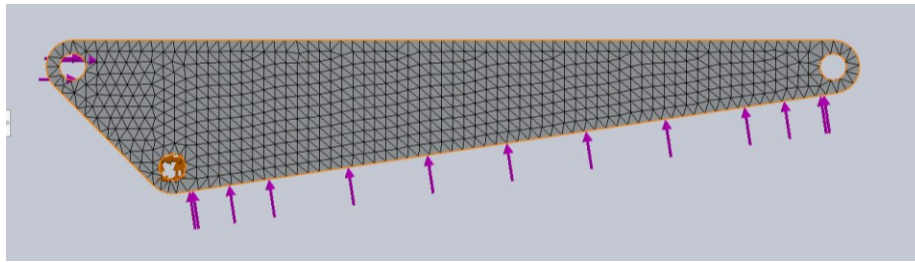


Figura 74.

Esfuerzos de von Mises en IndexFingerProximal estructura básica

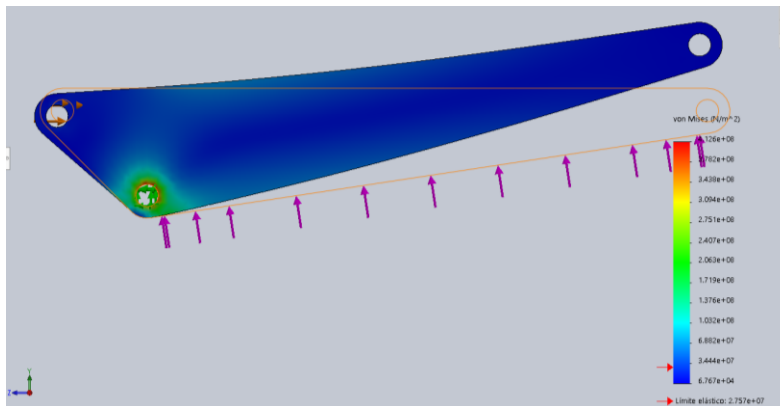
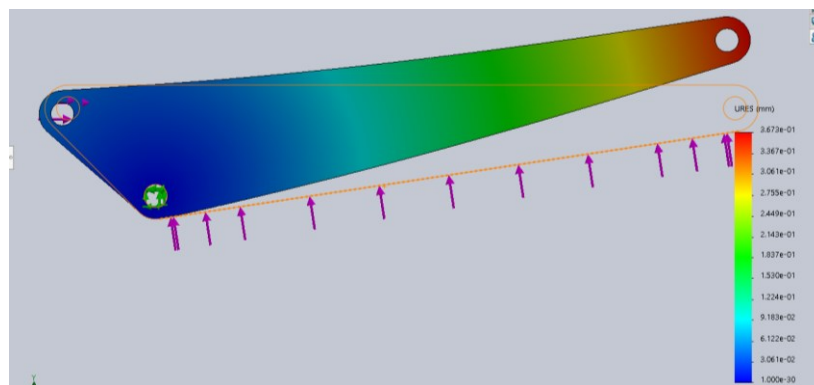


Figura 75.

Deformaciones de URES en IndexFingerProximal estructura básica

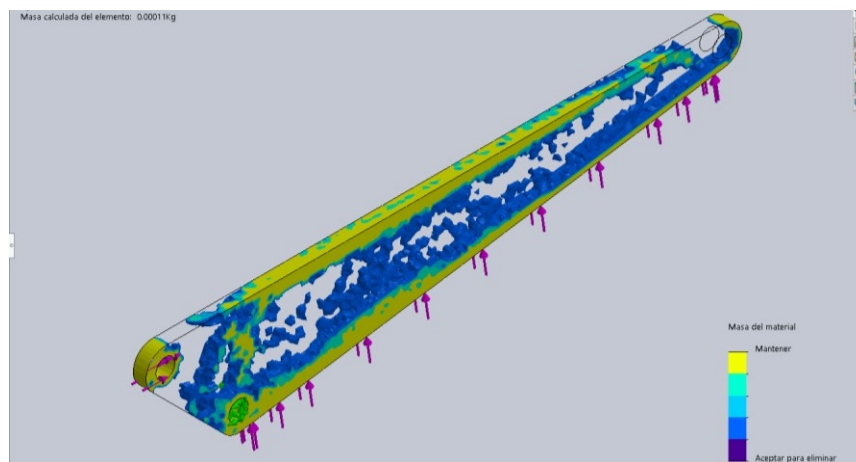


Las deformaciones son esperadas, aunque el software muestra en rojo las regiones más externas, no afecta la funcionalidad de la prótesis.

A continuación, se realiza una optimización topológica con el software SolidWorks 2018 con el objetivo de reducir la masa conservando las propiedades mecánicas básicas.

Figura 76.

Análisis topológico en IndexFingerProximal estructura básica, vista isométrica.



Del análisis anterior se puede observar que la región central del elemento soporta pocos esfuerzos, de manera que se puede prescindir de esta región y dejarla hueca, ayudada de una o dos barras que soporten la carga conservando la rigidez.

Figura 77.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final IndexFingerProximal

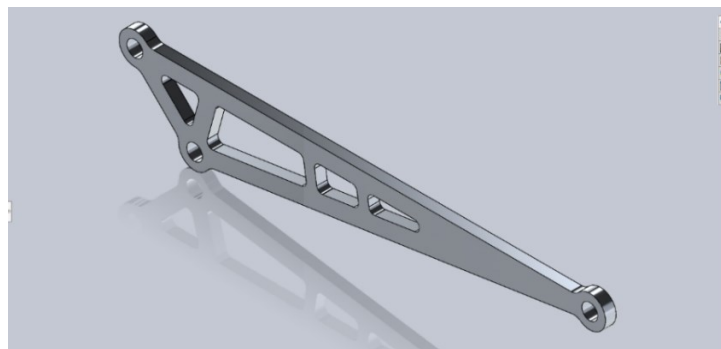


Figura 78.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final MiddleFingerProximal

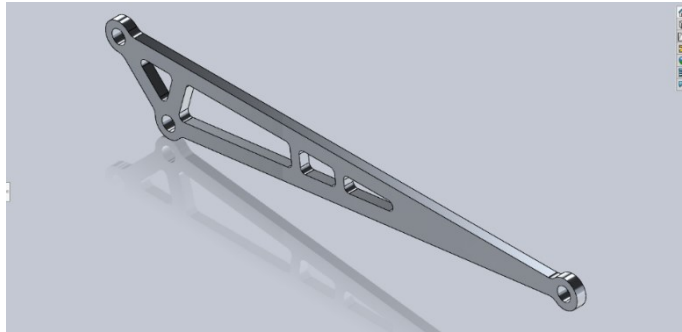


Figura 79.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final RingFingerProximal.

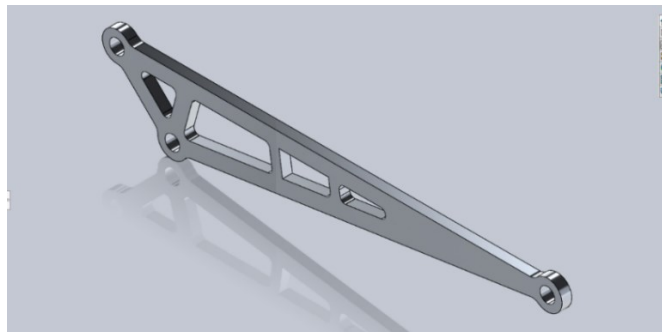
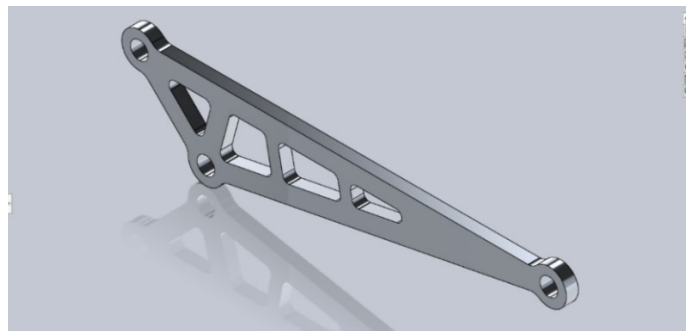


Figura 80.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final PinkyFingerProximal.



3.5.4.2 Falanges Medias. para la falange media de todos los dedos se realizará el mismo diseño básico derivado de la optimización topológica de la falange proximal, acorde a las dimensiones de cada falange y con el criterio de los diseñadores, proponer un diseño sencillo, con rigidez y lo más fácil posible de fabricar. A continuación, los modelos finales CAD de las falanges medias de cada dedo.

Figura 81.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final IndexFingerMiddle.

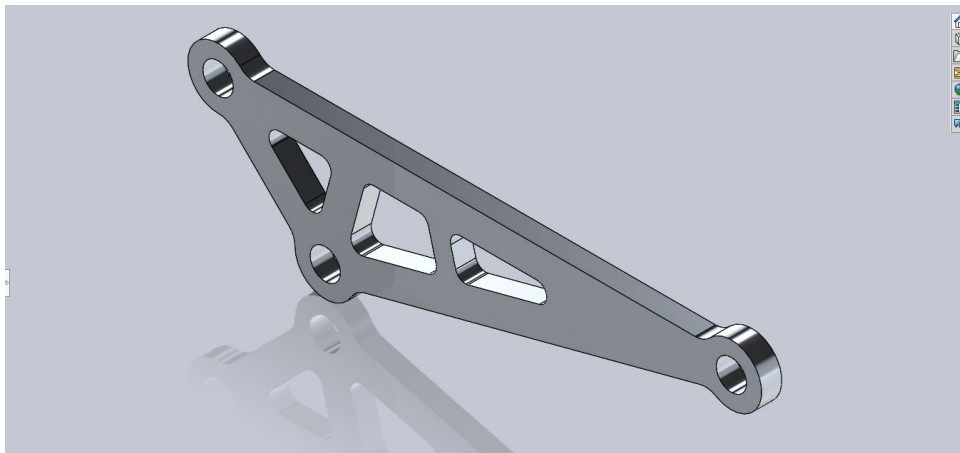


Figura 82.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final MiddleFingerMiddle.

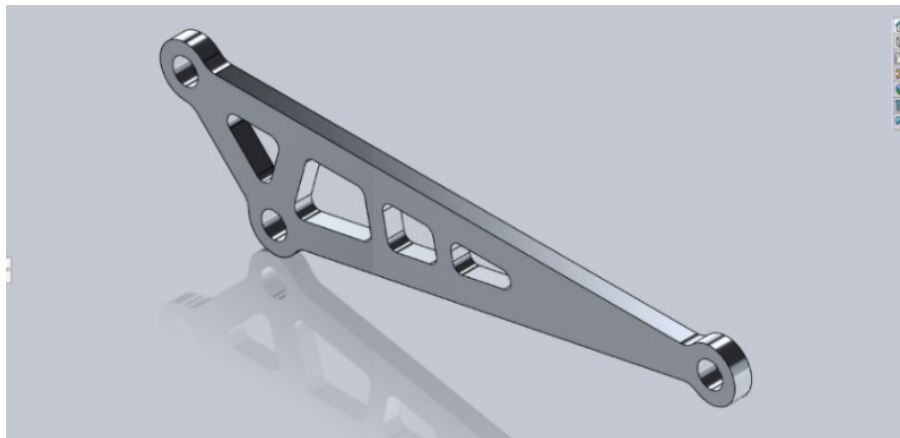
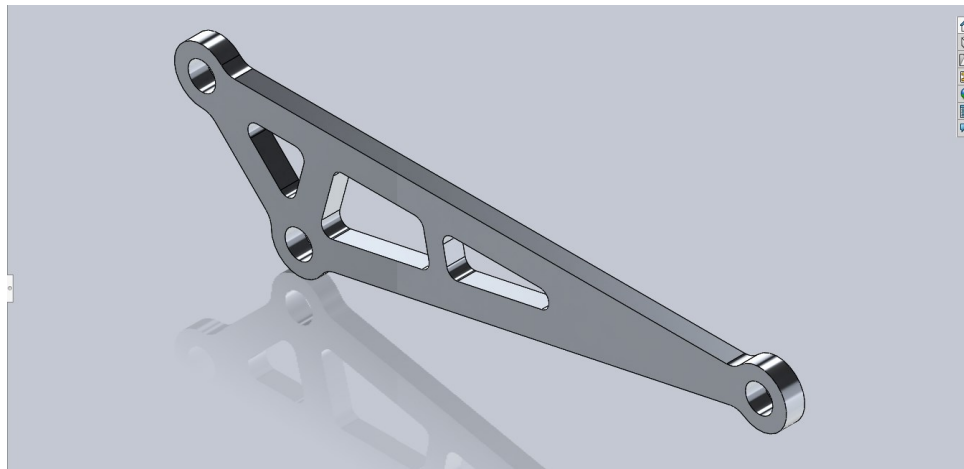
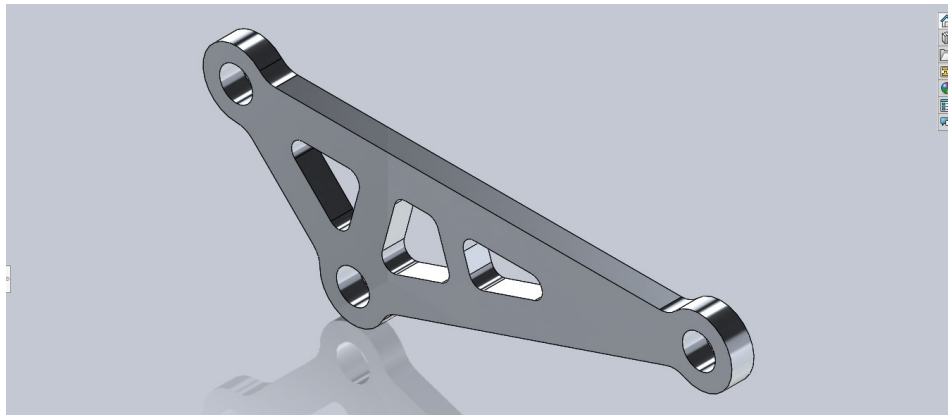


Figura 83.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final RingFingerMiddle.

**Figura 84.**

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final PinkyFingerMiddle.



3.5.4.3 Falanges distales. a continuación, se realizará en análisis estático y topológico de la falange distal. Nuevamente se va a realizar la simulación de la falange distal del dedo índice IndexFingerDistal y se extrapolarán los datos para proponer y generar las geometrías finales en las demás falanges distales de cada dedo. La carga que se va a utilizar para tal fin es de 50 N distribuida y de 27 N concentrada en el eje conectado con el elemento IndexFinger2.

Figura 85.

Mallado y carga en IndexFingerDistal.

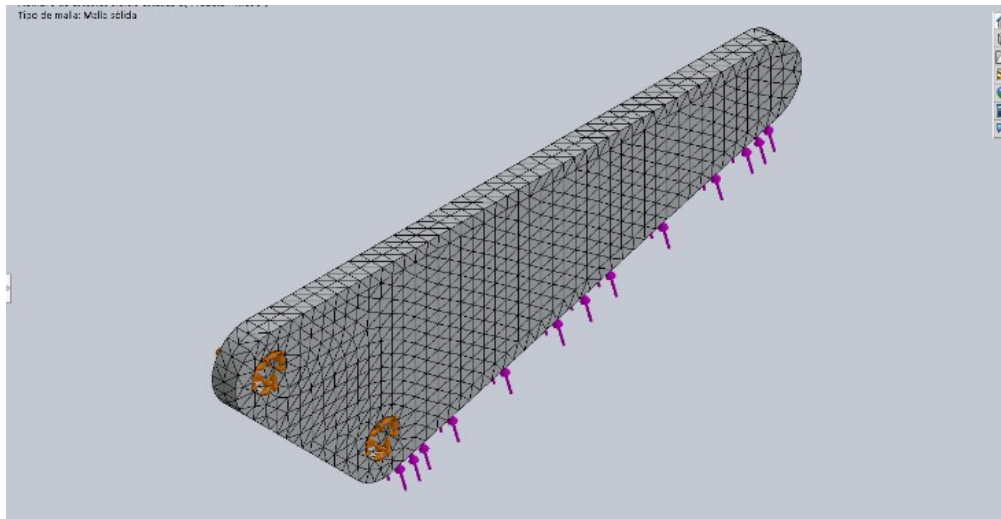


Figura 86.

Esfuerzos de von Mises en IndexFingerDistal estructura básica

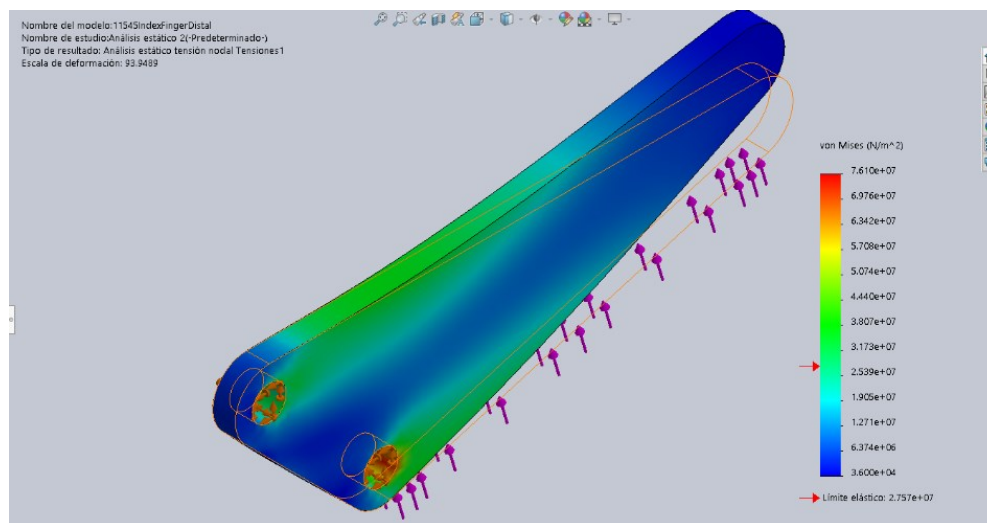
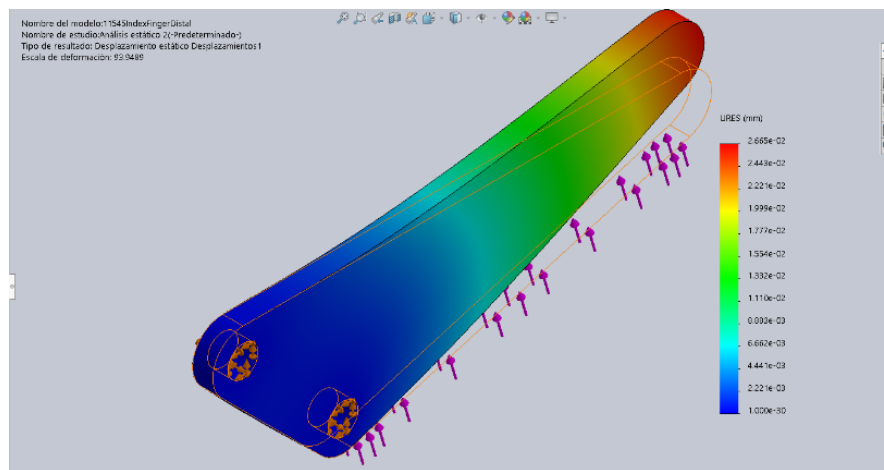
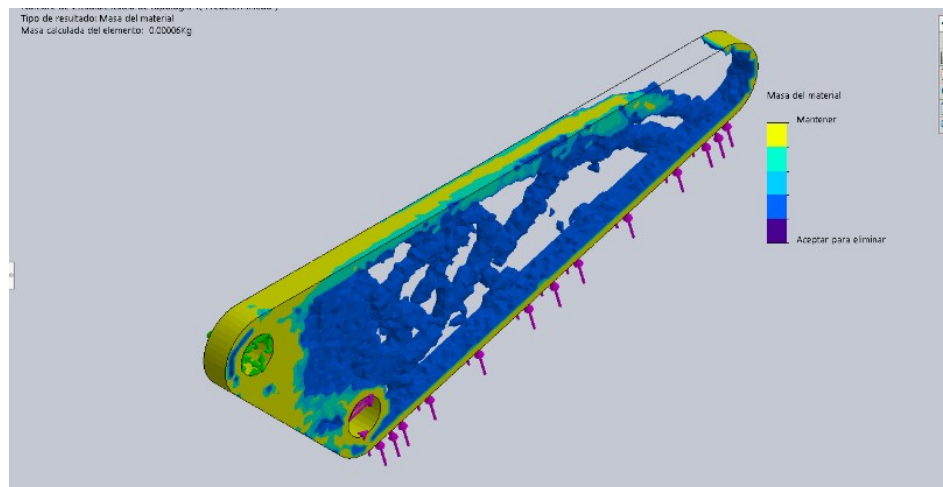


Figura 87.

Deformaciones de URES en IndexFingerProximal estructura básica

**Figura 88.**

Análisis topológico en IndexFingerProximal estructura básica, vista isométrica



A continuación, la geometría final en lámina de Aluminio de 1 mm de espesor para cada una de las falanges distales del mecanismo de la mano.

Figura 89.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final IndexFingerDistal

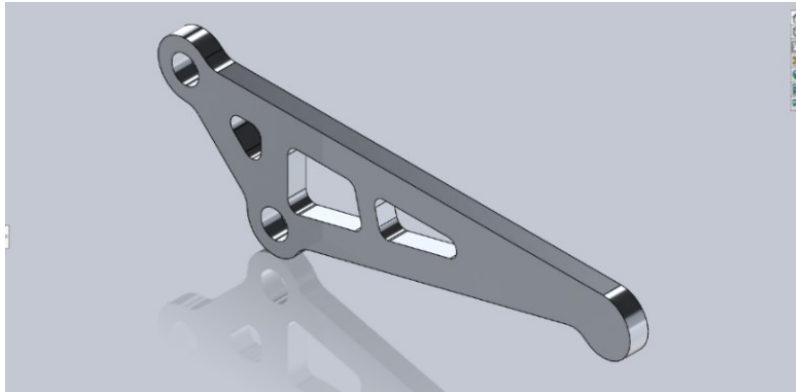


Figura 90.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final MiddleFingerDistal

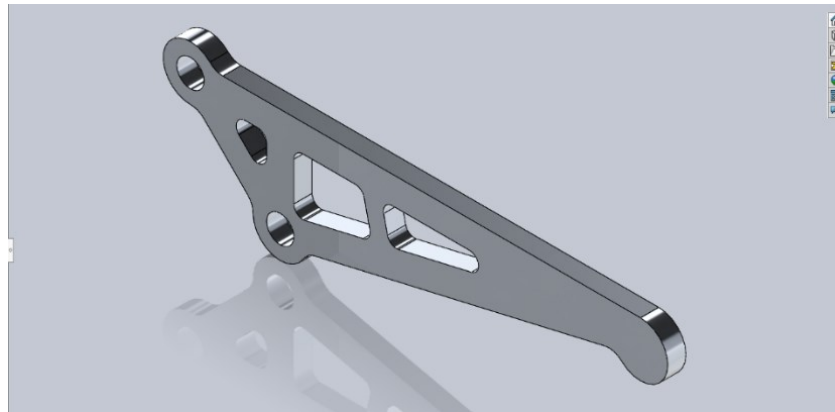


Figura 91.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final RingFingerDistal

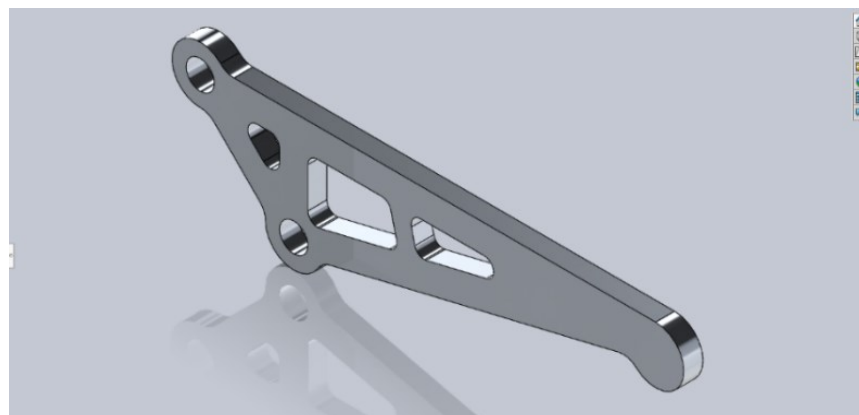
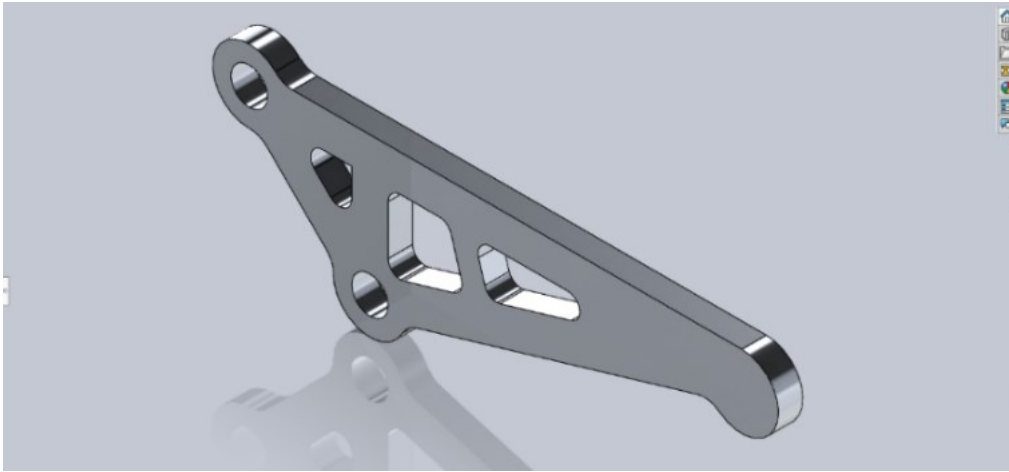


Figura 92.

Modelo CAD en lámina de Aluminio y geometría final PinkyFingerDistal



Nuevamente se procede a realizar el desarrollo del eslabón IndexFinger1 e IndexFinger2 con el objeto de poner a prueba la reacción de estas piezas si son sometidas a las cargas máximas posibles evaluadas al principio del desarrollo del proyecto. En el caso de estos dos tipos de piezas, no tiene lugar el estudio topológico ya que son elementos más sencillos y las optimizaciones de masa son poco prácticas para la manufactura. A continuación, el paso a paso de construcción y análisis de cargas de cada pieza.

3.5.4.4 Construcción y análisis estático de IndexFinger1. el proceso de construcción del IndexFinger1 consiste en generar la pieza a partir del croquis desarrollado en la sección de síntesis del mecanismo. En este caso se toma el elemento XEY para generar una pieza en forma de dos rectas secantes con un ángulo de 115° . Posteriormente extrudir una lámina de 1mm de espesor donde los puntos mencionados son los ejes de anclaje entre las piezas y tienen un diámetro de 1.5 mm.

Figura 93.

Dibujo básico y geometría de IndexFinger1

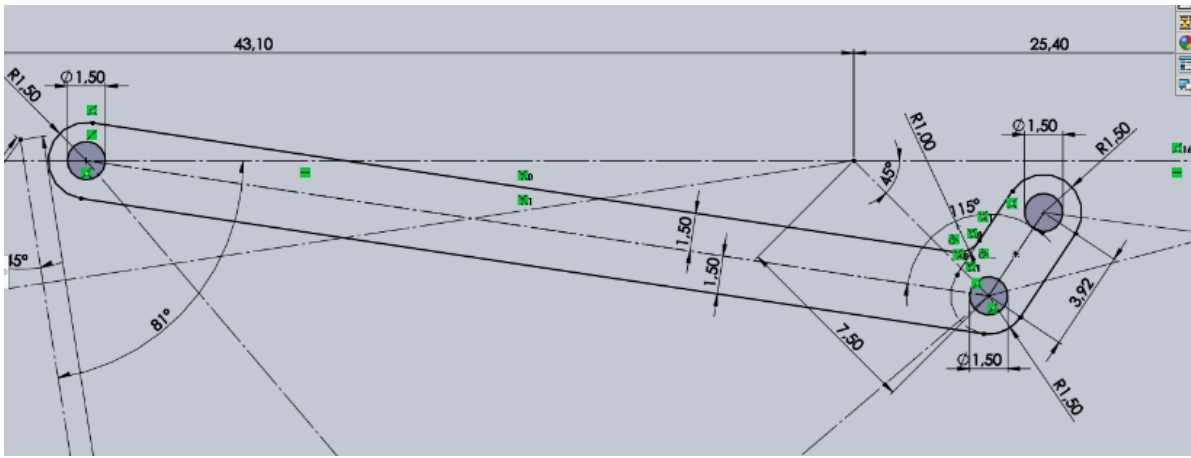


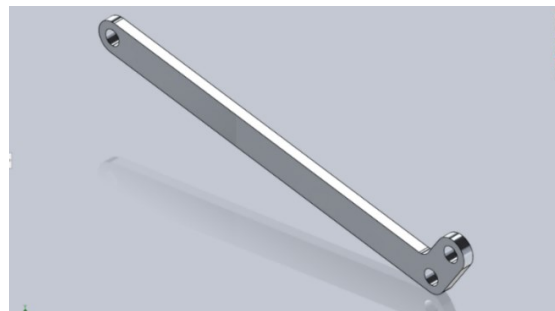
Figura 94.

Pieza CAD en lámina Aluminio 1mm geometría IndexFinger1.



Figura 95.

Pieza CAD en lámina Aluminio 1mm geometría IndexFinger1 isométrico.



Para el análisis estático se tiene en cuenta dos cargas, una que es en el eje Y correspondiente a la reacción cuando está apretando y encuentra un obstáculo la falange distal. La otra carga es distribuida y corresponde al caso en el que soporta una carga con el agarre tipo maleta.

Figura 96.

Esfuerzos von Mises en MiddleFinger1 con aplicación de carga en Y.

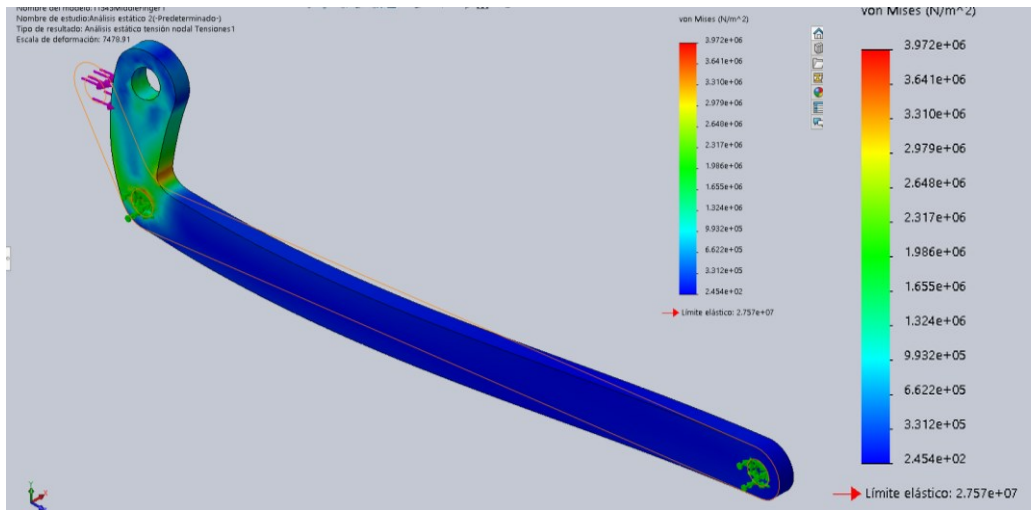


Figura 97.

Deformaciones de URES en MiddleFinger1 con aplicación de carga en Y.

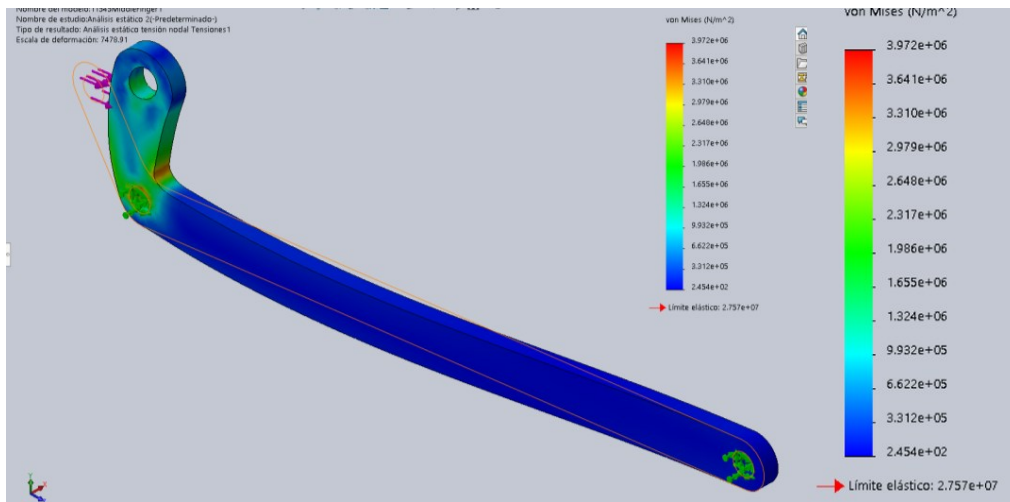
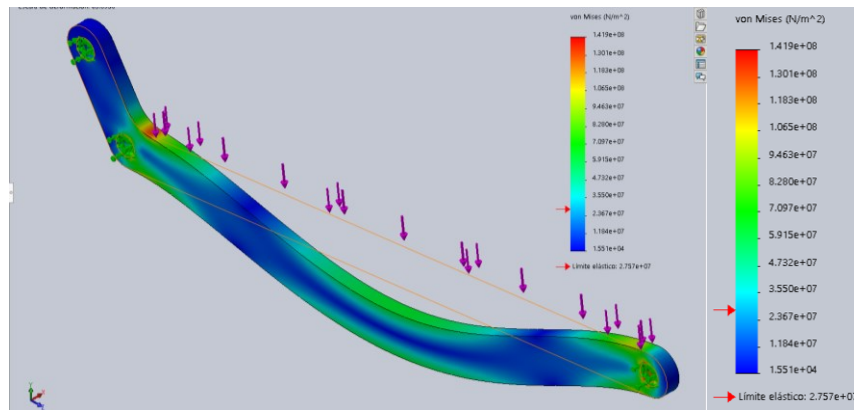
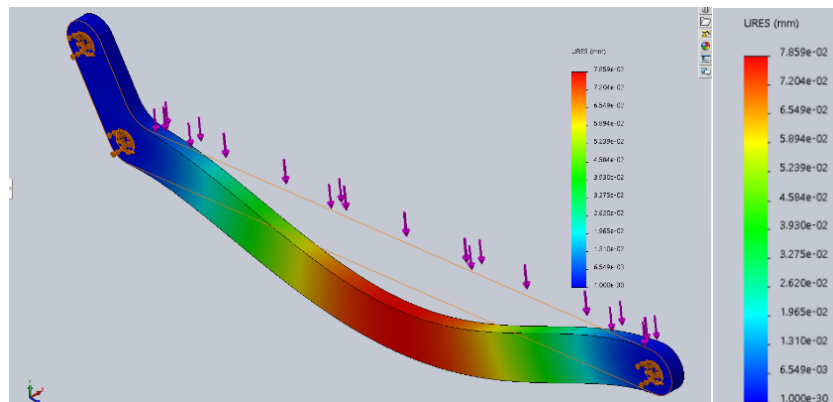


Figura 98.

Esfuerzos von Mises en MiddleFinger1 con carga distribuida XE.

**Figura 99.**

Deformaciones de URES en MiddleFinger1 con aplicación de carga distribuida en Y.



3.5.4.5 Construcción y análisis estático de IndexFinger2. Este elemento se procede a analizar como elemento de dos fuerzas, con una fuerza de 50 N que es la que corresponde al cálculo inicial con el torque del servomotor. Al igual que el elemento anterior, se concibe a partir de la línea recta YG dando a los puntos como eje de unión con los demás eslabones que corresponda con un diámetro de 1.5mm.

Figura 100.

Dibujo básico y geometría de IndexFinger2.

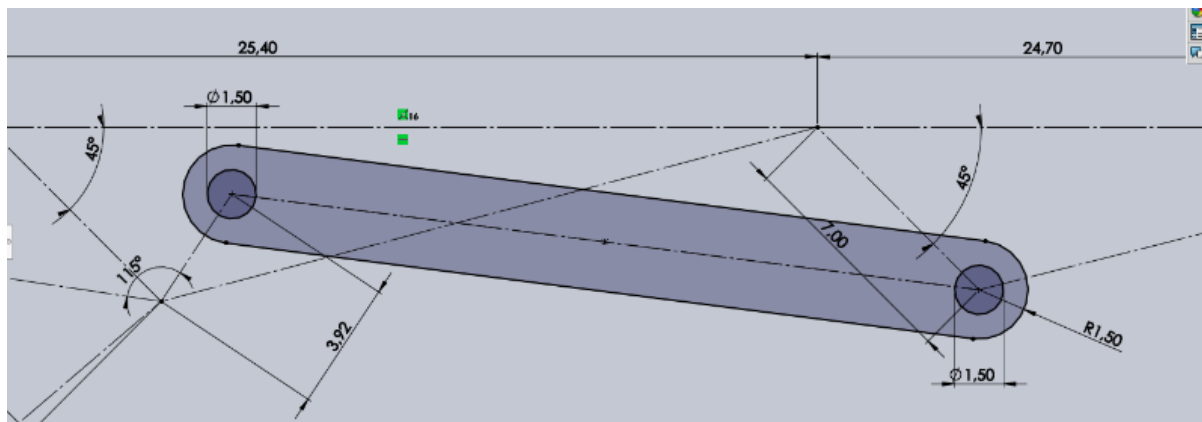


Figura 101.

Pieza CAD en lámina Aluminio 1mm geometría IndexFinger2 isométrico.



Figura 102.

Esfuerzos von Mises en MiddleFinger2 con aplicación de carga en G.

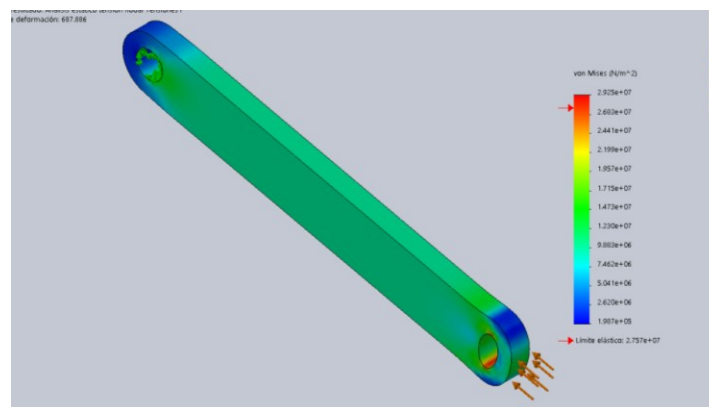
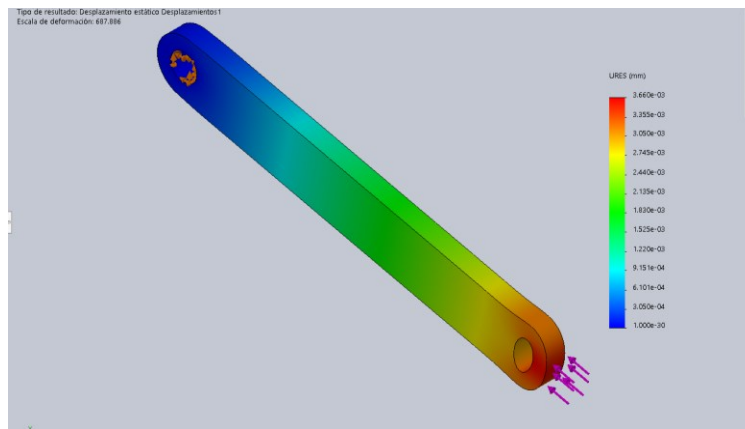


Figura 103.

Deformaciones de URES en MiddleFinger2 con aplicación de carga en G.



De los resultados anteriores se puede interpretar los esfuerzos y deformaciones como aceptables, existen concentradores de esfuerzos tolerables.

3.5.4.6 Análisis estático y topológico del soporte. El soporte es una pieza clave ya que conecta la estructura de la palma con el mecanismo de los dedos. Cabe mencionar que este caso esta pieza es igual para todos los dedos. La carga que se va a aplicar en la simulación es concentrada con valor de 50 N en la conexión con el eslabón IndexFinger1. En la optimización topológica se usa una reducción de masa del 30% y relación de URES de 1:2.

Figura 104.

Mallado y carga en IndexFingerSupport.

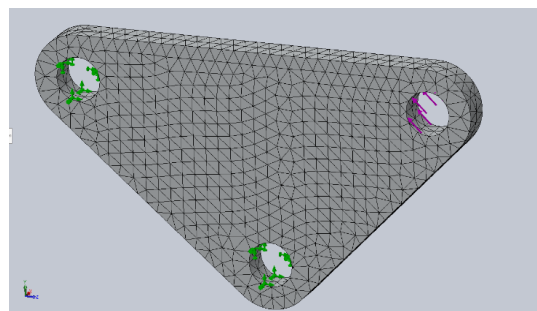


Figura 105.

Esfuerzos de von Mises en IndexFingerSupport estructura básica

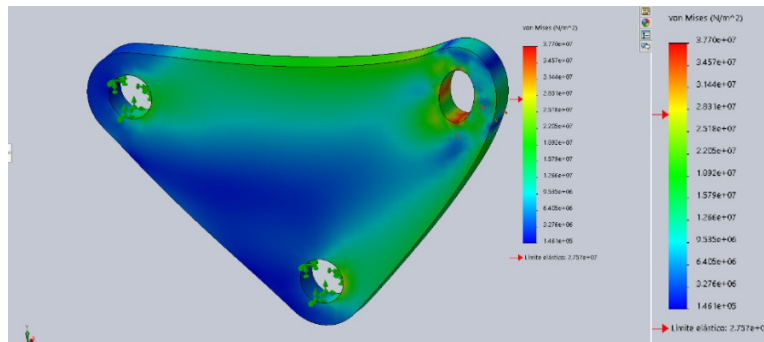


Figura 106.

Deformaciones de URES en IndexFingerSupport estructura básica

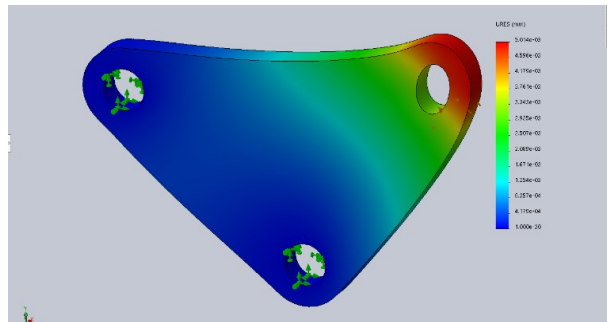
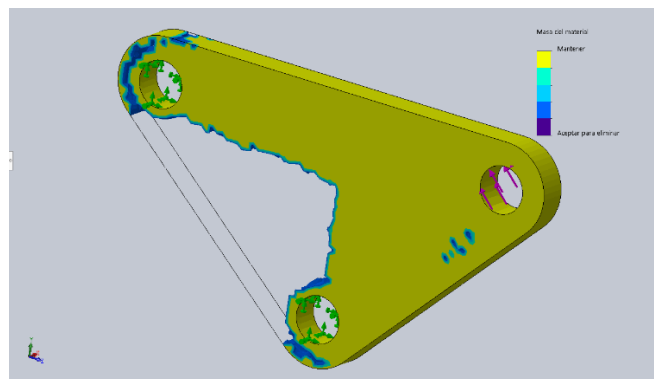


Figura 107.

Análisis topológico en IndexFingerSupport estructura básica, vista isométrica



Como se puede evidenciar a partir de los resultados, a continuación, se realiza el proceso de dibujo con criterio de los diseñadores basado en los resultados del estudio topológico realizado por el software SolidWorks, se procede a consignar el proceso paso a paso.

Figura 108.

Definición de los ejes de anclaje en IndexFingerSupport

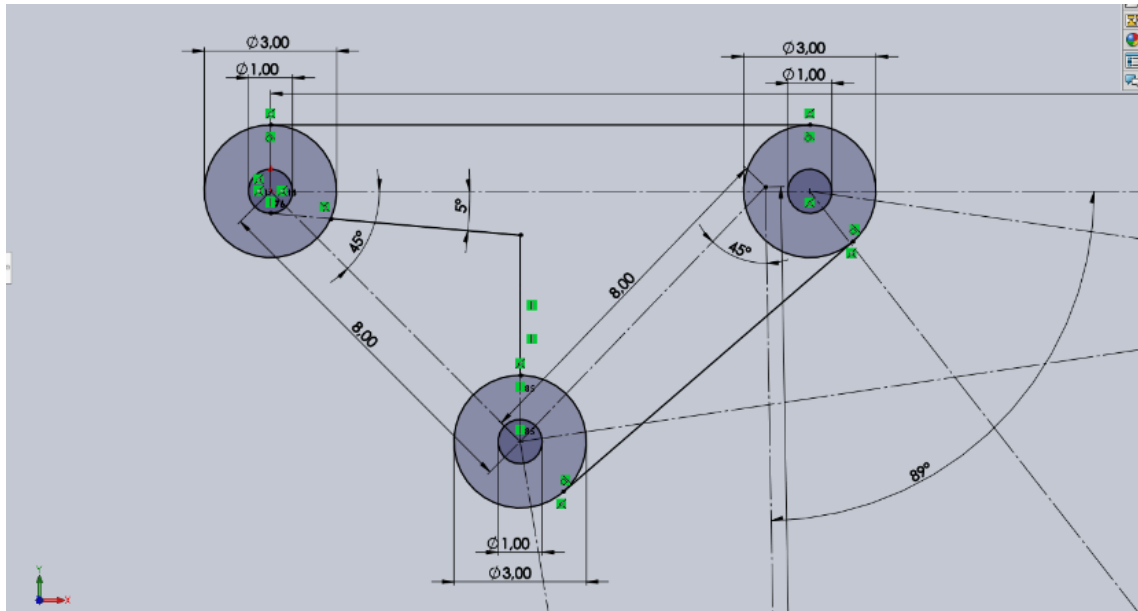


Figura 109.

Geometría externa general en IndexFingerSupport

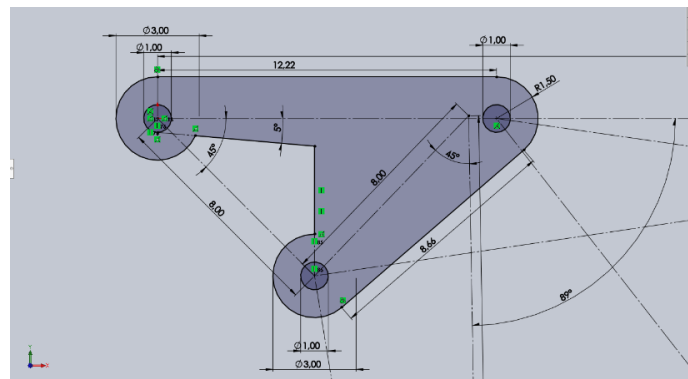


Figura 110.

Redondeo de 3mm en zonas de posibles concentradores de esfuerzos

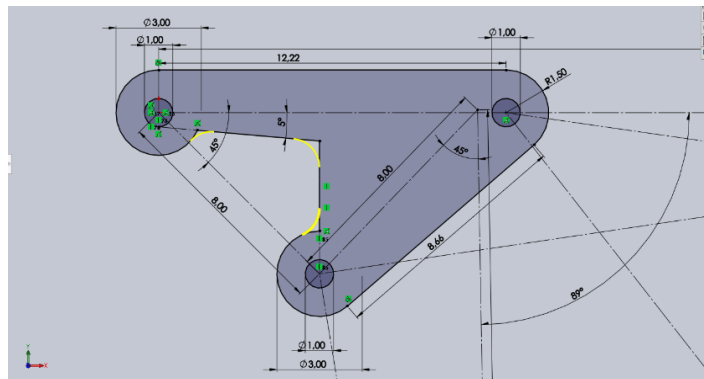


Figura 111.

Dibujo de geometría final en IndexFingerSupport

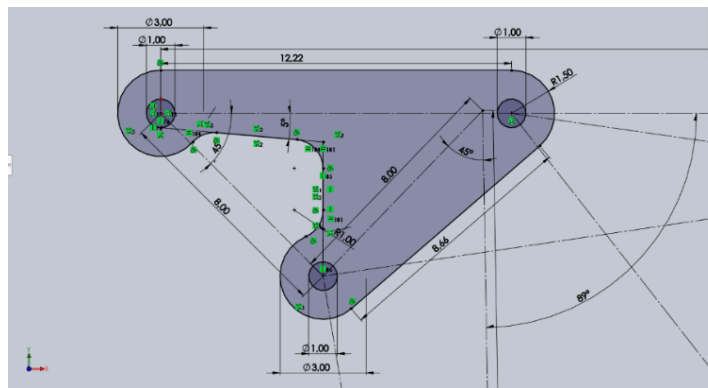
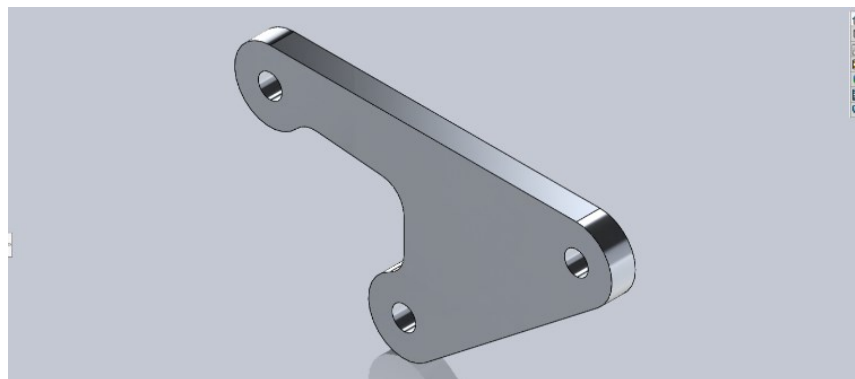


Figura 112.

Isométrico CAD final en lámina de Aluminio en IndexFingerSupport



3.5.4.7 Análisis estático de los eslabones conectores. A continuación, se procede a realizar un análisis y simulación de los eslabones tipo Q1A y AB, que unen el mecanismo de cada dedo con el servo respectivo, basados en los datos de transmisión de fuerza producida por el torque del servo en el mecanismo doble balancín.

Figura 113.

Gráfico del eslabonamiento del mecanismo doble balancín.

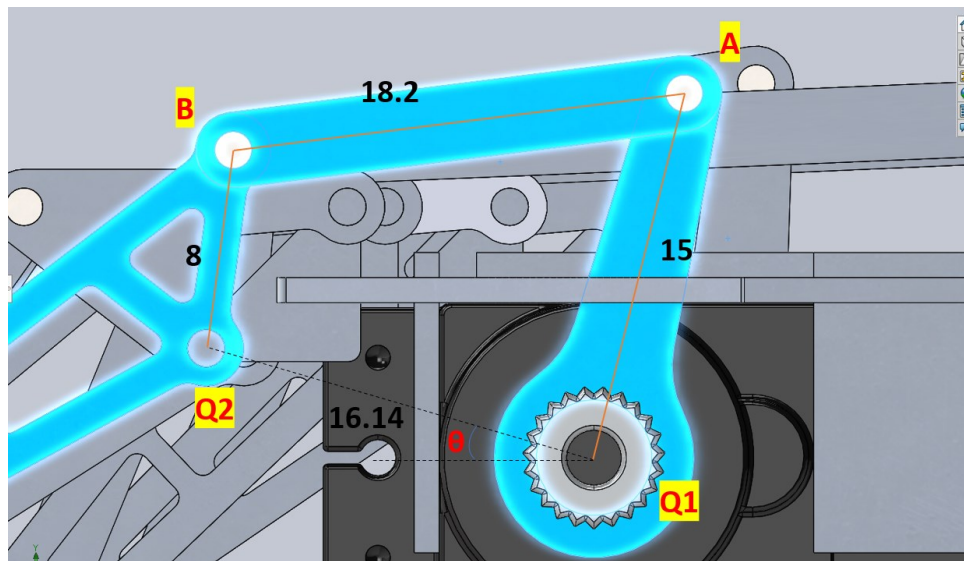


Figura 114.

Esfuerzos von Mises ServoFinger.

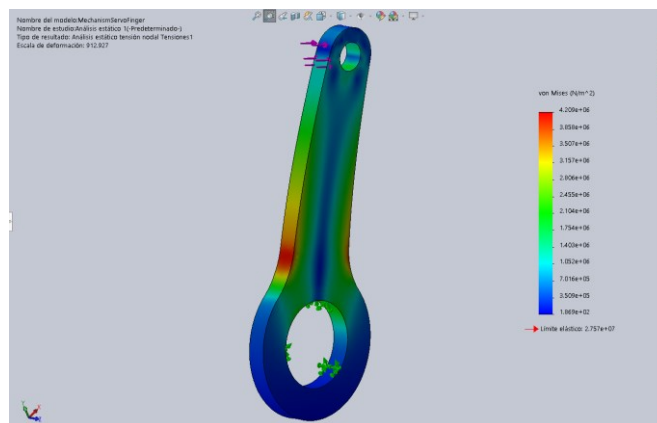


Figura 115.

Deformaciones URES ServoFinger.

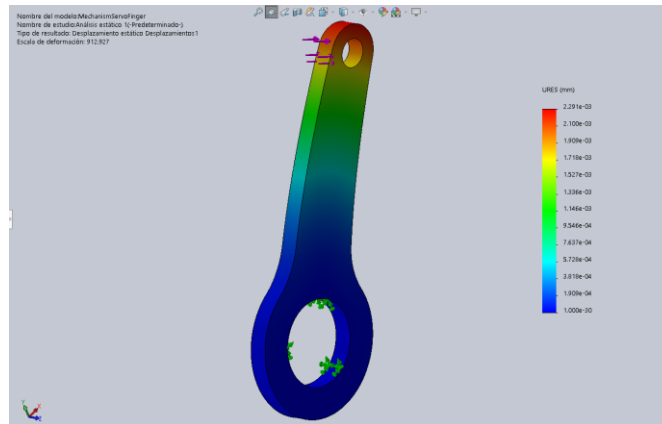


Figura 116.

Esfuerzos de von Misses en MechanismServoIndexFinger.

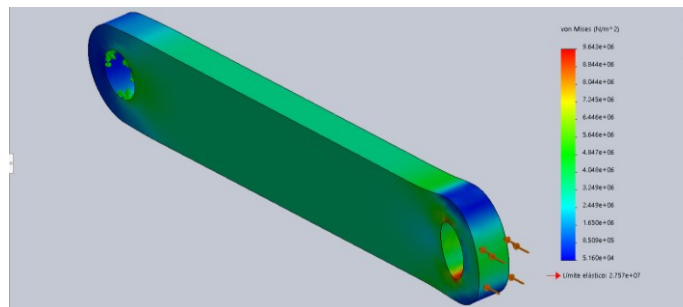


Figura 117.

Deformaciones URES MechanismServoIndexFinger

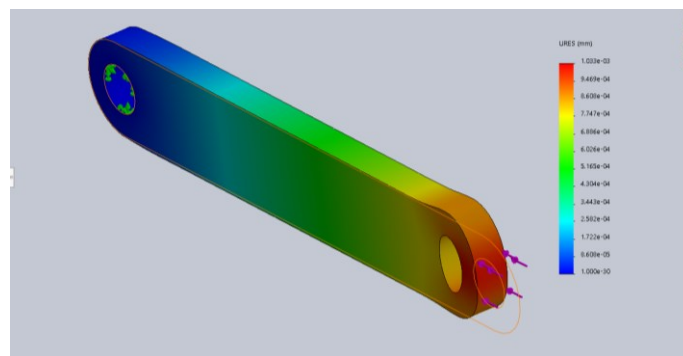


Figura 118.

Esfuerzos de von Misses en MechanismServoMiddleFinger.

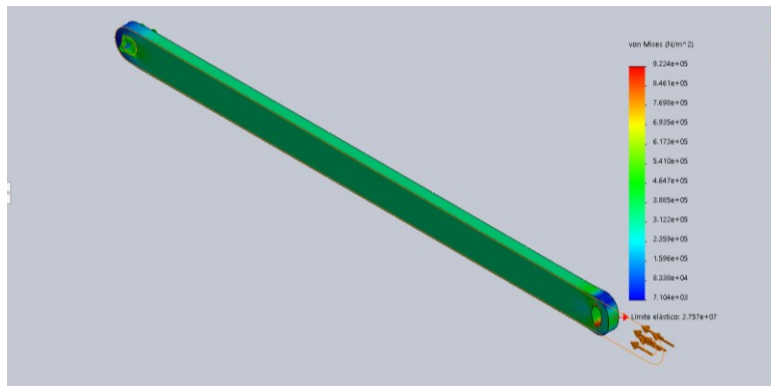


Figura 119.

Deformaciones URES en MechanismServoMiddleFinger.

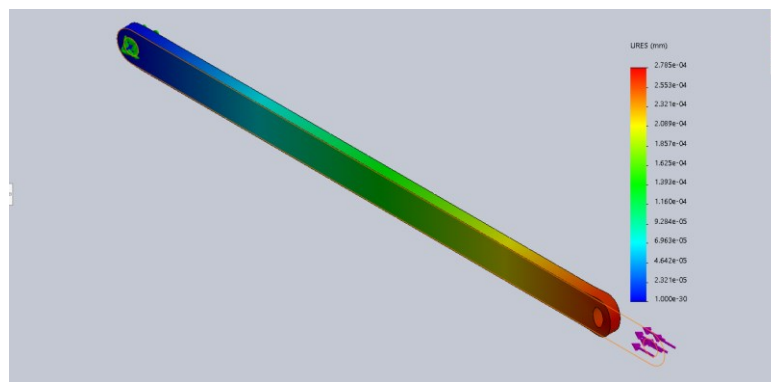


Figura 120.

Esfuerzos de von Misses en MechanismServoRingFinger.

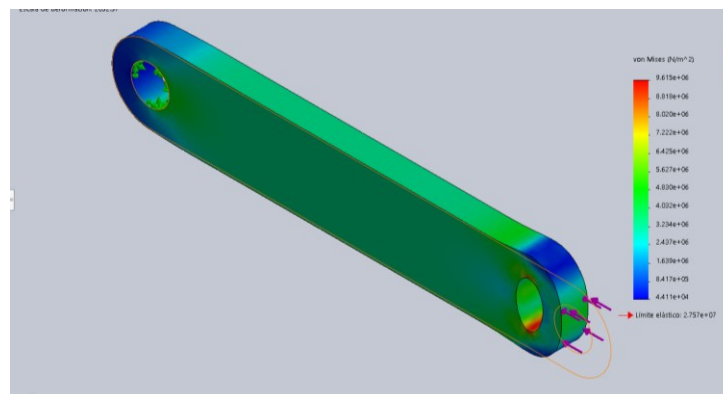


Figura 121.

Deformaciones URES en MechanismServoRingFinger.

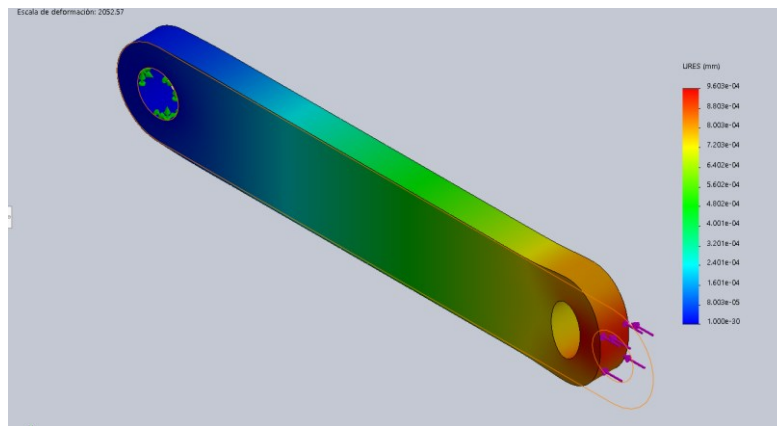


Figura 122.

Esfuerzos de von Mises en MechanismServoPinkyFinger

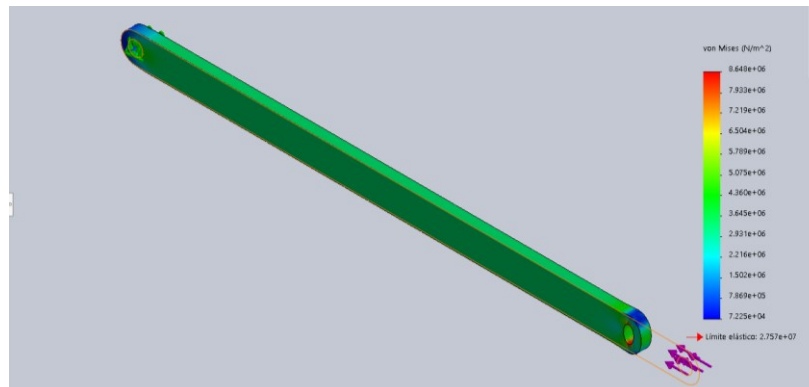
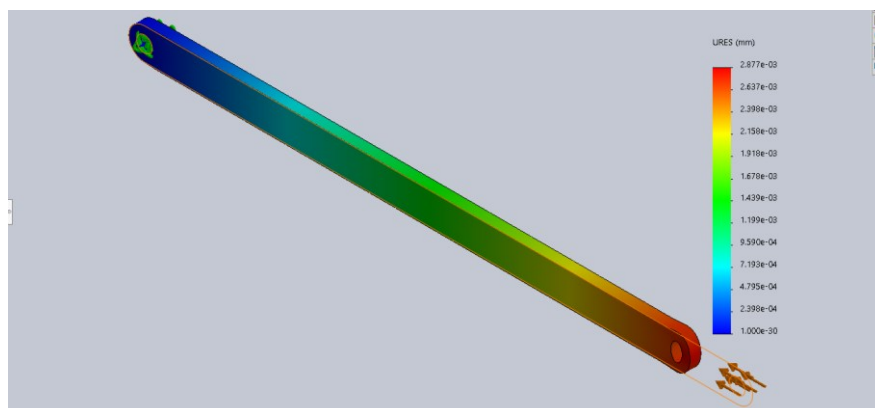


Figura 123.

Deformaciones URES en MechanismServoPinkyFinger.0



En todos los casos se puede evidenciar que los esfuerzos son aceptables, hay concentradores de esfuerzos, pero solo en la condición crítica. Las deformaciones son aceptables y no interfieren en la funcionalidad del mecanismo.

3.6 Cálculo del ángulo necesario de giro para estos movimientos y electrónica del movimiento de los dedos

3.6.1 Ángulo de giro del servo para el movimiento de los dedos

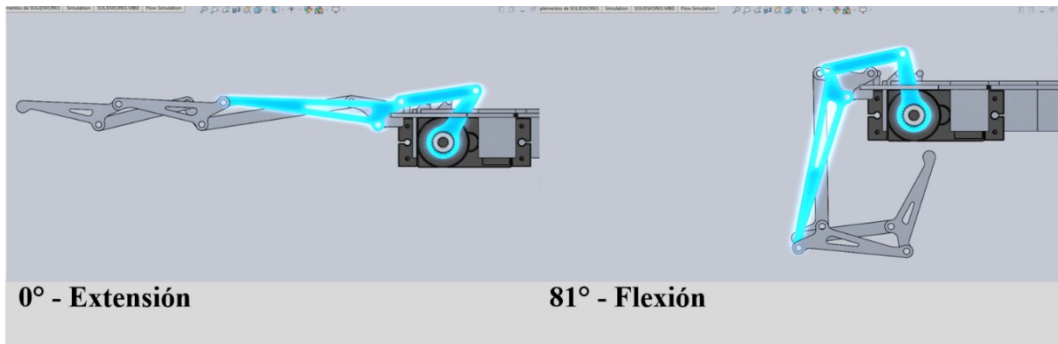
Es importante mencionar que el valor del ángulo de giro de los dedos está definido como condición de diseño de la biometría del paciente Libardo Mendoza. Por otro lado, el ángulo del balancín con el que debe girar el servo no es conocido y debe ser calculado para poder cumplir la condición anterior, este ángulo es al que debe girar el servo para poder mover los dedos y será un dato usado en la programación de Arduino.

Se procede a explicar el cálculo del ángulo de giro para el movimiento de los dedos, el proceso de cálculo del ángulo será el mismo para todos los dedos. A continuación, la solución del mecanismo doble balancín:

3.6.1.1 IndexFinger. Para determinar el ángulo que debe girar el balancín Q1A ver figura 91, se realiza una solución grafica usando SolidWorks. Se determina la geometría de las posiciones iniciales y finales en los movimientos simulados con el modelo CAD, el cual fue el producto de las condiciones del diseño previamente desarrollado, para posteriormente verificar el ángulo que queremos buscar.

Figura 124.

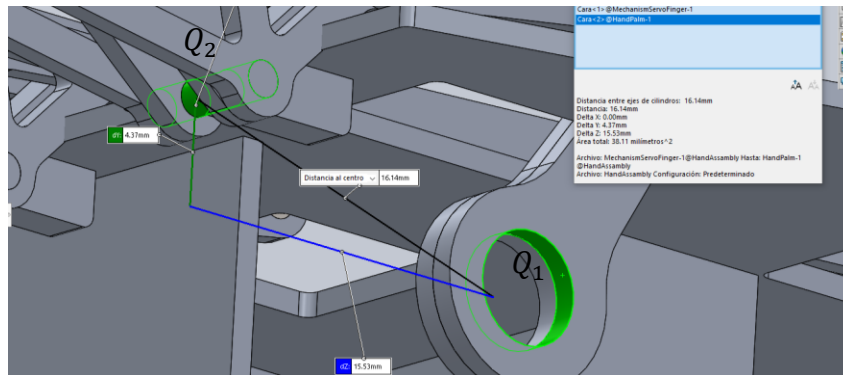
Posiciones de extensión y flexión del dedo IndexFinger



Inicialmente se tienen los valores de los ángulos en las posiciones mostradas figura 91, junto con las medidas iniciales del mecanismo doble balancín. Solo falta el valor del ángulo entre la horizontal y el eslabón Q1Q2, obtenidos de tomar las distancias entre centros. Se forma un triángulo rectángulo donde calculamos el ángulo aplicando la ecuación de arco tangente.

Figura 125.

Cálculo del ángulo θ_{Index} de la barra Q1Q2 respecto a la horizontal en IndexFinger



Cálculo del ángulo θ_{Index}

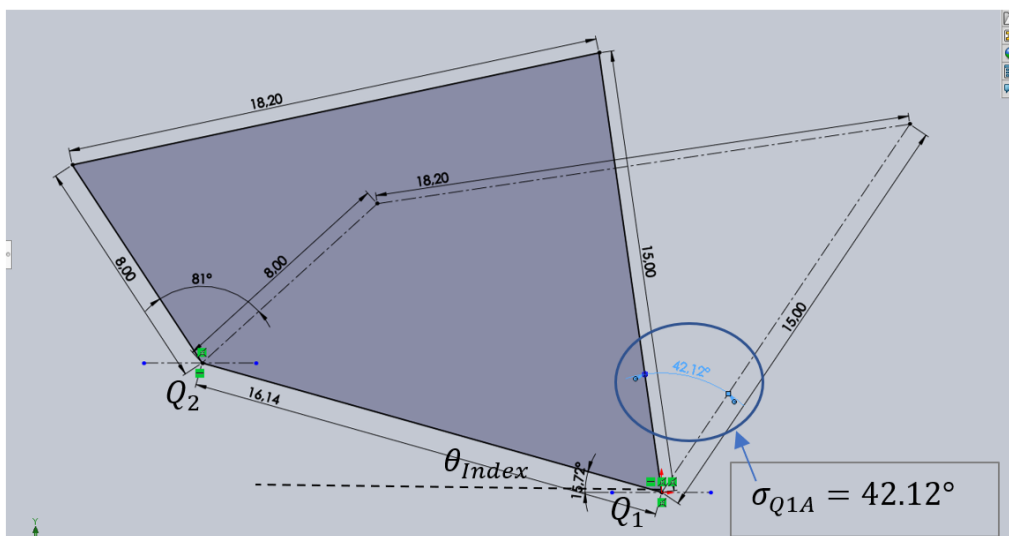
$$\tan^{-1} \left(\frac{dy}{dz} \right) = \theta_{Index} \tag{4}$$

$$\theta_{Index} = 15.7^\circ$$

A continuación, se muestra un gráfico, ver figura 104, donde se muestran el ángulo σ_{Index} que queremos calcular, Q1Q2 respecto a la horizontal y los demás elementos del mecanismo doble balancín con el único fin de determinar el ángulo σ_{Index} que debe girar el servo, o la barra Q1A, para generar los ángulos en la falange proximal de cada uno de los dedos. Los demás ángulos en las falanges media y distal se garantizan con el uso del mecanismo de Toronto.

Figura 126.

Determinación del ángulo σ_{Index} del servo Q1C para MiddleFinger



Este ángulo encontrado y resaltado, corresponde al ángulo σ_{Index} que debe girar el servo del IndexFinger para que se genere en los dedos los movimientos con los ángulos que corresponde según las condiciones de diseño. En el esquema las líneas de construcción pertenecen a la posición inicial de extensión y las continuas representan la posición final de flexión.

3.6.1.2 MiddleFinger

Figura 127.

Posiciones de extensión y flexión del dedo MiddleFinger

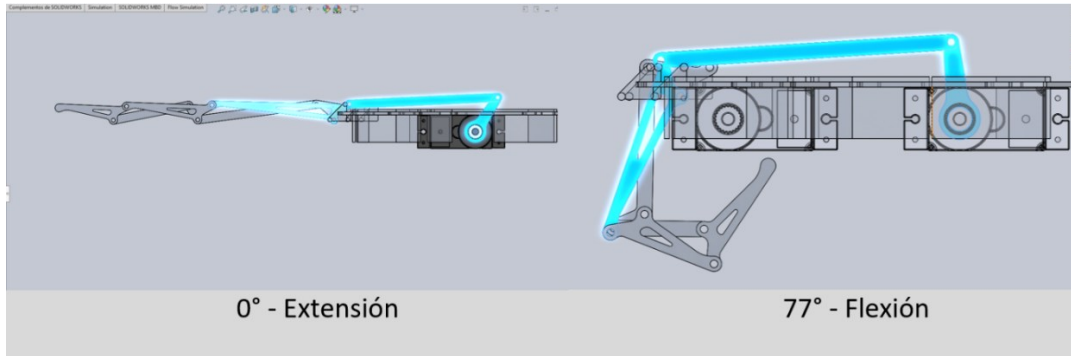
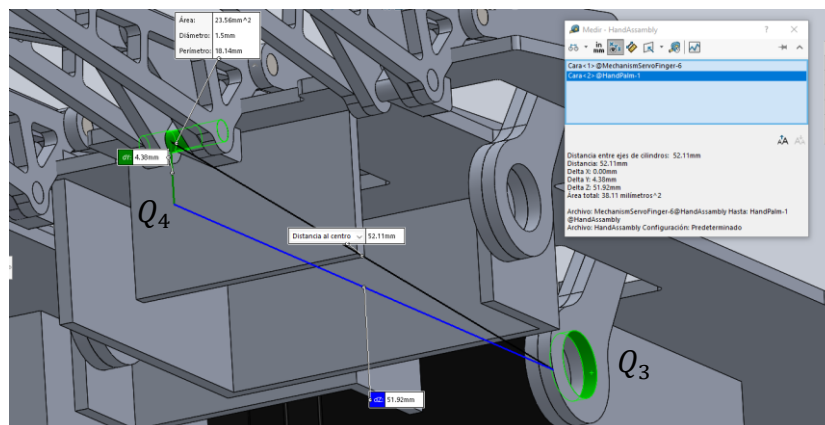


Figura 128.

Cálculo del ángulo θ_{Middle} , de la barra $Q3Q4$ respecto a la horizontal en MiddleFinger



Cálculo del ángulo θ_{Middle} :

$$\tan^{-1} \left(\frac{dy}{dz} \right) = \theta_{Middle}$$

$$\theta_{Middle} = 4.8^\circ$$

Figura 129.

Gráfico del eslabonamiento del mecanismo doble balancín MiddleFinger

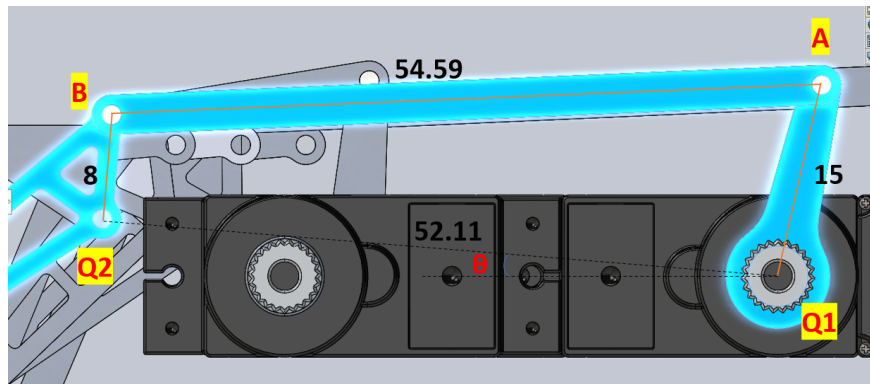
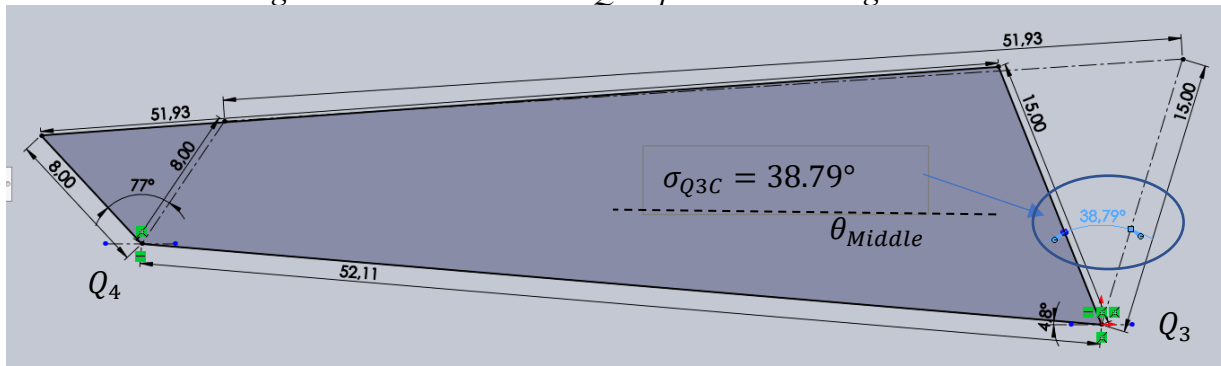


Figura 130.

Determinación del ángulo σ Middle del servo Q3C para MiddleFinger



3.6.1.3 RingFinger

Figura 131.

Posiciones de extensión y flexión del RingFinger

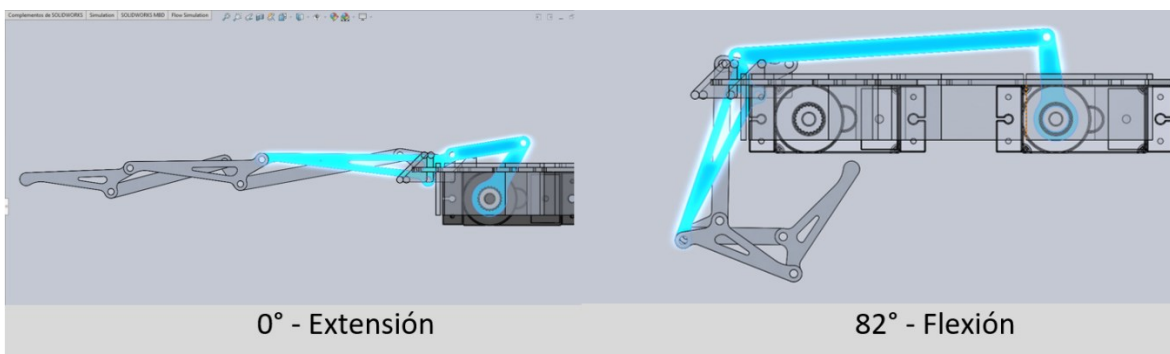
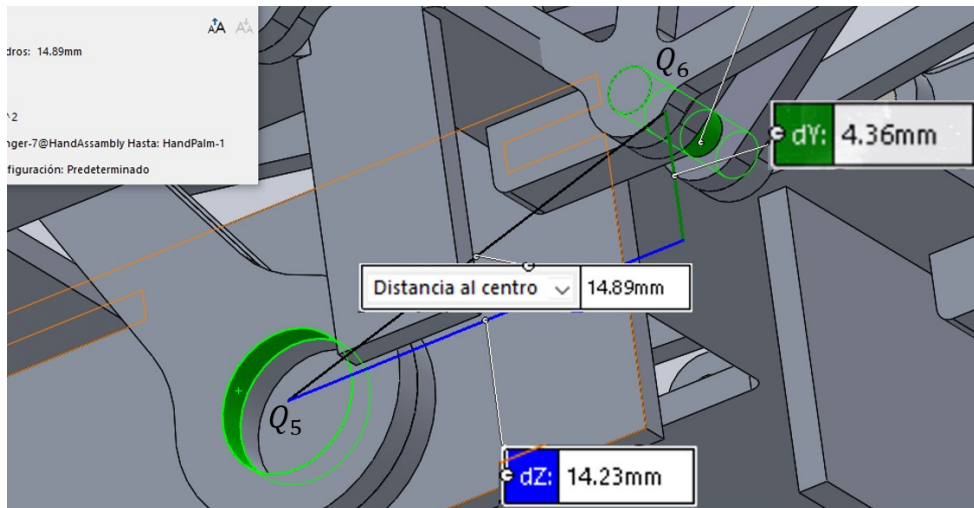


Figura 132.

Datos para el cálculo del ángulo θ_{Ring} con respecto a la barra Q5Q6 en RingFinger



Cálculo del ángulo θ :

$$\tan^{-1} \left(\frac{dy}{dz} \right) = \theta_{Ring}$$

$$\theta_{Ring} = 16.3^\circ$$

Figura 133.

Gráfico del eslabonamiento del mecanismo doble balancín RingFinger

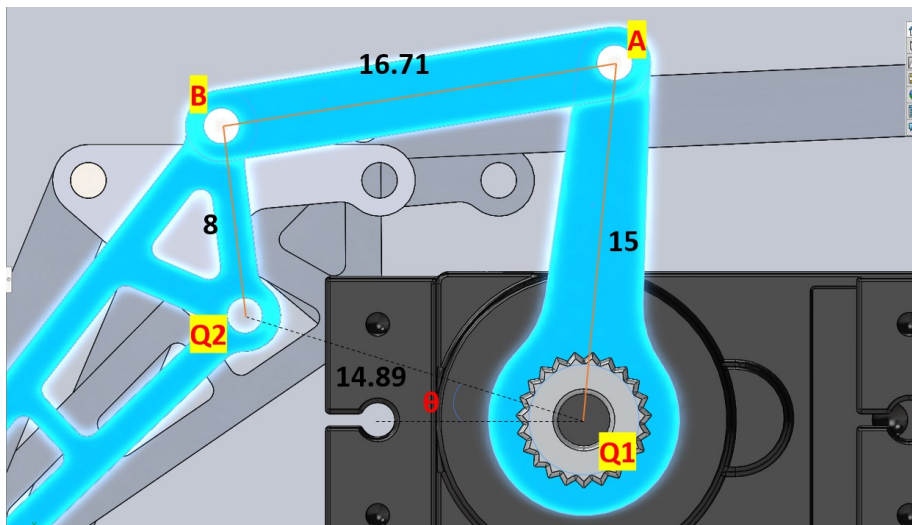
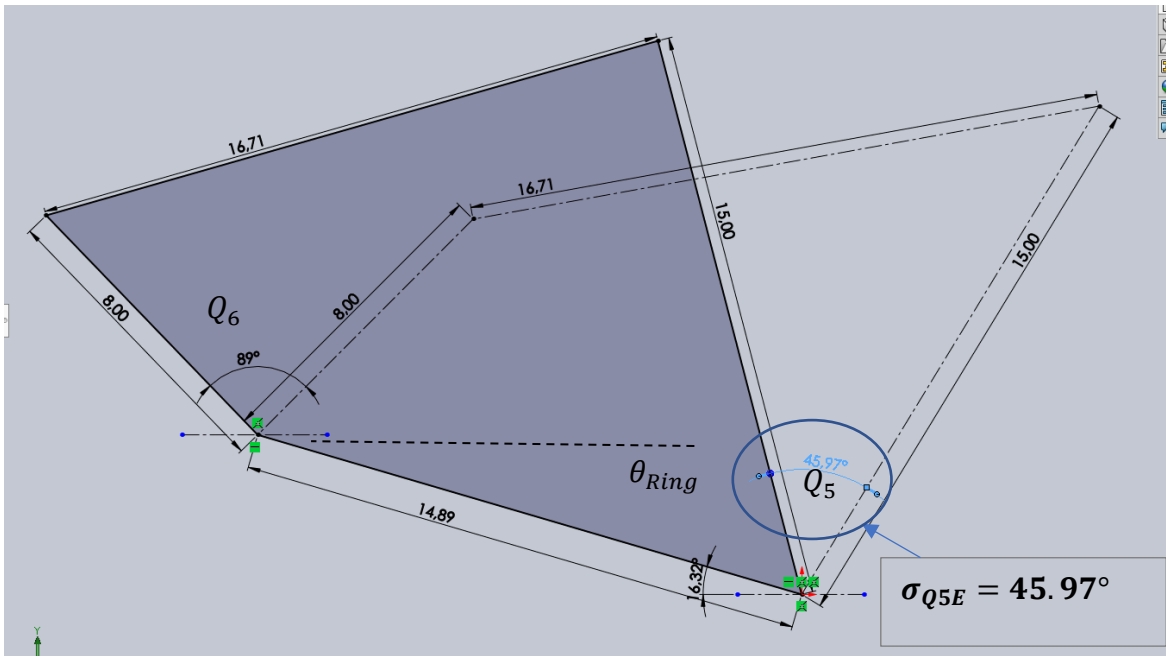


Figura 134.

Determinación del ángulo σ_{Ring} del servo Q5E para RingFinger



3.6.1.4 PinkyFinger

Figura 135.

Posiciones extensión y flexión del PinkyFinger

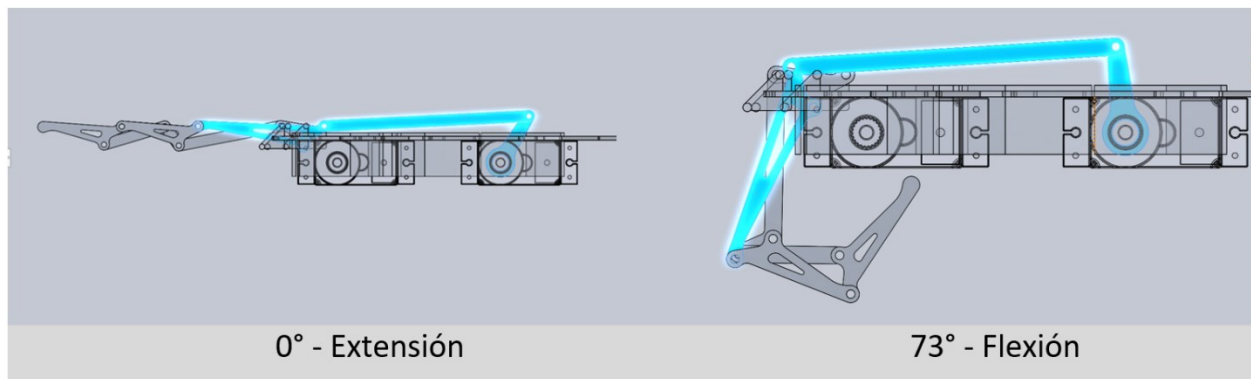
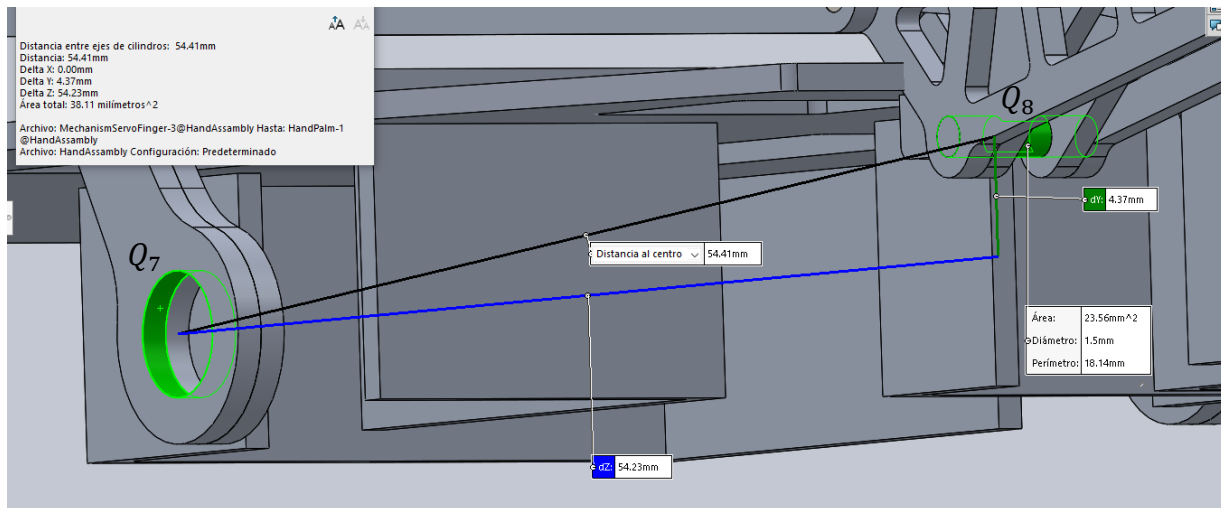


Figura 136.

Cálculo del ángulo θ_{Pinky} de la barra Q7Q8 respecto a la horizontal en PinkyFinger



Cálculo del ángulo θ :

$$\tan^{-1} \left(\frac{dy}{dx} \right) = \theta_{Pinky}$$

$$\theta_{Pinky} = 4.6^\circ$$

Figura 137.

Gráfico del eslabonamiento del mecanismo doble balancín PinkyFinger

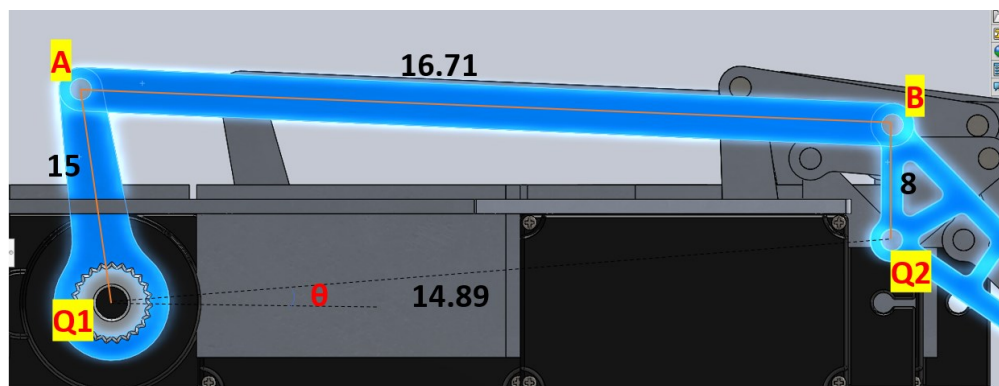
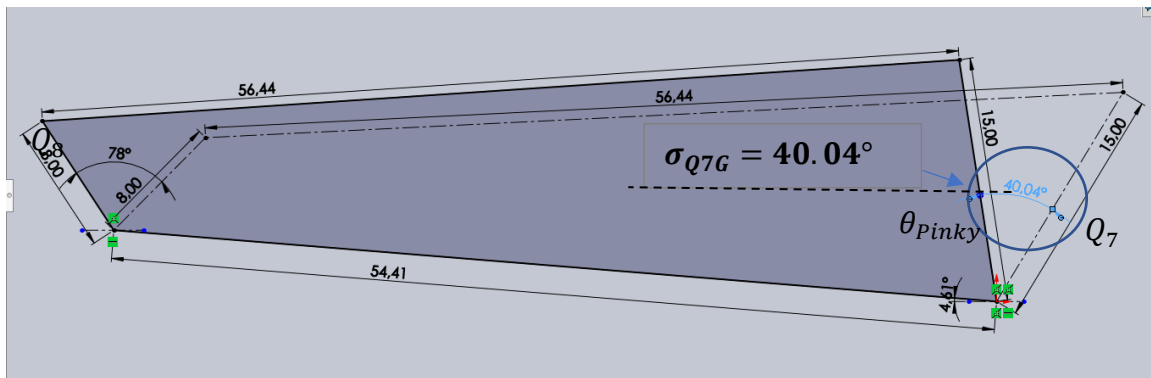


Figura 138.

Determinación del ángulo σ_{Pinky} del servo Q7G para RingFinger

**Tabla 4.**

Ángulos de acción del servo, para el movimiento de los dedos en flexión y extensión

Eslabones del servo para cada dedo	Ángulos de giro
Eslabón Q1A - IndexFinger	42.12°
Eslabón Q3C - FingerMiddle	38.79°
Eslabón Q5E - RingFinger	45.97°
Eslabón Q7G - PinkyFinger	40.04°

Los ángulos presentados en la tabla 5, serán utilizados en el código de programación de Arduino, en el accionamiento de los servos

3.6.2 Programación en Arduino

Arduino es un controlador de bajo costo, que opera con tecnología open source, es el encargado de gestionar entradas y salidas de las señales analógicas y digitales, tiene una fuente de voltaje de 5V y para algunas aplicaciones especiales una de 3.3 V en salida, posee un cristal de cuarzo que oscila a 16 Mhz, será el que le dirá al servomotor como operar, usando salidas PWM, para modificar la longitud del pulso controlado por el potenciómetro.

El desarrollo del presente proyecto se debe acoplar al proyecto general de prótesis mioeléctrica, de manera que es necesario probar la funcionalidad de este mecanismo y corroborar el nivel de precisión con el que se realizó el ensamblaje en el proceso de manufactura. Se hace uso de un circuito sencillo en Arduino para mover los servomotores, tomado del contenido de la asignatura sistemas mecatrónicos I, con el cual mediante el uso de un potenciómetro se genera una señal que es usada para mover el servomotor y generar el movimiento en los dedos.

3.6.2.1 Librería de Arduino implementada para el control del servo. se hace uso de la librería “Servo” la cual posee comandos que permiten generar las señales PWM que controlan las funciones del servo. A continuación, en la figura 117, se presenta el código donde se implementa el uso del comando `#include < Servo.h`, compuesto por las funciones presentadas a continuación.

Las funciones más importantes son:


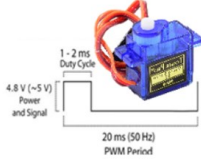
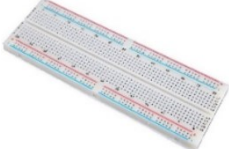



- **Attach:** indica el pin de la placa de Arduino que controlará cada servo (PWM 3-5-6-9)
- **Write(θ):** Mueve el servo al ángulo θ siendo este un entero entre 0° y el θ calculado para cada servo, delimitados por la lectura analógica del potenciómetro.
- **AnalogRead:** Indica el ultimo ángulo enviado al servo, midiendo el valor de los potenciómetros (Valores entre 0 y 1023).

3.6.3 Elementos del circuito

Con el propósito de cumplir parte de los requerimientos de diseño del mecanismo enfocados en bajo costo, buena calidad se relacionan los elementos mostrados en la tabla 6.

Tabla 5.

Elementos electrónicos empleados en el montaje para accionar el movimiento de los dedos

Arduino UNO	ServoMotor SG 90S	Protoboard
		
Cables Jumpers	Potenciómetro	Fuente de 5V
		

Los elementos mostrados en la tabla 6 corresponden a los implementados en el circuito para simular las condiciones de operación de la prótesis con el fin de solventar parte del objetivo general, el cual referencia seleccionar los elementos electrónicos adecuados para su funcionamiento

Código de Arduino implementado para accionamiento de los servomotores.

```
#include <Servo.h>

Servo Index;
Servo Middle;
Servo Ring;
Servo Pinky;

int pot1 = A1;
int pot2 = A2;
int pot3 = A3;
int pot4 = A4;

int valPot1;
int valPot2;
int valPot3;
int valPot4;
void setup()
{
  Index.attach(3);
  Middle.attach(5);
  Ring.attach(7);
  Pinky.attach(9);
```

```

}

void loop()
{
  valPot1 = analogRead(pot1);
  valPot1 = map (valPot1, 0, 1023, 0, 42);
  Index.write(valPot1);
  delay(15);

  valPot2 = analogRead(pot2);
  valPot2 = map (valPot2, 0, 1023, 0, 39);
  Middle.write(valPot2);
  delay(15);

  valPot3 = analogRead(pot3);
  valPot3 = map (valPot3, 0, 1023, 0, 46);
  Ring.write(valPot3);
  delay(15);

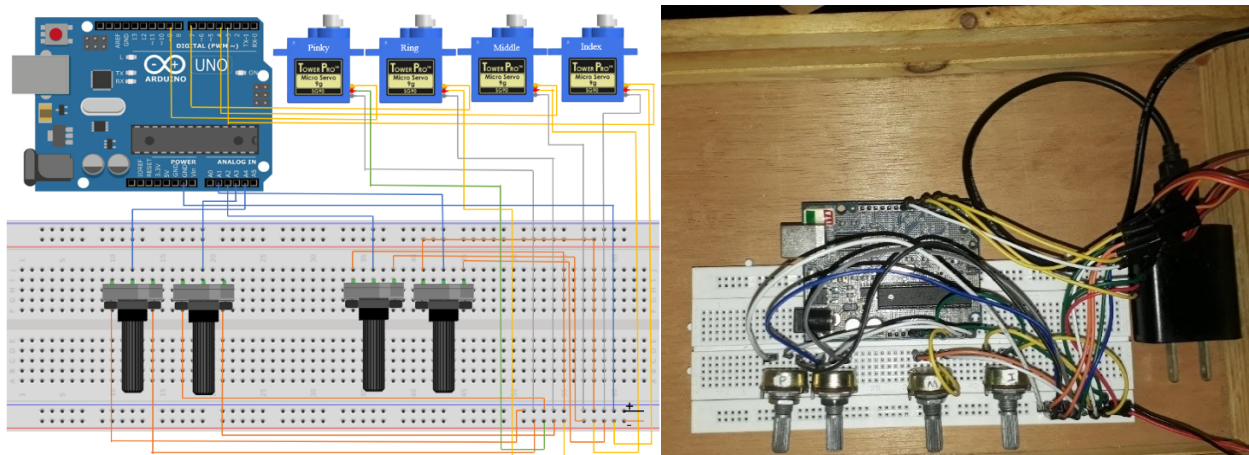
  valPot4 = analogRead(pot4);
  valPot4 = map (valPot4, 0, 1023, 0, 40);
  Pinky.write(valPot4);
  delay(15);
}

```

3.6.4 Montaje realizado

Figura 139.

Montaje usado del circuito en Arduino, para generar el movimiento de los dedos con el uso de servos y regulados por potenciómetros



3.7 Manufactura

A continuación, se presenta el proceso de manufactura llevado a cabo para la construcción del modelo dedos, donde se realiza una primera construcción empleando el impreso en 3D para verificar la funcionalidad del modelo (apertura y cierre). En las tablas 8 y 9, se presentan los implementos y el proceso de construcción.

3.7.1 Impresión 3D del diseño

La impresión 3D es una tecnología revolucionaria en la manufactura ya que permite imprimir piezas tridimensionales mediante la superposición de capas para poder comprobar la funcionalidad y dimensiones finales de una pieza diseñada en CAD a un coste muy bajo, para de esta manera tener la posibilidad de corregir errores o modificaciones pertinentes antes de su fabricación final en el material que corresponda. El material usado es ácido poliláctico (PLA), cuyas características se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 6. *Polylactic Acid (PLA) Biopolymer*

Propiedades	Valor	Unidad
Módulo elástico	1,38E+10	N/m ²
Módulo cortante	3500000000	N/m ²
Densidad de la masa	1240	kg/m ³
Límite de tracción	60000000	N/m ²
Límite de compresión	75000000	N/m ²

Nota. Especificaciones técnicas del material PLA. Adaptada de *Overview of materials for Polylactic Acid (PLA) Biopolymer*, por MatWeb.

Figura 140.

Impresora AnetA8 usada en el proceso de manufactura



3.7.2

3.7.3 Materiales e implementos usados

Tabla 7.

Herramientas y lista de piezas en PLA y Aluminio

a) Tijera de aviador para el corte de las piezas	b) Martillo y c) punzón para el perforado de las piezas
	
d) Lamina de Al, e) Lima bastarda para pulir, f) Lima redonda, g) Alicata para la sujeción y las conexiones	h) Cautín, i) pegamento
	

3.7.4 Proceso de construcción

Al contar con el diseño en SolidWorks, se pudo materializar el diseño el cual se calcó en lámina de Aluminio usando las herramientas de la tabla 9. Todas las piezas generadas fueron cortadas y pulidas procurando asemejar en mayor medida la geometría de las piezas impresas donde posteriormente se realizó su respectivo ensamblaje.

Tabla 8.

Lista de piezas en PLA y Al para el ensamblaje









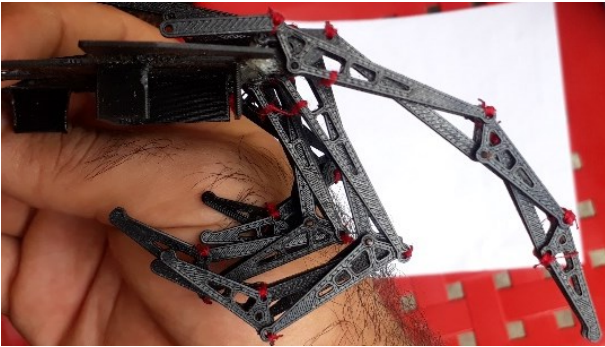

<p>j) Dedo índice</p> 	<p>k) Dedo medio</p> 
<p>l) Dedo anular</p> 	<p>m) Dedo meñique</p> 
<p>n) Palma de la mano</p> 	<p>ñ) Piezas de los nudillos</p> 

Tabla 9.

Lista de piezas en PLA y Aluminio

o) Ensamblaje de los dedos en PLA	p) Ensamble en Aluminio.
	
q) Ensamblaje total impreso en 3D	r) Ensamblaje total en lámina de Aluminio
	

3.7.5 Verificación de la funcionalidad del modelo impreso

A continuación, se muestran los movimientos que realiza el mecanismo del modelo impreso en 3D, para los movimientos de flexión y extensión de los dedos.

Figura 141.

Comprobación del modelo impreso mediante el movimiento realizado por el dedo índice

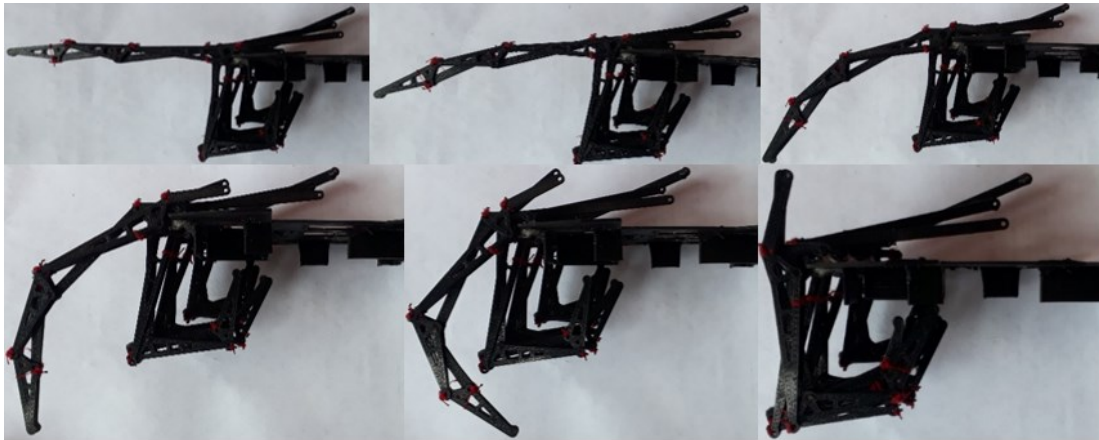


Figura 142. *Validación de la movilidad mediante el posicionamiento de los dedos en diferentes posiciones*



3.7.6 Resultado Final

Figura 143.

Resultado final del Ensamblaje del mecanismo en lámina de Aluminio accionado por servomotor

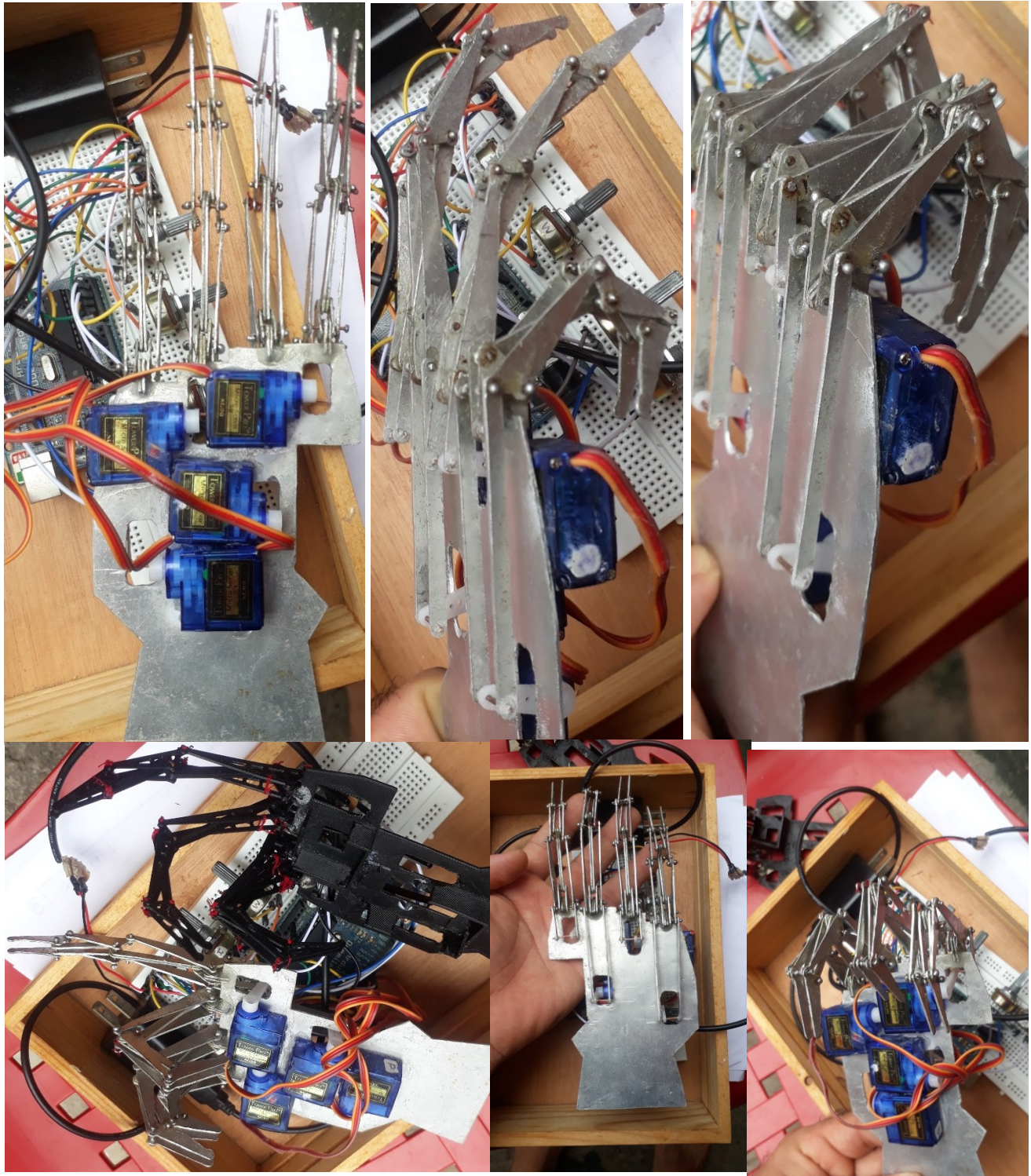


Figura 144.

Peso del conjunto del mecanismo con los servomotores



El peso determinado final del prototipo esquelético es de 70 g, cumpliendo así una parte del requerimiento de diseño en cuanto a peso y ergonomía dejando bastante disponibilidad de peso para su complementación.

3.8 Costos

A continuación, se listará el costo de todos los implementos usados para la materialización del mecanismo de la prótesis al igual que el valor del costo de la licencia de SolidWorks y costo del tiempo empleado en la realización del proyecto.

Tabla 10.*Tabla de costos del desarrollo del modelo*

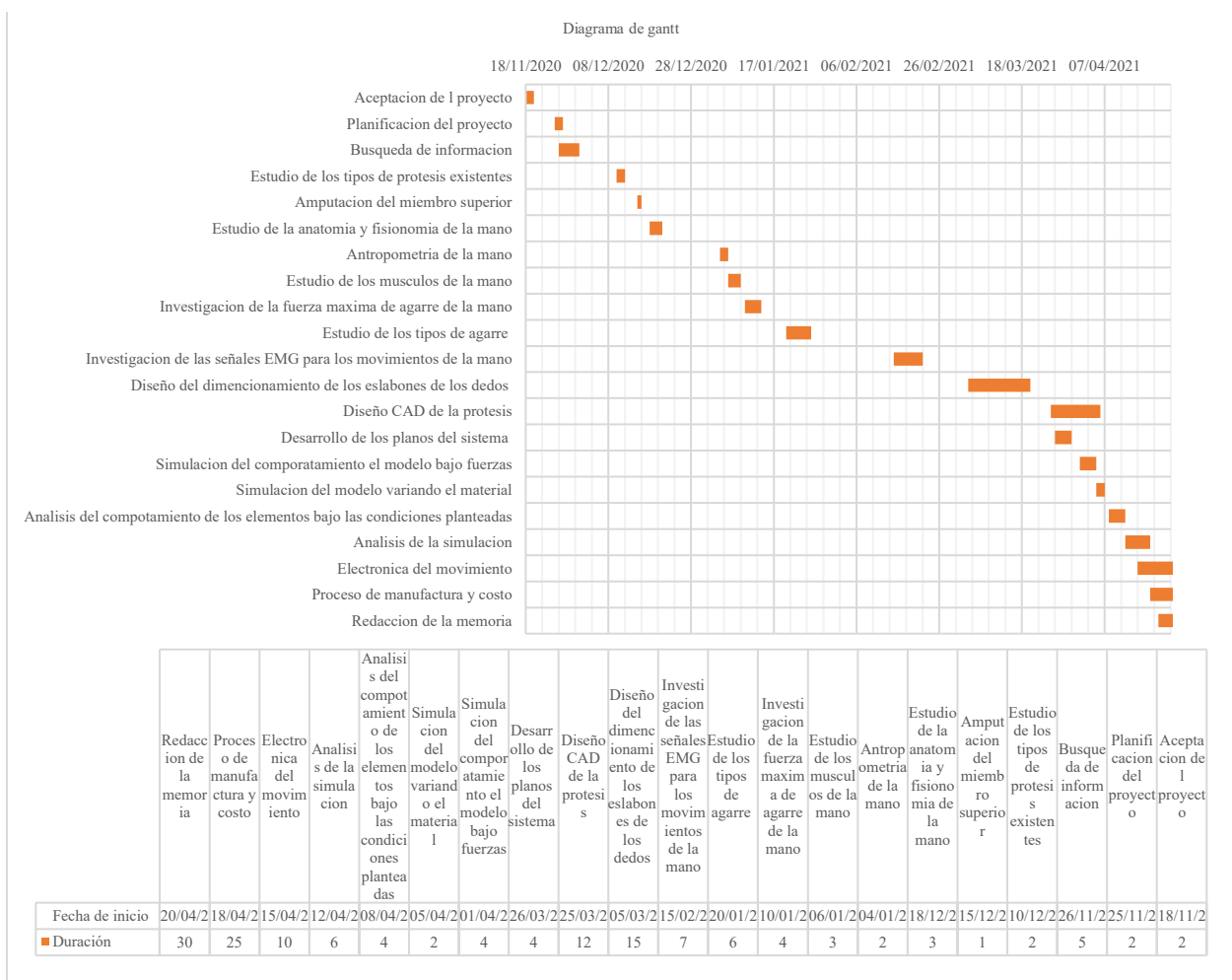
Concepto	Cantidad	Coste unitario	Total
Tiempo empleado por los estudiantes	350h	600.000	1'200.000
Impresión 3D	57	30.000	30.000
Servo SG90S	4	17.500	70.000
Arduino	1	40.000	40.000
Protoboard	1	10.000	10.000
Potenciómetro	6	1.000	6.000
Cable jumper	40	350	14.000
Lamina de Aluminio	1	10.000	10.000
Tijera	1	30.000	30.000
Lima bastarda	1	9.000	9.000
Lima redonda	1	7.000	7.000
Cautín	2	5.000	10.000
Costo total			1'436.000

3.9 Diagrama de Gantt

Se hace uso del diagrama de Gantt con el fin de planificar todas las actividades realizadas desde la fecha inicial, hasta el desarrollo final del proyecto.

Figura 145.

Diagrama de Gantt



Nota. Descripción del plan llevado a cabo para la culminación del modelo. Elaboración propia

4. Conclusiones

Se logra comprender a profundidad el funcionamiento de una mano humana biológica abordando su anatomía, miología y fisiología analizando las señales neuronales que permiten realizar los movimientos. Es posible tener un nivel de conocimiento que permite en futuros desarrollos la posibilidad de tomar la señal mioeléctrica desde otro lugar más cercano al cerebro dentro de la ruta nerviosa correspondiente.

Se desarrolla satisfactoriamente el dimensionamiento de los eslabones que componen el mecanismo de los dedos con el método gráfico sugerido, mecanismo de Toronto, con el cual se logra asemejar el funcionamiento del dedo biológico.

Aunque el alcance solo contemplaba el diseño de un dedo, se logra el desarrollo de los 4 dedos exceptuando el pulgar para entregar una propuesta más completa.

Se concluye el diseño del modelo CAD y se realiza, adicionalmente a los propósitos del proyecto, una optimización topológica enfocada en reducción de masa conservando las propiedades mecánicas para producir una prótesis de mejores características y mejor apariencia.

Se construye un modelo impreso 3D del modelo CAD en PLA para corroborar la funcionalidad del ensamblaje, con resultados satisfactorios y un segundo modelo final en lámina de Aluminio, logrando las acciones de flexión y extensión en los 4 dedos desarrollados mediante la acción de servomotores.

Fue posible la comprobación de la funcionalidad del mecanismo mediante prueba electrónica empleando código de Arduino y accionadas mediante potenciómetros con la acción de servomotores, donde se emuló el giro necesario para realizar las funciones esperadas del mecanismo.

Se desarrolla un modelo novedoso en el campo de las prótesis para poder tener, no solo un enfoque antropomórfico, sino un enfoque biomimético en su estructura y funcionamiento, lo cual nos permite estar más preparados en el campo de la ingeniería para poder articular los avances biológicos de regeneración de tejidos y bioimpresión 3D.

El costo del modelo del mecanismo final es relativamente bajo, debido a que sus elementos son fáciles de conseguir en el mercado. El costo podría verse elevado si emplea corte laser el cual es el ideal para su manufactura.

El modelo fue concebido de manera que se pueda modificar fácilmente los componentes para darle una calidad y precisión superior con elementos y materiales más costosos que permitan mejorar notablemente su apariencia y desempeño estando a la vanguardia de las prótesis top.

Una de las ventajas de lograr bajos pesos en la estructura del mecanismo, se reflejan en la comodidad y la posibilidad de hacer montajes con actuadores robustos que garanticen tareas de mayor fuerza de agarre, así como complementarla al adicionarle más grados de libertad.

Referencias bibliográficas

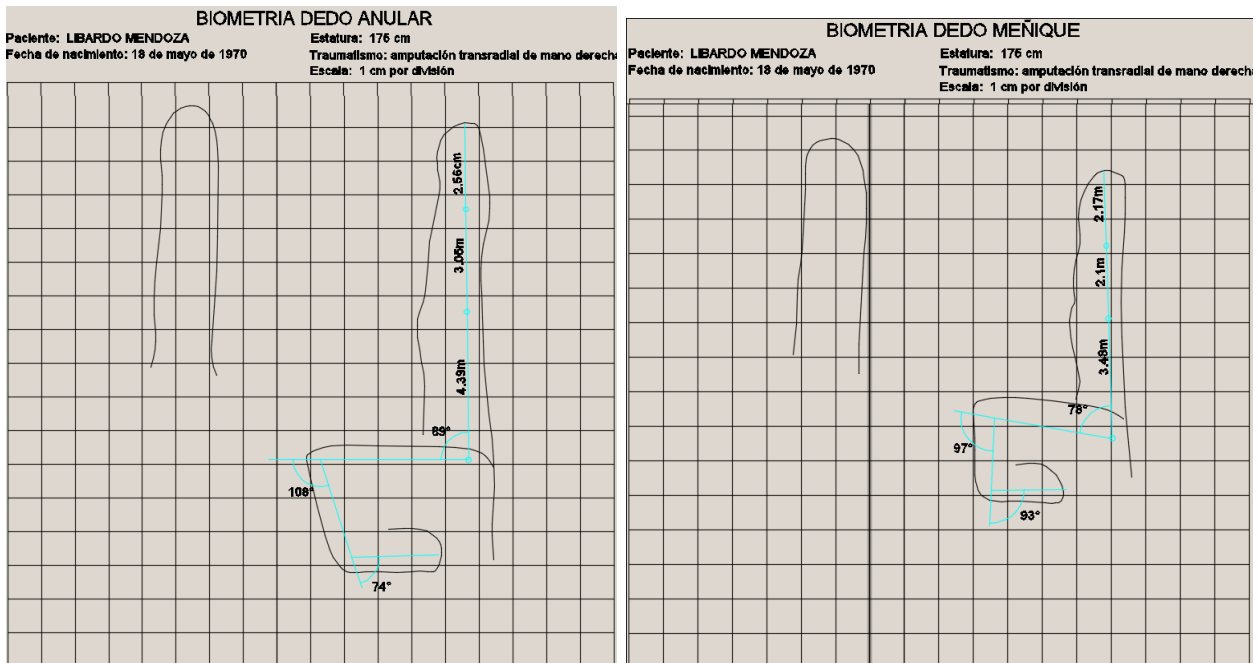
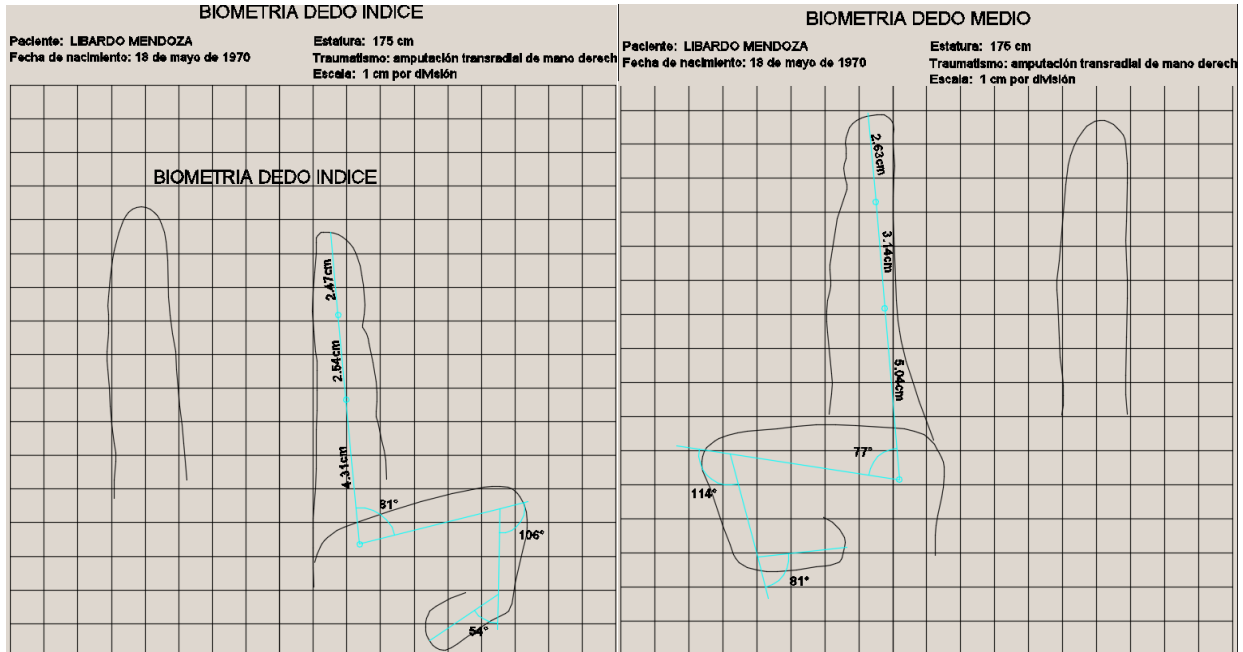
- Alfaro, T. (30 de Abril de 2018). *Centro Ortopédico Tecnológico* . Obtenido de <https://www.centroortopedicotecnologico.com/protesis-miembro-superior-t-2-es>
- Bautista, L. A., & Villegas, D. F. (2021). Vector and geometric exact solution in synthesis of toronto mechanism applied in transradial prothesis. *Universidad industrial de Santander*, 16.
- Brains, B. (4 de septiembre de 2015). Signal Classification to Control Robotic Hand. Youtube. Obtenido de <https://www.youtube.com/watch?v=0eoGGj9SDeE&t=139s>
- Brains, B. (2017). *backyardbrains.cl*. Obtenido de <http://www.backyardbrains.cl/experiments/RobotHand>
- Goehrke, S. (11 de Octubre de 2019). *Fabbaloo*. Obtenido de <https://www.fabbaloo.com/2019/10/diy-desktop-robotic-dexterity-with-the-youbionic-human-arm>
- Gottau, G. (10 de 04 de 2017). *trendenciashombre*. Obtenido de <https://www.trendenciashombre.com/fitness/trabaja-todo-tu-cuerpo-trasladando-objetos-pesados>
- Greenhill, R. (2015). *ciencia.estudiareneuropa.eu*. Obtenido de <https://ciencia.estudiareneuropa.eu/s/3971/76707-Ingenieria-industria/4049109-la-mano-bionica-mas-avanzada-del-mundo.htm>
- Hamill, J., Knutzen, K., & Derrick, T. R. (2017). *Biomecánica: bases del movimiento humano*. Wolters Kluwer.

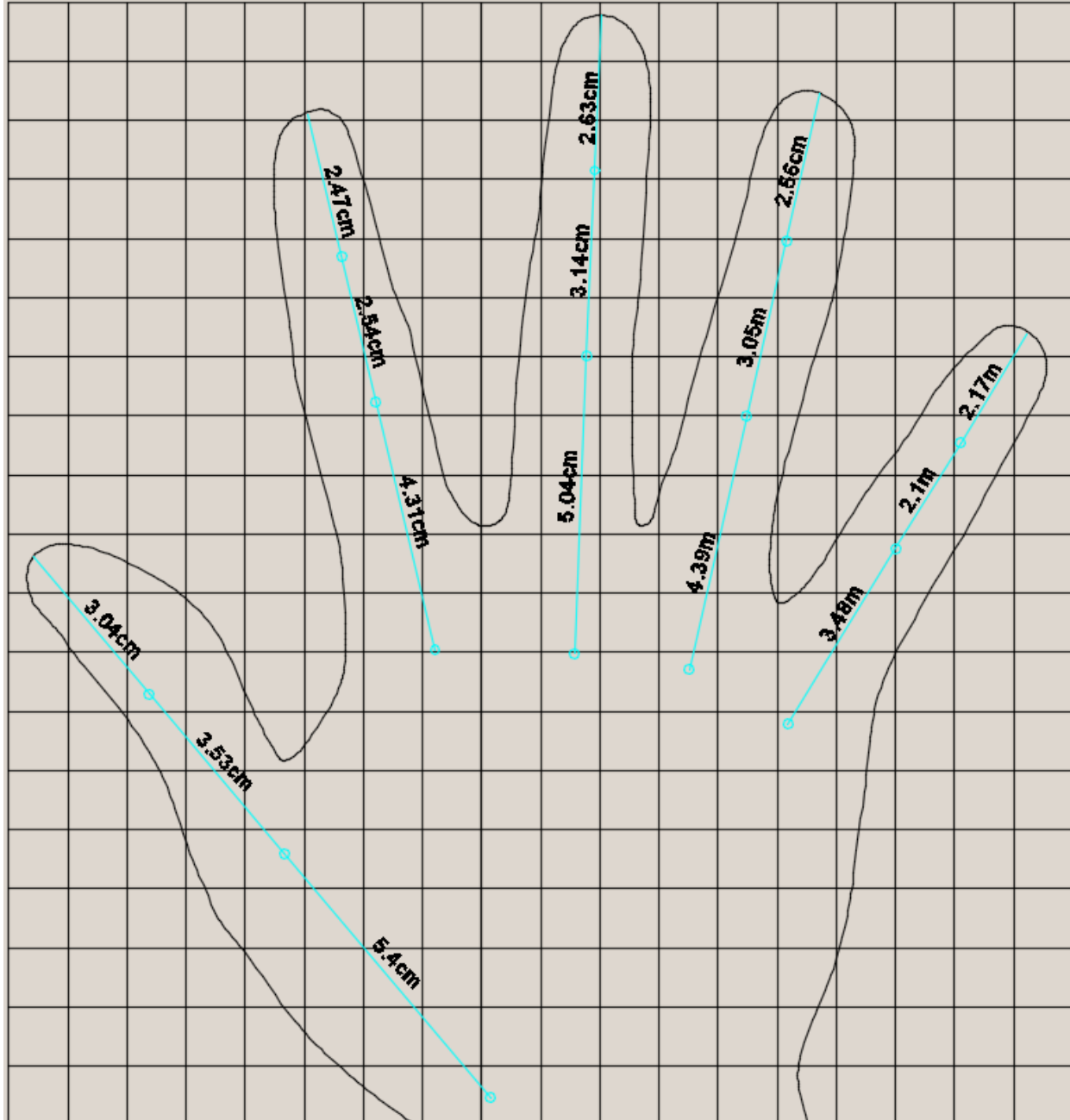
- Hoppenfeld, S. (1985). *Exploración Física de la Columna Vertebral y las Extremidades* (20a ed ed.). México: El manual Moderno.
- Jimmy , W. S., & Giuseppina, G. (2007). *Robotic Hands: Design Review and Proposal of New Design Process. Politecnico di milano, Vol 4.*
- Jorge, B., Sabrina , P., & Matiaz, V. (2015). *Mano controlada por señales musculares . Uruguay: Universidad de la republica de Uruguay.*
- KAPANDJI, A. I. (2006). Fisiología articular. *Editorial médica panamericana, 6. ed., 367.*
- L, L. (8 de Abril de 2018). *Actuadores utilizados y sus diseños.* Obtenido de <https://www.mecatronicalatam.com/motores/servomotor>
- Loaiza , J. L., & Arzola , N. (2011). *EVOLUTION AND TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF HAND PROSTHESIS.* Bogotá: Universidad Nacional de Colombia.
- lopez, O. t. (2016). *ortopedialopez.* Obtenido de <https://www.ortopedialopez.com/tienda/manos-mioelectricas/mano-myohand-variplus-speed-otto-bock/>
- Madhani, A. J. (2009). *Robot Hand With Human-Like.* United States: Disney Enterprises, Inc.
- McMahon B, S. L. (2005). *Workplace discriminacion and disability. J Vocat Rehabilitation .*
- Mecafenix. (17 de Abril de 2017). *ingmecafenix.com.* Obtenido de <https://www.ingmecafenix.com/electricidad-industrial/motor-corriente-continua/>
- medicalExpo. (2021). *medicalexp.es.* Obtenido de <https://www.medicaexpo.es/prod/touch-bionics/product-80664-508892.html>
- Muñoz Jashimoto, L., de la Vega Bustillos, E., Lopez Milan, F., Ortiz Navar, B., & Duarte, K. (2009). Fuerza máxima de agarre con la mano dominante y no dominante. *Instituto tecnológico de Hermosillo, 1 vol, 17.*

- naylampmechatronics. (2019). *naylampmechatronics.com*. Obtenido de <https://naylampmechatronics.com/servomotores/246-micro-servo-mg90s.html>
- Netter, F. H. (2009). *Atlas de Anatomia Humana*. Barcelona.
- Nordin, M., & Frankel, V. (2006). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (3ra ed.). Madrid: McGRAW-HILL-INTERAMERICANA.
- Norton, R. (2009). *Diseño de Maquinaria. Mexico*. Mexico: McGraw Hill. Obtenido de https://es.wikipedia.org/wiki/Mecanismo_de_cuatro_barras
- ottobock. (2014). *www.ottobock.es*. Obtenido de <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/bebionic/>
- Ottobock. (2015). Obtenido de <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/#:~:text=Amputaci%C3%B3n%20de%20antebrazo,elementos%20de%20fija ci%C3%B3n%20al%20encaje>.
- Ottobock. (2017). *garotecnica.com*. Obtenido de https://garotecnica.com/catalogos/mano_bebionic_ottobock.pdf
- S.R.L, D. P. (2017). *dcdproducts.com.ar*. Obtenido de <https://www.dcdproducts.com.ar/detalle.php?a=electrodos-de-agujas-monopolaes-para-emg&t=65&d=454>
- Tecnológico, C. O. (2018). *centroortopedicotecnologico.com*. Obtenido de <https://www.centroortopedicotecnologico.com/protesis-infantiles-t-4-es>
- Villegas, L. A. (2019). Manufacture of a myoelectric prosthesis for transradial . *IOP ebooks*.
- Zambudio, P. R. (2009). *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*. España: El sevier masson.

Apéndices

Apéndice A. Información biométrica del paciente Libardo mendosa, usadas para el dimensionamiento de los eslabones





Apéndice B. Matriz QFD para la selección de la alternativa de diseño, según los requerimientos planteados

Requerimientos del consumidor		Alternativas de diseño		Actuador						Accionador						Controlador								
				Importancia para el consumidor	Engranajes	Cables y poleas	Sistema de barras	Servomotores	Servomotor lineal	Motor DC	Motor paso a paso	Manual	Eléctrica	Mioeléctrica	Mecánica									
Economía	Bajo precio de venta	8	6	48	7	56	9	72	9	72	5	40	8	64	6	48	10	80	8	64	8	64	9	72
	Costo del elemento	9	5	45	6	54	9	81	9	81	5	45	8	72	6	54	10	90	7	63	8	72	8	72
Estética	Peso	7	4	28	8	56	8	56	10	70	10	70	9	63	5	35	8	56	6	42	10	70	5	35
	Apariencia	10	6	60	10	100	9	90	8	80	10	100	8	80	7	70	6	60	7	70	10	100	7	70
	Ergonomía	9	7	63	9	81	8	72	8	72	10	90	7	63	7	63	7	63	7	63	10	90	6	54
Fabricación	Disp. en el mercado	10	4	40	5	50	7	70	9	90	4	40	9	90	9	90	10	100	6	60	9	90	9	90
	Fácil construcción	9	5	45	4	36	6	54	8	72	10	90	7	63	7	63	4	36	7	63	8	72	4	36
	Número de piezas	6	5	30	6	36	7	42	8	48	10	60	8	48	8	48	6	36	8	48	9	54	6	36
	Sostenibilidad ambiental	10	4	40	6	60	8	80	6	60	6	60	8	80	8	80	8	80	5	50	6	60	5	50
Desempeño	Disponibilidad	10	10	100	8	80	8	80	9	90	9	90	8	80	9	90	7	70	7	70	9	90	9	90
	Confiabilidad	10	10	100	7	70	8	80	9	90	9	90	8	80	9	90	9	90	9	90	9	90	8	80
	Mantenibilidad	8	7	56	7	56	10	80	7	56	8	64	7	56	7	56	8	64	6	48	7	56	7	56
	Seguridad	10	6	60	8	80	8	80	9	90	9	90	8	80	7	70	7	70	7	70	7	70	5	50
	Durabilidad	8	10	80	7	56	8	64	7	56	7	56	8	64	9	72	8	64	6	48	7	56	8	64
Total		80	87	100	103	99	98	93	96	85	103	86												

Requerimientos del consumidor		Alternativas de diseño		Material				Enfoque				Energía					
				Aluminio	Titanio	Plástico	Fibra de carbono	Biomimética	Material uniforme	Baterías recargables 5 V	Conexión AC						
Economía	Bajo precio de venta	8	64	2	16	9	72	1	8	4	32	8	64	7	56	9	72
	Costo del elemento	9	81	2	18	8	72	1	9	4	36	7	63	8	72	10	90
Estética	Peso	7	49	8	56	9	63	10	70	8	56	7	49	5	35	9	63
	Apariencia	8	80	9	90	4	40	10	100	9	90	2	20	9	90	1	10
	Ergonomía	8	72	8	72	8	72	10	90	7	63	6	54	9	81	1	9
Fabricación	Disp. en el mercado	10	100	4	40	9	90	2	20	6	60	7	70	9	90	8	80
	Fácil construcción	8	72	4	36	8	72	4	36	4	36	8	72	8	72	4	36
	Número de piezas	7	42	7	42	8	48	6	36	4	24	8	48	8	48	7	42
	Sostenibilidad ambiental	8	80	7	70	0	0	4	40	6	60	5	50	4	40	10	100
Desempeño	Disponibilidad	6	60	6	60	6	60	6	60	7	70	8	80	6	60	1	10
	Confiabilidad	8	80	9	90	7	70	8	80	8	80	8	80	8	80	8	80
	Mantenibilidad	9	72	9	72	7	56	5	40	7	56	8	64	9	72	9	72
	Seguridad	5	50	5	50	7	70	9	90	9	90	6	60	8	80	1	10
	Durabilidad	9	72	10	80	4	32	10	80	10	80	4	32	7	56	9	72
Total		97	79	82	76	83	81	93	75								

Nota. Selección de alternativas mediante análisis QFD, calificadas de 1 a 10, siendo 1 el indicador más bajo.

Elaboración propia

Apéndice C. Planos del modelo

- Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor.
 - Todos los agujeros son de 1.5 mm de diámetro.
 - Los redondeos exteriores tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.

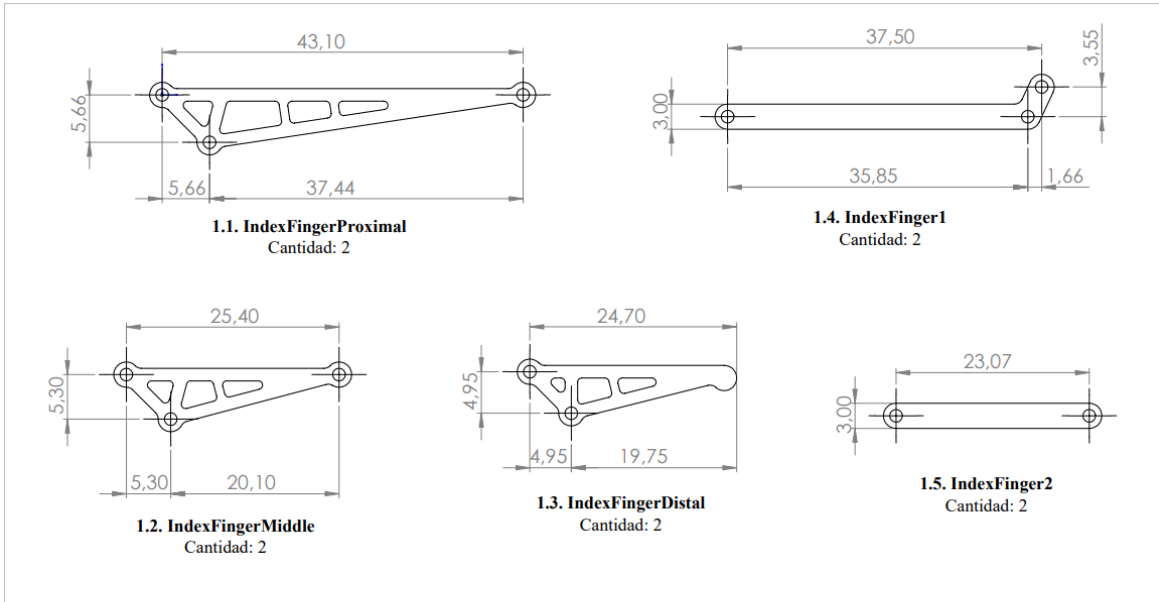
N°	NOMBRE	CANTIDAD
1	Index Finger Assembly	1
2	Middle Finger Assembly	1
3	Ring Finger Assembly	1
4	Pynky Finger Assembly	1
5	Conectores Assbly	1
6	Hand Palm	1
7	Servomotor	4

Universidad Industrial de Santander 	UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
	FECHA: 30/07/21 ESCALA: 1:1 UNIDADES: mm A4	TITULO: HAND MECHANISM EXPLOSIONADO EXPLOSIONADO POR SUBSISTEMAS AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T. REVIS: PDb, DIEGO F. VILLEGAS B.

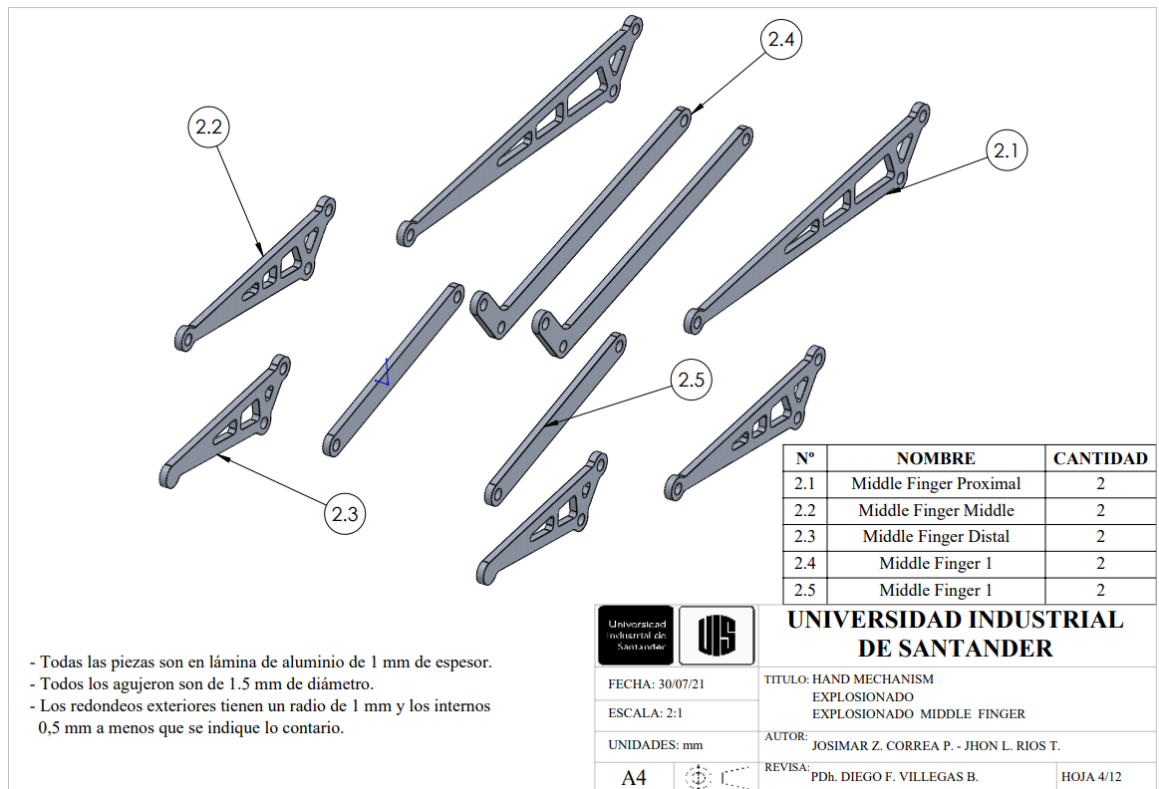
- Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor.
 - Todos los agujeros son de 1.5 mm de diámetro.
 - Los redondeos exteriores tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.

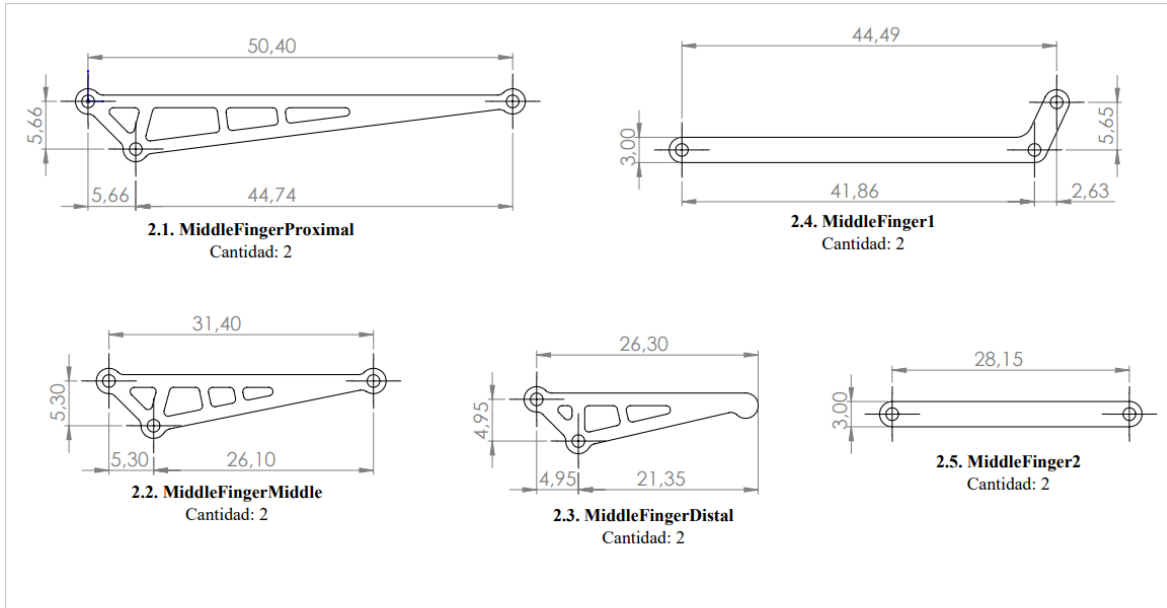
N°	NOMBRE	CANTIDAD
1.1	Index Finger Proximal	2
1.2	Index Finger Middle	2
1.3	Index Finger Distal	2
1.4	Index Finger 1	2
1.5	Index Finger 2	2

Universidad Industrial de Santander 	UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
	FECHA: 30/07/21 ESCALA: 2:1 UNIDADES: mm A4	TITULO: HAND MECHANISM EXPLOSIONADO EXPLOSIONADO INDEX FINGER AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T. REVIS: PDb, DIEGO F. VILLEGAS B.



DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN: - Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor. - Todos los agujerón son de 1.5 mm de diámetro. - Los redondeos exteriores tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
	FECHA: 30/07/21	TITULO: HAND MECHANISM INDEX FINGER PIEZAS INDEX FINGER	
	ESCALA: 2:1	AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T.	
	UNIDADES: mm	REVIS: PDh. DIEGO F. VILLEGAS B.	
	A4		HOJA 3/12





DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN:

- Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor.
- Todos los agujerón son de 1.5 mm de diámetro.
- Los redondeos exteriores tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.

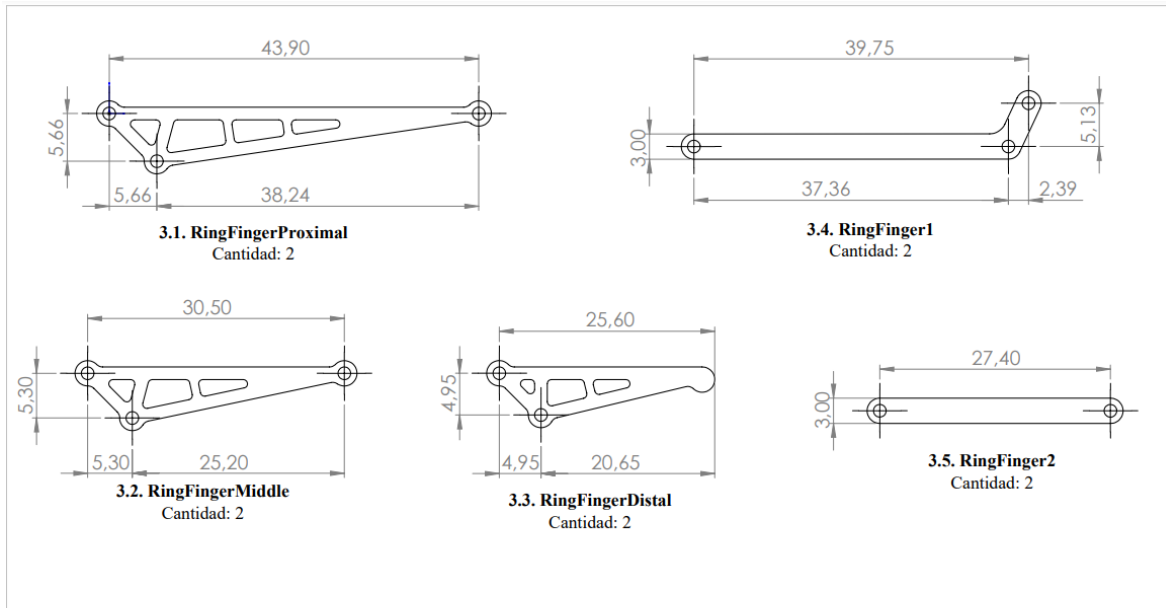
		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: 30/07/21	ESCALA: 2:1	TITULO: HAND MECHANISM MIDDLE FINGER PIEZAS MIDDLE FINGER	
UNIDADES: mm	A4	AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T.	REVISAR: PDh. DIEGO F. VILLEGAS B.
			HOJA 5/12

N°	NOMBRE	CANTIDAD
3.1	Ring Finger Proximal	2
3.2	Ring Finger Middle	2
3.3	Ring Finger Distal	2
3.4	Ring Finger 1	2
3.5	Ring Finger 2	2

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FECHA: 30/07/21	ESCALA: 2:1	TITULO: HAND MECHANISM EXPLOSIONADO EXPLOSIONADO RING FINGER	
UNIDADES: mm	A4	AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T.	REVISAR: PDh. DIEGO F. VILLEGAS B.
			HOJA 6/12

- Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor.
- Todos los agujerón son de 1.5 mm de diámetro.
- Los redondeos exteriores tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.



DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN:

- Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor.
- Todos los agujeros son de 1.5 mm de diámetro.
- Los redondeos exteriores tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.



UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FECHA: 30/07/21

ESCALA: 2:1

UNIDADES: mm

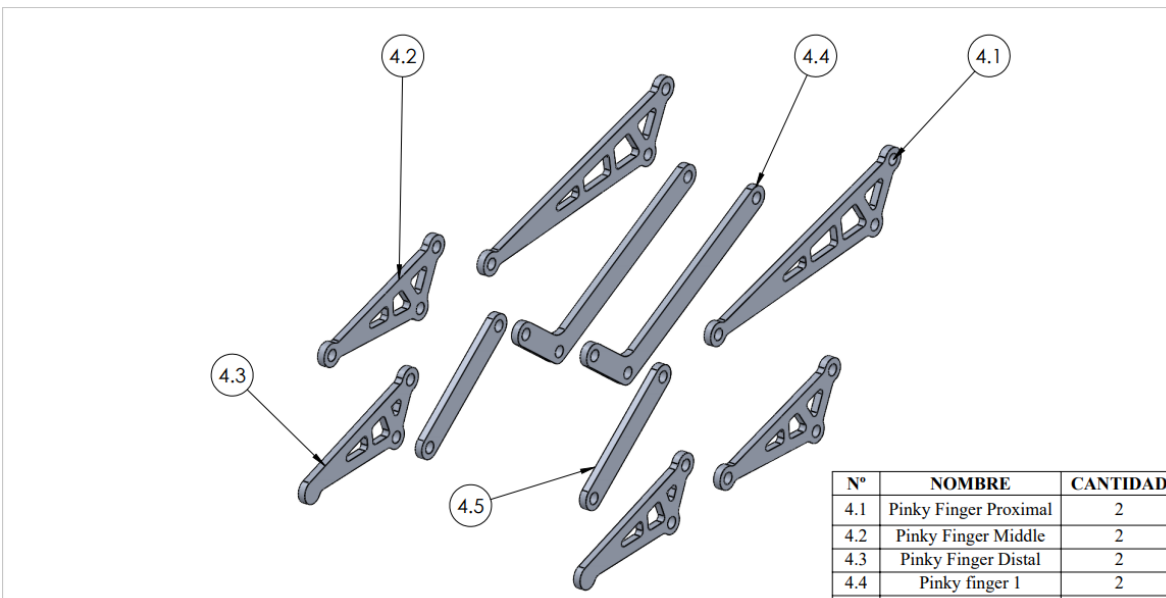
A4

TITULO: HAND MECHANISM
RING FINGER
PIEZAS RING FINGER

AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T.

REVISAR: PDr. DIEGO F. VILLEGAS B.

HOJA 7/12



N°	NOMBRE	CANTIDAD
4.1	Pinky Finger Proximal	2
4.2	Pinky Finger Middle	2
4.3	Pinky Finger Distal	2
4.4	Pinky finger 1	2
4.5	Pinky Finger 2	2

- Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor.
- Todos los agujeros son de 1.5 mm de diámetro.
- Los redondeos exteriores tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.



UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FECHA: 30/07/21

ESCALA: 2:1

UNIDADES: mm

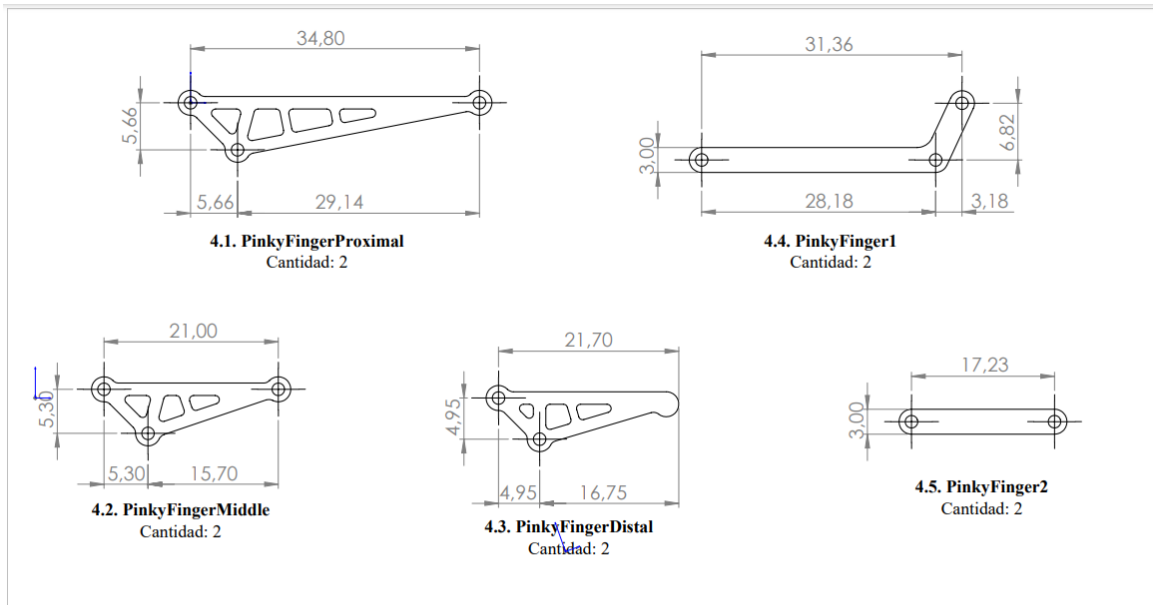
A4

TITULO: HAND MECHANISM
EXPLOSIONADO
EXPLOSIONADO PINKY FINGER

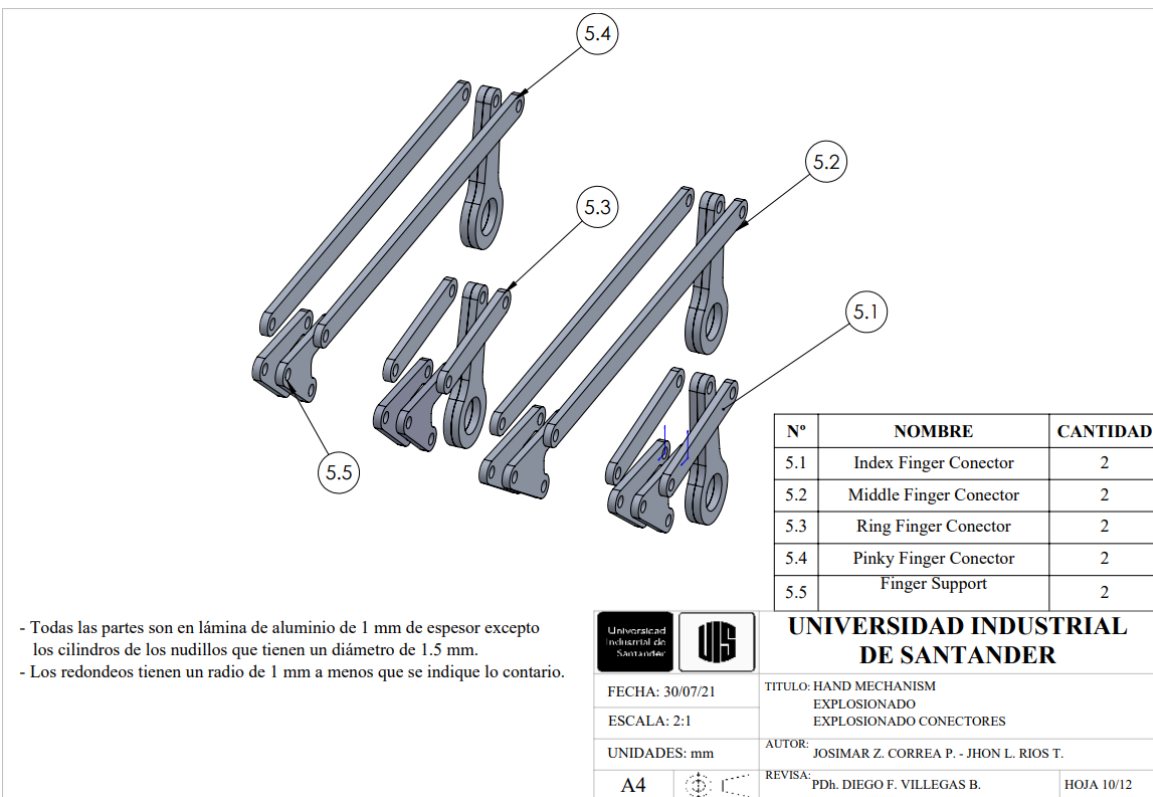
AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T.

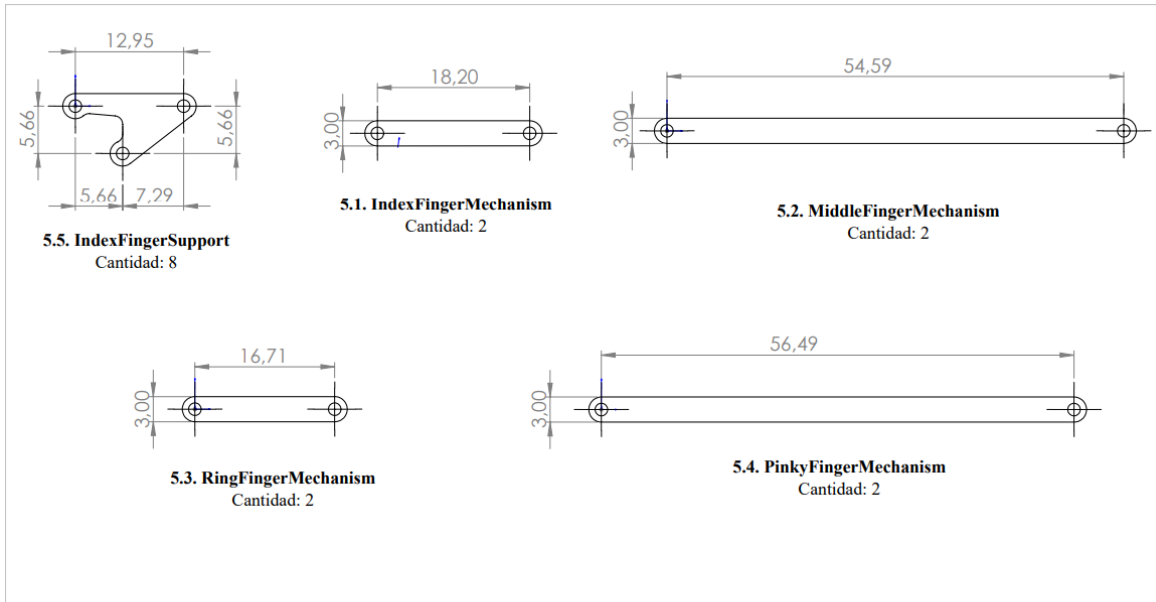
REVISAR: PDr. DIEGO F. VILLEGAS B.

HOJA 8/12

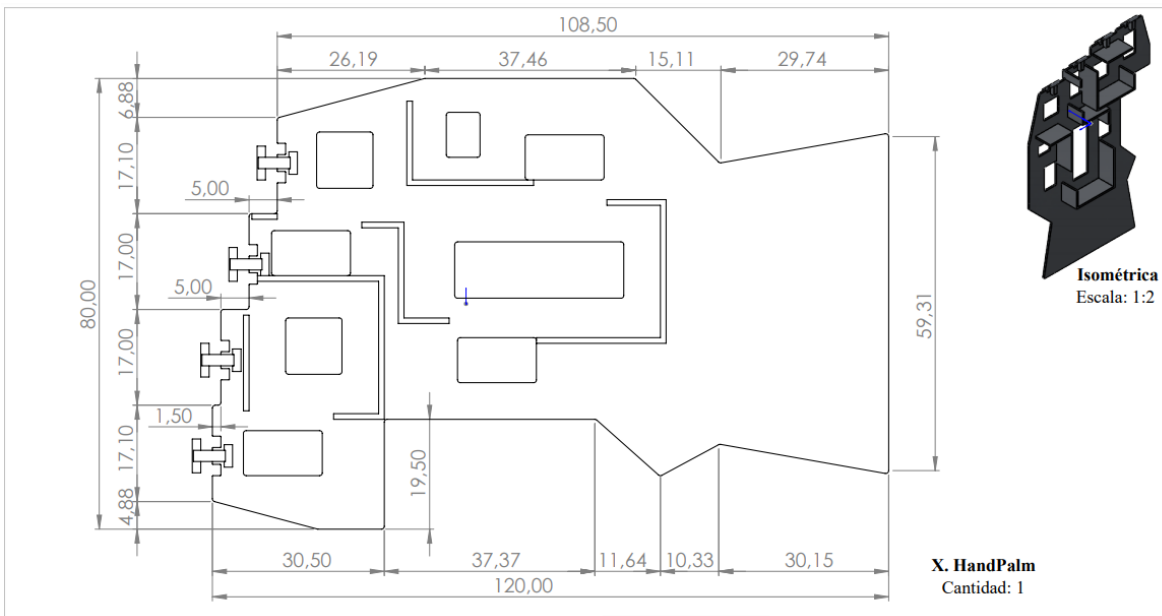


DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN: - Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor. - Todos los agujeros son de 1.5 mm de diámetro. - Los redondeos exteriores tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
	FECHA: 30/07/21	TÍTULO: HAND MECHANISM PINKY FINGER PIEZAS PINKY FINGER	
	ESCALA: 2:1	AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T.	
	UNIDADES: mm	REVISAR: PDh. DIEGO F. VILLEGAS B.	
	A4	HOJA 9/12	





DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN: - Todas las piezas son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor. - Todos los agujerón son de 1.5 mm de diámetro. - Los redondeos externos tienen un radio de 1 mm y los internos 0,5 mm a menos que se indique lo contrario.		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
	FECHA: 30/07/21	TITULO: HAND MECHANISM CONECTORES CONECTORES	
	ESCALA: 2:1	AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T.	
	UNIDADES: mm	REVISIA: PDb. DIEGO F. VILLEGAS B.	
	A4		HOJA 11/12



DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN: - Todas las partes son en lámina de aluminio de 1 mm de espesor excepto los cilindros de los nudillos que tienen un diámetro de 1.5 mm. - Los redondeos tienen un radio de 1 mm a menos que se indique lo contrario.		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
	FECHA: 30/07/21	TITULO: HAND MECHANISM HAND MECHANISM HAND PALM	
	ESCALA: 4:3	AUTOR: JOSIMAR Z. CORREA P. - JHON L. RIOS T.	
	UNIDADES: mm	REVISIA: PDb. DIEGO F. VILLEGAS B.	
	A4		HOJA 12/12

Apéndice D. Simulación



Descripción
No hay datos

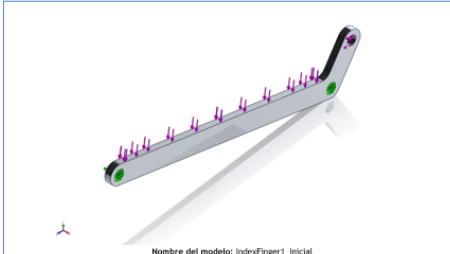
Simulación de IndexFinger1_Initial

Fecha: miércoles, 4 de agosto de 2021
Diseñador: Josimar Zhattan Correa Pflieger
Nombre de estudio: Análisis estático 1
Tipo de análisis: Análisis estático

Descripción	1
Suposiciones	2
Información de modelo	2
Propiedades de estudio	3
Unidades	4
Propiedades de material	4
Cargas y sujeciones	5
Definiciones de conector	6
Información de contacto	6
Información de malla	7
Detalles del sensor	8
Fuerzas resultantes	8
Vigas	9
Resultados del estudio	10
Conclusión	12

Suposiciones

Información de modelo



Nombre del modelo: IndexFinger1_Initial
Configuración actual: Predeterminado

Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Saliente-Extruir1	Sólido	Masa: 0.000353074 kg Volumen: 1.30758e-07 m ³ Densidad: 2700 kg/m ³ Peso: 0.00346012 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación V4_IndexFinger1_Simulation\IndexFinger1_Initial.SLDPRF Apr 13 21:51:29 2021

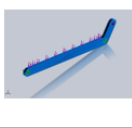
Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFPlus
Efecto de rigidización por tensión (inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación4_IndexFinger1_Simulation)

Unidades


Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Alacación 1060 Tipo de modelo: isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Límite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Límite de tracción: 6.89356e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1(Saliente-Extruir1)\IndexFinger1_Initial1

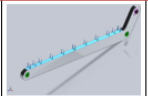
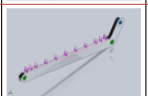
Datos de curva: N/A

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Fijo-1		Entidades: 2 caras(s) Tipo: Geometría fija

Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-0.000961848	45.1329	-36.9175	58.3085
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga

Fuerza-1		Entidades: 1 caras(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 50 N
Fuerza-2		Entidades: 1 caras(s) Referencia: Arbitra= 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, ---, 30 N

Definiciones de conector
No hay datos

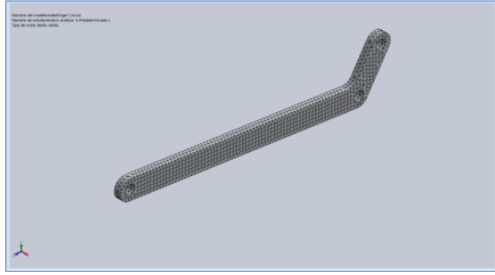
Información de contacto
No hay datos

Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.507844 mm
Tolerancia	0.0253922 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	13062
Número total de elementos	7408
Cociente máximo de aspecto	3.2161
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:02
Nombre de computadora:	DIABLO77



Detalles del sensor
No hay datos

Fuerzas resultantes

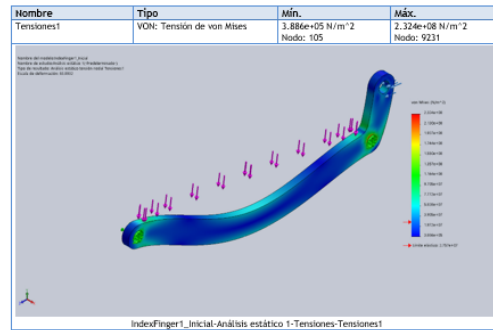
Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	-0.00901848	45.1329	-36.9175	58.3085

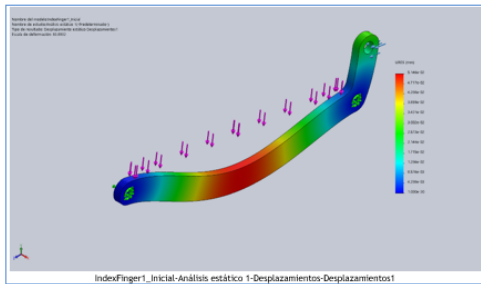
Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

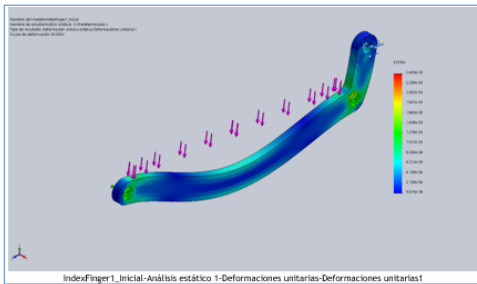
Resultados del estudio



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 18	5.146e-02 mm Nodo: 1308



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	9.574e-06 Elemento: 6063	2.460e-03 Elemento: 3149



Universidad Industrial de Santander
<https://www.linkedin.com/in/josimarcorreapineros77>



Simulación de IndexFinger2_Inicial

Fecha: miércoles, 4 de agosto de 2021
Diseñador: Josimar Zilattan Correa Piñeros
Nombre de estudio: Análisis estático 1
Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

- Descripción 1
- Suposiciones 2
- Información de modelo 2
- Propiedades de estudio 3
- Unidades 4
- Propiedades de material 4
- Cargas y sujeciones 5
- Definiciones de conector 5
- Información de contacto 6
- Información de malla 7
- Detalles del sensor 8
- Fuerzas resultantes 8
- Vigas 9
- Resultados del estudio 10
- Conclusión 13

Descripción
No hay datos

Suposiciones



Información de modelo





Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Silbente-Extrud1	Sólido	Masa: 0,000188626 kg Volumen: 6,98616e-08 m ³ Densidad: 2700 kg/m ³ Peso: 0,00184834 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación\IndexFinger2_Inicial.SLDPRJT Jun 13 13:03:34 2021

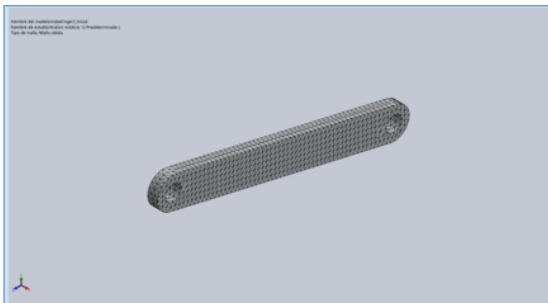
Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documents\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación5_ Index\Finger2 Simulation)

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-0.000145335	-6.71538	-29.2371	29.9984
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Referencia: Arista: 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: --, --, 30 N



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes


Fuerzas de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	-0.000145335	-6.71538	-29.2371	29.9984

Momentos de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Desconocido Limite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Limite de tracción: 6.89356e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1 Saliente-Extruir1 (11545)Index\Finger2)
Datos de curva:N/A		

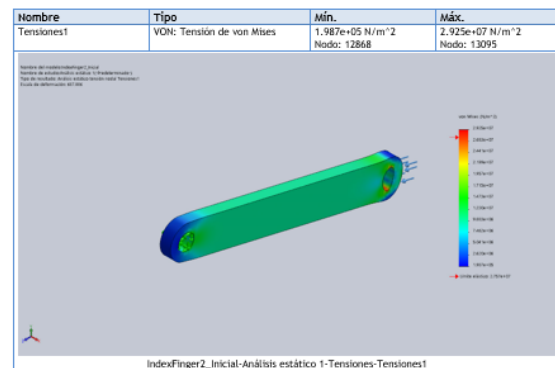
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.412083 mm
Tolerancia	0.0206042 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

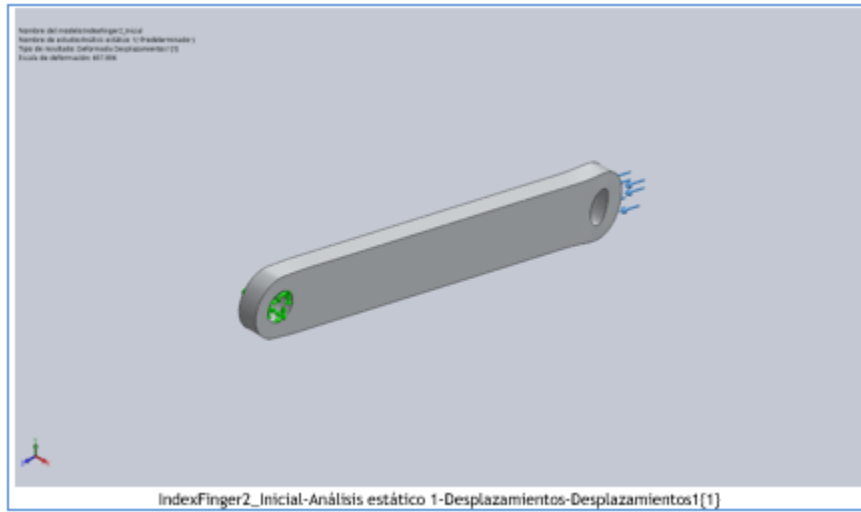
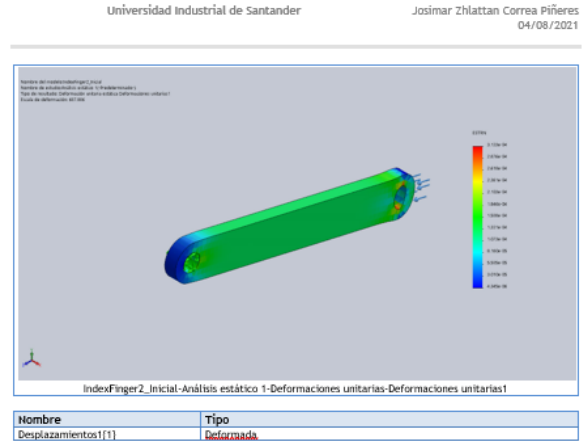
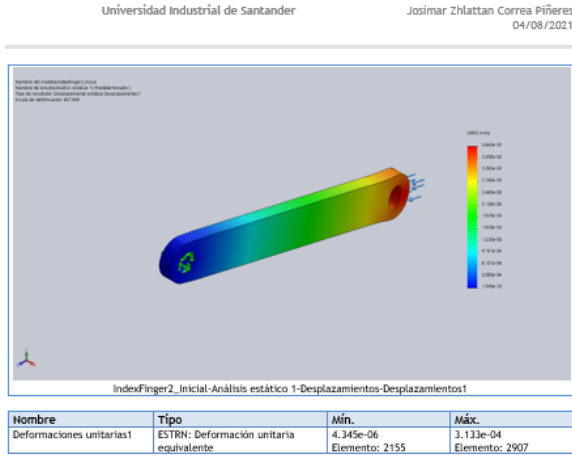
Información de malla - Detalles

Número total de nodos	13164
Número total de elementos	8101
Cociente máximo de aspecto	3.788
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	100
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:01
Nombre de computadora:	DIABLO77

Resultados del estudio



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 31	3.660e-03 mm Nodo: 13042



Descripción
No hay datos

Simulación de IndexFingerDistal

Fecha: martes, 3 de agosto de 2021
 Diseñador: Josimar Zhattan Correa Piñeres
 Nombre de estudio: Análisis estático 3
 Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

- Descripción 1
- Suposiciones 2
- Información de modelo 2
- Propiedades de estudio 3
- Unidades 4
- Propiedades de material..... 4
- Cargas y sujeciones..... 5
- Definiciones de conector 6
- Información de contacto 6
- Información de malla 7
- Detalles del sensor 8
- Fuerzas resultantes..... 8
- Vigas 9
- Resultados del estudio 10
- Conclusión 12

Información de modelo

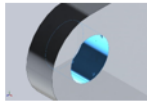
Nombre del modelo: IndexFingerDistal_Inicial
 Configuración actual: Predeterminado

Sólidos	Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/fecha de modificación
	Saliente-Extruir1	Sólido	Masa:0.000341519 kg Volumen:1.26488e-07 m^3 Densidad:2700 kg/m^3 Peso:0.00334688 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación\3. IndexFingerDistal_Simulation\IndexFingerDistal_Inicial.SLDPRT May 12 08:46:59 2021

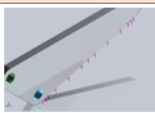

Propiedades de estudio

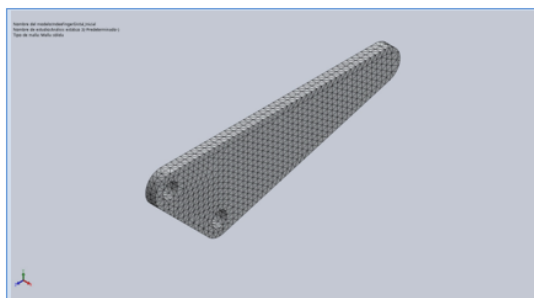
Nombre de estudio	Análisis estático 3
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación3. IndexFingerDistal Simulation)

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Fijo-1		Entidades: 1 car(s) Tipo: Geometría fija

Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	0.00457554	-62.1214	33.7791	70.7114
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 car(s) Referencia: Aristas: 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, 50 N
Fuerza-2		Entidades: 1 car(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 50 N



Detalles del sensor
No hay datos

Fuerzas resultantes

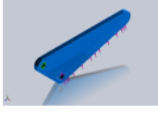
Fuerzas de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	0.00457554	-62.1214	33.7791	70.7114

Momentos de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Desconocido Limite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Limite de tracción: 6.89356e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1(Saliente-Extruir 1(11545IndexFingerDistal))
Datos de curva:N/A		

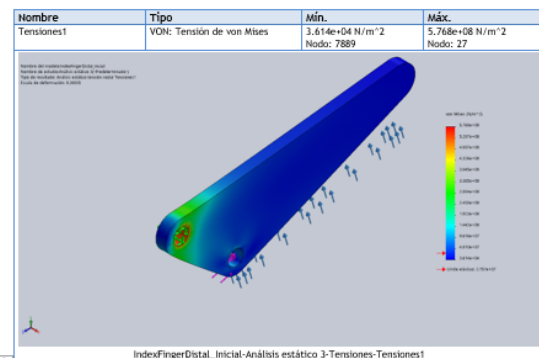
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.502243 mm
Tolerancia	0.0251121 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

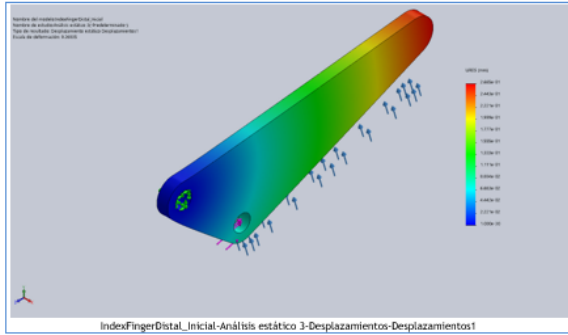
Información de malla - Detalles

Número total de nodos	12469
Número total de elementos	7310
Cociente máximo de aspecto	3.1698
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	100
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:02
Nombre de computadora:	DIABLO77

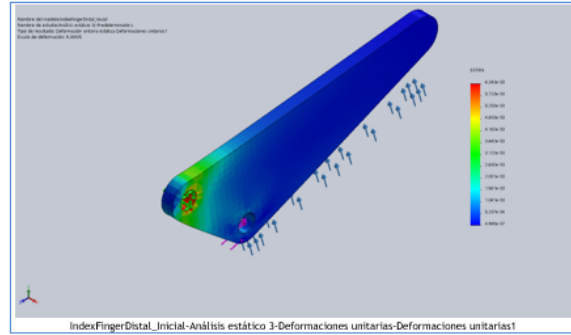
Resultados del estudio



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 1	2.665e-01 mm Nodo: 12057



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	4.948e-07	6.243e-03
		Elemento: 1013	Elemento: 5451



Simulación de IndexFingerMedium_Inicial

Fecha: miércoles, 4 de agosto de 2021
 Diseñador: Josimar Zhlattan Correa Piñeres
 Nombre de estudio: Análisis estático 1
 Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

- Descripción 1
- Suposiciones 2
- Información de modelo 2
- Propiedades de estudio 3
- Unidades 4
- Propiedades de material 4
- Cargas y sujeciones 5
- Definiciones de conector 6
- Información de contacto 6
- Información de malla 7
- Detalles del sensor 8
- Fuerzas resultantes 8
- Vigas 9
- Resultados del estudio 10
- Conclusión 12

Descripción

No hay datos

Suposiciones



Información de modelo



Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación

Saliente-Extruir1	Sólido	Masa:0.000404044 kg Volumen:1.49646e-07 m ³ Densidad:2700 kg/m ³ Peso:0.00395963 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación\2. IndexFingerMiddle Simulation\IndexFingerMedium_Inicial.SLDPRJT Aug 4 22:09:17 2021

Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación\2. IndexFingerMiddle Simulation)

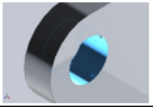
Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

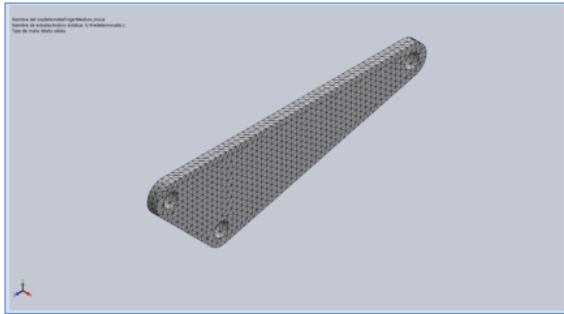
Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Desconocido Criterio de error predeterminado: Límite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Límite de tracción: 6.89356e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica:	Sólido 1(Saliente-Extruir1)(IndexFingerMedium_Inicial)
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija

Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-0.001966	-56.0038	16.2538	58.3148
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Referencia: Arista= 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ..., 30 N
Fuerza-2		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 50 N

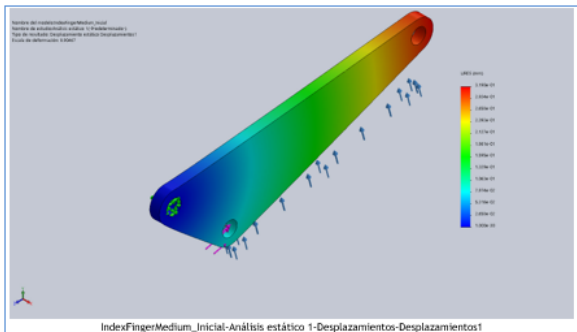


Detalles del sensor
No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	-0.001966	-56.0038	16.2538	58.3148

Momentos de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1.994e-06 Elemento: 3413	5.931e-03 Elemento: 2862

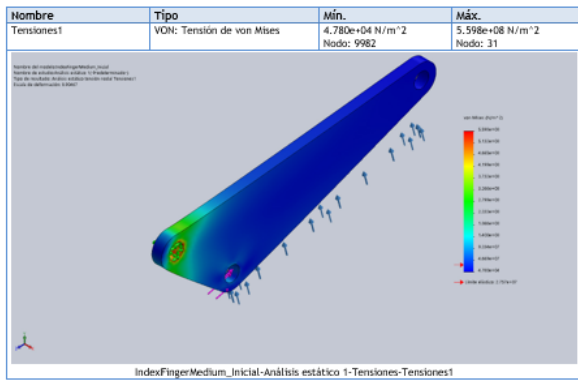
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.531189 mm
Tolerancia	0.0265595 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

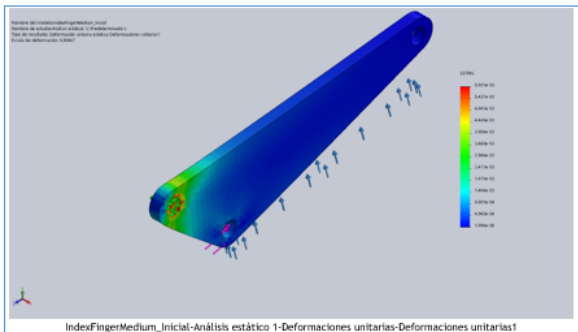
Información de malla - Detalles

Número total de nodos	12628
Número total de elementos	7294
Cociente máximo de aspecto	3.5029
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:00
Nombre de computadora:	DIABLO77

Resultados del estudio



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 18	3.190e-01 mm Nodo: 12582





Simulación de IndexFingerProximal_Initial

Fecha: martes, 3 de agosto de 2021
 Diseñador: Josimar Zhilattan Correa Piliere
 Nombre de estudio: Análisis estático 1
 Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

- Descripción 1
- Suposiciones 2
- Información de modelo 2
- Propiedades de estudio 3
- Unidades 4
- Propiedades de material 4
- Cargas y sujeciones 5
- Definiciones de conector 6
- Información de contacto 6
- Información de malla 7
- Detalles del sensor 8
- Fuerzas resultantes 8
- Vigas 9
- Resultados del estudio 10
- Conclusión 12

Descripción
 No hay datos

Información de modelo

Nombre del modelo: IndexFingerProximal_Initial
 Configuración actual: Predeterminado

Sólidos	Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
	Saliente-Extruir1	Sólido	Masa: 0.000694236 kg Volumen: 2.57124e-07 m ³ Densidad: 2700 kg/m ³ Peso: 0.00680351 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación\1. IndexFingerProximal_Simulation\IndexFingerProximal_Initial.SLDPRT Aug 3 20:42:31 2021

Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación\1. IndexFingerProximal_Simulation)

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Desconocido Límite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Límite de tracción: 6.89358e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1(Saliente-Extruir1)(11545IndexFingerProximal)
Datos de curva: N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	1.75238e-05	-49.4349	22.5189	54.3223
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

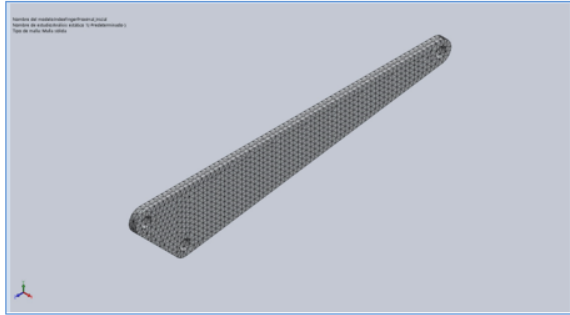
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Referencia: Arista: 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, -30 N
Fuerza-2		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 50 N

Información de malla

Tipo de malla:	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.63621 mm
Tolerancia	0.0318105 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	14624
Número total de elementos	8370
Cociente máximo de aspecto	3.9971
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99.8
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:02
Nombre de computadora:	DIABLO77



Detalles del sensor
No hay datos

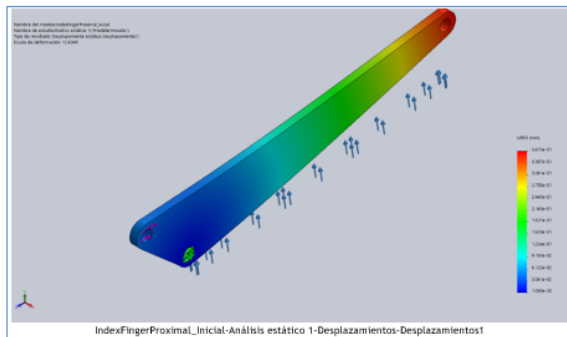
Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	1.75238e-05	-49.4349	22.5189	54.3223

Momentos de reacción

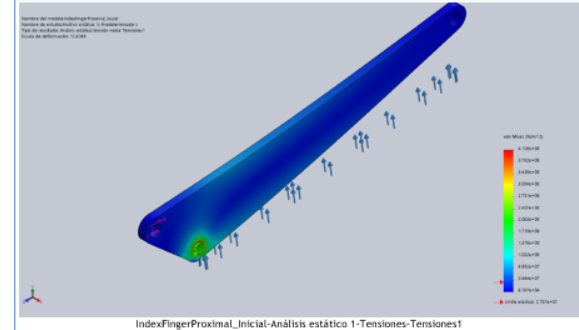
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0



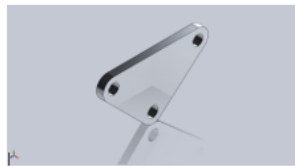
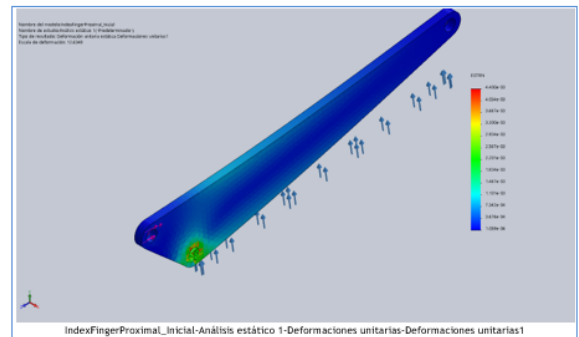
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1.059e-06 Elemento: 6656	4.400e-03 Elemento: 2841

Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	6.767e+04 N/m ² Nodo: 8941	4.126e+08 N/m ² Nodo: 34



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 20	3.673e-01 mm Nodo: 64



Descripción
No hay datos

Simulación de IndexFingerSupport_Inicial

Fecha: miércoles, 4 de agosto de 2021
Diseñador: Josimar Zhiattan Correa Piteres
Nombre de estudio: Análisis estático 1
Tipo de análisis: Análisis estático


Tabla de contenidos

- Descripción 1
- Suposiciones 2
- Información de modelo 2
- Propiedades de estudio 3
- Unidades 4
- Propiedades de material 4
- Cargas y sujeciones 5
- Definiciones de conector 5
- Información de contacto 6
- Información de malla 7
- Detalles del sensor 8
- Fuerzas resultantes 8
- Vigas 9
- Resultados del estudio 10
- Conclusión 12

Suposiciones

Información de modelo

Nombre del modelo: IndexFingerSupport_Inicial
Configuración actual: Predeterminado

Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
 Saliente-Extrudr1	Sólido	Masa: 0.000213825 kg Volumen: 7.91946e-08 m ³ Densidad: 2700 kg/m ³ Peso: 0.00209549 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación 16_IndexFingerSupport_Simulación\IndexFingerSupport_Inicial_SLDPR1 Aug 4 16:02:40 2021

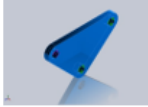
Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación\6_IndexFingerSupport_Simulation)


Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

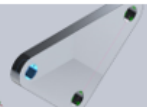
Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Desconocido Límite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Límite de tracción: 6.89356e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1(Saliente-Extruir1)(IndexFingerSupport_Inicial)
Datos de curva: N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades: 2 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	0.00174275	-19.7301	22.5988	29.9997
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

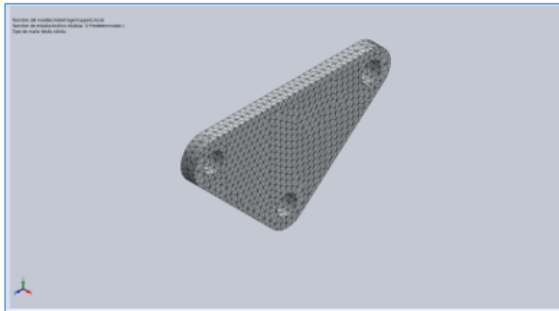
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos Jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.42967 mm
Tolerancia	0.0214835 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

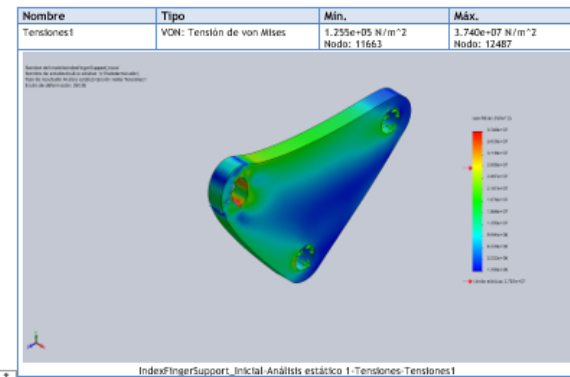
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Referencia: Arista > 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, 30 N

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	12938
Número total de elementos	7875
Cociente máximo de aspecto	3.6566
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:01
Nombre de computadora:	DIABLO77



Resultados del estudio



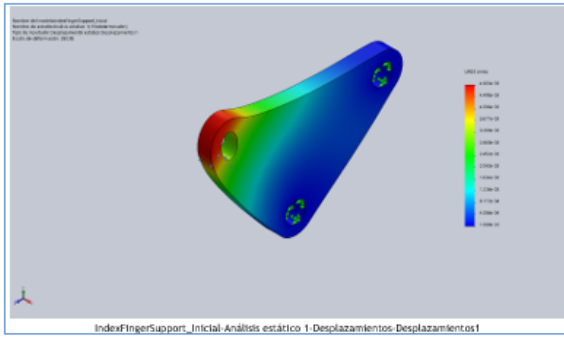
Detalles del sensor
No hay datos

Fuerzas resultantes

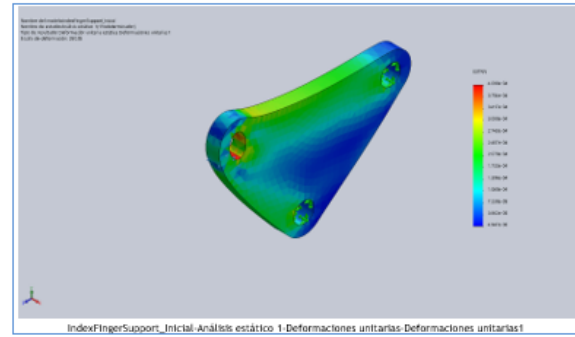
Fuerzas de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	0.00174275	-19.7301	22.5988	29.9997

Momentos de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: J	4.903e-03 mm Nodo: 12245



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	4.947e-06 Elemento: 635	4.090e-04 Elemento: 4869



Descripción
No hay datos

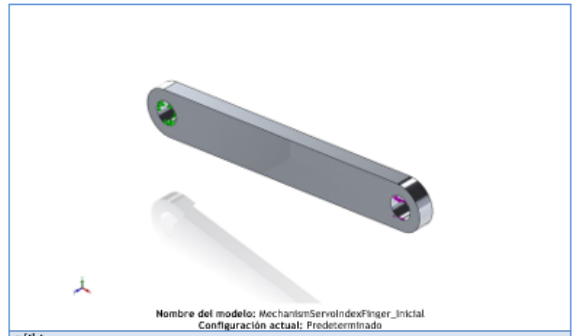
Simulación de MechanismServoIndex Finger_Inicial

Fecha: miércoles, 4 de agosto de 2021
Diseñador: Josimar Zhattan Correa Pineros
Nombre de estudio: Análisis estático 1
Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

- Descripción 1
- Suposiciones 2
- Información de modelo 2
- Propiedades de estudio 3
- Unidades 4
- Propiedades de material 4
- Cargas y sujeciones 5
- Definiciones de conector 5
- Información de contacto 6
- Información de malla 7
- Detalles del sensor 8
- Fuerzas resultantes 8
- Vigas 9
- Resultados del estudio 10
- Conclusión 12

Información de modelo



Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Saliente-Extruir1	Sólido	Masa:0.000156987 kg Volumen:5.81435e-08 m ³ Densidad:2700 kg/m ³ Peso:0.00153848 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación\7. MechanismIndexFinger Simulation\MechanismServoIndexFinger_Inicial.SLD PRET Apr 19 12:31:28 2021

35

2.

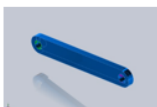
Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación\7. MechanismIndexFinger Simulation)

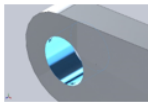
Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

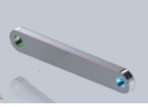
Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Desconocido Límite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Límite de tracción: 6.89356e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1 (Saliente-Extruir1\MechanismServoIndexFinger)
Datos de curva: N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija

Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	29.6649	4.47043	-0.000367676	29.9998
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

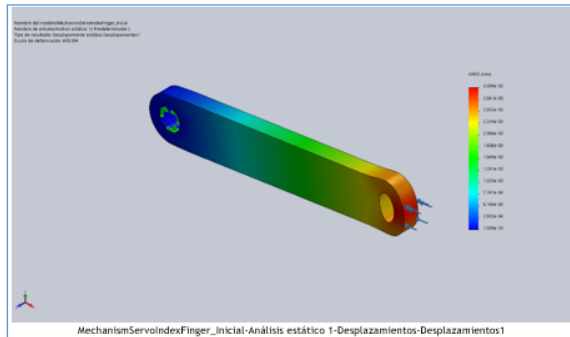
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Referencia: Arista < 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, 30 N

Información de malla

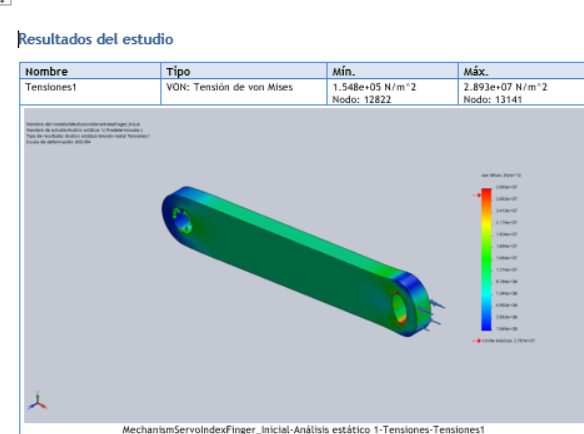
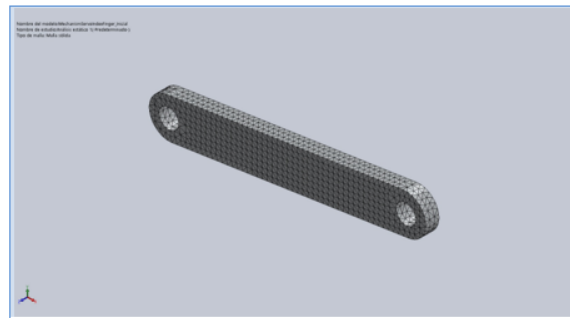
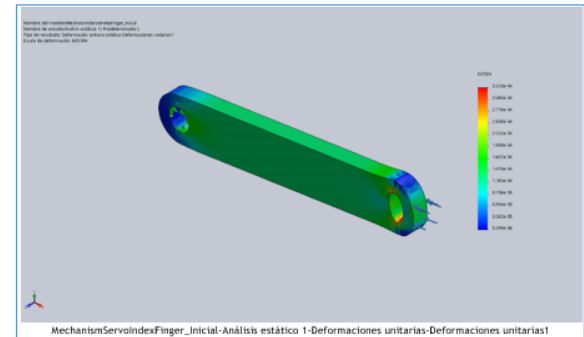
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos Jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.387622 mm
Tolerancia	0.0193811 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	13192
Número total de elementos	7949
Cociente máximo de aspecto	3.6455
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99.8
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:01
Nombre de computadora:	DIABLO77



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	5.399e-06 Elemento: 282	3.320e-04 Elemento: 3037



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	1.548e+05 N/m^2 Nodo: 12822	2.893e+07 N/m^2 Nodo: 13141

Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes


Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	29.6649	4.47043	-0.000367676	29.9998

Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

L4



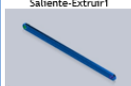
Simulación de MechanismServoMiddleFinger_Inicial

Fecha: miércoles, 4 de agosto de 2021
 Diseñador: Josimar Zhilattan Correa Piñeres
 Nombre de estudio: Análisis estático 1
 Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

- Descripción 1
- Suposiciones 2
- Información de modelo 2
- Propiedades de estudio 3
- Unidades 4
- Propiedades de material 4
- Cargas y sujeciones 5
- Definiciones de conector 5
- Información de contacto 6
- Información de malla 7
- Detalles del sensor 8
- Fuerzas resultantes 8
- Vigas 9
- Resultados del estudio 10
- Conclusión 12

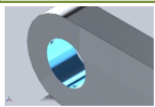
Descripción
No hay datos

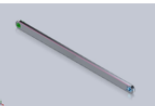
	Sólido	Masa: 0.000451722 kg Volumen: 1.67304e-07 m ³ Densidad: 2700 kg/m ³ Peso: 0.00442687 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación\8. MechanismMiddleFinger Simulation\MechanismServoMiddleFinger_Inicial.SLDPRT Jun 13 10:20:12 2021
---	--------	---	--

Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación\8. MechanismMiddleFinger Simulation)

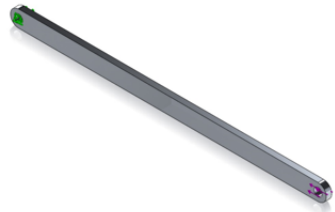
Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	29.9997	0.00179669	-0.000317133	29.9997
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Referencia: Arista < 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, 30 N

Suposiciones

Información de modelo




Nombre del modelo: MechanismServoMiddleFinger_Inicial
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos	Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

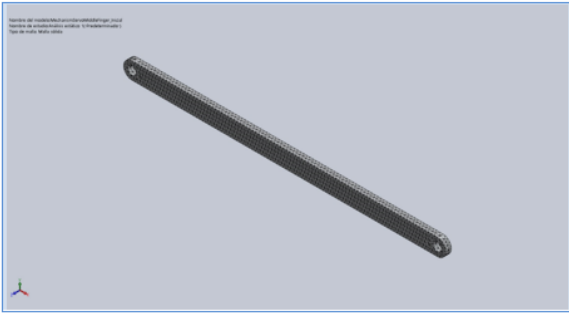
Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Desconocido Límite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Límite de tracción: 6.89356e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1(Saliente-Extruir1)(MechanismServoMiddleFinger)
Datos de curva: N/A		

Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.551309 mm
Tolerancia	0.0275654 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	12002
Número total de elementos	6613
Cociente máximo de aspecto	2.9879
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	100
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:01
Nombre de computadora:	DIABLO77



Detalles del sensor
No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

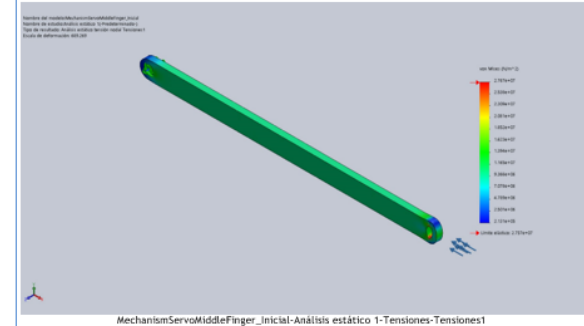
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	29.9997	0.00179669	-0.000317133	29.9997

Momentos de reacción

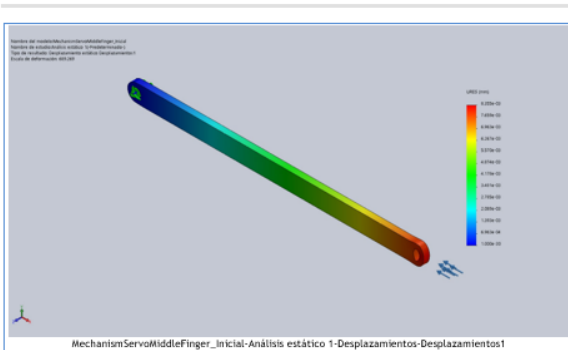
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

Resultados del estudio

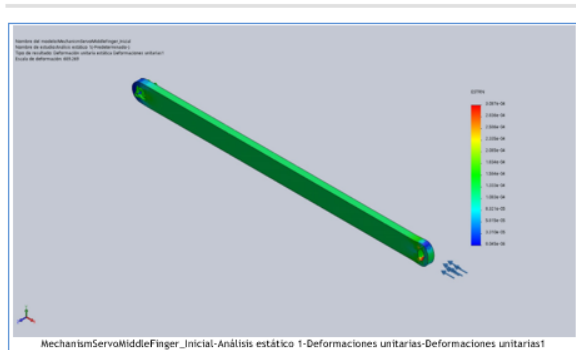
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	2.131e+05 N/m ² Nodo: 29	2.767e+07 N/m ² Nodo: 11986



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 20	8.355e-03 mm Nodo: 11921



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	8.045e-06 Elemento: 2741	1.087e-04 Elemento: 2259



Descripción
No hay datos

Simulación de MechanismServoPinkyFinger_Inicial

Fecha: miércoles, 4 de agosto de 2021
Diseñador: Josimar Zilaitán Correa Píeres
Nombre de estudio: Análisis estático 1
Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

- Descripción 1
- Suposiciones 2
- Información de modelo 2
- Propiedades de estudio 3
- Unidades 4
- Propiedades de material 4
- Cargas y sujeciones 5
- Definiciones de conectar 5
- Información de contacto 6
- Información de malla 7
- Detalles del sensor 8
- Fuerzas resultantes 8
- Vigas 9
- Resultados del estudio 10
- Conclusión 12

Suposiciones

Información de modelo

Nombre del modelo: MechanismServoPinkyFinger_Inicial
Configuración actual: Predeterminado


Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación

	Saliente-Extruder1	Sólido	Masa: 0.000467112 kg Volumen: 1.73004e-07 m ³ Densidad: 2700 kg/m ³ Peso: 0.00457769 N C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación 110. MechanismPinkyFinger Simulation\MechanismServoPinkyFinger_Initial.SLD PRT Apr 19 13:38:26 2021
---	--------------------	--------	--


Propiedades de estudio

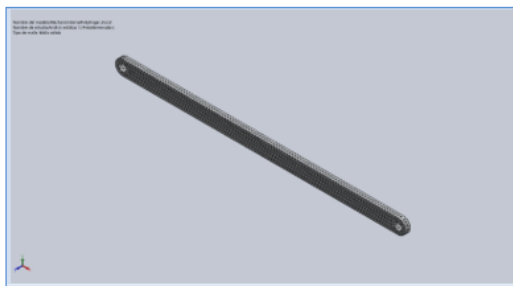
Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpetas de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\Soportes\Simulación 110. MechanismPinkyFinger Simulation)

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija

Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	29.9989	-9.64217e-05	0.000669647	29.9989
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Referencia: Artista: 1 Tipo: Aplicar fuerza Valores: ..., ..., 30 N



Detalles del sensor
No hay datos

Fuerzas resultantes


Fuerzas de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	29.9989	-9.64217e-05	0.000669647	29.9989

Momentos de reacción					
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Desconocido Límite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Límite de tracción: 6.89356e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1 (Saliente-Extruder1) (MechanismServoPinkyFinger)

Datos de curva: N/A

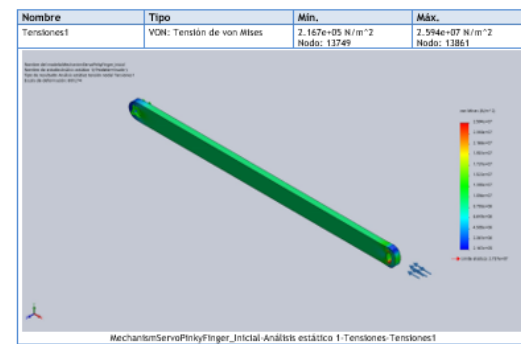
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.557499 mm
Tolerancia	0.027875 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

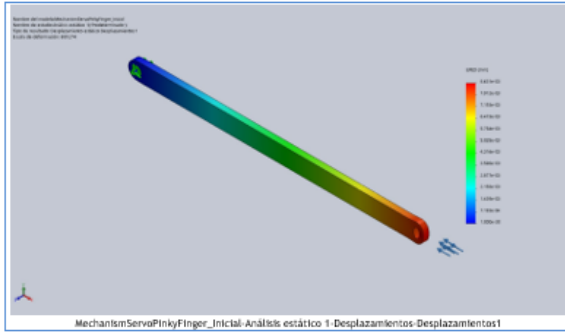
Información de malla - Detalles

Número total de nodos	13889
Número total de elementos	7970
Cociente máximo de aspecto	3.3912
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:00
Nombre de computadora:	DIABLO77

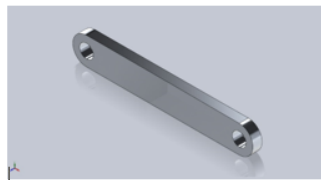
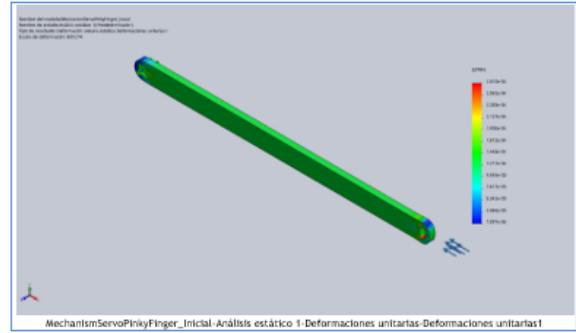
Resultados del estudio



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 20	8.631e-03 mm Nodo: 13811



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	7.897e-06 Elemento: 1545	2.810e-04 Elemento: 2331



Simulación de MechanismServoRingFinger_Inicial

Fecha: miércoles, 4 de agosto de 2021
 Diseñador: Josimar Zhiattan Correa Piliere
 Nombre de estudio: Análisis estático 1
 Tipo de análisis: Análisis estático

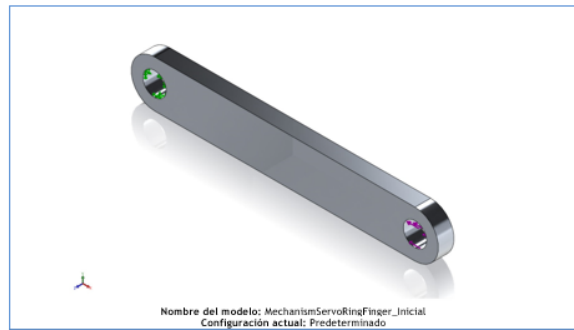
Tabla de contenidos

- Descripción.....1
- Suposiciones.....2
- Información de modelo.....2
- Propiedades de estudio.....3
- Unidades.....4
- Propiedades de material.....4
- Cargas y sujeciones.....5
- Definiciones de conector.....5
- Información de contacto.....6
- Información de malla.....7
- Detalles del sensor.....8
- Fuerzas resultantes.....8
- Vigas.....9
- Resultados del estudio.....10
- Conclusión.....13

Descripción
 No hay datos

Suposiciones

Información de modelo



Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Saliente-Extruir1	Sólido	Masa:0.000144894 kg Volumen:5.36643e-08 m ³ Densidad:2700 kg/m ³ Peso:0.00141996 N	C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación\9. MechanismRingFinger Simulation\MechanismServoRingFinger_Inicial.SLDPRT Apr 19 13:30:10 2021

2.

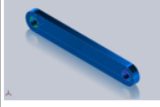
Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpetas de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Documentos\Biomecánica\Proyecto de Grado\SoportesSimulación\9. MechanismRingFinger Simulation)

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

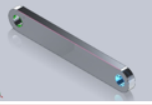
Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: Aleación 1060 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Límite elástico: 2.75742e+07 N/m ² Límite de tracción: 6.8935e+07 N/m ² Módulo elástico: 6.9e+10 N/m ² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m ³ Módulo cortante: 2.7e+10 N/m ² Coeficiente de dilatación térmica: 2.4e-05 /Kelvin	Sólido 1 (Saliente-Extruir1) (MechanismServoRingFinger)
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija

Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	30.0002	-0.000660881	-0.00042214	30.0002
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

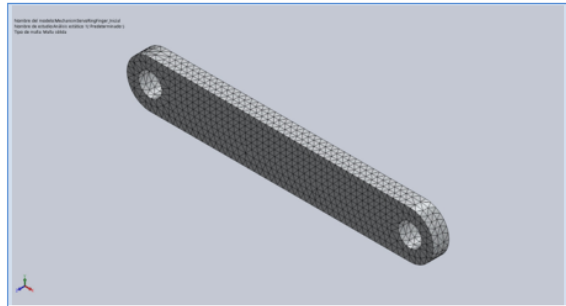
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Referencia: Arista-1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, 30 N

Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos Jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	0.377402 mm
Tolerancia	0.0188701 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

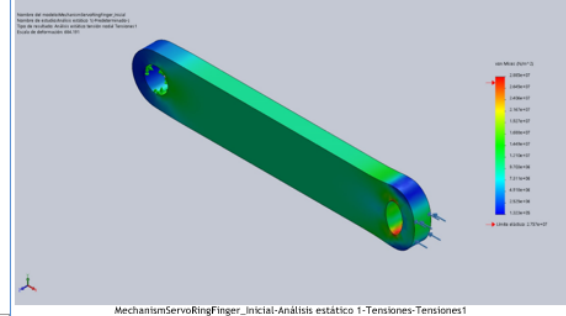
Información de malla - Detalles

Número total de nodos	12187
Número total de elementos	7272
Cociente máximo de aspecto	3.4848
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:01
Nombre de computadora:	DIABLO77



Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	1.323e+05 N/m ² Nodo: 11815	2.885e+07 N/m ² Nodo: 12159



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 41	2.881e-03 mm Nodo: 12023

Detalles del sensor
No hay datos

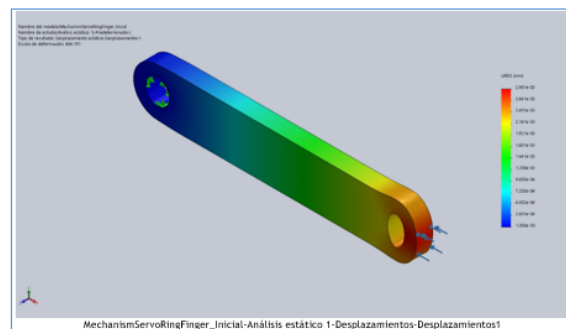
Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

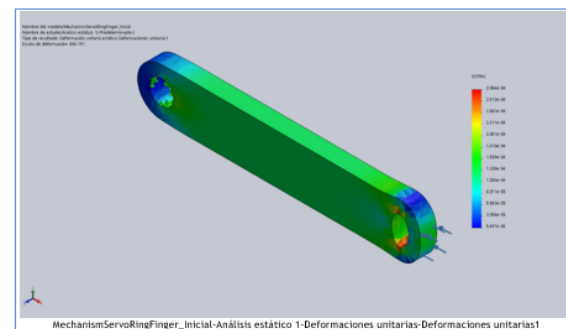
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	30.0002	-0.000660881	-0.00042214	30.0002

Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	5.487e-06 Elemento: 1410	1.064e-04 Elemento: 2393



Nombre	Tipo
Desplazamientos1[1]	Reformada

