

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA**

CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

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

PROYECTO TÉCNICO

“ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LOS MECANISMOS
PARA UNA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO Y
CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO UTILIZANDO EL PROCESO
DE ESTEREOLITOGRAFÍA”

Autor: Gabriel Angel Encalada Seminario

Tutor: Ing. John Ignacio Calle Sigüencia, MSc.

Cuenca – Ecuador

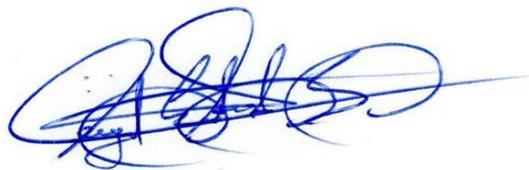
2018

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Yo, Gabriel Angel Encalada Seminario, con documento de identificación N° 070586541-8, manifiesto mi voluntad y cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del trabajo de titulación: “ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LOS MECANISMOS PARA UNA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO UTILIZANDO EL PROCESO DE ESTEREOLITOGRAFÍA”, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Mecánico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, noviembre del 2018.



Gabriel Ángel Encalada Seminario
C.I.: 070586541-8

CERTIFICACIÓN

Yo declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LOS MECANISMOS PARA UNA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO UTILIZANDO EL PROCESO DE ESTEREOLITOGRAFÍA”, realizado por el estudiante Gabriel Angel Encalada Seminario, obteniendo el Proyecto Técnico, que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, noviembre del 2018.



Ing. John Ignacio Calle Sigüencia, MSc.
CI.: 0102118213

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Yo, Gabriel Angel Encalada Seminario con C.I.: 070586541-8 autor del trabajo de titulación “ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LOS MECANISMOS PARA UNA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO UTILIZANDO EL PROCESO DE ESTEREOLITOGRAFÍA” certifico que el total contenido del proyecto técnico, es de mí exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, noviembre del 2018.



Gabriel Angel Encalada Seminario

C.I.: 070586541-8

DEDICATORIA

En primer lugar a mi Dios por brindarme salud y vida. Por saberme guiar por el camino del bien y permitirme alcanzar este logro.

A toda mi familia en especial a mi abuela Emma (+), a la dedicación de madre Magaly y al gran esfuerzo de mi padre Angel quienes supieron financiarme el estudio.

A mis Hermanos Michelle y Jahir, quienes han compartido y convivido gran parte de nuestras vidas juntos, entre tristezas y alegrías.

A mi esposa Paola y mi amada hija Emmie, de igual forma fueron pilar fundamental y apoyo incondicional para culminar esta meta.

AGRADECIMIENTOS

De igual forma a mi Dios, mi abuela (+), mis Padres, hermanos, esposa e hija quienes fueron mi motor de arranque, gracias por día a día brindarme ese respaldo, amor y darme muchas fuerzas, el mismo que me sirvió de mucha inspiración para el cumplimiento de esta meta alcanzada.

A mi tutor del proyecto Ing. John Calle, por la confianza que deposito en mí, por ser mi guía en este trabajo de titulación para que todo se realice con éxito. De la misma manera a mis compañeros de trabajo el Ing. Alexis Pinto, Ing. Mauricio Villacís, Ing. Carlos Zigüe, Ing. Esteban Tobar, Ing. David Reyes, Ing. Marlon Quinde; quienes de una u otra forma me apoyaron en todo momento.

Al grupo de Investigación e ingeniería biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca quienes me dieron la apertura para integrarme como investigador y poder desarrollar de mejor manera este proyecto de investigación.

No podría terminar sin agradecer a mis compañeros de aula y colegas (Alfonso Jiménez, David Chingal, Adrián Delgado, Andrés Jara, Hugo Merchán, Crhistian Vivero); quienes compartieron muchos momentos felices dentro y fuera de aulas.

RESUMEN

El presente proyecto técnico con un enfoque de investigación titulado, análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y la construcción de un prototipo a través del proceso de estereolitografía (SLA), está orientado en el campo tecnológico y social. Se basa en el estudio realizado en el grupo de investigación e ingeniería biomédica (GIIB), prótesis Maki 2.0. Luego se estudia el comportamiento real del dedo índice a través del software Kinovea para conocer la trayectoria generada por dicho dedo.

Se diseñaron un mecanismo de 4 barras y los otros componentes que conforman la prótesis de mano, modificándose a sí mismos de forma antropométrica y estética con la ayuda del software Inventor 2018 y 3Ds Max. Se procede a analizar cinemáticamente a través de los métodos gráficos (kinovea), matemáticas (método geométrico) y con la ayuda del software Adams View, que produce una similitud de 99.99% entre la trayectoria simulada de Adams y la trayectoria real del dedo que certifica que la prótesis es capaz de realizar los 7 diferentes agarres propuestos.

El dedo índice también se analiza cinéticamente simulando el efecto de flexión mediante el software Adams, adquiriendo datos de velocidades, aceleraciones y posiciones, garantizando su respuesta en condiciones de carga y sin carga.

La construcción del prototipo de prótesis manual se realiza mediante impresión 3D a través del proceso de estereolitografía (SLA), obteniendo un elemento totalmente funcional gracias a su material de ingeniería resistente, que cumple con buenas características mecánicas.

Finalmente, se realiza el montaje de los componentes mecánicos y electrónicos, garantizando una correcta integración, obteniendo las medidas adecuadas y los pesos que se encuentran dentro del rango de prótesis que actualmente se comercializan.

ABSTRACT

The present technical project with a research focus entitled, Kinematic and kinetic analysis of the mechanisms for a biomechanical hand prosthesis and the construction of a prototype through the stereolithography process (SLA), is oriented to the technological and social field. This project is based on the study called Maki 2.0 prosthesis which was carried out in the biomedical engineering and research group (GIIB). Further, we studied the actual behavior of the index finger through the Kinovea software to identify the trajectory generated by this finger.

A 4-bar mechanism and the other components of the hand prosthesis were designed, modifying themselves anthropometrically and aesthetically with the help of Inventor 2018 and 3Ds Max software. Then, the hand prosthesis is analyzed kinematically through graphical methods (kinovea), mathematics (geometric method) and with the help of the Adams View software, which produces a similarity of 99.99% between the simulated trajectory of Adams and the real path of the finger that certifies that the prosthesis is capable of performing the 7 different grips proposed.

The index finger is also analyzed kinetically simulating the bending effect with the Adams software, acquiring data of speeds, accelerations and positions, guaranteeing its response with and without load.

The construction of the hand prosthesis prototype is done by 3D printing through the process of stereolithography (SLA), obtaining a fully functional element thanks to its resistant engineering material which meets good mechanical characteristics.

Finally, the assembly of the mechanical and electronic components is performed, guaranteeing a correct integration, obtaining the appropriate measurements and weights which are within the range of prostheses that are currently marketed.

ÍNDICE

Cesión de derechos de autor	II
Certificación.....	III
Declaratoria de responsabilidad.....	IV
Dedicatoria.....	V
Agradecimientos.....	VI
Resumen	VII
Abstract.....	VIII
Índice	IX
Índice de figuras	XII
Índice de tablas.....	XVII
1. Introducción	18
2. Problema	18
2.1 Antecedentes.....	20
2.2 Importancia y alcances	21
2.3 Delimitación.....	22
3. Objetivos.....	22
3.1. Objetivo general	22
3.2. Objetivos específicos.....	22
4. Fundamentos teóricos.....	23
4.1 Estudio de la amputación de miembros superiores.	23
4.2 Historia e Importancia de Prótesis de mano.	25
4.3. Desarrollo de Prótesis biomecatrónicas.....	26
4.4. Cinemática	31
4.4.1. Cinemática aplicada en prótesis de mano.	31
4.5. Cinética o dinámica	40
4.5.1. Análisis cinético o dinámico en prótesis.....	40
4.6. Prototipado rápido.....	46
4.7. Historia de la Impresión 3D	47

4.7.1.	Clasificación de las impresoras 3D.....	47
4.7.2.	Ventajas de la impresión 3D.....	49
4.7.3.	Aplicaciones de la Impresión 3D.....	49
5.	Marco Metodológico	51
5.1	Análisis de la prótesis versión 2 o Maki 2.0.....	52
5.1.1	Problemas de prótesis Maki 2.0	54
5.2	Análisis de la trayectoria real del dedo índice.....	55
5.3	Diseño ergonómico y antropométrico de los componentes	56
5.3.1	Dimensionamiento de Componentes	58
5.4	Análisis del mecanismo.....	60
5.4.1	Grados de libertad y rotación.....	60
5.5	Análisis cinemático.....	61
5.5.1	Método Geométrico	61
5.5.2	Software Adams	64
5.5.3	Simulación cinemática de los diferentes agarres usando software Adams..	67
5.6	Análisis Cinético	75
5.7	Análisis de elementos finitos utilizando el software Inventor.	79
5.8	Análisis Cinético o dinámico del dedo Índice desarrollado en el software Adams View. 81	
5.7.2	Análisis Dinámico del dedo Índice con Carga de 40 N	87
5.9	Construcción del prototipo.....	93
5.9.1	Proceso de Impresión 3D	93
5.10.1	Cálculo de la función de transferencia de la planta	98
5.10.2	Elementos del Sistema controlado.....	101
5.10.3	Elementos que conforman la integración de la prótesis de mano	101
6.	Análisis y Resultados	103
6.1	Antropometría y estética	103
6.2	Cinemática.....	103
6.3	Cinética	105
6.4	Construcción.....	109
6.5	Integración mecánica y electrónica.....	111

Conclusiones.....	112
Recomendaciones.....	113
Trabajos futuros	113
Referencias bibliográficas.....	114
Anexos	117

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Mano real vs prótesis biomecánica Maki 2.0 [5].	19
Figura 2. Fabricación CNC de la prótesis Maki 1.0 [2].	20
Figura 3. Fabricación 3D de la prótesis Maki 2.0 [5].	21
Figura 4. Niveles de Amputaciones y desarticulaciones en miembros superiores [11].	24
Figura 5. Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año de 1400 [4].	26
Figura 6. Prótesis Bebionic Hand [15].	26
Figura 7. a) Prótesis I-Limb quantum, b) Prótesis I-Limb Ultra [16].	27
Figura 8. Prótesis Michelangelo [17].	27
Figura 9. Prótesis desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana primera parte [19].	28
Figura 10. Prótesis desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana segunda fase [20].	29
Figura 11. Prótesis biónica con 7 grados de libertad [21].	29
Figura 12. Prótesis con movimientos básicos (a) Mano abierta, (b) Mano cerrada, (c) Dedo índice extendido, (d) Pinza [3].	30
Figura 13. Prótesis de mano con controles inalámbricos [22].	31
Figura 14. Simulación de cierre del prototipo de dedo [25].	32
Figura 15. Esquema cinemático del dedo a) ángulos característicos; b) posiciones de las articulaciones [25].	32
Figura 16. a) Mecanismo cruzado de cuatro barras, b) trayectoria (teórica y experimental) de la falange proximal de dedo índice [26].	33
Figura 17. a) Mecanismo y b) trayectoria cinemático de las yemas de los dedos [27].	33
Figura 18. Diseño y simulación del prototipo virtual realizando el agarre cilíndrico a) fase inicial, b) fase intermedia, c) fase final [1].	34
Figura 19. Modelo Vectorial de la mano durante el cierre sobre un cilindro de 70 mm de diámetro [1].	34
Figura 20. Asignación del sistema de coordenadas de dedo robótico [28].	35
Figura 21. Mecanismo de 4 barras [28].	35
Figura 22. Modelado en el software Inventor de dedo [29].	36
Figura 23. Desarrollo del movimiento del mecanismo desarrollado en el software SAM 6.1 [29].	36
Figura 24. a) Modelo esquemático dedo robot, b) Modelo cinemático de dedo robot, con sus respectivos ejes coordenados y orígenes [31].	37

Figura 25. Movimiento de Flexion – Extension, (Azul dedo humano), (Rojo – prótesis de mano UMNG) [31].	37
Figura 26. Simulación en Matlab del modelo cinemático de la estructura CAD [32].	38
Figura 27. Diseño de 4 dedos con el carpo y el metacarpo [33].	39
Figura 28. Posiciones alcanzadas resuelta en el software Matlab [33].	39
Figura 29. Sistema de 3 eslabones seriales del prototipo [34].	40
Figura 30. Plataforma de simulación de la cinemática directa de un dedo [34].	40
Figura 31. Dedo de cuatro GDL [36].	41
Figura 32. Torque en los motores, a) Primero Falange, b) Segundo falange [37].	42
Figura 33. Representación del sistema de 2 GDL [32].	43
Figura 34. Modelo CAD del comportamiento dinámico de la mano humana [32].	44
Figura 35. Parámetros dinámicos del mecanismo [38].	45
Figura 36. Torque necesario para los motores [21].	46
Figura 37. Ventajas de la Impresión 3D [45].	49
Figura 38. Rango de aplicaciones de la Impresión 3D [44].	50
Figura 39. Etapas para el desarrollo del proyecto.	51
Figura 40. Medición externa del molde de yeso y medición interna de la mano real [5].	52
Figura 41. Fabricación 3D e integración de motores lineales [5].	53
Figura 42. Prótesis Maki 2.0.	54
Figura 43. Dedos de la prótesis Maki 2.0.	55
Figura 44. a) Obtención de datos de la curva de trayectoria en el software Kinovea. b) Curva de trayectoria obtenida en Kinovea (verde) y curva de trayectoria ajustada (negra).	56
Figura 45. Diseño ergonómico en el software 3Ds Max.	57
Figura 46. Diseño final del prototipo de prótesis de mano.	57
Figura 47. a) Partes que componen los dedos Meñique, Anular, Medio e Índice. b) Sistema del dedo pulgar.	58
Figura 48. a) Vista Frontal, b) Vista lateral de la prótesis MAKI 3.0.	59
Figura 49. Longitudes entre juntas, a) índice, medio, anular, meñique; b) Pulgar.	59
Figura 50. Representación del mecanismo	60
Figura 51. Sistema de 4 barras.	61
Figura 52. a) Sistema de eslabones del dedo completo. b) Distancias utilizadas para el análisis cinemático en el nuevo sistema de 3 eslabones simplificado tomando como punto	

de origen (0,0). c) Ángulos utilizados para el análisis cinemático en el nuevo sistema de 3 eslabones simplificado.....	62
Figura 53. Curva del análisis geométrico	64
Figura 54. Ensamble de dedo índice en Adams View.	65
Figura 55. Referencia de análisis para el dedo índice.....	66
Figura 56. Trayectoria del dedo índice generada en el Pos procesado de Adams.	66
Figura 57. Apertura (extensión) y Cierre de la mano (flexión).....	68
Figura 58. Agarre Lateral o de tarjeta.....	69
Figura 59. Agarre cilíndrico (Botella).	70
Figura 60. Agarre cilíndrico (Marcador).....	71
Figura 61. Agarre de precisión.	72
Figura 62. Agarre Tipo Gancho.....	73
Figura 63. Posición Tecleo.....	74
Figura 64. Propiedades mecánicas y terminas de la resina Tough V5 [55].....	76
Figura 65. Material utilizado en el software Adams	77
Figura 66. Especificaciones técnicas del Actuador Lineal PQ12 [48].	77
Figura 67. Curva característica del actuador alimentada a 10 V.....	78
Figura 68. Puntos de análisis de la cinética o dinámica.	78
Figura 69. Agarre de gancho y distribución de cargas para el análisis de elementos finitos.	79
Figura 70. Análisis de Von Mises a la prótesis Maki 3.0.	80
Figura 71. Análisis del coeficiente de seguridad dela prótesis Maki 3.0.....	80
Figura 72. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.	81
Figura 73. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.....	81
Figura 74. Velocidad en el eje “Y” Velocidad vs Tiempo.....	82
Figura 75. Velocidad “Magnitud” Longitud vs Tiempo.....	82
Figura 76. Aceleración en el eje “Y” Aceleración vs Tiempo.....	82
Figura 77. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.	83
Figura 78. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.	83
Figura 79. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.....	83
Figura 80. Velocidad en el eje “Y” Velocidad vs Tiempo.....	84
Figura 81. Velocidad “Magnitud” Longitud vs Tiempo.....	84
Figura 82. Aceleración en el eje “Y” Aceleración vs Tiempo.....	84
Figura 83. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.	85

Figura 84. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.	85
Figura 85. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.	85
Figura 86. Velocidad en el eje “Y” Velocidad vs Tiempo.	86
Figura 87. Velocidad “Magnitud” Longitud vs Tiempo.	86
Figura 88. Aceleración en el eje “Y” Aceleración vs Tiempo.	86
Figura 89. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.	87
Figura 90. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.	87
Figura 91. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.	87
Figura 92. Velocidad en el eje “Y” Velocidad vs Tiempo.	88
Figura 93.	88
Figura 94.	88
Figura 95.	89
Figura 96. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.	89
Figura 97. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.	89
Figura 98. Velocidad en el eje “Y” Velocidad vs Tiempo.	90
Figura 99. Velocidad “Magnitud” Longitud vs Tiempo.	90
Figura 100. Aceleración en el eje “Y” Aceleración vs Tiempo.	90
Figura 101. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.	91
Figura 102. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.	91
Figura 103. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.	91
Figura 104. Velocidad en el eje “Y” Velocidad vs Tiempo.	92
Figura 105. Velocidad “Magnitud” Longitud vs Tiempo.	92
Figura 106. Aceleración en el eje “Y” Aceleración vs Tiempo.	92
Figura 107. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.	93
Figura 108. a) Form 2, b) kit de lavado, c) Form Cure.	93
Figura 109. 4 dedos, 4 falanges, 4 acoples, 4 eslabones, 1 guía fija1, 1 guía fija 2, 1 acople giratorio, 2 ejes guías.	94
Figura 110. Dorso de la prótesis de mano.	95
Figura 111. Palma de la prótesis de mano.	95
Figura 112. Tapa de la batería de la prótesis de mano.	96
Figura 113. Curva representativa para el curado de la resina Tough [55].	96
Figura 114. Elementos impresos en 3D que conforman la prótesis de mano.	97
Figura 115. Comportamiento de la planta con una señal continua de 10v.	98
Figura 116. Calculo de la función de transferencia con la herramienta ident de Matlab.	99

Figura 117. Cálculo de los coeficientes del controlador con la herramienta sisotool de Matlab.	100
Figura 118. Respuesta al impulso de la función de transferencia con el controlador.	100
Figura 119. Diagrama de bloques del sistema de control aplicado a la prótesis de mano.	101
Figura 120. Ensamble de elementos electrónicos y mecánica de la prótesis Maki 3.0....	102
Figura 121. Diseño antropométrico y estético de la prótesis Maki3.0.	103
Figura 122. Curvas de los diferentes tipos de análisis.	104
Figura 123. a) Desplazamiento longitud vs tiempo sin carga vs b) Desplazamiento longitud vs tiempo con carga.	106
Figura 124. a) Velocidad longitud vs tiempo sin carga vs b) Velocidad longitud vs tiempo con carga.....	107
Figura 125. a) Aceleración longitud vs tiempo sin carga vs b) Aceleración longitud vs tiempo con carga.	108
Figura 126. Prótesis Maki 2.0 vs Prótesis Maki 3.0.....	110
Figura 127. Peso de la prótesis Maki 3.0.....	110

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de amputación [10].	24
Tabla 2. Descripción de los niveles de amputación y desarticulación de miembros superiores [12].	25
Tabla 3. Métodos de fabricación 3D [44].	48
Tabla 4. Dimensiones de la prótesis Maki 2.0 [5].	53
Tabla 5. Movimientos establecidos en la prótesis Maki 2.0 [5].	54
Tabla 6. Medidas obtenidas entre juntas.	60
Tabla 7. Resultados obtenidos en la simulación del software inventor.	81
Tabla 8. Volumen y tiempo de la prótesis Maki 3.0.	97
Tabla 9. Elementos que conforman la prótesis de mano Maki 3.0.	102
Tabla 10. Relación de porcentaje de similitud entre curvas obtenidas.	104
Tabla 11. Relación de porcentaje de similitud entre los puntos finales de cada una de las trayectorias.	105
Tabla 12. Resumen de Desplazamientos sin carga y con carga.	106
Tabla 13. Resumen de velocidades sin carga y con carga.	107
Tabla 14. Resumen de Aceleraciones sin carga y con carga.	108
Tabla 15. Resultados obtenidos de la simulación de elementos finitos.	109

1. INTRODUCCIÓN

Desde la antigüedad el ser humano ha utilizado la mano para diferentes actividades en vida cotidiana; Aristóteles pensaba que por ser más inteligentes el hombre poseía mano [1]. Es el órgano principal situado en la extremidad superior del cuerpo humano, siendo una herramienta versátil y la más importante para la manipulación física (delicada y precisa) debido a su gran sensibilidad [2].

Este importante órgano puede perderse por la presencia de algunas enfermedades congénita, tumores malignos, infecciones, accidentes o como consecuencias de heridas que comprometan al miembro, generalmente por estas causas se tiene la necesidad de amputarlo, siendo esto un gran problema de salud pública [3].

La construcción de prótesis de mano se ha venido estudiando y desarrollando desde hace siglos atrás, pero en los últimos años con la ayuda de nuevas tecnologías se han logrado grandes avances con técnicas de modelamiento y diseño de mecanismos; acompañado de la gran variedad de materiales, control automatizado y artificial que realizan la integración con la interfaz hombre-máquina (HMI), que permiten el desarrollo y la obtención de prótesis que no solo simulen el funcionamiento de los movimientos, si no también que garanticen una estética adecuada para el usuario [4].

Cuando los pacientes presentan amputación a nivel de muñeca, requieren el uso de una prótesis, para esto existen dos posibilidades: la primera es utilizar una prótesis pasiva (cosméticas) y la segunda es optar por las activas, estas a su vez se dividen en propulsión asistida (mioeléctrica, eléctrica y neumática) y propulsión muscular (mecánicas).

2. PROBLEMA

Uno de los problemas más comunes en prótesis de mano es su elevado costo y su pobre desempeño en cuanto a los diferentes tipos de agarres para satisfacer las actividades más frecuentes del usuario.

En la Universidad Politécnica Salesiana (UPS) sede Cuenca se han desarrollado dos proyectos fundamentados en prótesis con propulsión muscular y asistida en las cuales se han obtenido movimientos básicos pero requieren modificaciones para garantizar su eficiencia tanto en las posiciones de agarre, estética y ergonomía.

En la fase dos del proyecto desarrollado, la prótesis biomecánica (MAKI 2.0) obtenida no cumple a satisfacción algunos requerimientos del usuario. Uno de los factores es la condición antropométrica, esto implica que las dimensiones no están acordes a las de una mano humana, por ejemplo: el dedo anular es casi igual al del dedo índice, el dedo pulgar está sobredimensionado, además, la forma de la palma de la mano y de la muñeca no presentan una geometría favorable. Otro inconveniente es la parte estética, la cual no satisface el requerimiento total del usuario, por ejemplo: la forma de los dedos, la condición de las uñas, el estado de las articulaciones no son semejantes a una mano real y tienen que ser mejoradas, (Figura 1).



Figura 1. Mano real vs prótesis biomecánica Maki 2.0 [5].

Asimismo, no se tomó en cuenta un análisis cinemático y cinético del mecanismo que garantice la eficiencia de los movimientos y favorezca al sistema de control. Otro gran problema es el material utilizado, poliamida 6 en la fase inicial y ABS posteriormente, estos presentan inconvenientes en lo referente a estética, resistencia y posibilidad de manufactura, e incluso no se analizaron la resistencia de los mismos frente a las cargas y los esfuerzos que debían soportar durante el uso del prototipo. Por último, para la fabricación se utilizó

impresión 3D por el método de deposición de material (FDM), el cual no garantiza el acabado ni la precisión requerida.

2.1 Antecedentes

En el 2013 la UPS contaba con laboratorios de máquinas y herramientas y de CNC lo que permitió la construcción de una primera fase en el desarrollo de prótesis de mano; en la misma se incorporan movimientos básicos (cilíndrico, gancho, pinza, lateral) a través de actuadores eléctricos lineales y adquiriendo la señal mediante un sensor de proximidad óptico, dejando atrás lo estético; tampoco se consideró la parte ergonómica ni algunos aspectos dimensionales [2], (Figura 2).

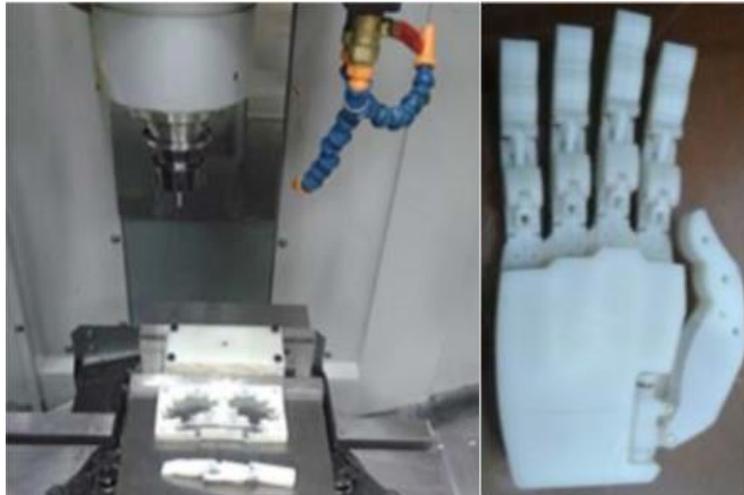


Figura 2. Fabricación CNC de la prótesis Maki 1.0 [2].

En el 2015 la UPS incorpora la tecnología de impresión 3D (FDM), la misma que se usó para el desarrollo de la segunda fase de prótesis biomecánica, logrando mejorar el sistema de control, disminuir pesos, mejorar parcialmente la estética y el mecanismo, incorporando nuevos movimientos (Posición tecleo, saludo y movimientos combinados) [5], (Figura 3).



Figura 3. Fabricación 3D de la prótesis Maki 2.0 [5].

Se requiere una tercera fase para alcanzar ciertas modificaciones, tanto en estética, ergonomía y funcionalidad, por lo que es necesario intervenir en el caso partiendo de un análisis específico y desarrollar las modificaciones necesarias para garantizarlas, utilizando diferentes tipos de tecnología de última generación en prototipado.

2.2 Importancia y alcances

La Organización mundial de la salud (OMS), calcula que un 15% de la población mundial tienen discapacidad de alguna forma, entre ellas se encuentran las amputaciones de miembros superiores, estas personas tienen necesidades insatisfechas respecto a su tipo de discapacidad, este porcentaje está aumentando paulatinamente ya sea por envejecimiento o aumento de enfermedades crónicas [7].

En el Ecuador se están desarrollando proyectos impulsados por el Gobierno, instituciones educativas o empresas públicas o privadas, dedicadas a la fabricación de prótesis, pero estas no brindan confiabilidad, puesto que no cumplen con todas las características que el paciente deba tener para realizar sus actividades normalmente.

Según el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC), en el 2013 existieron 512 personas que sufrieron amputaciones traumáticas de mano y muñeca. Entre el 2011 y 2016 se reportaron 2,383 amputados de mano y muñeca, a los cuales se les puede mejorar la calidad de vida incorporando este tipo de prótesis biomecánicas [8].

Se podrán beneficiar de este proyecto las personas con discapacidad que tienen amputación a nivel de muñeca, y que de acuerdo con los datos del INEC alcanza un porcentaje significativo de la población; además los centros de desarrollo de prótesis y los centros de investigación en esta área.

El proyecto a desarrollarse dará solución a un problema social; será útil para todas aquellas personas con amputación de mano a nivel de muñeca, las mismas que podrán obtener una prótesis de mano activa, estéticamente aceptable y a costos accesibles.

2.3 Delimitación

Este proyecto se va a desarrollar en la provincia del Azuay, en la ciudad de Cuenca, en la Universidad Politécnica Salesiana junto con el grupo de investigación e ingeniería biomédica (GIIB) y se desarrollará en el laboratorio de prototipado gracias a que posee tecnología de última generación que posee y será de gran aporte para el estudio de prótesis de mano.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo general

- Desarrollar el análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construir un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía que permita validar, la estética, la ergonomía y la funcionalidad del dispositivo integrando todos los componentes electrónicos y de control requeridos.

3.2. Objetivos específicos

- Mejorar la antropometría y estética de la prótesis biomecánica respondiendo los movimientos básicos incorporados.
- Rediseñar los componentes de la prótesis, garantizando, estética, ergonomía, funcionalidad y validar mediante un análisis cinemático y cinético todo el mecanismo.

- Construir los elementos que conforman la prótesis utilizando fundamentalmente el proceso de estereolitografía e identificar materiales con mejores prestaciones en el aspecto estético, dimensional y de resistencia.
- Integrar los componentes mecánicos, electrónicos y de control garantizando la sinergia de trabajo en la prótesis biomecánica.

4. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Para el presente proyecto en primer lugar es necesario realizar una investigación minuciosa de la condición y los tipos de amputación, luego se analiza cronológicamente los desarrollos de prótesis de mano que se han ido generando a través del tiempo y los estudios en cuanto al análisis cinemático y cinético, finalmente se investiga los diferentes tipos de fabricación 3D utilizados para el desarrollo de prototipos de prótesis.

4.1 Estudio de la amputación de miembros superiores.

La amputación es la separación de una parte de un miembro mediante una sección practicada en la unión de uno o de varios huesos; en cambio la desarticulación es la separación de un miembro o de una parte del miembro hecha en la proximidad de los huesos a la altura de la zona articular [9].

En la Tabla 1 se muestra una breve descripción de los diferentes tipos de amputación [10]. Gráficamente la Figura 4 expone la diferencia entre amputación y desarticulación del cuerpo humano [11].

Tipos de Amputación	Concepto
Traumática	Corresponde a la amputación que se produce como consecuencia de un traumatismo.
Quirúrgica	Consiste en la extirpación quirúrgica de una parte del cuerpo tras un proceso de la cirugía.
Congénita	Causada comúnmente en niños de menos de 5 años por la ausencia congénita de extremidades y malformaciones.

Tabla 1. Tipos de amputación [10].

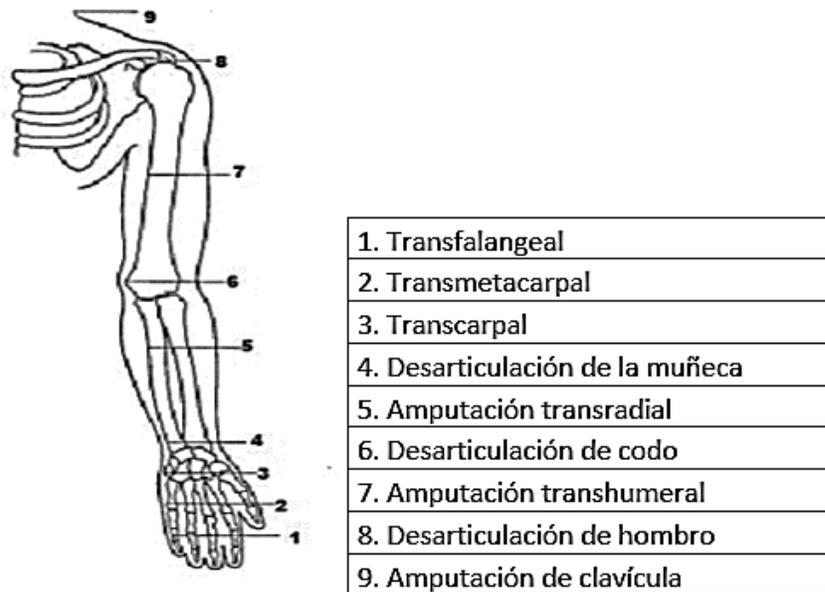


Figura 4. Niveles de Amputaciones y desarticulaciones en miembros superiores [11].

Todos estos términos de los niveles de amputación se detallan a continuación en la Tabla 2:

Nivel de amputación	Concepto
Transfalangeal	Amputación que se da a través de uno o más dedos de la mano, pueden estar amputados total o parcialmente.
Trasmetacarpal	Amputación parcial de mano que se da por medio del metacarpo (por medio de la palma de la mano).
Transcarpal	Amputación parcial del esqueleto de la extremidad superior que se encuentra en la muñeca.
Desarticulación de la muñeca	Amputación donde la mano es removida desde la articulación de la muñeca.
Amputación Trasradial	Amputación que se realiza por medio del hueso del radio (en medio del antebrazo).
Desarticulación de codo	Amputación donde el brazo es removido a partir de la articulación del codo.
Amputación trashumeral	Amputación que se realiza por medio del hueso del humero (en medio del brazo), conserva su hombro más no su codo.
Desarticulación de Hombro	Amputación donde es removido el brazo en su totalidad a partir de la articulación del hombro.

Tabla 2. Descripción de los niveles de amputación y desarticulación de miembros superiores [12].

4.2 Historia e Importancia de Prótesis de mano.

La mano humana realiza principalmente dos funciones: la presión y el tacto, las cuales permiten al hombre convertir sus ideas en formas (movimientos, manipulación, etc.). Adicionalmente la mano añade expresión a las palabras, como en los casos del escultor o de los sordomudos. El sentido del tacto desarrolla totalmente las capacidades de la mano, sin este sería imposible medir la fuerza prensora. Es importante mencionar que el dedo pulgar representa el miembro más importante de la mano, sin este la capacidad funcional de la mano se reduce en cerca de un 40% [13].

El avance en el diseño y fabricación de prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano. La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2000 a.C., fue encontrada en una momia egipcia. La prótesis estaba sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo. En la búsqueda de mejoras en el año de 1400 se fabricó la mano de alt-Ruppín construida en hierro. 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 móvil [14], (Figura 5).



Figura 5. Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año de 1400 [4].

4.3. Desarrollo de Prótesis biomecánicas.

A nivel mundial se han desarrollado varias prótesis biomecánicas de mano, las mismas que cumplen diversas funciones y características. Las más representativas se describen a continuación:

La empresa Bebionic presenta una prótesis elegante, vanguardista en diseño que utiliza tecnología de punta y supera los límites de mano mioeléctricas más realistas. Es muy precisa y fácil de usar, lo que la hace diferente a cualquier otra mano disponible en el medio. Cuenta con materiales avanzados y permite 14 diferentes tipos de agarre de hasta 45kg para realizar los movimientos de los objetos. Se estima que el precio ronda entre los 25 y 35 mil dólares [15], (Figura 6).



Figura 6. Prótesis Bebionic Hand [15].

Otra de las compañías dedicada a la fabricación de prótesis es Touch Bionics que da a conocer al mercado una prótesis de miembro superior llamada I-limb quantum y su versión mejorada I-limbUltra. Cuenta con tecnología i-mo que incorporar un control de gestos y una novedosa aplicación con tecnología Quick-Grips, que le permite hasta 24 agarres en cuatro direcciones diferentes. Su costo abarca entre los \$60.000 y \$120.000 dólares [16], (Figura 7).

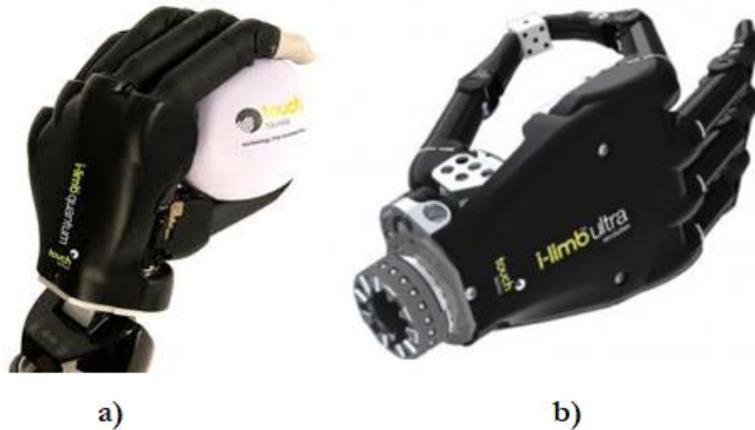


Figura 7. a) Prótesis I-Limb quantum, b) Prótesis I-Limb Ultra [16].

Otros de los desarrollos interesantes es la prótesis de mano llamada Michelangelo, quien presenta un diseño altamente natural que basa en tecnología increíble. Cuenta con tres modos de posición y ofrece 7 diferentes tipos de agarre, así como la posición neutral y la acción de muñeca más natural. Se destaca por su modo flexible donde adopta la apariencia de una articulación en el pulgar y en la muñeca. Su precio aproximado es de \$22.000 dólares [17], (Figura 8).



Figura 8. Prótesis Michelangelo [17].

Ortega, añade que para realizar unas prótesis de mano se requiere de exactitud y un alto costo de inversión en cuanto, a investigación, tiempo y materiales para su fabricación [18]. Dentro del Ecuador se han desarrollado importantes trabajos en cuanto al estudio de prótesis de mano. Los más significativos se exponen a continuación:

El grupo de investigación e ingeniería biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana Cuenca, han generado trabajos con desarrollo de prótesis biomecánicas de mano derecha. En el 2013, se presentó el primer diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha, identificando características antropométricas y definiendo los movimientos que realiza la mano humana, tomando en cuenta los diversos grados de libertad e integrando un control electrónico que permite posicionar cada dedo en lugares diferentes. El material utilizado es poliamida 6 (grilon) [19], (Figura 9).



Figura 9. Prótesis desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana primera parte [19].

GIIB en el 2015, continúa con el estudio del diseño, construcción e implementación de la prótesis biomecánica de brazo derecho (Segunda fase). Se planteó un nuevo diseño que presenta dimensiones y formas similares a la mano humana, e integra todos los componentes electrónicos y mecánicos dentro de la misma, utilizando un microcontrolador que responde a las señales obtenidas desde un sensor óptico, mediante código morse. El método utilizado para la fabricación es por deposición de material (FDM) en impresión 3D, con el material ABS¹ [20], (Figura 10).

¹ Acrilonitrilo butadieno estireno. El acrilonitrilo butadieno estireno, o **ABS** por sus siglas en inglés (Acrylonitrile Butadiene Styrene), es un plástico muy resistente al impacto (golpes) muy utilizado en automoción y otros usos tanto industriales como domésticos. Es un termoplástico amorfo.

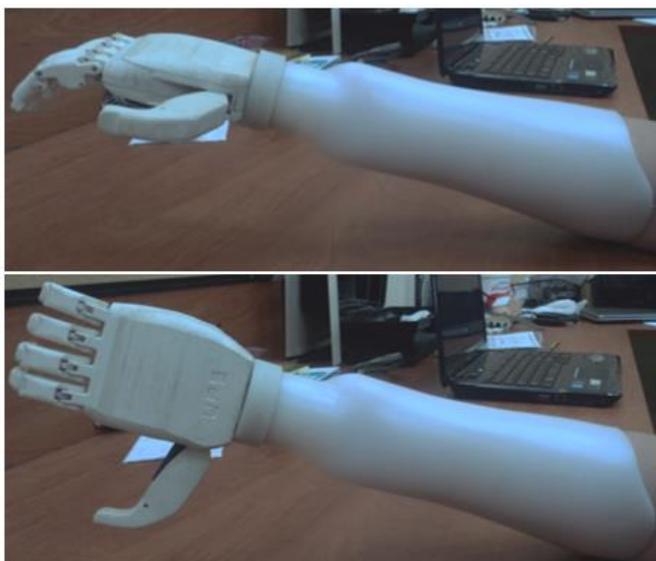


Figura 10. Prótesis desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana segunda fase [20].

En el 2015, la ESPE (Universidad de las Fuerzas Armadas) diseña una prótesis biónica de mano derecha con 7 grados de libertad utilizando materiales ligeros (ABS) y con impresión 3D (prusa i3). Es capaz de diferenciar patrones de sujeción para actividades cotidianas, mediante un control mioeléctrico. Posee el 71.93% de desempeño funcional y destreza de una mano humana [21], (Figura 11).

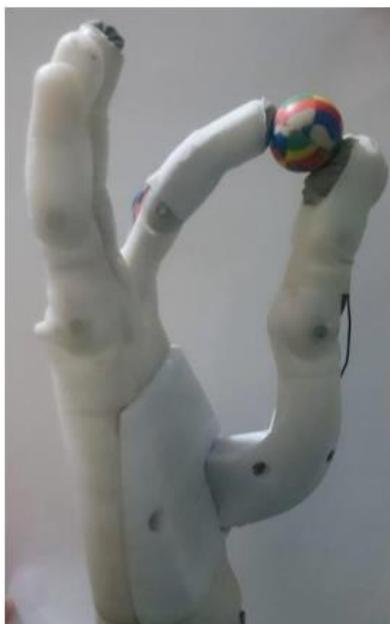


Figura 11. Prótesis biónica con 7 grados de libertad [21].

En el 2016, la Universidad Católica de Cuenca diseña una prótesis biomecánica de mano derecha, cuyas dimensiones y pesos permiten su adaptación a niños mayores de 8 años y adolescentes con una estatura promedio. La estructura del prototipo se fabricó con la técnica de impresión 3D, con el material polimérico ABS de alta resistencia. Esta prótesis diseñada realiza movimientos básicos como son los de pinza, extensión y presión; utiliza 3 actuadores lineales, el sistema de control se lo realizo con un módulo Arduino Nano V y su costo es inferior a \$950 Dólares [3], (Figura 12).

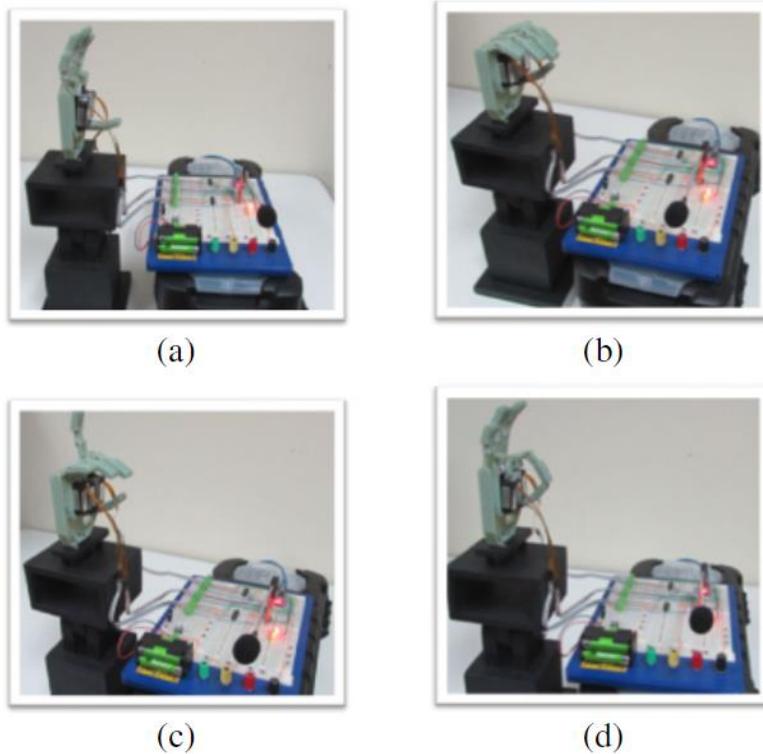


Figura 12. Prótesis con movimientos básicos (a) Mano abierta, (b) Mano cerrada, (c) Dedo índice extendido, (d) Pinza [3].

La carrera de Ingeniería Mecatrónica (ESPE) en 2017, construye una prótesis biónica impresa con tecnología 3D, controlada mediante Bluetooth entre el brazalete Myo y el Arduino nano, el cual se consiguió eliminar los cables y facilitar el movimiento, con un costo de \$2116.07 dólares [22], (Figura 13).

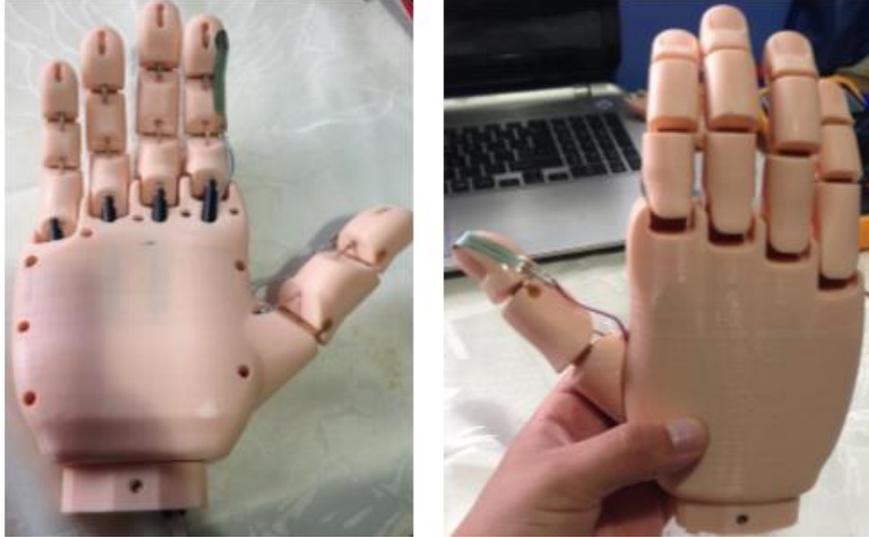


Figura 13. Prótesis de mano con controles inalámbricos [22].

4.4. Cinemática

La cinemática es el estudio de forma genérica de la geometría, la posición y del movimiento de los sólidos que lo conforman con respecto a un sistema de referencia coordinado, independiente de las causas o fuerzas que lo producen [23]. Tienen como objetivo diseñar los movimientos deseados de las partes mecánicas [24].

4.4.1. Cinemática aplicada en prótesis de mano.

En el siglo XX se ha venido trabajando en el estudio del comportamiento de la mano y sus diferentes tipos de mecanismos y agarres. Muchos investigadores han generado amplios estudios y métodos para evaluar las características cinemáticas que tiene la mano humana para los diferentes agarres que realiza.

Ceccarelli y sus colegas muestran un estudio sobre las características antropométricas de la mano humana con diferentes agarres. La recolección de datos se genera mediante sensores de fuerzas y utilizando el método cinemático. De tal manera que se diseña un mecanismo de dedo con 1 GDL que consiste en tres eslabones y tres articulaciones. En la Figura 14 se muestra la simulación de apertura y cierre de un dedo y en la Figura 15 se detalla el mecanismo utilizado para generar el movimiento de dicho dedo [25].



Figura 14. Simulación de cierre del prototipo de dedo [25].

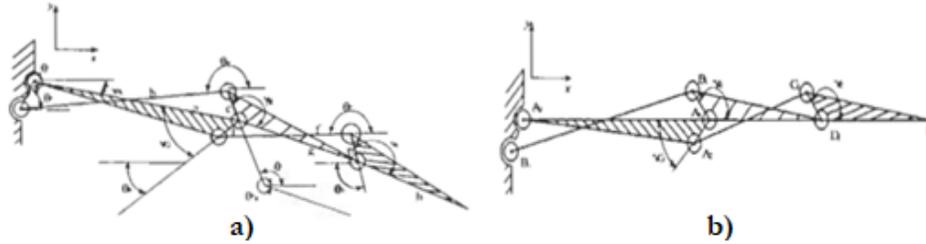


Figura 15. Esquema cinemático del dedo a) ángulos característicos; b) posiciones de las articulaciones [25].

Portilla y sus compañeros [26], desarrollaron el análisis cinemático para un mecanismo cruzado de cuatro barras para falange proximal de un dedo antropomórfico que tiene 1 grado de libertad. Se desarrolló una metodología paramétrica, la cual se obtuvo una descripción matemática para su dimensionamiento físico. Luego se comprobó la cinemática del mecanismo y la factibilidad del prototipo diseñado utilizando software CAD. Los resultados de la cinemática, se trabajó numéricamente por el método vectorial y asistido por el software Matlab para la simplificación de ecuaciones. Se comprueban los resultados, en la Figura 16 a) se muestra el mecanismo utilizado y en la Figura 16 b) se muestra la trayectoria de la cinemática generada (experimental y teórica). De igual forma lo resuelven los autores Medellín y Bernal [27], en su estudio cinemático realizado en una prótesis robótica TBM Hand. En la Figura 17 a) se exhibe el mecanismo utilizado y en la Figura 17 b) se indica la trayectoria adquirida por las yemas de los dedos.

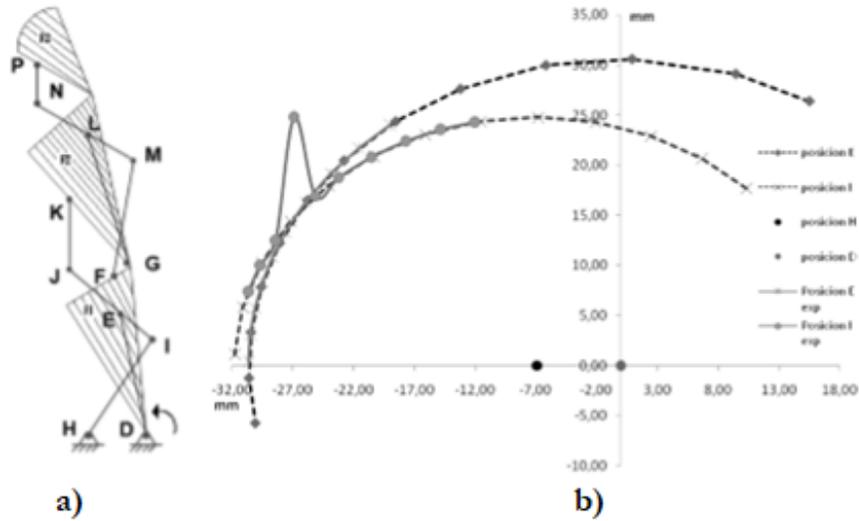


Figura 16. a) Mecanismo cruzado de cuatro barras, b) trayectoria (teórica y experimental) de la falange proximal de dedo índice [26].

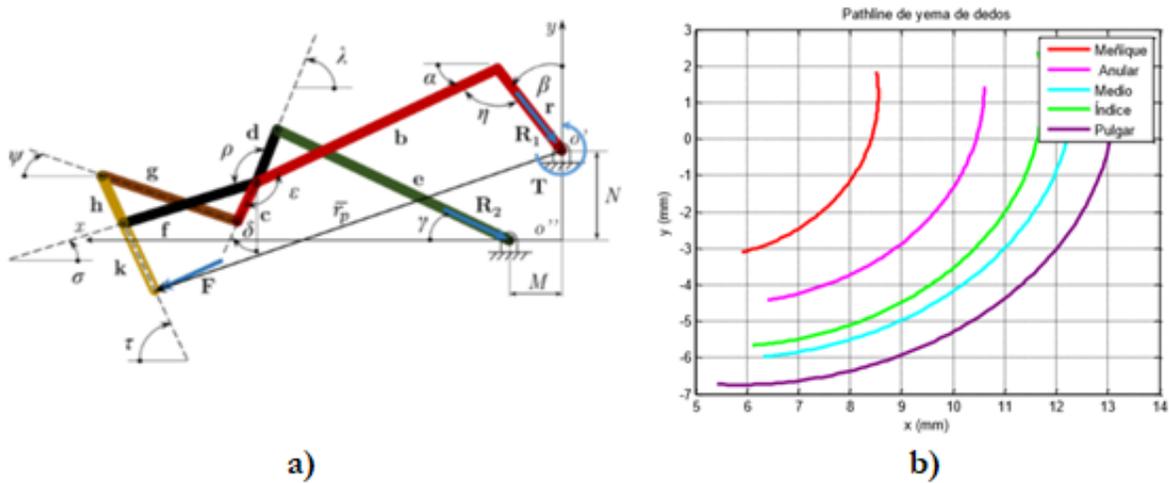


Figura 17. a) Mecanismo y b) trayectoria cinemático de las yemas de los dedos [27].

Del mismo modo Loiza [1], presenta un diseño y modelamiento de una prótesis de mano con 5 GDL para consecutivamente generar los modelos matemáticos y geométricos, logrando como resultados un modelo geométrico antropométrico parametrizado de la prótesis de mano y que genere un movimiento de las falanges en un intervalo de 0 y 90 grados. El análisis del modelo de comportamiento cinemático fue realizado vectorialmente, tomando un sistema de coordenadas fijo; logrando simular el comportamiento de los diferentes agarres, apertura y cierre de los dedos, así como la flexo-extensión de la muñeca y la prono-supinación del antebrazo, adicionalmente se simula el movimiento cilíndrico de 70mm de diámetro. Para la resolución de ecuaciones utiliza el programa Matlab por medio de serie de expresiones

matriciales. En la Figura 18 se muestra el diseño asistido en CAD y en la Figura 19 se muestra la simulación del agarre cilíndrico [1].

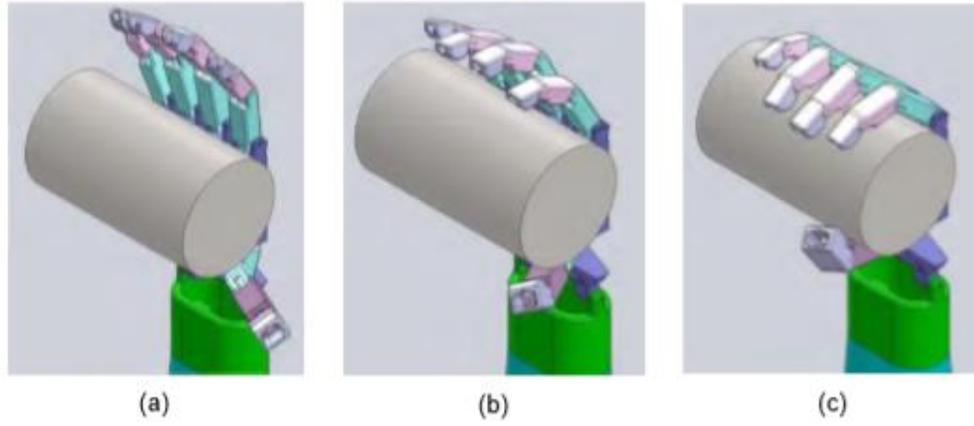


Figura 18. Diseño y simulación del prototipo virtual realizando el agarre cilíndrico a) fase inicial, b) fase intermedia, c) fase final [1].

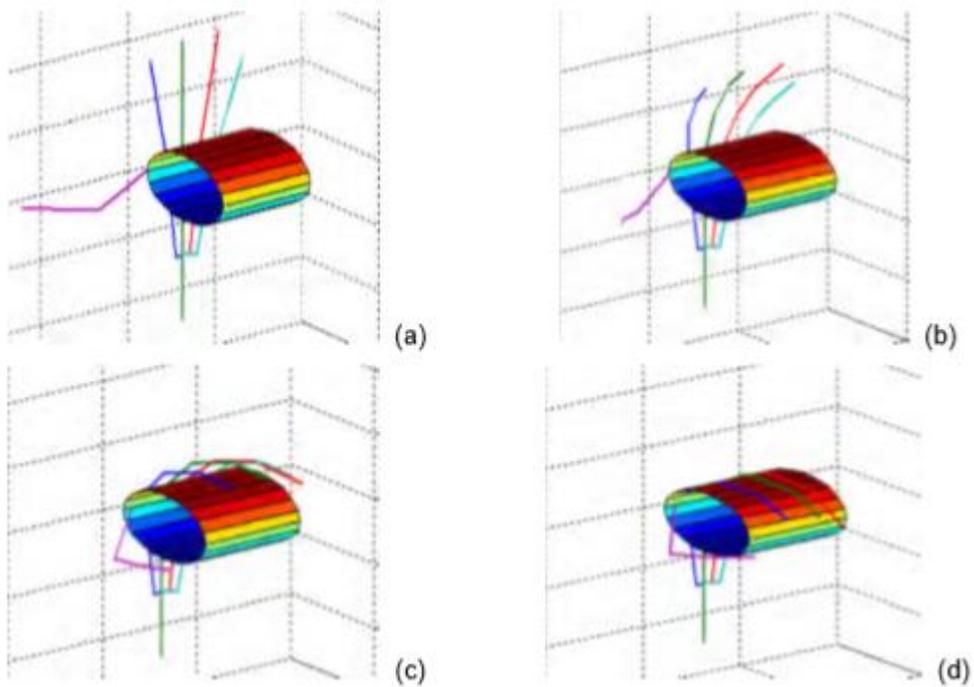


Figura 19. Modelo Vectorial de la mano durante el cierre sobre un cilindro de 70 mm de diámetro [1].

Pérez y sus colaboradores desarrollan el análisis cinemático para la implementación de una mano robótica servo articulado aplicable como prótesis, su metodología consiste en primer lugar realizar una tomografía con el objetivo de obtener dimensiones para el diseño tridimensional (SolidWorks) de la mano. El mecanismo diseñado es de cuatro barras y se

utilizó los parámetros de Denavit-Hartenberg para obtener la cinemática inversa y directa, asimismo se utilizó el espaciamiento de Chebychev para minimizar el error estructural y las ecuaciones de Freudenstein para la resolución de ecuaciones de la cadena abierta y cerrada. Para la resolución se recurrió a las ecuaciones por el método de Newton–Raphson con la ayuda del software Matlab y finalmente obtener un modelo en CAD para la construcción de un prototipo. Logrando como resultado un 70% de operación con respecto a la mano humano. En la Figura 20 se muestra el diseño CAD del dedo y en la Figura 21 se detalla el mecanismo utilizado [28].

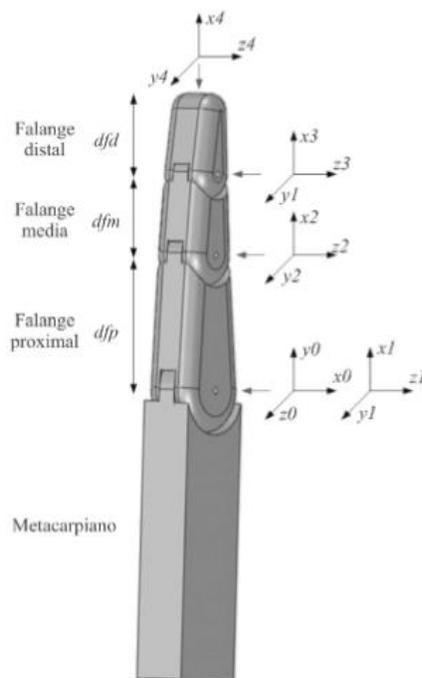


Figura 20. Asignación del sistema de coordenadas de dedo robótico [28].

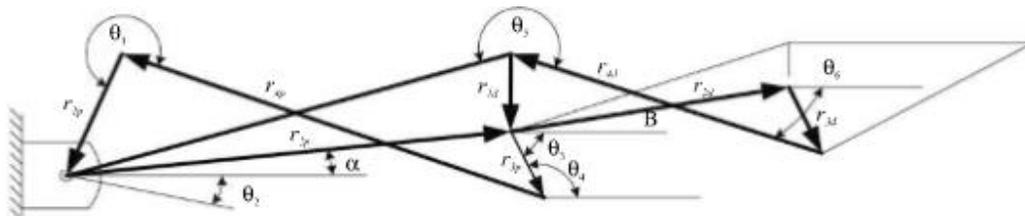


Figura 21. Mecanismo de 4 barras [28].

En Perú el autor Guevara utiliza el mismo método y el mismo software para la resolución de ecuaciones para su análisis cinemático para un prototipo de mano robótica, en este caso solo se considera el dedo índice y el anular, siendo el primero que contiene un mecanismo de doble manivela de 6 barras y para el segundo un mecanismo de doble balancín de 4 barras, por último se procedió a comprobar los resultados con ayuda de los software de simulación SAM y Autodesk Inventor [29]. En la Figura 22 se muestra el modelado CAD y en la Figura 23 se define el movimiento del mecanismo utilizado.

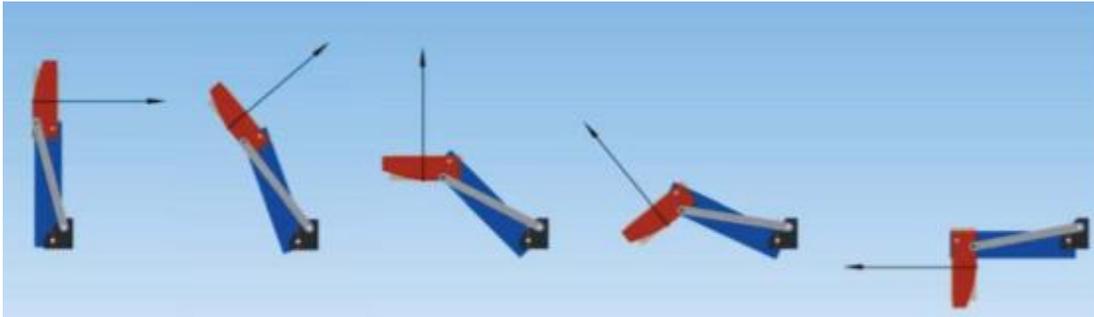


Figura 22. Modelado en el software Inventor de dedo [29].

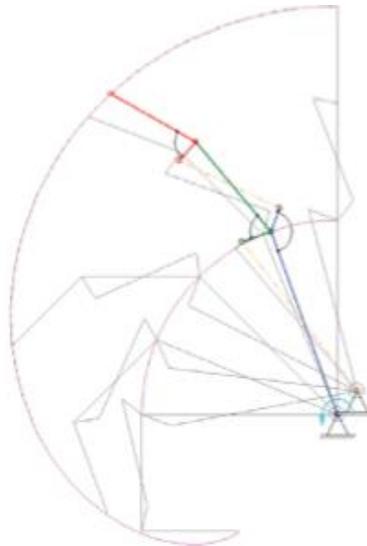


Figura 23. Desarrollo del movimiento del mecanismo desarrollado en el software SAM 6.1 [29].

En 2013 se ejecutan dos trabajos similares donde se desarrollan la cinemática de mano robótica de 3 y 4 dedos desarrollado por los autores Natarajan, Dhar y Oliveros. En primer lugar se describe la estructura mecánica de la mano, luego se proceden a analizar la cinemática para ellos utilizaron el método D-H, partiendo de un enfoque gráfico para la cinemática inversa

con el fin de encontrar los ángulos de las uniones y se comparan resultados en cuanto a la cinemática directa e inversa para validar el método desarrollado [30],[31]. En la Figura 24 se detalla el diseño empleado y en la Figura 25 se muestra la trayectoria de flexión y extensión del dedo humano y de la prótesis UUMNG.

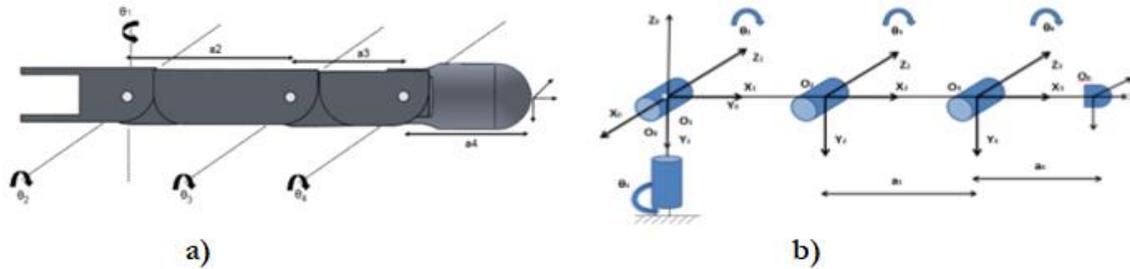


Figura 24. a) Modelo esquemático dedo robot, b) Modelo cinemático de dedo robot, con sus respectivos ejes coordenados y orígenes [31].

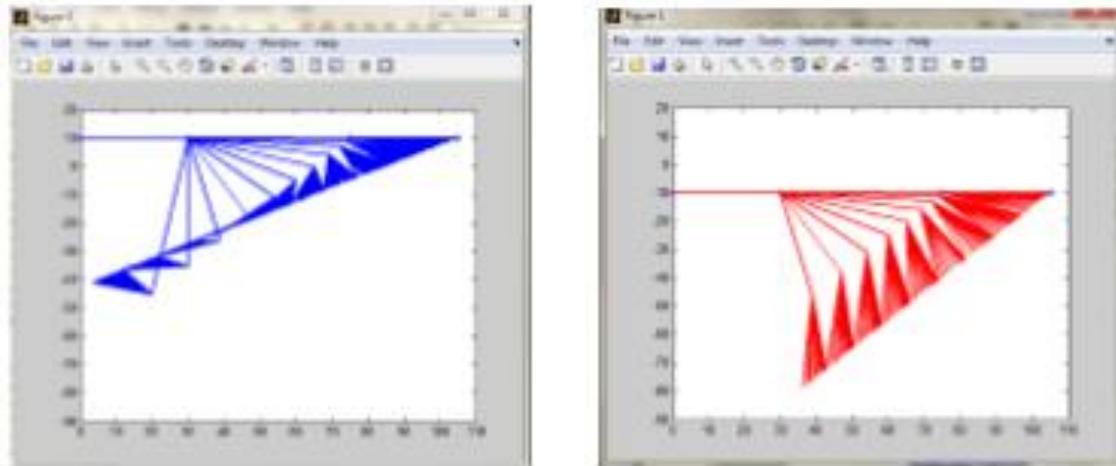


Figura 25. Movimiento de Flexion – Extension, (Azul dedo humano), (Rojo – prótesis de mano UUMNG) [31].

En 2016 en Colombia, Rodríguez modela y simula el movimiento de la mano humana, empleando herramienta CAE, que consiste en desarrollar un modelo cinemático para un menor de edad (8 años) con la finalidad de obtener un modelo CAD de la estructura homogénea de su funcionalidad. Se modela por medio de un carpograma, donde permite evaluar el crecimiento del paciente y obtener medidas reales de la mano para obtener la representación de la cadena cinemática, luego se determinan los parámetros D-H, y con la ayuda del software Matlab se resuelven las ecuaciones; primero se analizan los dedos trifalángicos y después el pulgar (bifalángico), posteriormente se evalúa con el movimiento de

apertura y cierre de la mano y se realiza el diseño CAD (SolidWorks) y por último se analiza los resultado comparativo entre el modelo teórico y el diseño CAD obteniendo resultados iguales y validando su estudio. En la Figura 26 se exhibe el diseño CAD importado al software Matlab para evaluar la cinemática [32].

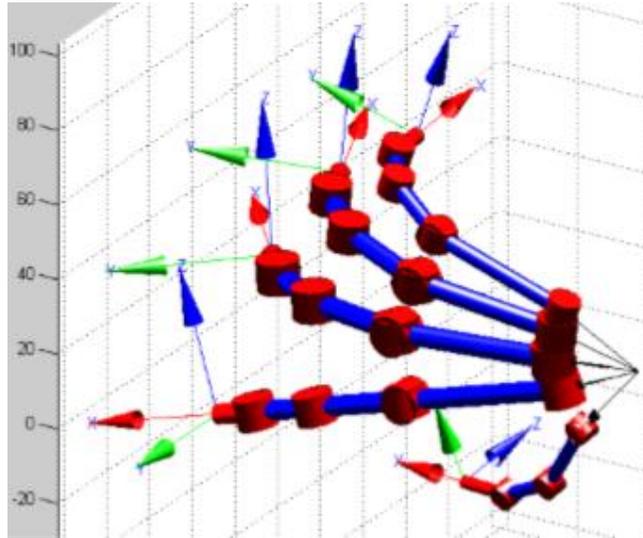


Figura 26. Simulación en Matlab del modelo cinemático de la estructura CAD [32].

La Universidad Politécnica Nacional en el año 2016 efectúa un estudio del análisis y simulación por computador de la cinemática directa de una mano robótica de cinco dedos. Se toma como referencia las longitudes de mano descritas en el estudio antropométrico de J.W Garrett. Luego se realiza un pre-diseño geométrico del dispositivo para posteriormente ajustarlo al modelo matemático. Se usa el algoritmo de Denavit-Haternberg estándar (DHS) para el análisis de la cinemática directa y simular en el software Matlab con su herramienta “robot”, con el objetivo de sacar una relación de error entre el valor medido (Mediciones hechas en el software) y el valor calculado (las ecuaciones cinemáticas encontradas) en cada uno de sus ejes. Teniendo como resultado un error promedio total en el dedo índice de 2.85%, medio de 2.81 %, anular de 3.5 %, meñique de 4.78% y pulgar 3.37%, validando su trabajo con dichos resultados. En la Figura 27 se muestra el diseño del prototipo de mano y en la Figura 28 se define las posiciones cinemáticas de la mano usando el Software Matlab [33].



Figura 27. Diseño de 4 dedos con el carpo y el metacarpo [33] .

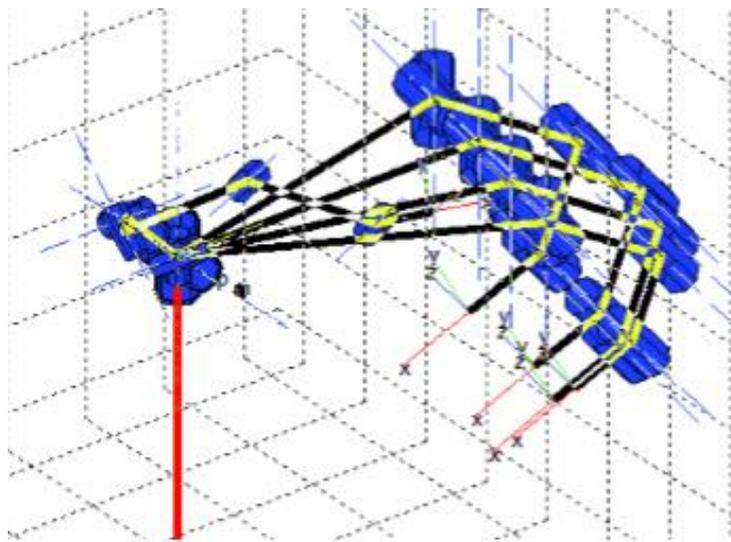


Figura 28. Posiciones alcanzadas resuelta en el software Matlab [33].

En 2017 Caraguay y sus colegas presentan un artículo en Latin American Journal of Computing, donde se muestra el diseño e implementación de una plataforma experimental de mano robótica. Se realiza un prototipo de cinco dedos con un diseño mecánico de 3 eslabones en serie para cada dedo, a diferencia del pulgar que solo tiene dos. Se describe el análisis cinemático directo para saber el comportamiento (posición y orientación) del extremo de cada dedo; para simplificar las ecuaciones se utiliza la representación (D-H). El estudio se lo realiza en un dedo para resolver la simulación (movimiento de apertura y cierre del prototipo de mano) y obtener las ecuaciones (usando software Matlab). Se obtuvo como resultados todas las posiciones para diferentes agarres en un futuro [34]. En la Figura 29 se presenta el sistema mecánico de 3 eslabones en serie y en la Figura 30 se exhibe la simulación de la cinemática directa del dedo estudiado.

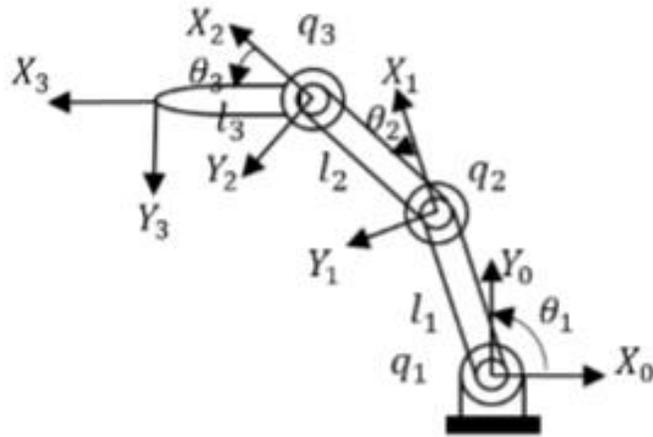


Figura 29. Sistema de 3 eslabones seriales del prototipo [34].

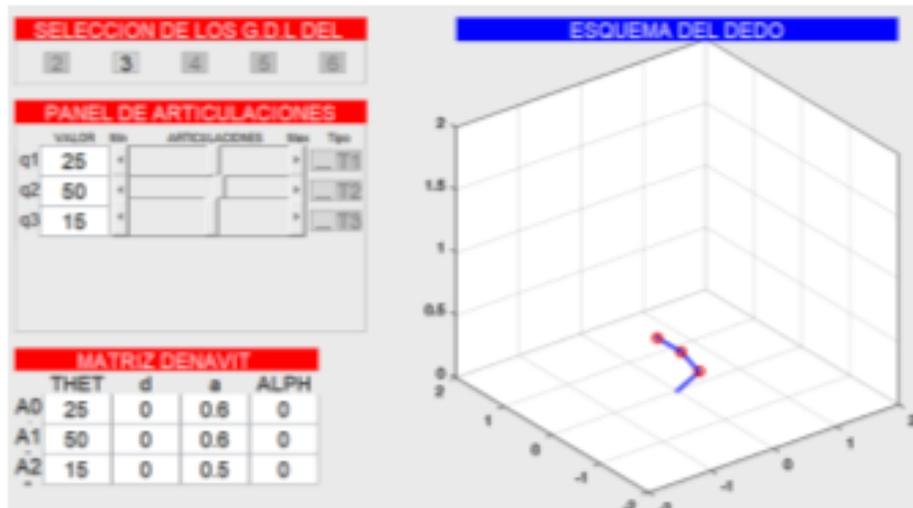


Figura 30. Plataforma de simulación de la cinemática directa de un dedo [34].

4.5. Cinética o dinámica

Una vez que se estudió la cinemática de los mecanismos se procede a estudiar la cinética o también llamada dinámica que se encarga de estudiar las fuerzas que actúan sobre un sistema de movimiento de la partícula y las causas que lo producen o lo modifican [35], [24].

4.5.1. Análisis cinético o dinámico en prótesis

Existen pocos estudios acerca de la dinámica en prótesis de mano, debido a su complejidad matemática, a continuación se exponen los trabajos más relevantes:

En 2009 Ruiz y asociados presentan un artículo en el congreso de la Asociación de México de control automático (AMCA), donde se exhibe el diseño, construcción y control de un dedo de 4 GDL impulsado por músculos neumáticos. En el estudio se analiza el movimiento de flexión-extensión y aducción-abducción, tratando de imitar a la mano humana. En primer lugar se establece el estudio de la cadena cinemática directa e inversa de los elementos o articulaciones empleando la metodología de D-H. Posteriormente se estudia la dinámica para encontrar la relación entre las fuerzas y los movimientos requeridos, para aquello se empleó la formulación general de Euler-Lagrange (1) del sistema que se muestra en la Figura 31. El modelo a desarrollar no se toman en cuenta los músculos neumáticos [36].

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (1)$$

Formulación general de Euler-Lagrange [36].

Donde:

$M(q)$ = matriz de inercias.

$C(q, \dot{q})$ = matriz de fuerzas centrífugas y de Coriolis.

$g(q)$ = vector de pares gravitacionales.

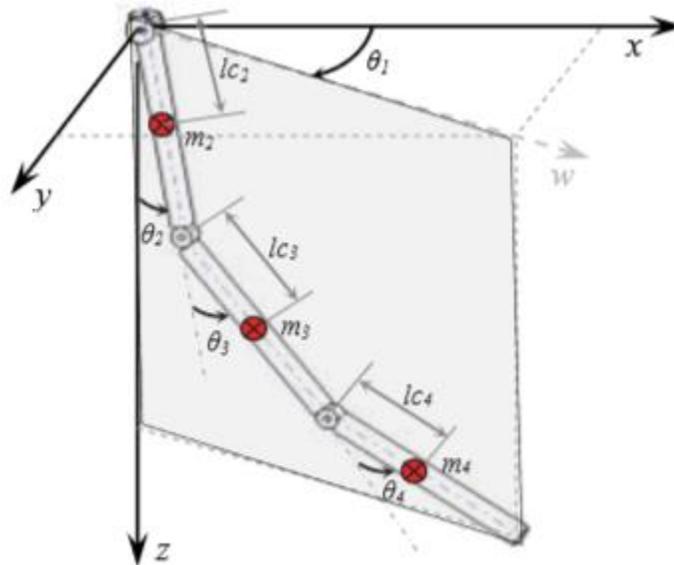


Figura 31. Dedo de cuatro GDL [36].

En México en el año 2015 González y sus compañeros muestran un trabajo el diseño y construcción de un gripper robótico de los primeros y segundos dedos sensibles a la presión. Cuenta con 5 GDL y realizan los movimientos de presión cilíndrica palmar y por oposición terminal de la mano humana. Se realiza el estudio de la cinemática directa y se utiliza la transformación de D-H. Luego se emplea el análisis de la dinámica del robot para calcular el torque necesario para cada actuador, utilizando la ecuación (2) y gráficamente se señala en la Figura 32, Obteniendo como resultado un torque de 15 kg-cm [37].

$$F = \sum_{i=1}^n F_{rep_i} \Omega + \sum_{i=1}^n F_{att_i} \Omega + \sum_{i=1}^n J_{a_i}^T \Omega \quad (2)$$

Ecuación general de torque [37].

Donde:

Ω =Carga

F_{rep} =Fuerzas repulsivas

F_{att} =Fuerzas Atractivas

J^T =Jacobiano

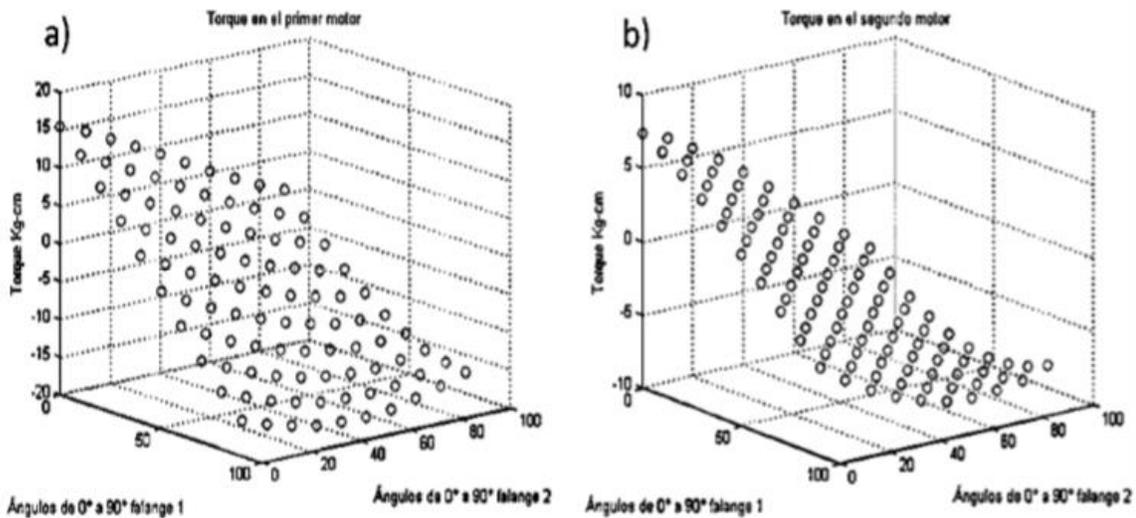


Figura 32. Torque en los motores, a) Primero Falange, b) Segundo falange [37].

Rodríguez además de presentar el estudio del análisis cinemático descrito en el punto 4.4.1, establece el modelamiento matemático de la dinámica de mano con movimientos restringidos a pesar de la complejidad del análisis. Se basa en el modelo dinámico articulado con 2 GDL que son similares a las articulaciones y cadenas cinemáticas de los dedos de la mano humana como se muestra Figura 33. Utiliza las ecuaciones de movimiento de Lagrange (3) para sacar todos los valores y calcular el torque necesario. También utiliza la ecuación (4) de movimiento de Lagrange que expresa el par necesario para determinar el movimiento de cada eslabón. Finalmente se desarrolló un código en Matlab para evaluar el modelo dinámico y se evalúan los datos teóricos con lo virtual dando resultados favorables su estudio [32].

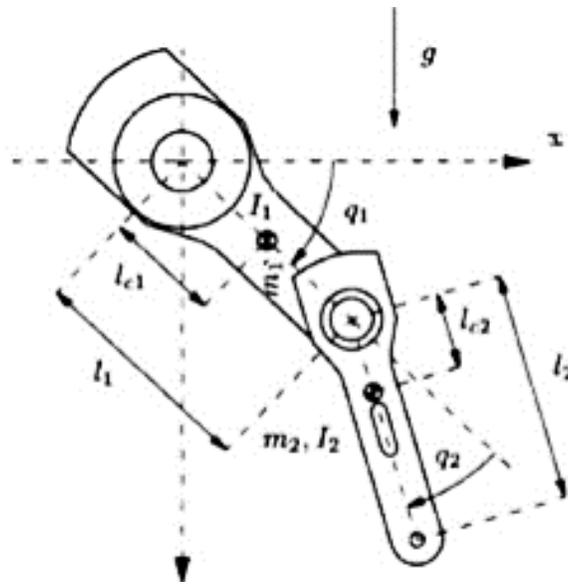


Figura 33. Representación del sistema de 2 GDL [32].

$$\mathcal{L} = \left[\sum k_i \right] + \left[\sum u_i \right] \quad (3)$$

Ecuación Lagrangiana [32].

Donde:

\mathcal{L} =Lagrangiano.

$\sum k_i$ =Sumatoria de energías cinéticas presentes en el modelo.

$\sum u_i$ = Sumatoria de energías potenciales presentes en el modelo.

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i} \quad (4)$$

$$i = 1, 2, 3, \dots, n$$

Ecuación de movimiento de Lagrange [32].

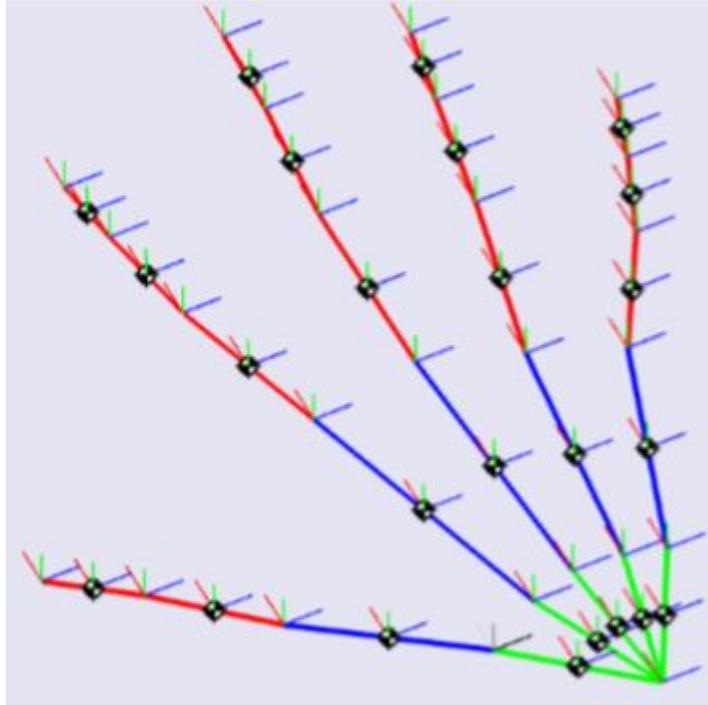


Figura 34. Modelo CAD del comportamiento dinámico de la mano humana [32].

En el 2015 y en el 2017 se presentan en Ecuador dos trabajos similares, en el primero se establece un diseño y construcción de una prótesis biónica de mano con 7 GDL [21], el segundo trabajo se presentan el diseño del sistema de control de un prototipo de prótesis de mano con 2 GDL. Tiene como objetivo levantar objetos hasta 200 g y que realice dos tipos de agarre (pinza y cilindro). Ambos trabajos plantean en primer lugar un análisis cinemático con la representación de D-H para saber su posición. Para el estudio de los modelos dinámicos los autores utiliza las ecuaciones (5) y (6), partiendo del diagrama dinámico como se muestran Figura 35, y se encuentran las velocidades de cada eslabón. Después se diseñan el modelo dinámico virtual utilizando Matlab y finalmente se comparan los datos y obteniendo resultados similares [38].

$$\mathcal{L} = K - U \quad (5)$$

Lagrangiana [38], [21].

$$\mathcal{L}\tau_i = \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i} \quad (6)$$

Ecuación de Euler-Lagrange [38], [21].

Donde:

\mathcal{L} = Función Lagrangiana.

K = Energía Cinética.

U = Energía Potencial.

q_i = Cordenadas de las articulaciones.

τ_i = Fuerzas o pares aplicados sobre el grado de libertad q_i .

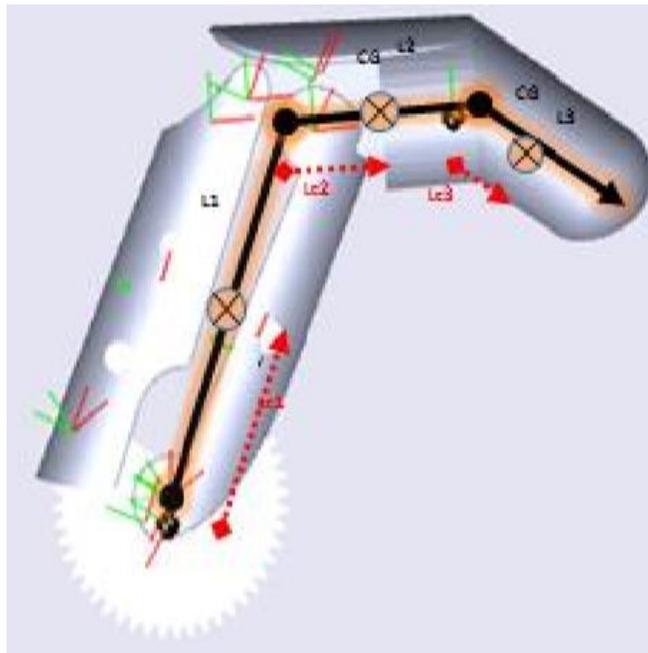


Figura 35. Parámetros dinámicos del mecanismo [38].

Como resultado del análisis dinámico del segundo trabajo se presenta el torque necesario para vencer la gravedad del motor y genere movimiento, cuyo valor establecido final es de $T=2.67 \text{ Kg.cm}$ [21], (Figura 36).

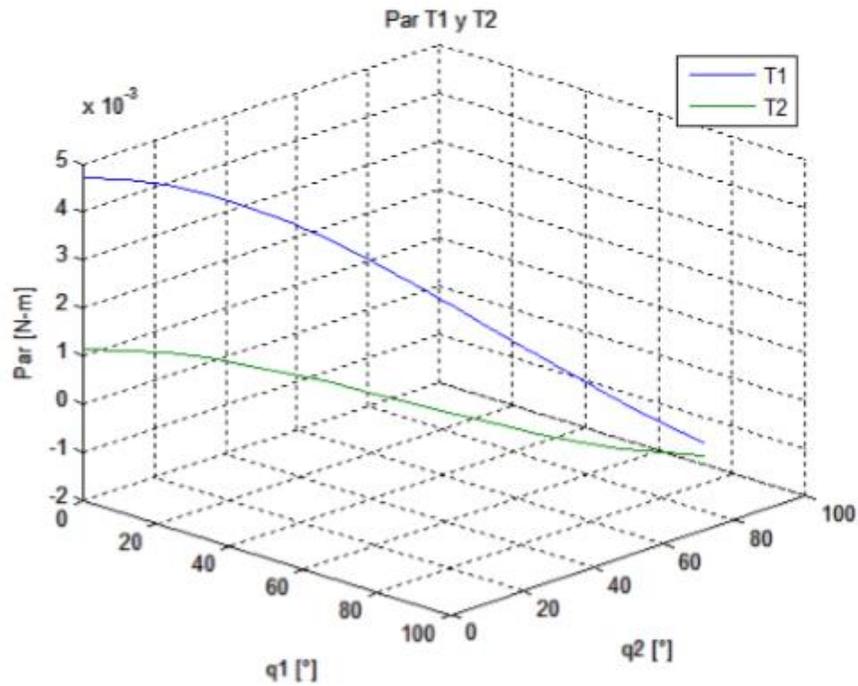


Figura 36. Torque necesario para los motores [21].

4.6. Prototipado rápido.

En los años noventa los sistemas CAD ya estaban implantados en gran número de empresas, fue en ese momento cuando comenzaron a difundirse las denominadas técnicas de prototipado rápido, con el objetivo de fabricar prototipos de piezas, ya sean visuales, funcionales o técnicos. Las técnicas empleadas en el denominado prototipado rápido son técnicas aditivas, se basan en la aportación de material por capas sucesivas y permiten obtener objetos tridimensionales directamente desde archivos CAD [39].

El Prototipado Rápido podemos decir que es un conjunto de tecnologías, que permiten la obtención de prototipos, machos, moldes de inyección para plásticos, electrodos de erosión, etc., en menos de 24 horas a partir de un fichero CAD. Consecuencia de esta rapidez de respuesta, es que el tiempo de desarrollo de un producto puede reducirse a la mitad, la quinta e incluso la décima parte. El prototipado rápido (RP por sus siglas inglesa de Rapid Prototipe) da la posibilidad de efectuar, en un tiempo relativamente corto, diversas pruebas de geometrías distintas para una pieza, validar la geometría definitiva, y someter a la producción en serie rápidamente, con unos costes inferiores y de muy buena calidad. La complejidad de las piezas

o la confidencialidad de los prototipos son también argumentos frecuentes a la hora de optar por el RP [40].

Bajo el nombre de prototipado rápido se agrupan a una serie de tecnologías distintas de construcción de sólidos. Todas ellas parten del corte en secciones horizontales paralelas de piezas representadas en CAD. Estas secciones caracterizan a todas las tecnologías de prototipado rápido, que construyen las formas sólidas a partir de la superposición de capas horizontales [40].

4.7. Historia de la Impresión 3D

La impresión 3D existe en realidad desde hace 28 años, en un principio se empleó con fines de prototipado y utillaje rápido. La impresión 3D nació en el año 1984 de la mano del ingeniero Chuck quien fundó la empresa 3D System y en 1988 se realizó el lanzamiento de la primera impresora 3D (SLA-250) [41].

El uso de las impresoras 3D tiene como objetivo crear suministros para diversos procesos de fabricación, como el de la medicina que se necesita un grado alto de precisión en su manufactura, sea para el diseño de prótesis y trasplantes médicos para una mayor comodidad y salud [42].

En el Ecuador está creciendo paulatinamente el desarrollo de la tecnología 3D, la misma que se utiliza para distintas aplicaciones (maquetas, pequeños proyectos, prototipos, etc.) generando beneficios importantes y disminuyendo costos.

4.7.1. Clasificación de las impresoras 3D.

Las impresoras 3D se clasifican considerando cada método con sus propias ventajas e inconvenientes [43]. En la Tabla 3 se muestran cada tecnología y sus materiales utilizados.

Tipo	Tecnología	Materiales
Extrusión	Modelado por deposición fundida (FDM)	Termoplásticos, metales eutécticos, materiales comestibles.
Hilado	Fabricación por haz de electrones (EBF3)	Casi cualquier aleación de metal.
Granulado	Sinterizado de metal por láser (DMLS)	Casi cualquier aleación de metal
	Fusión por haz de electrones (EBM)	Aleaciones de titanio
	Sinterizado selectivo por calor (SHS)	Polvo termoplástico
	Sinterizado selectivo por láser (SLS)	Termoplásticos, polvos metálicos, polvos cerámicos
	Proyección aglutinante (DSPC)	Yeso
Laminado	Laminado de capas (LOM)	Papel, papel de aluminio, capa de plástico
Fotoquímicos	Estereolitografía (SLA)	Foto polimerización por luz ultravioleta (SGC)
	Foto polimerización por luz ultravioleta (SGC)	Fotopolímeros y resinas fotosensibles

Tabla 3. Métodos de fabricación 3D [44].

4.7.2. Ventajas de la impresión 3D

Es muy amplia las ventajas que nos brinda este tipos de tecnologías, ya que actualmente es ocupado en diversos campos o áreas, como se muestra en la Figura 37.

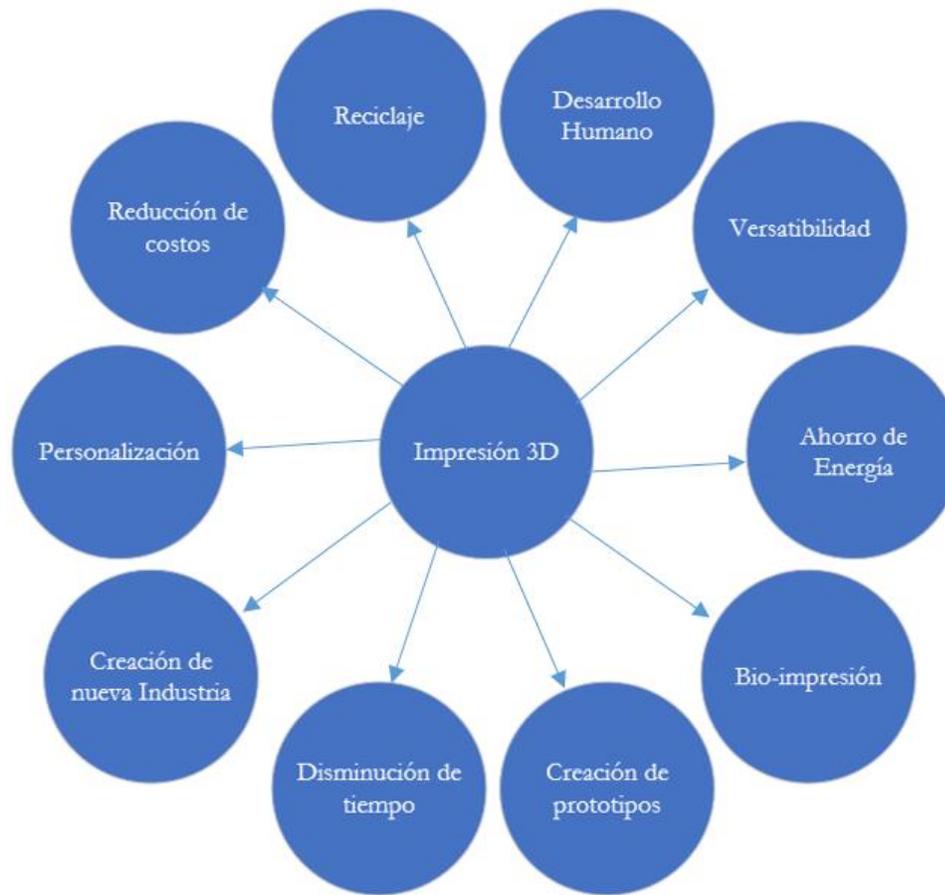


Figura 37. Ventajas de la Impresión 3D [45].

4.7.3. Aplicaciones de la Impresión 3D

En la actualidad para el desarrollo protético, han preferido la utilización de impresión 3D, esto ha permitido el crecimiento de esta tecnología revolucionando la fabricación de prótesis de bajo costo y rápida producción, obteniendo así dispositivos funcionales más accesibles.

Existen muchas aplicaciones para la impresión 3D y otras están siendo investigadas y adaptadas a medida dependiendo la exigencia del mercado. Inicialmente esta tecnología es destinada para la creación de prototipos y modelos físicos, pero progresivamente se está convirtiendo en un nuevo sistema de fabricación, con bastantes limitaciones pero con un notable crecimiento. En la actualidad, las aplicaciones de la impresión 3D a escala mundial sigue un reparto como se puede apreciar en la Figura 38 [44].

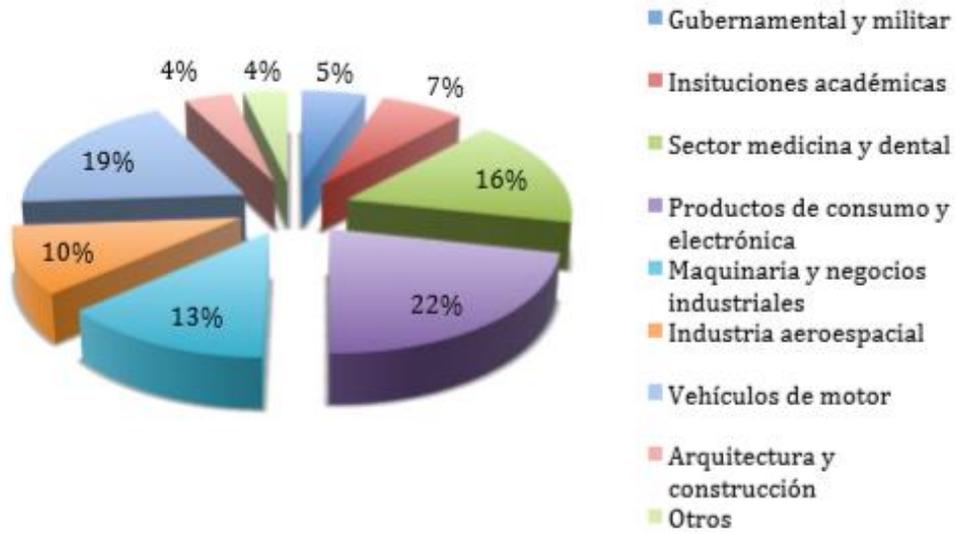


Figura 38. Rango de aplicaciones de la Impresión 3D [44].

5. MARCO METODOLÓGICO

Para realizar con éxito los objetivos propuestos anteriormente se establece la siguiente metodología, la cual se divide en 6 diferentes fases, (Figura 39).

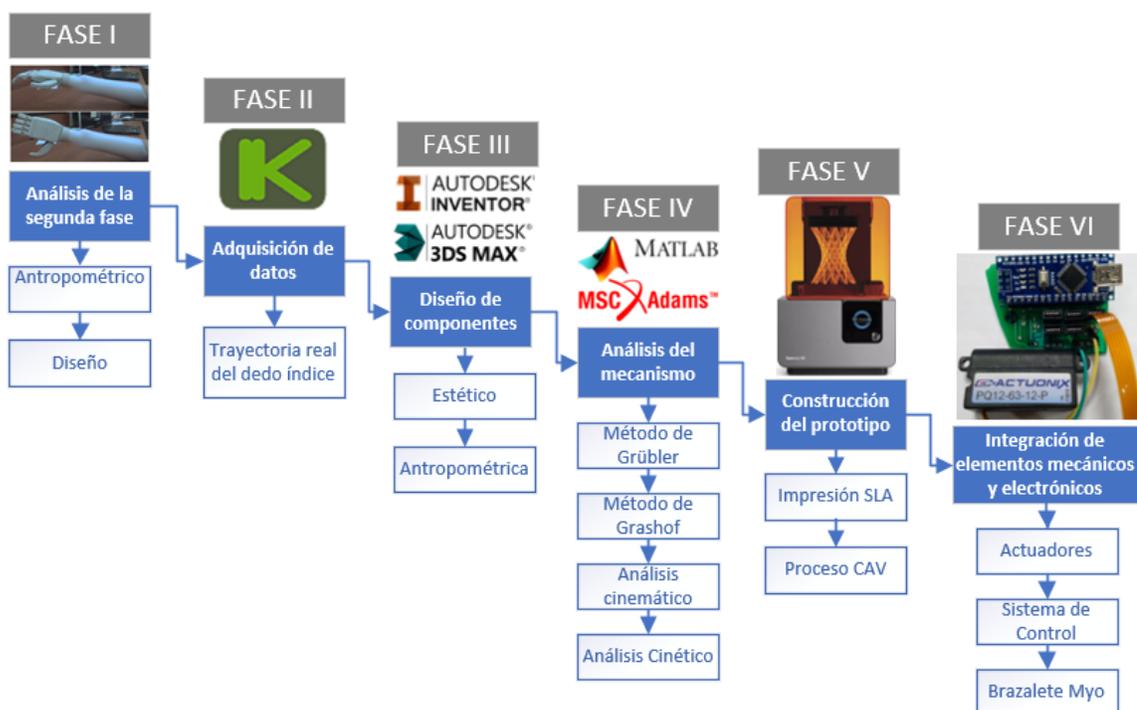


Figura 39. Etapas para el desarrollo del proyecto.

Como primera fase se realiza un estudio minucioso del desarrollo de la prótesis Maki 2.0, desarrollada por el GIIB en el año 2015. Se obtienen datos importantes en cuanto a la parte antropométrica, diseño (mecánico y electrónico), tamaño y funcionalidad.

En la segunda fase se adquiere los datos de la trayectoria real del dedo índice, usando software Kinovea, para ello se tomó como referencia un paciente con amputación a nivel de muñeca. En este caso se obtuvo datos de la mano izquierda ya que el paciente carece de su mano derecha.

En la tercera fase se establece el mecanismo a utilizar, luego se procede a diseñar antropométricamente la prótesis con la ayuda del software Autodesk Inventor 2018, para

después importar los archivos al software 3Ds Max y poder resolver los detalles en cuestión de estética.

La cuarta fase analiza el mecanismo por el método de Grubler y de Grashoft para establecer grados de libertad y de giro. También se realiza la cinemática por el método geométrico y mediante software Adams. La cinética se la establece mediante software Adams.

La Quinta fase se procede a usar la impresión 3D (SLA) para la construcción del prototipo físico de la prótesis de mano.

La sexta fase se integra los elementos mecánicos, electrónicos y realizar el ensamble respectivo.

5.1 Análisis de la prótesis versión 2 o Maki 2.0

El estudio presentado por José Vargas, Luis Yunga, Luis Cajamarca, Jorge Matute, parten de un modelo en yeso de la mano izquierda del paciente, para después someterlo a dos métodos de análisis. Primero se realizó un escaneado 3D del cual no se obtuvo resultado favorables debido a la no compatibilidad de formatos (Inventor 2014), el método efectivo fue la creación de un equipo de medición mediante una galga de palillos o hilos, donde se obtuvieron la medición exterior del molde y mediciones interiores mediante toma de datos manuales (calibrador) [5], (Figura 40).



Figura 40. Medición externa del molde de yeso y medición interna de la mano real [5].

Para la prótesis biomecánica versión 2 se establecieron características en cuanto a la parte antropométrica, estética y de funcionamiento. En la Tabla 4 se describe las medidas de la prótesis Maki 2.0 [5].

	Prótesis Versión 2 (mm)
Ancho de la mano	82.5
Ancho del dedo pulgar	18
Ancho de los dedos	15
Longitud de los dedos	62
Espesor de la palma	34
Longitud de apertura del dedo pulgar	142.5

Tabla 4. Dimensiones de la prótesis Maki 2.0 [5].

La fabricación del prototipo se la ejecutó en impresión 3D (CubeX Trio) mediante el método FDM, utilizando el material ABS. Una vez impresa, se realizó la integración de los motores lineales que realizan los movimientos de extensión y flexión de cada dedo [5], (Figura 41).

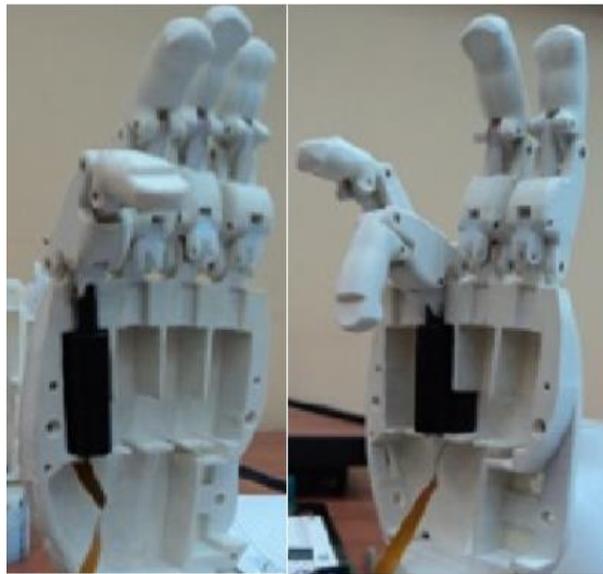


Figura 41. Fabricación 3D e integración de motores lineales [5].

El sistema de control es mediante ejecución de movimientos y código morse, utilizando un sensor óptico, los cuales proporcionan 7 movimientos en cuanto a mano, los mismos que se muestran en la Tabla 5. Logrando una sujeción máxima de 5 kilogramos [5].

Tipos de movimientos que desarrolla la prótesis Maki 2.0
Agarre Cilíndrico (diámetro pequeño)
Agarre Cilíndrico (diámetro grande)
Posición dos dedos
Abrir/cerrar dedos
Posición tecleo
Agarre de punta o precisión
Agarre lateral

Tabla 5. Movimientos establecidos en la prótesis Maki 2.0 [5].

5.1.1 Problemas de prótesis Maki 2.0

A lo largo del tiempo la prótesis Maki 2.0 ha sufrido algunos cambios e incomodidades para el usuario, uno de estos factores es el material utilizado (ABS) como se mencionó anteriormente, el mismo ha ocasionado deterioro en la prótesis originando grietas en gran parte de la misma (Figura 42). Otro problema es la estética de la prótesis y dimensionamiento de los dedos, pues no cumplen a satisfacción del usuario (Figura 43).

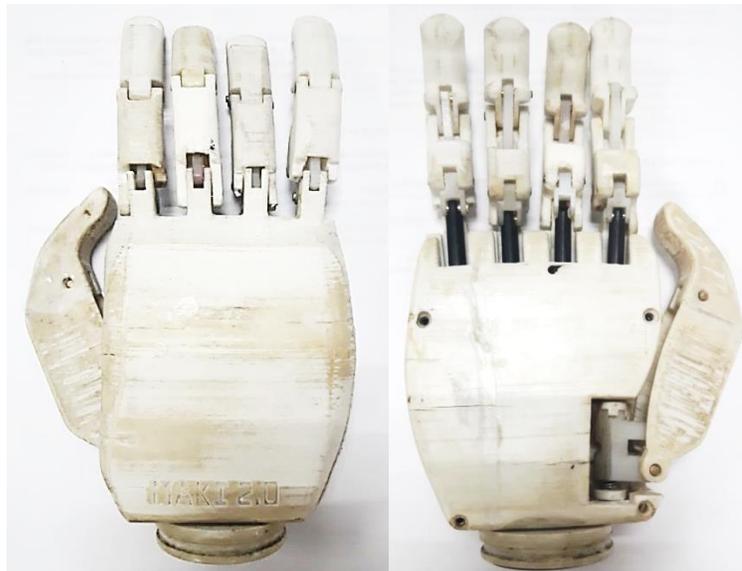


Figura 42. Prótesis Maki 2.0.



Figura 43. Dedos de la prótesis Maki 2.0

5.2 Análisis de la trayectoria real del dedo índice

Para el desarrollo de la nueva prótesis de mano (Maki 3.0) es necesario identificar cómo se comporta la trayectoria real de una mano humana; para resolver esto se utiliza el software Kinovea que es un programa online 100% gratuito y de código abierto, que consiste en un reproductor de video y nos permite ver la trayectoria, es muy utilizada para atletas [46].

Para el estudio se obtienen los datos de la trayectoria real del dedo índice. La medición se realiza en un paciente de 18 años con altura de 1.75 metros y peso de 100 Kg. En la toma de datos se colocan 4 marcadores divididos entre las 3 falanges del dedo. El último marcador se ubica en el extremo del dedo para dibujar la trayectoria que realiza el punto final en el movimiento de extensión-flexión, como se observa en la Figura 44 a). Los datos de los puntos de la trayectoria se exportaron en un archivo .xls. Originalmente, las coordenadas de las trayectorias están dadas en pixeles, por lo que se debe transformarlas a milímetros utilizando la ecuación (7). La curva obtiene en mm, (Figura 44 b) de color verde.

$$d = \frac{311 \text{ px} * 1 \text{ mm}}{44.9 \text{ mm}}$$

Fórmula para convertir de pixeles a milímetros.

(7)

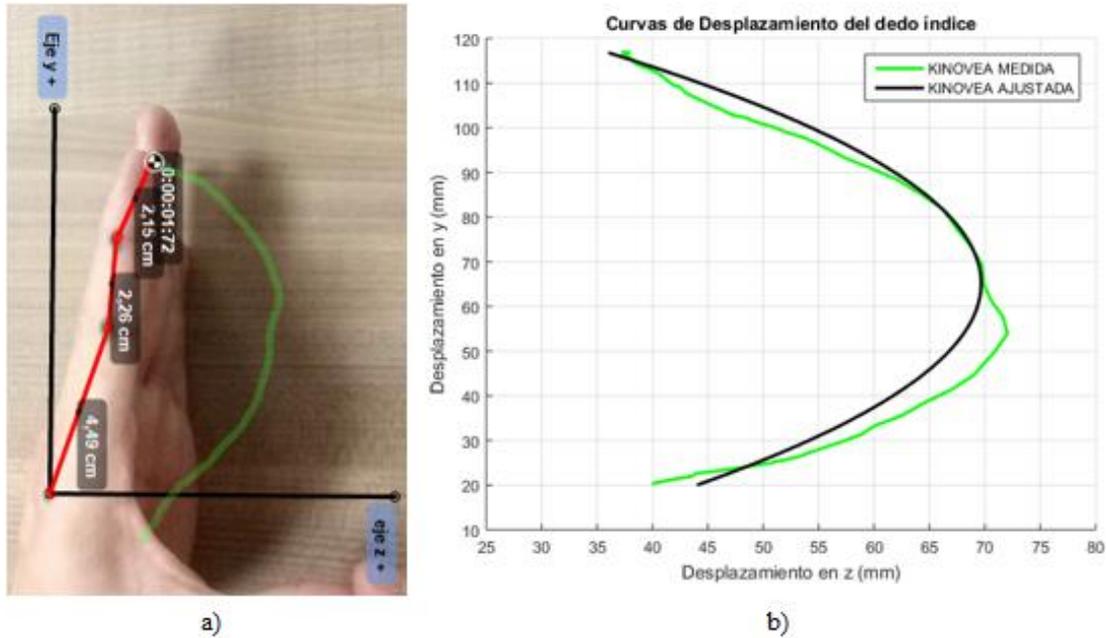


Figura 44. a) Obtención de datos de la curva de trayectoria en el software Kinovea. b) Curva de trayectoria obtenida en Kinovea (verde) y curva de trayectoria ajustada (negra).

Para poder analizar la curva de trayectoria real se realiza un ajuste por regresión cuadrática con un error del 22% utilizando la herramienta Basic Data Fitting de MATLAB [47], se obtiene la curva mostrada en la Figura 44 b) de color negro. Esta curva permite diseñar el mecanismo para la movilidad del dedo articulado que se integra a la prótesis de mano.

5.3 Diseño ergonómico y antropométrico de los componentes

Se toma como referencia el estudio realizado en la Universidad Politécnica Salesiana (Maki 2.0) en el año 2015 y descrito en el punto 5.1 [5]. Se modificaron algunas medidas dimensionales en el software Inventor 2018 para aproximar de mejor manera la medida de una mano real. Luego para mejorar la estética se utiliza el software 3Ds Max (Figura 45) y posteriormente se exporta en el formato .obj para ser ensambladas en Inventor (Figura 46).

Además, se establece que los dedos meñique, anular, medio e índice sean bifalángicos. Cada falange está adaptado por un eslabón y acoplado al dorso de la mano, (Figura 47 a). El pulgar es monofalángico unido a un acople giratorio que permite una rotación de 90° grados (oposición), (Figura 47 b).

Cada uno de los dedos está conectado a un actuador lineal (Actuonix PQ12 63:1) [48] que permite realizar el movimiento de extensión y flexión de los dedos.

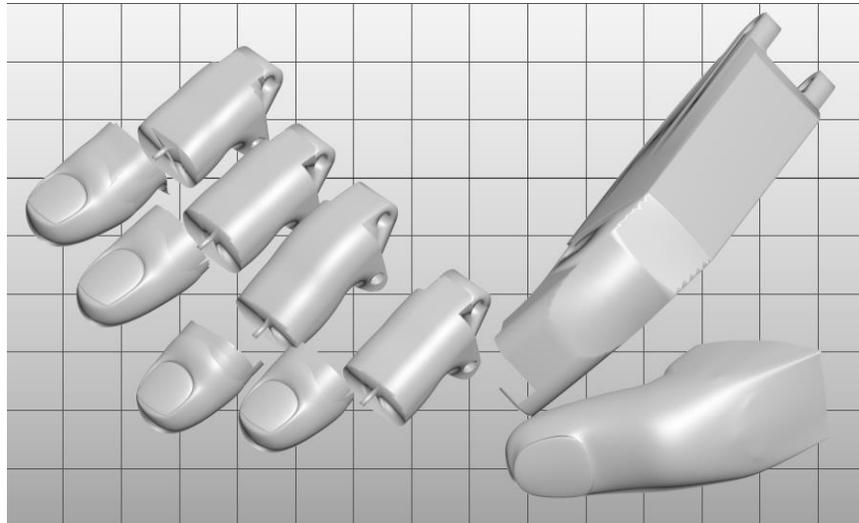


Figura 45. Diseño ergonómico en el software 3Ds Max.

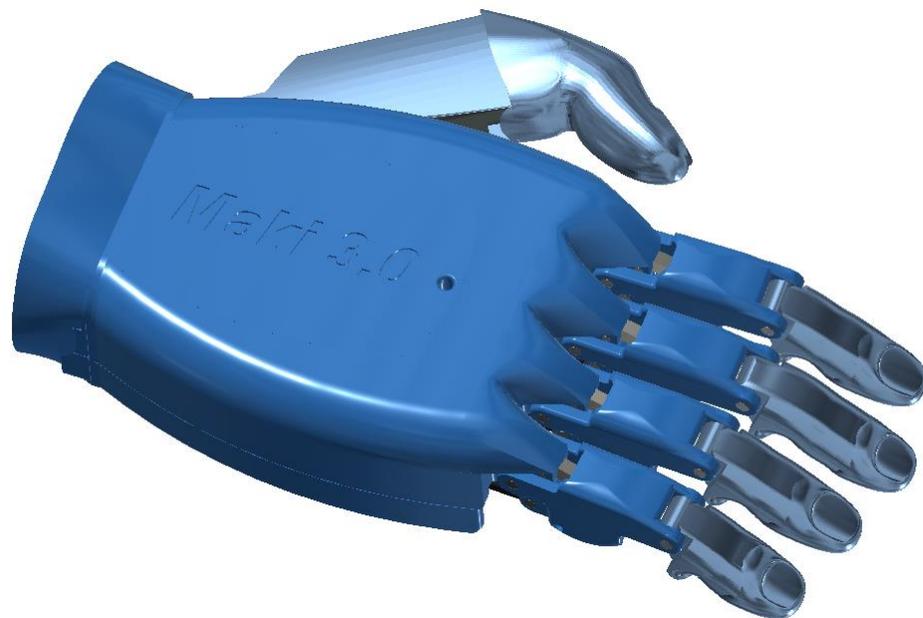


Figura 46. Diseño final del prototipo de prótesis de mano.

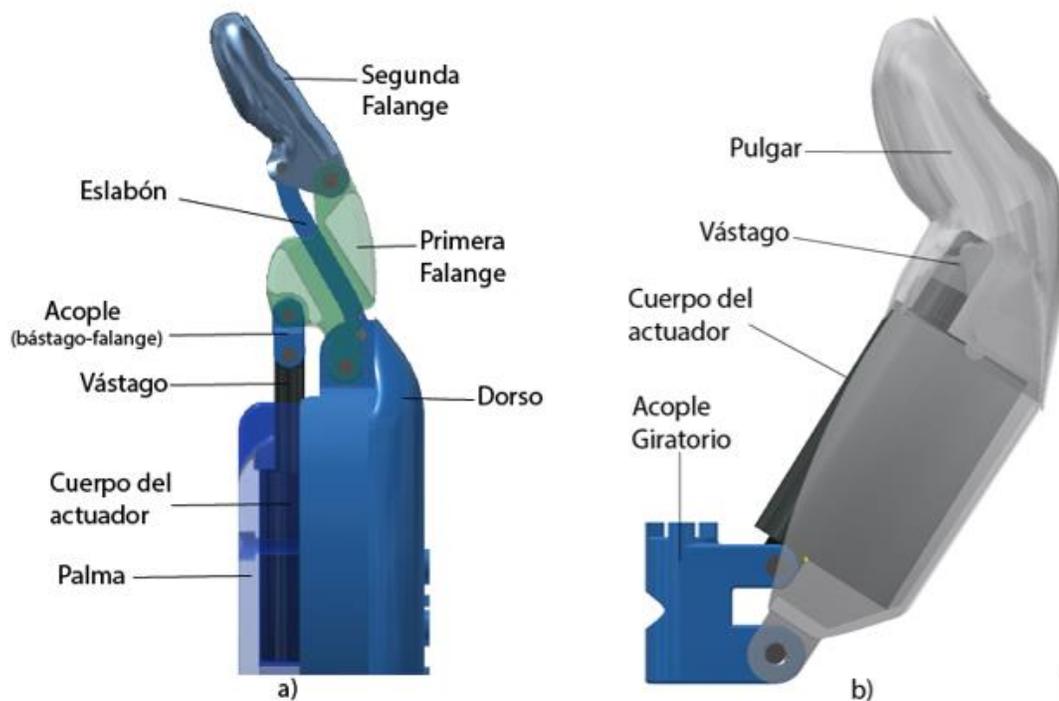


Figura 47. a) Partes que componen los dedos Meñique, Anular, Medio e Índice. b) Sistema del dedo pulgar.

5.3.1 Dimensionamiento de Componentes

Las dimensiones de las prótesis de mano comerciales tienen un rango de longitud entre 180-198 mm y de ancho 75-90mm [49]. La prótesis MAKI 3.0 se encuentra dentro del rango dimensional que tienen las demás prótesis comerciales, como se muestra en la Figura 48.

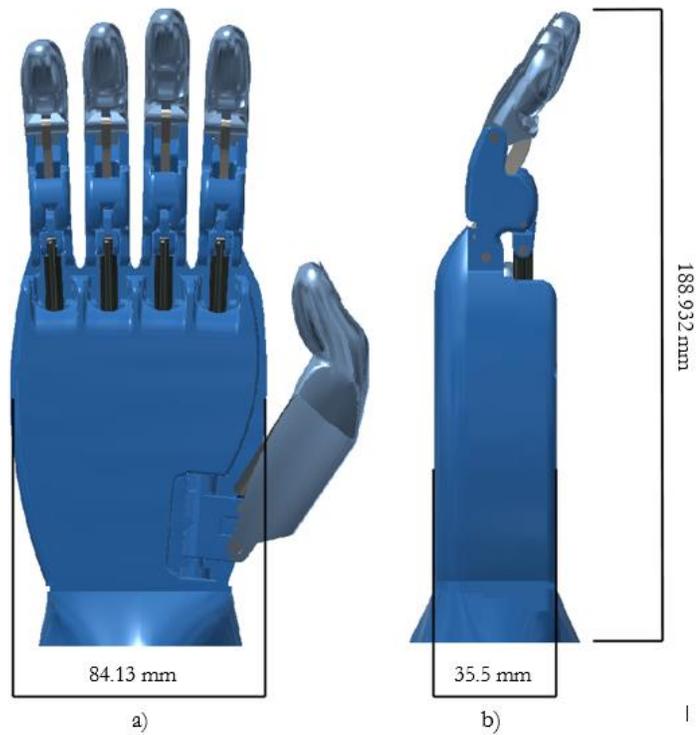


Figura 48. a) Vista Frontal, b) Vista lateral de la prótesis MAKI 3.0.

La Figura 49 muestra las cotas de las longitudes entre juntas que tienen los dedos. La Tabla 6 detalla las medidas de las uniones.

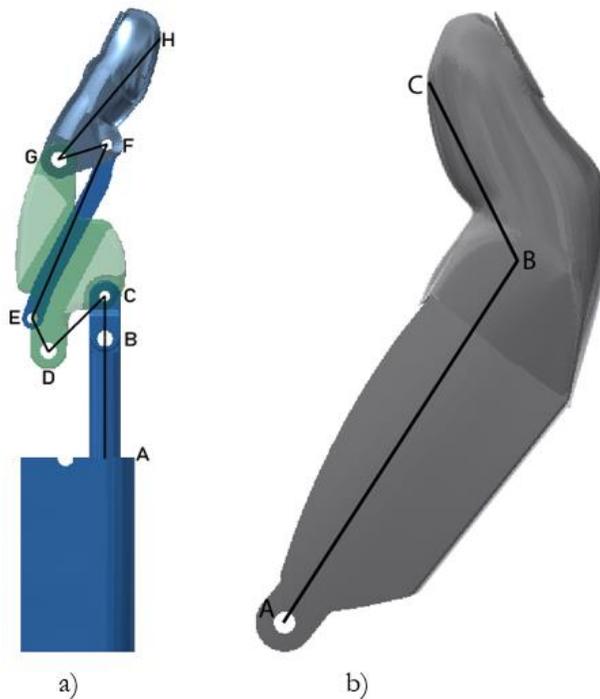


Figura 49. Longitudes entre juntas, a) índice, medio, anular, meñique; b) Pulgar.

	Meñique (mm)	Anular (mm)	Medio (mm)	Índice (mm)	Pulgar (mm)
\overline{AB}	22.5	22.5	22.01	22.5	57.729
\overline{BC}	8	8	8	8	26.018
\overline{CD}	14.85	14.85	15.5	14.85	
\overline{DE}	6.79	6.79	6.79	6.79	
\overline{EF}	35.63	35.63	38.12	35.63	
\overline{FG}	9.54	9.54	9.49	9.54	
\overline{GH}	28.82	34.2249	36.6151	35.1	

Tabla 6. Medidas obtenidas entre juntas.

5.4 Análisis del mecanismo

5.4.1 Grados de libertad y rotación

Se utiliza el método de Grübler [50] con la fórmula (2) para determinar los grados de libertad que tendrá el mecanismo a utilizar, (Figura 50). Para determinar las rotaciones de los eslabones se analiza la forma de un sistema de 4 barras, (Figura 51). Con la ayuda del método de Grashof (3) se concluye que nuestro mecanismo no es capaz de realizar vueltas de 360°, por lo tanto no cumple o es llamado también “No Grashof” con la condición indicada.

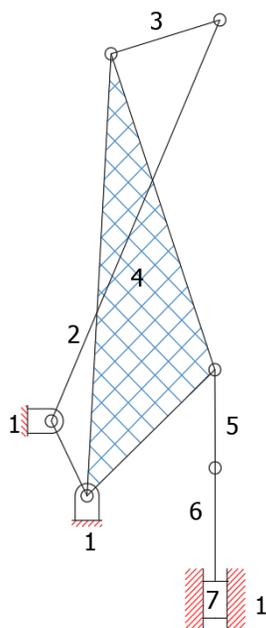


Figura 50. Representación del mecanismo

$$GDL = 3(N - 1) - 2J_1 - J_2 \quad (8)$$

$$GDL = 3(8 - 1) - 2(10)$$

$$GDL = 1$$

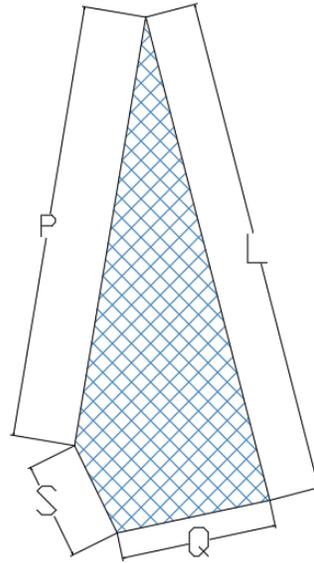


Figura 51. Sistema de 4 barras

$$S + L \leq P + Q \quad (9)$$

$$6.7942 + 34.8641 > 10.9887 + 30.3513$$

$$41.6583 > 41.34$$

5.5 Análisis cinemático

5.5.1 Método Geométrico

El estudio de la cinemática directa permite encontrar las relaciones que indique la localización en el espacio del extremo del dedo de la prótesis, a partir de los valores de sus coordenadas articuladas [51]. Para obtener las relaciones se simplifica el sistema, tomando una de las tierras en la unión de la primera falange con el dorso. Con respecto a ese punto, se realiza el análisis geométrico, dejando como resultado un sistema de 1 GDL, (Figura 52).

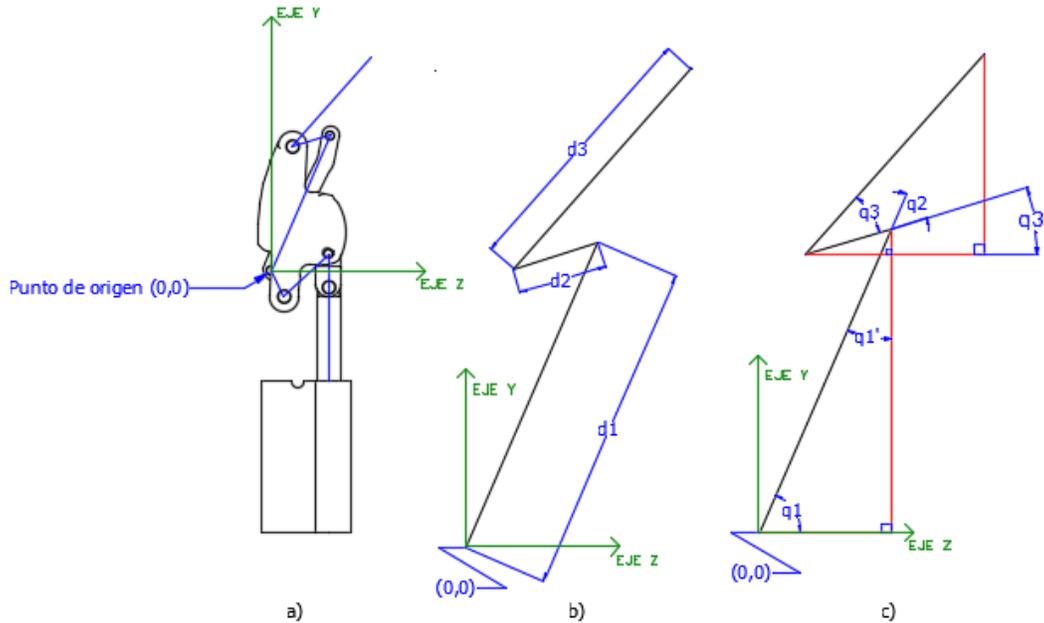


Figura 52. a) Sistema de eslabones del dedo completo. b) Distancias utilizadas para el análisis cinemático en el nuevo sistema de 3 eslabones simplificado tomando como punto de origen (0,0). c) Ángulos utilizados para el análisis cinemático en el nuevo sistema de 3 eslabones simplificado.

Las fórmulas (10), (11),(12),(13) se emplean para determinar los ángulos que se van a utilizar en el análisis de las coordenadas en Z y Y de los triángulos rectángulos:

$$q'_1 = 90 - q_1 \quad (10)$$

$$q'_2 = q'_1 + q_1 \quad (11)$$

$$q'_3 = 90 - q'_2 \quad (12)$$

$$q''_3 = q_3 + q'_3 \quad (13)$$

Los componentes en Z y Y de los 3 eslabones se calculan utilizando las siguientes ecuaciones:

$$x_1 = d_1 * \cos(q_1) \quad (14.1)$$

$$x_2 = d_2 * \cos(q'_3) \quad (14.2)$$

$$x_3 = d_3 * \cos(q''_3) \quad (14.3)$$

$$y_1 = d_1 * \sin(q_1) \quad (15.1)$$

$$y_2 = d_2 * \sin(q'_3) \quad (15.2)$$

$$y_3 = d_3 * \sin(q''_3) \quad (15.3)$$

Tomando en cuenta que la posición en (Z,Y) con respecto al punto de tierra es la suma de los componentes en Z y Y de los tres eslabones del dedo simplificado, el punto en (Z,Y) respecto a la tierra se calcula con las ecuaciones (16),(17):

$$x = x_1 - x_2 + x_3 \quad (16)$$

$$y = y_1 - y_2 + y_3 \quad (17)$$

Para determinar el punto final del dedo respecto a las coordenadas mundo se hizo una pequeña suma, donde se consideró las coordenadas del vector que va desde el origen de coordenadas mundo hasta el origen de nuestro sistema simplificado. Por lo tanto, las ecuaciones del punto final del dedo de la prótesis vienen dadas por (18) y (19). Estas ecuaciones pueden determinar el punto final de cualquier dedo de la mano, ya que el sistema de eslabones es el mismo para cada dedo.

$$x_f = x + 3.219 \quad (18)$$

$$y_f = y + 54.081 \quad (19)$$

Con las fórmulas (16) y (17) se realiza un barrido, utilizando los ángulos desde el origen (extensión) hasta la posición final del dedo (flexión). A través de este barrido, se dibuja la curva de trayectoria mostrada en la Figura 53, empleando el software MATLAB.

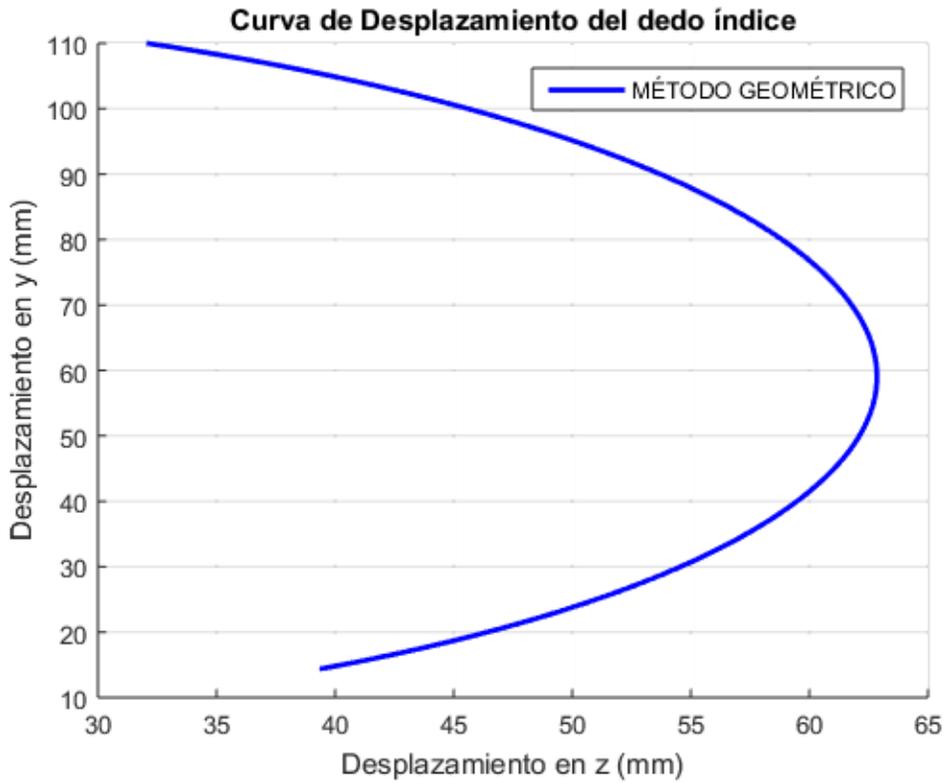


Figura 53. Curva del análisis geométrico

5.5.2 Software Adams

El diseño desarrollado en Inventor se exporta a un archivo de extensión .stp al software Adams View [52]. Una vez exportado el sistema se procede a ensamblar con juntas rotacionales y trasnacionales para cada dedo y realiza la simulación cinemática (Figura 54).

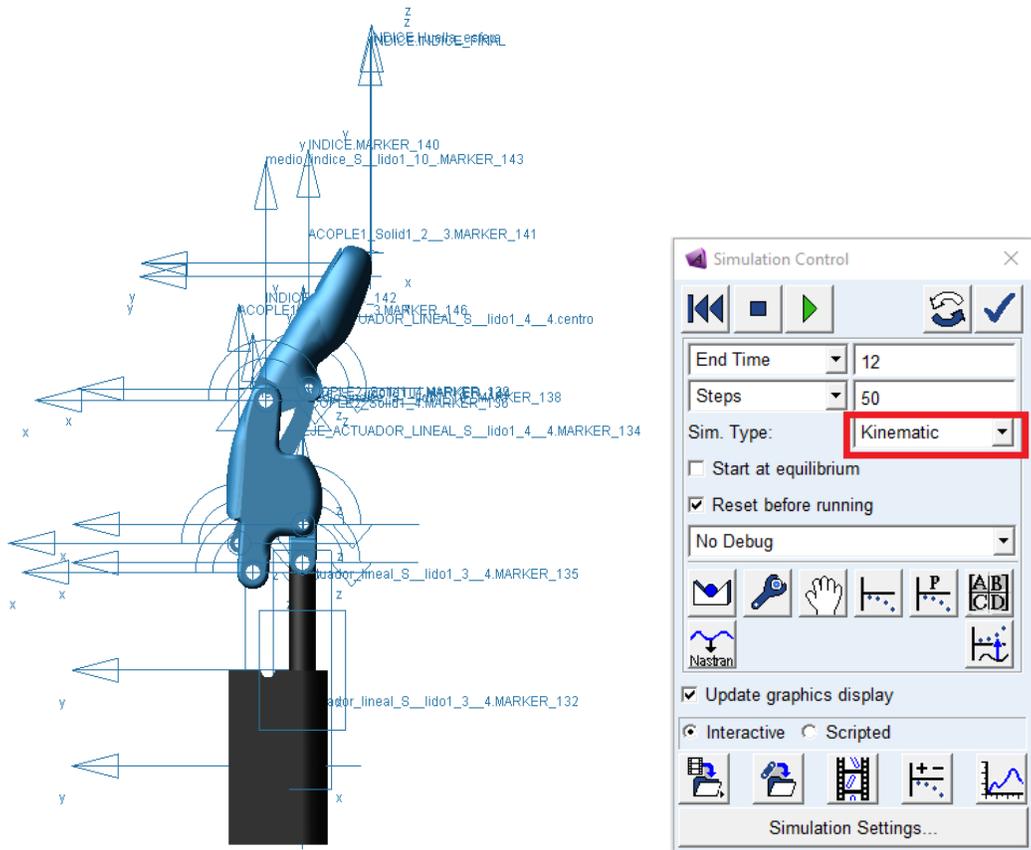


Figura 54. Ensamble de dedo índice en Adams View.

Para el análisis de trayectoria, se toma como referencia la huella del dedo índice (Figura 55) porque va estar en contacto con los diferentes tipos de agarres, de igual forma se realiza para los demás dedos. En la Figura 56, se muestra la trayectoria del dedo índice generada en el pos procesado de Adams.

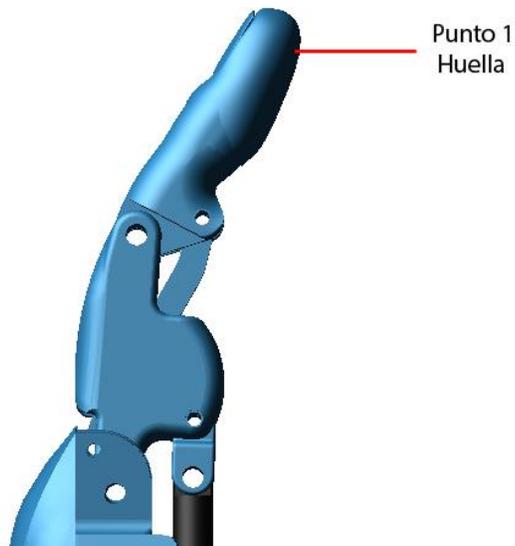


Figura 55. Referencia de análisis para el dedo índice.

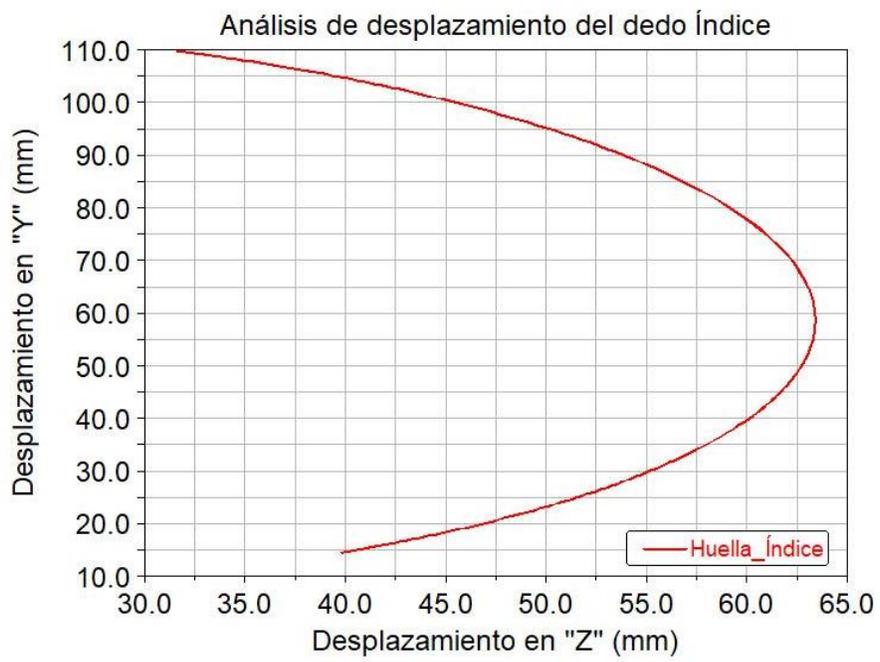


Figura 56. Trayectoria del dedo índice generada en el Pos procesado de Adams.

5.5.3 Simulación cinemática de los diferentes agarres usando software Adams

Se realiza la trayectoria del mecanismo planteado; mediante esta investigación se proponen 7 tipos de movimientos que se van a realizar con la prótesis.

A continuación, se detallan la simulación de cada uno de ellos:

- Extensión y flexión.
- Agarre lateral.
- Agarre cilíndrico.
- Agarre cilíndrico.
- Agarre de precisión.
- Agarre tipo gancho.
- Posición Tecleo

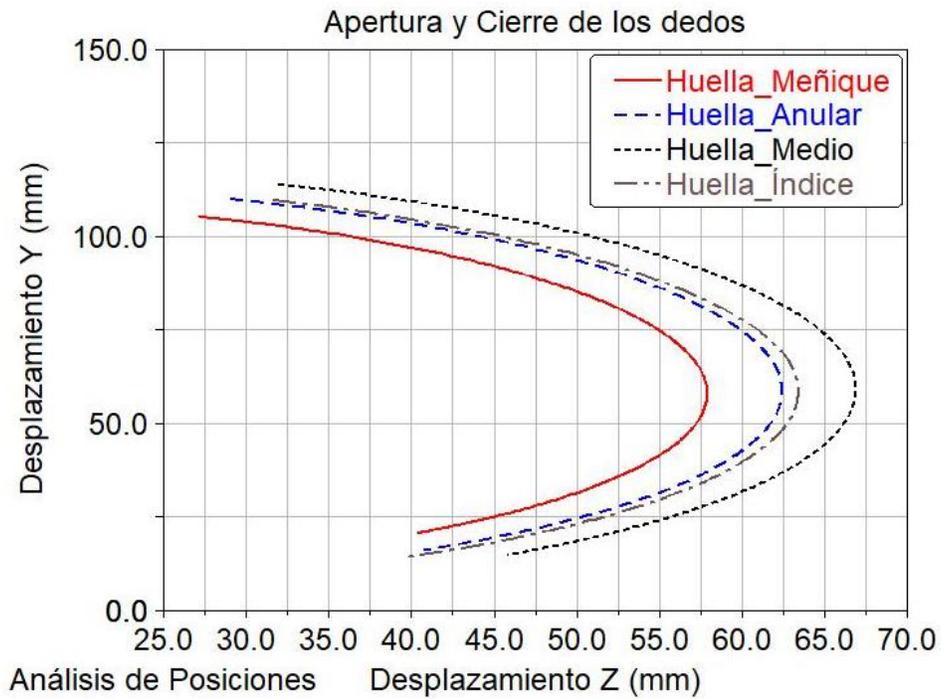
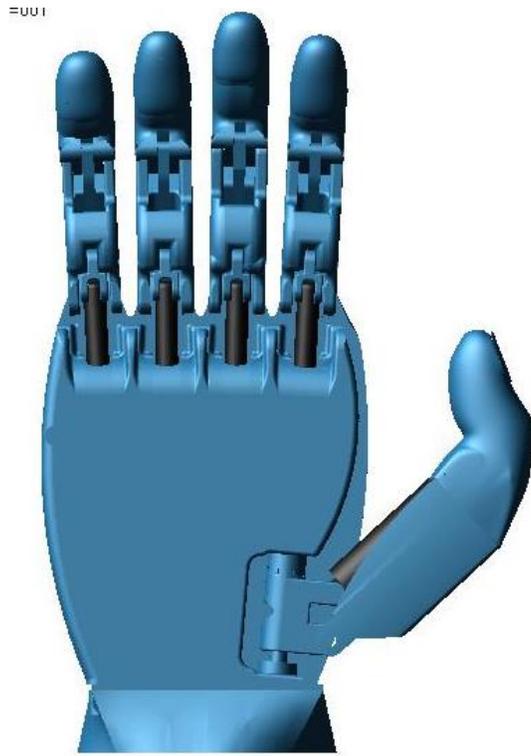


Figura 57. Apertura (extensión) y Cierre de la mano (flexión).

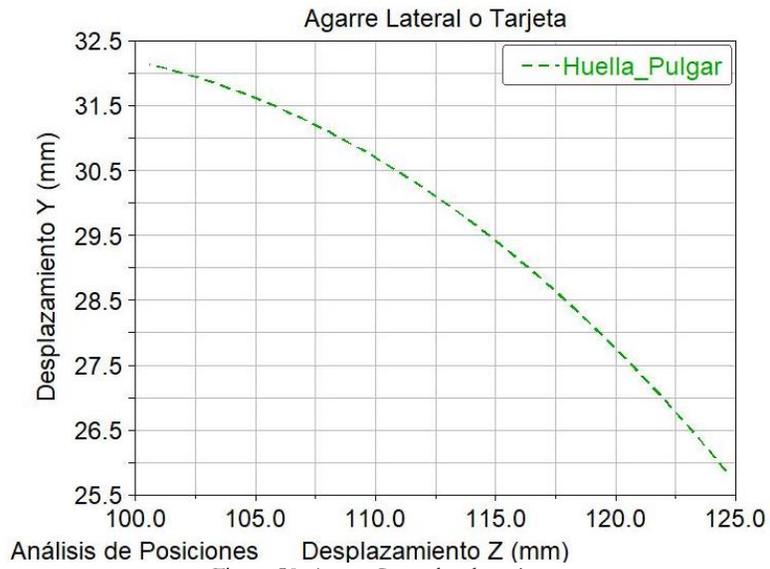
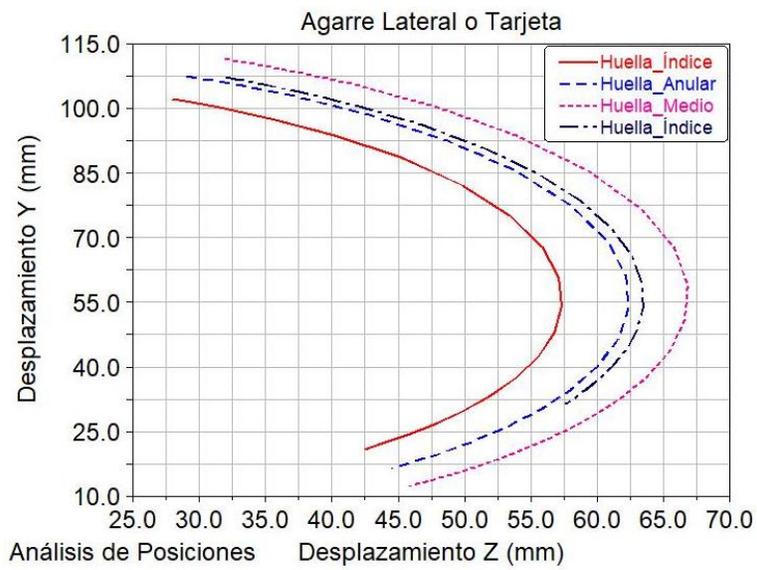
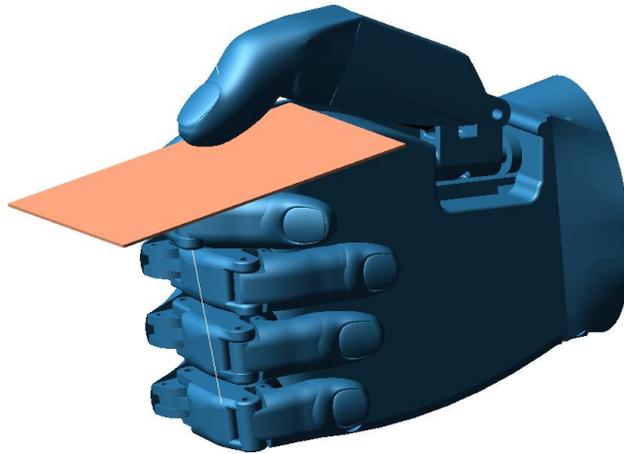
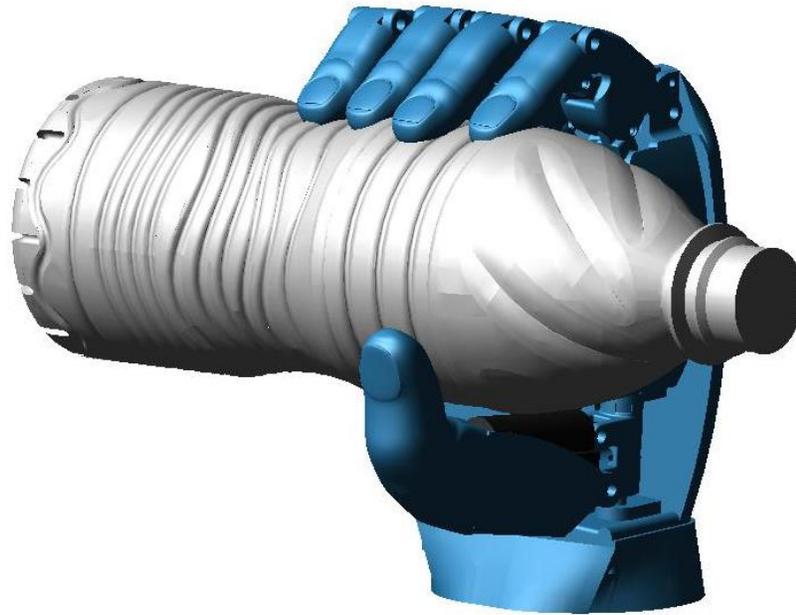


Figura 58. Agarre Lateral o de tarjeta.



Agarre Cilíndrico (Botella)

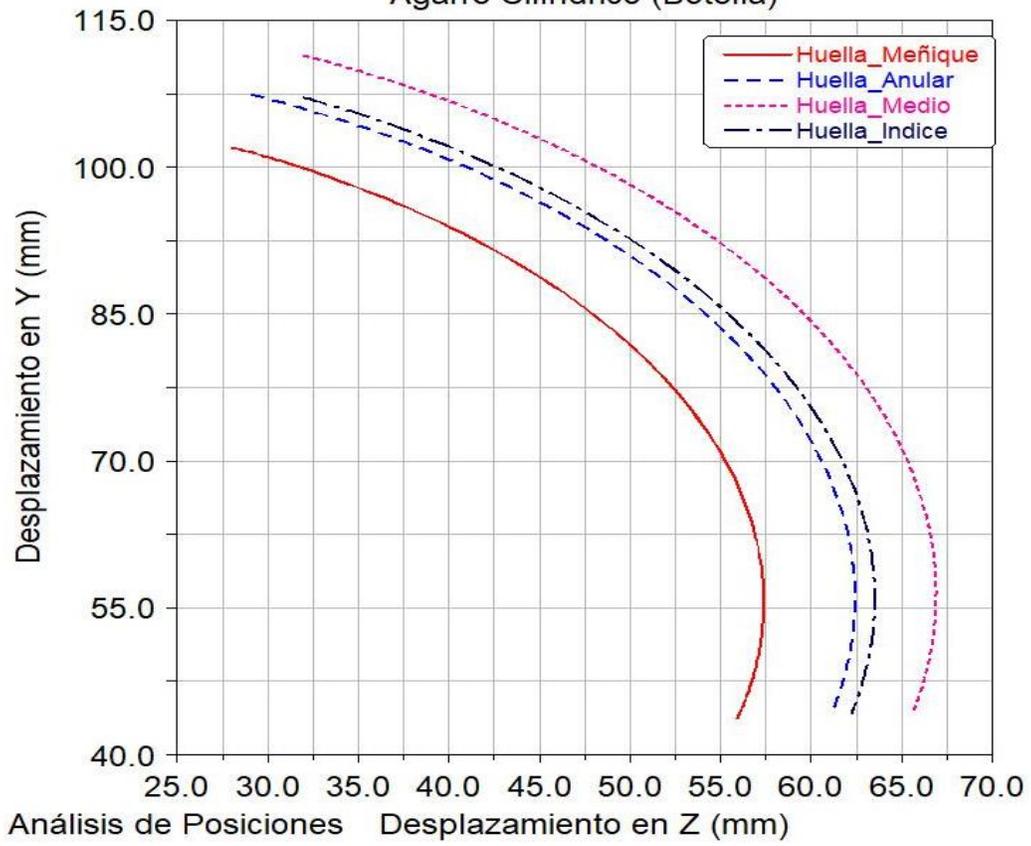


Figura 59. Agarre cilíndrico (Botella).

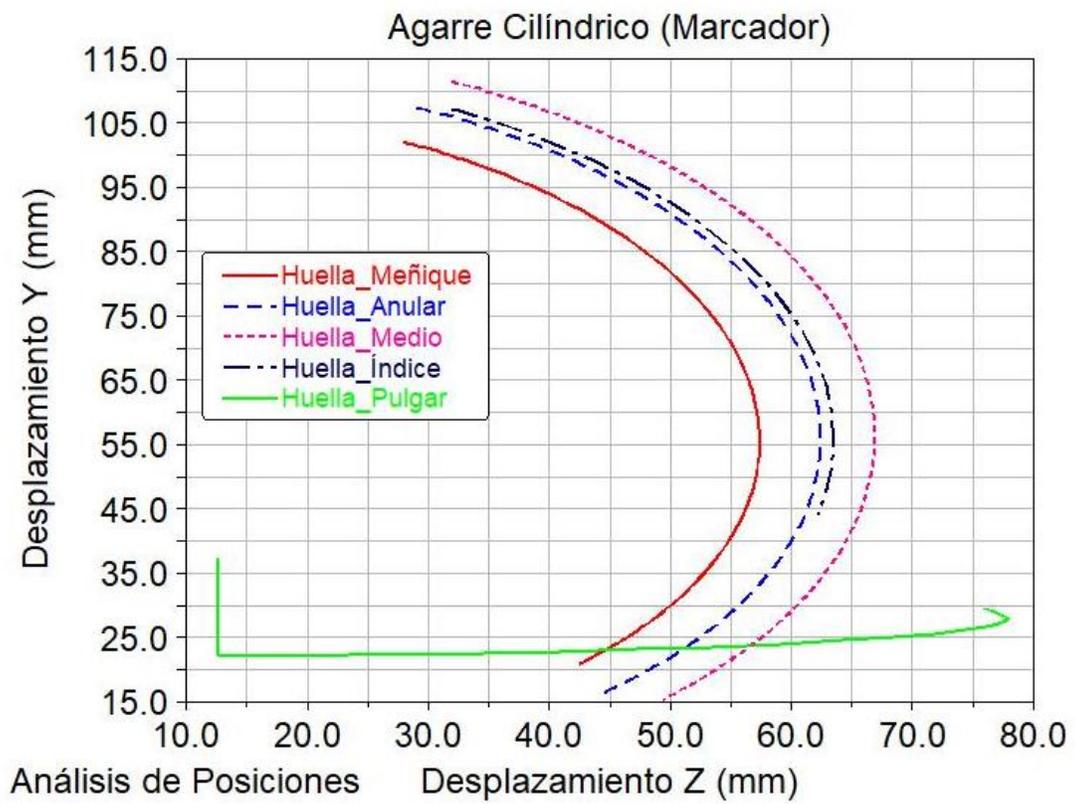
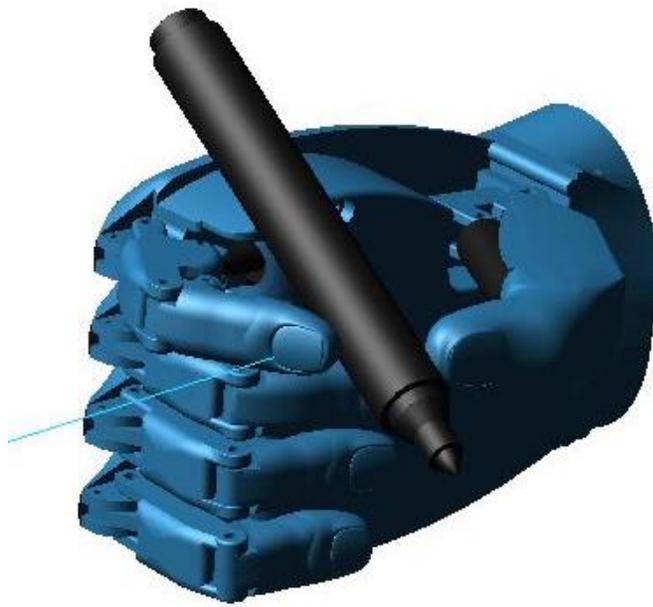
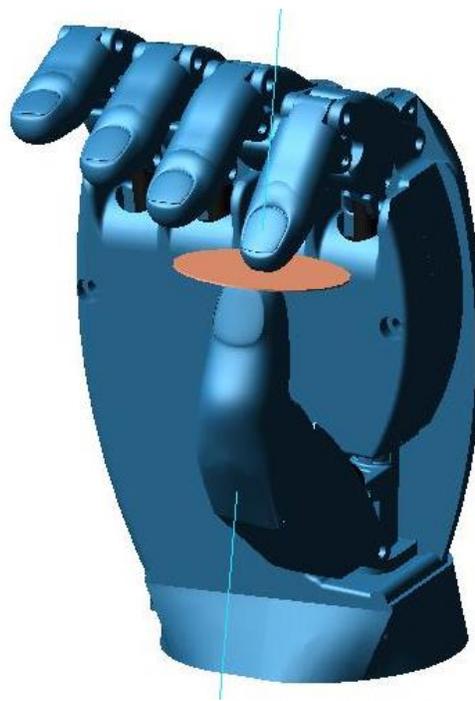


Figura 60. Agarre cilíndrico (Marcador).



Agarre de Precisión (Moneda)

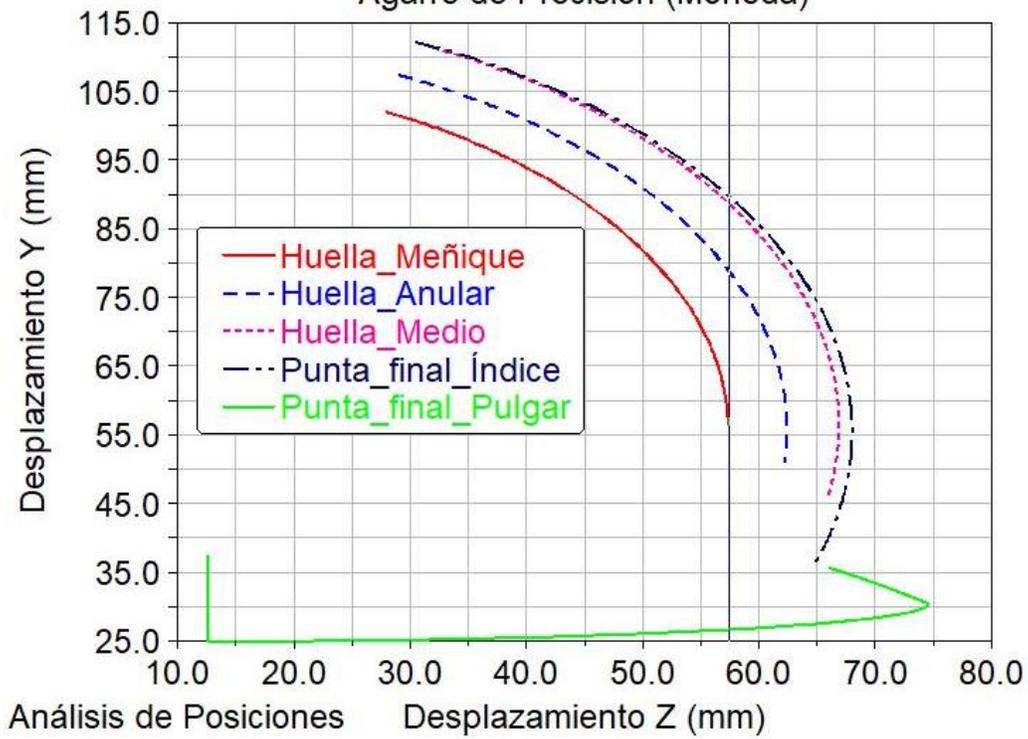


Figura 61. Agarre de precisión.

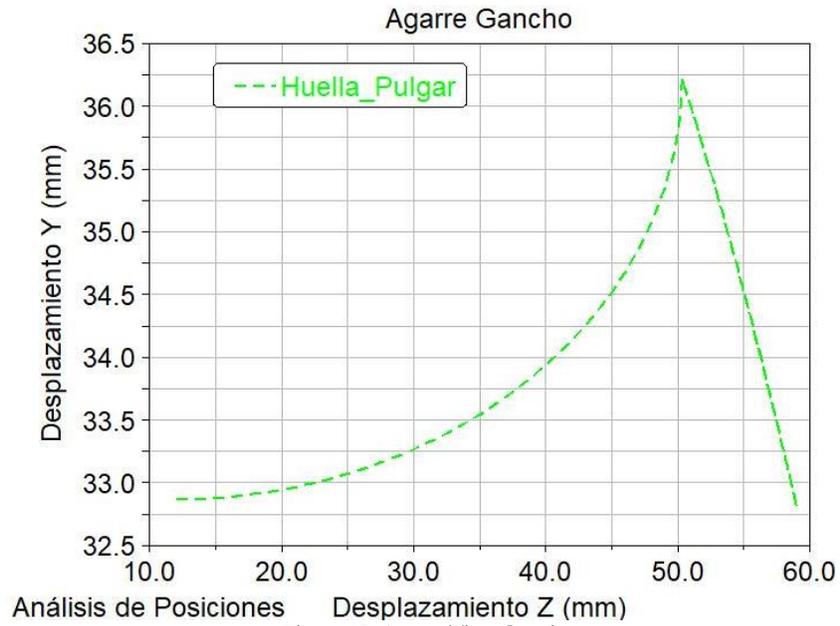
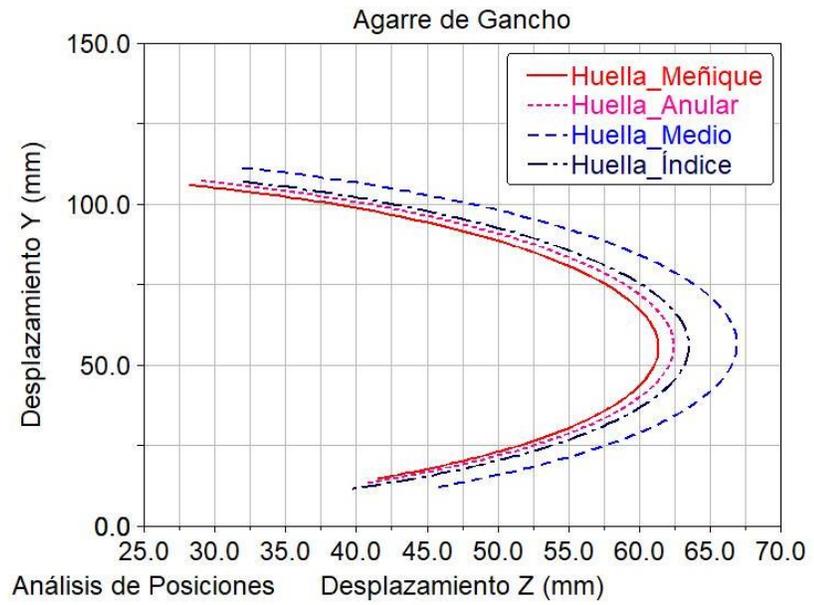


Figura 62. Agarre Tipo Gancho.



Posición Tecleo

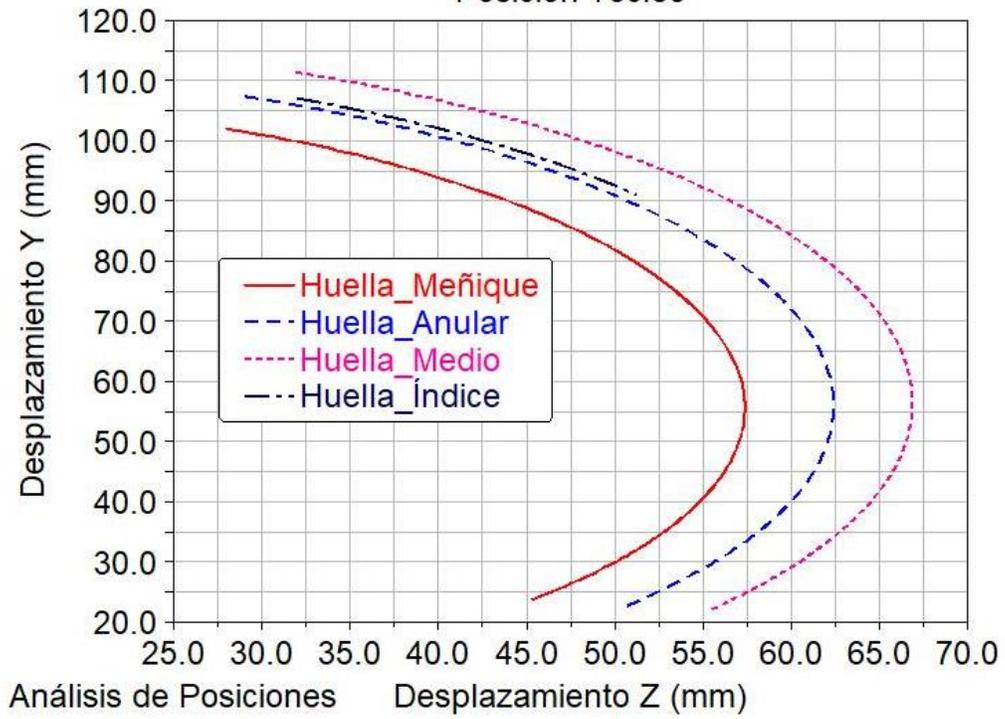


Figura 63. Posición Tecleo.

5.6 Análisis Cinético

Para el análisis cinético o dinámico se tomaron las siguientes consideraciones:

Se utiliza el software Adams para la simplificación del análisis dinámico, debido a su gran complejidad que gobiernan las ecuaciones de movimientos de la prótesis de mano. El software se maneja internamente con las ecuaciones de Lagrange, partiendo del principio de D' Alembert [54].

$$S \sum_{i=1}^m (\vec{F}_i - \vec{P}_i) \cdot \vec{\delta r}_i = 0 \quad (20)$$

Dónde:

\vec{F}_i = Fuerza externa sobre la partícula

\vec{P}_i = Cantidad de movimiento de la partícula

$\vec{\delta r}_i$ = Campo vectorial de desplazamientos virtuales

La ecuación formulada por Lagrange en el año 1760, y para N grados de libertad:

$$\vec{r}_i = \vec{r}_i(q_1, q_2, \dots, q_N) \quad (21)$$

Dónde:

\vec{r}_i = Vector de desplazamientos virtuales

q_1 = Coordenadas generalizadas

Se tiene, sustituyendo y realizando las respectivas operaciones

$$\sum_{i=1}^m (\vec{F}_i - \vec{P}_i) \cdot \vec{\delta r}_i = \sum_{i=1}^m \vec{F}_i \cdot \vec{\delta r}_i - \sum_{i=1}^m \vec{P}_i \cdot \vec{\delta r}_i = 0 \quad (22)$$

Aplicando el método de trabajos virtuales, se obtiene:

$$\sum_{j=1}^N Q_j \cdot \delta q_j - \sum_{j=1}^N \left\{ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} \right\} \cdot \delta q_j = 0 \quad (23)$$

Simplificando nos da:

$$\sum_{j=1}^N \left\{ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} - Q_j \right\} \cdot \delta q_j = 0 \quad (24)$$

Ecuación de Lagrange

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} = \partial q_j \quad (25)$$

Dónde:

∂T =Energía cinética de las partículas

$\partial \dot{q}_j$ =Velocidad generalizada

∂q_j =Coordenadas generalizadas

∂q_j =Fuerzas generalizadas

El material utilizado es una resina foto polimérica Tough V5 que tiene las propiedades que se muestra en la Figura 64. La densidad fue calculada experimentalmente realizando 10 pruebas de objetos impresos, cuyos datos adquiridos fueron masa y volumen, dando como resultado una densidad promedio de $1.748121861 * e^{-3} \frac{\text{gram}}{\text{mm}^3}$ y se ingresa en el software Adams como se detalla en la Figura 65.

Para la simulación se considera la gravedad ($g = 9806.65 \frac{\text{mm}}{\text{s}^2}$) y también se emplea un actuador lineal Actuonix Pq12 63:1, sus características se detallan en la Figura 66.



TOUGH FLTOTL03					
	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
	Green ²	Post-Cured ³	Green ²	Post-Cured ³	
Mechanical Properties					
Ultimate Tensile Strength	34.7 MPa	55.7 MPa	5040 psi	8080 psi	ASTM D 638-14
Young's Modulus	1.7 GPa	2.7 GPa	239 ksi	387 ksi	ASTM D 638-14
Elongation at Break	42 %	24 %	42 %	24 %	ASTM D 638-14
Flexural Strength at 5% Strain	20.8 MPa	60.6 MPa	3020 psi	8790 psi	ASTM D 790-15
Flexural Modulus	0.6 GPa	1.6 GPa	90.3 ksi	241 ksi	ASTM D 790-15
Notched IZOD	32.6 J/m	38 J/m	0.61 ft-lbf/in	0.71 ft-lbf/in	ASTM D 256-10
Thermal Properties					
Heat Deflection Temp. @ 18 MPa	32.8 °C	45.9 °C	91.1 °F	114.6 °F	ASTM D 648-16
Heat Deflection Temp. @ 0.45 MPa	40.4 °C	48.5 °C	104.7 °F	119.3 °F	ASTM D 648-16
Thermal Expansion (23 – 50 °C)	159.7 µm/m/°C	119.4 µm/m/°C	88.7 µm/m/°F	66.3 µm/m/°F	ASTM E 831-13

Figura 64. Propiedades mecánicas y térmicas de la resina Tough V5 [55].

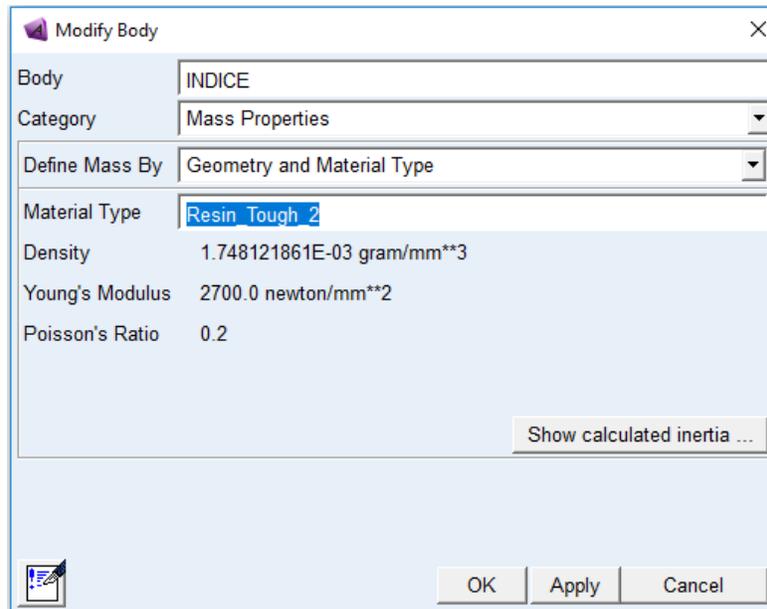


Figura 65. Material utilizado en el software Adams

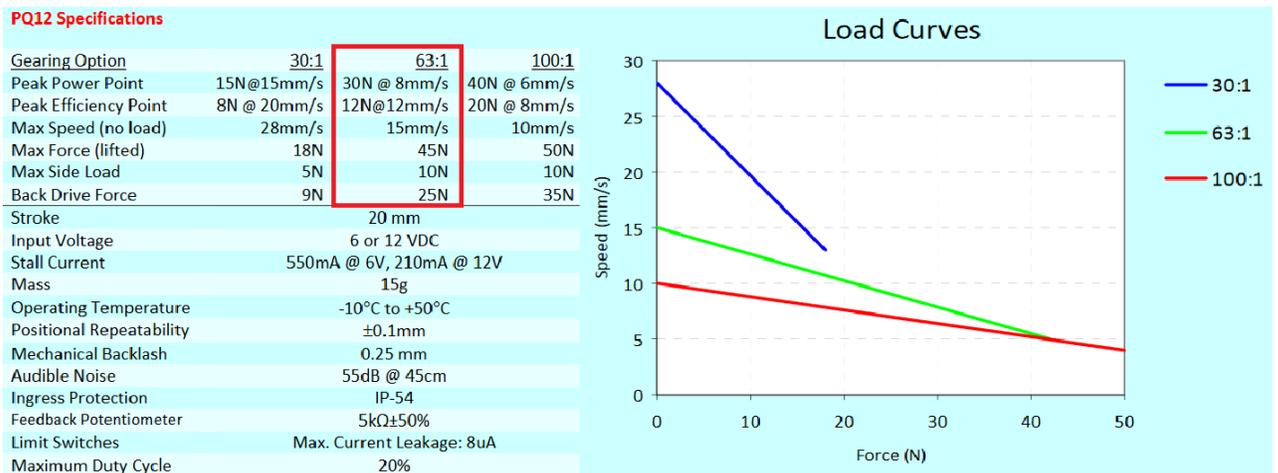


Figura 66. Especificaciones técnicas del Actuador Lineal PQ12 [48].

Para nuestro caso en particular se utiliza el mismo actuador lineal Pq12 alimentado a una fuente de 10 Voltios y como resultado se obtuvo otra curva característica la cual se muestra en la Figura 67. Es importante conocer estos datos porque son los que ingresaremos en el software Adams.

Para la simulación se tienen en cuenta dos aspectos importantes, el primero es sin carga y el segundo es con carga de 40 N (carga máxima soportada por el actuador), la cual ejerce cada actuador lineal. Se toma como referencia 3 puntos de análisis los cuales se muestran en la Figura 68 y luego se simula dinámicamente.



Figura 67. Curva característica del actuador alimentada a 10 V.

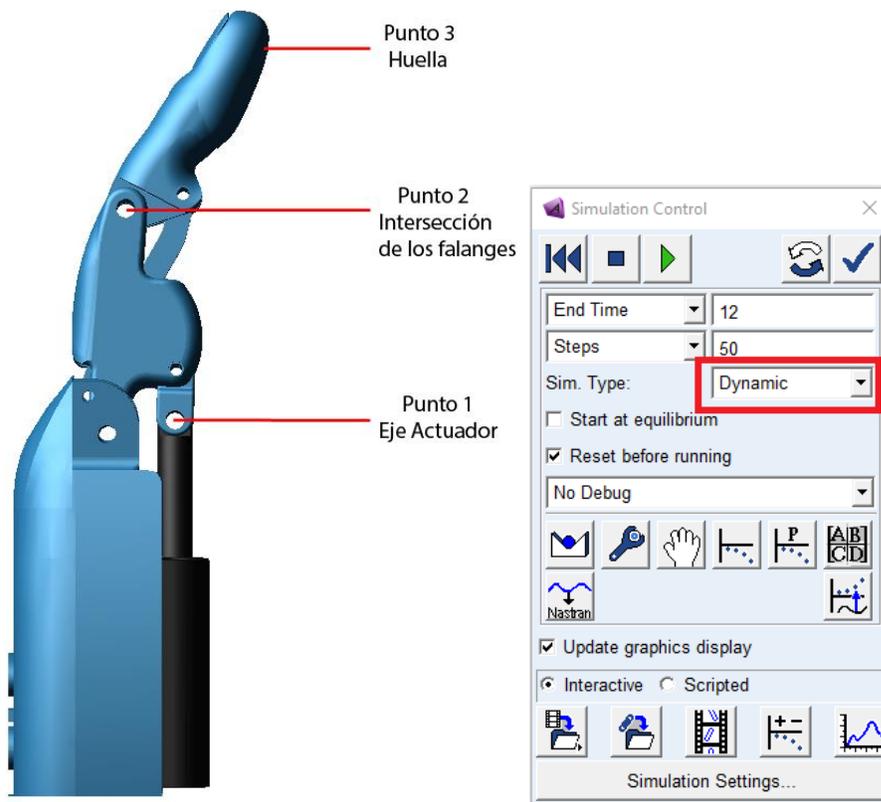


Figura 68. Puntos de análisis de la cinética o dinámica.

5.7 Análisis de elementos finitos utilizando el software Inventor.

Anterior a eso realiza un análisis de elementos finitos (FEA), para saber el comportamiento de las zonas más críticas que pueden afectar a la prótesis de mano. Para esto se toma en cuenta la carga máxima que puede soportar cada actuador lineal (40 N), de igual forma propiedades del material. Se simuló en la posición de agarre de balde la cual designamos como la más grave que pueda soportar la prótesis de mano (Figura 69). En la Tabla 7 se muestran los resultados obtenidos mediante la simulación en el software inventor.

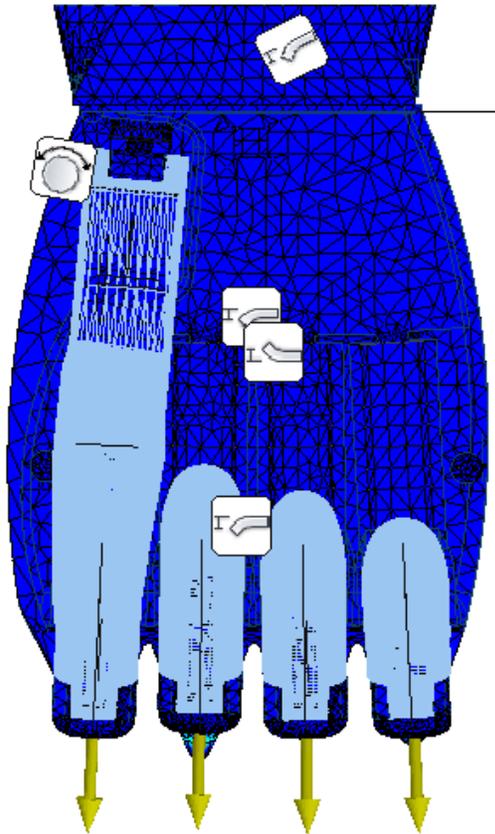


Figura 69. Agarre de gancho y distribución de cargas para el análisis de elementos finitos.

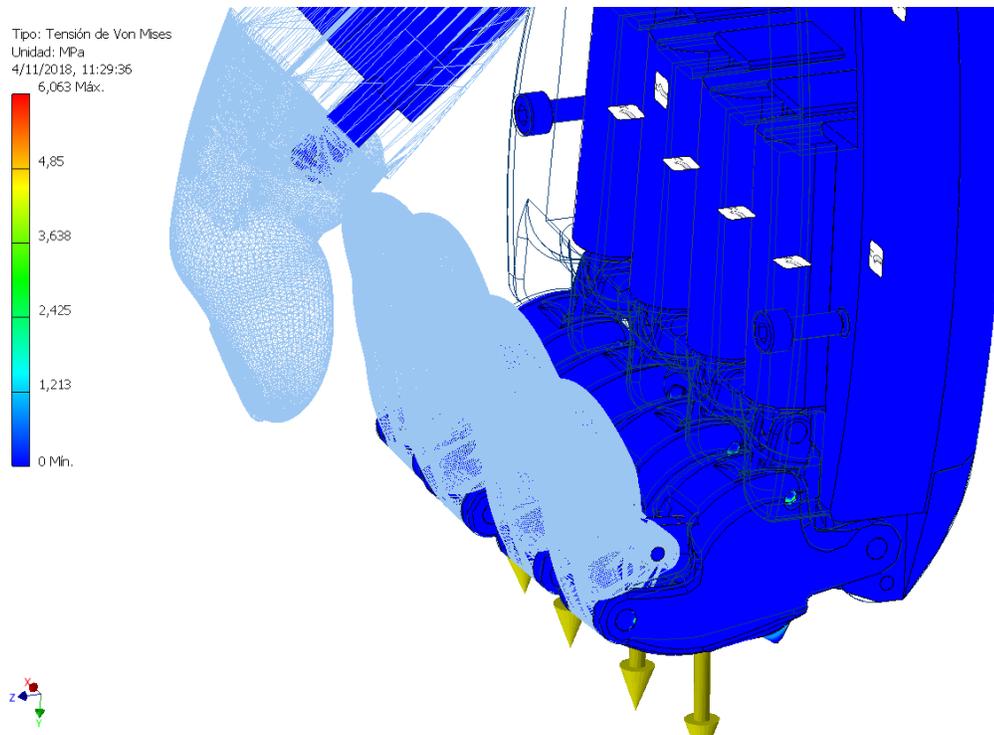


Figura 70. Análisis de Von Mises a la prótesis Maki 3.0.

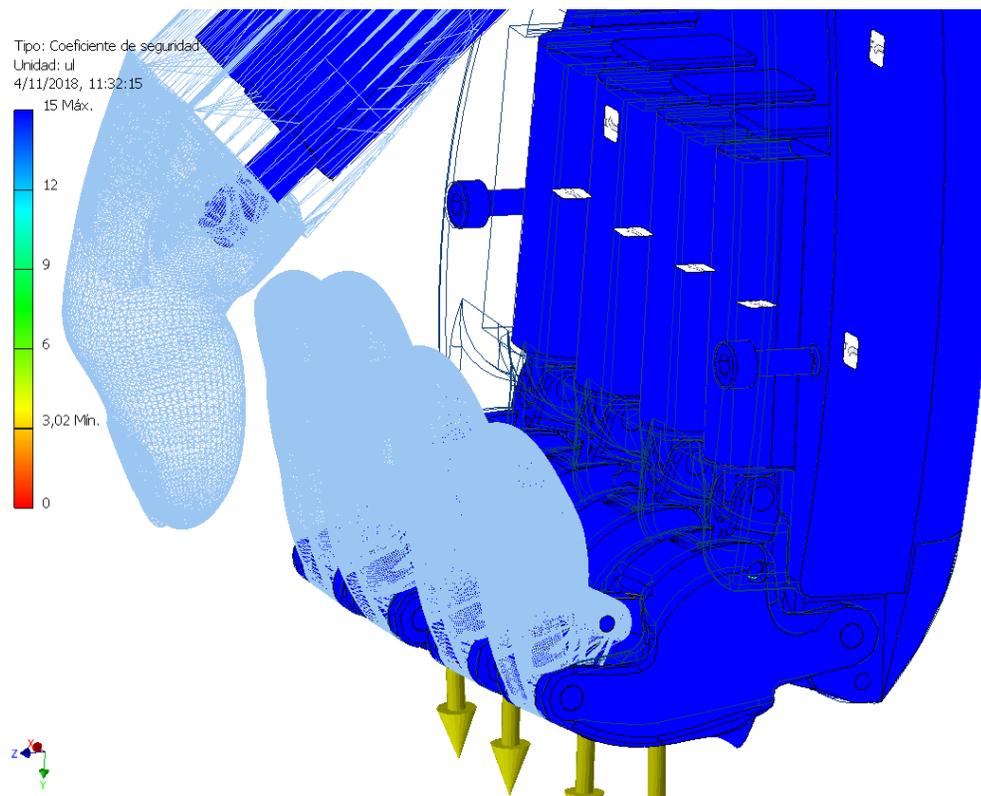


Figura 71. Análisis del coeficiente de seguridad dela prótesis Maki 3.0.

Tipo de Análisis	Valores Mínimo	Valores Máximo
Tensión de Von Mises	0 MPa	6.063 MPa
Coefficiente de seguridad	3.02 ul	15 ul

Tabla 7. Resultados obtenidos en la simulación del software inventor.

5.8 Análisis Cinético o dinámico del dedo Índice desarrollado en el software Adams View.

A continuación se muestran las simulaciones del dedo índice, obteniendo gráfica de posición, aceleración y velocidad en los puntos antes marcados.

Punto 1



Figura 72. Desplazamiento en el eje "Y" Longitud vs Tiempo.
Curva desplazamiento del actuador PQ12



Figura 73. Desplazamiento "Magnitud" Longitud vs Tiempo.

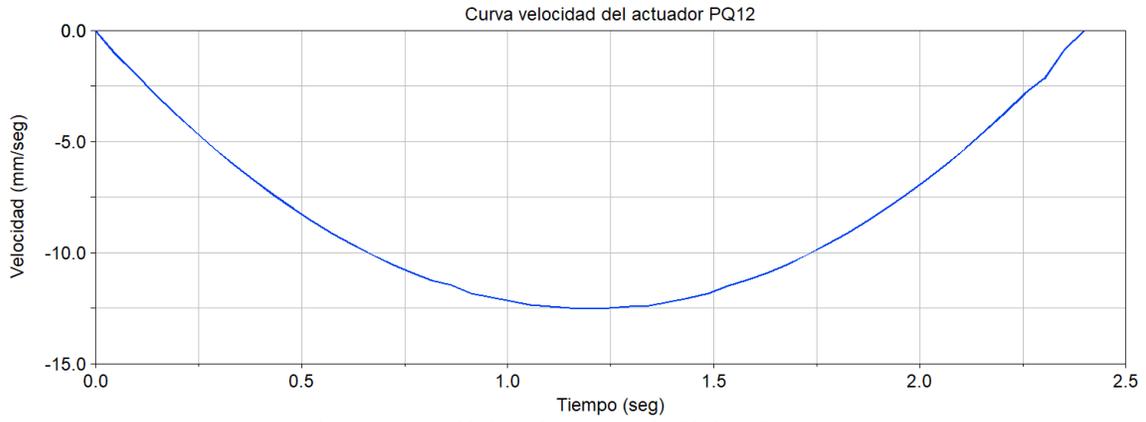


Figura 74. Velocidad en el eje "Y" Velocidad vs Tiempo.

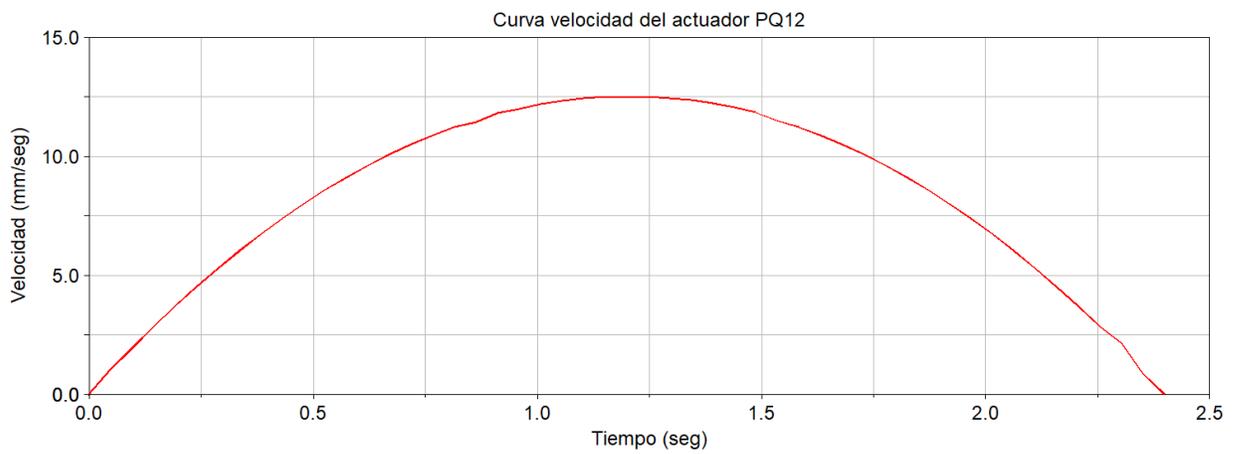


Figura 75. Velocidad "Magnitud" Longitud vs Tiempo.

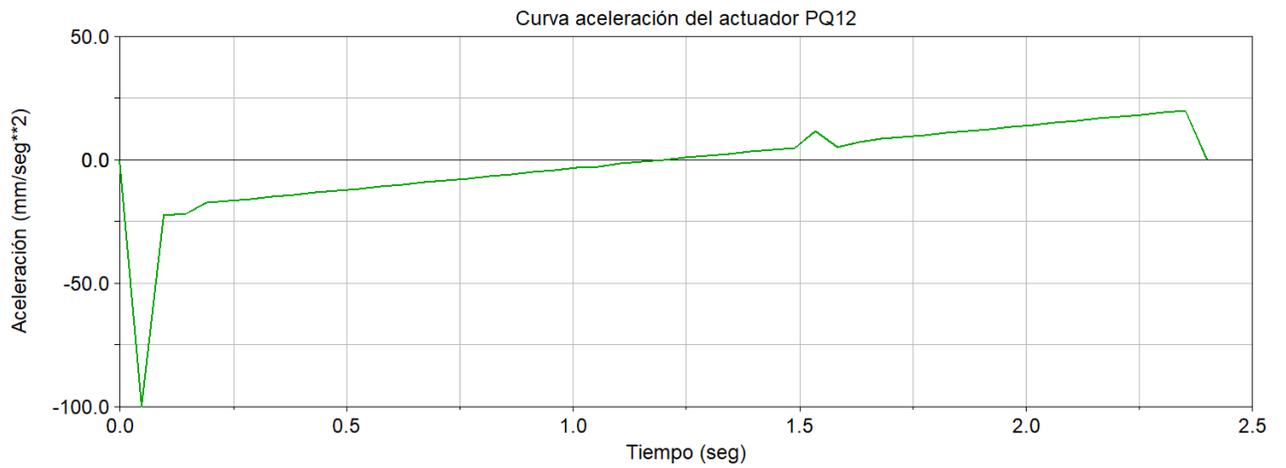


Figura 76. Aceleración en el eje "Y" Aceleración vs Tiempo.

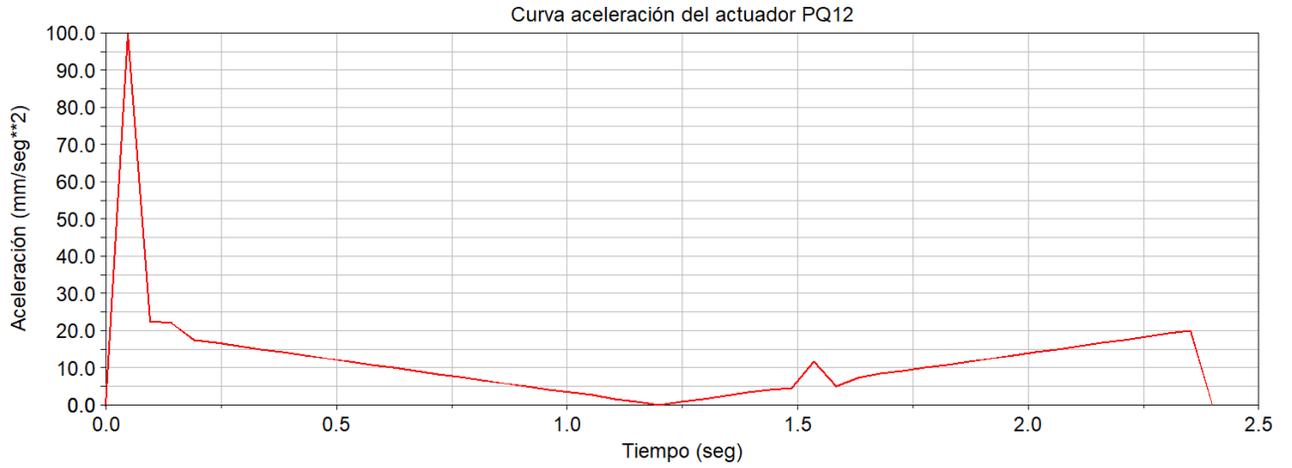


Figura 77. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.

Punto 2

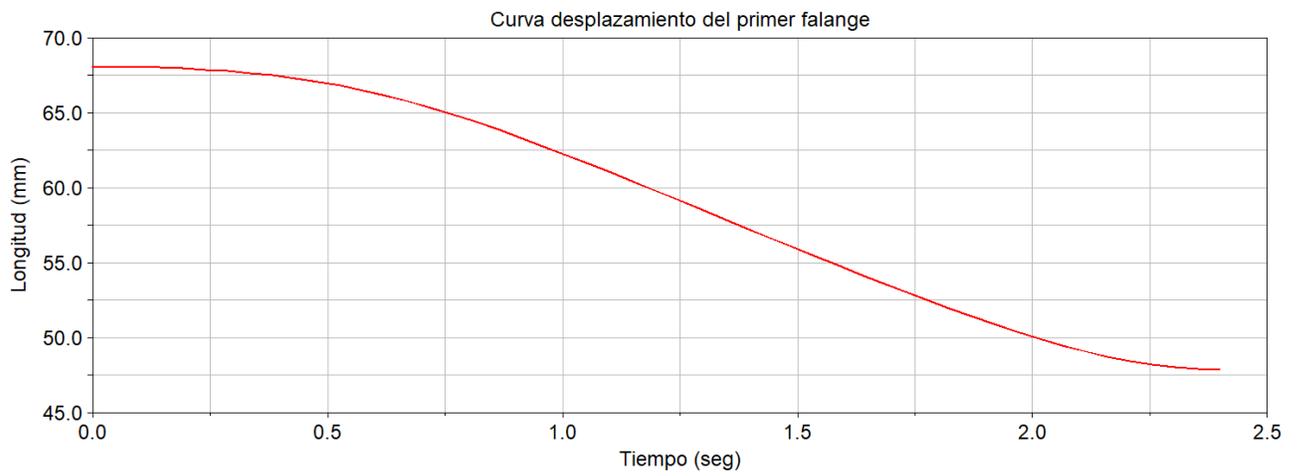


Figura 78. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.



Figura 79. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.

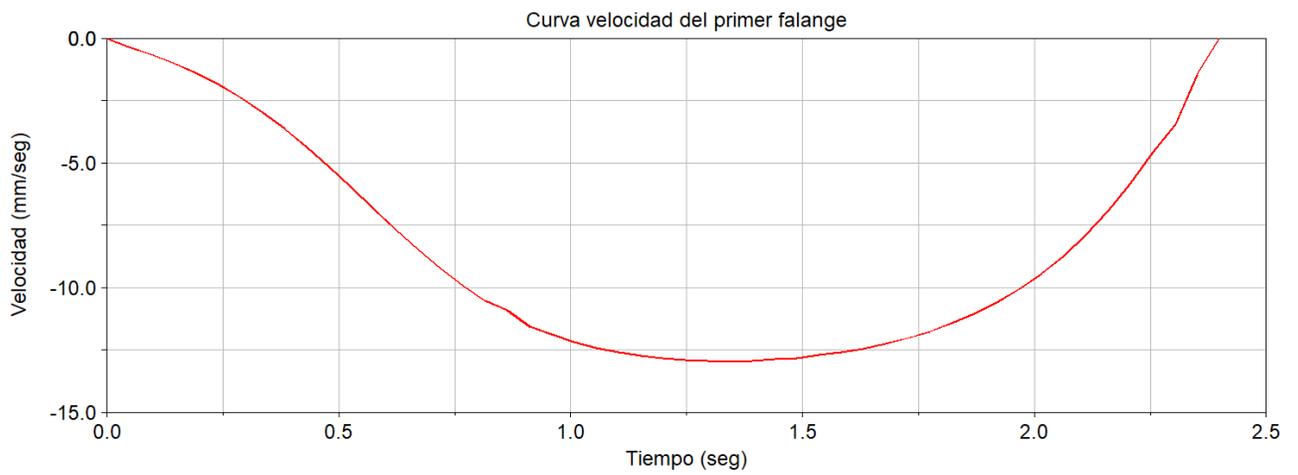


Figura 80. Velocidad en el eje "Y" Velocidad vs Tiempo.

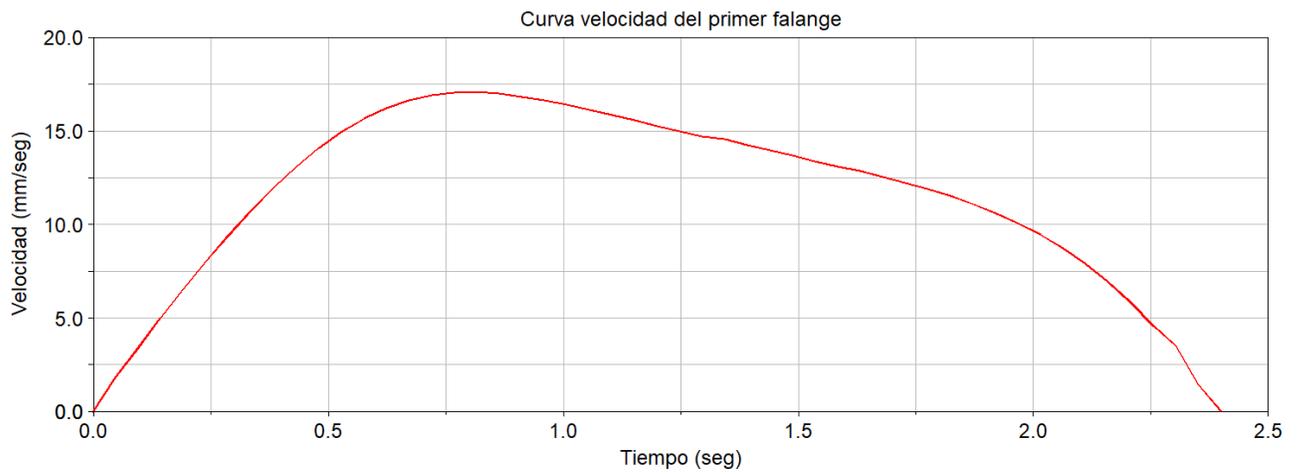


Figura 81. Velocidad "Magnitud" Longitud vs Tiempo.

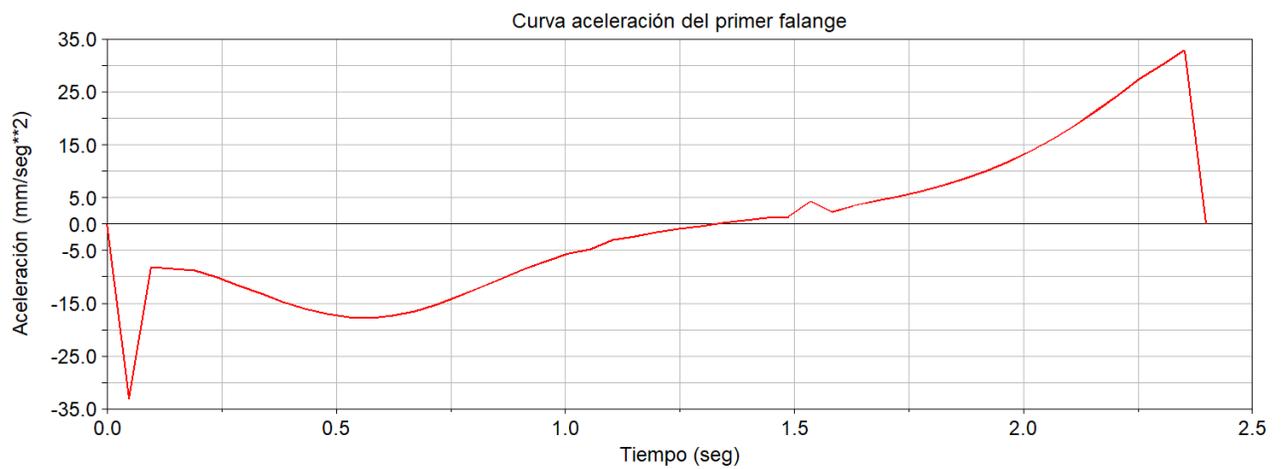


Figura 82. Aceleración en el eje "Y" Aceleración vs Tiempo.

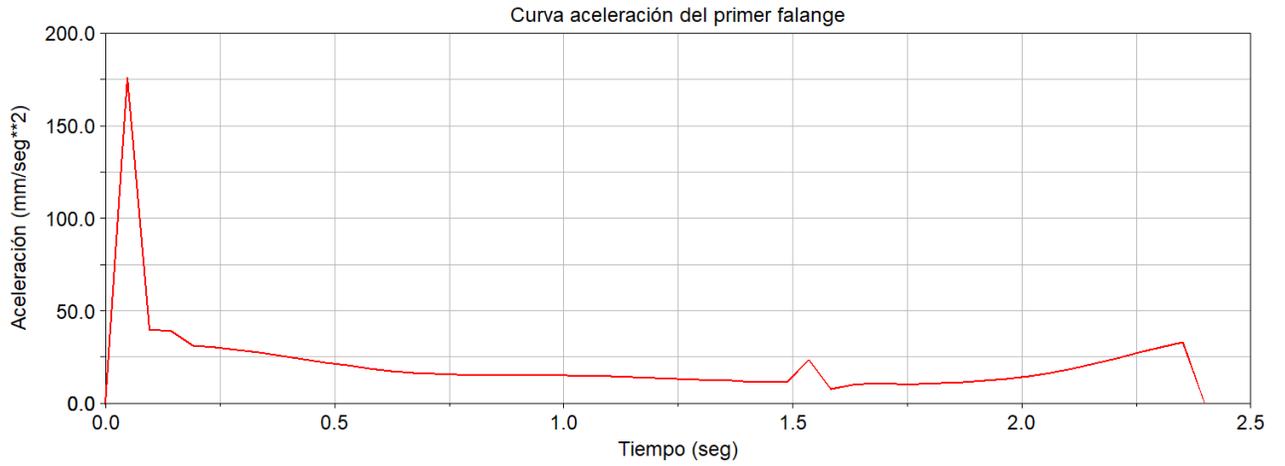


Figura 83. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.

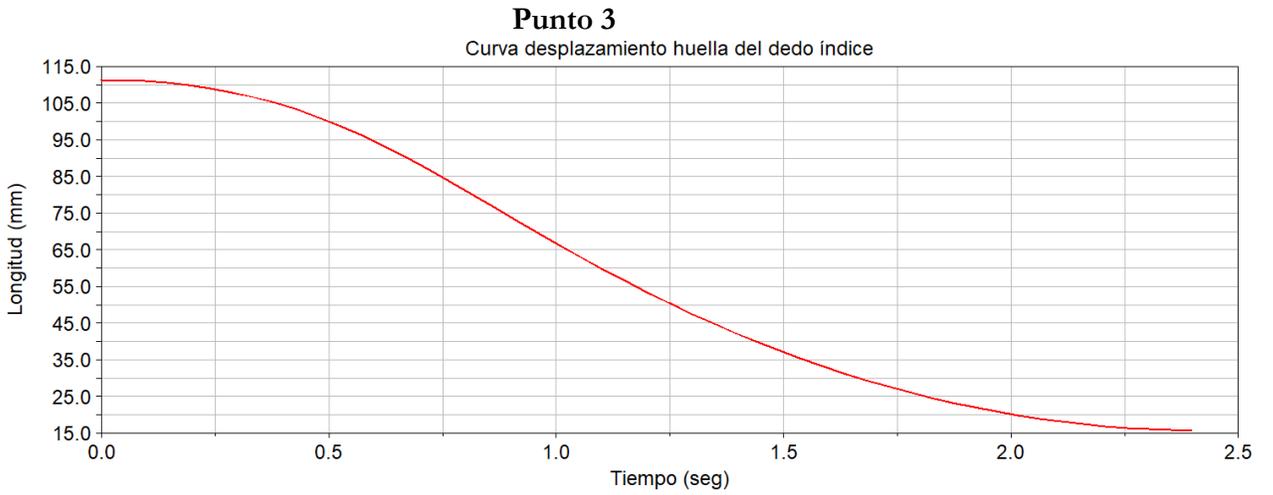


Figura 84. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.



Figura 85. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.



Figura 86. Velocidad en el eje "Y" Velocidad vs Tiempo.

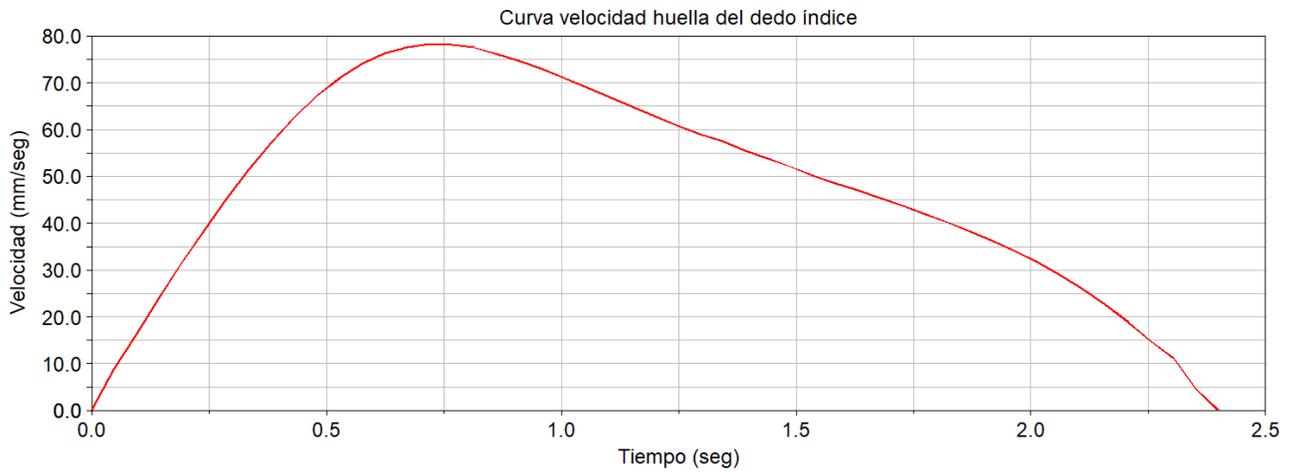


Figura 87. Velocidad "Magnitud" Longitud vs Tiempo.

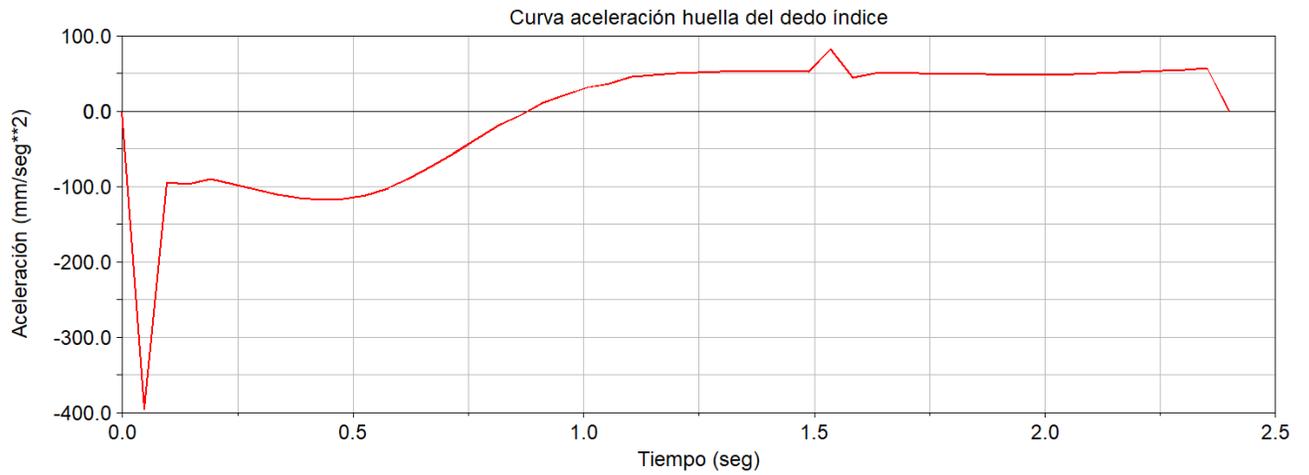


Figura 88. Aceleración en el eje "Y" Aceleración vs Tiempo.

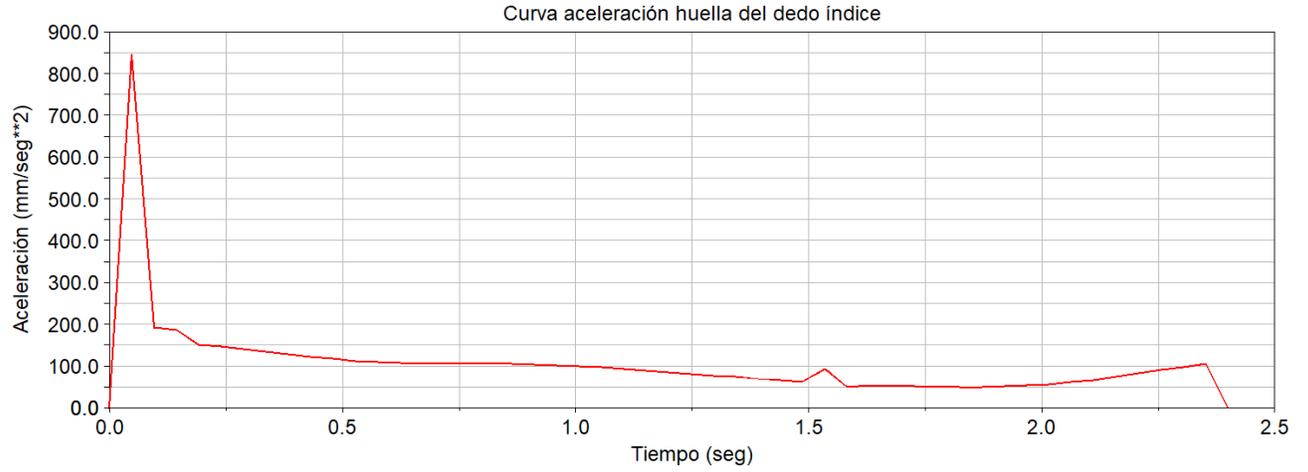


Figura 89. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.

5.7.2 Análisis Dinámico del dedo Índice con Carga de 40 N

Punto 1



Figura 90. Desplazamiento en el eje “Y” Longitud vs Tiempo.

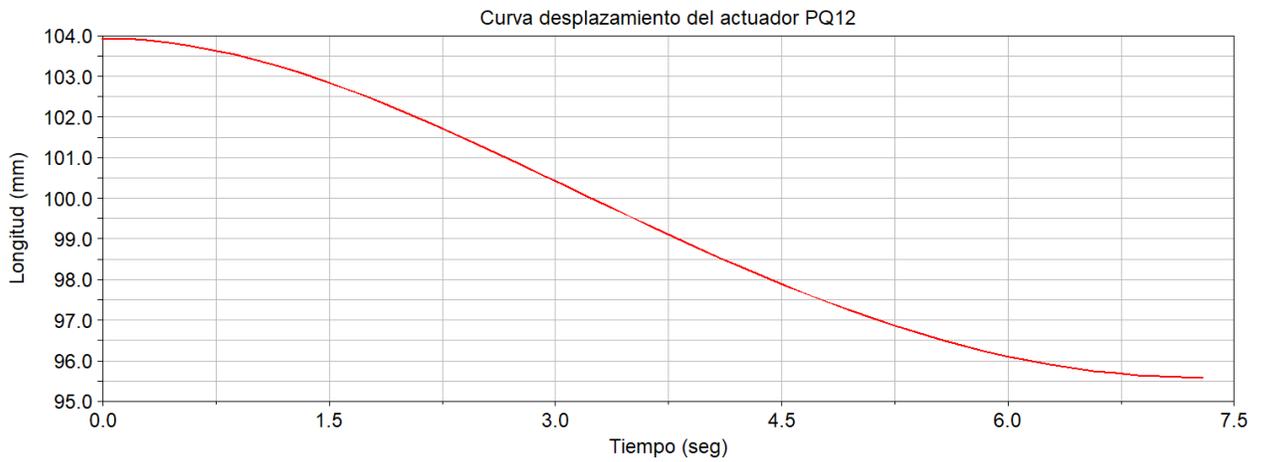


Figura 91. Desplazamiento “Magnitud” Longitud vs Tiempo.

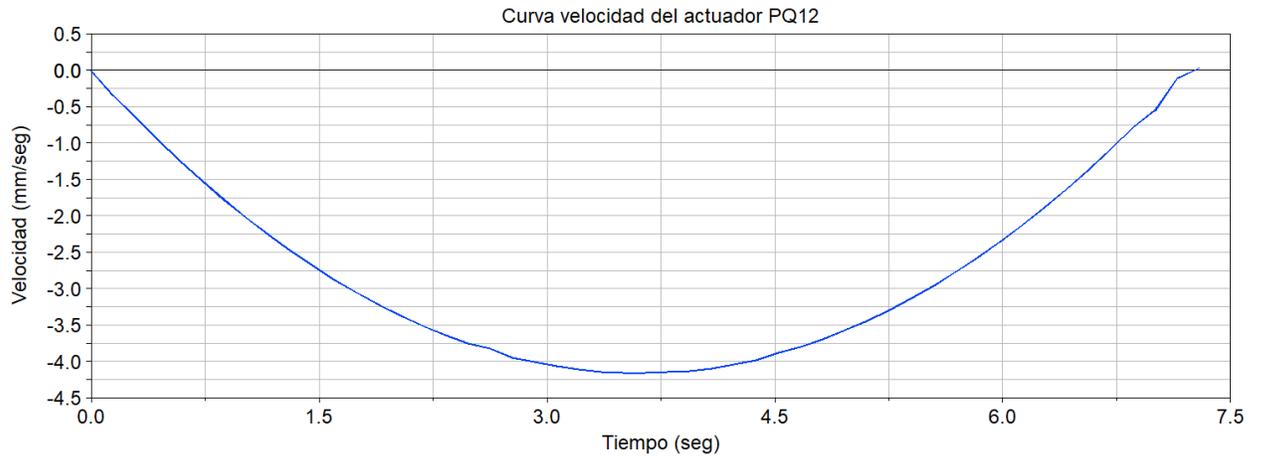


Figura 92. Velocidad en el eje "Y" Velocidad vs Tiempo.



Figura 93

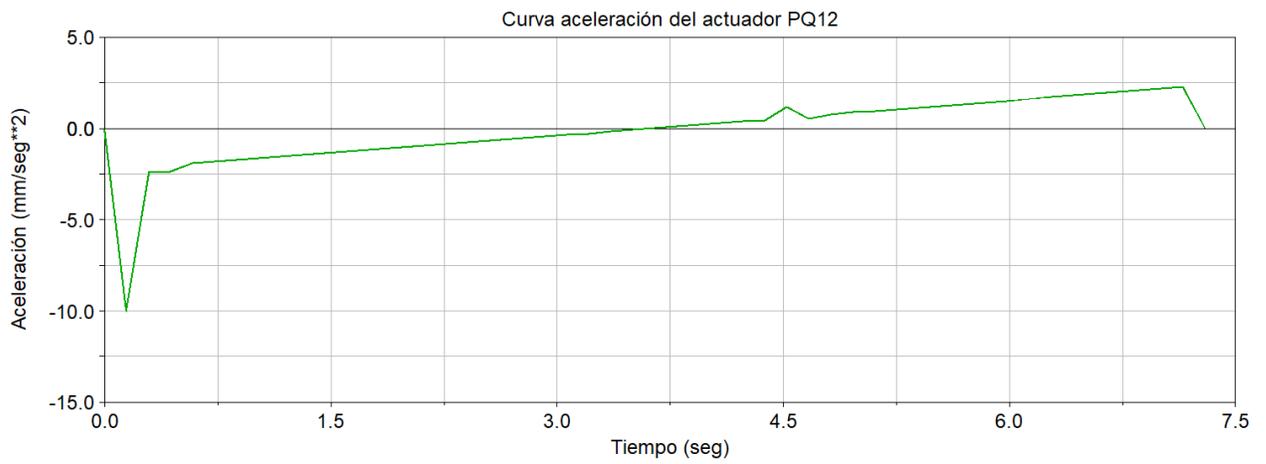


Figura 94

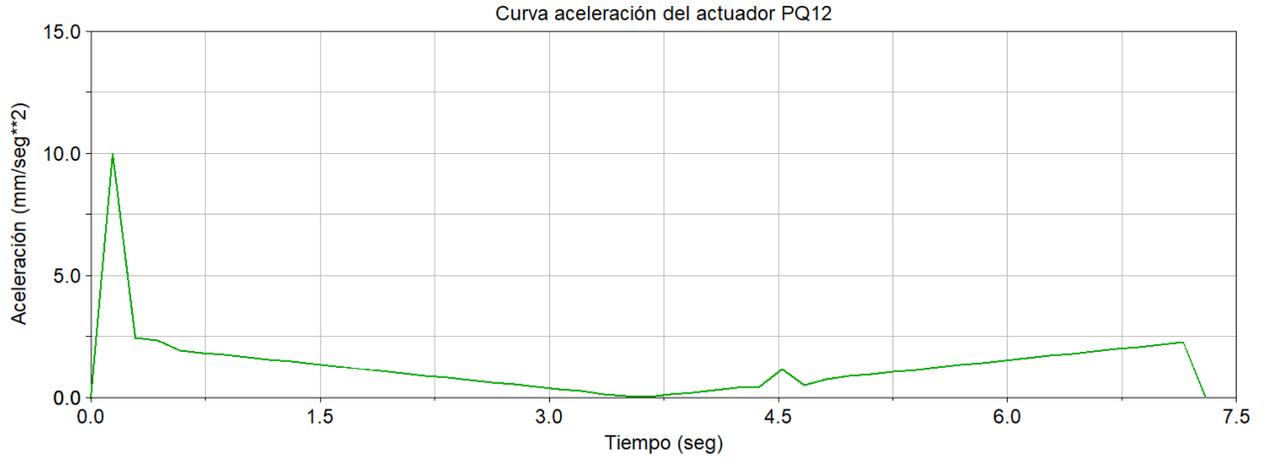


Figura 95

Punto 2



Figura 96. Desplazamiento en el eje "Y" Longitud vs Tiempo.

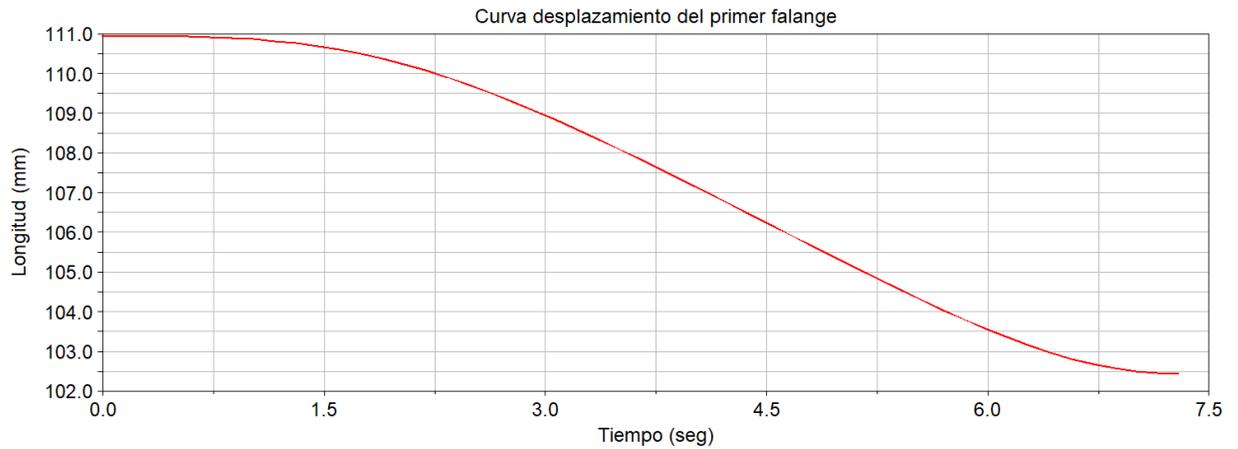


Figura 97. Desplazamiento "Magnitud" Longitud vs Tiempo.

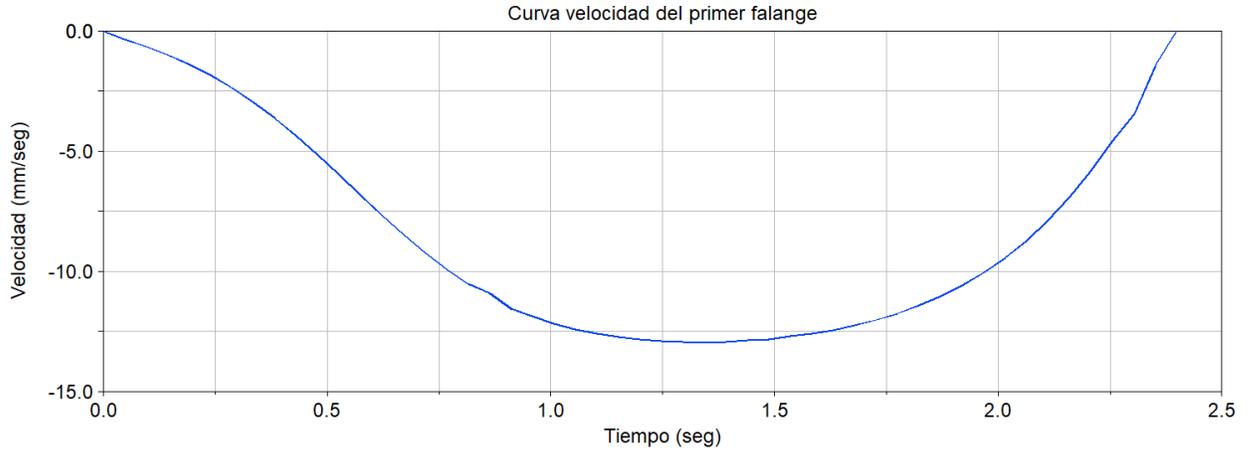


Figura 98. Velocidad en el eje "Y" Velocidad vs Tiempo.

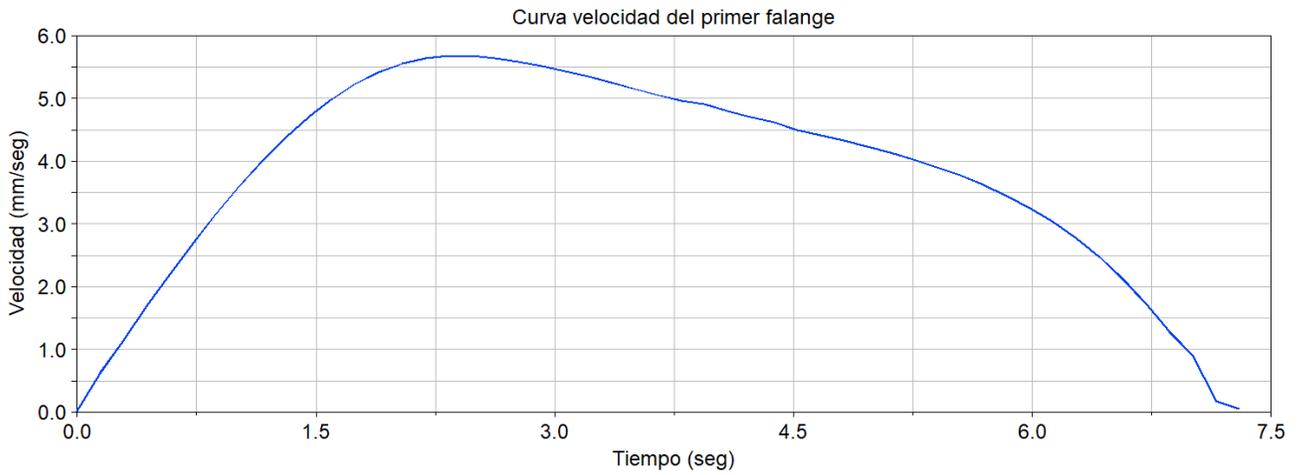


Figura 99. Velocidad "Magnitud" Longitud vs Tiempo.

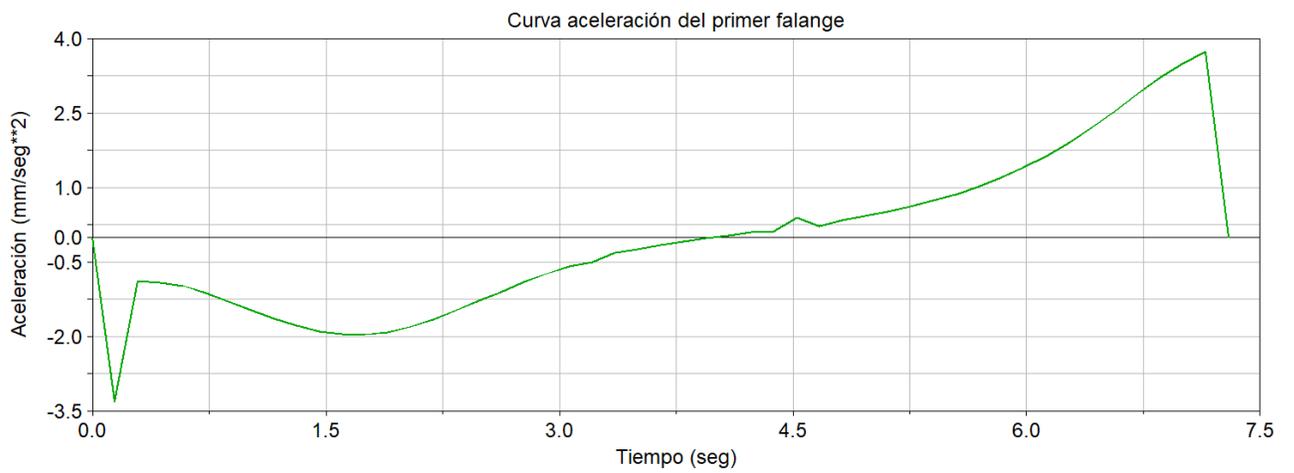


Figura 100. Aceleración en el eje "Y" Aceleración vs Tiempo.

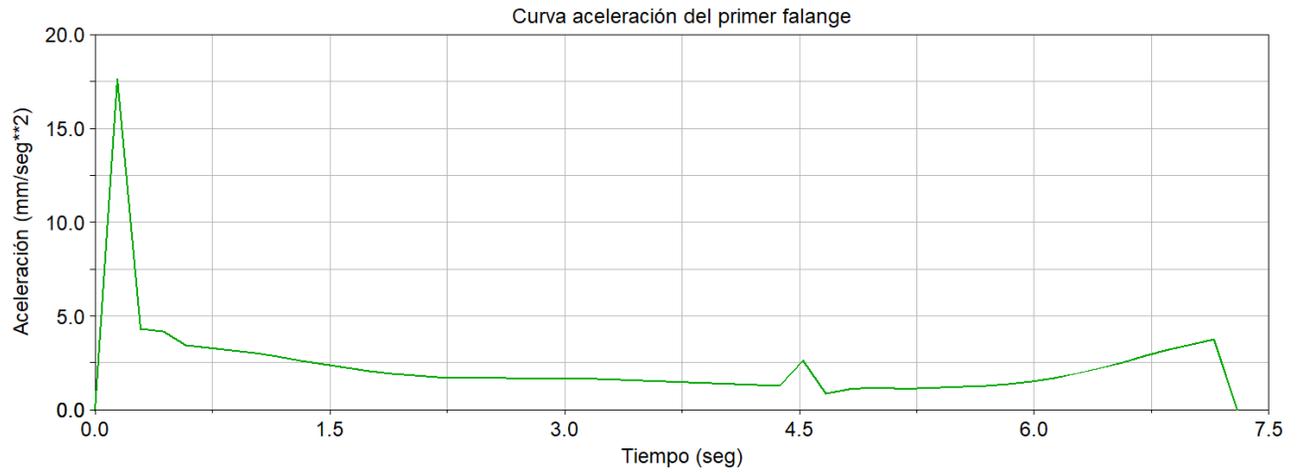


Figura 101. Aceleración "Magnitud" Aceleración vs Tiempo.

Punto 3



Figura 102. Desplazamiento en el eje "Y" Longitud vs Tiempo.



Figura 103. Desplazamiento "Magnitud" Longitud vs Tiempo.



Figura 104. Velocidad en el eje "Y" Velocidad vs Tiempo.



Figura 105. Velocidad "Magnitud" Longitud vs Tiempo.

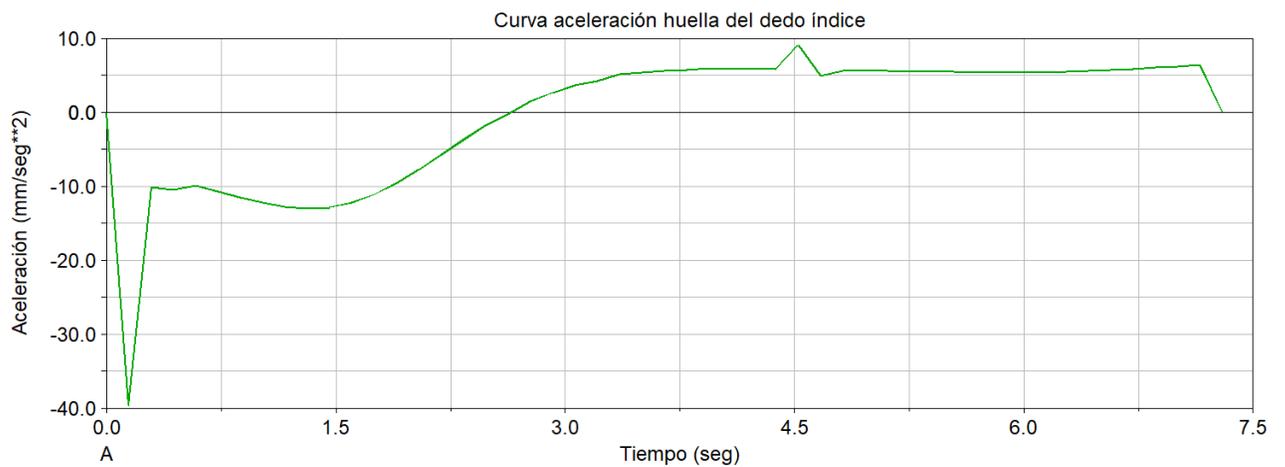


Figura 106. Aceleración en el eje "Y" Aceleración vs Tiempo.

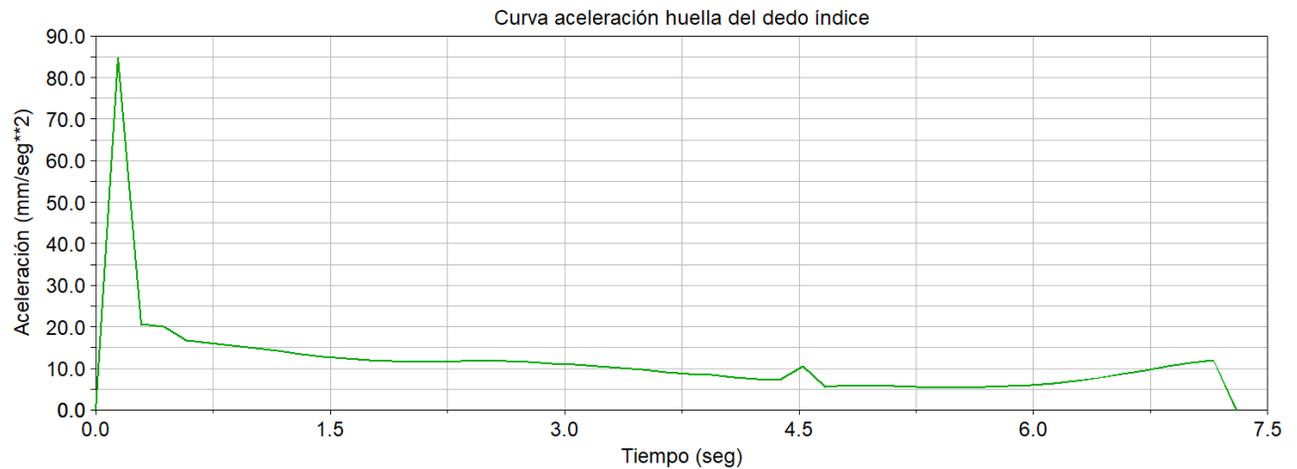


Figura 107. Aceleración “Magnitud” Aceleración vs Tiempo.

5.9 Construcción del prototipo

5.9.1 Proceso de Impresión 3D

Dentro de la UPS se tiene actualmente un laboratorio de prototipado rápido, que cuenta con toda la tecnología para incorporarla en el desarrollo de este proyecto. En este caso se utiliza impresión 3D mediante el método de estereolitografía (SLA), el cual permite una mejor calidad, estética y precisión del prototipo. La impresora que se utiliza es una Form 2 (Figura 108 a)) del fabricante Form Lab, cuyas características se muestran en el Anexo 1.

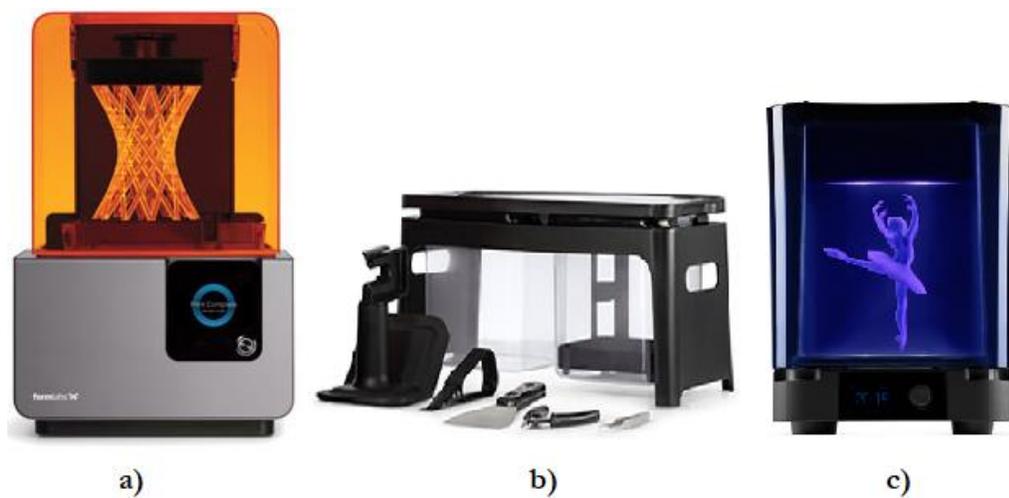


Figura 108. a) Form 2, b) kit de lavado, c) Form Cure.

Todos los elementos diseñados en software 3D que conforman la prótesis de mano se exportan en formato .stl. Luego se abre cada archivo en el software Preform (Software propio del fabricante Form Lab), el cual me permite modificar ciertos parámetros de impresión (tipo de material, grosor de capa, soportes, etc.), como se muestran en las Figura 109, Figura 110, Figura 111 y Figura 112.

El material que se emplea es una resina foto polimérica Tough V5, la impresión se la realiza con una altura de capa de 0.05 mm, esta resina comparte ciertas características con el material ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno). Las especificaciones se muestran en el Anexo 2.

La impresión se la divide en 4 partes:

- 1) En la primera parte se aprovecha al máximo la dimensión de la cama de la impresora (145 mm x 145 mm x 175 mm) y se dispuso a imprimir los siguientes elementos que son: 4 dedos, 4 falanges, 4 acoples, 4 eslabones, 1 guía fija1, 1 guía fija 2, 1 acople giratorio, 2 ejes guías.

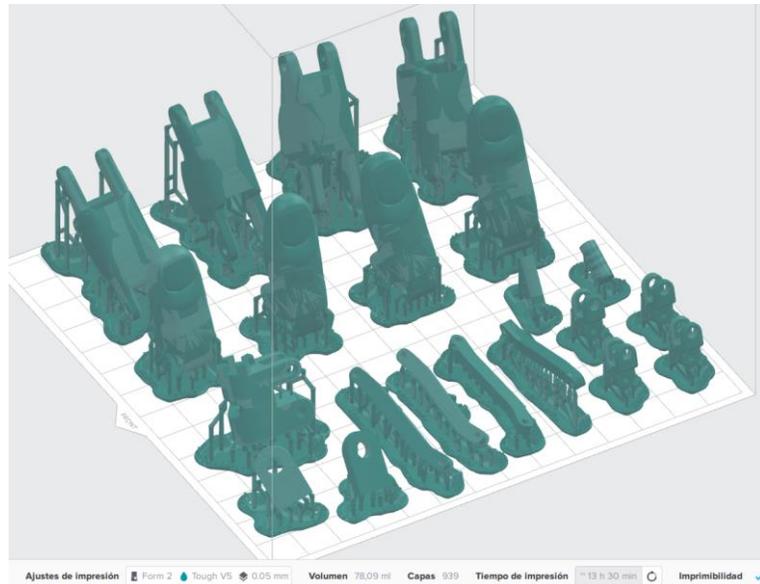


Figura 109. 4 dedos, 4 falanges, 4 acoples, 4 eslabones, 1 guía fija1, 1 guía fija 2, 1 acople giratorio, 2 ejes guías.

2) En la segunda parte se imprime la parte del dorso.

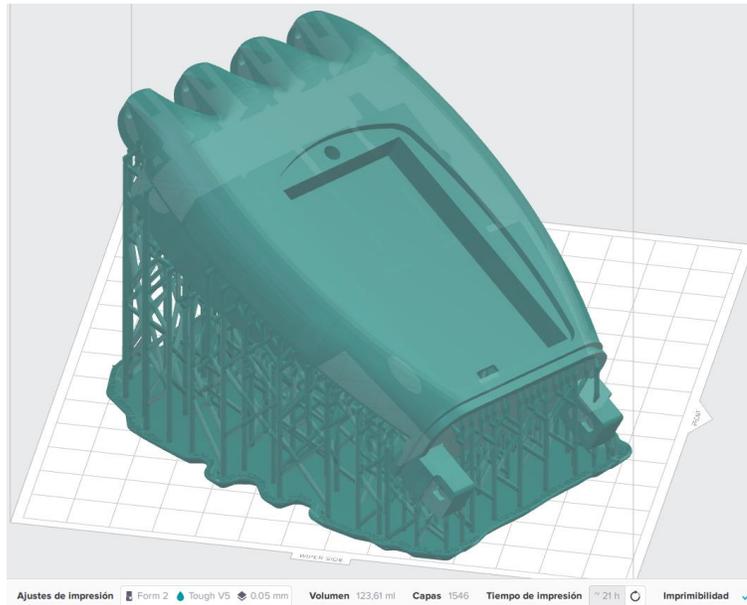


Figura 110. Dorso de la prótesis de mano.

3) Como tercera parte se imprime la palma de la prótesis de mano.

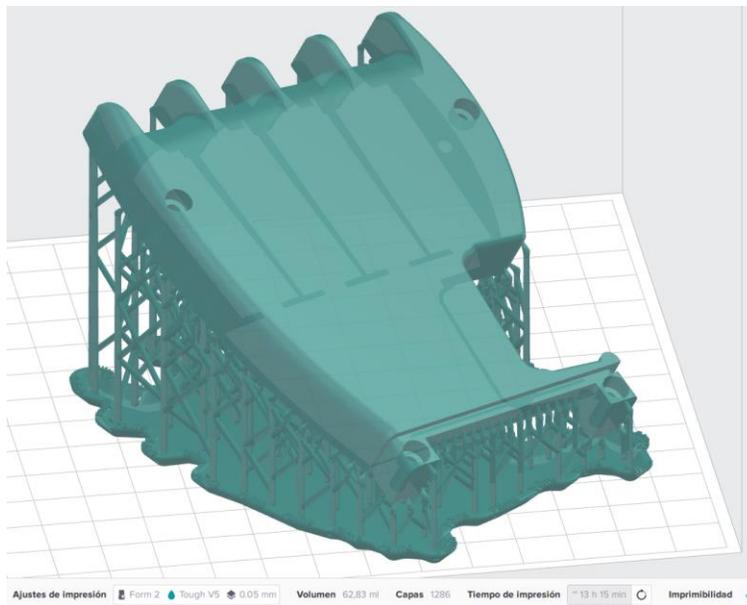


Figura 111. Palma de la prótesis de mano.

4) Como cuarta parte se imprime la tapa de la batería.

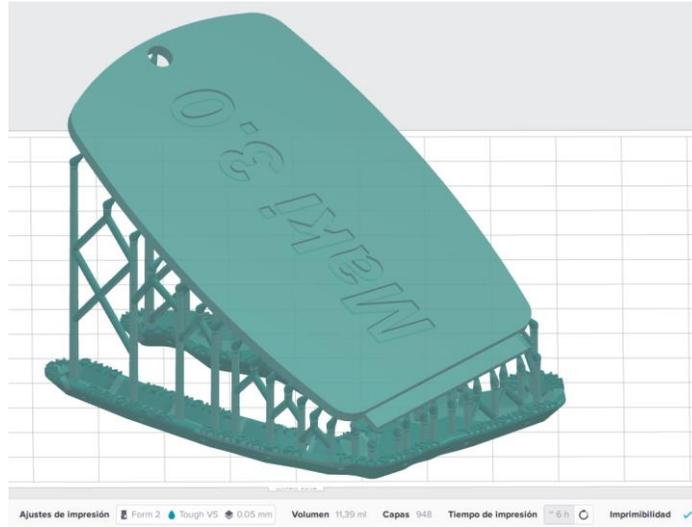


Figura 112. Tapa de la batería de la prótesis de mano.

Una vez impreso todos los elementos se procede a lavarlos (Figura 108 b)), dejando 10 minutos en el primer tanque y luego someterlo 10 minutos en el otro tanque, cada tanque contiene alcohol industrial.

Finalmente las piezas que hayan cumplido el ciclo de lavado se las ingresa a la máquina de curado UV (Figura 108 c)), llamada Form Cure; cuyo sistema consiste en lámparas ultravioletas que permiten que la pieza alcance las propiedades mecánicas requeridas. Para este caso se utilizó la curva característica de la resina Tough V5 (Figura 113), dejando a una temperatura de 60 grados y tiempo de 60 minutos. En la Figura 114 se muestran todos los elementos impresos después del curado UV.



Figura 113. Curva representativa para el curado de la resina Tough [55].

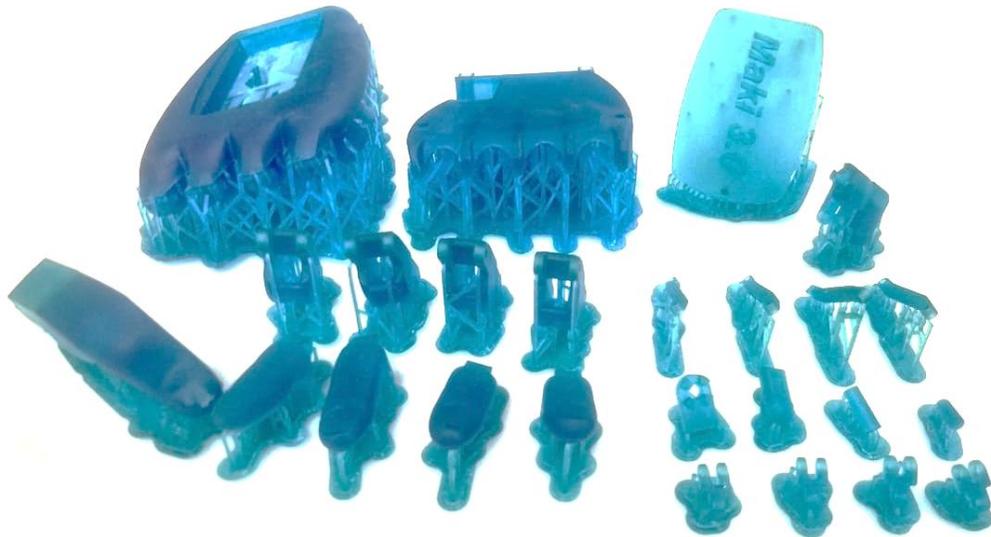


Figura 114. Elementos impresos en 3D que conforman la prótesis de mano.

En la Tabla 8 se detalla el volumen y el tiempo que se requirió para obtener la prótesis Maki 3.0 mediante impresión 3D SLA.

Partes	Volumen (ml)	Tiempo
Primera	78.09	13 h 30 min
Segunda	123.61	21 h
Tercera	62.83	13 h 15
Cuarta	11.59	6 h
Total	276.12	53 h 45 min

Tabla 8. Volumen y tiempo de la prótesis Maki 3.0.

5.10 Integración de elementos mecánicos y electrónicos.

Una vez realizada en el proceso de impresión 3d se procede a cortar los soportes de las piezas generadas mediante la impresión y seguidamente se procede a ensamblar, integrando los elementos mecánicos y electrónicos. La parte electrónica y de control se trabajó conjuntamente con el GIIB que fueron diseñadas a medidas que acoplen de acuerdo al tamaño de la prótesis de mano.

Como primer paso se determinó la función de transferencia para poder aplicar el controlador en la planta. A continuación se diseñó el controlador y la tarjeta electrónica tomando en cuenta cada uno de los requerimientos. La tarjeta electrónica de control diseñada para la prótesis Maki 3.0 se controla mediante el brazalete Myo, el cual adquiere señales musculares mediante sensores mioelectricas superficiales.

5.10.1 Cálculo de la función de transferencia de la planta

Para determinar la función de transferencia del actuador se le da una señal continua de 10V y así calcular el tiempo de estabilización del sistema (Figura 115). Para visualizar la curva de comportamiento se creó un VI en el programa Labview y luego se exportaron los datos a un archivo de Excel para su pos procesamiento.

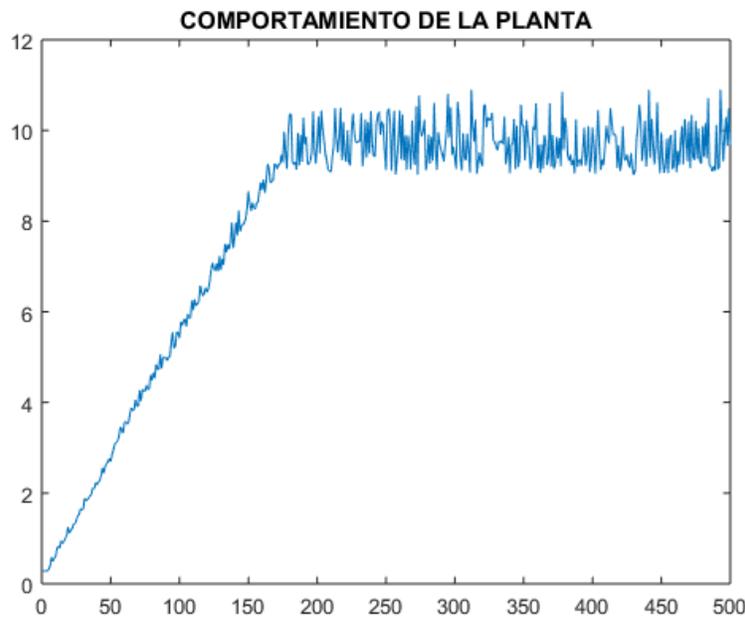


Figura 115. Comportamiento de la planta con una señal continua de 10v.

Para procesar estos datos se utilizó la herramienta “ident” de MATLAB (Figura 116) donde se ingresa el vector de la señal de respuesta de la planta para calcular la función de transferencia en el dominio del tiempo.

La función de transferencia obtenida es:

$$FT1 = \frac{0.1428s + 2.45}{s^2 + 2.247s + 2.57}$$

Esta función de transferencia tiene un acierto estimado del 87.25% de acierto.

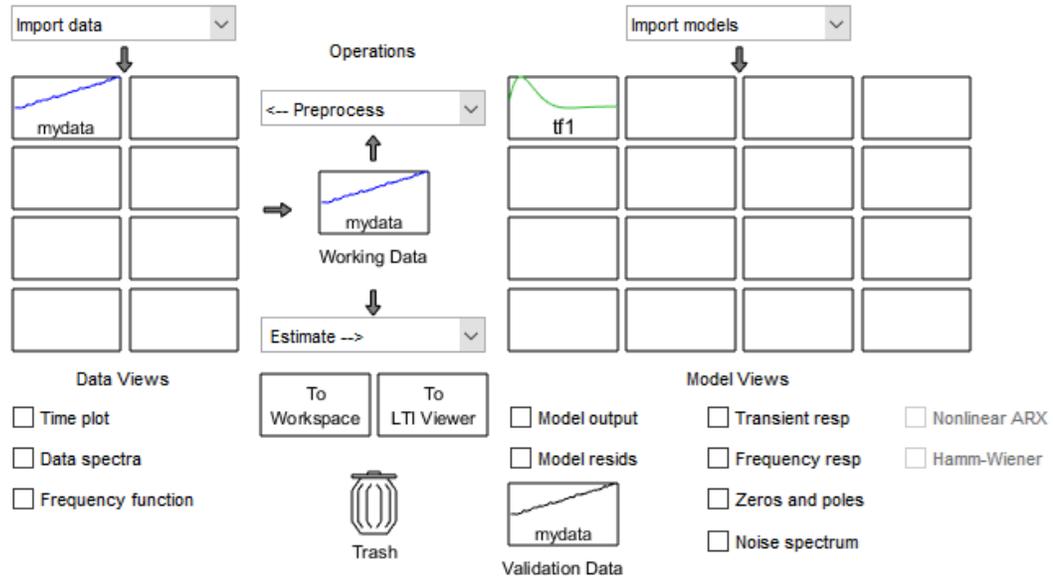


Figura 116. Cálculo de la función de transferencia con la herramienta `ident` de Matlab.

Con la función de transferencia de la planta se procede a calcular los coeficientes PID de nuestro controlador. El cálculo de estas constantes se lo realizó con la herramienta `sisotool` (Figura 117) de Matlab. Dentro de esta herramienta se escogió el método de respuesta al escalón de Ziegler/Nichols obteniendo un controlador PI que es suficiente para disminuir el tiempo de estabilización del actuador lineal (Figura 118).

Las constantes del controlador son:

$$k_p = 43.855$$

$$k_i = 95.337$$

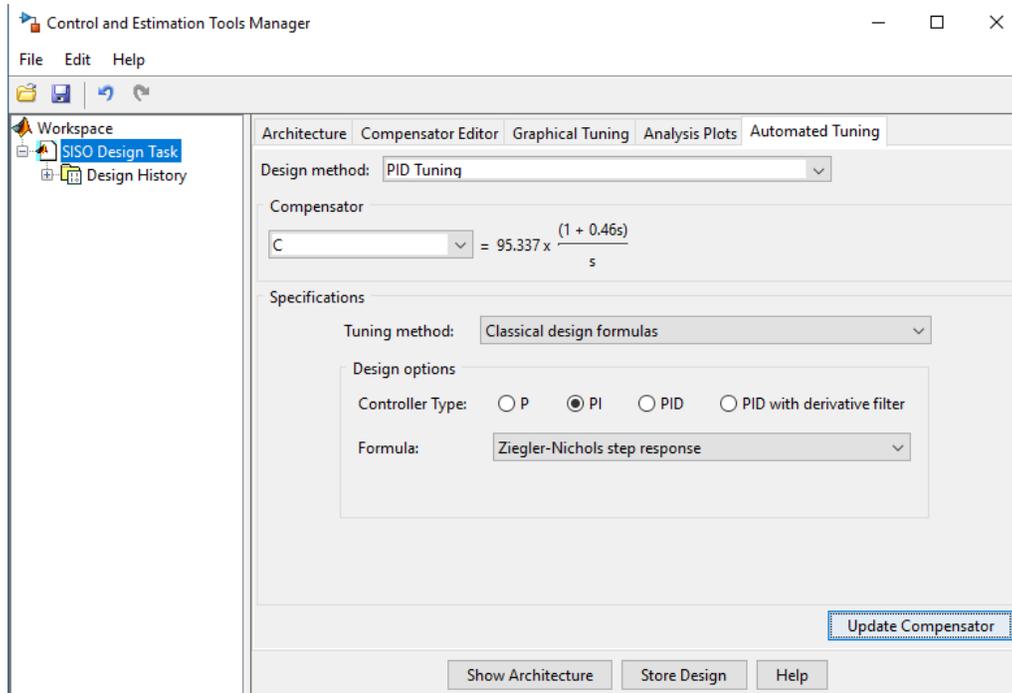


Figura 117. Cálculo de los coeficientes del controlador con la herramienta sisotool de Matlab.

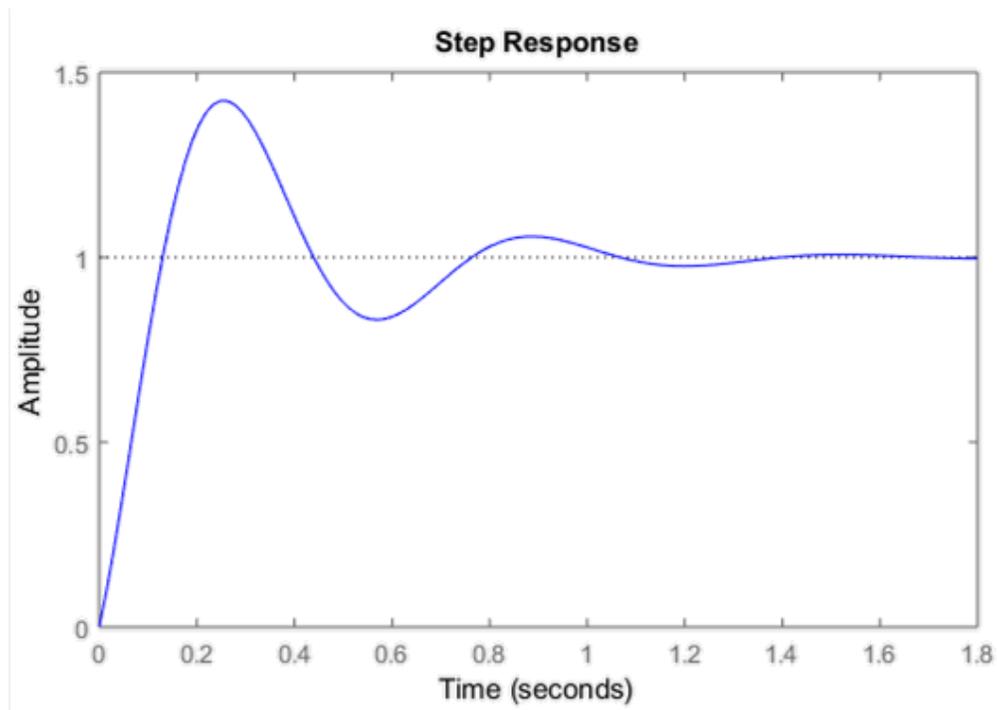


Figura 118. Respuesta al impulso de la función de transferencia con el controlador.

5.10.2 Elementos del sistema controlado

Los elementos del controlador se especifican en el diagrama de bloques de la Figura 119. La señal de ingreso viene dada por la lectura de los datos EMG del brazalete MYO dependiendo el agarre que haga la persona. Este agarre será procesado en Arduino, donde analizará que tipo de agarre hace la persona.

Luego de este proceso se enviará una señal a la prótesis que es la planta en la cual se está aplicando el controlador. La señal de salida entregará el voltaje-tiempo necesario para que el actuador alcance cierta posición. La retroalimentación sirve para determinar la cantidad de error que existe entre la señal de entrada y la señal de salida.

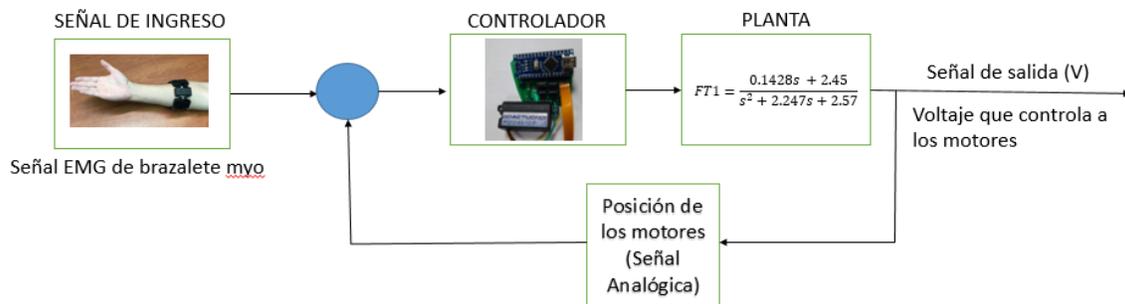


Figura 119. Diagrama de bloques del sistema de control aplicado a la prótesis de mano.

5.10.3 Elementos que conforman la integración de la prótesis de mano

En la Tabla 9 se detallan los elementos que integran la prótesis de mano para su posterior ensamblaje y en la Figura 120 se exhibe la prótesis ensamblada con todos sus elementos incorporados.

Número	Cantidad	Designación
1	5	Actuadores Lineales
2	1	Placa electrónica
3	1	Batería de 2000 mA
4	5	Pernos hexagonal M3 x 6 mm
5	18	Pasadores de acero inoxidable
6	1	Switch
7	5	Dedos
8	4	Falanges medios
9	4	Acoples
10	4	Eslabones
11	1	Dorso
12	1	Palma
13	1	Tapa de batería
14	1	Brazalete Myo

Tabla 9. Elementos que conforman la prótesis de mano Maki 3.0.



Figura 120. Ensamble de elementos electrónicos y mecánica de la prótesis Maki 3.0

6. ANÁLISIS Y RESULTADOS

6.1 Antropometría y estética

La prótesis biomecánica denominada Maki 3.0 tiene un diseño antropométrico y estético muy similar a la mano humana, dando un aspecto fascinante al usuario, que responde correctamente los siete movimientos básicos incorporados que el usuario realiza con frecuencia en su vida cotidiana (Figura 121).

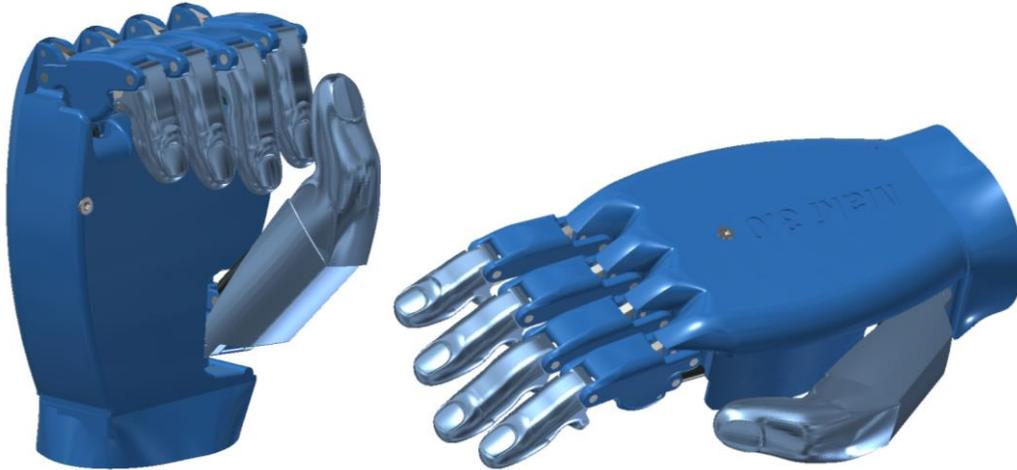


Figura 121. Diseño antropométrico y estético de la prótesis Maki3.0.

Una vez establecidos el diseño deseado se procede a analizar y validar los movimientos que va a realizar la prótesis biomecánica para esto primero se procede a realizar la cinemática y la cinética que a continuación se describen:

6.2 Cinemática

Con las curvas de trayectoria obtenidas de los diferentes tipos de análisis (Figura 122), se realiza la comparación entre cada una de ellas para poder determinar el nivel de similitud que existe entre el mecanismo diseñado y el alcance real de un dedo. Para esto, se utiliza el método de correlación de Pearson. La función `corr2` de MATLAB [53], posibilita calcular el coeficiente de correlación que existe entre una o más curvas en dos dimensiones. Estos valores pueden variar entre 1 (100%) y -1 (-100%) donde el signo indica si los datos de cada una de las curvas son directa o inversamente proporcionales entre ellas.

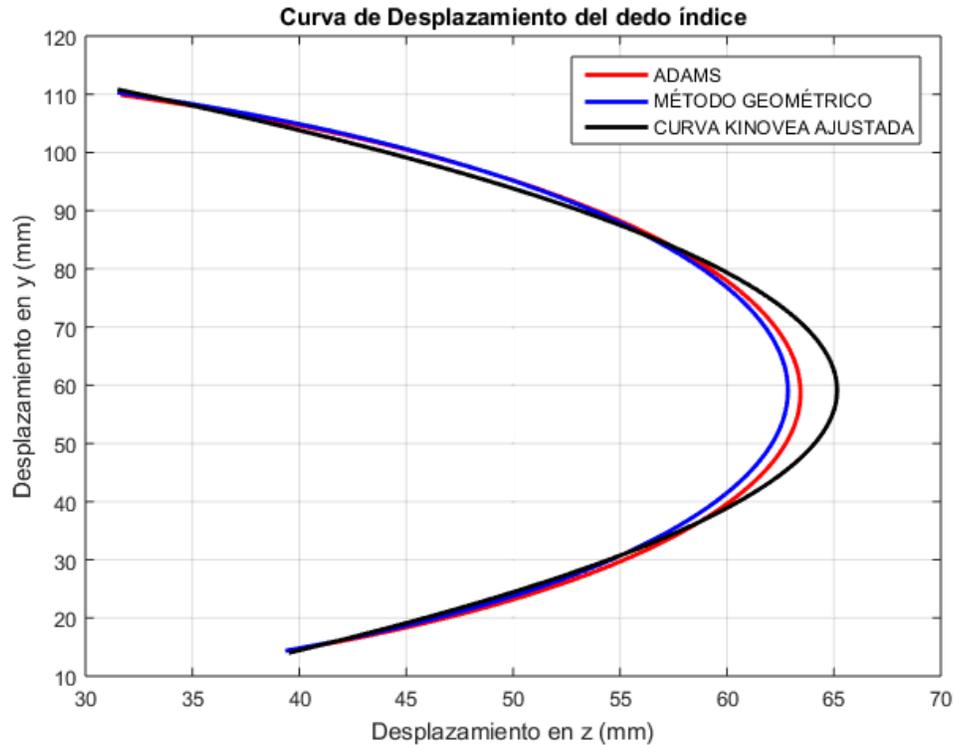


Figura 122. Curvas de los diferentes tipos de análisis.

Curva de Análisis	Coefficiente de Pearson.	% de similitud
Kinovea-Adams	0.7766	77.66%
Kinovea - Método Geométrico	0.7748	77.48%
Adams - Método Geométrico	0.9887	98.87%

Tabla 10. Relación de porcentaje de similitud entre curvas obtenidas.

Los valores obtenidos se muestran en la Tabla 10. Estos valores revelan una relación directamente proporcional entre cada uno de los datos de las diferentes curvas.

El porcentaje de similitud más alto se presenta entre las curvas de simulación realizadas en Adams View y el método geométrico. En ambos casos se utilizan las mismas distancias entre cada una de las juntas que componen el dedo para el cálculo de la trayectoria.

La curva simulada en Adams View, Figura 122 (Rojo), es la que va a realizar la prótesis, por lo que el porcentaje de similitud entre esta curva y la trayectoria real del dedo debe tener un nivel de confiabilidad alto. Este porcentaje alcanza un valor del 78%. En la Figura 122

(Negro) se aprecia que la trayectoria real tiene un desplazamiento hacia la derecha, esto se debe a que el dedo real posee tres falanges; en cambio, el mecanismo propuesto en este estudio es un sistema bifalángico y se tendrá una trayectoria limitada que genera un 22% de no coincidencia frente a la real.

Como la mayoría de agarres están en función de la posición final del dedo (huella), es importante que esta posición sea alcanzada por nuestro mecanismo. Para ello se realiza un análisis entre la posición final del dispositivo y la real, utilizando el coeficiente de Pearson. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 11.

Puntos de Análisis	Coficiente de Pearson.	% de similitud
Kinovea-Adams	0.9999	99.99%
Kinovea - Método Geométrico	0.9999	99.99%
Adams - Método Geométrico	0.9999	98.99%

Tabla 11. Relación de porcentaje de similitud entre los puntos finales de cada una de las trayectorias.

El porcentaje de similitud de posición final de dedo tiende a ser del 99,99%. Este valor permite identificar que en la mayor cantidad de agarres en la que intervenga la posición final de la punta del dedo se tendrá un alto grado de confiabilidad.

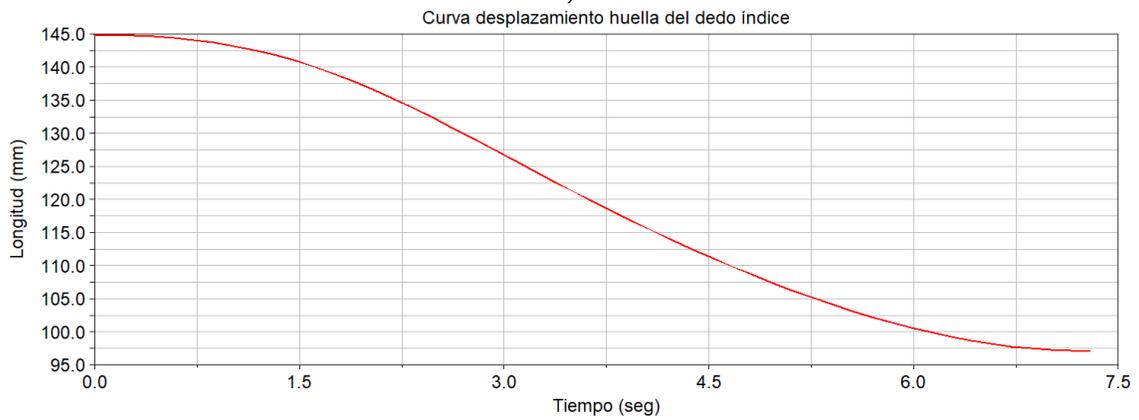
6.3 Cinética

En este caso se presenta como resultado el punto más importante que es el punto 3 (huella), el cual va estar en contacto con todos los agarres. Se realiza el estudio en el dedo índice y simulando la flexión del mismo, cabe resaltar que es el mismo estudio para los demás dedos.

En la Figura 123 a) se detalla la curva de desplazamiento del punto 3 sin carga cuyos valores empiezan en 145 mm y terminan en 97.5 mm en un tiempo de 2.35 seg. En cambio la Figura 123 b) muestra un incremento en el tiempo, el cual es 7.35 seg. En la Tabla 12 se muestra el resumen de los valores obtenidos.



a)



b)

Figura 123. a) Desplazamiento longitud vs tiempo sin carga vs b) Desplazamiento longitud vs tiempo con carga.

Desplazamiento (mm)	Tiempo (seg) sin carga	Tiempo (seg) con carga
145	0	0
97.5	2.35	7.35

Tabla 12. Resumen de Desplazamientos sin carga y con carga.

En la Figura 124 a) se muestra la curva de velocidad sin carga y en la Figura 124 b) se muestra la curva de velocidad con carga en el punto 3 (huella). Los valores obtenidos se presentan en la Tabla 13.

Cabe recalcar que se tiene un pico máximo sin carga de $78 \frac{mm}{seg}$ y con carga se tiene $26.2 \frac{mm}{seg}$. Nos quiere decir que la velocidad con carga es menor que la que está sin carga.

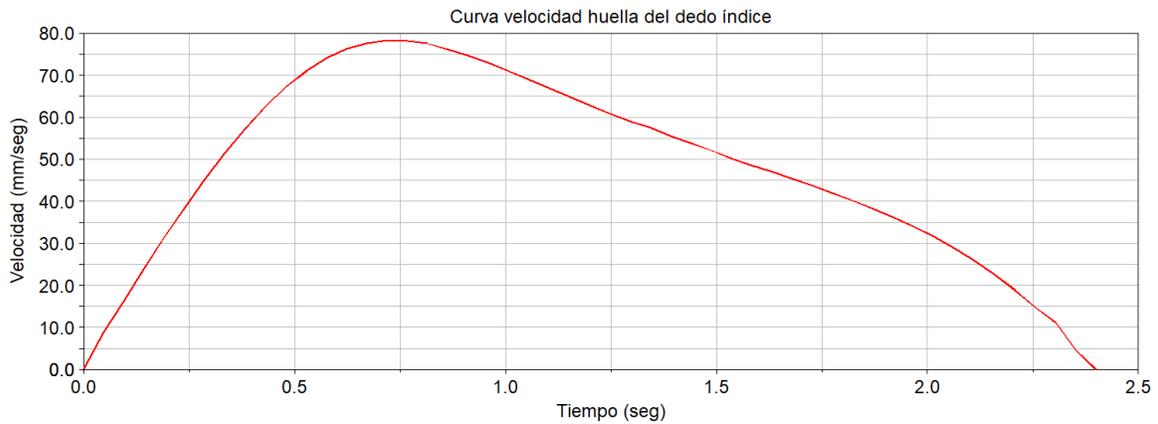


Figura 124. a) Velocidad longitud vs tiempo sin carga vs b) Velocidad longitud vs tiempo con carga.

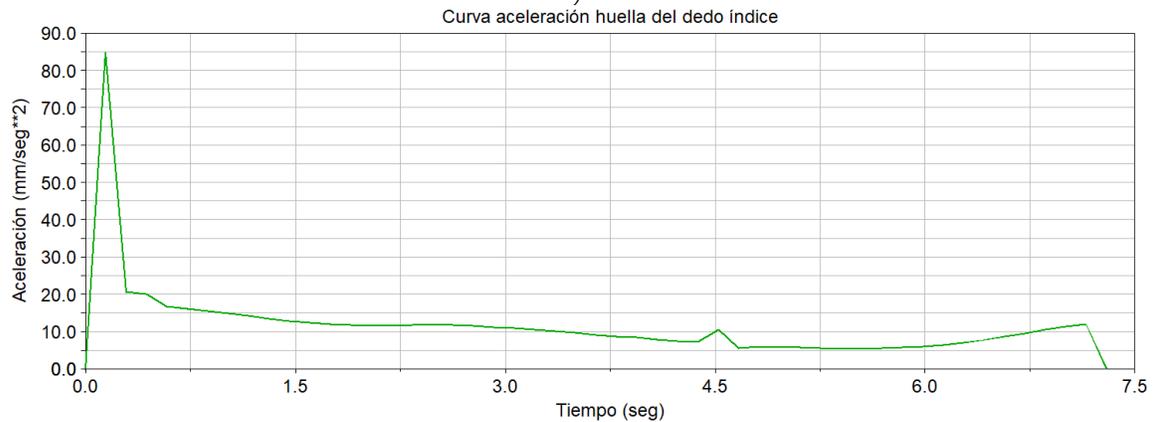
Velocidad (mm/seg)	Tiempo (seg) sin carga	Tiempo (seg) con carga
0	0	0
78	0.75	
26.2		22.5

Tabla 13. Resumen de velocidades sin carga y con carga.

En la Figura 125 a) se presenta la curva de aceleración del punto 3 (huella) con carga y en la Figura 125 b) sin carga. Se tiene un pico máximo de aceleración, esto ocurre cuando el motor comienza a ejercer la fuerza. El valor máximo sin carga es de $849 \frac{mm}{seg}$ y con carga alcanza $84.9 \frac{mm}{seg}$. Quiere decir que el motor ejerce una fuerza de 10 veces más cuando tiene carga. En la Tabla 14 se exhibe el resumen de los datos obtenidos.



a)



b)

Figura 125. a) Aceleración longitud vs tiempo sin carga vs b) Aceleración longitud vs tiempo con carga.

Aceleración (mm/seg ²)	Tiempo (seg) sin carga	Tiempo (seg) con carga
0	0	0
849	0.148	
84.9		0.31

Tabla 14. Resumen de Aceleraciones sin carga y con carga.

6.4 Construcción

Para la construcción fue necesario analizar el material Tough V5 en el software Inventor mediante análisis de elementos finitos y como resultados obtuvimos que el análisis de resistencia o tensión (Von Mises) es de 6.063 MPa y nos quiere decir que este valor no supera la zona plástica del material pese a que se tiene zonas críticas las cuales son en los pasadores, pero supera la carga máxima (40 N por cada actuador) y la consideramos como despreciable, ya que la resina tiene un esfuerzo ultimo a la tensión de 55.7 MPa.

También se analizó el coeficiente de seguridad de la resina y como resultados obtuvimos que cumple a satisfacción y se tiene un factor mínimo de 3.02 en pequeñas zonas críticas, pero es despreciable ya que en la mayor parte de la prótesis se tiene un factor de seguridad muy alto.

Tipo de Análisis	Valores Mínimo	Valores Máximo
Tensión de Von Mises	0 MPa	6.063 MPa
Coeficiente de seguridad	3.02 ul	15 ul

Tabla 15. Resultados obtenidos de la simulación de elementos finitos.

La prótesis Maki 3.0 alcanza un grado alto confiabilidad, en cuanto a estética, dimensiones y de resistencia, gracias a la utilización de la impresión 3D mediante el proceso de esteriolitografía y su material de aportación llamado Tough V5 que tiene grandes propiedades mecánicas como se mencionó anteriormente y es ideal para este proceso de construcción.

Como se observa en la Figura 126, la prótesis tiene gran mejoría en comparación a la anterior Maki 2.0.



Maki 2.0

Maki 3.0

Figura 126. Prótesis Maki 2.0 vs Prótesis Maki 3.0

La prótesis de mano construida posee un peso de 326 gramos (Figura 127) y tiene dimensiones de largo=188.93 mm, ancho=84.13 mm y espesor de 35.5 mm, el mismo que se encuentra en el rango ideal dentro de los rangos de prótesis establecidos [49].



Figura 127. Peso de la prótesis Maki 3.0.

6.5 Integración mecánica y electrónica

La integración se la realizó con éxito gracias a que todos los componentes electrónicos y mecánicos encajaron de manera correcta, esto debido a un correcto diseño previo a la construcción.

Una limitante que se presentó en la integración de la prótesis fue el tamaño que se disponía para poder controlar los 5 motores con el respectivo sistema de comunicación inalámbrico. Se tenía que colocar 4 circuitos integrados de potencia que son los Puente h para controlar los motores. A estos se los colocó en una cara de la tarjeta de control para que no exista ningún tipo de interferencia con la señal que se envía mediante bluetooth desde el brazalete MYO hasta la placa de control.

El uso MYO nos brindó mayor comodidad al momento de controlar la señales, ya que en la versión 2.0 la prótesis estaba controlada por un sensor óptico que analizaba letras del código morse. Ahora con la integración del MYO, el sistema interpreta todos los movimientos que la persona quiere realizar y los procesa sin necesidad de un circuito extra para el uso del brazalete.

En la integración se tuvo en cuenta el peso total que va a soportar la prótesis ya que en función del peso, la corriente que van a utilizar los actuadores lineales va a ser mayor o menor dependiendo de la gráfica fuerza-corriente que se presenta en los anexos. Mientras más peso requiera utilizar la prótesis mayor cantidad de corriente se necesita para controlar los motores; por lo tanto se tiene una relación inversamente proporcional donde a mayor corriente requerida menor tiempo de duración de la batería del sistema.

CONCLUSIONES

El método utilizado para el diseño es el correcto. La prótesis Maki 3.0 perfecciona en cuanto a estética y antropometría, garantiza al usuario una mejor calidad de vida y mejor integración con el medio que lo rodea.

El análisis cinemático permite determinar las trayectorias generadas por los puntos finales de los dedos, para verificar una correcta sujeción de acuerdo a los diferentes tipos de agarres planteados y definir si el mecanismo diseñado cumpla a cabalidad con la posición que debe tener el dedo en la prótesis de mano.

El mecanismo propuesto genera una aproximación de trayectoria del 78% con el mecanismo real, esta situación se genera porque es monofalángico debido a la incorporación de movimiento con un actuador, esta coincidencia es favorable para dar soporte a los diferentes tipos de agarres. La posición final del dedo tiene una coincidencia del 99,99% respecto de la posición del dedo de una mano real, esta condición genera la certeza de que los agarres serán favorables y se acercarán a la condición de una mano real.

El mecanismo incorporado es un sistema de 4 barras que favorecen la entrada de movimiento; es sencillo y práctico y genera una condición de desplazamiento y posición aproximados a la de una mano humana durante los agarres.

En el análisis cinético afirma que el prototipo de prótesis de mano cumple con las exigencias requeridas y es capaz de realizar movimientos acordes, como puede ser sin carga como con carga, obteniendo características específicas de velocidades, aceleraciones y de desplazamiento en los diferentes puntos de análisis.

La impresión 3D por el proceso de estereolitografía es adecuada y se obtiene piezas funcionales, el material es adecuado y soporta las cargas máximas.

El sistema de control permite un sistema adecuado y garantiza el control de mejor manera que los actuadores comandados mediante el brazalete Myo ejecutando señales de entrada para obtener los diferentes movimientos que se plantearon. El ingreso de movimiento a través de

actuador lineal posibilita la integración de un sistema de control eficiente y un consumo de energía controlado lo que favorecerá la incorporación del mecanismo en una prótesis de mano.

RECOMENDACIONES

Tener cuidado con derramar líquidos dentro de la prótesis ya que podría dañar los componentes electrónicos y mecánicos.

No dejar la prótesis sometida a altas temperaturas porque se podría degradar el material fácilmente.

No realizar acciones forzosas que superen el peso permitido de la prótesis 16 kg, se recomienda alzar elementos que tengan 10 kilogramos para conservar la vida útil de los actuadores lineales.

Realizar un mantenimiento trimestral para saber el estado y poder calibrar cualquier daño que pueda ocasionar.

TRABAJOS FUTUROS

En las siguientes fases se desarrollará el controlador utilizando varios tipos de sensores para evidenciar cuáles serán los beneficios que nos brindan cada uno de ellos en función de los diferentes tipos de agarres y la manipulación del sistema por parte del usuario.

Realizar el acople de la muñeca y el socket desarrollado dentro del grupo de investigación GIIB y posteriormente realizar la integración del paciente.

Desarrollar nuevos mecanismos que permitan realizar otros tipos de movimientos en la prótesis de mano, tanto para los dedos como para el pulgar.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. Loaiza, «Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad», Tesis Magister, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia, 2012.
- [2] J. Brito, M. Quinde, y J. Cuzco, «Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha», Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador, 2013.
- [3] B. Gámez, F. Cabrera, J. Cabrera, y C. Flores, «Diseño de una prótesis biomecánica para niños», *Abril 2016*, vol. 23, pp. 58-66, 2016.
- [4] J. L. Brito, M. X. Quinde, D. Cusco, y J. Calle, «Estudio del Estado del Arte de las Prótesis de Mano», vol. 9, p. 8, jun-2013.
- [5] J. Vargas, L. Yunga, L. Cajamarca, y J. Matute, «Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase)», Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador, 2015.
- [6] «UPS inaugura nuevo Laboratorio de Prototipado - UPS». [En línea]. Disponible en: <https://www.ups.edu.ec/noticias?articleId=10977377>. [Accedido: 30-jul-2018].
- [7] Organización Mundial de la Salud, «Discapacidad y Salud», 2018. [En línea]. Disponible en: <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>.
- [8] I. N. de E. y Censos, «Camas y Egresos Hospitalarios», *Instituto Nacional de Estadística y Censos*. [En línea]. Disponible en: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/camas-y-egresos-hospitalarios/>. [Accedido: 29-sep-2017].
- [9] V. Chalot y E. Cestan, *Tratado elemental de cirugía y técnica operatorias*, Sexta. Barcelona, España: Hijos de J. Espasa, Editores.
- [10] D. Lopes, «Análisis y mejora del diseño de una mano protésica», Trabajo Fin de Grado, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid - España, 2018.
- [11] I. Díaz, «Diseño y construcción de un socket de miembro superior con suspensión ajustable», Programa de Maestría y Doctorado en Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México, Mexico, DF., 2008.
- [12] Prostética, «Nivel de Amputación». [En línea]. Disponible en: <http://protesica.com.co/nivel-de-amputacion/>. [Accedido: 05-ago-2018].
- [13] N. Arzola y J. L. Loaiza, «Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano.», *DYNA*, vol. 78, n.º 169, pp. 191-200, sep. 2011.
- [14] J. Dorado, P. Murillo, I. Luna, y A. Mendoza, «Robótica y Prótesis Inteligentes», vol. 6, p. 15, 18-ene-2005.
- [15] bebionic, «The world's most advanced Prosthetic Hand», 2018. [En línea]. Disponible en: <http://bebionic.com/>. [Accedido: 19-ago-2018].
- [16] I-Limb, «How the i-limb works | Touch Bionics», 2018. [En línea]. Disponible en: <http://touchbionics.com/products/how-i-limb-works>. [Accedido: 20-ago-2018].
- [17] Ottobock, «Michelangelo prosthetic hand», 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/>. [Accedido: 20-ago-2018].
- [18] O. Ortega, «Diseño del sistema de control de un prototipo de prótesis de mano», Universidad Técnica del Norte, Ibarra -Ecuador, 2017.

- [19] J. L. Brito Guaricela, J. D. Cuzco Patiño, y M. X. Quinde Abril, «“Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha,”» Investigación, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, 2013.
- [20] J. L. Vargas Pérez, L. F. Cajamarca Guambaña, L. F. Yunga Patiño, y J. L. Matute Salinas, «“Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha.(Segunda Fase)”», Investigación, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, 2015.
- [21] O. Arteaga, M. Singaña, y L. Murillo, «Diseño y construcción de una prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes y control mioeléctrico adaptada para varios patrones de sujeción.», Universidad de las fuerzas Armadas, Latacunga - Ecuador, 2015.
- [22] K. J. Pinto Garcia y D. F. López Hidalgo, «Investigación de la metodología para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente para manipulación de objetos.», Universidad de las fuerzas Armadas, Latacunga, 2017.
- [23] A. Medina y J. Ovejero, «Física I», en *Cinemática*, España, 2010, p. 28.
- [24] R. Norton, *Diseño de maquinaria*, Cuarta. McGraw Hill-Educación, 2009.
- [25] M. Ceccarelli, N. Nava, J. Jáuregui, J. Parada, y C. Giuseppe, «Diseño y experimentación de un dedo articulado antropomorfo con un grado de libertad para una mano robótica», *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, vol. 8, pp. 15-24, 2004.
- [26] É. Portilla, O. Avilés, R. Quintero, P. Niño, E. Sanchez, y M. Molina, «Análisis cinemático y diseño de un mecanismo de cuatro barras para falange proximal de dedo antropomórfico», *Cienc. E Ing. Neogranadina*, vol. 20-1, pp. 45-59, 2010.
- [27] H. Medellín y M. Bernal, «Análisis, simulación y evaluación biomecánica de un mecanismo para prótesis de mano robótica», *SOMIN*, vol. 8, p. 10, 2016.
- [28] M. Pérez, A. Velázquez, C. Torres, L. Martínez, G. Huerta, y G. Urriolagoitia, «Prototipo de mano robótica antropométrica sub-actuada», *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia*, pp. 46-59, 2012.
- [29] O. Guevara, «Diseño y análisis de un prototipo de una mano robótica antropométrica», Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco, Cusco-Perú, 2016.
- [30] E. Natarajan y L. Dhar, «Kinematic Analysis of Three Fingered Robot Hand Using Graphical Method», *Int. J. Eng. Technol.*, vol. 5, p. 5, 2013.
- [31] E. Oliveros, «Reconstrucción puesta en funcionamiento y mejora de mano robot de cuatro dedos que limite los modelos prensiles humanos», Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá, Colombia, 2013.
- [32] C. Rodríguez, «Modelamiento y simulación del movimiento de la mano humana, empleando herramientas CAE», Universidad de la Salle, Bogotá, Colombia, 2016.
- [33] A. Boada, «Análisis y simulación por computador de la cinemática directa de una mano robótica de cinco dedos», Universidad Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, 2016.
- [34] W. Caraguay, M. Sotomayor, y M. Alonso, «Diseño e implementación de una plataforma experimental de mano robótica», *Lat. Am. J. Comput.*, vol. 4, p. 8, 2017.
- [35] S. Olmedo, «Manual de cinemática y dinámica», Primera., Cuenca, Ecuador: Universitaria Abya-Yala, 2012, p. 55.

- [36] R. Ruiz, F. Aguilar, M. A. Oliver, y D. Szwedowicz, «Diseño, construcción y control de un dedo conformado por músculos neumáticos», presentado en Asociación de México de Control Automático, Zacatecas, México, 2009, p. 6.
- [37] F. Gonzalez, E. D. Montero, C. Ramirez, y Y. Gonzalez, «Gripper robótico antropomorfo de los dedos primero y segundo, sensible a la presión», México, 2015, pp. 75-86.
- [38] O. Ortega, «Diseño del sistema de control de un prototipo de prótesis de mano», Universidad Técnica Del Norte, Ibarra -Ecuador, 2017.
- [39] López-Para, J. L. Soto, y P. Ramírez, «TECNOLOGÍAS ADITIVAS, UN CONCEPTO MAS AMPLIO QUE EL DE PROTOTIPADO RÁPIDO.», p. 14, 2011.
- [40] Alonso Jose, «SISTEMAS DE PROTOTIPADO RÁPIDO».
- [41] M. Berchon y B. Luyt, *L'impression 3D*. Gustavo Gili, SL, 2016.
- [42] M. Bucco, «La impresión 3D y sus aplicaciones en los servicios médicos (prótesis, farmacos, órganos)», Universidad de SanAndés, Buenos Aires, Argentina, 2016.
- [43] L. Vizoso, «Difuminación de los límites constructivos mediante la impresión 3D», Universidad Politécnica de Madrid, España-Madrid, 2018.
- [44] J. Soto, «3D Rev: Una posible revolución de la producción empresarial», Universidad Pontificia Comillas, España-Madrid, 2014.
- [45] Leydy Gómez Reyes, «Análisis documental de las ventajas de la impresión 3D», *Rev. Iberoam. Las Cienc. Comput. E Informática*, vol. 6, Núm. 11, p. 12, 2017.
- [46] Kinovea, «Kinovea», *Kinovea*, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.kinovea.org/>.
- [47] Matlab, «Data Fitting», *MathWorks*, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.mathworks.com/discovery/data-fitting.html>.
- [48] «Smallest Linear Actuator With Feedback - Actuonix PQ12-P», *www.actuonix.com*. [En línea]. Disponible en: <https://www.actuonix.com/product-p/pq12-p.htm>. [Accedido: 22-jun-2018].
- [49] C. Quinayás, «Contribución al desarrollo y control de prótesis de mano», Universidad del Cauca, Popayán, 2015.
- [50] R. Norton, *Diseño de Maquinaria*, Cuarta. McGraw Hill-Educación, 2009.
- [51] A. Cruz, *Fundamentos de robótica*. España-Madrid: McGraw-Hill, 2007.
- [52] MSC Software, «Adams - The Multibody Dynamics Simulation Solution», 2018. [En línea]. Disponible en: <http://www.mscsoftware.com/product/adams>. [Accedido: 04-jul-2018].
- [53] «2-D correlation coefficient - MATLAB corr2». [En línea]. Disponible en: https://www.mathworks.com/help/images/ref/corr2.html?searchHighlight=corr2&sid=doc_srchttitle. [Accedido: 05-jul-2018].
- [54] E. Aguirre y D. Cevallos, «Diseño mecánico estructural de un exoesqueleto orientado a la rehabilitación para extremidades inferiores de pacientes masculinos de edad productiva en la ciudad de Riobamba», Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador, 2017.
- [55] «Form Cure: ajustes de tiempo y temperatura». [En línea]. Disponible en: <https://support.formlabs.com/s/article/Form-Cure-Time-and-Temperature-Settings?language=es>. [Accedido: 03-oct-2018].

ANEXOS

Technical Specifications

PRINTER		PRINTING PROPERTIES	
Price	\$3499	Technology	Stereolithography (SLA)
Dimensions	35 × 33 × 52 cm 13.5 × 13 × 20.5 in	Peel Mechanism	Sliding peel process with wiper
Weight	13 kg / 28.5 lbs	Resin Fill System	Automated cartridge system
Operating Temperature	Autoheats to 35° C or 95° F Self-heating Resin Tank	Build Volume	145 × 145 × 175 mm 5.7 × 5.7 × 6.9 in
Power Requirements	100–240 V 1.5 A 50/60 Hz 65 W	Layer Thickness (Axis Resolution)	25, 50, 100, 200 microns 0.001, 0.002, 0.004, 0.008 in.
Laser Specifications	EN 60825-1:2007 certified Class 1 laser product 405 nm violet laser 250 mW laser	Laser Spot Size (FWHM)	140 microns 0.0055 inches
Connectivity	Wi-Fi, Ethernet, and USB	Supports	Auto-generated Easily removable
Printer Control	Interactive touch screen	FINISHING KIT	
PREFORM SOFTWARE		Includes	
System Requirements	Windows 7 and up Mac OS X 10.7 and up	<ul style="list-style-type: none"> · Finishing tray · Scraper · Pre and post-rinse tubs · Rinse basket · Squeeze bottle · Flush cutters · Tweezers · Disposable Nitrile gloves · Removal tool · Removal jig 	
File Type	.STL or .OBJ		

Anexo 1. Especificaciones técnicas de la impresora Form 2.

Material Properties Data

	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
	Green ²	Post-Cured ³	Green ²	Post-Cured ³	
Mechanical Properties					
Ultimate Tensile Strength	34.7 MPa	55.7 MPa	5040 psi	8080 psi	ASTM D 638-14
Tensile Modulus	1.7 GPa	2.7 GPa	239 ksi	387 ksi	ASTM D 638-14
Elongation at Break	42 %	24 %	42 %	24 %	ASTM D 638-14
Flexural Strength at 5% Strain	20.8 MPa	60.6 MPa	3020 psi	8790 psi	ASTM D 790-15
Flexural Modulus	0.6 GPa	1.6 GPa	90.3 ksi	241 ksi	ASTM D 790-15
Notched IZOD	32.6 J/m	38 J/m	0.61 ft-lbf/in	0.71 ft-lbf/in	ASTM D256-10
Thermal Properties					
Heat Deflection Temp. @ 1.8 MPa	32.8 °C	45.9 °C	91.1 °F	114.6 °F	ASTM D 648-16
Heat Deflection Temp. @ 0.45 MPa	40.4 °C	48.5 °C	104.7 °F	119.3 °F	ASTM D 648-16
Thermal Expansion (23 – 50 °C)	159.7 µm/m/°C	119.4 µm/m/°C	88.7 µin/in/°F	66.3 µin/in/°F	ASTM E 831-13

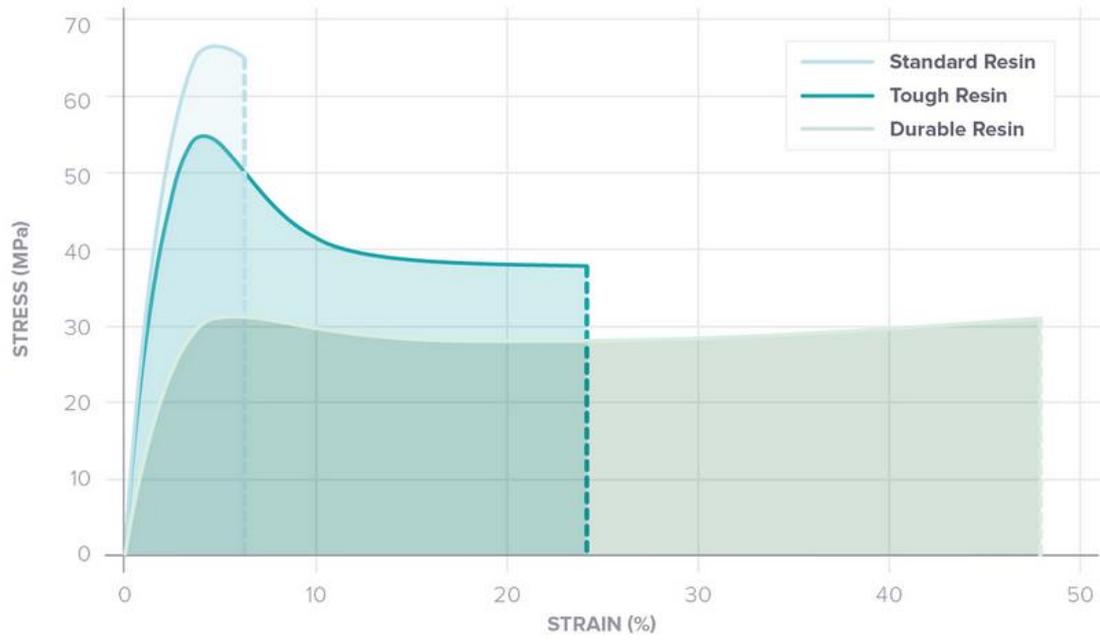
¹ Material properties can vary with part geometry, print orientation, print settings, and temperature.

² Data was obtained from green parts, printed using Form 2, 100 µm, Tough settings, without additional treatments.

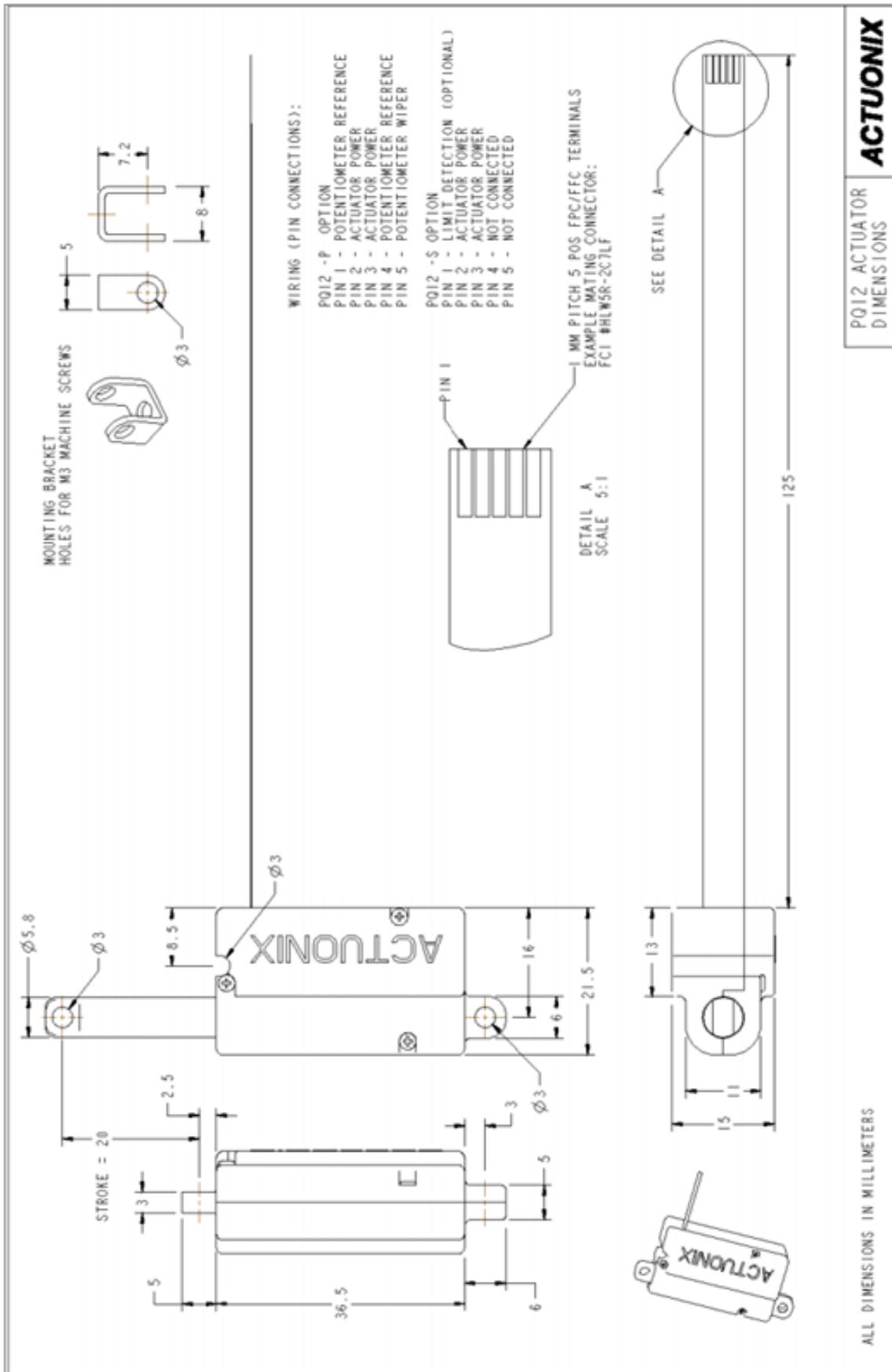
³ Data was obtained from parts printed using Form 2, 100 µm, Tough settings and post-cured with 2.5 mW/cm² of 405 nm LED light for 120 minutes at 60°C.

Anexo 2. Propiedades de la resina Tough V5.

Stress-Strain Curves



Anexo 3. Curva esfuerzo vs deformación del material Tough.



Anexo 4. Especificaciones técnicas del actuador PQ12 Actuonix.

PLANOS