



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad

Jair Leopoldo Loaiza Bernal

Universidad Nacional de Colombia
Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica
Bogotá, Colombia
2012

Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad

Jair Leopoldo Loaiza Bernal

Tesis o trabajo de investigación presentada(o) como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Ingeniería Mecánica

Director (a):

Dr. Ing. Nelson Arzola de la Peña

Línea de Investigación:

Biomecánica

Grupo de Investigación:

Grupo de Investigación en Diseño Optimo Universidad Nacional - Optimun

Universidad Nacional de Colombia

Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica

Bogotá, Colombia

2012

***“Si he logrado ver más lejos,
ha sido porque he subido a
hombros de gigantes”***

(Sir. Isaac Newton, 1643-1727)

Agradecimientos

Mis más sinceros agradecimientos a la Universidad Nacional de Colombia por darme la mejor formación profesional del país.

A todo el equipo del Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica por la amistad y la confianza que me han brindado.

Al ingeniero Nelson Arzola de la Peña, quien no solo trabajo conmigo constantemente en el desarrollo de esta tesis, sino también por ofrecerme su amistad, sus consejos y su ayuda.

A mis amigos, que han estado conmigo en los buenos y malos momentos. A Ana, July, Mónica, y John, quienes me ha animado a continuar y mejorar día a día.

A la División de Investigación de la Sede Bogotá por el apoyo a este trabajo investigativo.

A todos, mil gracias.

“A Little help from my friends”

Resumen

Esta tesis presenta el proceso de diseño y modelamiento de detalle de una prótesis de mano con 5 grados de libertad. Se muestra un análisis sobre las premisas y consideraciones de diseño desde una perspectiva multidisciplinaria necesarias para el correcto desarrollo de una prótesis de mano bioinspirada. Se presenta primero los aspectos fundamentales desde el punto de vista de la fisiología y la biomecánica de una mano. Luego se realiza el Despliegue de la Función de Calidad para establecer el sistema de especificaciones de diseño suficiente para concebir un dispositivo de esta naturaleza. Posteriormente se generan los modelos matemáticos y geométricos primarios requeridos para un correcto desarrollo del diseño de detalle. Por último, se realiza una discusión sobre los aspectos de manufacturabilidad, ensamblabilidad, costos, confiabilidad y seguridad que se deberán tener en cuenta para un diseño sustentable de la prótesis. Como resultados se obtienen un modelo geométrico antropométrico que define la geometría parametrizada de la prótesis; modelos de comportamiento cinemático y dinámico respectivamente útiles para simular el comportamiento de la pinza tridigital; y un análisis del diseño por factores para llevar a cabo el proceso de diseño detallado de la prótesis.

Palabras clave: mano, prótesis, biomecánica, modelamiento, diseño

Abstract

This thesis presents the design process and detailed modeling of a prosthetic hand with five degrees of freedom. An analysis of the assumptions and design considerations are shown from a multidisciplinary perspective which is necessary for the proper development of a bio-inspired prosthetic hand. First the physiology and biomechanics fundamental aspects of a hand are explained. Then the Quality Function Development is performed to set the system design specifications. Next the mathematical and geometric models required for proper development of the detailed design are generated. Finally, a discussion is made about the aspects of manufacturability, assembly, reliability and security that should be taken into account for a sustainable design of the prosthesis. The final results are: a geometric model based on the hand's anthropometry which defines the geometry of the prosthesis; kinematic and dynamic models for the simulation of the three finger grasp and an analysis of design factors to carry out the detailed design process of the prosthesis.

Keywords: hand, prostheses, biomechanics, modeling, design

Contenido

	Pág.
1. INTRODUCCION	17
2. ESTADO DE LA TECNOLOGIA EN MATERIA DE PROTESIS DE MANO	21
2.1 Biónica: Biomecánica y robótica aplicadas en el ser humano.....	22
2.2 Reseña histórica de las prótesis de mano.	23
2.3 Prótesis de mano en el siglo XX.	25
2.4 Investigaciones y desarrollos recientes en materia de prótesis de miembro superior.	27
2.5 Sistemas de prótesis artificiales.....	29
2.5.1 Prótesis mecánicas	30
2.5.2 Prótesis eléctricas.	30
2.5.3 Prótesis de mano neumáticas.	31
2.5.4 Prótesis mioeléctricas.	31
2.5.5 Prótesis Híbridas	32
2.5.6 Uso de materiales inteligentes en las prótesis.	33
2.5.7 Prótesis de miembro superior en producción actual.....	33
2.6 Modelos Matemáticos aplicados al diseño de prótesis de mano.....	35
2.6.1 Respuesta activa muscular.	38
2.6.2 Acumulación de Tensión.	40
2.6.3 Esfuerzo de relajación.....	40
2.6.4 Creep.	41
2.7 Modelos de mano realizados en la Universidad Nacional de Colombia.	44
2.7.1 Síntesis de un mecanismo espacial para mano antropomórfica bidigital.....	44
2.7.2 Prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca.	45
2.7.3 Diseño y construcción de un prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano.....	47
3. DISEÑO CONCEPTUAL.	49
3.1 Identificación del problema de diseño.	49
3.2 Definición de los requerimientos del cliente.	50
3.3 QFD. Especificaciones de ingeniería.	53
3.4 Diseño Conceptual.	56
3.4.1 Descomposición del problema.	57
3.4.2 Búsqueda Externa.....	61
3.4.3 Búsqueda Interna.....	63
3.4.4 Filtrado de conceptos	74
3.5 Concepto general de diseño (CGD).....	81

4. DISEÑO DE DETALLE	83
4.1 Selección de componentes normalizados.	84
4.2 Aproximación a materiales y técnicas de fabricación	85
4.3 Definición de componentes independientes y de restricciones espaciales.	87
4.3.1 Dedos	87
4.3.2 Palma de la mano	89
4.3.3 Antebrazo	90
4.4 Desarrollo de las interfaces funcionales.	91
4.4.1 Dedos.	92
4.4.2 Palma de la mano	94
4.4.3 Antebrazo	96
4.5 Modelo Cinemático.	97
4.6 Análisis por resistencia y rigidez.....	108
4.7 Análisis de funcionalidad y desempeño.....	125
4.8 Evaluación de la prótesis para fabricación.	130
4.8.1 Falanges	131
4.8.2 Palma de la mano	134
4.8.3 Antebrazo	135
4.8.4 Engranajes de los sistemas de transmisión de potencia y movimiento	137
4.8.5 Pasadores.....	138
4.8.6 Placa trasera.....	138
4.8.7 Placa delantera	139
4.9 Evaluación de la prótesis para ensamble.	139
4.9.1 Sub-ensamble dedos.	140
4.9.2 Placa trasera y actuadores (Motoreductores DC).	142
4.9.3 Antebrazo	143
4.9.4 Ensamble completo de la prótesis	146
4.10 Análisis Modal de Fallos y Efectos (AMFE)	151
4.11 Transmisión del diseño de detalle total.....	153
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	158
5.1 Conclusiones.....	158
5.2 Recomendaciones.....	162
6. BIBLIOGRAFIA.....	164

Lista de figuras

Figura 2.1. Mano de Alt-Ruppin elaborada en hierro en el 1400d.C. [4]	24
Figura 2.2. Primera mano artificial móvil; Le petit Loraine. [4]	24
Figura 2.3. Prótesis de mano con pulgar móvil de gancho dividido sagitalmente. [4]	25
Figura 2.4. Una de primeras prótesis con capacidad sensorial, desarrollada en los EE.UU. en la década de los 80. [7].	26
Figura 2.5. Formas básicas de prensión de la mano [4]. (a) Prensión esférica. (b) Prensión cilíndrica. (c) Agarre grueso. (d) Agarre fino.	27
Figura 2.6. Mano de Canterbury que utiliza eslabones mecánicos con movimiento directo. [8]	28
Figura 2.7. Manipulador construido en la universidad de Reading. [4]	29
Figura 2.8. Manipulador antropométrico tele operado. [4]	29
Figura 2.9. Elementos que conforman una prótesis mecánica. [7].	30
Figura 2.10. Prótesis de mano eléctrica.[7]	31
Figura 2.11. Configuración básica de una prótesis mioeléctrica.[7]	31
Figura 2.12. Prótesis híbrida brazo-mano. [7]	32
Figura 2.13. i-Limb de TouchBionics. [5].	34
Figura 2.14. DMC-Plus, producto más reciente de Otto-Bock. [3].	34
Figura 2.15. (A) Esfuerzo-tensión característica de un resorte, (B) Modelo viscoelástico de un resorte. [6].	36
Figura 2.16. (A) Relación Esfuerzo-tensión característica de un Amortiguador. (B) Modelo viscoelástico de un amortiguador. [6].	36
Figura 2.17. (A) Modelo viscoelástico del fluido de Maxwell. (B) Modelo viscoelástico del sólido de Voigt. [6].	37
Figura 2.18. Obtención de la función de transferencia para el modelo de Kelvin. [6].	38
Figura 2.19. Modelo del músculo de Hill con cuatro elementos. [6]	39
Figura 2.20. Montaje del estiramiento rápido experimental para la determinación de las constantes elásticas del modelo del Músculo de Hill. [6].	40
Figura 2.21. Estructura de los actuadores por músculo neumático. [31]	42
Figura 2.22. Disposición de la malla de fibras en forma de rombo. [31]	42
Figura 2.23. Modelo visco-elástico para caracterizar el actuador por músculo neumático. [31]	43
Figura 2.24. Mecanismo obtenido para pinza bidigital. Mano PROTUN. [36]	44
Figura 2.25. Dimensiones antropomórficas óseas, tomadas como referencia a partir de radiografías humanas, que sirven de base para un modelo plano de la mano. [36].	45
Figura 2.26. Prototipo de prótesis de mano accionada por voz. [45].	46
Figura 2.27. Diagrama del modelo cinemático para modelado de la mano. [45]	46
Figura 2.28. Prototipo de pinza y rotador para prótesis de mano mioeléctrica. [35].	47
Figura 3.1. Dimensiones lineales de la mano. [56]	54
Figura 3.2. Ángulos de flexión para las falanges de los dedos. [59]	55
Figura 3.3. Diagrama de Caja Negra para el producto “Prótesis de mano”. Fuente: El autor.	58
Figura 3.4. Diagrama de caja gris para el producto “Prótesis de mano”. Fuente: El autor.	60
Figura 3.5. i-Limb Hand. [57]	62
Figura 3.6. Otto Bock 8E38=6. [58]	62
Figura 3.7. Prótesis Robotha. [62].	63
Figura 3.8. Sistema de transmisión directo por medio de acople de cubo.	65
Figura 3.9. Sistema de rotación y transmisión por polea.	66
Figura 3.10. Sistema de Rotación y transmisión por mecanismo Corona-Engrane.	66

Figura 3.11. Mecanismo de 4 barras y sin-fin corona.	67
Figura 3.12. Mecanismo Sin-fin-Corona directo.	67
Figura 3.13. Mecanismo de Engranajes Cónicos.	68
Figura 3.14. Falanges a partir de tubería y sistema de cable acoplado.	69
Figura 3.15. Sistema de eslabones articulados con cable acoplado.	69
Figura 3.16. Falange completa fija para un sistema de cuatro barras.	69
Figura 3.17. Prototipo en cartón paja del mecanismo eslabonado, mecanismo de accionamiento y transmisión de fuerza por cables para los dedos. A. Vista lateral. B. Vista frontal.	70
Figura 3.18. Sistema de eslabones articulados.	70
Figura 3.19. Sistema de eslabones articulados tipo caja con cable de flexión acopado.	70
Figura 3.20. Falange completa fija para un sistema de cuatro barras.	71
Figura 3.21. Placa Mano. Propuesta N° 1.	71
Figura 3.22. Placa Mano elaborada en lámina. Propuesta N°2.	71
Figura 3.23. Placa Mano Hueca. Propuesta N°3.	72
Figura 3.24. Carcasa antropomorfa.	72
Figura 3.25. Carcasa cilíndrica.	72
Figura 3.26. Carcasa en tres secciones y con cambio de geometría.	73
Figura 3.27. Sistema de acople al muñón por medio de bandas elásticas (Presion).	73
Figura 3.28. Sistema de acople al muñón por succión.	73
Figura 3.29. Sistema de acople al muñón por medio de tensores y correa ajustable.	74
Figura 3.30. Modelo conceptual en Solid Works® para la carcasa de tres secciones con cambio de geometría.	78
Figura 3.31. Modelo conceptual en Solid Works® para los dedos. Mecanismo de eslabones.	79
Figura 3.32. Modelo conceptual en Solid Works® el acople del pulgar. Mecanismo de eslabones.	79
Figura 3.33. Modelo conceptual en Solid Works® la palma de la mano.	80
Figura 3.34. Modelo conceptual en Solid Works® para el sistema de prono-supinación.	80
Figura 3.35. Modelo conceptual en Solid Works® para el sistema de flexo-extensión de la muñeca.	81
Figura 3.36. Concepto general de diseño seleccionado. Modelo en Solid Works®.	82
Figura 4.1. (a) Falange distal, (b) Falange medial, (c) Falange proximal. Solid Works®.	88
Figura 4.2. (a) Ángulos de rotación de las falanges. (b) restricciones mecánicas de movimiento para un dedo. Solid Works®.	88
Figura 4.3. Falange proximal del dedo pulgar. Solid Works®.	89
Figura 4.4. (a) Ángulos de rotación de las falanges del pulgar. (b) restricciones mecánicas de movimiento para el pulgar. Solid Works®.	89
Figura 4.5. Palma de la mano. Solid Works®.	90
Figura 4.6. Antebrazo. Solid Works®.	91
Figura 4.7. Articulaciones entre falanges y conductos para el cable actuador. Solid Works®.	92
Figura 4.8. Articulaciones entre falanges y conductos para el cable actuador. Dedo pulgar. Solid Works®.	93
Figura 4.9. Disposición del cable actuador durante un agarre al interior de un dedo. Solid Works®.	93
Figura 4.10. (a) Conexión Palma-Dedos, (b) Conexión Palma-Pulgar, (c) Conexión Palma-Antebrazo. Solid Works®.	95
Figura 4.11. Segmentos que conforman el antebrazo (a), Conexión y sistema de transmisión de movimiento de rotación (b). Solid Works®.	96
Figura 4.12. Sistemas coordenados para la descripción de los movimientos de flexo-extensión de la muñeca (x_5, y_5, z_5) y prono-supinación del antebrazo (x_6, y_6, z_6).	98
Figura 4.13. Descripción vectorial de para el dedo i.	100
Figura 4.14. Angulo de inclinación para el vector r_{i4} respecto al sistema coordenado 5 que coincide con el eje longitudinal del dedo corazón.	101
Figura 4.15. Modelo de la falange proximal propuesto. Solid Works®.	104

Figura 4.16. Graficas de las variables, a) posición angular, b) velocidad angular y c) aceleración angular, durante el cierre de la mano. Matlab®.	106
Figura 4.17. Modelo vectorial de la mano. Matlab®.	106
Figura 4.18. Movimientos de la mano: a, b y c) cierre de la mano, d y e) flexo-extensión de la muñeca y f, g y h) prono-supinación del antebrazo. Matlab®	107
Figura 4.19. Modelo vectorial de la mano durante el cierre sobre un cilindro de 70mm de diámetro. Matlab®.	108
Figura 4.20. Simulación de la operación de agarre de un cilindro. a) Fase inicial, b) Fase intermedia, c) Fase final. Solid Works®.	109
Figura 4.21. Pinza tridigital. Solid Works®.	110
Figura 4.22. Disposición del cable actuador sobre las falanges del dedo índice, durante el agarre de un cilindro de acero de 70mm de diámetro. Solid Works®.	111
Figura 4.23. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo índice debidos la fuerza aplicada por el cable y por el contacto con el cilindro. Solid Works®.	112
Figura 4.24. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo índice en la zona donde se apoya el pasador que la articula a la falange medial. Solid Works®.	113
Figura 4.25. Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo índice debidos a la fuerza aplicada por el cable y por el contacto con el cilindro. Solid Works®.	113
Figura 4.26. Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo índice en la zona donde se apoyan los pasadores que la articulan a las falanges distal y proximal. Solid Works®.	114
Figura 4.27. Condición de esfuerzos generados sobre la falange proximal del dedo índice debidos a la fuerza aplicada por el cable actuador y por el contacto con el cilindro. Solid Works®.	115
Figura 4.28. Esfuerzos generados en la zona de apoyo de los pasadores en la falange proximal del dedo índice, los cuales la articulan a la falange medial y a la palma de la mano. Solid Works®.	115
Figura 4.29. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo corazón debido a la fuerza aplicada por el cable y por el contacto con el cilindro. Solid Works®.	116
Figura 4.30. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo corazón en la zona donde se apoya el pasador que la articula a la falange medial. Solid Works®.	117
Figura 4.31. Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo corazón. Solid Works.	117
Figura 4.32. Esfuerzos generados sobre la falange proximal del dedo corazón. Solid Works. ...	118
Figura 4.33. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo pulgar en la zona de contacto con un cilindro de acero. Solid Works.	119
Figura 4.34. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo pulgar en la zona donde se apoya el pasador que la articula a la falange medial. Solid Works.	119
Figura 4.35. Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo pulgar en las zonas donde se apoyan los pasadores. Solid Works.	120
Figura 4.36. Deformación de la falange (a) distal, (b) medial y (c) proximal del dedo índice. Solid Works®.	121
Figura 4.37. Deformaciones en la falange (a) distal, (b) medial y (c) proximal del dedo corazón. Solid Works®.	123
Figura 4.38. Deformaciones en la falange (a) distal y (b) medial del dedo pulgar. Solid Works®.	125
Figura 4.39. Modelo CAD para el completo de la palma de la mano y los cinco dedos. Solid Works®.	126
Figura 4.40. Configuración de “puño cerrado”. Modelo CAD. Solid Works®.	127
Figura 4.41. Sistema para la ejecución del movimiento de flexo-extensión de la muñeca. Solid Works®.	127
Figura 4.42. Movimiento de Flexo-extensión de la muñeca. Solid Works®.	128
Figura 4.43. Sistema para la ejecución del movimiento de rotación del antebrazo (prono-supinación). Solid Works®.	128
Figura 4.44. Fuerza de prensión en la falange distal del dedo corazón.	129
Figura 4.45. Falanges. Solid Works®.	132
Figura 4.46. (a) Falange proximal del dedo pulgar. (b) Solido generatriz. Solid Works®.	133
Figura 4.47. Palma de la mano. Solid Works®.	135
Figura 4.48. Secciones del antebrazo. Solid Works®.	136

Figura 4.49. (a) Engranajes cónicos para el sistema de flexo-extensión de la muñeca. (b) Sistema de corona y piñón para el movimiento de pronosupinación del antebrazo. Solid Works®.	137
Figura 4.50. Placa trasera de la prótesis. Solid Works®.	138
Figura 4.51. Ensamble de los dedos. Solid Works®.	141
Figura 4.52. Ensamble del dedo pulgar. Solid Works®.	142
Figura 4.53. Disposición de los Actuadores (Motoreductores) sobre la placa trasera de la prótesis. Solid Works®.	143
Figura 4.54. Disposición de los actuadores para flexo-extensión y dedos anular y meñique en la primera sección del antebrazo. Solid Works®.	144
Figura 4.55. Configuración para la segunda sección del antebrazo junto con la corona para el movimiento de prono-supinación. Solid Works®.	144
Figura 4.56. Sección final del antebrazo junto con actuador y piñón del sistema de prono-supinación. Solid Works®.	145
Figura 4.57. Ensamble antebrazo. (a) vista en corte. (b) Sistema de acople secciones intermedia y final. Solid Works®.	145
Figura 4.58. Pasador para los dedos corazón y anular en la zona de acople a la palma. Solid Works®.	146
Figura 4.59. (a) Acople del pasador en los dedos corazón y anular. (b) Conexión dedo anular-palma de la mano. Solid Works®.	147
Figura 4.60. Conexión Palma-Pulgar. Solid Works®.	147
Figura 4.61. Conexión Palma de la mano-placa trasera con motores. Solid Works®.	148
Figura 4.62. Conexión Palma de la mano-Antebrazo. Solid Works®.	149
Figura 4.63. Diseño de detalle de la prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad. Solid Works®.	155
Figura 4.64. Prototipo alfa de la prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad, construido con la técnica de prototipito rápido.	156

1.INTRODUCCION

Desde la antigüedad el hombre se ha ocupado de la mano. Anaxagoras afirmaba que gracias a ella la humanidad se había convertido en la especie más inteligente de todos los seres vivos [1]. Contrario a lo anterior, Aristóteles pensaba que por ser más inteligente el hombre poseía las manos [2]. La palabra mano proviene del latín “manipulus, por tanto “el hombre es aquel que tiene manos para manipular”. Visto así, la frase de Aristóteles que define la mano como “el instrumento que antecede a todos los instrumentos productivos” cobra sentido, entiende a la mano más como un órgano de investigación que de locomoción [3]. Desde un punto de vista más práctico, la mano es la prolongación del cerebro [4]; entendiendo que es a través de ésta que no solamente se ejecutan actividades tan básicas como la protección, la alimentación y el combate, sino que además se realizan otras asociadas con la creación, como son la escultura, la construcción y el dibujo. Por lo anterior, los traumatismos que tienen como consecuencia la pérdida, bien sea completa o parcial de la extremidad es un evento que afecta drásticamente el desempeño intelectual y físico del individuo que la ha sufrido. La posibilidad de suplir dicha falencia es un deber que la ciencia y la tecnología deben asumir.

La investigación en el desarrollo de prótesis de mano data de hace aproximadamente unos cuatro mil años. Desde el modelo encontrado en una momia en Egipto, fechado en el 2000 A.C., pasando por los desarrollados durante la Edad del Hierro, hasta la primeras prótesis mioeléctricas construidas en Rusia en la década de 1960 [5], la ingeniería ha tratado de suministrar una manera de reemplazar la mano amputada, proporcionando soluciones cada vez más cercanas al funcionamiento de una extremidad real. Los dispositivos actuales varían desde ganchos, prótesis mecánicas o simplemente prótesis cosméticas, donde un componente importante a la hora de decidir cual usar es el costo de la misma, incluso por encima de la funcionalidad.

En el año 2005, el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) realizó un censo que mostro, entre otros datos, que aproximadamente 15 de cada 100 colombianos presentan alguna limitación permanente en sus extremidades superiores, aunque el censo no establece con claridad las causas de estas limitaciones. Algunas de estas limitaciones son producto de la amputación de miembros superiores las cuales en Colombia son consecuencia de accidentes de trabajo, y en tiempos recientes, fruto del conflicto armado que sufre el país desde hace décadas. Algunos de los tratamientos de rehabilitación para los pacientes incluyen, en los casos donde las aplicaciones lo permiten, la utilización de prótesis que proporcionen algún tipo de funcionalidad que le otorgue al paciente cierta autonomía en tareas como vestirse o comer, solo por citar algunas de las actividades cotidianas que se ven afectadas en su ejecución debido a esta limitación.

Las investigaciones sobre prótesis automáticas en Colombia son numerosas pero adolecen de problemas tales como la falta de integración de las mismas con la industria, diseños costosos o de fabricación compleja y, en muchos casos, investigaciones que se realizan aisladas las unas de las otras y por grupos de investigación monodisciplinarios, donde solo se persigue un objetivo bien sea de carácter mecánico o electrónico.

El departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica de la Universidad Nacional de Colombia ha venido desarrollando proyectos en prótesis desde hace ya varios años, teniendo como objetivo la elaboración de prototipos que puedan convertirse en productos de serie de fabricación en el país, y así aportar en el mejoramiento de la calidad de vida de numerosos pacientes que por distintas causas han perdido alguna o varias de sus extremidades. El proyecto aquí presentado, adelantado a través de la metodología para el desarrollo de producto, consiste en el diseño y simulación de un prototipo de prótesis de miembro superior con cinco (5) grados de libertad, incorporando en su desarrollo la extensa experiencia acumulada no solo por algunos de los grupos de investigación de la Universidad Nacional sino también desarrollos realizados en otras universidades del país y del mundo. Específicamente, el objetivo de la tesis es:

Diseñar y simular el rendimiento del sistema mecánico para una prótesis de mano con 5 grados de libertad y mediante el empleo de una metodología de diseño concurrente e integradora que permita identificar materiales

óptimos, geometrías y formas bioinspiradas eficientes, que aporten las mejores características de desempeño y manipulación para la prótesis; prestando especial cuidado al diseño óptimo de los mecanismos y los movimientos que la prótesis emulará con relación a una mano real y los dispositivos de suministro de potencia.

Adicional a este, se plantean los siguientes objetivos específicos:

1. Diseñar el sistema mecánico de una prótesis de mano con cinco (5) grados de libertad, la cual ejecutaría los siguientes movimientos:
 - Flexo-Extensión: acercamiento y alejamiento e la palma de la mano hacia el antebrazo por medio del movimiento de la muñeca.
 - Pronación-Supinación: movimiento de rotación en torno al eje axial del antebrazo.
 - Pinza tridigital.
 - Extensión palmar.
2. Realizar una simulación para analizar el desempeño, la síntesis de los mecanismos más adecuados para la transmisión de potencia y generación de movimientos bioinspirado y cinemáticamente robustos.
3. Proponer los materiales más adecuados desde el punto de vista de resistencia y durabilidad (proceso de diseño concurrente e integrador orientado por factores).
4. Analizar los resultados de la simulación del desempeño para la comprobación de los atributos y las especificaciones de ingeniería.

A continuación se describen todos los pasos realizados en el diseño y simulación de la prótesis. Primero, en el Capítulo 2, se hace un resumen del estado de arte en materia de prótesis de mano. En el Capítulo 3 se construye el concepto general de diseño a partir de los requerimientos del cliente, utilizando la técnica de QFD (Despliegue de la Función de Calidad) para obtener las especificaciones de ingeniería y definir los atributos del dispositivo. En el Capítulo 4 se realiza el diseño de detalle, partiendo desde la selección de componentes normalizados, una aproximación a las posibles técnicas de fabricación, la definición de la geometría de cada una de las piezas que conforman la prótesis y del espacio dimensional que encierra su movimiento para posteriormente construir un

modelo de cinemática directa vectorial y basado en este elaborar un modelo CAD que permita realizar una evaluación por resistencia y rigidez del desempeño del dispositivo y revisar la idoneidad de los materiales seleccionados para la fabricación. Finalmente se evalúa la fabricabilidad y ensamblabilidad de los sistemas que conforman la prótesis para presentar el diseño de detalle total.

El Capítulo 5 recopila las conclusiones de la investigación y se plantean algunos parámetros para futuros trabajos que utilicen este como base y puedan encaminarse hacia la definición completa de una prótesis funcional, de bajo costo y fabricable en el país.

Al final del documento se adjuntan la Casa de la calidad aplicada en el análisis QFD del Capítulo 3, los textos de los programas en Matlab® que se construyeron a partir de la descripción geométrica y matemática para la elaboración del modelo matemático del Capítulo 4 y los planos de las piezas de la prótesis así como las hojas técnicas de los motores propuestos para ser utilizados en la misma.

2. ESTADO DE LA TECNOLOGIA EN MATERIA DE PROTESIS DE MANO

Sustituir por pérdida alguno de los miembros humanos por dispositivos no naturales es un acontecimiento que ha venido sucediendo desde hace más de dos mil años. Desde épocas muy antiguas, el hombre ha tratado de reproducir por medio de las máquinas algunas de las facultades del cuerpo humano, incluso no necesariamente por causa de pérdida de los mismos sino, en ocasiones, para realizar actividades que le fueren aburridas, repetitivas o peligrosas. Esta concepción de una máquina que nunca se cansa, ni se enferma, y siempre con disponibilidad de trabajar, unido a la necesidad de reemplazar un miembro perdido y el consecuente trauma para la víctima, ha permitido que con el tiempo algunos inventos puedan ser aplicados al desarrollo de miembros automáticos que proporcionen al ser humano extremidades complementarias las cuales cada día se perfeccionan más.

Después de la revolución industrial, el índice de accidentes con pérdida de alguna extremidad se ha venido incrementando notoriamente, así como la aparición de dispositivos cada vez más funcionales y capaces de reemplazar en algunas contadas aplicaciones las impresionantes cualidades de la mano humana. Durante el siglo XX, la aparición de la microelectrónica y los microprocesadores permitieron darle a las prótesis de mano el control del cual siempre fueron carentes debido a las limitaciones de espacio y suministro de energía y ahora en la primera década del siglo XXI, es posible encontrar, gracias a la biónica, prótesis robóticas altamente similares en apariencia y con prestaciones cada vez más cercanas a las de una extremidad real.

Actualmente en varios lugares del mundo se hacen investigaciones que propician una gran cantidad de desarrollos con el objetivo de mejorar las prótesis de extremidad superior con la utilización de nuevos materiales compuestos, nuevos actuadores y sensores, y nuevas

aplicaciones para la adquisición, filtrado y manejo de las señales del sistema nervioso, que permitan manipular de manera efectiva una prótesis de mano.

2.1 Biónica: Biomecánica y robótica aplicadas en el ser humano.

La ciencia ficción ha mostrado en incontables ocasiones lo que podría llegar a convertirse en el modelo a seguir en materia de prótesis de miembro superior. Manos robóticas capaces de igualar e incluso superar las prestaciones de una mano humana real se muestran en series de televisión y películas, pero la realidad está aún lejos de permitir que una prótesis por más avanzada tecnológicamente, este a la par de una mano real. Las limitaciones en transmisión de potencia, capacidad de movimientos y espacio para articular de forma adecuada la infinidad de sensores y dispositivos que le permitan a uno de estos artefactos receptar sensaciones como las diferencias de temperatura o adecuar la presión correcta para agarrar objetos delicados, incluso ejercer la fuerza suficiente para apretar un tornillo con un destornillador, aún no son posibles de introducir en un espacio tan pequeño como lo es el antebrazo.

La biomecánica se define “como la ciencia que se ocupa de las fuerzas y sus efectos, aplicados a sistemas biológicos”[6], y la biónica, según definición de Jack Steele de la U.S. Air Force, en 1960, se definió como el análisis real de los sistemas vivos y, una vez descubiertos sus secretos, materializarlos en aparatos. Esta definición podría calificar de primer ingeniero biónico a Leonardo Da Vinci, quien estudio los principios del funcionamiento de los seres vivos para posteriormente aplicarlos en el diseño de mecanismos, y “siendo las prótesis dispositivos para sustituir la extremidad perdida de alguna persona, los principios de funcionamiento que se deberían estudiar para reproducir tal funcionamiento son precisamente los de la extremidad correspondiente” [4], por lo tanto en el diseño de la prótesis los conceptos de la biomecánica y la biónica son inherentes al mismo.

Muchas de las configuraciones de brazos robóticos utilizados en la industria para diferentes tareas, están inspirados en algunos de los movimientos del sistema brazo-mano humana, y estas configuración se diferencian; por ejemplo, por la forma del volumen del espacio de trabajo, así, los hay cartesianos, donde el volumen de trabajo tiene forma de cubo, o cilíndricos, donde el volumen de trabajo corresponde a un espacio definido en coordenadas cilíndricas, o esférico donde está definido en coordenadas esféricas. El órgano terminal, en la punta del

brazo, es una herramienta que se fija para la realización de una tarea en particular. Pero trasladar las funciones que hace un manipulador industrial al uso en particular de un ser humano que ha perdido una mano o parte del brazo, no es una tarea sencilla, así sean muy similares los principios de funcionamiento. Hay que tener consideraciones como el peso, el suministro de energía y la apariencia, solo por nombrar algunas de las más relevantes.

2.2 Reseña histórica de las prótesis de mano.

La tecnología en el diseño de prótesis está íntimamente unida al avance en el manejo de los materiales empleados para su elaboración, por parte de la humanidad, así también, como al entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano. “Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función” [4], una parte o un miembro completo del cuerpo humano, de allí que una prótesis para un paciente amputado también debe colaborar con el desarrollo psicológico de mismo, creándole la percepción del recobro de la movilidad y estética. La primera prótesis de miembro superior de la que se tiene conocimiento, data de alrededor del año 2000 a.C. y fue encontrada en una momia en Egipto; la prótesis estaba unida al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo. Con la aparición de la tecnología para el manejo del hierro, el hombre fue entonces capaz de fabricar manos más resistentes y que podían ser empleadas para cargar objetos muy pesados, como en el caso del general romano Marcus Sergius, quien durante la segunda guerra púnica (218-202 a.C.) construyó una mano de hierro para él con la cual portaba su espada. Esta es la primera mano de hierro registrada.

Durante poco más de 1200 años los desarrollos en materia de prótesis de mano no fueron, al parecer, muy notorios, ya que solo hasta el 1400 d.C. se encontró una aplicación hacia las prótesis de la tecnología utilizada durante la edad media en la fabricación de armaduras, esta es la mano alt-Ruppin (Figura 2.1), construida en hierro y la cual contaba con un dedo pulgar rígido que se oponía a los demás dedos, los cuales son flexibles, y eran activados pasivamente de manera tal que se podían fijar en una posición determinada mediante un mecanismo de trinquete y además cuenta con una muñeca móvil. El empleo del hierro en la fabricación de prótesis fue muy recurrente en esta época.

Solo hasta muy entrado el siglo XVI el diseño de los mecanismos de las prótesis de mano no presentaron una sustancial mejora, resaltándose la labor del médico militar francés Ambroise Paré, el cual desarrolló el primer brazo artificial móvil a nivel del codo, llamado Le petit Lorraine

(Figura 2.2), con un mecanismo relativamente sencillo tomando en cuenta la época del desarrollo. Los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además constaba de una palanca por medio de la cual el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel del codo. Esta prótesis fue desarrollada para un amputado por encima del codo pero también desarrolló una solución estética en cuero, con lo que aporta una nueva tendencia en la aplicación de materiales novedosos en el diseño de prótesis.

Figura 2.1. Mano de Alt-Ruppín elaborada en hierro en el 1400d.C. [4]



Figura 2.2. Primera mano artificial móvil; Le petit Loraine. [4]



Durante el siglo XIX se emplearon además del cuero, polímeros naturales y madera en la fabricación de prótesis; los resortes ayudaron en el desarrollo de nuevos mecanismos para los sistemas de transmisión de fuerza, sujeción y movilidad. Entre las innovaciones más importantes en el diseño de prótesis de miembro superior se encuentra el brazo del alemán Peter Bell. Este diseño cumple con el cierre y la apertura de los dedos, pero su principal

innovación consiste en que dichos movimientos son controlados por el tronco y el hombro contra-lateral, dando así, origen a las prótesis autopropulsadas.

Posteriormente, el Conde Baefort dio a conocer un brazo con flexión de codo activado por una palanca que era presionada contra el tórax, aprovechando, igual que en caso anterior, el movimiento del hombro contra-lateral para generar los movimientos activos del codo y la mano. Este dispositivo contaba con un pulgar móvil construido con un gancho dividido sagitalmente, muy parecido a los actuales ganchos de Hook (Figura 2.3).

Figura 2.3. Prótesis de mano con pulgar móvil de gancho dividido sagitalmente. [4]



2.3 Prótesis de mano en el siglo XX.

Durante el siglo XX, el objetivo de que los amputados regresaran a la vida laboral, orientó en gran medida las innovaciones presentadas a lo largo de los años. Inicialmente el objetivo propuesto es alcanzado por el médico francés Gripoulleau, quien fabricó distintos accesorios que podían ser utilizados como unidad terminal, entre estos están: anillos, ganchos y diversos instrumentos, todos metálicos, que brindaban la capacidad de realizar trabajo de fuerza o de precisión. En el año 1912, Dorrance, en los Estados Unidos, desarrollo el Hook, que es una unidad terminal que permite abrir y cerrar activamente, mediante movimientos de la cintura escapular combinado con un tirante de goma. Casi al mismo tiempo en Alemania fue presentado el gancho Fischer, cuya principal ventaja consistía en la gran potencia de agarre, superior al Hook, y la diversidad de los dispositivos de agarre de prensión y sujeción de los objetos.

En Alemania se da el origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón, nombre que se le da a la parte del brazo donde se presenta la amputación, gracias a Sauerbruch; quien logra idear la forma de comunicar y conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial. Lo anterior mediante una serie de varillas de marfil que pasan

a través de túneles cutáneos, posibilitando a la prótesis ser movida en forma activa por medio de la contracción de ciertos músculos.

En 1946 inician los primeros sistemas de propulsión asistida, dando así origen a las prótesis eléctricas y neumáticas. Estos son los primeros intentos de recrear sistemas donde el movimiento es activado por algún tipo de agente externo al cuerpo.

Las prótesis con mando mioeléctrico tiene origen el Rusia, alrededor de los años 60. Esta opción protésica funciona con los pequeños potenciales eléctricos extraídos de las masas musculares del muñón, siendo conducidos y amplificados para energizar y obtener el movimiento de la misma. En los inicios de este sistema, los sistemas colocados en los antebrazos de algunos pacientes amputados conseguían ejercer fuerzas de prensión de hasta dos kilogramos fuerza.

A finales del siglo XX e inicios del XXI, las funciones de las prótesis con mando mioeléctrico, estaban limitadas al cierre y apertura de la pinza, esta última podía ser bi o tridigital, y las diferencias entre los distintos modelos encontrados en el mercado consistían en el tipo de control que empleaban, pero la gran mayoría realizan básicamente las mismas actividades. Los países con mayor avance tecnológico en investigación y desarrollo de prótesis son: Alemania, Estados Unidos (Figura 2.4), Francia, Inglaterra y Japón.

Figura 2.4. Una de primeras prótesis con capacidad sensorial, desarrollada en los EE.UU. en la década de los 80. [7].



2.4 Investigaciones y desarrollos recientes en materia de prótesis de miembro superior.

La mano humana realiza principalmente dos funciones; la prensión y el tacto, las cuales permiten al hombre convertir sus ideas en formas (movimientos, manipulación, etc.), adicionalmente la mano adiciona 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 de la mano se reduce en cerca de un 40%.

Los tipos de prensión de mano (Figura 2.5) son de vital importancia, y las prótesis deben estar diseñadas en la dirección de cumplir principalmente esta función. En la siguiente ilustración se muestran cuatro de las formas básicas de prensión de la mano las cuales combinadas cumplen con todos los movimientos que la mano puede realizar, estas son:

- Prensión en punta fina, que se ejecuta con la punta de los dedos.
- Prensión en puño, gruesa o en superficie.
- Prensión de gancho.
- Prensión tipo llave.

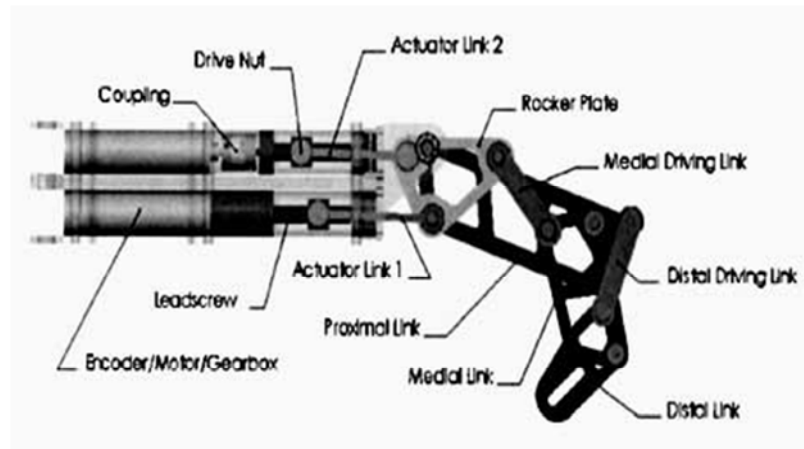
Figura 2.5. Formas básicas de prensión de la mano [4]. (a) Prensión esférica. (b) Prensión cilíndrica. (c) Agarre grueso. (d) Agarre fino.



Como se aprecia en la Figura 2.6, la mano de Canterbury [8] utiliza eslabones mecánicos movidos directamente para actuar sobre los dedos de forma similar a una mano humana. El movimiento directo de los eslabones se utiliza para reducir otros problemas que presentan algunos diseños de mano. Cada dedo de esta mano tiene 2.25 grados de libertad, la parte

fraccionaria se debe al mecanismo compartido para extender los cuatro (4) dedos. Los motores de corriente directa tienen una reducción de 16:1, por medio de engranajes. Su tamaño es de 65 mm de largo y 12 mm de diámetro.

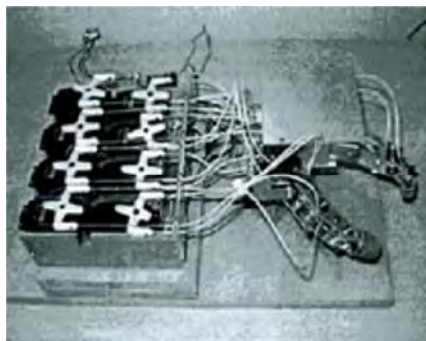
Figura 2.6. Mano de Canterbury que utiliza eslabones mecánicos con movimiento directo. [8]



Los dedos cuentan con sensores de presión en cada articulación y en la punta de los dedos, lo que hace que cada dedo tenga cuatro sensores de presión, dos motores de corriente directa y un sensor de efecto Hall. El pulgar tiene solo un motor y tres sensores de fuerza, mientras que en la palma tiene las funciones de abrir todos los dedos y la rotación del pulgar, lo cual implica dos motores, dos encoders, dos sensores de efecto Hall y tres sensores de fuerza. Todo esto da un total de 91 cables, por lo que se requirió un sistema de control distribuido utilizando un PsoC de Semiconductores Cypress. Este microprocesador actualmente solo es capaz de controlar la posición y velocidad, mientras que la cinemática y comandos complejos se calculan en una computadora por aparte.

El manipulador desarrollado en la Universidad de Reading de la Figura 2.7, ([9],[10]) propone el uso de cables Bowden (Chicotes) dirigidos a cada unión como medio para hacer actuar los dedos. Este novedoso diseño simplifica el control de la mano al eliminar el acoplamiento entre juntas y permite la traslación directa y precisa entre las juntas y los motores que mueven los cables. La cinemática de los dedos se simula con mayor precisión al permitir dos grados de libertad con el mismo centro de rotación en el nudillo más grande de la mano. Esta mano incluye sensores en las yemas de los dedos para acrecentar la precisión en la sujeción.

Figura 2.7. Manipulador construido en la universidad de Reading. [4]



Otro manipulador antropomorfo diseñado por la Facultad de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Nacional Autónoma de México (Figura 2.8) cuenta con trece grados de libertad, cuatro de los cuales están en el pulgar y tres en cada uno de los otros dedos. El diseño de la mano fue desarrollado exclusivamente para la tele operación; aun así los principios aplicados pueden ser extendidos al manejo de prótesis. La forma de actuación de cada uno de los grados de libertad se realiza por medio de tendones conectados a servomotores que no van montados sobre la mano en forma directa, sino en un banco de actuadores. Para la instrumentación del controlador se utiliza un control PID. [4].

Figura 2.8. Manipulador antropométrico tele operado. [4]



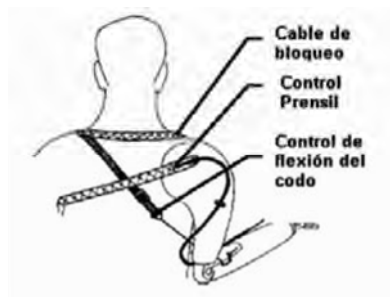
2.5 Sistemas de prótesis artificiales.

Cualquier prótesis artificial activa necesita de una fuente de energía, un sistema de transmisión de fuerza, un sistema de mando o acción y un dispositivo prensor. En la elección de la prótesis a utilizar, desempeña un papel fundamental el nivel de amputación o el tipo de displasia que se requiera tratar.

2.5.1 Prótesis mecánicas

Las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que se usan con la función de cierre o apertura voluntarios controlados por medio de un arnés el cual se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y parte también del brazo controlado por el usuario (ver Figura 2.9). Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio de un arnés para la acción de abrir o cerrar, esta última se ejecuta con la relajación de los músculos gracias al sistema de resortes. De esta manera es posible obtener una fuerza de prensión significativa. Estos elementos son recubiertos con un guante para hacerlos más estéticos. Sin embargo, solo pueden ser utilizados para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos debido a que el guante limita el tamaño e impide la sujeción de objetos pequeños.[4], [11], [12], [13].

Figura 2.9. Elementos que conforman una prótesis mecánica. [7].



El tamaño de la prótesis y el número de ligaduras que se requiere dependiendo de la fuerza y el material de fabricación, varían de acuerdo a las necesidades de cada persona. Debido a que estas prótesis son accionadas por el cuerpo, es necesario que el usuario posea al menos un movimiento general de; expansión del pecho, depresión y elevación del hombro, abducción y aducción escapular y flexión glenohumeral.

2.5.2 Prótesis eléctricas.

Este tipo de prótesis utilizan motores eléctricos en los dispositivos terminales, muñeca y codo, con una batería recargable y es posible controlarlas de varias formas, ya sea un servo control, un botón pulsador o un interruptor con arnés. En algunas ocasiones se combinan estas formas de control para aumentar la funcionalidad de la prótesis. Se utiliza un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando suspensión de este por medio de succión. La adquisición y la reparación de estos dispositivos es costosa y existen además,

otras desventajas inherentes al mantenimiento, la exposición en medios húmedos y el peso de la prótesis. (Figura 2.10).

Figura 2.10. Prótesis de mano eléctrica.[7]



2.5.3 Prótesis de mano neumáticas.

Estas prótesis eran accionadas por medio de ácido carbónico comprimido, que proporcionaba una gran cantidad de energía, aunque presentaban como inconveniente las complicaciones de sus aparatos accesorios y el riesgo en el uso del ácido carbónico. Su desarrollo fue interrumpido debido a las dificultades técnicas presentadas y el riesgo a la salud.

2.5.4 **Prótesis mioeléctricas.**

Este tipo de prótesis son en realidad prótesis eléctricas controladas por medio de una interface mioeléctrica (Figura 2.11) y son hoy en día el miembro protésico con el más alto grado de rehabilitación. Sintetizan el mejor aspecto estético con una gran fuerza y velocidad de prensión así como varias posibilidades de combinación y ampliación.

Figura 2.11. Configuración básica de una prótesis mioeléctrica.[7]



El control mioeléctrico es tal vez el sistema de control más popular. Se basa en el concepto de que al contraerse un músculo del cuerpo se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que

es creada por la interacción química en el cuerpo; esta señal es muy pequeña, entre 5 a 20 μV . La utilización de electrodos que entran en contacto con la superficie de la piel permite registrar las señales EGM, las cuales una vez registradas se amplifican y procesan por parte de un controlador que conmuta con los motores eléctricos encendiéndolos y apagándolos, de manera que puedan realizarse los correspondientes movimientos de la muñeca, el codo y la mano.

Este tipo de dispositivo protésico posee la ventaja que solo requiere que el usuario flexione los músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren movimientos generales de este último. Además este tipo de prótesis eliminan el arnés de suspensión, usando la técnica de bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión, para mantener la prótesis en su lugar correspondiente. Su desventaja es que el sistema debe utilizar una fuente externa de energía para ser accionado, como por ejemplo una batería, que requiere mantenimiento y recarga frecuente, además debido a la batería y los motores estas prótesis suelen ser más pesadas que otras opciones y también más costosas. [4], [13], [14]

2.5.5 Prótesis Híbridas

Una prótesis híbrida (Figura 2.12) combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis, este concepto es ampliamente utilizado en las prótesis transhumerales (amputación por encima del codo) en estos casos por lo general el codo es accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal de acción mioeléctrica (gancho o mano).[15].

Figura 2.12. Prótesis híbrida brazo-mano. [7]



2.5.6 Uso de materiales inteligentes en las prótesis.

En la actualidad el término inteligente se está utilizando como una definición válida para calificar y describir una serie de materiales que presentan la capacidad de cambiar sus propiedades físicas (rigidez, viscosidad, forma, color, etc.) en presencia de un estímulo concreto. (Tabla 2-1).

Para controlar dicha respuesta de una forma predeterminada, se diseñan mecanismos de control y selección de la respuesta. El tiempo de respuesta es corto y el sistema comienza a regresar a su estado inicial tan pronto el estímulo cesa.[16]

Tabla 2-1. Materiales Inteligentes utilizados en el desarrollo de prototipos para prótesis de mano. [4].

MATERIALES INTELIGENTES	
<i>Materiales con Memoria de forma</i>	<i>Aleaciones con memoria de forma: NiTi, CuAlTi, NiTiCu [17]</i>
	<i>Polímeros con memoria de forma: SMP, Veriflex. [18]</i>
	<i>Cerámicas con memoria de Forma</i>
	<i>Aleaciones con memoria de forma ferromagnéticas [17]</i>
<i>Materiales electro y magnetoactivos</i>	<i>Materiales electro y magnetoreológicos</i>
	<i>Materiales piezoeléctricos</i>
	<i>Materiales electro y magneto restrictivos</i>
<i>Materiales foto y cromo activos</i>	<i>Fotoactivos</i>
	<i>Electroluminiscentes</i>
	<i>Fluorescentes</i>
	<i>Fosforescentes</i>
	<i>Cromo activos</i>
	<i>Foto cromáticos</i>
	<i>Termo cromáticos</i>
	<i>Electro cromáticos</i>

Los alambres musculares, que son alambres delgados de alta resistencia mecánica, elaborados con aleaciones de Níquel y Titanio llamadas “*Nitinol*” es una de las aleaciones con memoria utilizadas. Otro aspecto crítico durante la fase de diseño de una prótesis de este tipo, es el relacionado con la selección de los actuadores y en esta dirección los alambres musculares han mostrado una gran complementariedad con estos últimos.[19]

2.5.7 Prótesis de miembro superior en producción actual.

- *I-Limb.*

Esta prótesis fue desarrollada y en la actualidad es comercializada por la empresa escocesa “TouchBionics” (Figura 2.13) y representa el avance más reciente que en este campo ha sido

colocado al alcance de los amputados. Aunque su costo es bastante elevado, alrededor de €20'000 por unidad, la empresa considera que este puede verse sustancialmente reducido con la implementación al interior del dispositivo de los avances que en materia de miniaturización electrónica surjan en el tiempo.[11].

Figura 2.13. i-Limb de TouchBionics. [5].



- ***DMC Plus-Mano electrónica de sistema.***

La empresa Otto-Bock es pionera en el diseño e implementación de prótesis de mano mioeléctricas para distintos niveles de amputación y este es el más reciente dispositivo desarrollado por la empresa Austriaca. El control DMC (Dynamic Mode Control) marca una nueva tendencia en prótesis mioeléctricas: La velocidad y la fuerza de prehensión (Figura 2.14) se regulan de forma proporcional a la fuerza de la señal muscular. [3], [11].

Figura 2.14. DMC-Plus, producto más reciente de Otto-Bock. [3].



2.6 Modelos Matemáticos aplicados al diseño de prótesis de mano.

Los progresos recientes en el desarrollo de modelos de prótesis automáticas se deben principalmente a la incorporación de la física y la matemática tanto a nivel de la descripción del movimiento de la mano como en el análisis de las señales mioeléctricas. La cinemática y la cinética permiten, por medio de la teoría Newtoniana, encontrar una descripción aproximada del comportamiento de la mano humana tanto desde el punto de vista de la geometría del movimiento como de la generación y aplicación de la fuerza a través de los músculos tendones y estructura ósea que conforma la mano. Por otra parte, la transformada de Fourier se ha convertido en la principal herramienta para descifrar, interpretar y reproducir, también de forma aproximada, las señales que por medio de impulso electroquímicos generan los movimientos de la mano a través de la red nerviosa y los músculos. [6].

Existen algunos modelos derivados de la teoría visco-elástica que permiten describir el comportamiento de los músculos de la mano en las acciones de contracción y relajamiento, estos modelos corresponden a emulaciones con sistemas masa-resorte –amortiguador, y los mismos, representan el comportamiento ya mencionado comparándolo con el comportamiento de un sólido o de un fluido sometido a carga.[6]. La descripción utilizada que aproxima el funcionamiento del músculo al de un fluido se denomina “*Modelo viscoelástico de fluido de Maxwell*” ([20],[21],[22]) ya que fue precisamente James Clerk Maxwell quien lo propuso, mientras el que aproxima el mismo comportamiento al de un sólido sometido a la acción de una carga se denomina “*Modelo viscoelástico de solido de Voigt*” [23],[24] propuesto por el físico alemán Woldemar Voigt.

El modelo viscoelástico fue inicialmente introducido por Flügge en 1975 [25] y detallado por, entre otros, el Ing. Cristensen en 1981 [26]. Esta teoría parte de la aplicación de la ley de Hooke estudiada en la mecánica de sólidos. (Ecuación 1.1).

$$\sigma = \mu \varepsilon \quad (1.1)$$

Donde:

σ = Esfuerzo o fuerza por unidad de área.

ε = Tensión o un cambio en la longitud respecto de la longitud original.

μ = Constante de elasticidad.

Figura 2.15. (A) Esfuerzo-tensión característica de un resorte, (B) Modelo viscoelástico de un resorte. [6].

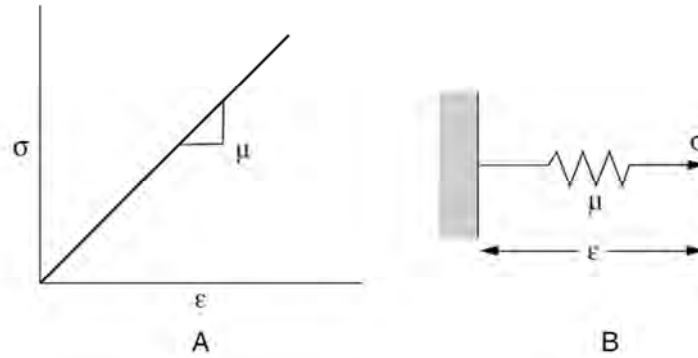
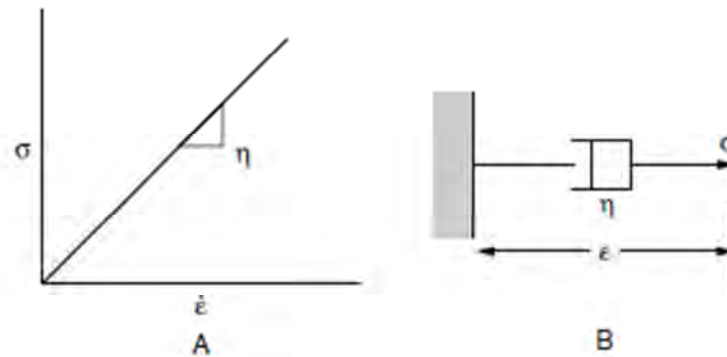


Figura 2.16. (A) Relación Esfuerzo-tensión característica de un Amortiguador. (B) Modelo viscoelástico de un amortiguador. [6].

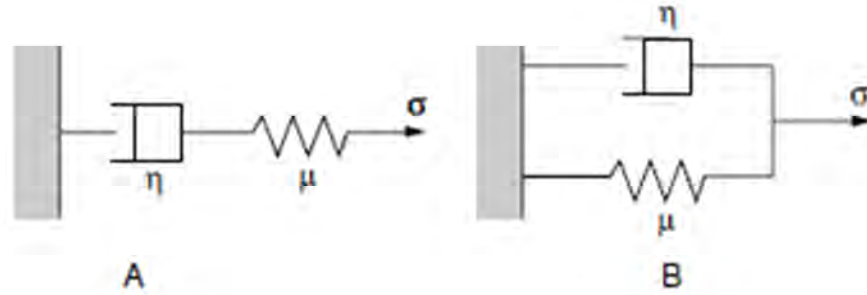


La viscosidad se define como la capacidad que posee un material de resistirse a las fuerzas que tienden a hacerlo fluir. En un fluido perfecto este esfuerzo es proporcional al cambio en la velocidad de flujo y puede ser representado como un amortiguador cuya ecuación característica es (Ecuación 1.2):

$$\sigma = \frac{\eta d\epsilon}{dt} \quad (1.2)$$

Donde η es la constante del amortiguador.

Figura 2.17. (A) Modelo viscoelástico del fluido de Maxwell. (B) Modelo viscoelástico del solido de Voigt. [6].



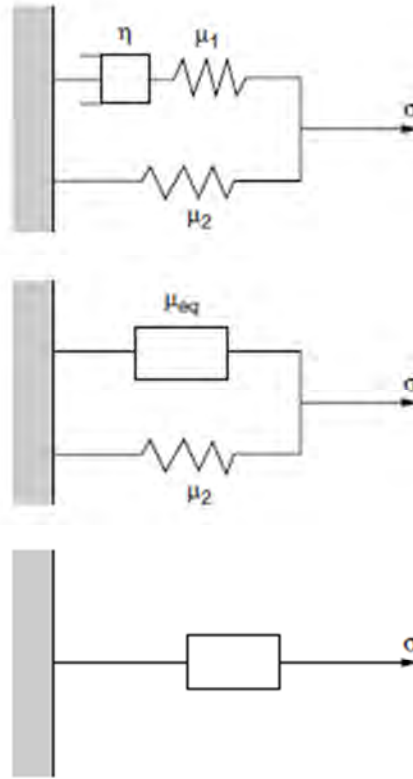
En la Figura 2.15 y la Figura 2.16 se observan las gráficas del comportamiento de un resorte y un amortiguador aplicados en la teoría viscoelástica, sin embargo, los modelos del fluido de Maxwell y del solido de Voigt son combinaciones de resorte-amortiguador en serie, como es el caso de primero, y en paralelo, como es visto en el segundo (Figura 2.17). Ambos modelos pueden explicar con alguna precisión el comportamiento de los músculos cuando son sometidos a tensión y carga, pero una combinación adecuada de ambos dará más precisión en la aproximación a dicho comportamiento. Esta combinación es posible al aplicar el modelo de cuerpo de Kelvin [27], este modelo es más complejo que cualquiera de los dos ya nombrados, y su aproximación explica mejor la forma cómo reacciona un musculo al ser cargado. (Figura 2.18). El modelo matemático que representa este modelo es el siguiente:

$$\mu_{eq} = \frac{\mu_1 \mu_2}{\mu_1 + \mu_2} \quad (1.3)$$

Donde μ_{eq} es la constante equivalente para un sistema de resortes en serie μ_1 y μ_2 y para un sistema de amortiguadores se tiene:

$$\sigma = \eta s \varepsilon + \mu \varepsilon = (\eta s + \mu) \varepsilon \quad (1.4)$$

Figura 2.18. Obtención de la función de transferencia para el modelo de Kelvin. [6].



Finalmente la función de transferencia para el modelo es:

$$H(s) = \frac{(\mu_1 + \mu_2)\eta s + \mu_1 \mu_2}{\eta s + \mu_1} \quad (1.5)$$

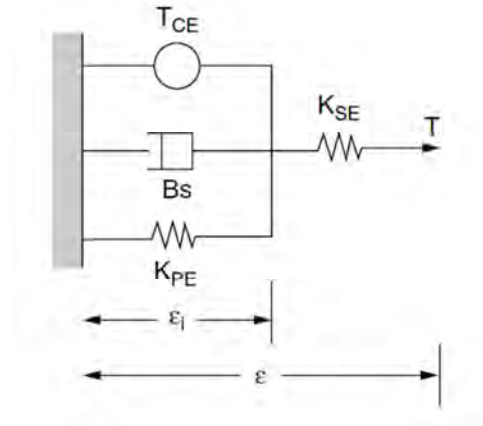
Por medio de esta última expresión y aplicándola a los resultados obtenidos por Fenn y Marsh en 1935, [28], Hill definió un modelo de músculo [29] para tres condiciones dadas: (a) Respuesta activa del musculo, (b) Acumulación de tensión y (c) Creep (Esfuerzo retardante).

2.6.1 Respuesta activa muscular.

La respuesta activa muscular basada en los 4 elementos del modelo de Hill puede ser fácilmente encontrada a través del desarrollo de una función de transferencia para el modelo del musculo. Inicialmente, las ecuaciones de equilibrio deberán ser determinadas de la siguiente forma: la fuerza que se desarrolla internamente en el musculo, T_{CE} , es modificada por el amortiguador viscoso y por el elemento elástico que representa la tensión externa. T_{CE} , es

colocada en paralelo respecto de los elementos que describen el Solido de Voigt (Figura 2.17 (B)), mientras que la fuerza externa, T , se representa en línea, con un resorte en serie con el arreglo anterior. (Figura 2.19)

Figura 2.19. Modelo del musculo de Hill con cuatro elementos. [6]



En el proceso, las ecuaciones de equilibrio para el diagrama son:

$$T = T_{CE} + B_s \varepsilon_i + K_{PE} \varepsilon_i \quad (1.6)$$

$$T = K_{SE}(\varepsilon - \varepsilon_i) \quad (1.7)$$

Donde:

B = Constante de amortiguación (η en la Ecuación 1.4).

K_{PE} = Constante de elasticidad (μ en la Ecuación 1.4).

K_{SE} = Constante de elasticidad para el modelo de la fuerza externa aplicada (Figura 2.19).

Cada una de las constantes descritas en el modelo fueron halladas por medio de un experimento (Figura 2.20) desarrollado en la Universidad de Cambridge en 1985 y Publicados los resultados por D. J. Aidley en el mismo año. [30]

Finalmente, es posible expresar la deformación sufrida por el musculo bajo carga (ε) por medio de la siguiente expresión:

$$\varepsilon = \frac{(B_s + K_{PE} + K_{SE})T}{(B_s + K_{PE})K_{SE}} - \frac{T_{CE}}{B_s + K_{PE}} \quad (1.8)$$

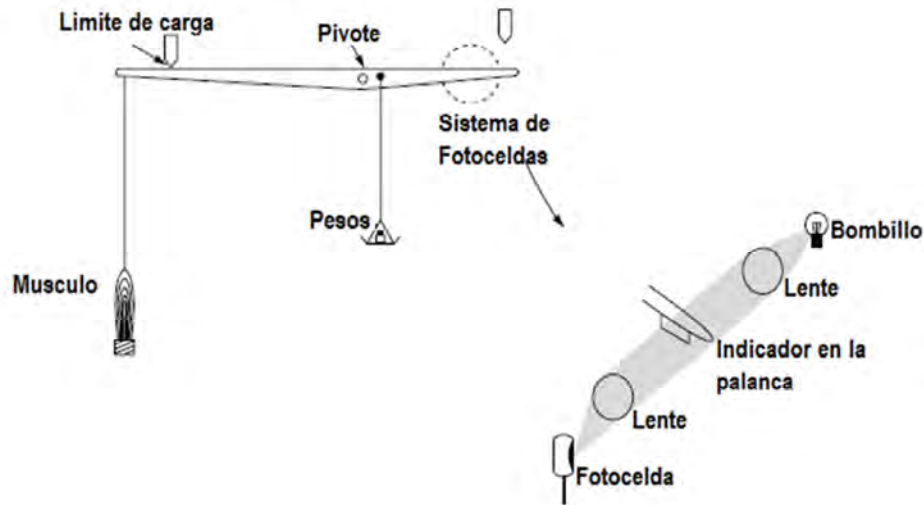
2.6.2 Acumulación de Tensión.

Basados en las mismas constantes, Hill desarrollo un modelo para la acumulación de tensión en el musculo, es decir para la contracción (Ecuación 1.9). Utilizando la transformada de Laplace para la función de paso, y simplificando se obtiene:

$$T = \frac{K_{SE}T_{CE}}{(Bs+K_{PE}+K_{SE})s} \quad (1.9)$$

$$T(t) = \frac{K_{SE}T_{CE}}{K_{PE}+K_{SE}} \left\{ 1 - e^{-\left\{ \frac{(K_{PE}+K_{SE})t}{B} \right\}} \right\} \quad (1.10)$$

Figura 2.20. Montaje del estiramiento rápido experimental para la determinación de las constantes elásticas del modelo del Musculo de Hill. [6].



2.6.3 Esfuerzo de relajación.

Considerando el experimento de estiramiento rápido, durante el cual el musculo es sometido a pasos de carga de magnitud ϵ_0 , el termino T_{CE} se anula ($T_{CE}=0$). Haciendo el respectivo reemplazo en la ecuación 1.9 se obtiene la ecuación 1.11. Finalmente, usando la transformada de Laplace, la función de paso se convierte a la ecuación 1.12.

$$T = \frac{K_{SE}(Bs+K_{PE})}{Bs+K_{PE}+K_{SE}} \frac{\epsilon_0}{s} \quad (1.11)$$

$$T(t) = \frac{K_{SE}\varepsilon_0}{K_{PE}+K_{SE}} \left\{ K_{PE} + K_{SE} e^{-\frac{(K_{PE}+K_{SE})t}{B}} \right\} \quad (1.12)$$

2.6.4 Creep.

El esfuerzo retardante o función de creep, para un músculo pasivo puede ser generado de manera similar al esfuerzo de relajación tomando la Ecuación 1.8 y eliminado de esta el término de la contracción activa de T_{CE} , por lo tanto:

$$\varepsilon = \frac{(Bs+K_{PE}+K_{SE})T}{(Bs+K_{PE})K_{SE}} \quad (1.13)$$

Nuevamente aplicando la transformada de Laplace y reordenando se llega a:

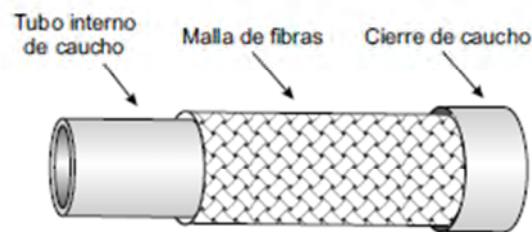
$$\varepsilon(t) = \frac{K_{PE}+K_{SE}}{K_{PE}K_{SE}} - \frac{e^{-\left(\frac{K_{PE}t}{B}\right)}}{K_{PE}} \quad (1.14)$$

Una aplicación del modelo anteriormente descrito es el “*Musculo Neumático*” [31]. Este dispositivo está inspirado en el funcionamiento de los músculos biológicos y su estructura consta de un mallado de fibras entrelazadas que forman una vejiga. El físico Joseph L. McKibben [32], fue el inventor de este actuador en los años 50 con el objetivo de motorizar una prótesis para un brazo que permitiera abrir y cerrar los dedos. Este músculo neumático estaba compuesto por un tubo interior de caucho cubierto por una capa de fibras trenzadas de forma helicoidal y cerrado por los dos extremos. En uno de dichos extremos se ubicaba una entrada de aire y en el otro el punto de conexión. Su funcionamiento era el siguiente: al entrar aire a presión dentro del cilindro este se hinchaba aumentando la presión la cual es transmitida a la fibras en contacto con la superficie del tubo las cuales a su vez se contraían. Las ventajas en el funcionamiento del músculo de McKibben eran evidentes frente a otros tipos de actuadores como motores, servos o cilindros hidráulicos y neumáticos; su comportamiento dinámico y su reducido costo. En los años 80 el fabricante de neumáticos japonés **Bridgestone**, en colaboración con **Hitachi**, presentó una versión mejorada del músculo de McKibben, el cual fue denominado *Rubbertuator*, es decir “*actuador de caucho*” [31]. En la actualidad los ingenieros e investigadores prefieren trabajar sobre el diseño original de McKibben realizando pequeñas variaciones sobre el mismo. Un ejemplo claro son los dispositivos de músculo neumático del

fabricante alemán **Festo Pneumatics** quien propone algunas aplicaciones en ortopedia asistida.

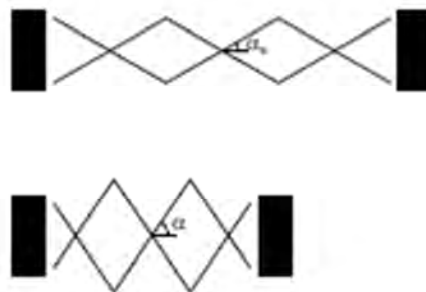
En general, la estructura de los músculos neumáticos en la misma en la mayoría de los casos, esta fue descrita en el párrafo anterior, sin embargo la Figura 2.21 muestra un esquema para mayor claridad. Uno de los extremos del dispositivo se encuentra cerrado por una placa y es por donde el musculo aplicara la fuerza al exterior, en el otro extremo se sitúa una válvula de regulación con la cual se infla o desinfla el tubo interior de caucho. Al introducir aire a presión el tubo de caucho se infla expandiéndose en sentido transversal, lo cual provoca en la malla de fibras una tensión en sentido tangencial al tubo de caucho y ortogonal al eje de rotación del mismo.

Figura 2.21. Estructura de los actuadores por músculo neumático. [31]



La malla fabricada en fibras inextensibles, esta trenzada en forma de rombo de tal forma que la tensión ortogonal al eje de rotación se convierte en tensión y desplazamiento en el mismo sentido del eje de rotación (Figura 2.22).

Figura 2.22. Disposición de la malla de fibras en forma de rombo. [31]



El modelo dinámico que explica con cierta exactitud el comportamiento del musculo neumático está basado en una variación del propuesto por Hill [6]. La Figura 2.23 muestra

esquemáticamente el modelo visco-elástico utilizado. La ecuación de movimiento del sistema presenta la siguiente forma:

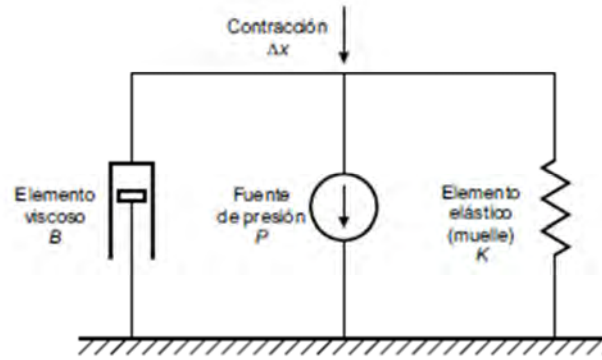
$$M(t)\ddot{x} + B(\dot{x})\dot{x} + K(x)x = u + d(t, x, \dot{x}, \ddot{x}, u) \quad (1.15)$$

Donde $M(t)$ es la masa que se desea mover con el actuador y el término $d(t, x, \dot{x}, \ddot{x}, u)$ representa las otras no linealidades y términos de desviación [33]. Este modelo mostrado en la Ecuación 1.15 puede expresarse tomando $x_1 = x$ y $x_2 = \dot{x}$, por lo tanto:

$$\dot{x}_1 = x_2 \quad (1.16)$$

$$\dot{x}_2 = \frac{1}{M(t)}[u - K(x_1)x_1 - B(x_2)x_2] \quad (1.17)$$

Figura 2.23. Modelo visco-elástico para caracterizar el actuador por musculo neumático. [31]



Los diferentes experimentos llevados a cabo por Repperger y documentados en [33] muestran que los términos no lineales $K(x_1)$ y $B(x_2)$ que aparecen en la ecuación 1.17 pueden ser ajustados en forma aproximada por un polinomio de segundo orden, así:

$$K(x_1) = b_2x_1^2 + b_1x_1 + b_0 \quad (1.18)$$

$$B(x_2) = a_2x_2^2 + a_1x_2 + a_0 \quad (1.19)$$

Los coeficientes de estos polinomios pueden variar con la masa sobre la que se actúa [34], pero en [33] se reducen a dos polinomios fijos que corresponden con los modos principales de funcionamiento; inflado (Contracción Ec 1.18) y vaciado (Elongación Ec 1.19).

2.7 Modelos de mano realizados en la Universidad Nacional de Colombia.

Durante las últimas dos décadas, el grupo de investigación en Biomecánica de la Universidad Nacional de Colombia, en colaboración con los profesores del Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica, han venido realizando diferentes investigaciones encaminadas al desarrollo de un prototipo de prótesis de mano con diferentes tipos de accionamientos [35]. Algunos de estos trabajos se ejecutaron como parte de proyectos de grado tanto en pregrado como posgrado o como ejercicios de diseño para algunas asignaturas del programa de Ingeniería Mecánica. Varias de estas investigaciones desarrollaron modelos matemáticos y dinámicos de la mano humana como parte fundamental para el desarrollo de las respectivas simulaciones. Se mostraran algunos de estos modelos.

2.7.1 Síntesis de un mecanismo espacial para mano antropomórfica bidigital.

El objetivo general fue el de diseñar y construir un prototipo óptimo de pinza bidigital que minimice el espacio requerido, con un mínimo de grados de libertad para demostrar agarre [36]. El mecanismo obtenido se aprecia en la Figura 2.24.

Figura 2.24. Mecanismo obtenido para pinza bidigital. Mano PROTUN. [36]

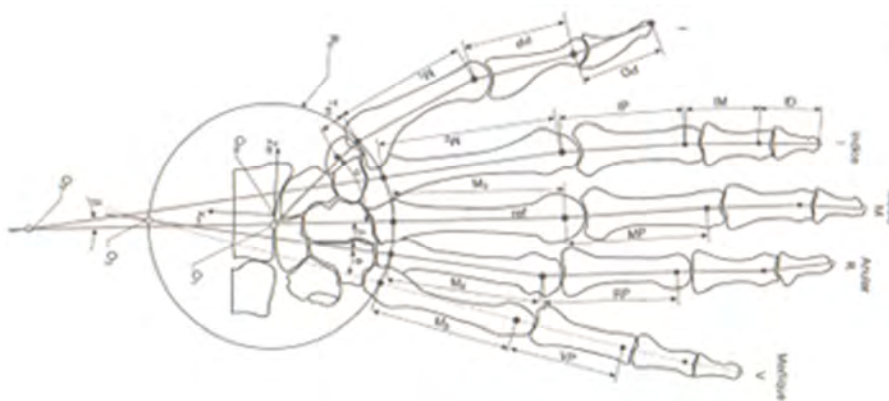


El modelado antropométrico y dinámico de la mano se llevó a cabo con la ayuda del programa de diseño y manufactura (CAD-CAM) Pro/Engineer Wildfire 3.0 y los resultados del mismo se compararon con la información encontrada en [37], [38] y [39]. En estas mismas publicaciones también pueden encontrarse las relaciones para los ejes de giro de los segmentos óseos de las falanges.

Algunos parámetros importantes en la fisiología de la mano y que pueden ser de trascendencia a la hora de implementar algún modelo matemático son los centros volumétricos de las piezas óseas así como los puntos de inserción de tendones y ligamentos, además de los desplazamientos de estos últimos (Figura 2.25). Estos parámetros son tomados de [40] y [41].

Basados en las dimensiones mostradas es posible realizar un modelo plano de la mano, aproximando las articulaciones a juntas giratorias que unen eslabones. Otros estudios realizados por [42], [43] y [44] pueden ser también tomados como referencias y ejemplos de cómo este tipo de datos se emplean en la elaboración de modelos biomecánicos, cinemáticos y cinéticos de la mano.

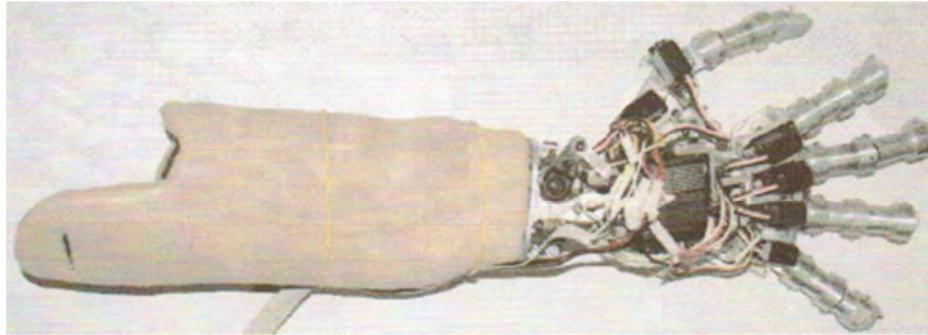
Figura 2.25. Dimensiones antropomórficas óseas, tomadas como referencia a partir de radiografías humanas, que sirven de base para un modelo plano de la mano. [36].



2.7.2 Prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca.

En este caso el objetivo consistió en evaluar entre las señales mioeléctricas y las señales de voz, cual es el sistema más apropiado como señal de entrada para controlar una prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca.[45]. El modelamiento antropométrico y dinámico se llevó a cabo con ayuda del programa MATLAB obteniéndose un sistema altamente complejo de ecuaciones matriciales ligadas. También se utilizó información complementaria proveniente de las fuentes bibliográficas como [46], [47] y [48]. El prototipo obtenido se muestra en la Figura 2.26.

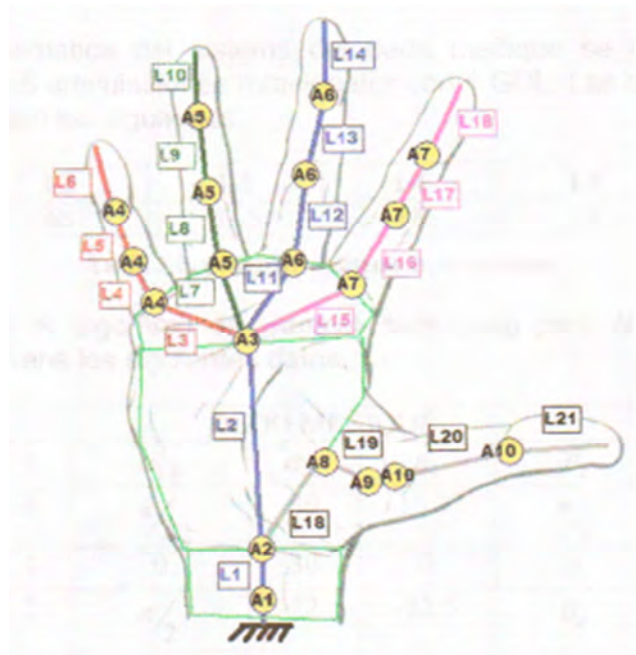
Figura 2.26. Prototipo de prótesis de mano accionada por voz. [45].



Para la realización del modelo cinemático, se utilizó el planteado por Denavit/Hartenberg [46], que establecieron la siguiente metodología.

1. Identificación de los ejes de cada articulación.
2. Identificar la perpendicular común entre los ejes de articulación o sus puntos de intersección.
3. Asignar el eje Z_i para que apunte sobre el i /esimo eje de cada articulación.
4. Asignar el eje X_i para que apunte sobre la perpendicular común o, si los ejes se intersecan, asignar X_i para que sea normal al plano que contiene a las dos ejes.
5. Asignar el eje Y_i para completar un sistema de coordenadas que cumpla con la regla de la mano derecha.
6. Seleccionar la ubicación del origen en el sistema coordenado.

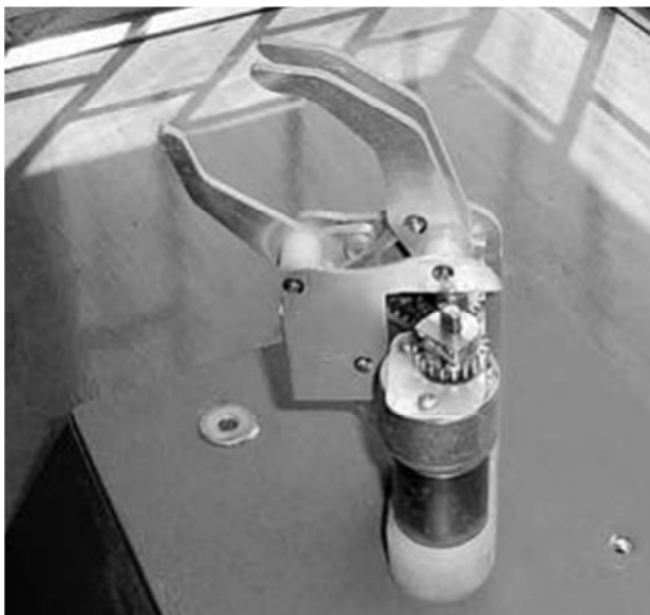
Figura 2.27. Diagrama del modelo cinemático para modelado de la mano. [45]



2.7.3 Diseño y construcción de un prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano.

Este proyecto tuvo como objetivo fundamental rediseñar y construir un prototipo de pinza tridigital para prótesis mioeléctrica de mano que adicionalmente incluyera la función de rotación (Pronosupinación) además se busca mejorar la prensión palmar y reducir el peso. A pesar de no realizarse un modelamiento matemático como tal, el sistema propuesto fue simulado en SolidWorks, y permitió establecer algunas comparaciones de rendimiento con otros proyectos realizados anteriormente. Se utilizó para establecer los requerimientos de diseño, la información suministrada en [49] y [50] utilizando la metodología QFD (Despliegue de la Función de Calidad) la cual permitió conocer cuáles eran las principales necesidades y exigencias de los pacientes amputados colombianos. El prototipo obtenido se muestra en la Figura 2.28.

Figura 2.28. Prototipo de pinza y rotador para prótesis de mano mioeléctrica. [35].



3.DISEÑO CONCEPTUAL.

3.1 Identificación del problema de diseño.

El Censo realizado por el DANE en el 2005 mostró que aproximadamente 15 de cada 100 colombianos presenta algún tipo de limitación permanente en sus extremidades superiores, (Estadística-DANE, 2005) aunque los datos del censo no especifican cual es el tipo de limitación. Los tratamientos de rehabilitación para los pacientes incluyen, en los casos donde las aplicaciones sean posibles, la utilización de prótesis que suministren algún tipo de funcionalidad y le otorgue al paciente algo de autonomía en tareas como vestirse o comer, por ejemplo. La variedad de dispositivos con estas funciones varían desde ganchos, prótesis mecánicas o simplemente prótesis cosméticas, donde un componente importante a la hora de decidir cuál usar es el costo de la misma, incluso por encima de la funcionalidad y aunque las investigaciones sobre prótesis automáticas en Colombia son numerosas, adolecen de problemas tales como la falta de integración de las mismas con la industria, ya que en su gran mayoría, los prototipos desarrollados no pasan de ser ejercicios netamente académicos y no se les hace un estudio de factibilidad de manufactura también está el tiempo de desarrollo de la investigación y en especial el hecho de que tales investigaciones se realizan aisladas las unas de las otras y por grupos de investigación monodisciplinarios, donde solo se persigue un objetivo bien sea de carácter a veces mecánico o electrónico.

La importancia del desarrollo de una prótesis mioeléctrica radica en que esta permitirá a un sector significativo de la población afectada de amputación, acceder a un dispositivo funcional que les brindara autonomía, mejorará sustancialmente su calidad de vida, su autoestima y aumentará sus probabilidades de reinserción a la sociedad como una persona útil a la misma.

Por otra parte, debido a que un producto como este requiere de la utilización de alta tecnología, en especial dentro de los procesos de fabricación y ensamble, la investigación pretende determinar si es posible implementar una estrategia de producción que sea aplicable al país, ya que una de las limitantes de la industria en Colombia es su poca capacidad para generar

propuestas innovadoras hacia el mercado interno y externo que sean posibles de desarrollar utilizando la tecnología que en la actualidad está instalada. Al posibilitar la fabricación de la prótesis en el país, los costos sobre sus usuarios finales se reducirán significativamente y esto facilitaría su acceso a un dispositivo con mayor funcionalidad, mejor apariencia y la industria se vería beneficiada con un desarrollo a nivel tecnológico que aportará estrategias para aprovechar mejor la capacidad de producción actual.

Teniendo en cuenta lo expuesto anteriormente, se propone realizar el desarrollo del sistema estructural y mecánico de una prótesis de mano, a la cual sea posible adaptarle un sistema de control mioeléctrico o por voz. Es evidente que a futuro será necesario que ambos desarrollos (mecánico y electrónico) sean unidos para obtener como resultado final el sistema protésico completo.

Visto de esta forma, el presente trabajo presenta una propuesta de diseño del sistema mecánico para la prótesis anteriormente mencionada a través del uso de una metodología concurrente e integradora que permita identificar materiales, geometrías y formas bioinspiradas eficientes y procesos de manufactura óptimos que aporten las mejores y más próximas características de desempeño y manipulación prestando especial atención en los modos de suministro de potencia y movimientos que la mencionada prótesis emulará con relación a una mano real, teniendo en cuenta las limitantes que la tecnología actual en materia de procesos de manufactura que presenta la industria nacional.

3.2 Definición de los requerimientos del cliente.

Según [51] un método para identificar por completo un conjunto de necesidades del cliente consiste en los siguientes cinco (5) pasos:

1. Recopilar los datos del cliente, sin procesar.
2. Interpretar estos datos en términos de las necesidades del cliente.
3. Organizar las necesidades en una jerarquía: a) primarias, b) secundarias y en caso de que existan, c) terciarias.
4. Establecer que tan importantes relativamente son estas necesidades.
5. Analizar y reflexionar sobre los resultados arrojados por el proceso.

Este proceso no es rígido, ya que se requiere una mejora y un refinamiento continuo del mismo.

En el año 2004 el Grupo de Investigación en Biomecánica de la Universidad Nacional de Colombia (GIBM-UNCB N°COL0009476) desarrolló un trabajo con el fin de recopilar información que permitiera establecer tanto las características de los usuarios de la prótesis de mano en Colombia como las expectativas que estos tienen respecto de lo que un artículo como este debería ofrecerles. Cabe recordar que la utilización de prótesis mioeléctricas por parte de pacientes amputados, es muy escasa en el país, principalmente debido a su elevado costo. El trabajo mencionado se muestra extensivamente en la tesis de Maestría en Materiales y Procesos de Manufactura llevada a cabo por la Ing. MSc. Erika Sofía Olaya y que fue dirigido por el Ing. PhD Carlos Julio Cortes, quien es a su vez el director del GIBM [52]. En este documento los autores aplicaron metódica y rigurosamente la metodología enunciada por [51] y que a su vez fue documentada por [53]. Además de este documento también en [54] es posible encontrar algunas de las más relevantes peticiones que los usuarios de prótesis, tienen respecto de las mismas.

En ambas investigaciones, se aplican las técnicas QFD (Quality Function Deployment, Despliegue de la función de Calidad), y en esta parte inicial, la recopilación de los datos del cliente, la interpretación de los mismos, la organización y el establecimientos de las jerarquías, la importancia relativa de las necesidades expuestas y la reflexión sobre los resultados obtenidos, se hace de forma similar es decir, se aplicaron entrevistas a cinco grupos específicos de usuarios directos e indirectos de las prótesis de mano. Estos grupos permitieron segmentar más claramente los requerimientos de cada usuario en la medida en que su actividad se ve afectada por la utilización o no de una prótesis de mano. Los grupos son:

- Pacientes amputados totales de uno o todos los miembros superiores.
- Médicos ortopedistas.
- Técnicos protesistas.
- Ingenieros diseñadores de sistemas protésicos.
- Familiares del paciente amputado.

Cada grupo expuso sus inquietudes al respecto de los modelos de prótesis existentes en el mercado y que son comúnmente utilizados. Cabe aclarar que no todos los modelos de prótesis

mioeléctricas pueden ser aplicados en la rehabilitación de un paciente en forma indiferente, existen consideraciones psicológicas, sociales, de actividad profesional, etc., que establecen acotaciones y que hacen que el proceso de escogencia de un modelo de prótesis en particular sea altamente complejo. A esto se suma que al realizar la recolección de datos para los requerimientos del cliente en forma verbal se le introduce factores que aumentan su incertidumbre debido a la subjetividad y vaguedad en la información suministrada por parte de los entrevistados. Una factor que diferencia con claridad ambas investigaciones es la manera como cada grupo de autores analizo los datos recolectados direccionándolos hacia las especificaciones de ingeniería, mientras [54] opto por la metodología clásica, es decir la aplicación de QFD de manera formal, [52] se ayudó de técnicas de lógica difusa [55], con el fin de minimizar los problemas anteriormente mencionados inherentes a la metodología utilizada para recolectar la información. Las particularidades en la aplicación de la lógica difusa como ayuda complementaria a la metodología QFD están más allá de los objetivos del presente trabajo, sin embargo una amplia explicación de las mismas se encuentra en [52] y [55].

La Tabla 3-1 muestra de manera combinada, los resultados obtenidos por cada investigación en lo relacionado con los requerimientos del cliente, junto con la valoración de los mismos.

Tabla 3-1. Requerimientos del cliente. [52] y [54].

1	Agarre seguro y estable
2	Fácil de alinear para agarrar objetos con la prótesis
3	Fácil de quitar y poner
4	Permitir diferentes orientaciones para agarrar objetos
5	Buena visibilidad al tomar objetos
6	Reducir al mínimo las acciones para alinear la muñeca
7	Capacidad para sostener objetos de diferentes formas
8	Durable
9	Capacidad para agarrar objetos grandes y pequeños
10	Buen control de fuerza de agarre
11	Recuperación de la fuerza de sujeción
12	Sujeción de aspecto natural
13	Rápida liberación de la sujeción
14	Posibilidad de módulos intercambiables
15	Peso no superior 400g

16	Autonomía para actividades cotidianas
17	Baterías intercambiables
18	Mínimo número de componentes
19	Fácil Mantenimiento
20	Asistencia en la conducción de automóviles
21	Apariencia similar a la de una mano real
22	No daño a un objeto por sobrepresión
23	Impacto ambiental mínimo

3.3 QFD. Especificaciones de ingeniería.

Para determinar las especificaciones de ingeniería, se siguió la metodología sugerida por [51], la cual consiste en:

1. Elaborar una lista de métricas.
2. Recabar información de comparaciones con la competencia.
3. Establecer valores objetivos ideales y marginalmente aceptables.
4. Reflexionar en los resultados y el proceso.

Una vez evaluadas las restricciones técnicas reales, se deben hacer concesiones entre algunas de las características técnicas del producto. Aplicando lo anterior al caso de la prótesis se definieron las especificaciones de Ingeniería de la Tabla 3-2.

Tabla 3-2. Especificaciones de Ingeniería: (el Autor)

1	Dimensiones lineales de la mano (mm)
2	Dimensiones angulares de los movimientos de la mano (°)
3	Peso (gr)
4	Distribución de la fuerza de prensión en los dedos (N)
5	Duración de la Batería (Horas)
6	Vida Útil de la prótesis (Meses)
7	Intervalos de mantenimiento (Meses)
8	Apariencia Humana (Subj.)
9	Voltaje de Alimentación (Volt)
10	Corriente Nominal (Amp)
11	Fuerza de Sujeción en las Yemas de los dedos (N)

Cada uno de las especificaciones que aparecen en la Tabla 3-2 fueron determinadas a partir de información encontrada en [56], en el cual se establecen las dimensiones promedio de las extremidades superiores e inferiores y los ángulos de amplitud de los movimientos propios de la extremidad superior. Otras especificaciones, como el caso de los valores del peso, el voltaje de alimentación (7 a 12 voltios (V)), la corriente nominal (1200mA), peso límite de la prótesis (500 g) y demás, se basan en datos de prótesis comerciales encontrados en las páginas de los fabricantes [57] y [58].

Las siguientes tablas (Tabla 3-3 a Tabla 3-9) muestran las métricas para las especificaciones de la Tabla 3-2 cuyos valores pueden ser mostrados de esta forma (Numerales 1, 2, 4 y 11 de la tabla 3.2), las demás especificaciones se muestran en la Casa de la Calidad, realizada para el Despliegue de la Función de Calidad de la prótesis (Anexo 1).

Tabla 3-3. Medidas en milímetros (mm) para los dedos de la mano. [56]

Falange Dedos	Largo				Ancho			Espesor		
	1ª Falange Proximal	2ª Falange Medial	3ª Falange Distal	Total	En la Unión con la palma	En la última falange	Promedio	En la unión con la palma	En la última falange	Promedio
Pulgar	37		31	68 (34)	19	15	17	20	11	15.5
Índice	32	26	18	76 (33)	16 (28)	13 (29)	14.5	13	11	12
Corazón	35	29	20	84 (32)	16 (26)	13 (27)	14.5	13	11	12
Anular	30	28	28	78 (31)	16 (24)	13 (25)	14.5	12	10	11
Meñique	25	20	17	62 (30)	14 (22)	11 (23)	12,5	11	9	10

Nota: Entre paréntesis se encuentra la referencia de cada medición de acuerdo con la Figura 3.1.

Figura 3.1. Dimensiones lineales de la mano. [56]

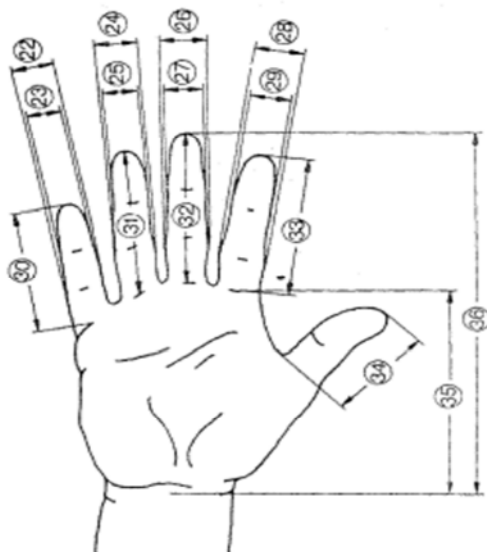


Tabla 3-4. Dimensiones de la palma de la mano (mm). [56]

Largo	110 (35)
Ancho con pulgar	90
Ancho sin pulgar	75
Espesor lado pulgar	25
Espesor lado opuesto al pulgar	16

Tabla 3-5. Ángulos de amplitud de movimiento para la prótesis de mano. [56].

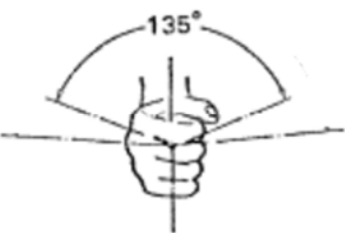
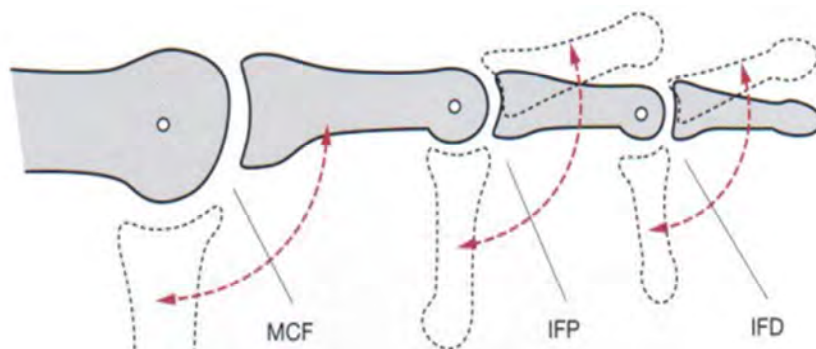
Flexion	60°	A partir de la línea media horizontal	
Extension	45°		
Pronación	73°	A partir de un eje vertical que pasa entre los dedos, con el puño cerrado sobre el eje	
Supinación	73°		

Tabla 3-6. Ángulos de flexión de los dedos. [56].

Flexión Distal-Medial 3ªFalange- 2ª Falange	90°	Los ángulos de flexión para los dedos, se tomaron iguales para los dedos, índice, corazón, anular y meñique. Se tomaron también respecto a una horizontal coincidente con el eje axial del dedo
Flexion Medial-Proximal 2ªFalange- 1ªFalange	110°-135°	
Flexión Proximal-Palma 1ªFalange-Palma	90°-110°	

Figura 3.2. Ángulos de flexión para las falanges de los dedos. [59]



IFD	Interfalangeica distal (Distal -Medial)
IFP	Interfalangeica Proximal (Medial-Proximal)

Tabla 3-7. Ángulos entre los dedos de la mano. El autor.

Angulo-Dedo	Índice	Corazón	Anular	Meñique	Pulgar
Índice		7°			Max 90°
Corazón	7°		7°		
Anular		7°		7°	
Meñique			7°		
Pulgar	Min 0°				

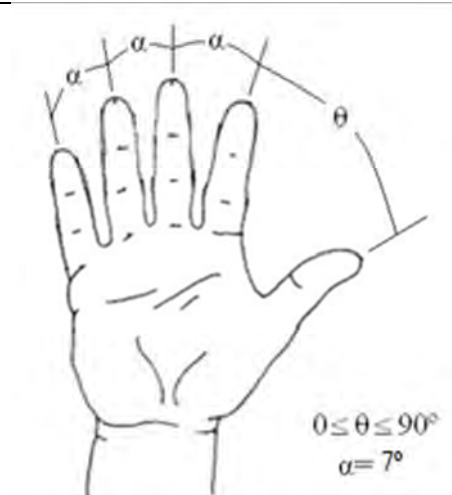


Diagrama de una mano que muestra los ángulos entre los dedos. Se indican los ángulos α entre los dedos índice, corazón, anular y meñique, y el ángulo θ entre el pulgar y los otros dedos. Se especifica que $0 \leq \theta \leq 90^\circ$ y $\alpha = 7^\circ$.

Tabla 3-8. Distribución de la fuerza de prensión en los dedos de la mano. [60]

Fuerza Dedo	90N	45N	37.6	25.7N
Pulgar	X			
Índice		X		
Corazón			X	
Anular y Meñique				X

Tabla 3-9. Distribución de la fuerza de sujeción en las últimas falanges de los dedos de la mano. [61].

Dedo	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Fuerza (N)	90	78	71	53	47

3.4 Diseño Conceptual.

Conocido el espacio dimensional y cuantitativo de cada uno de los componentes que deberá tener el dispositivo, se pasa a la etapa del diseño conceptual. Aquí, para cada una de las especificaciones de ingeniería, se proponen soluciones que puedan satisfacer los requerimientos del cliente. Ulrich propone un método de cinco pasos que permite descomponer

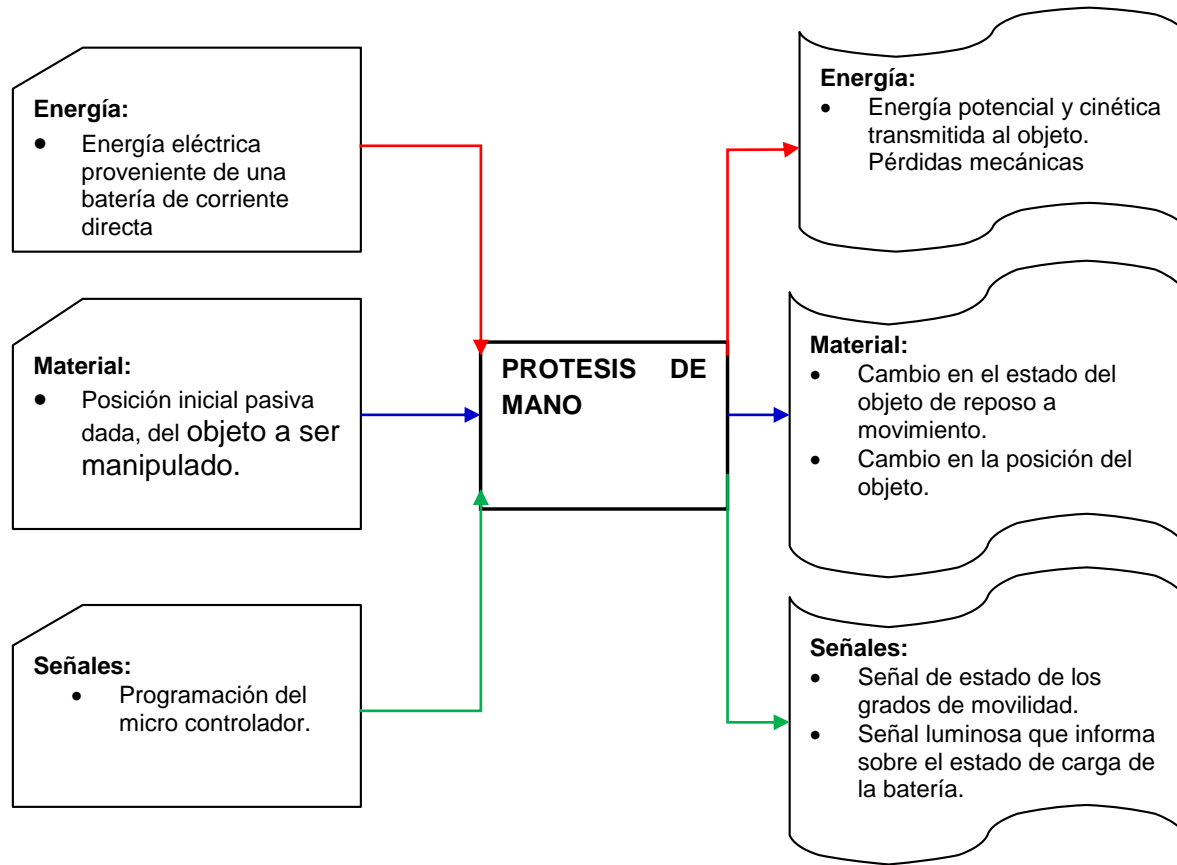
el problema general en subproblemas más sencillos los cuales, a partir de una serie de actividades de apoyo, pueden ser solucionados, presentando alternativas de diseño [51]. El método consiste en:

1. Aclarar el problema:
 - a. Entenderlo.
 - b. Descomponerlo
 - c. Enfocarse en subproblemas críticos.
2. Búsqueda externa de soluciones:
 - a. Usuarios Líderes.
 - b. Expertos.
 - c. Patentes.
 - d. Literatura.
 - e. Benchmarking.
3. Búsqueda interna de soluciones:
 - a. Individual.
 - b. En grupo.
4. Exploración sistemática:
 - a. Árbol de clasificación
 - b. Tabla de combinación.
5. Reflexión sobre las soluciones propuestas y el proceso de las mismas:
 - a. Retroalimentación constructiva.

3.4.1 Descomposición del problema.

El primer paso [51] para descomponer el problema funcionalmente, es la elaboración de un diagrama de caja negra, sobre el cual operan los flujos de energía, material y señales. Para el caso puesto en consideración en el presente documento, el diagrama de caja negra es presentado en la Figura 3.3.

Figura 3.3. Diagrama de Caja Negra para el producto “Prótesis de mano”. Fuente: El autor.



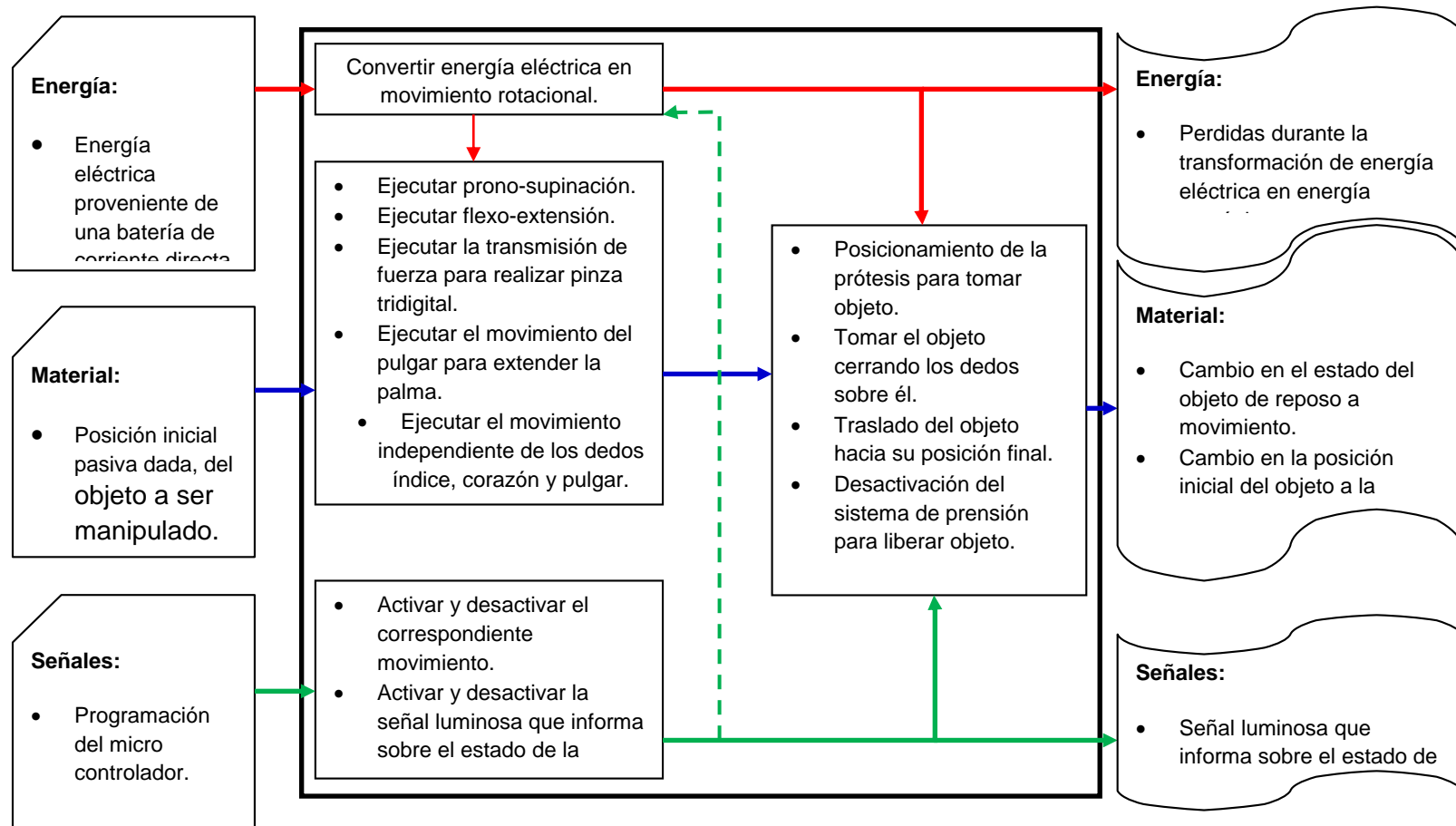
Este diagrama (Figura 3.3) sirve de base para la descomposición del problema principal de diseño. En este caso para la prótesis de mano con control mioeléctrico se identifican una serie de subproblemas críticos, dentro de los cuales están:

- Emular la acción de tomar un objeto con los dedos de la mano.
- Emular la acción de rotación del antebrazo.
- Emular la acción de flexión de la muñeca.
- Emular el movimiento de oposición del pulgar y además permita la extensión de la palma de la mano.
- Permitir el movimiento independiente de los dedos índice, corazón y pulgar.
- Garantizar una transmisión de fuerza a cada uno de los dedos de forma que se realice una prensión segura.

Esta descomposición es presentada en forma de un diagrama de caja gris en la Figura 3.4, donde se muestra la división en subproblemas que son analizados posteriormente de manera individual para proponer posibles soluciones y finalmente integrar las soluciones escogidas de manera que conformen el sistema completo de la prótesis. Como el presente trabajo solo está encaminado hacia el análisis y diseño de los sistemas mecánicos, los subsistemas considerados en el presente trabajo son:

1. Sistema de prono-supinación (rotación del antebrazo).
2. Sistema de flexo-extensión de la muñeca.
3. Sistemas para el movimiento independiente de los dedos índice, corazón y pulgar.
4. Sistema de movimiento del pulgar para extender la palma.
5. Sistema de sujeción al muñón.
6. Estructura (carcasa antebrazo y placa de la mano).

Figura 3.4. Diagrama de caja gris para el producto “Prótesis de mano”. Fuente: El autor.



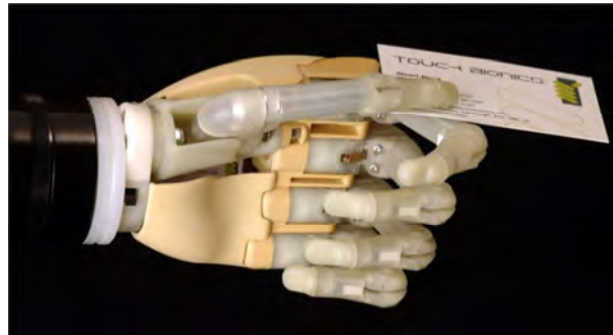
3.4.2 Búsqueda Externa

La siguiente parte del método propuesto por [51] es la concerniente a la búsqueda externa, en esta se aconseja realizar una serie de actividades encaminadas hacia la consecución de datos de usuarios líderes, expertos en el campo de la investigación correspondiente, consulta de patentes relacionadas y literatura existente, además de analizar los productos de la competencia. Gran parte de esta exploración ya fue realizada durante la elaboración de la casa de la calidad (Anexo 1) especialmente en lo concerniente a la consulta de usuarios y expertos en materia de prótesis, que por cierto, estos últimos han publicado el resultado de sus investigación en varios de los artículos científicos relacionados a lo largo del presente documento, mostrando tanto soluciones en materia de dispositivos de agarre y transmisión de potencia como de circuitos de control. Durante la elaboración de la casa de la calidad también se consultaron las fichas técnicas y los manuales de usuario de tres de las prótesis que existen en el mercado las cuales fueron.

- ***I-Limb Hand (Figura 3.5). Características y prestaciones:***

- ✓ Agarre lateral. (Tarjetas, llaves).
- ✓ Agarre cilíndrico.
- ✓ Agarre fino.
- ✓ Agarre esférico.
- ✓ Agarre seguro en forma de gancho.
- ✓ Permite prensión palmar.
- ✓ Independencia de movimiento del dedo índice (Indicador).
- ✓ Prono-supinación (Rotación del antebrazo).
- ✓ Flexión y extensión de la muñeca.
- ✓ Voltaje nominal: 7.5 V.
- ✓ Corriente Nominal: 5 Amp.
- ✓ Fuerza del índice al pulgar para prensión en las yemas de los dedos: 1.1 Kg.
- ✓ Fuerza de pellizco lateral: 1.8-2 Kg.
- ✓ Fuerza de prensión palmar: 8-9.5 Kg.
- ✓ Límites de carga: 8.5-22 Kg.
- ✓ Batería Recargable.
- ✓ Peso entre 430 y 518 Gr dependiendo del tamaño.

Figura 3.5. I-Limb Hand. [57]



- **Otto Bock 8E38=6** (Figura 3.6)
 - ✓ Pinza tridigital.
 - ✓ Voltaje Nominal: 7.2 V.
 - ✓ Corriente Nominal: 1Amp.
 - ✓ Fuerza de prensión: 90 N.
 - ✓ Batería Recargable.
 - ✓ Peso: Entre 420 y 454 Gr dependiendo del tamaño.
 - ✓ Fuerza de Pellizco: 90 N.
 - ✓ Prono-Supinación.

Figura 3.6. Otto Bock 8E38=6. [58]



- **RoboTha** (Figura 3.7).
 - ✓ Pinza Tridigital.
 - ✓ Voltaje nominal: 9 V.

- ✓ Corriente Nominal: 1200 mA.
- ✓ Fuerza de prensión: 12-15 Kg.
- ✓ Apertura máxima entre la punta del pulgar y la punta del índice: 15 cm.
- ✓ Peso: 450-500 Gr.
- ✓ Prono-supinación.
- ✓ Batería recargable.
- ✓ Flexo-extensión.

Figura 3.7. Prótesis Robotha. [62].



3.4.3 Búsqueda Interna.

Una vez establecidos los subproblemas que van a ser tratados, e identificadas algunas de las propuestas que comercialmente existen, es posible iniciar la etapa creativa de aporte de soluciones para cada subproblema. Las ideas aquí propuestas están enmarcadas dentro de los límites establecidos por los objetivos del proyecto y por lo tanto no tienen la versatilidad y alcance de los observados, por ejemplo, en el modelo I-Limb hand, que es la prótesis comercial más avanzada hoy en el mercado. Para cada uno de los subproblemas antes mencionados se mostraran tres posibles dispositivos que podrían ser factibles de utilizarse cuando finalmente se integren todos los sistemas en la prótesis propuesta. En la Tabla 3-10 se listan las diferentes alternativas propuestas:

Tabla 3-10. Lista de las alternativas propuestas para los componentes de la prótesis de mano.

Sistema	Alternativa propuesta	Figura
Sistema de Prono-Supinación. (Rotación del Antebrazo).	Sistema de transmisión directo por medio de acople de cubo.	Figura 3.8
	Sistema de rotación y transmisión por polea.	Figura 3.9
	Sistema de Rotación y transmisión por mecanismo Corona-Engrane.	Figura 3.10
Sistema de flexo-extensión de la muñeca.	Mecanismo de 4 barras y sin-fin corona.	Figura 3.11
	Mecanismo Sin-fin-Corona directo.	Figura 3.12
	Mecanismo de Engranajes Cónicos.	Figura 3.13
Sistema de transmisión de fuerza para realizar pinza tridigital.	Falanges a partir de tubería y sistema de cable acoplado.	Figura 3.14
	Sistema de eslabones articulados con cable acoplado.	Figura 3.15
	Falange completa fija para un sistema de cuatro barras.	Figura 3.16Figura 3.17
Sistema de movimiento del pulgar para extender la palma.	Sistema de eslabones articulados.	Figura 3.18
	Sistema de eslabones articulados tipo caja con cable de flexión acopado.	Figura 3.19
	Falange completa fija para un sistema de cuatro barras.	Figura 3.20
Estructura (carcasa antebrazo y placa de la mano)	Placa Mano.	Figura 3.21
	Placa Mano elaborada en lámina.	Figura 3.22
	Placa Mano Hueca.	Figura 3.23
	Carcasa antropomorfa.	Figura 3.24
	Carcasa cilíndrica.	Figura 3.25
	Carcasa en tres secciones y con cambio de geometría.	Figura 3.26
Sistema de sujeción al muñón.	Sistema de acople al muñón por medio de bandas elásticas (presión).	Figura 3.27
	Sistema de acople al muñón por succión.	Figura 3.28
	Sistema de acople al muñón por medio de tensores y correa ajustable.	Figura 3.29

Según [51], cuatro directrices son útiles para mejorar la búsqueda interna individual y de grupo:

1. Suspender Juicio.
2. Generar muchas ideas.
3. Dar la bienvenida a ideas que puedan ser no factibles.
4. Usar medios gráficos y físicos.
5. Estas directrices pueden ser usadas por personas que trabajen tanto en forma individual como en grupos multidisciplinarios.

Sistema de Prono-Supinación. (Rotación del Antebrazo).

Figura 3.8. Sistema de transmisión directo por medio de acople de cubo.

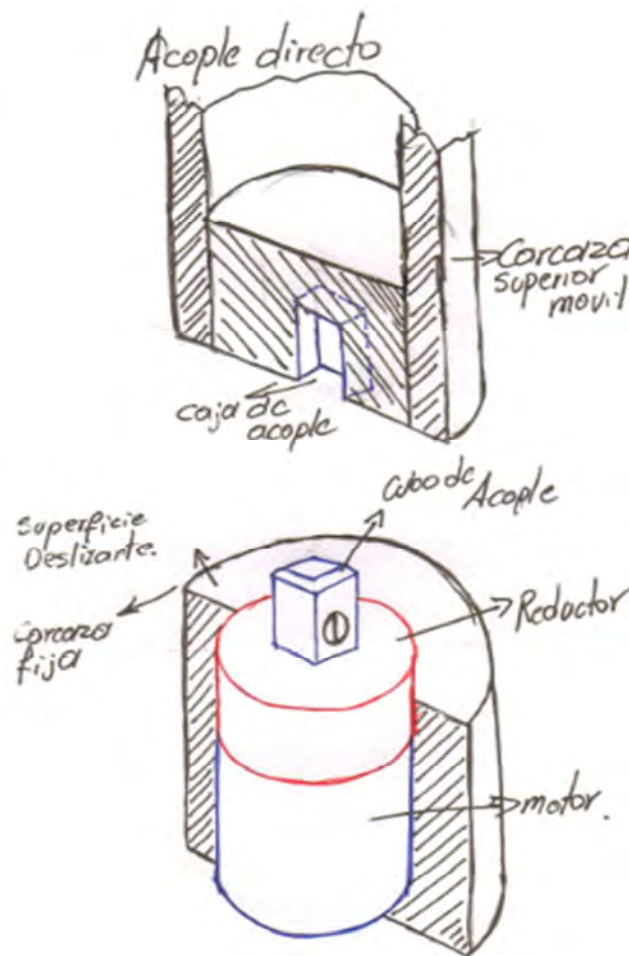


Figura 3.9. Sistema de rotación y transmisión por polea.

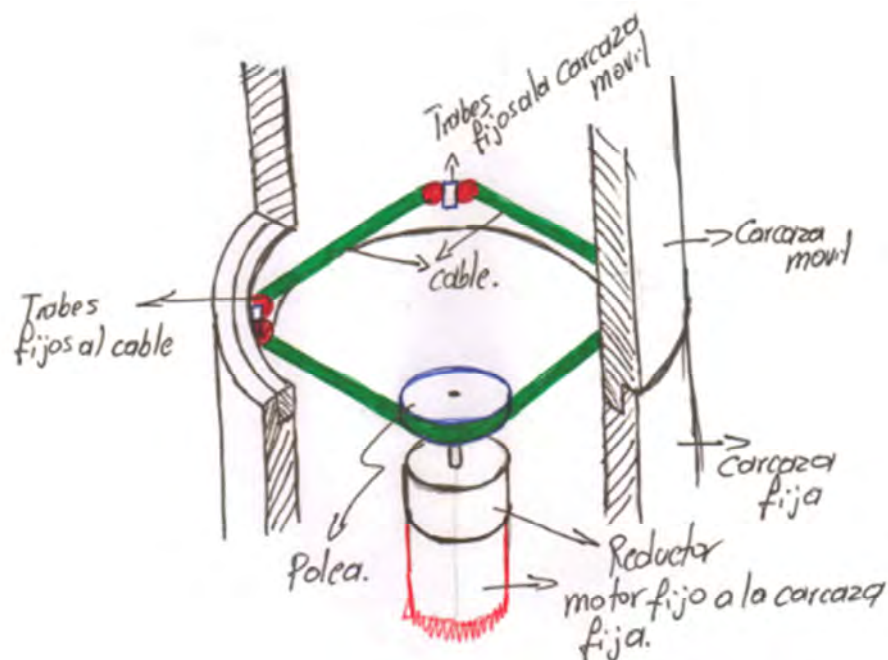
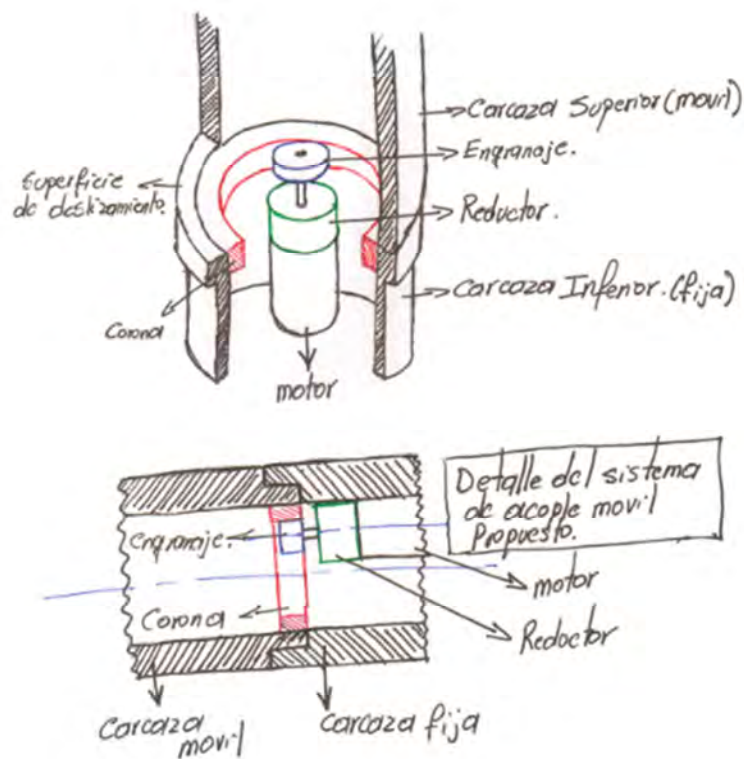


Figura 3.10. Sistema de Rotación y transmisión por mecanismo Corona-Engrane.



Sistema de flexo-extensión de la muñeca.

Figura 3.11. Mecanismo de 4 barras y sin-fin corona.

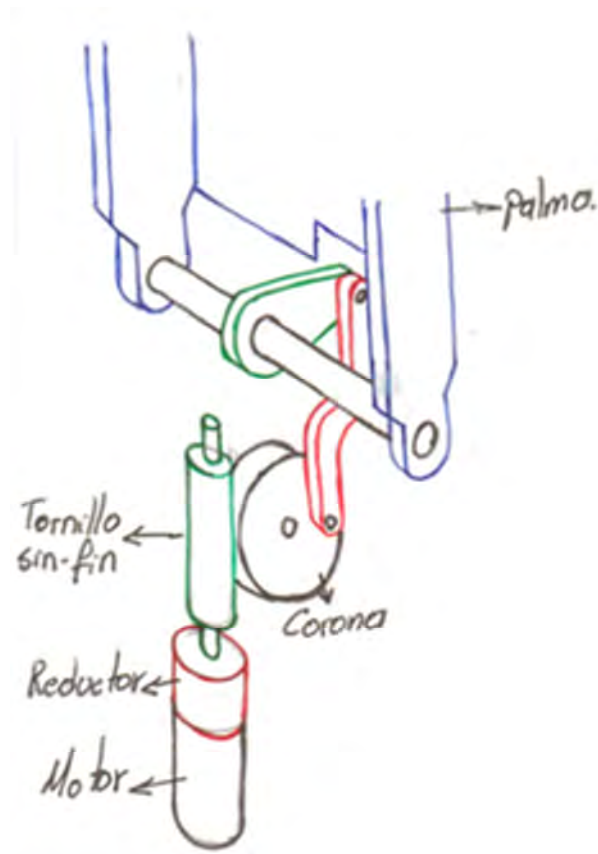


Figura 3.12. Mecanismo Sin-fin-Corona directo.

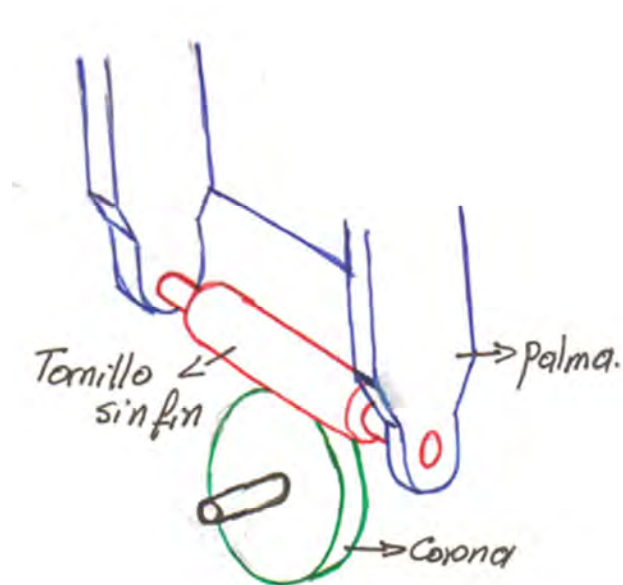
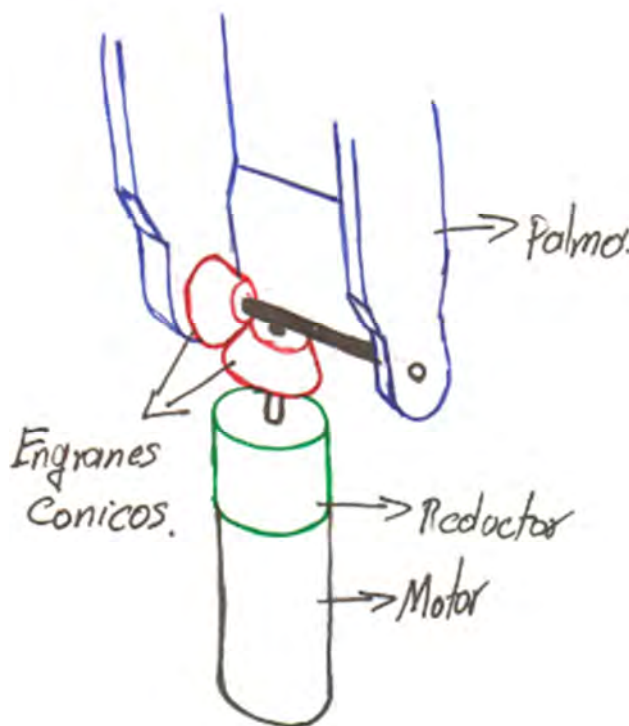


Figura 3.13. Mecanismo de Engranajes Cónicos.



Sistemas para el movimiento independiente de los dedos índice, corazón y pulgar y Sistema de transmisión de fuerza para realizar pinza tridigital.

La decisión de trabajar conjuntamente los sistemas de movimiento independiente y los sistemas de transmisión de fuerza para los dedos índice, corazón y pulgar se debe a que estos dos sistemas están íntimamente ligados al momento de ejecutar funciones como podría ser el agarre, donde es necesario tanto movilidad y adaptabilidad de los dedos dependiendo de la forma y tamaño del objeto a tomar, como fuerza para mantener el agarre por el tiempo necesario para ejecutar adecuadamente la operación. Por ello, los sistemas aquí mostrados son, en conjunto, propuestas tanto de movilidad como de transmisión de fuerza hacia estas parte móviles, de manera que emulen de forma bioinspirada el comportamiento de los tres dedos mencionados anteriormente durante la ejecución de la acción. Cabe anotar que durante el agarre la contribución en la fuerza para el mismo aportada por los dedos anular y meñique es significativamente menor comparada por la suministrada por los dedos índice, corazón y pulgar. [63],[64]

Figura 3.14. Falanges a partir de tubería y sistema de cable acoplado.

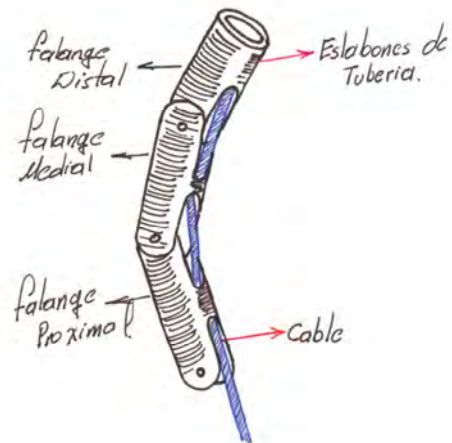


Figura 3.15. Sistema de eslabones articulados con cable acoplado.

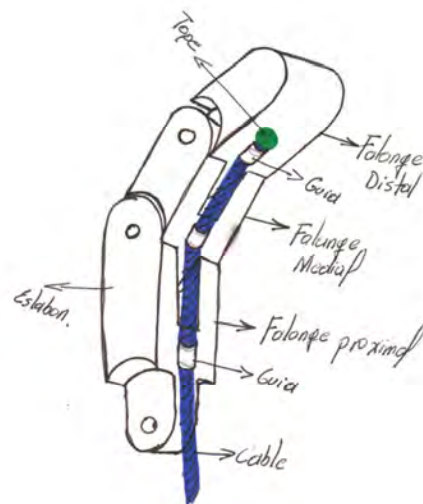


Figura 3.16. Falange completa fija para un sistema de cuatro barras.

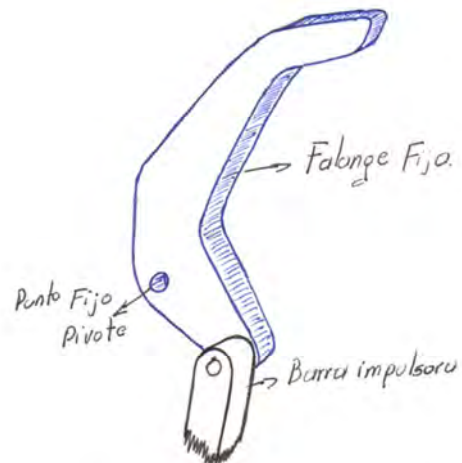
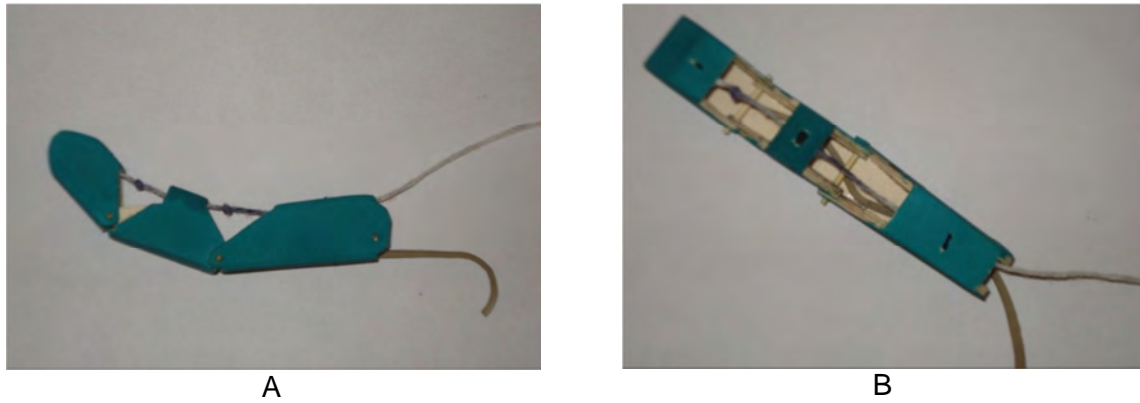


Figura 3.17. Prototipo en cartón paja del mecanismo eslabonado, mecanismo de accionamiento y transmisión de fuerza por cables para los dedos. A. Vista lateral. B. Vista frontal.



Sistema de movimiento del pulgar para extender la palma.

Figura 3.18. Sistema de eslabones articulados.

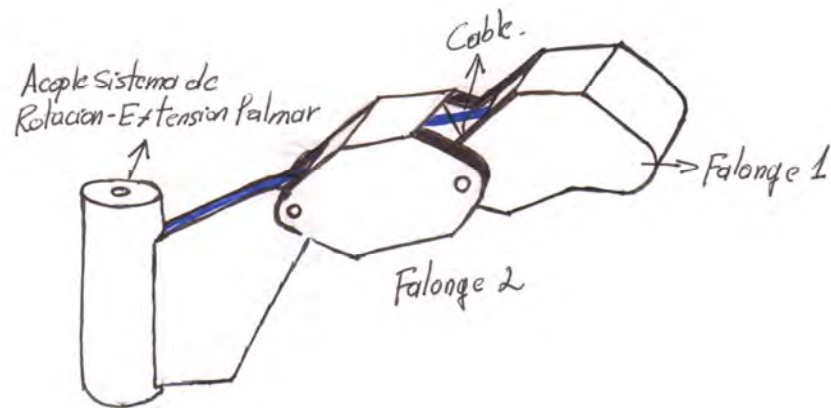


Figura 3.19. Sistema de eslabones articulados tipo caja con cable de flexión acopado.

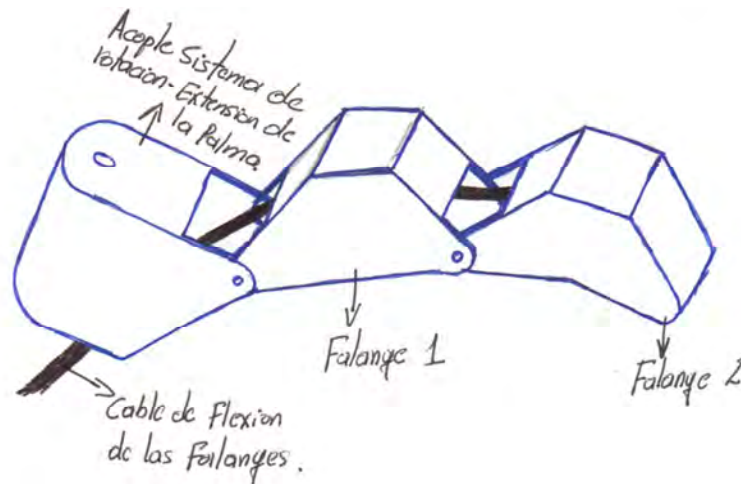
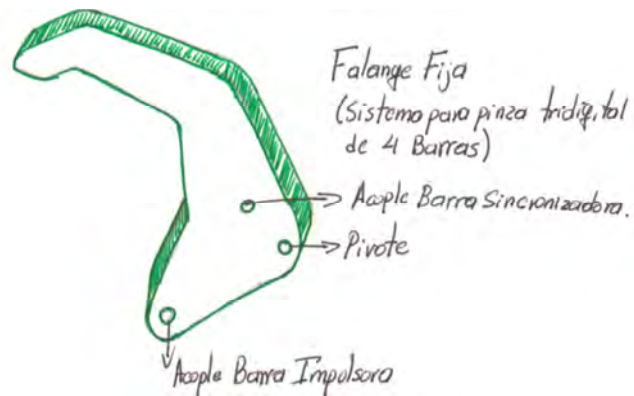


Figura 3.20. Falange completa fija para un sistema de cuatro barras.



Estructura (carcasa antebrazo y placa de la mano)

Figura 3.21. Placa Mano. Propuesta N° 1.

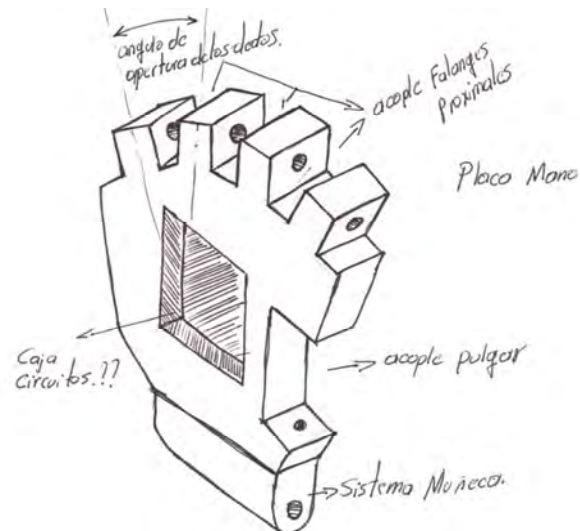


Figura 3.22. Placa Mano elaborada en lámina. Propuesta N°2.

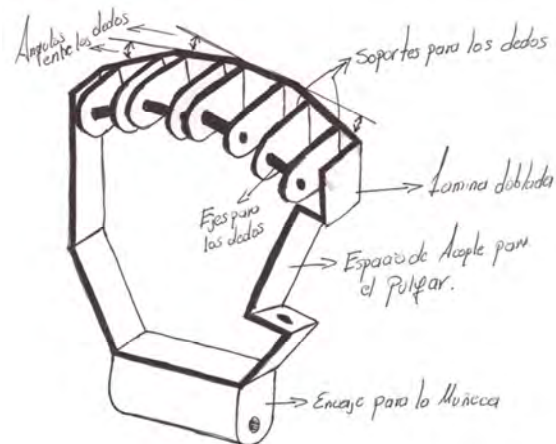


Figura 3.23. Placa Mano Hueca. Propuesta N°3.

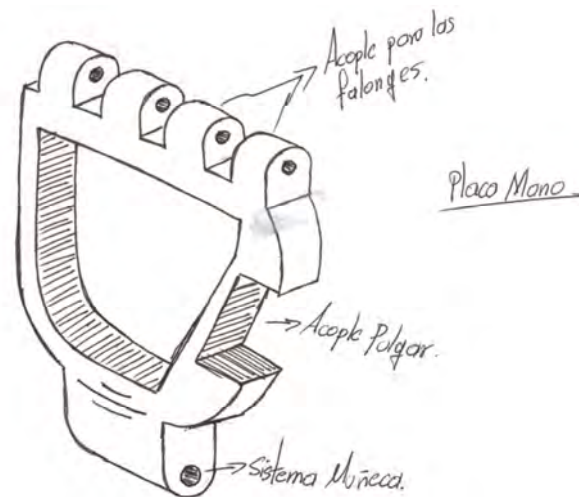


Figura 3.24. Carcasa antropomorfa.

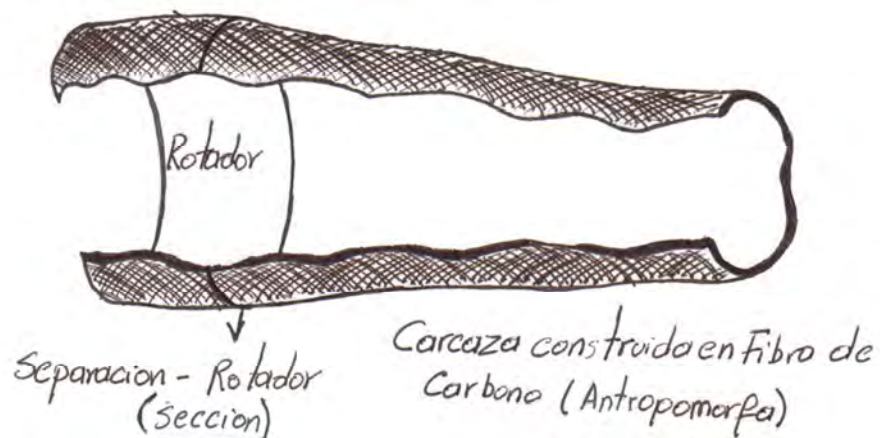


Figura 3.25. Carcasa cilíndrica.

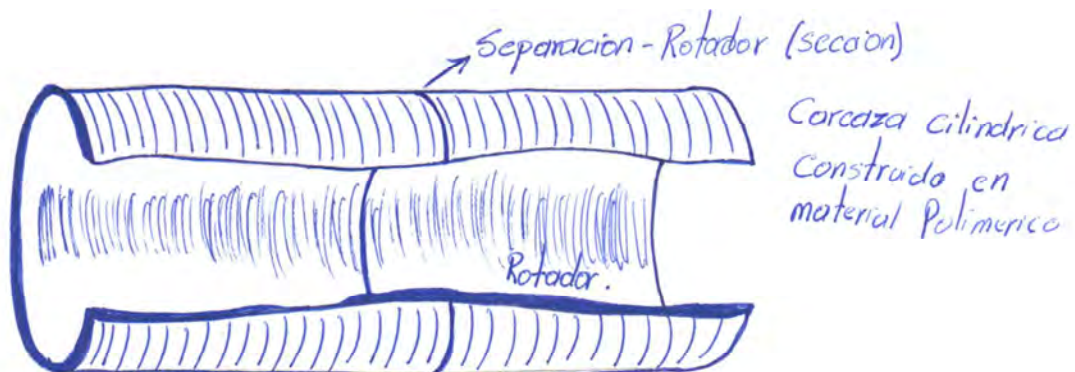


Figura 3.26. Carcasa en tres secciones y con cambio de geometría.

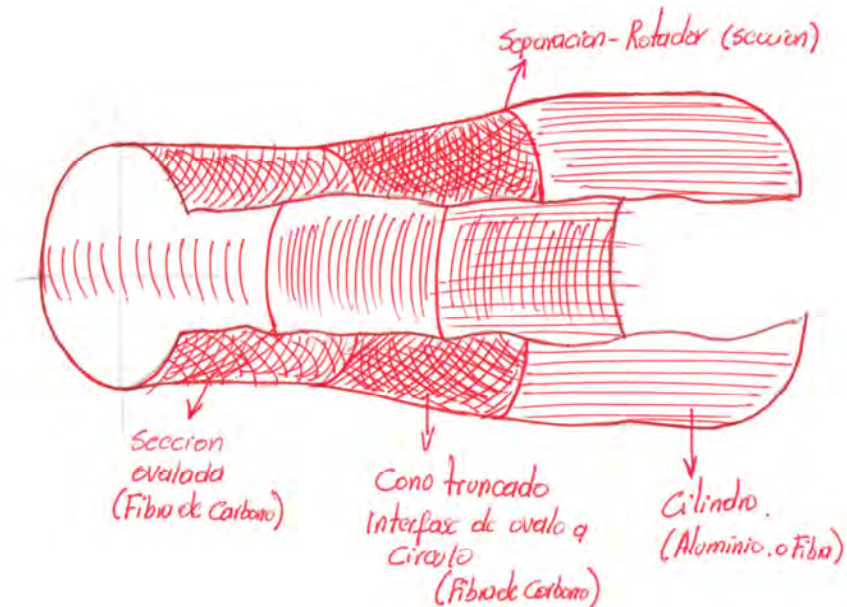
**Sistema de sujeción al muñón.**

Figura 3.27. Sistema de acople al muñón por medio de bandas elásticas (Presión).

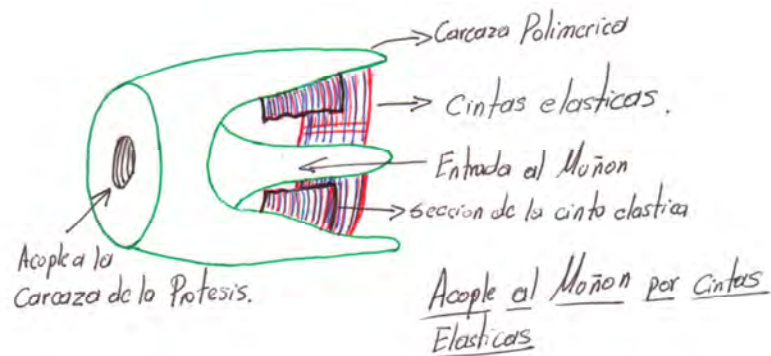


Figura 3.28. Sistema de acople al muñón por succión.

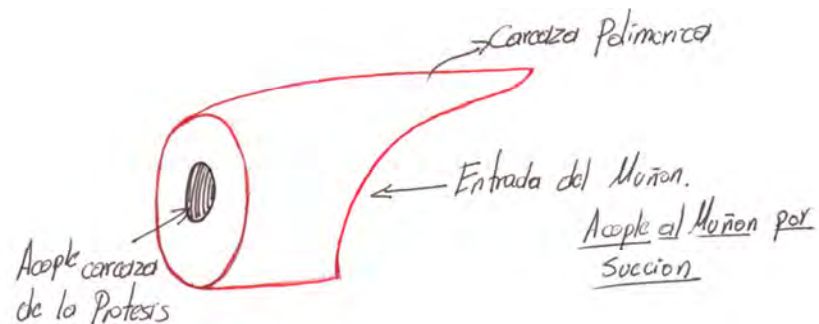
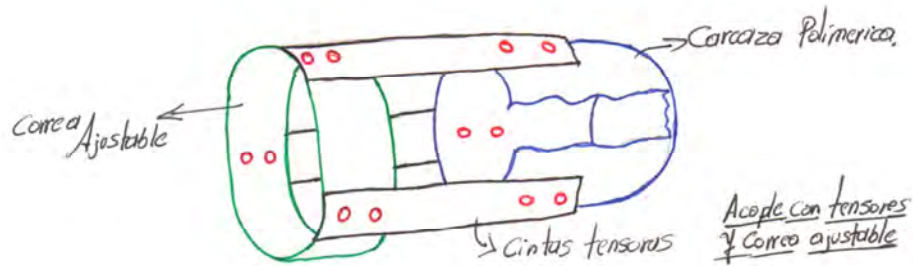


Figura 3.29. Sistema de acople al muñón por medio de tensores y correa ajustable.



3.4.4 Filtrado de conceptos

Este método para llegar al Concepto General de Diseño (CGD) está basado en uno que inicialmente fue desarrollado por Stuart Pugh [51] en la década de los 80. El fin de esta etapa es reducir rápidamente el número de conceptos hasta llegar a uno particular el cual será desarrollado y mejorado. Los pasos propuestos en el método para llegar a este objetivo son:

- Elaborar la o las matrices de selección según sea el caso.
- Calificar los conceptos.
- Evaluar los conceptos.
- Combinar y mejorar los conceptos.
- Seleccionar uno o más conceptos.
- Meditar sobre los resultados y el proceso.

Las matrices de selección se construyeron agrupando las soluciones propuestas en tres grupos, de acuerdo a un criterio de proximidad de los sistemas y de trabajo complementario. Así los grupos propuestos son:

- Conjunto dedos-pulgar-palma.
- Conjunto rotador muñeca.
- Conjunto carcasa-acople muñón.

De lo anterior, las tres matrices de selección que fueron obtenidas se muestran a continuación:

Tabla 3-11. Matriz de selección para el conjunto carcasa – acople muñón.

Sistema	Concepto	Buena visibilidad al tomar objetos	Apariencia similar a la de una mano real	Durable	Posibilidad de módulos intercambiables	Evaluación Final
Carcasa antebrazo	Carcasa antropomorfa	X	X	X	<	
	Carcasa cilíndrica	O	O	X	<	
	Carcasa en tres secciones y con cambio de geometría	X	X	X	X	
		Estabilidad	Seguridad	Comodidad		
Sistema de sujeción al muñón	Sistema de acople al muñón por medio de bandas elásticas (Presión).	O	X	O		
	Sistema de acople al muñón por succión	X	O	X		
	Sistema de acople al muñón por medio de sensores y correa ajustable	X	X	X		
Código de símbolos		Código de colores				
X	Positivo		NO			
O	Neutro		Posible			
<	Negativo		Escogido			

Tabla 3-12. Matriz de selección para el conjunto dedos-pulgar-palma.

SISTEMA	CONCEPTO	Agarre seguro y estable	Capacidad para sostener objetos de diferentes formas	Capacidad para tomar objetos de diferentes tamaños	Sujeción de aspecto natural	Apariencia similar a la de una mano real	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Evaluación Final
SISTEMA DEDOS, INDICE, PULGAR, ANULAR Y MEÑIQUE	Mecanismo mano southampton	X	X	X	X	X	<	<	
	Mecanismo dedos Dechev	X	X	X	X	X	<	<	
	Falanges de tubería y cable acoplado	O	X	X	X	X	X	O	
	Eslabones articulados y cable acoplado	X	X	X	X	O	O	X	
	Falange Fija	X	<	<	<	<	X	X	
	Mecanismo de eslabones Huecos	X	X	X	X	X	O	X	
SISTEMA PULGAR	Eslabones articulados	X	X	X	X	X	O	X	
	Eslabones tipo caja y cable acoplado	X	X	X	X	X	O	X	
	Falange Fija	X	<	<	<	<	X	X	
PLACA MANO	Placa mano 1	X	X	X	X	O	O	X	
	Placa Mano Lamina	X	X	X	X	O	<	X	
	Placa Mano Hueca	X	X	X	X	O	O	X	
Código de símbolos				Código de colores					
X	Positivo				NO				
O	Neutro				Posible				
<	Negativo				Escogido				

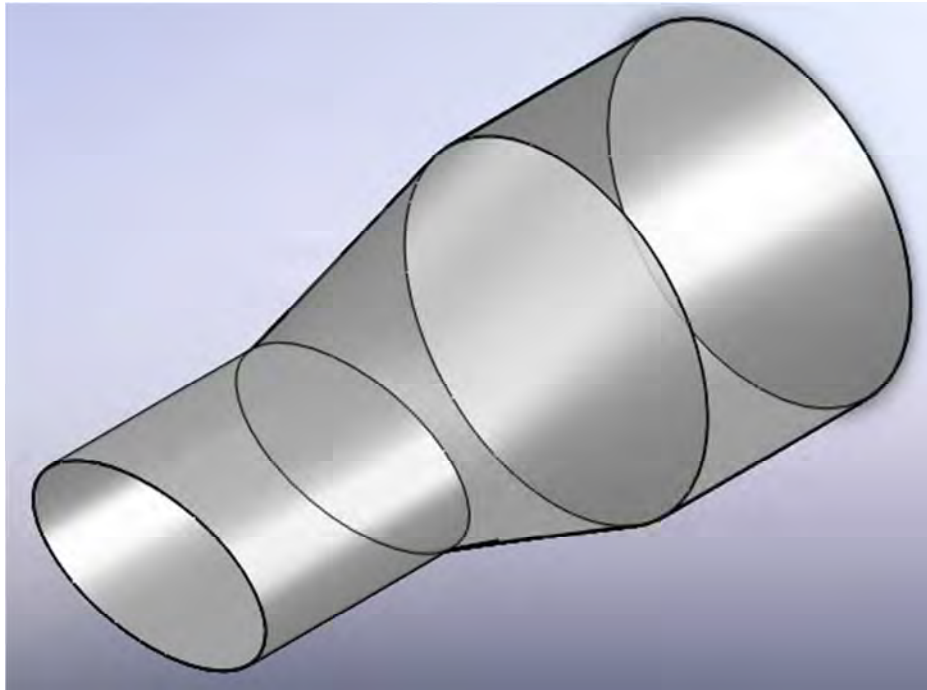
Tabla 3-13. Matriz de selección para el conjunto rotador-muñeca.

SISTEMA	CONCEPTO	Fácil alineamiento para tomar objetos	Permitir diferentes orientaciones para tomar objetos	Reducir al mínimo las acciones para alinear la muñeca	Apariencia similar a la de una mano real	Bloqueo en posiciones intermedias	Facilidad de manufac- tura	Facilidad de ensamble	Evaluación Final
Sistema de Prono-Supinación. (Rotación del Antebrazo).	Sistema de transmisión directo por medio de acople de cubo.	X	X	X	X	O	O	X	
	Sistema de rotación y transmisión por polea.	X	X	X	X	<	<	<	
	Sistema de Rotación y transmisión por mecanismo Corona-Engrane	X	X	X	X	O	O	X	
Sistema de flexo- extensión de la muñeca.	Mecanismo de 4 barras y sin-fin corona	X	X	X	X	X	O	<	
	Mecanismo Sin-fin-Corona directo.	X	X	X	X	X	O	O	
	Mecanismo de Engranajes Cónicos	X	X	X	X	X	O	X	
Código de símbolos		Código de colores							
X	Positivo		NO						
O	Neutro		Posible						
<	Negativo		Escogido						

En las matrices mostradas se calificaron y evaluaron los conceptos de acuerdo a los criterios dados por los requerimientos del cliente (Tabla 3-1). En la parte inferior de cada una de las matrices se observan las convenciones utilizadas en las mismas para evaluar los conceptos. En consecuencia con esta calificación, los conceptos escogidos son:

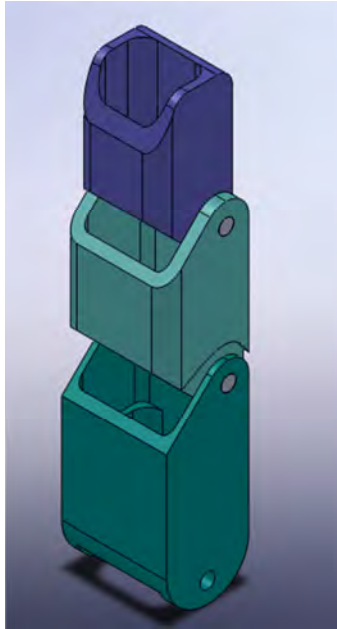
- Carcasa antebrazo: carcasa en tres secciones con cambio de geometría (Figura 3.30).

Figura 3.30. Modelo conceptual en Solid Works® para la carcasa de tres secciones con cambio de geometría.



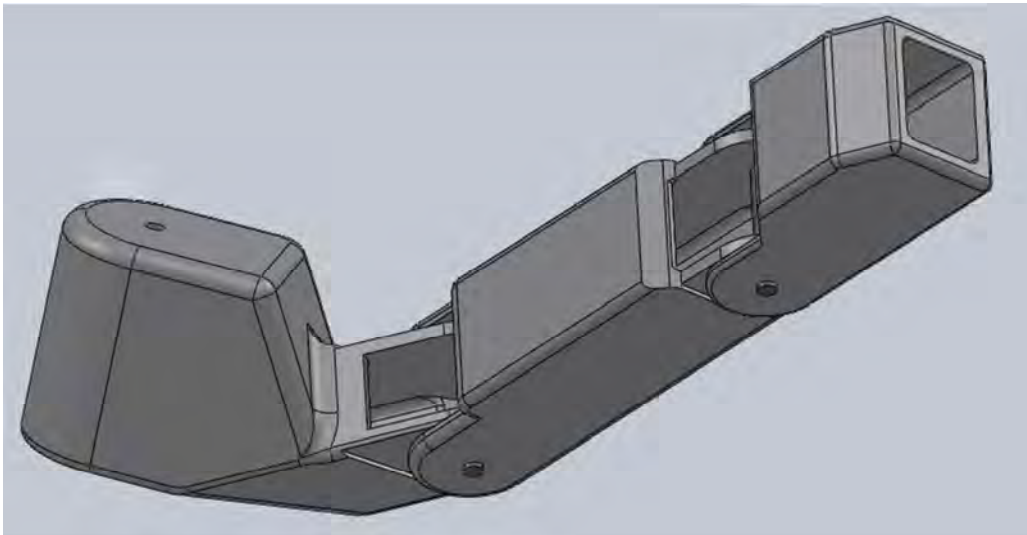
- Sistema para los dedos índice, corazón anular y meñique: Mecanismo de eslabones huecos. (Figura 3-31).

Figura 3.31. Modelo conceptual en Solid Works® para los dedos. Mecanismo de eslabones.



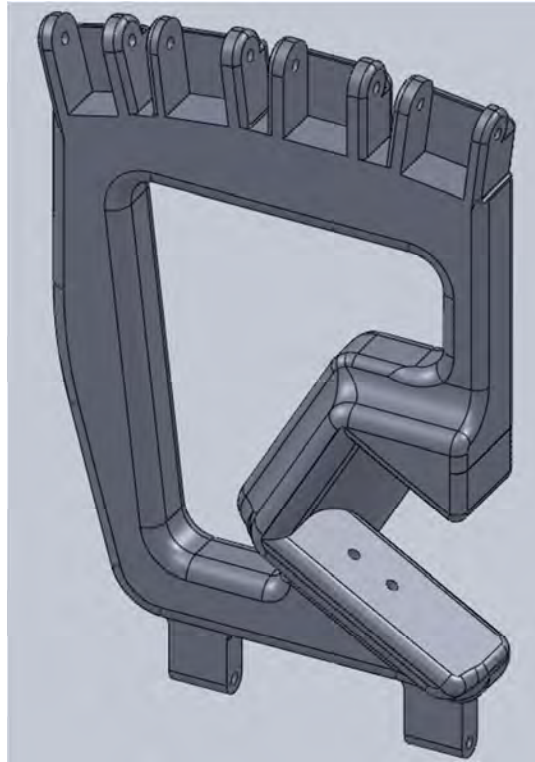
- Sistema para el pulgar: Eslabones tipo caja y cable acoplado. (Figura 3-32).

Figura 3.32. Modelo conceptual en Solid Works® el acople del pulgar. Mecanismo de eslabones.



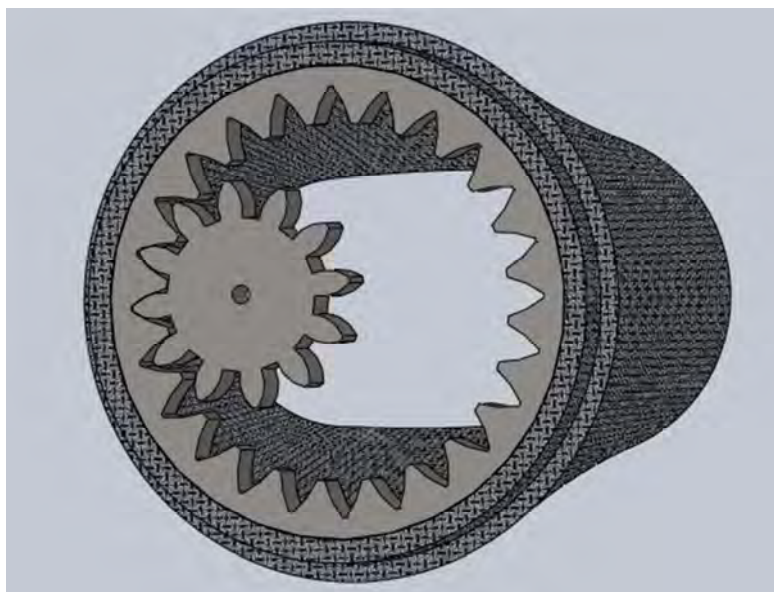
- Placa mano: Placa mano. (Figura 3-33).

Figura 3.33. Modelo conceptual en Solid Works® la palma de la mano.



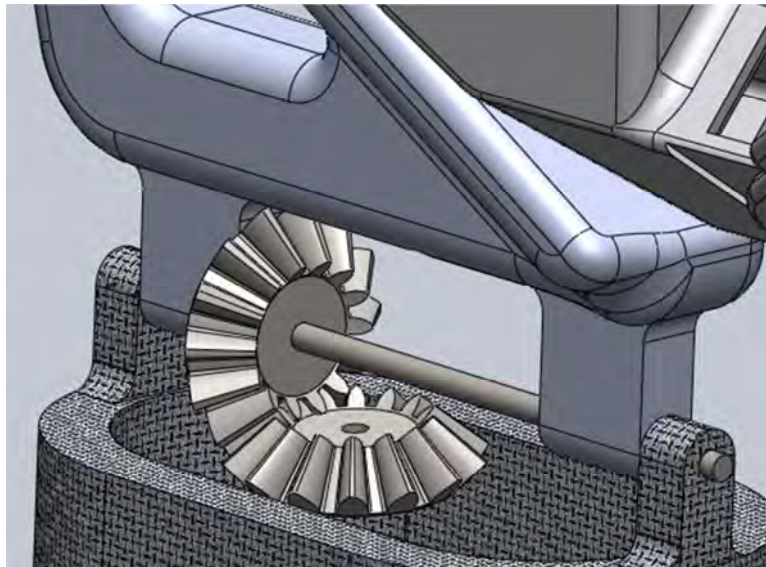
- Sistema de prono-supinación: Sistema de rotación y transmisión por medio de mecanismo corona-engrane. (Figura 3-34).

Figura 3.34. Modelo conceptual en Solid Works® para el sistema de prono-supinación.



- Sistema de flexo-extensión de la muñeca: Mecanismo de engranajes cónicos. (Figura 3-35).

Figura 3.35. Modelo conceptual en Solid Works® para el sistema de flexo-extensión de la muñeca.



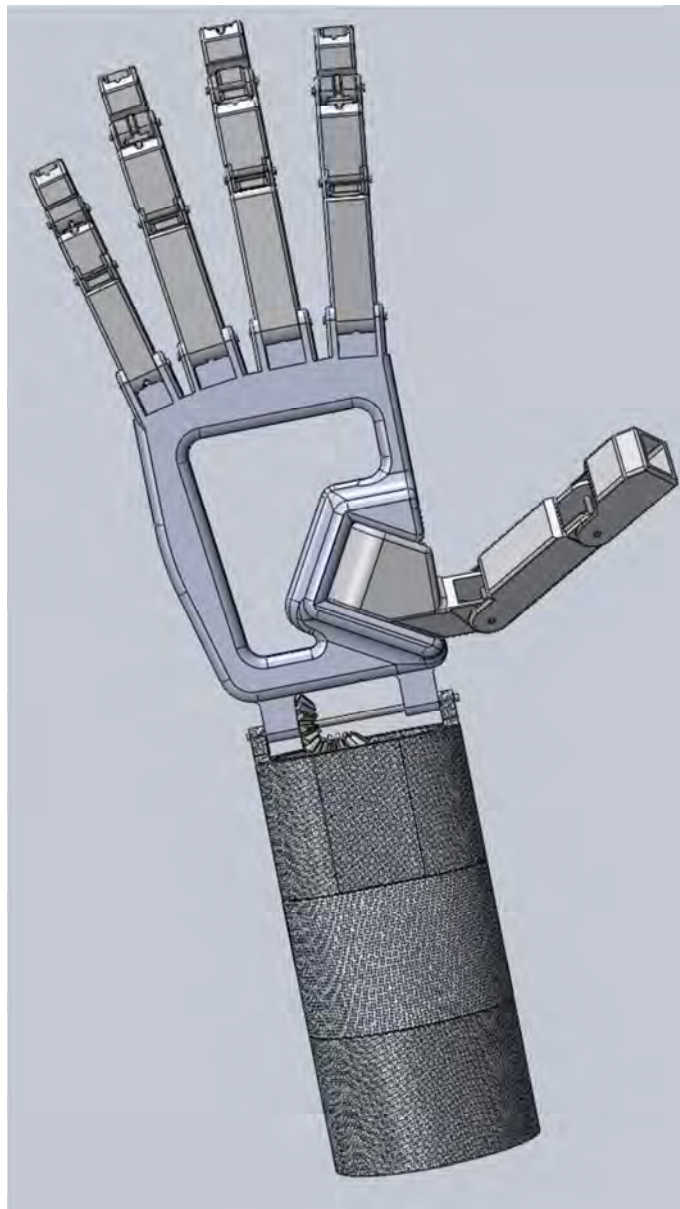
3.5 Concepto general de diseño (CGD).

Hasta aquí se han presentado una serie de soluciones mecánicas que permiten que el dispositivo propuesto cumpla con los requerimientos de 5 grados de libertad y forma bioinspirada. Bajo las configuraciones mostradas, la prótesis puede emular los movimientos de agarre de los cinco dedos, la oposición del pulgar a los dedos índice y corazón (pinza tridigital), la flexo-extensión de la muñeca y la prono-supinación del antebrazo. Además, la forma y tamaño seleccionados para cada uno de los componentes garantiza la apariencia de una mano real, así como el tipo de eslabonamientos entre las piezas permiten que los movimientos, si bien no son exactamente iguales a los de una extremidad superior real, sean muy similares en secuencia y espacio dimensional utilizado.

Se proponen materiales poliméricos para la fabricación del dispositivo ya que estos garantizan bajo peso, poco mantenimiento, disminución en los sonidos de funcionamiento, fácil reconstrucción y reemplazo de las piezas dañadas en caso de accidentes

destructivos y costo bajo comparado con los metales y sus operaciones de conformado. Además algunos polímeros cumplen con los requerimientos de resistencia a las fuerzas de impacto, torsión y tensión a las cuales pueda verse sometido el dispositivo por exigencias de la utilización. A continuación la Figura 3.36 presenta el “Concepto general de diseño CGD” para el prototipo de prótesis de mano con cinco grados de libertad.

Figura 3.36. Concepto general de diseño seleccionado. Modelo en Solid Works®.



4. DISEÑO DE DETALLE

Diseñar un dispositivo que reemplace la totalidad de las funciones que realiza una mano, sigue siendo un desafío para la ingeniería en la actualidad. La aplicación de herramientas computacionales para el modelamiento geométrico y dinámico de las prótesis de mano ha permitido avances vertiginosos, especialmente después de la segunda guerra mundial, periodo durante el cual la cantidad de amputados aumento de forma considerable. La evolución del control automático y, en especial, del control mioeléctrico, estableció nuevos requerimientos para los modelos matemáticos y geométricos los cuales fueron aplicados con relativo éxito durante la década de los 60 con el surgimiento en Rusia, de los primeros prototipos que implementaban este tipo de control. Antes de esto, el modelamiento geométrico era casi exclusivamente utilizado para garantizar la antropometría de la prótesis de forma que dimensional y morfológicamente, esta se aproximará tanto como fuera posible a la apariencia real de una extremidad superior.

Actualmente, los modelos matemáticos creados para describir el comportamiento de una mano son proporcionalmente más complejos dependiendo del número de atributos que se desea la prótesis posea. Debido a que la mano es la herramienta fundamental del ser humano con la cual realiza tareas rutinarias en el trabajo, expresa sentimientos, manifestaciones creativas y de defensa, aún no ha sido posible desarrollar un modelo que cubra todas las potencialidades de este miembro desde el punto de vista dinámico. Algunos modelos se especializan en describir la pinza tridigital, en la que intervienen tres dedos: índice, corazón y pulgar; de forma que es posible disminuir el número de eslabones que intervienen en la cadena cinemática sin afectar drásticamente el número de características necesarias para que la prótesis siga siendo funcional. Aquellos modelos donde se describe el movimiento de todos los dedos con sus falanges, la flexión y extensión de la muñeca y la prono-supinación del antebrazo, se han construido a partir del álgebra matricial, como es el caso de la representación de Denavit-Hartenberg, la cual es

ampliamente utilizada para la descripción de brazos robóticos. Otros modelos se basan en las características de algunos tipos de programas CAD-CAM-CIM (Diseño, manufactura y fabricación asistidos por computador), para por medio de simulación, encontrar expresiones que relacionen el comportamiento de los eslabones con los diferentes atributos de diseño que requiere la prótesis. De esta manera estas expresiones algebraicas obtenidas por medio de simulación, establecen los requerimientos de forma y resistencia que deban incluirse en el diseño detallado de la prótesis.

En este capítulo se presenta el diseño de detalle de la prótesis de mano. Inicialmente se realiza una aproximación a los componentes normalizados, materiales y posibles técnicas de fabricación a utilizar en la construcción del dispositivo. Posteriormente, se definen cada uno de los componentes de la prótesis a partir de las restricciones espaciales y de las conexiones entre ellos, definiendo las interfaces funcionales. Después se presenta un modelo de cinemática directa vectorial, que permite la descripción de seis grados de libertad utilizados en funciones comunes de agarre y manipulación de objetos, mediante matrices de rotación. La descripción lograda es programada sobre Matlab® con el fin de establecer algunas variables geométricas y cinemáticas que, son posteriormente utilizadas en la construcción de un modelo CAD guardando la correspondencia dimensional y respetando las restricciones definidas en el desarrollo de las conexiones. La evaluación del modelo CAD se realiza por medio de la herramienta Motion® de Solid Works® y permite identificar la proximidad entre el modelo cinemático vectorial y los resultados arrojados por las simulaciones CAD. De esta forma la cinemática se determina para el modelo de prótesis propuesto pasando luego a las evaluaciones de la resistencia y rigidez alcanzadas para los materiales de construcción escogidos. Finalmente, los resultados son utilizados para evaluar el desempeño del dispositivo respecto de las características deseadas, establecidas por el análisis QFD, explicado en el capítulo 3, y los atributos para fabricación y ensamble. Se cierra el capítulo con la presentación del diseño de detalle total de la prótesis de mano.

4.1 Selección de componentes normalizados.

No importa que tan innovador pueda ser un dispositivo, en la actualidad es prácticamente imposible que dentro de sus componentes no existan, así sea en mínimas cantidades, piezas normalizadas. Para el caso de la prótesis, se hace necesario el uso de algunos

elementos de sujeción, de actuadores para los sistemas de transmisión de fuerza y movimiento y de anillos de retención para evitar el deslizamiento de algunos de los ejes de las articulaciones propuestas. Lo anterior hace indispensable realizar una selección de estos elementos de manera que pueda garantizarse el funcionamiento adecuado de la prótesis y su correcto desempeño dadas las características que se desea posea el dispositivo.

De acuerdo a los atributos, producto del análisis QFD realizado en el Capítulo 3, se escogieron algunos que son considerados relevantes y han sido incorporados al diseño. Para que la prótesis pueda cumplir con las especificaciones elegidas, los elementos normalizados requeridos para el dispositivo son:

- Tornillos de fijación para las placas frontal y posterior montadas sobre el elemento denominado “palma de la mano”. En cada caso se requieren de cuatro tornillos M-3 de 15 mm de longitud, rosca completa y cabeza redonda, para un total de 8 piezas.
- 6 motores DC R-16 Precious Metal Brushes CLL referencia 320175. Fabricante Maxon DC Motor.
- 6 motoredutores planetarios GP 16 A, referencia 110323. Fabricante Maxon DC motor, y que están acoplados con cada uno de los motores del numeral anterior.
- 1 motor DC Precious Metal Brushes CLL referencia 265375. Fabricante Maxon DC Motor.
- 1 motoreductor planetario GP 13 A, referencia 352393. Fabricante Maxon DC Motor. Acoplado al motor del numeral anterior.
- 1 carrete de 200 metros de hilo de Nylon de 0.62mm de diámetro y 51.12 kg de resistencia a la tensión.
- 20 anillos Seeger para ejes de 2 mm de diámetro.
- 10 anillos Seeger para ejes de 3 mm de diámetro.

Para el caso de los motores y los motoredutores, se adjuntan las hojas técnicas de los referenciados en la lista anterior en el anexo 5.

4.2 Aproximación a materiales y técnicas de fabricación

Nuevamente aquí se pone de manifiesto los atributos que se desea, la prótesis posea, para que pueda cumplir con las características de movimiento y desempeño propuestas

por el análisis QFD. Los requerimientos de fuerza de agarre y sujeción así como la necesidad de que para determinadas acciones, los componentes de la prótesis tengan la capacidad de transmitir fuerza o de mantenerla, implican que el material o los materiales de los cuales sean construidas las diferentes partes de la prótesis posean una serie de características que permitan que el dispositivo realice sin problemas estas acciones. Rigidez, dureza, resistencia a la tensión y compresión, resistencia al impacto, autolubricación, bajo peso, son solo algunas de las propiedades físicas y mecánicas de los posibles materiales escogidos.

En consecuencia, la lista de materiales se restringe a aquellos que pueden cumplir tanto con las cualidades mecánicas como con las limitantes impuestas por los atributos del dispositivo. Se aclara que la prótesis no tiene por qué ser construida de un solo material ya que dependiendo de la función específica de la pieza dentro de todo el sistema, es posible que un material se ajuste mejor a dicha pieza pero no así a las funciones de otra, lo cual implica que es factible utilizar diferentes materiales para construir los componentes de la prótesis.

La siguiente lista muestra algunos de los posibles materiales los cuales se ajustan mejor a las características físicas y mecánicas de la prótesis y de los que podía ser construida, además también son de relativamente fácil consecución.

- Aluminio. (Falanges, palma de la mano, ejes, engranajes, placas frontal y posterior)
- Duraluminio. (Falanges, palma de la mano, ejes, engranajes, placas frontal y posterior)
- Nylon 6/10-Poliamida. (Falanges, palma de la mano, engranajes, carcaza antebrazo, placas frontal y posterior).
- Teraftalato de Polietileno-PET (Falanges, palma de la mano,).
- Fibra de Carbono. (Carcaza antebrazo)
- Acero inoxidable. (Placas frontal y posterior, engranajes y ejes)

En concordancia con los materiales anteriormente listados, las técnicas de fabricación contempladas son:

- Maquinado por control numérico. (Piezas en Aluminio, duraluminio y Nylon 6/10)
- Fundición por centrifugado. (Falanges complejas)
- Maquinado convencional. (Ejes)

- Moldeo por inyección de plástico. (Falanges Complejas)
- Corte por rayo láser. (Placas frontal y posterior)
- Curado de fibra de carbono. (Carcaza brazo).

Los procesos de manufactura aquí nombrados son posibles de ser realizados en el país.

4.3 Definición de componentes independientes y de restricciones espaciales.

4.3.1 Dedos

Cada uno de los dedos está constituido por una cadena cinemática conformada por tres falanges, similares en forma para los dedos índice, corazón, anular y meñique y solo diferenciadas por sus dimensiones que están especificadas por la Tabla 3.3; la falange distal que es la falange terminal y por su forma bioinspirada ofrece la posibilidad de colocar sobre una de sus superficies (la que hace las veces de la yema del dedo) un sensor de presión, el cual permitiría tomar las lecturas que determinarían la fuerza que el motor debe transmitir al cable actuador dependiendo del tipo de objeto que este siendo agarrado. La forma de la zona en la que se une a la siguiente falange, la medial, se debe a la necesidad de garantizar el movimiento rotacional relativo necesario para el funcionamiento de la cadena cinemática (Figura 4.1a). La falange medial es el eslabón intermedio, ubicado entre las falanges distal y proximal. En general los parámetros de diseño de esta pieza son los mismos que los utilizados en la falange distal, a excepción del hecho de que esta eslabonada en ambos extremos y que no se contempla la posibilidad de ubicar sensores en alguna de sus superficies externas (Figura 4.1b). La falange proximal es la parte final de la cadena cinemática del dedo y une a este con la palma de la mano. Los parámetros de diseño son los mismos tratados hasta aquí para los dos casos anteriores (Figura 4.1c). Al igual que en una mano real, estas falanges presentan un movimiento de rotación relativo entre ellas que tiene una amplitud de 0° a 90° el cual les permite emular la acción de agarre tipo pinza que ejecuta la extremidad superior. Para el caso de los dedos índice, corazón, anular y meñique cada una de las tres falanges que los conforman, distal (Superior, Figura 4.2), medial y proximal (Inferior, Figura 4.2), presentan la misma forma pero con diferentes dimensiones dependiendo del dedo al cual correspondan.

Figura 4.1. (a) Falange distal, (b) Falange medial, (c) Falange proximal. Solid Works®.

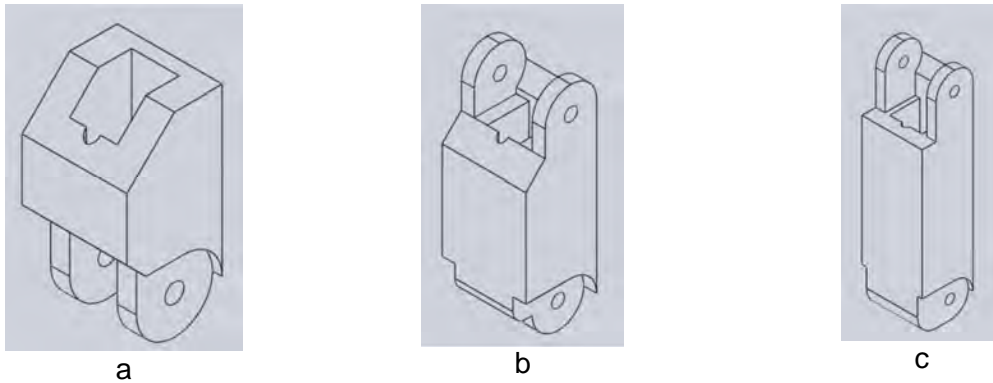
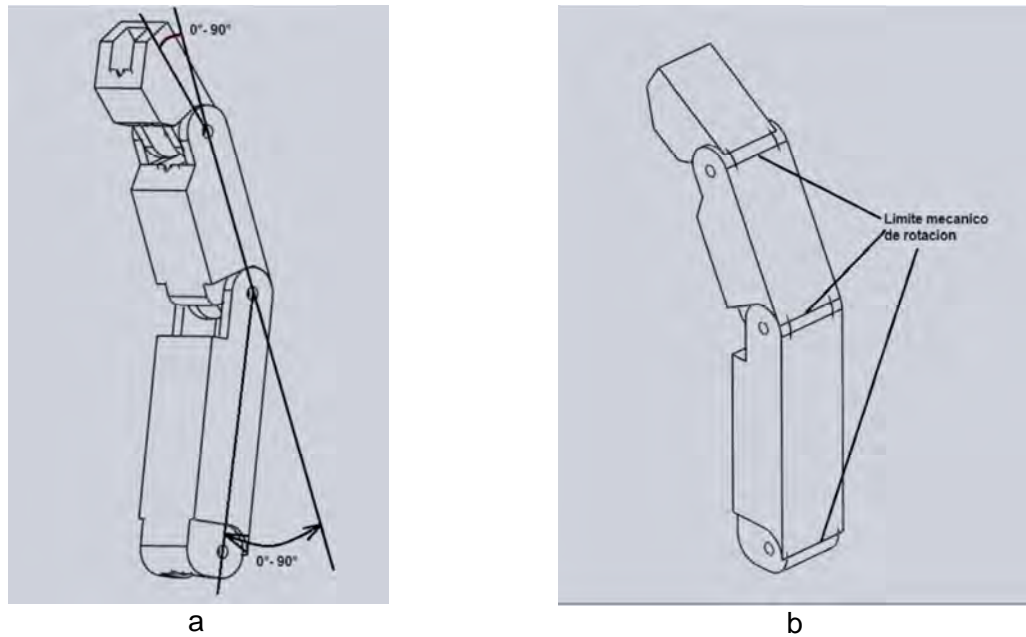


Figura 4.2. (a) Ángulos de rotación de las falanges. (b) restricciones mecánicas de movimiento para un dedo. Solid Works®.



Para el caso del dedo pulgar, la estructura eslabonada es muy similar a lo observado en la Figura 4.2. Sin embargo la falange proximal (Figura 4.3) para este dedo tiene una configuración que permite que se mueva de manera tal que se pueda oponer a los otros cuatro dedos. La falange distal puede rotar respecto a la falange medial entre 0° y 90° , y esta última respecto a la proximal de la misma forma. La Figura 4.4 muestra la disposición para este dedo.

Figura 4.3. Falange proximal del dedo pulgar. Solid Works®.

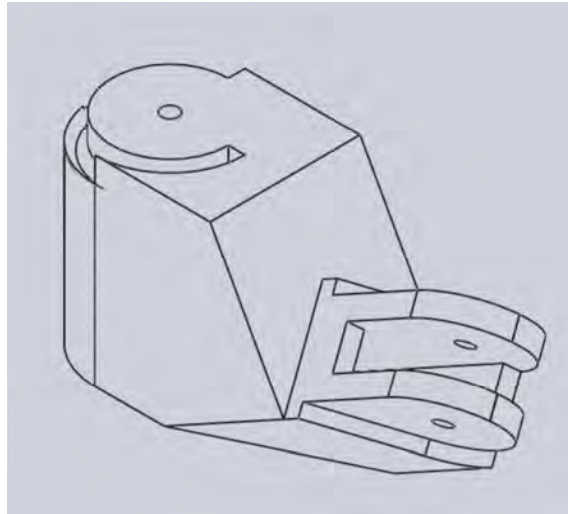
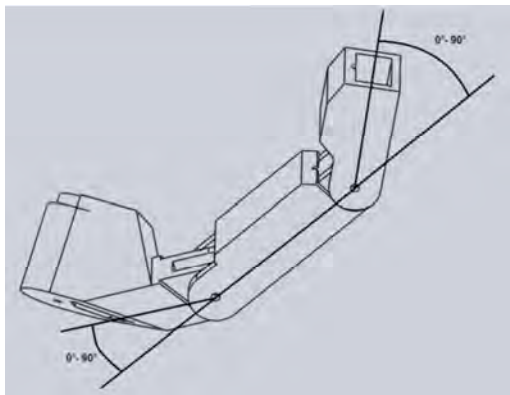
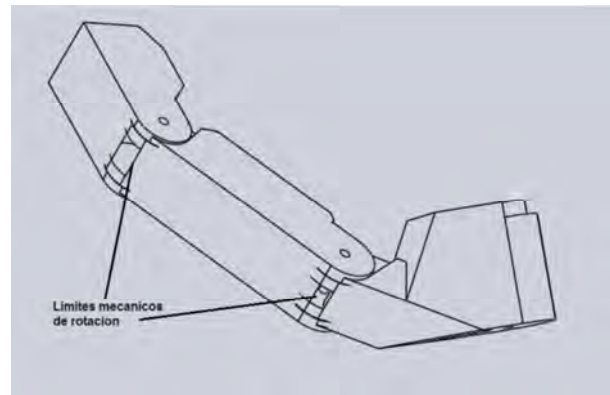


Figura 4.4. (a) Ángulos de rotación de las falanges del pulgar. (b) restricciones mecánicas de movimiento para el pulgar. Solid Works®.



a



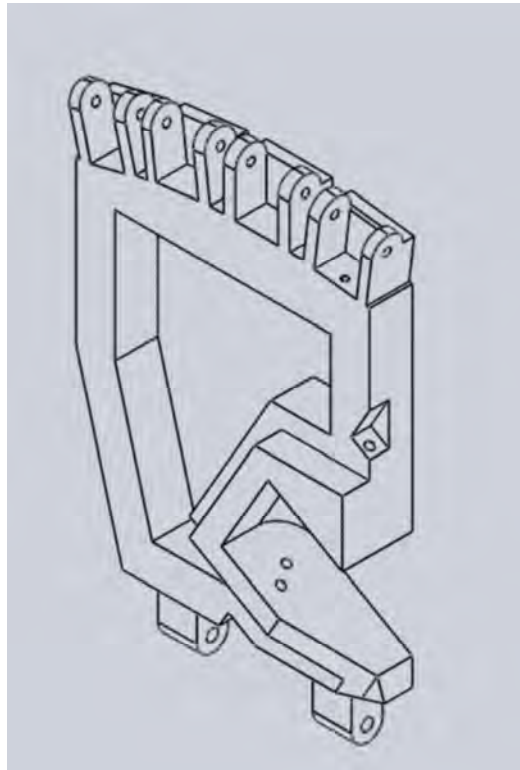
b

4.3.2 Palma de la mano

En una mano real, la palma está formada por los huesos metacarpianos de los dedos índice, corazón, anular y meñique, por lo tanto no es rígida. Esto le aporta una enorme capacidad para adaptarse a la forma de los objetos con los cuales la mano interactúa. En el modelo aquí propuesto, sin embargo, la dificultad para aportarle esta movilidad a la prótesis es muy elevada, más si se tiene en cuenta que en la mano no solo intervienen los huesos si no también tendones y músculos. La decisión que se toma entonces, es hacerla rígida, pero no por ello el modelo deja de aportar algunas cualidades que sigan acercándolo al comportamiento de una extremidad real. La Figura 4.5 muestra un

bosquejo del modelo de palma propuesto. Las dimensiones se adaptan a la antropometría manifiesta en la Tabla 3.3.

Figura 4.5. Palma de la mano. Solid Works®.

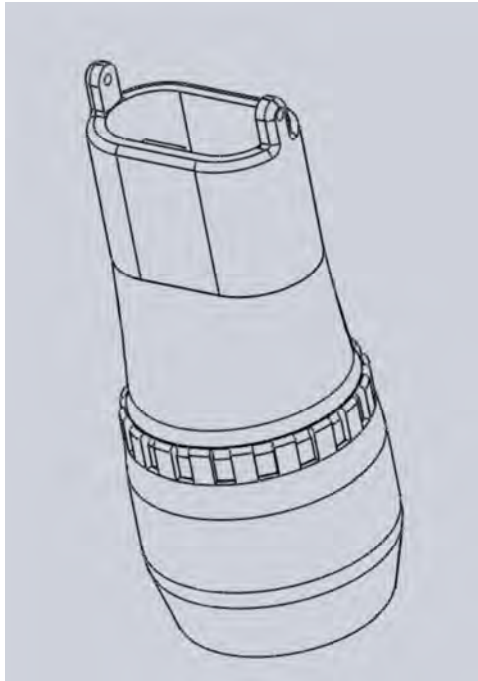


Las falanges proximales de todos los dedos rotan entre 0° y 90° respecto de esta pieza.

4.3.3 Antebrazo

La sección de la prótesis correspondiente al antebrazo muestra una adaptación de los cambios geométricos que esta parte de la extremidad superior presenta en la realidad. El sector que acopla con la palma y emula a la muñeca tiene forma ovalada. Continuado hacia el codo se construye una transición del ovalo a una circunferencia, para terminar en un cilindro el cual facilita que la prótesis pueda imitar el movimiento de rotación en torno a su eje longitudinal, denominado prono-supinación, el cual tiene una amplitud de 73° de pronación y 73° de supinación (Tabla 3-5). En la Figura 4.6 se observa una representación de este segmento del dispositivo.

Figura 4.6. Antebrazo. Solid Works®.



4.4 Desarrollo de las interfaces funcionales.

La prótesis propuesta es un sistema de componentes cuya misión es emular algunas de las funciones de una mano humana real, por lo tanto posee muchas articulaciones que permiten el movimiento de estos componentes entre sí para lograr la ubicación adecuada de los mismos en las acciones que se emularan. Estas mismas articulaciones son las encargadas de transmitir la fuerza que el dispositivo ejercerá durante el desarrollo de tales acciones y los componentes del dispositivo deben poseer las formas y aditamentos correspondientes para permitir el adecuado flujo de energía o información [65]. En el numeral anterior (4.3) se establecieron las restricciones dimensionales de algunos de los componentes de la prótesis basadas en la antropometría suministrada en la Tabla 3-3, es esta sección se le dará forma a las articulaciones del sistema que actuaran como las interfaces que permitirán el flujo y utilización de la energía mecánica suministrada por los actuadores, también se establecerá como esta energía llegara a cada componente móvil y por lo tanto como deberá variarse la geometría de las piezas para cumplir este cometido.

4.4.1 Dedos.

Son las principales estructuras transmisoras de fuerza en la acción de agarre. Sus tres eslabones (Falanges) están unidos por medio de articulaciones rotacionales tipo bisagra que como ya se dijo están limitadas al intervalo de desplazamiento angular entre 0° y 90° , y a su vez, toda la estructura rota respecto a la palma de la mano el mismo intervalo de desplazamiento angular ya mencionado. La generación del movimiento en las articulaciones y la manera como llega la potencia hasta cada uno de los eslabones es por medio de un cable que se encuentra ubicado al interior del dedo. La Figura 4.7 muestra la forma y disposición de las articulaciones y los conductos por donde pasa el cable actuador en el caso de los dedos índice, corazón, anular y meñique. La Figura 4.8 configuración para el caso del dedo pulgar.

Figura 4.7. Articulaciones entre falanges y conductos para el cable actuador. Solid Works®.

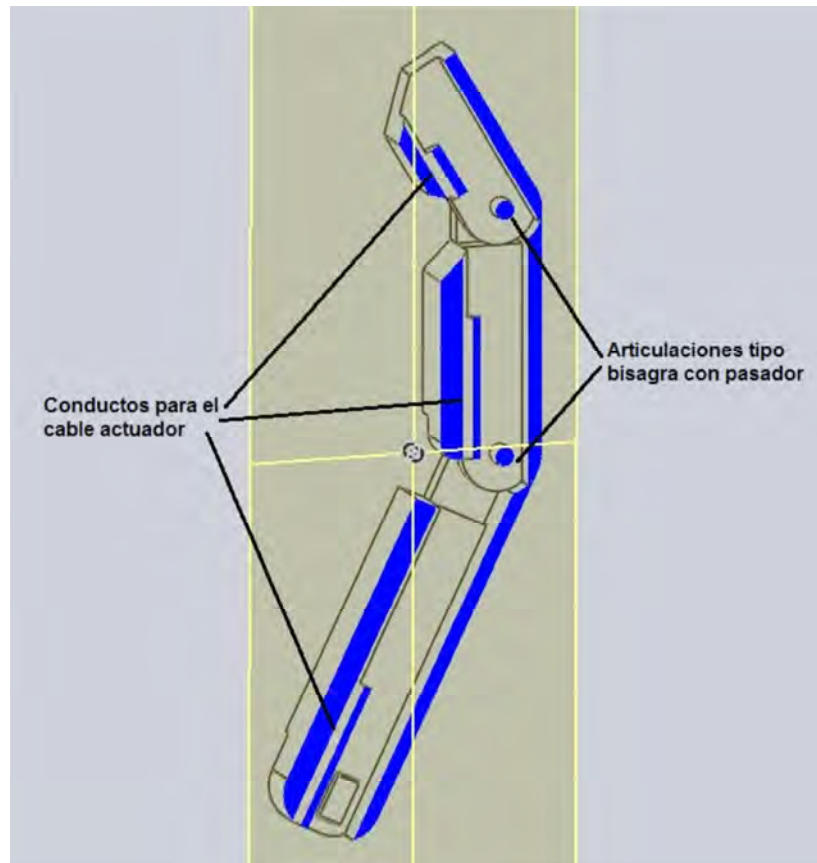
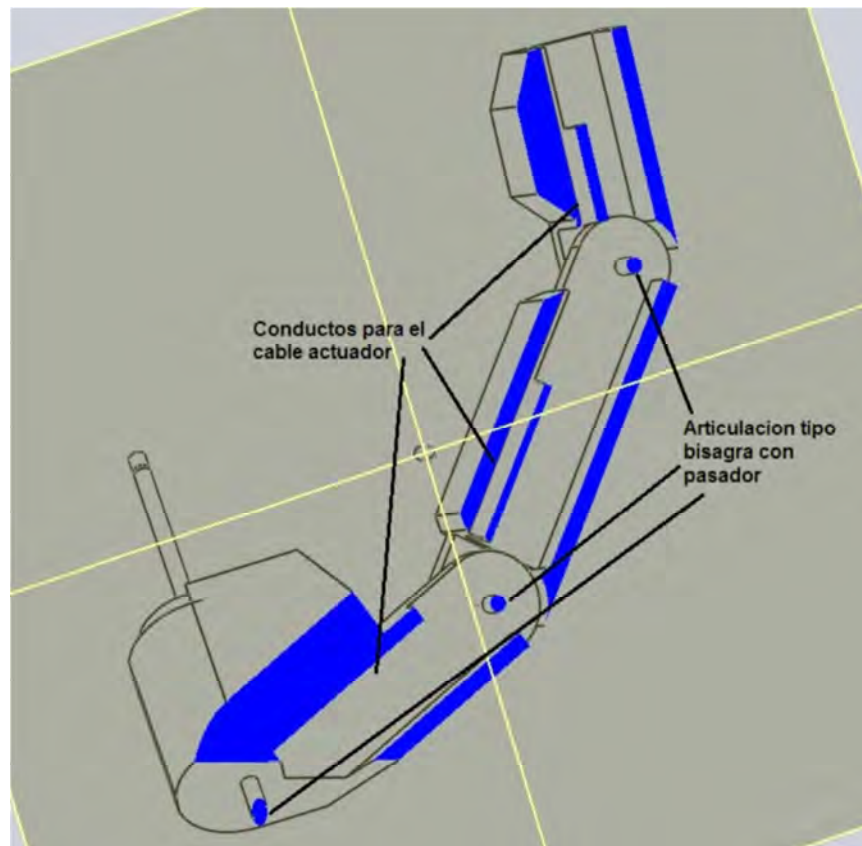
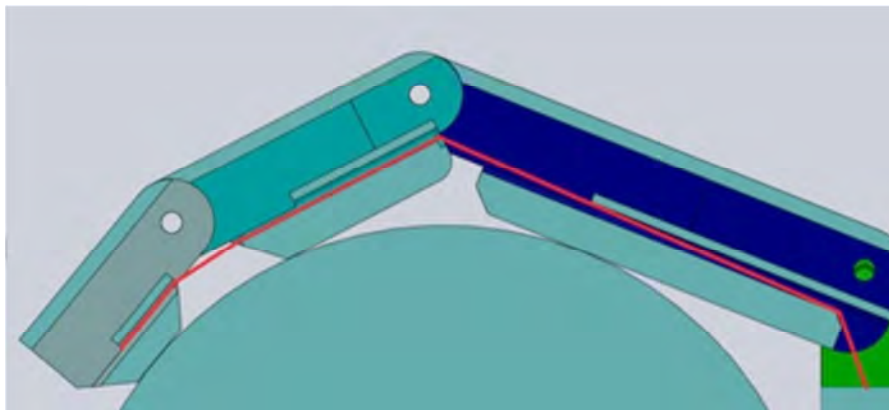


Figura 4.8. Articulaciones entre falanges y conductos para el cable actuador. Dedo pulgar. Solid Works®.



Por último, la Figura 4.9 presenta la disposición del cable actuador al interior de las falanges de un dedo durante un agarre.

Figura 4.9. Disposición del cable actuador durante un agarre al interior de un dedo. Solid Works®.

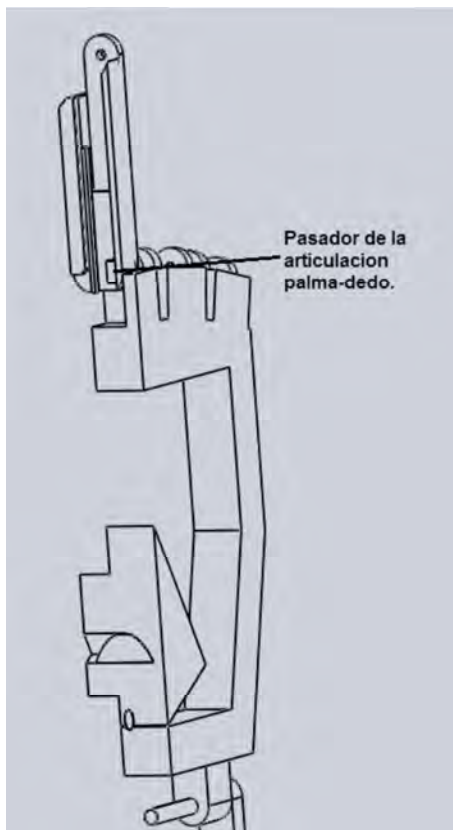


4.4.2 Palma de la mano

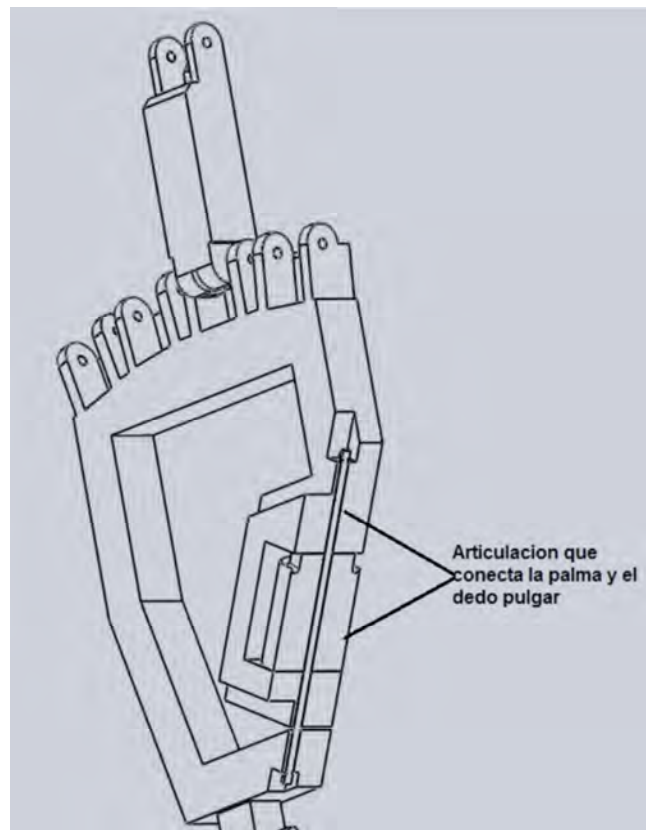
Para el caso de la prótesis, la pieza que hace las veces de la palma de la mano es el lugar donde todas las demás estructuras se acoplan. Los cinco dedos y el antebrazo están directamente conectados con ella por medio de articulaciones tipo bisagra con pasadores. Además es el lugar escogido para el montaje de los sistemas que permitirán la transmisión de potencia y movimiento a los dedos índice, corazón y pulgar y es la responsable junto con la primera sección del antebrazo de formar la articulación que permite el movimiento de flexo-extensión tal y como en una mano real lo hace la muñeca

En la Tabla 3-7 se muestra que entre los ejes longitudinales de los dedos, excepto el pulgar, se deja una separación angular de 7° . Las Figura 3.33 y Figura 4.5 muestran una primera aproximación para el diseño de la palma donde se aprecia que en los lugares donde las falanges proximales de los dedos índice, corazón, anular y meñique se acoplan a la palma, existe una pequeña inclinación, dicha inclinación se mide respecto a un plano horizontal cuya normal coincide con el eje longitudinal del dedo corazón y cuyo valor corresponde a -7° para el dedo índice, 187° para el dedo anular y 194° para el dedo meñique, todos ángulos medidos en posición normal. También se observa esta pieza correspondiente es hueca, esto con el fin de aprovechar el espacio para la ubicación de los motores que recogen los cables actuadores que accionan las falanges de los dedos mencionados, además, se aprecia otra zona hueca inclinada que sirve de asiento a la falange proximal del dedo pulgar, de allí su condición. La Figura 4.10 muestra como las diferentes estructuras componentes de la prótesis, dedos índice, corazón, anular y pulgar, y el antebrazo están acoplados a la palma. Para el caso de la conexión entre el antebrazo y la palma, además de utilizar el pasador es necesario un sistema de transmisión de potencia, el escogido es un sistema de piñones cónico.

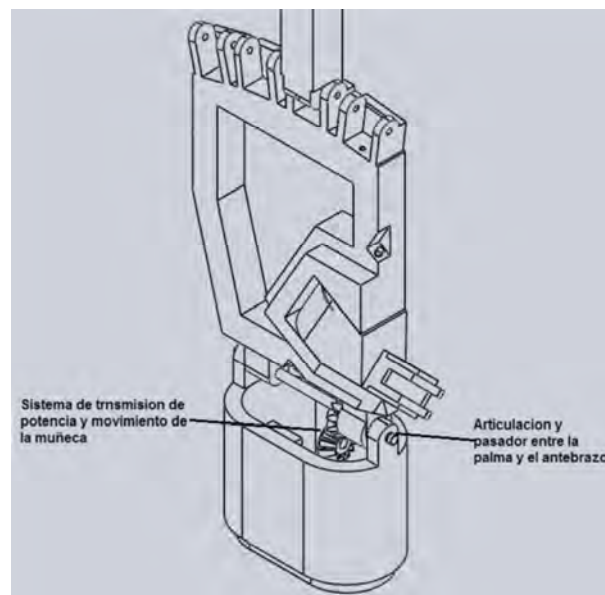
Figura 4.10. (a) Conexión Palma-Dedos, (b) Conexión Palma-Pulgar, (c) Conexión Palma-Antebrazo. Solid Works®.



a



b

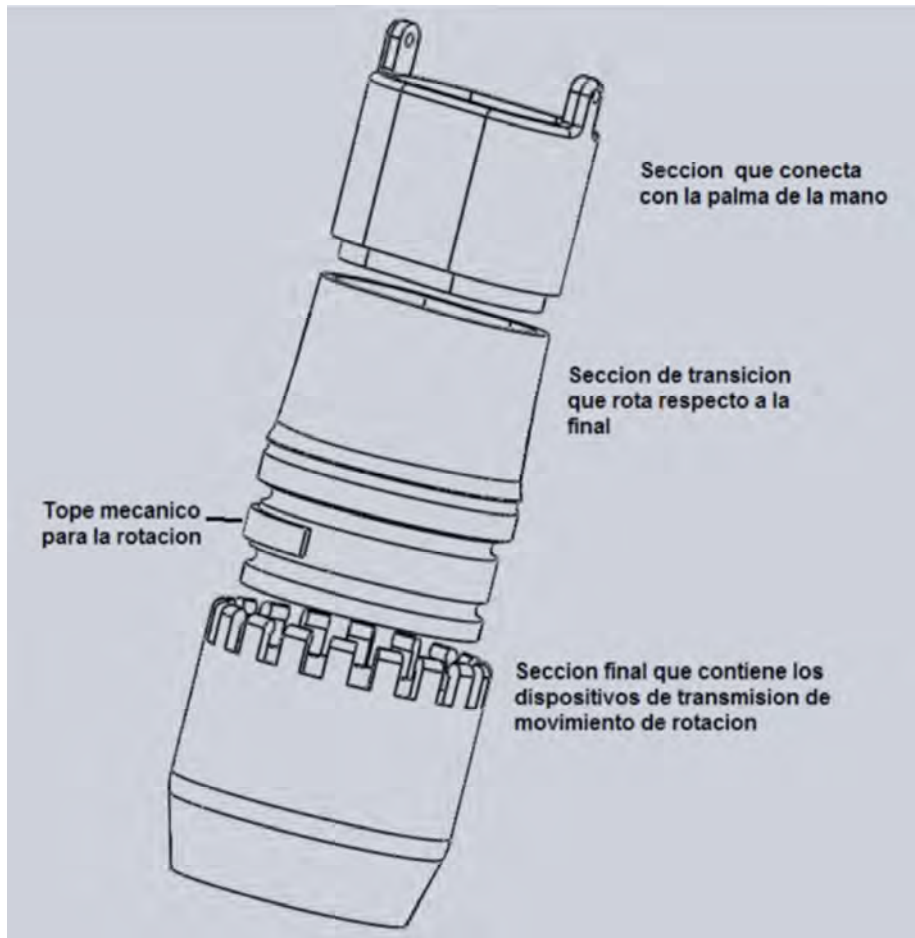


c

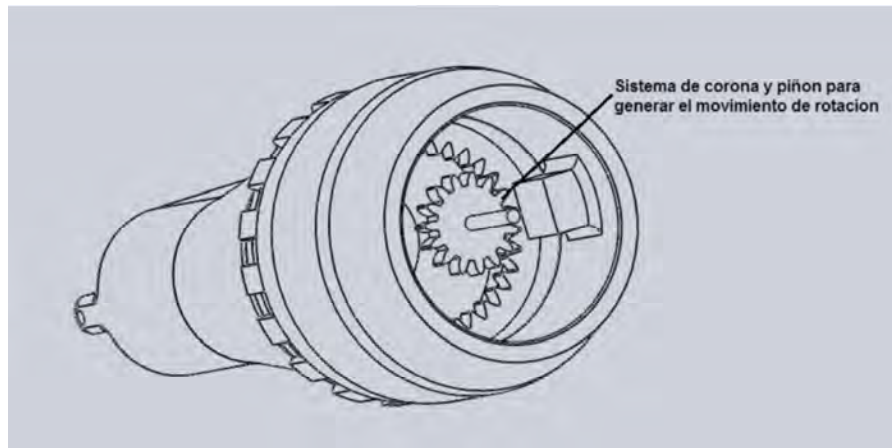
4.4.3 Antebrazo

El diseño del antebrazo se realizó en tres segmentos con el fin de emular la forma original y facilitar dos aspectos importantes relacionados con el funcionamiento propio de la prótesis. Por una parte, implementar un fácil acceso a algunos componentes internos que de otra manera sería muy complejo de obtenerlo y por otra facilitar la conexión que permite el movimiento de prono-supinación del antebrazo y el movimiento de flexo-extensión de la muñeca. La conexión para la flexo-extensión puede verse en la Figura 4.10(c). La Figura 4.11 muestra inicialmente la disposición de los tres segmentos que conforman el antebrazo y la parte (b) la solución mecánica propuesta para la acción de rotación en torno a su propio eje longitudinal (prono-supinación).

Figura 4.11. Segmentos que conforman el antebrazo (a), Conexión y sistema de transmisión de movimiento de rotación (b). Solid Works®.



a



b

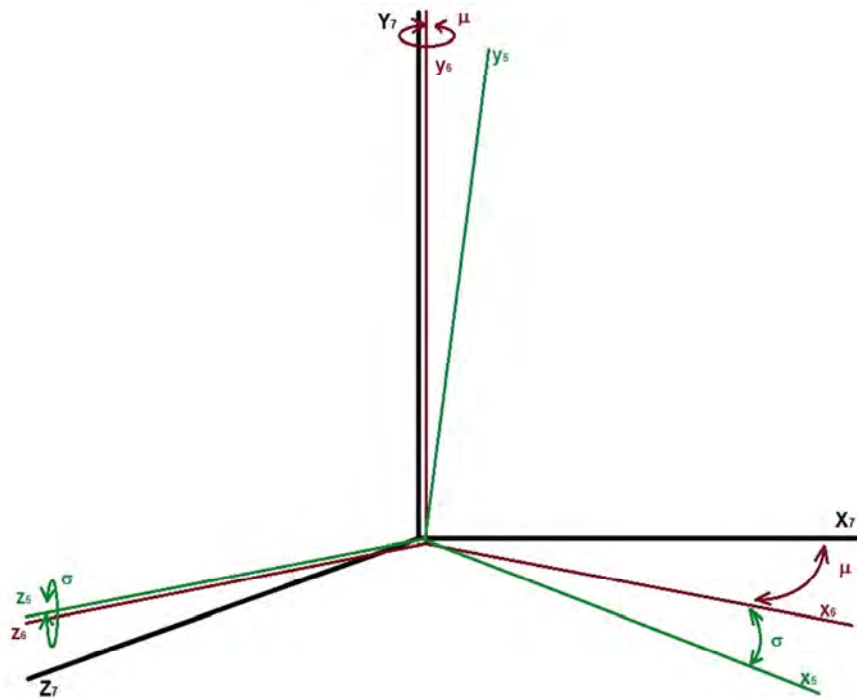
4.5 Modelo Cinemático.

La aproximación matemática y geométrica que se escogió para construir el modelo cinemático es totalmente vectorial. A partir de un sistema coordenado fijo cuyo punto de origen se encuentra ubicado en la intersección entre un eje imaginario que coincide con el eje longitudinal del dedo corazón y se extiende desde el final de la falange distal de dicho dedo hasta la muñeca donde se interseca con otro eje imaginario perpendicular al primero y coincide con el eje de flexo-extensión del carpo. Estos dos ejes descritos forman un plano que contiene todos los demás ejes longitudinales de los cuatro dedos restantes así como a la palma de la mano. Finalmente. Normal a este plano y pasando por el mismo punto de intersección ya descrito, se traza un tercer eje coordenado. El eje coincidente con el dedo corazón se nombra como Y_7 , el eje ubicado en la muñeca será Z_7 , y finalmente el eje normal al plano formado por los dos anteriores y que tiene el mismo origen será X_7 . Este sistema coordenado se toma como el de referencia y a partir de allí se construye la descripción vectorial utilizada como referencia geométrica. Coincidente con el sistema 7, formado por (X_7, Y_7, Z_7) se traza un nuevo sistema coordenado igual pero este rota en torno al eje Y_7 . Este nuevo sistema, nombrado 6, está formado por los ejes (x_6, y_6, z_6) y tiene por objeto describir el movimiento de prono-supinación (rotación del antebrazo) de allí que los eje Y_7 y y_6 coinciden todo el tiempo, pero los ejes restantes del sistema 6 (x_6 y z_6) varían su posición rotando en torno a y_6 . El intervalo angular de este movimiento es de $\pm 100^\circ$. Posteriormente se toma un nuevo sistema coordenado, coincidente con 6 y nombrado como 5 (x_5, y_5, z_5); este sistema permite la descripción del

movimiento de flexo-extensión de la muñeca, por lo tanto los ejes z_6 y z_5 coinciden todo el tiempo mientras que los ejes x_5 y y_5 cambian de posición rotando en torno de z_5 .

La Figura 4.12, muestra una serie de sistemas coordenados encargados tanto de describir la posición como el movimiento de cada una de las falanges de un dedo, en este caso el dedo corazón. El sistema 4 (x_4, y_4, z_4) coincide con el sistema 5, anteriormente explicado; en este caso los ejes y_5 y y_4 no cambian en el tiempo y las articulaciones de cada una de las falanges y del dedo con el metacarpo se asumen paralelas y se hacen coincidentes con los ejes z_i , donde i es el sub-índice que hace referencia al sistema coordenado ligado a cada una de las falanges así: 4 para la articulación del hueso metacarpiano con el carpo (muñeca), 3 para la articulación entre la falange proximal y el hueso metacarpiano, 2 para la articulación entre la falange medial y la proximal y finalmente 1 para la articulación entre la falange medial y la distal. Esta descripción es construida utilizando el programa Matlab® por medio de la serie de expresiones matriciales que se muestran a continuación:

Figura 4.12. Sistemas coordenados para la descripción de los movimientos de flexo-extensión de la muñeca (x_5, y_5, z_5) y prono-supinación del antebrazo (x_6, y_6, z_6).



Sea r_{i1} el vector que define a la falange distal del dedo i (**con i desde 1 hasta 4**), r_{i2} a la falange medial, r_{i3} a la falange proximal y finalmente r_{i4} al hueso metacarpiano, todos ellos pertenecientes al mismo dedo i y con los ángulos de rotación relativos entre las falanges, α para la rotación correspondiente entre las falanges distal y medial, β para la rotación correspondiente entre las falanges medial y proximal y γ para la rotación correspondiente entre la falange proximal y el hueso metacarpiano, los tres con amplitudes entre 0° y 90° . El vector posición un punto de la falange distal respecto al sistema coordenado 1 quedará descrito por medio de:

$$[r_{i1}] = [0 \quad r_1 \quad 0]_{(x_1 \quad y_1 \quad z_1)} \quad (4.1)$$

Continuando:

$$r_{ia} = r_{i2} + r_{i1}/_{i2} = r_{i2} + r_{i1} * [\alpha] \quad (4.2)$$

$$[r_{ia}] = [0 \quad r_2 \quad 0]_{(x_2 \quad y_2 \quad z_2)} + [r_{i1}] * \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

donde r_{ia} es el vector posición de un punto de la falange distal respecto al sistema coordenado **2** (Figura 4.13).

Sea el vector r_{ib} la posición de un punto de la falange distal respecto del sistema coordenado **3** (Figura 4.13), entonces:

$$r_{ib} = r_{i3} + r_{ia}/_{i3} = r_{i3} + r_{ia} * [\beta] \quad (4.4)$$

$$[r_{ib}] = [0 \quad r_3 \quad 0]_{(x_3 \quad y_3 \quad z_3)} + [r_{ia}] * \begin{bmatrix} \cos \beta & -\sin \beta & 0 \\ \sin \beta & \cos \beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

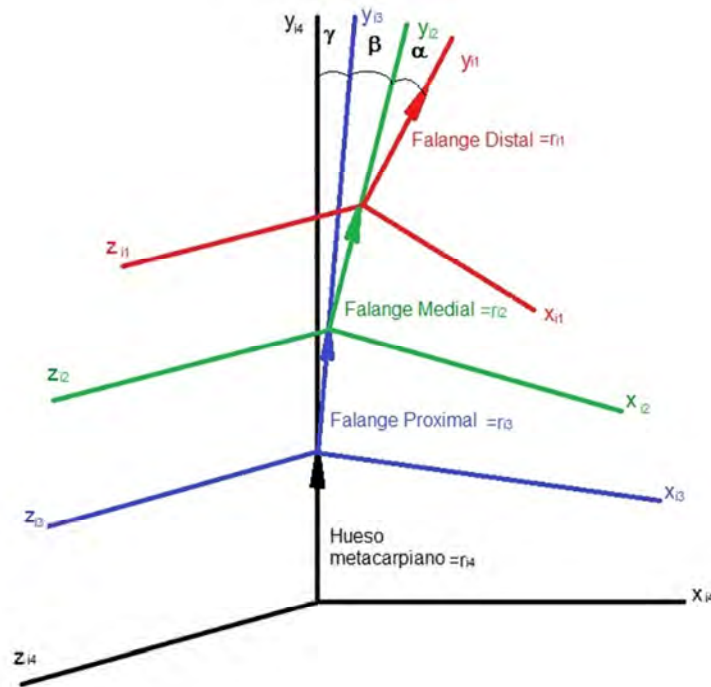
Sea el vector r_{ic} la posición de un punto de la falange distal respecto del sistema coordenado **4** (Figura 4.13), entonces:

$$r_{ic} = r_{i4} + r_{ib}/_{i4} = r_{i4} + r_{ib} * [\gamma] \quad (4.6)$$

$$[r_{ic}] = [0 \quad r_4 \quad 0]_{(x_4 \quad y_4 \quad z_4)} + [r_{ib}] * \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

Debido a que en el modelo no se implementa el movimiento de aducción-abducción de los dedos (movimiento lateral) para que la construcción del mismo fuese más sencilla, se utiliza una separación de 7° entre los dedos a ambos lados de la referencia, que en este caso es el dedo corazón, es decir 7° de separación entre el dedo corazón y el anular y a su vez 7° entre el anular y el meñique. De la misma manera se dejan 7° entre el corazón y el índice (Figura 4.13).

Figura 4.13. Descripción vectorial de para el dedo i.



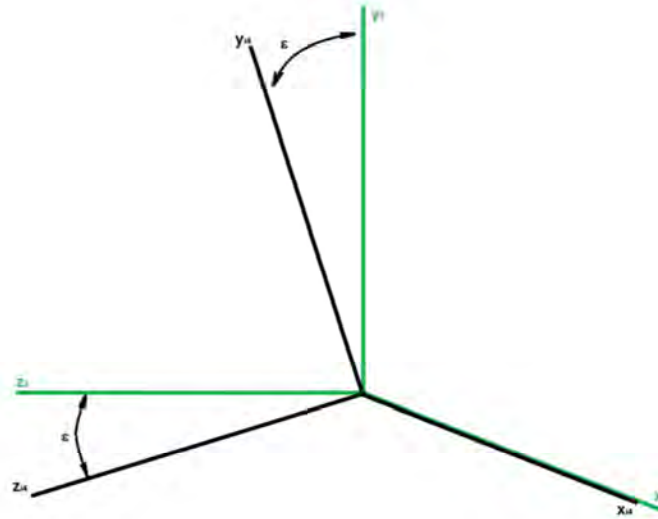
Obedeciendo al mismo razonamiento y el tipo de notación hasta ahora utilizado, sea el vector r_{id} la posición de un punto de la falange distal del dedo i respecto del sistema 5, entonces la condición mostrada en la Figura 4.14

$$r_{id} = r_{ic} * [\varepsilon] \quad (4.8)$$

Donde ε es el ángulo de separación entre los dedos que tiene un valor fijo dado para el dedo anular ($i=3$), $-\varepsilon$ para el dedo índice ($i=1$) y 2ε para el dedo meñique ($i=4$). Para el caso del dedo corazón ($i=2$) su valor será de 0° . Así, el vector r_{id} tiene como representación matricial:

$$[r_{id}] = [r_{ic}]_{[x_4 \ y_4 \ z_4]} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varepsilon & \sin \varepsilon \\ 0 & \sin \varepsilon & -\cos \varepsilon \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

Figura 4.14. Angulo de inclinación para el vector r_{id} respecto al sistema coordenado 5 que coincide con el eje longitudinal del dedo corazón.



Los valores de ε están referidos al eje y_5 que coincide con el eje longitudinal del dedo corazón, y_{42} . Este último vector r_{id} es el que define la posición de un punto de la falange distal para el dedo i . Finalmente, para el ángulo de flexo-extensión de la muñeca y el ángulo de prono-supinación del antebrazo se tiene que:

$$[r_{ie}] = [r_{id}] * [\mu] \quad (4.10)$$

$$[r_{if}] = [r_{ie}] * [\sigma] \quad (4.11)$$

Donde μ y σ , son respectivamente, el ángulo de flexo-extensión de la muñeca y el ángulo de pro-supinación del antebrazo Figura 4.12

Las ecuaciones que describen el movimiento de cuatro de los dedos de la mano (índice, corazón, anular y meñique) se construyeron bajo la consideración que el recorrido angular de cada falange respecto a la que le sigue, distal respecto de la medial, medial respecto de la proximal y proximal respecto del hueso metacarpiano, es simultaneo y tiene una amplitud de 0° a 90° . Debido a que el tiempo de dicho movimiento varía dependiendo del tipo de operación que la mano se encuentre ejecutando, desde unas décimas de segundo

hasta 6 o 7 segundos, se tomó un tiempo de 5 segundos teniendo en cuenta que los tiempos utilizados por algunas prótesis comerciales para abrir y cerrar los dedos pueden alcanzar hasta los 10 segundos (Por ejemplo [66] y [3]).

Las siguientes ecuaciones, modelan geoméricamente las tres variables cinemáticas consideradas, a saber en su orden; posición angular (θ), velocidad angular ($\dot{\theta}$) y aceleración angular ($\ddot{\theta}$), para el movimiento de las tres falanges de los cuatro dedos antes mencionados. (Como la variación angular se tomó igual para los tres ángulos, entonces θ reemplaza a α , β y γ en las ecuaciones mostradas a continuación)

$$\theta = \frac{7E-16}{12} * t^4 - \frac{0.1508}{6} * t^3 + \frac{0.377}{2} * t^2, \text{ con } \theta(t=0) = 0, \theta(t=5) = \frac{\pi}{2} \quad (4.12)$$

$$\dot{\theta} = \frac{7E-16}{3} * t^3 - \frac{0.1508}{2} * t^2 + 0.377 * t, \text{ con } \dot{\theta}(t=0) = 0 \frac{rad}{s}, \dot{\theta}(t=5) = 0 \frac{rad}{s} \quad (4.13)$$

$$\ddot{\theta} = 7E - 16 * t^2 - 0.1508 * t + 0.377, \text{ con } \ddot{\theta}(0 \leq t \leq 5) = \pm 0.377 \frac{rad}{s^2} \quad (4.14)$$

Con t medido en segundos.

Para el dedo pulgar es necesario establecer un modelo diferente ya que el movimiento de este es mucho más complejo debido a que no es posible simplificarlo asumiendo que las rotaciones de las falanges ocurren todas contenidas en un mismo plano, como si sucede con los otros cuatro dedos. Para el caso del pulgar, solo las falanges distal y medial tiene rotaciones contenidas en un mismo plano pero la articulación de la falange proximal ubicada en el carpo (muñeca) es más próxima a una rotula que a una junta de pasador, como ocurre en los demás dedos, es por ello que el pulgar puede oponerse a cada uno de los otros cuatro dedos. En el modelo aquí propuesto, la articulación entre la falange próxima del pulgar y el carpo es reemplazada por una articulación de pasador entre la falange proximal y la palma de la mano y por una rotación permanente de los ejes longitudinales de las falanges distal y medial respecto del mismo en la falange proximal. El eje de la primera articulación de la simplificación propuesta está inclinado ϕ respecto del eje y_5 , hacia el lado de ubicación del dedo índice y está contenido en el plano de la palma de la mano. Este eje se convierte en el eje y_{13} para el sistema coordenado que describe la posición de un punto de la falange distal de dedo pulgar, además es el

responsable del movimiento de oposición del dedo pulgar respecto de los otros cuatro. Recordando que el subíndice i corresponde al número asignado para el dedo, de acuerdo a la notación que se ha utilizado en las descripciones anteriores, en este caso en particular, i es igual a 5.

Sea r_{51} el vector posición de un punto de la falange distal del pulgar, respecto al sistema $[x_{51} \ y_{51} \ z_{51}]$ donde el eje x_{51} coincide con el vector r_{51} de la falange distal del pulgar y el eje y_{51} coincide con el pasador que articula la falange distal respecto a la falange medial, así:

$$r_{51} = [r_1 \ 0 \ 0] \quad (4.15)$$

Sea $[x_{52} \ y_{52} \ z_{52}]$ un sistema coordenado donde el eje x_{52} (r_{52}) coincide con el eje longitudinal de la falange medial del pulgar y el eje y_{52} coincide con el pasador que articula la falange medial respecto a la proximal, así:

$$r_{5a} = r_{52} + r_{51/52} \quad (4.16)$$

$$[r_{5a}] = [r_2 \ 0 \ 0] + [r_{51}] * \begin{bmatrix} -\cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ 0 & 0 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

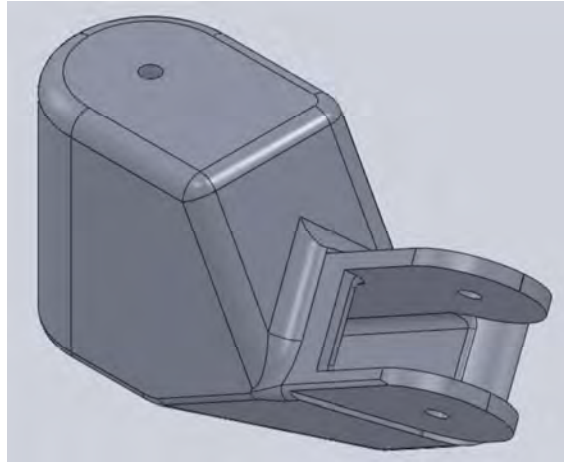
Donde φ es el ángulo de rotación de la falange distal respecto de la falange medial y el vector r_{5a} la posición de un punto de la falange distal respecto al sistema coordenado $[x_{52} \ y_{52} \ z_{52}]$.

Hasta aquí la descripción vectorial es muy similar a la anteriormente construida para los otros dedos, excepto por el cambio en la asignación de ejes. El ángulo φ tiene una amplitud entre 0° y 90° y obedece al mismo comportamiento que α , β y γ , por lo tanto las ecuaciones de θ y sus derivadas también se ajustan para φ .

Para permitir que el dedo pulgar pueda comportarse de una forma aproximada a como lo hace en una mano real, se ha propuesto que la articulación tipo rotula con que la falange proximal del pulgar se une al carpo sea reemplazada por una articulación de pasador entre esta falange y la palma de la mano y una rotación permanente entre los ejes longitudinales de esta misma falange y la medial. Esta última parte consiste en que el eje y_{52} que corresponde al de la articulación medial-proximal se encuentra rotado 45° respecto del eje y_{53} , correspondiente a la articulación proximal-palma. Esta rotación hace que el

vector posición de un punto de la falange distal respecto del sistema coordenado que coincide con y_{53} presente dos rotaciones, una debido al movimiento de la articulación medial-proximal, que se llamara v y otra debido a los 45° de la rotación fija entre y_{52} y y_{53} . Por lo tanto, este vector posición será en todo momento un vector en el espacio que no estará contenido en un único plano, como si sucedía con los demás dedos y se hace necesario determinar el valor de la matriz de rotación de ángulos fijos producto de la rotación de 45° . Para poder hallar estos ángulos se hizo necesario construir un modelo básico de la falange proximal del pulgar en un programa de CAD, ya que no fue posible establecer en la bibliografía consultada una estrategia para calcular dichos valores. Una vez construido el modelo (Figura 4.15) se obtuvieron los valores correspondientes a los ángulos entre los sistemas coordenados $[x_{53} \ y_{53} \ z_{53}]$ y $[x_{52} \ y_{52} \ z_{52}]$ dando como resultado la siguiente matriz que es llamada de ángulos fijos.

Figura 4.15. Modelo de la falange proximal propuesto. Solid Works®.



$$\text{Matriz de ángulos fijos: } [M_{af}] = \begin{bmatrix} \cos 28.87 & \cos 70.40 & \cos 70.09 \\ \cos 67.17 & \cos 51.50 & \cos 51.70 \\ \cos 90 & \cos 45 & \cos 90 \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

Donde la primera fila corresponde a los ángulos entre x_{53} y $[x_{52} \ y_{52} \ z_{52}]$, la segunda entre y_{53} y $[x_{52} \ y_{52} \ z_{52}]$ y la tercera entre z_{53} y $[x_{52} \ y_{52} \ z_{52}]$, es posible comprobar que la norma de cada vector columna de la matriz es 1. De esta forma el vector posición de un punto de la falange distal, r_{5b} , respecto al sistema coordenado $[x_{53} \ y_{53} \ z_{53}]$ será:

$$r_{5b} = r_{5a} * [v] * M_{af} + \delta \quad (4.19)$$

$$[r_{5b}] = [r_{5a}] * \begin{bmatrix} \cos v & 0 & \sin v \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin v & 0 & \cos v \end{bmatrix} * [M_{af}] + [\delta] \quad (4.20)$$

Donde v es el ángulo de rotación de la falange medial respecto a la proximal que varía entre 0° y 50° y δ es el vector distancia que separa los orígenes de los dos sistemas coordenados en cuestión.

Sea r_{5c} el vector posición que define la posición de un punto de la falange distal respecto de un sistema coordenado cuyo eje y coincide con el eje de rotación de la falange proximal respecto de la palma de la mano (y_{53}), entonces:

$$r_{5c} = r_{5b} * [\zeta] \quad (4.21)$$

$$[r_{5c}] = [r_{5b}] * \begin{bmatrix} \cos \zeta & 0 & \sin \zeta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \zeta & 0 & \cos \zeta \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

Donde ζ es el ángulo de rotación de la falange proximal respecto de la palma de la mano.

Finalmente, sea r_{5d} el vector posición de un punto de la falange distal del pulgar respecto del sistema coordenado **5** (Figura 4.12), entonces la descripción para este vector será:

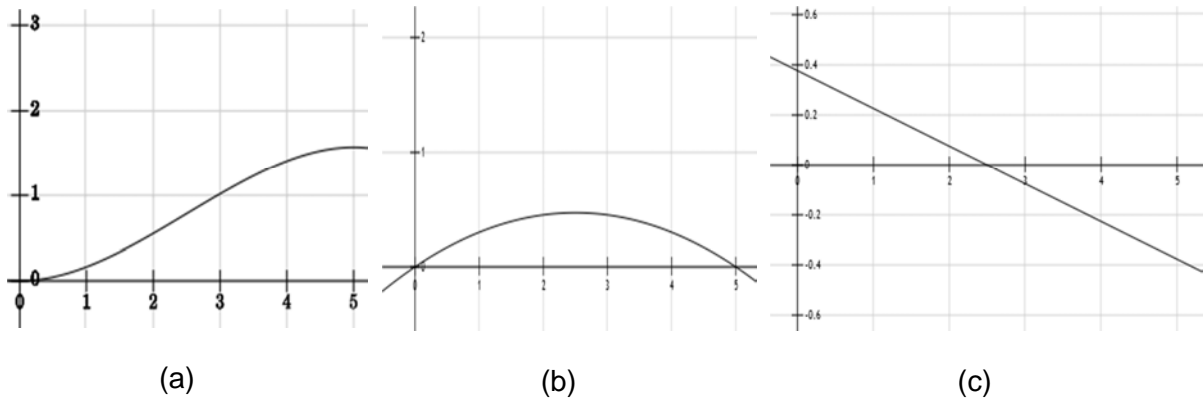
$$r_{5d} = r_{5c} * [\phi] + \lambda \quad (4.23)$$

$$[r_{5d}] = [r_{5c}] * \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 1 \\ \sin \phi & \cos \phi & 1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + [\lambda] \quad (4.24)$$

donde ϕ corresponde al ángulo de inclinación del eje y_{53} respecto del eje y_5 y λ corresponde a la distancia que separa el punto de intersección del eje y_{53} con el eje y_5 y el origen del sistema coordenado 5, distancia medida sobre el eje y_5 .

Así mismo, es necesario definir las funciones de posición, velocidad y aceleración para la apertura y cierre de los dedos. La Figura 4.16 muestra las gráficas de comportamiento de las variables posición angular (θ), velocidad angular ($\dot{\theta}$) y aceleración angular ($\ddot{\theta}$), dichas graficas son posteriormente comparadas con las obtenidas en la simulación realizada en CAD.

Figura 4.16. Graficas de las variables, a) posición angular, b) velocidad angular y c) aceleración angular, durante el cierre de la mano. Matlab®.



La descripción hasta aquí construida es programada en el software Matlab®. El resultado es mostrado en la

Figura 4.17. Inicialmente se simula el movimiento de apertura y cierre de los dedos así como la flexo-extensión de la muñeca y la prono-supinación del antebrazo, la secuencia de la

Figura 4.18 muestra intervalos de dichos movimientos. El código de la programación realizado se encuentra en el Anexo 2. Adicional a los movimientos ya enunciados también se simula el cierre de la mano sobre un cilindro de 70mm de diámetro, la Figura 4.19 muestra intervalos de dicho cierre y el código de la programación para esta última simulación aparece en el Anexo 3.

Figura 4.17. Modelo vectorial de la mano. Matlab®.

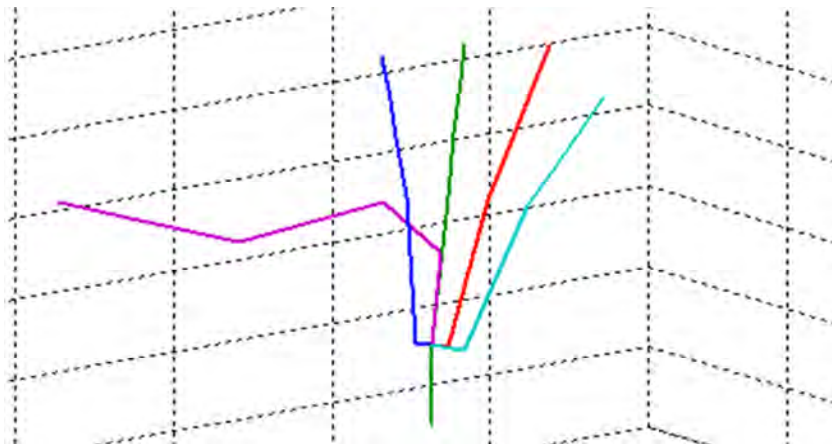


Figura 4.18. Movimientos de la mano: a, b y c) cierre de la mano, d y e) flexo-extensión de la muñeca y f, g y h) prono-supinación del antebrazo. Matlab®

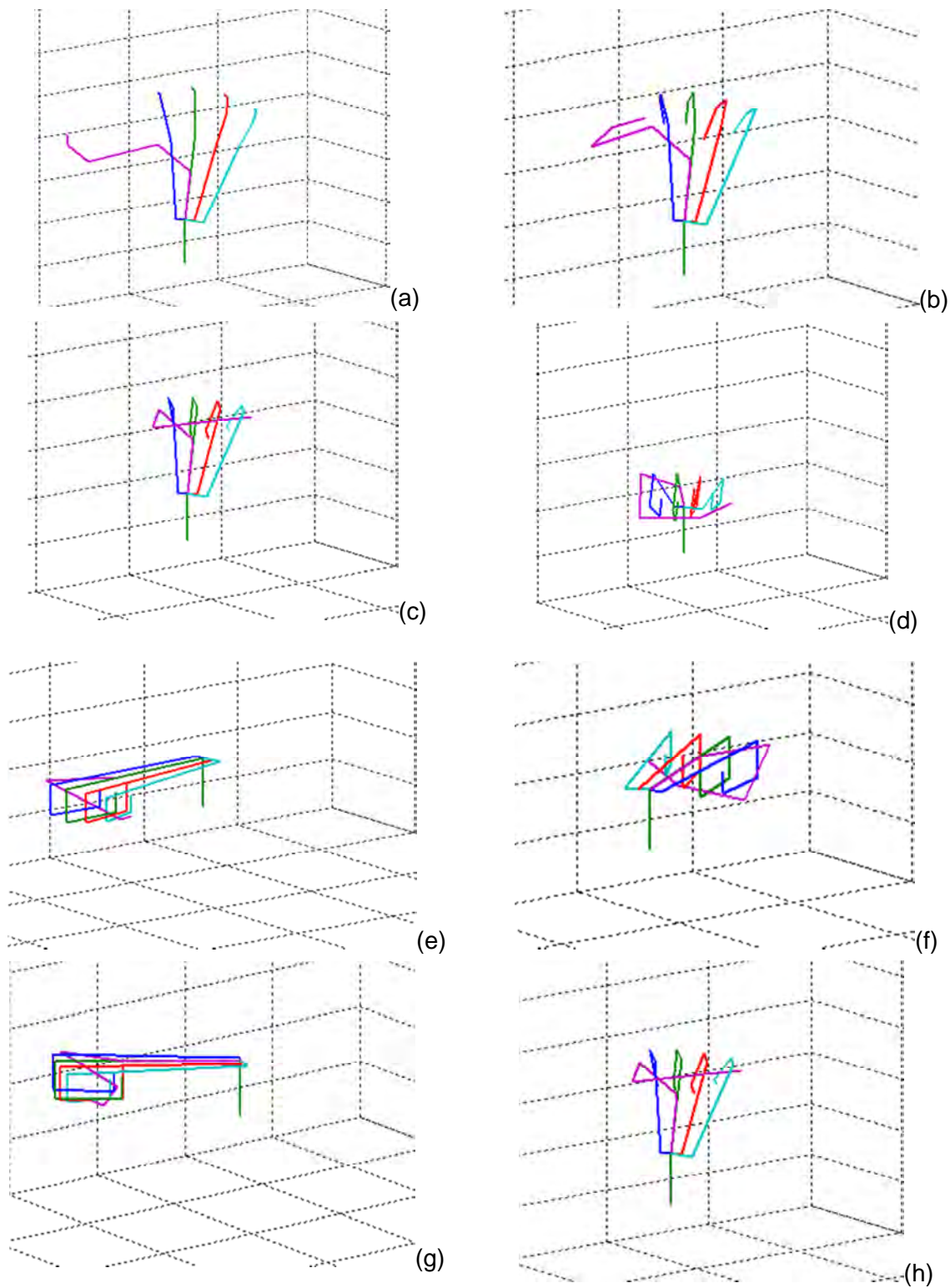
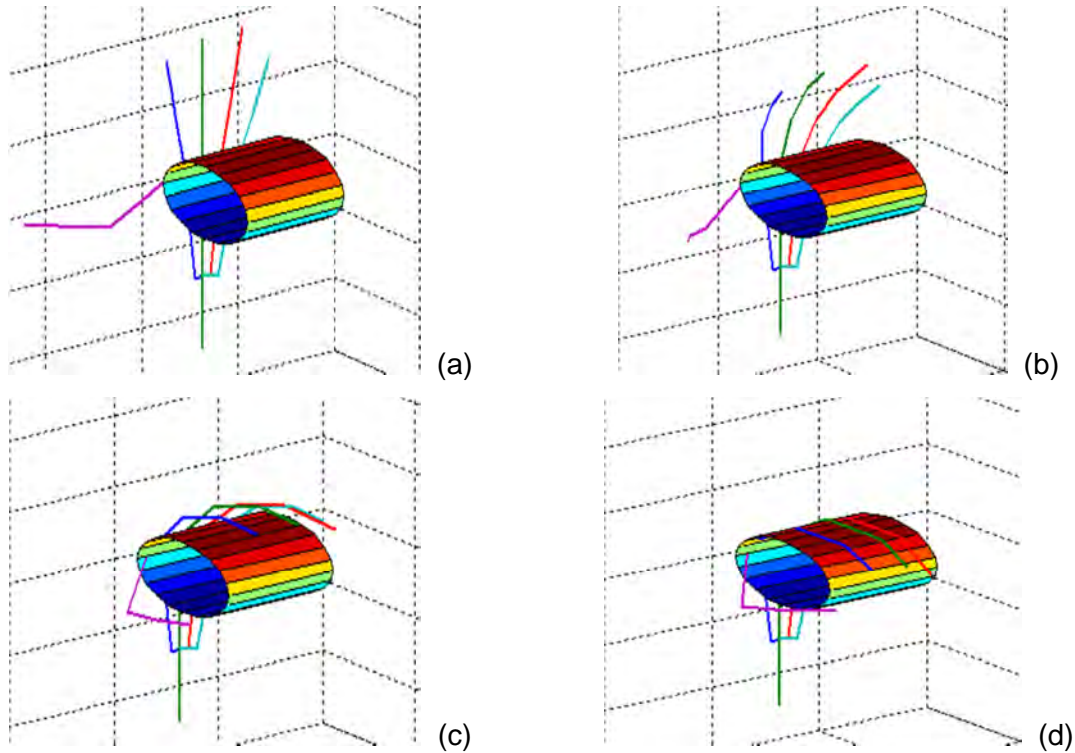


Figura 4.19. Modelo vectorial de la mano durante el cierre sobre un cilindro de 70mm de diámetro. Matlab®.



4.6 Análisis por resistencia y rigidez

El modelo CAD, construido para la evaluación por resistencia y rigidez, esta íntegramente basado en la construcción realizada en el modelo cinemático. Las dimensiones y los intervalos de movimiento así como las funciones de posición angular, velocidad angular y aceleración angular utilizadas en ambos modelos son iguales. La sencillez del modelo cinemático, construido en cinemática directa, permite que la convergencia con el modelo CAD sea muy alta, asegurando una descripción ajustada desde las matemáticas a lo que se observa en el modelo CAD.

La evaluación del diseño propuesto por resistencia de materiales se realiza utilizando la herramienta **Motion®** de **Solid Works®** y se evaluarán los esfuerzos y desplazamientos desarrollados en las falanges durante el agarre de un cilindro de acero 1020 de 70 mm de diámetro. El material propuesto para la fabricación de la prótesis es Nylon 6/10, una poliamida que posee importantes propiedades mecánicas como lo son una alta resistencia a la tensión, gran dureza, gran tenacidad y resistencia al ataque de mohos y algunas

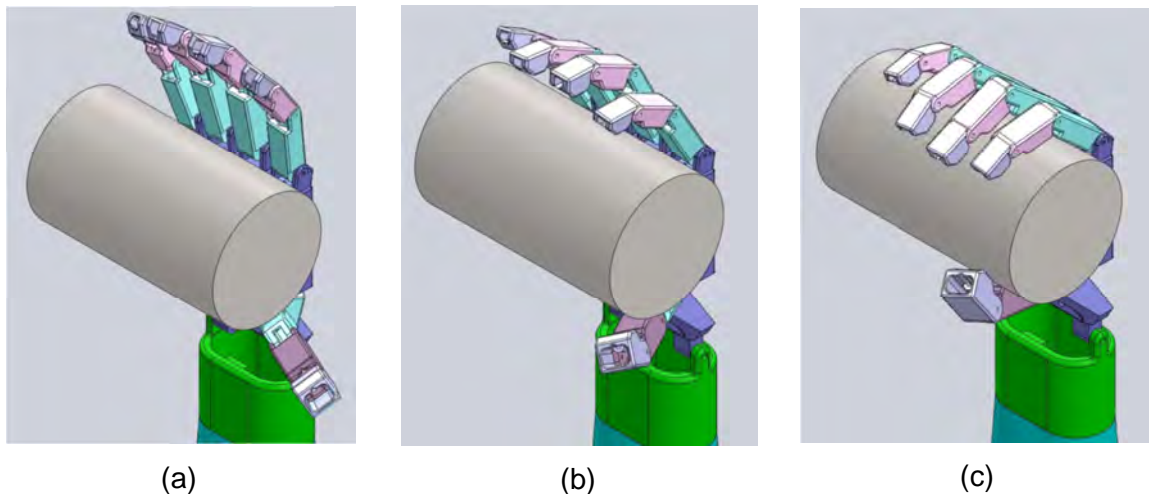
enzimas. La Tabla 4-1 muestra las propiedades de los materiales utilizados en la simulación, referenciados de la biblioteca de materiales del software.

Tabla 4-1. Propiedades de los materiales escogidos para la simulación del agarre. Fuente: Solid Works®.

Material	Módulo de elasticidad (E)	Modulo Cortante (G)	Relación de Poisson (ν)	Densidad	Limite elástico
Acero AISI 1020	$2.1\text{E}11 \text{ N/m}^2$	$7.9\text{E}10 \text{ N/m}^2$	0.28	7800 kg/m^3	$220.6\text{E}6 \text{ N/m}^2$
Nylon 6/10	$8.3\text{E}9 \text{ N/m}^2$	$3.2\text{E}9 \text{ N/m}^2$	0.28	1400 kg/m^3	$139\text{E}6 \text{ N/m}^2$

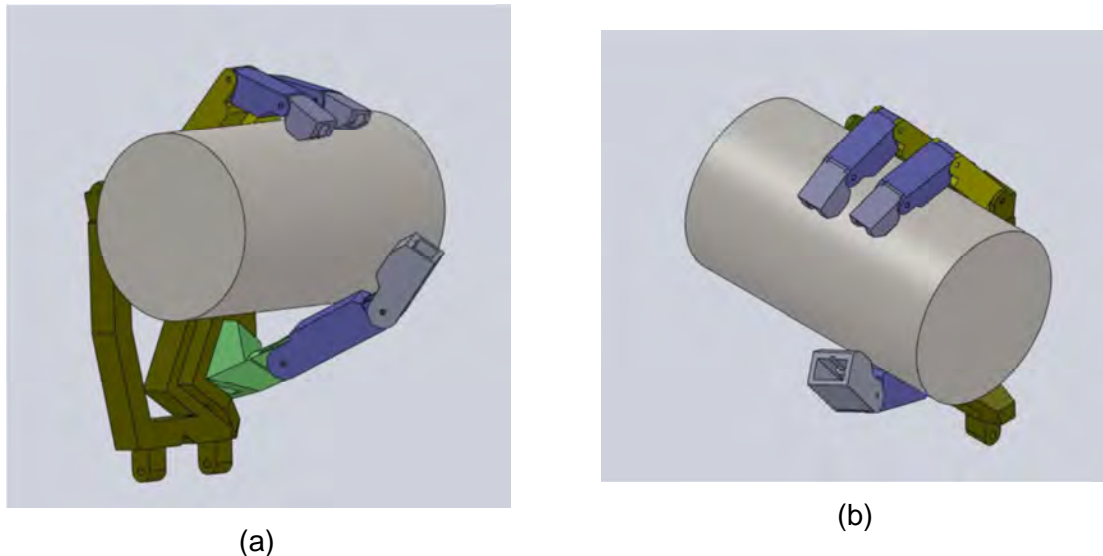
La Figura 4.20 muestra la prótesis durante la simulación de la operación de agarre del cilindro de acero 1020.

Figura 4.20. Simulación de la operación de agarre de un cilindro. a) Fase inicial, b) Fase intermedia, c) Fase final. Solid Works®.



Debido a que más del 80% de la fuerza utilizada durante un agarre es generada por los dedos índice, corazón y pulgar, denominada pinza tridigital, el análisis se realiza para este tipo de pinza, por lo tanto solo se enuncian los resultados de los esfuerzos y deformaciones calculados para estos tres dedos. La Figura 4.21 muestra una configuración simplificada del agarre enunciado.

Figura 4.21. Pinza tridigital. Solid Works®.



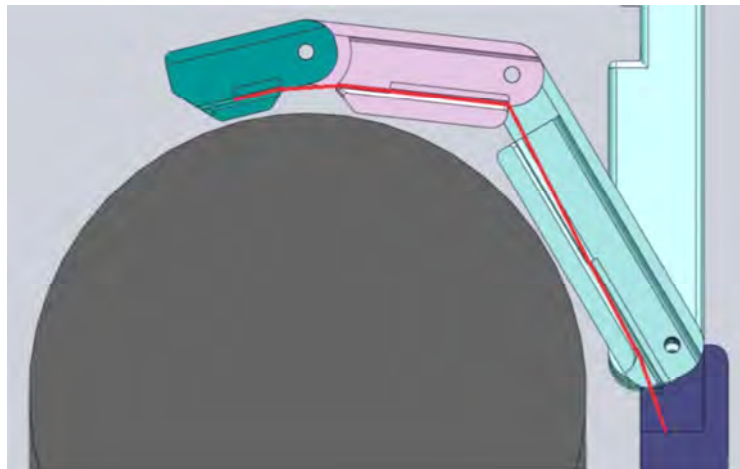
Como el funcionamiento de los dedos se realiza por medio de cables que a su vez son accionados por motores, las fuerzas que los cables ejercen sobre su punto de apoyo en las falanges son las que realmente actuarían durante el agarre. En la Figura 4.9 se mostró la disposición del cable al interior de las falanges, sin embargo para conocer con exactitud el comportamiento de estas fuerzas, es necesario establecer la geometría de sus líneas de acción cuando el dedo se encuentra flexionado durante la operación de agarre de un objeto, además, debido a que en Solid Works® no es posible simular la acción de cables o cualquier otro elemento flexible, se decide ubicar las fuerzas directamente en los puntos de apoyo del cable sobre las falanges y, de esta manera, determinar por medio de la simulación, los esfuerzos y deformaciones causados sobre estas, tanto en los puntos de contacto con el cilindro de acero como en los puntos de apoyo del cable accionador. La fuerza de tensión en el cable es de 30N y se descompone en dos fuerzas ortogonales, una paralela al eje longitudinal de la falange correspondiente y otra perpendicular a este. La Figura 4.22 es una vista en corte del dedo índice durante el agarre descrito por la Figura 4.20; la cual permite observar la ubicación del cable al interior de las falanges de este dedo. Los ángulos correspondientes para efectuar la descomposición de las fuerzas de tensión se midieron directamente sobre la Figura 4.22. Este mismo procedimiento se utiliza en los dedos corazón y pulgar para determinar las fuerzas aplicadas en los apoyos del cable respectivo. La Tabla 4-2 muestra los valores calculados para cada falange de cada dedo.

Tabla 4-2. Fuerzas en los puntos de apoyo del cable sobre las falanges.

DEDO Fuerzas Falange (N)	INDICE	CORAZON	PULGAR
Distal Apoyo 1(Componentes)	30 - 0	30-0	30-0
Apoyo 2 (Componentes)	29.54-5.20	29.77-3.65	26.73-13.61
Medial Apoyo 1(Coponentes)	(-29.54)-5.20	(-29.88)-2.61	-30-0
Apoyo 2 (Componentes)	17.21-24.57	6.74-29.23	29.54- (-5.20)
Proximal Apoyo 1(Componentes)	(-29.88)- (-2.61)	(-29.70)-(-4.17)	El cable actuador principal no se apoya en esta falange
Apoyo 2 (Componentes)	29.10-7.25	27.18-12.67	

Los primeros valores a la izquierda de las casillas de la Tabla 4-2, corresponden a la componente paralela al eje longitudinal de la falange y el dedo respectivos. Los segundos valores a las componentes perpendiculares. El signo menos (-) indica que esta en sentido contrario. Para la falange proximal del dedo pulgar el cable que acciona a las otras dos falanges no actúa sobre esta, por tal motivo no aparecen valores en la respectiva casilla.

Figura 4.22. Disposición del cable actuador sobre las falanges del dedo índice, durante el agarre de un cilindro de acero de 70mm de diámetro. Solid Works®.



Establecida la configuración de carga bajo las consideraciones ya explicadas, se realiza la implementación en *Solid Works®* y se ejecuta el análisis de elementos finitos por medio de la herramienta *Motion®* de este software. El análisis es dinámico lineal, ya que la acción del agarre simulado parte con los dedos extendidos hasta que estos hacen contacto sobre el cilindro. Para el enmallado se selecciona la opción “basado en curvatura” y el intervalo de tamaño entre 0,05 mm y 1,50 mmm, se utilizaron elementos cuadráticos de alto orden con cuatro puntos jacobianos, la cantidad de nodos dependían

del tamaño de la pieza a analizar, por ejemplo para el análisis de la falange distal del dedo índice se utilizaron 528'001 nodos para 372'992 elementos. Durante la definición del modelo se restringió el contacto entre las superficies sin penetración. Para correr el modelo se utilizó un computador portátil SONY VAIO® VPCCA 17FL, con un procesador Intel inside CORE™ i5 de segunda generación (4 núcleos de 2.30 GHz cada uno), 8 gigabytes de memoria RAM, tarjeta de video AMD RADEON® HD 6630, con sistema operativo Windows 7 profesional y 500 gigabytes en disco duro de memoria de almacenamiento. A continuación se muestran los resultados de los análisis de esfuerzos para cada una de las falanges, iniciando con las Figura 4.23 y Figura 4.24 para la falange distal del dedo índice.

Se observa que los mayores valores de esfuerzo son los ubicados en la zona de apoyo de los pasadores (Figura 4.24), mientras que comparados con estos últimos, los esfuerzos en la zona de contacto con el cilindro (Figura 4.23) son significativamente menores. Para estas condiciones y según lo observado hasta aquí, el material seleccionado para la manufactura de la prótesis responde con suficiencia a la cargas aplicadas ya que, según este análisis, el esfuerzo máximo desarrollado en la falange es de $2.8\text{E}6 \text{ N/m}^2$ el cual está muy por debajo de los $139.1\text{E}6 \text{ N/m}^2$ que es el valor del límite elástico para el Nylon 6/10 reportado en la Tabla 4.1.

Figura 4.23. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo índice debidos la fuerza aplicada por el cable y por el contacto con el cilindro. Solid Works®.

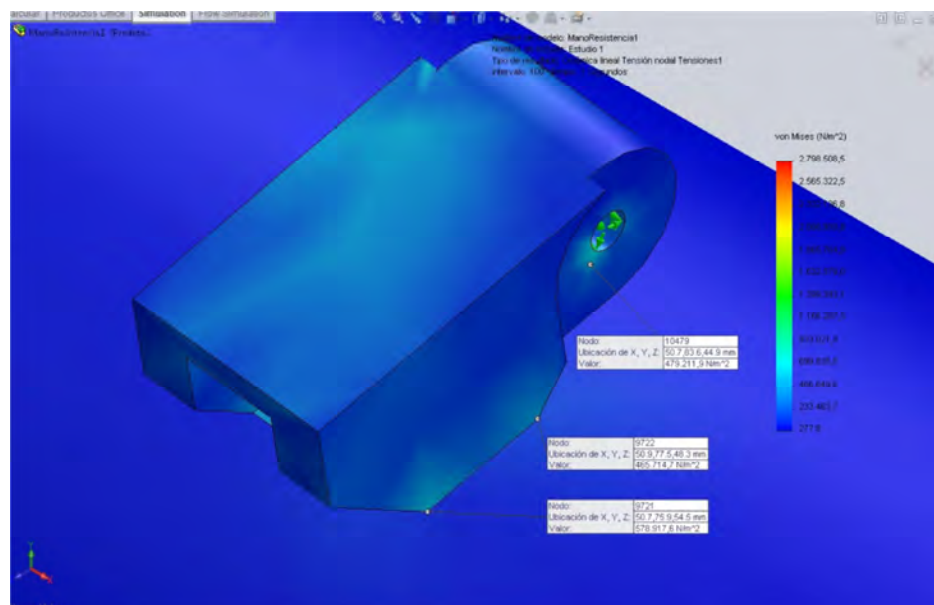
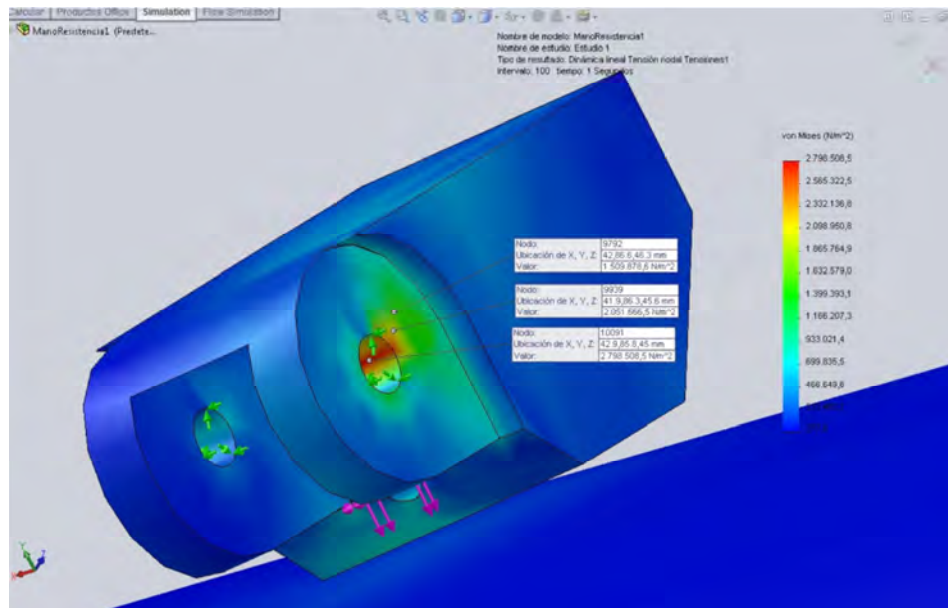


Figura 4.24. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo índice en la zona donde se apoya el pasador que la articula a la falange medial. Solid Works®.



La Figura 4.25 y Figura 4.26 muestran los resultados del análisis sobre la falange medial del dedo índice.

Figura 4.25. Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo índice debidos a la fuerza aplicada por el cable y por el contacto con el cilindro. Solid Works®.

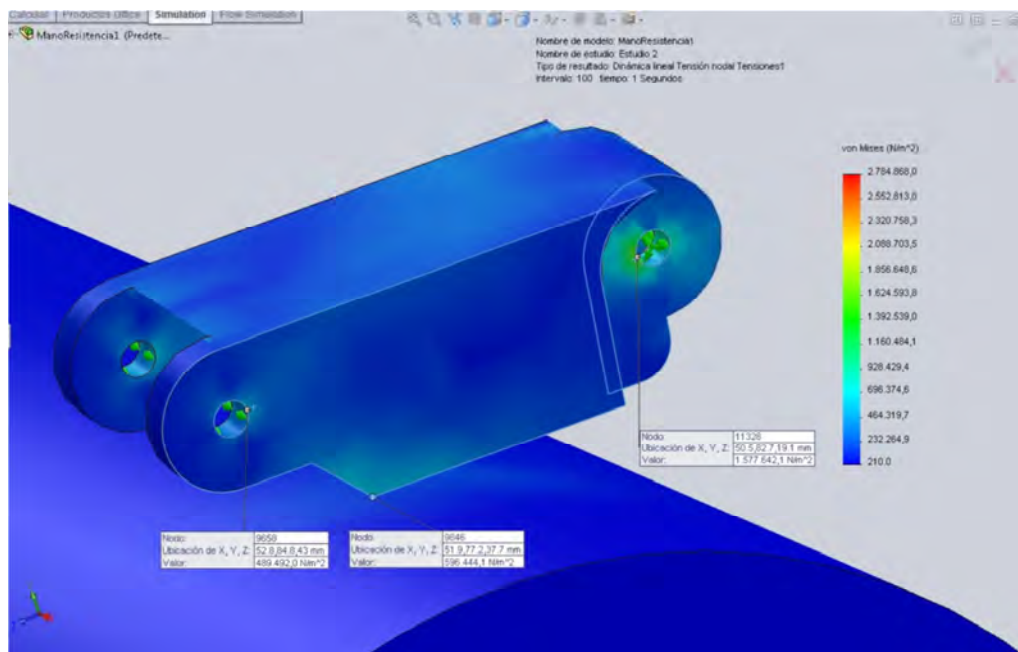
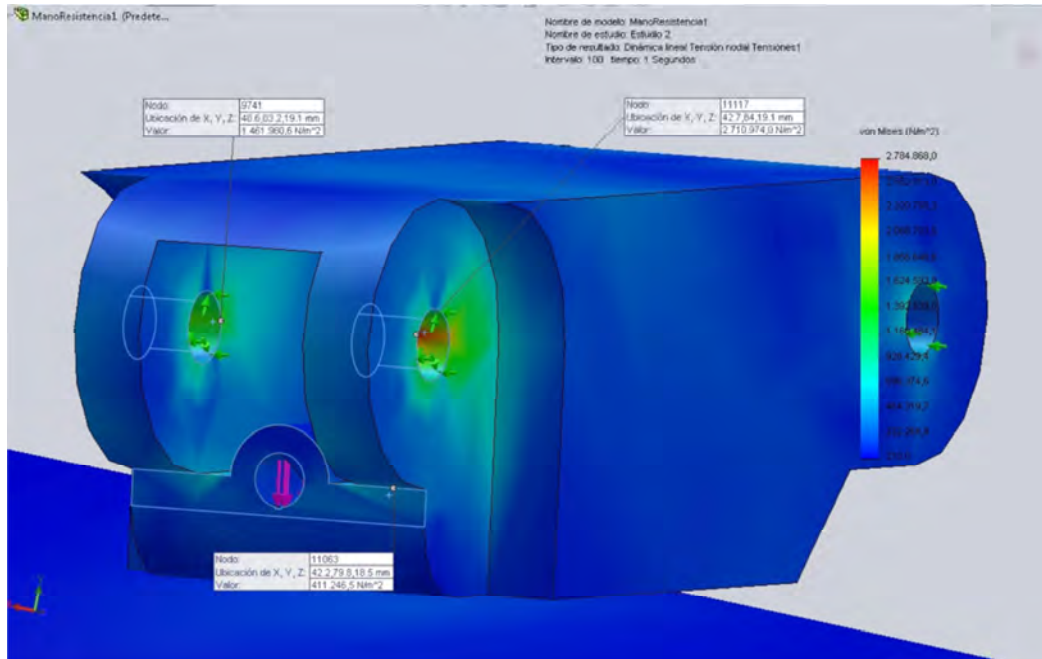


Figura 4.26. Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo índice en la zona donde se apoyan los pasadores que la articulan a las falanges distal y proximal. Solid Works®.



Se aprecia un comportamiento similar al caso de la falange distal. Al igual que en esta los mayores valores de esfuerzo se ubican en las zonas de apoyo de los pasadores (Figura 4.26), que en este caso son dos, con $2.7E6 \text{ N/m}^2$ comparados con los esfuerzos generados en la zona de contacto con el cilindro, los cuales siguen siendo significativamente menores ($411.2E3 \text{ N/m}^2$.Figura 4.25). Aún continúan por debajo del límite elástico para el Nylon 6/10.

La Figura 4.27 y Figura 4.28 enseñan el comportamiento de los esfuerzos para la falange proximal del dedo índice.

Figura 4.27. Condición de esfuerzos generados sobre la falange proximal del dedo índice debidos a la fuerza aplicada por el cable actuador y por el contacto con el cilindro. Solid Works®.

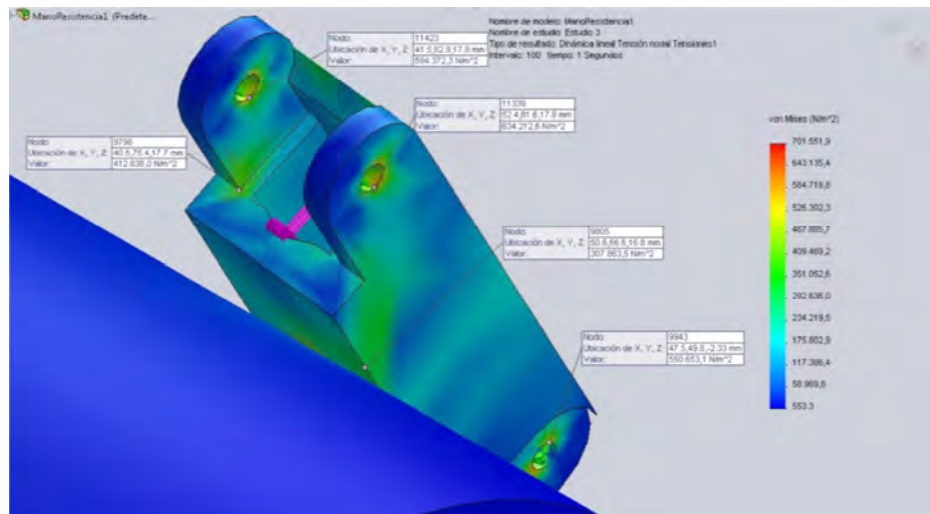
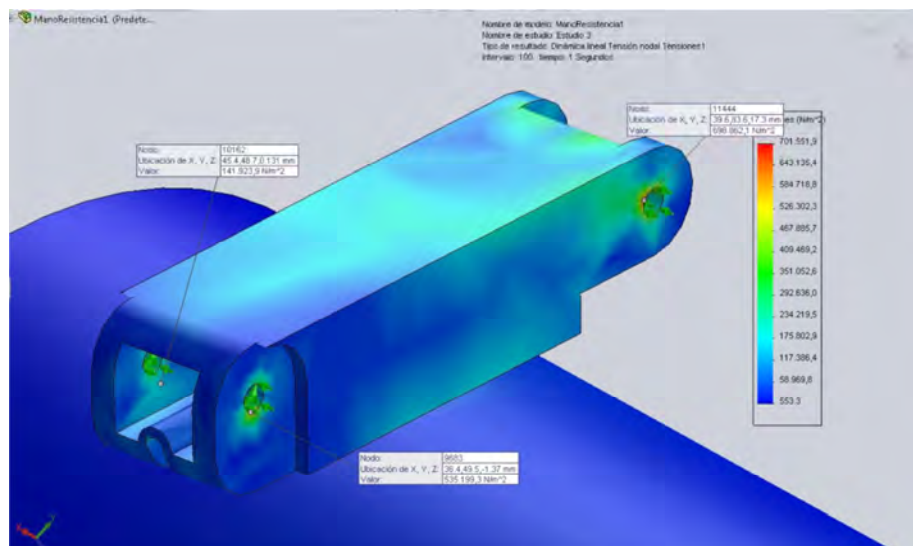


Figura 4.28. Esfuerzos generados en la zona de apoyo de los pasadores en la falange proximal del dedo índice, los cuales la articulan a la falange medial y a la palma de la mano. Solid Works®.

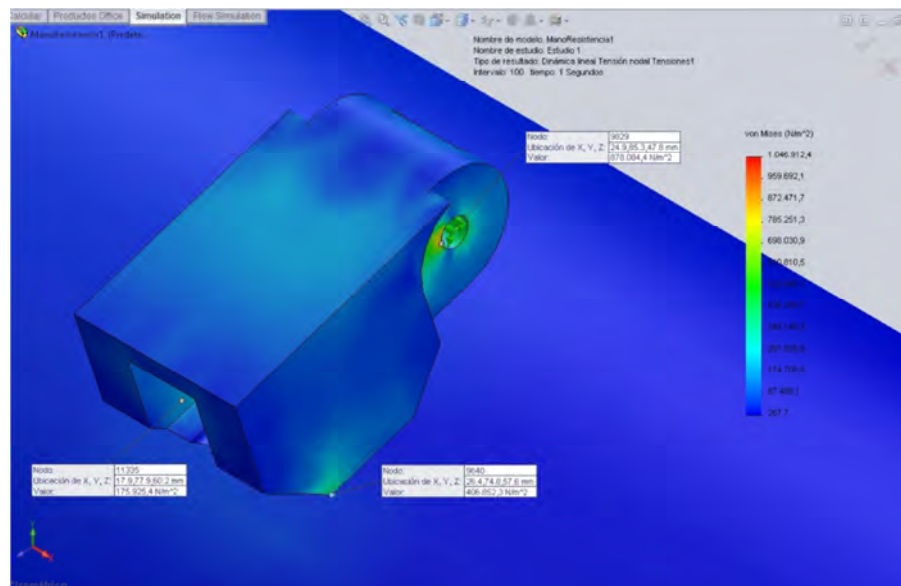


El comportamiento hasta ahora observado en las otras dos falanges (distal y medial) se repite en la proximal prácticamente sin alteraciones. Nuevamente los valores más altos de esfuerzo se hayan ubicados en la zona de apoyo de los pasadores ($698.8 \times 10^3 \text{ N/m}^2$). Figura 4.28) que articulan la falange al resto del dedo y la mano. Esta condición puede ser causada por el hecho que las mayores componentes de las fuerzas aplicadas corresponden a aquellas que están paralelas al eje longitudinal de la falange lo que tiene

por consecuencia que las mayores cargas estarían aplicadas justamente en los sitios donde se encuentran los pasadores que les restringen el movimiento en esta dirección. Los valores de esfuerzos producidos por el contacto con el cilindro son nuevamente muy bajos comparados con los descritos anteriormente (Figura 4.27) e igual que en las falanges anteriores el valor de esfuerzo mayor está muy por debajo del límite elástico del material.

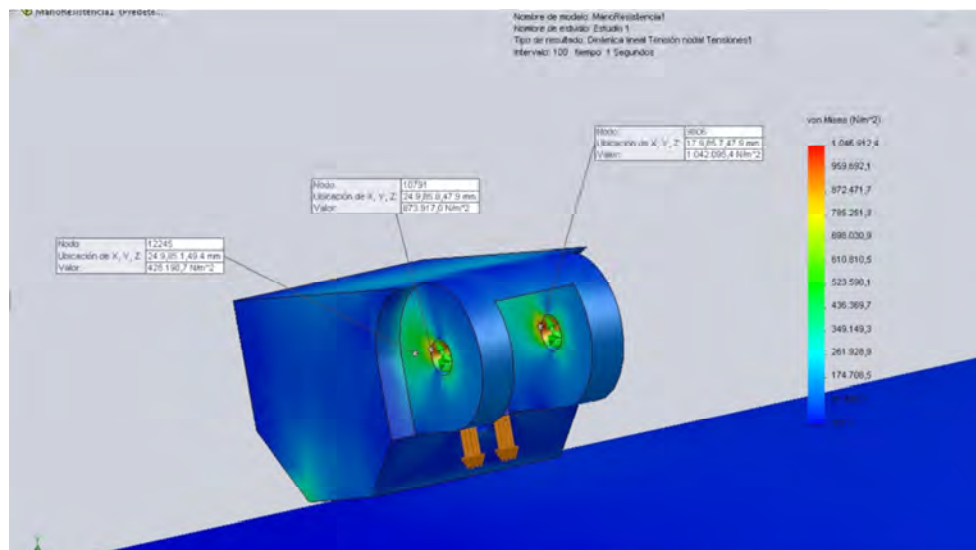
El análisis para el dedo corazón se muestra a continuación. La Figura 4.29 y Figura 4.30 corresponden a la falange distal.

Figura 4.29. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo corazón debido a la fuerza aplicada por el cable y por el contacto con el cilindro. Solid Works®.



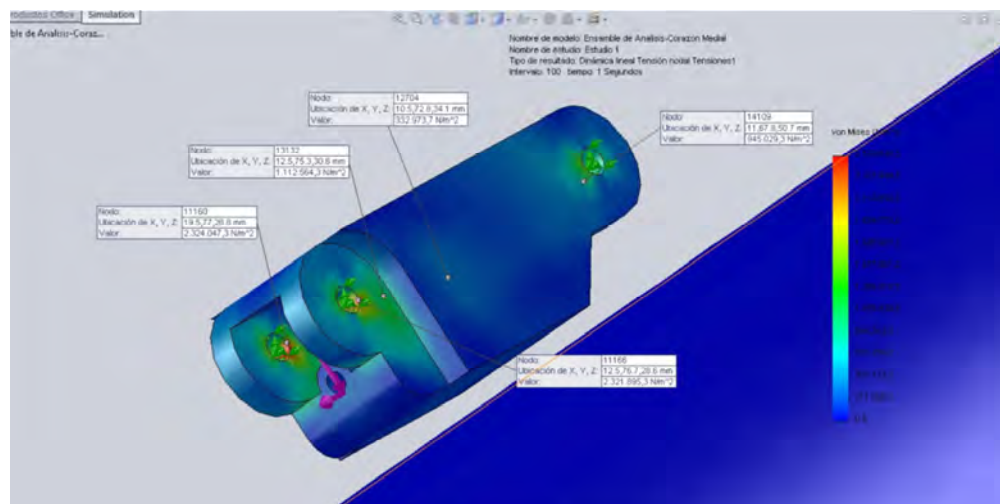
Se observa que, para el caso de la falange distal del dedo corazón, el comportamiento visto para la misma falange en el dedo índice se mantiene, es decir, los valores más altos de esfuerzo se ubican en el agujero de la falange donde se coloca el pasador que articula la falange distal con la medial, mostrando una magnitud de $1.05\text{E}6 \text{ N/m}^2$ (Figura 4.30). Para la zona de contacto entre la falange y el cilindro el máximo valor de esfuerzo es de $406.8\text{E}3 \text{ N/m}^2$ (Figura 4.29), casi la tercera parte del visto para la zona de los pasadores. Sin embargo, la Figura 4.31 muestra que en la falange medial de este dedo hay un cambio drástico respecto a lo visto hasta aquí, en los valores del esfuerzo causados en las zonas donde comúnmente se hallan los valores más altos.

Figura 4.30. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo corazón en la zona donde se apoya el pasador que la articula a la falange medial. Solid Works®.



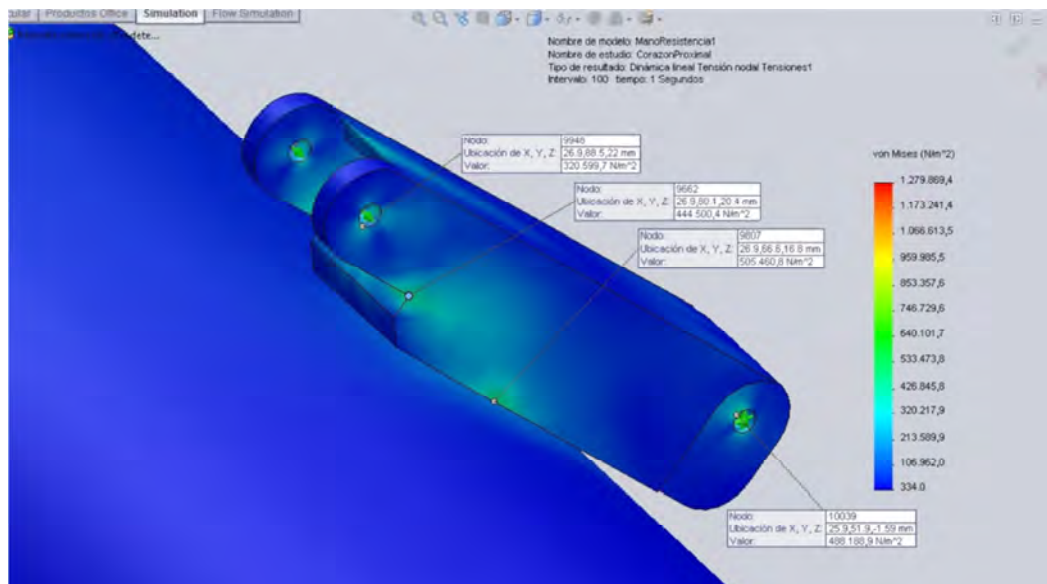
Debido a la configuración del agarre, la falange medial no entra en contacto con el cilindro de acero, a diferencia de la falange distal, y el ángulo relativo de inclinación entre la falange medial y la proximal es más cerrado que para el caso de la falange medial y la distal, de allí que no se presenten esfuerzos de contacto. Sin embargo los esfuerzos en la zona de apoyo de los pasadores son 1.5 veces mayores que en el caso de la falange distal, esto debido a la falta de apoyo de la falange sobre el cilindro, entonces toda la fuerza ejercida por el cable accionador en los puntos de apoyo sobre la falange es compensada por el apoyo del pasador en la misma. (Figura 4.31)

Figura 4.31. Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo corazón. Solid Works.



Para la falange proximal (Figura 4.32), la cual si entre en contacto con el cilindro de acero, se encuentran nuevamente valores de esfuerzo para la zona de contacto con este ultimo. Los valores de esfuerzo maximo observados aquí son muy similares a los ya vistos en la falange distal, encontrandose una magnitud maxima de $1.28\text{E}6 \text{ N/m}^2$, ubicado en el agujero del pasador de la articulacion de esta falange con la palma de la mano, mientras qen en la zona de contacto con el cilindro, el valor del esfuerzo de contacto llega a los $444.5\text{E}3 \text{ N/m}^2$.

Figura 4.32. Esfuerzos generados sobre la falange proximal del dedo corazón. Solid Works.



En el dedo pulgar la tendencia en el comportamiento de los esfuerzos se mantiene, las Figura 4.33 y Figura 4.34 permiten apreciar la distribución de esfuerzos en la falange distal de este dedo para las fuerzas mostradas en la Tabla 4-2.

Figura 4.33. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo pulgar en la zona de contacto con un cilindro de acero. Solid Works.

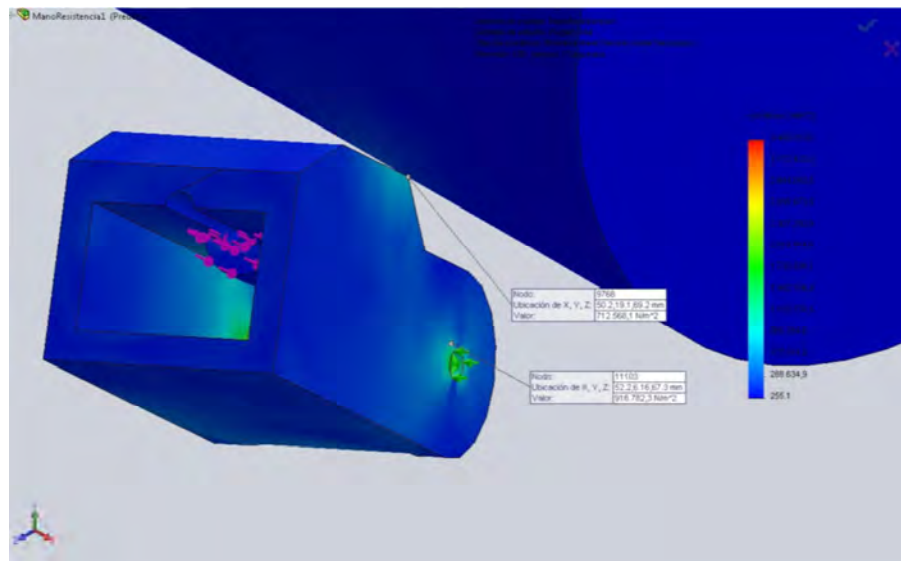
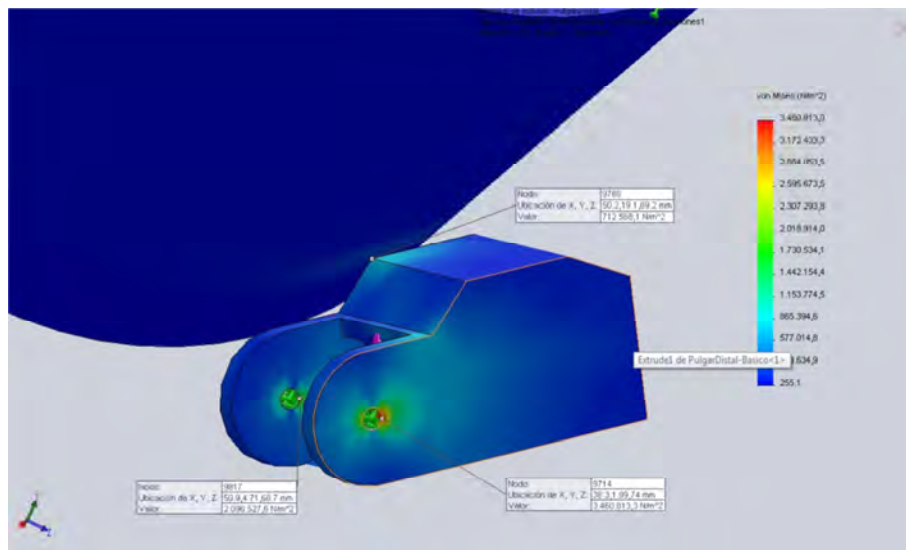


Figura 4.34. Esfuerzos generados sobre la falange distal del dedo pulgar en la zona donde se apoya el pasador que la articula a la falange medial. Solid Works.



Como en los casos anteriores los máximos valores de esfuerzo se ubican en las zonas de apoyo del pasador que articula una falange con la siguiente. Para el caso aquí representado, este valor corresponde a una magnitud de $3.5E6 \text{ N/m}^2$, nuevamente muy alejado del límite elástico del material, mientras que en la zona de contacto con el cilindro el esfuerzo llega a los $712.56E3 \text{ N/m}^2$. Las falanges medial y proximal no entran en contacto con el cilindro de acero para la configuración de agarre aquí analizada. Además,

la falange proximal está diseñada de tal forma que ayuda al posicionamiento del dedo durante el agarre pero no está afectada por el cable actuador, ya que este no se apoya en ningún punto sobre ella.

La Figura 4.35 muestra la distribución de esfuerzos sobre la falange medial del pulgar y en este caso nuevamente los mayores valores de esfuerzo se ubican en la zona de apoyo de los pasadores de articulación, donde alcanza una magnitud de $47.3\text{E}6 \text{ N/m}^2$, cerca de la cuarta parte del límite elástico del Nylon 6/10, que es el material escogido para la manufactura de la prótesis en este análisis.

En cuanto a la deformación que estas piezas sufren bajo las condiciones de carga mostradas para el agarre; se observa que el máximo valor de esta es $6.24\text{E}-3 \text{ mm}$ para la falange distal del dedo índice, $1.048\text{E}-2 \text{ mm}$ para la falange medial del mismo dedo, y $1.243\text{E}-3 \text{ mm}$ para la falange proximal (Figura 4.36) ubicadas en el lado opuesto a la zona de contacto con el cilindro, en las tres falanges.

Figura 4.35. Esfuerzos generados sobre la falange medial del dedo pulgar en las zonas donde se apoyan los pasadores. Solid Works.

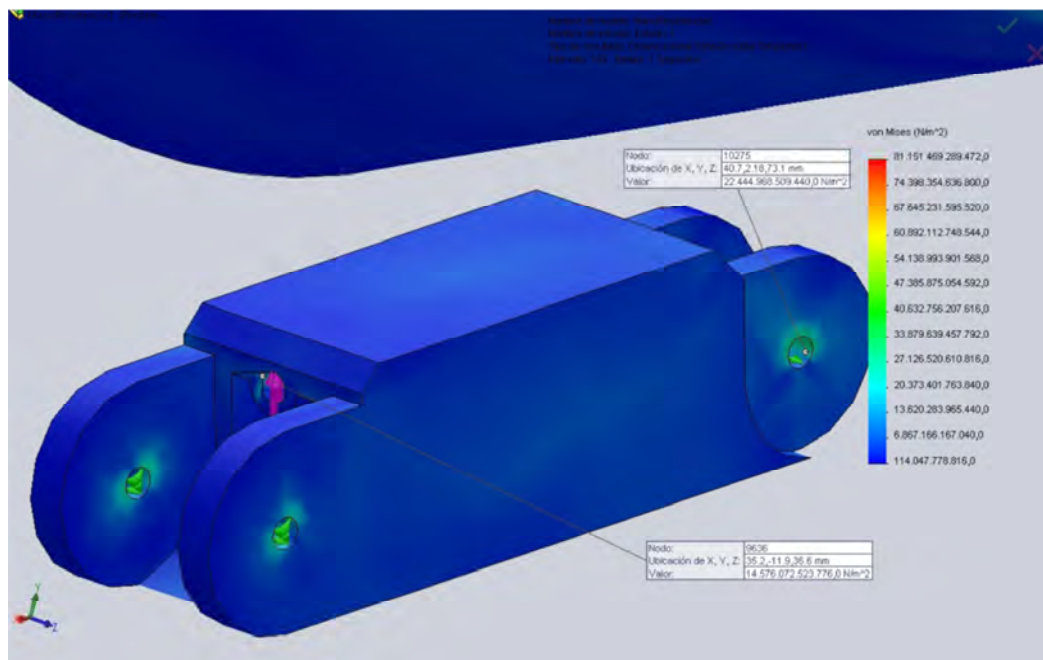
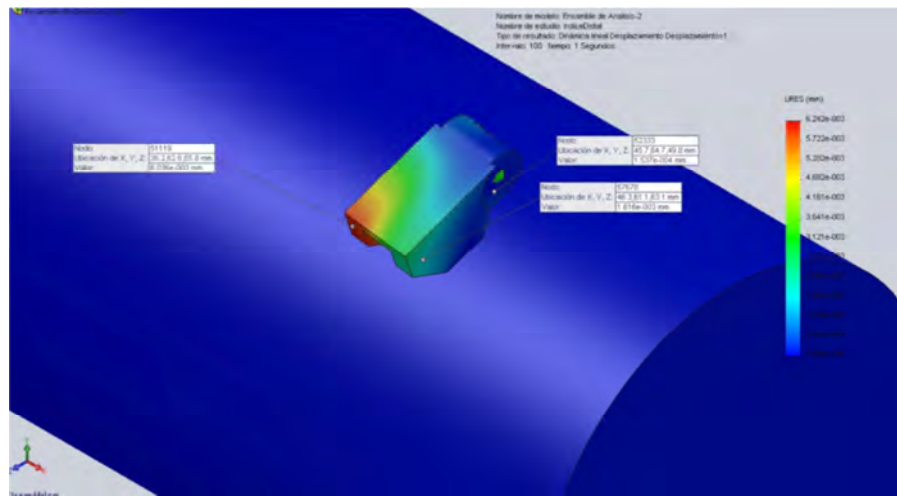
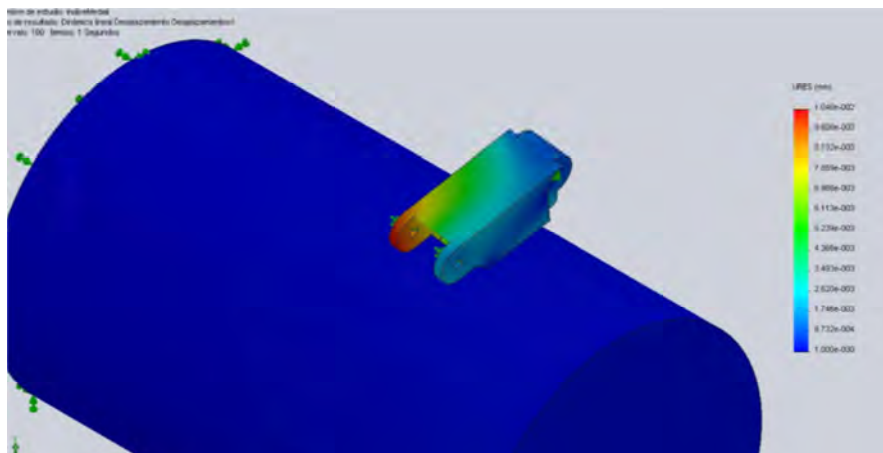


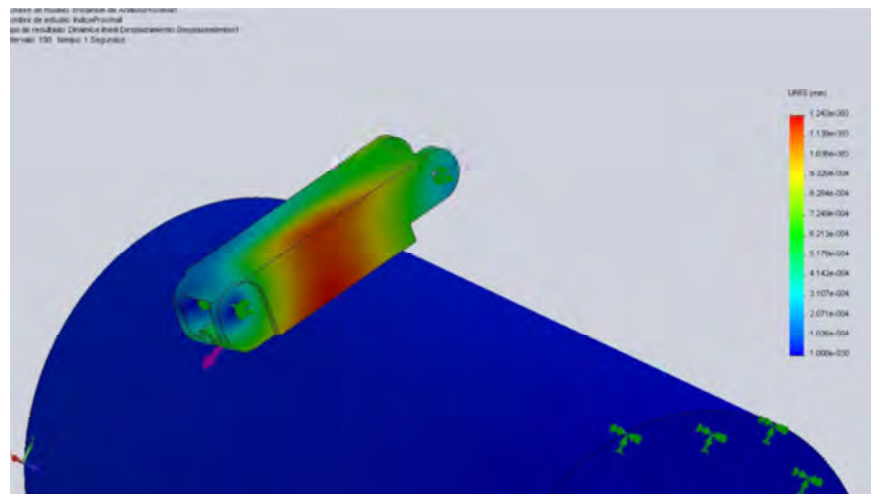
Figura 4.36. Deformación de la falange (a) distal, (b) medial y (c) proximal del dedo índice. Solid Works®.



a



b



c

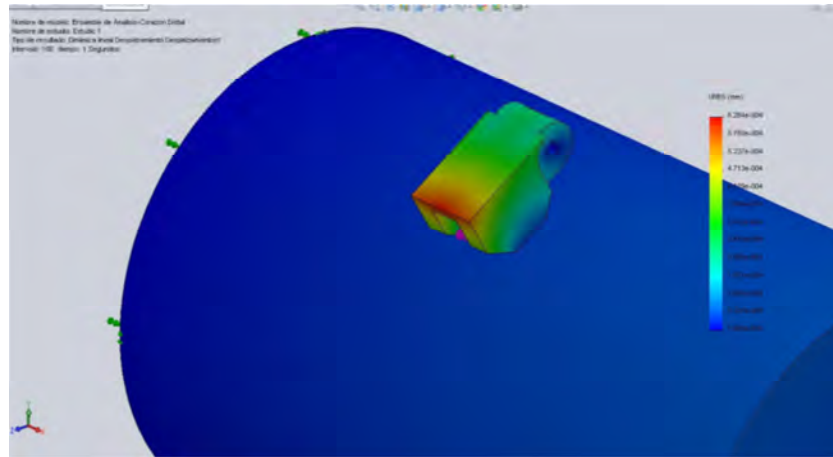
El resultado que se observa en la Figura 4.36 donde se aprecia con claridad que las deformaciones se ubican en el costado opuesto a la zona donde la falange respectiva realiza el contacto con el objeto, en este caso el cilindro, se debe a que cada falange se apoya sobre una de sus aristas y no sobre una de sus caras. Esta configuración del apoyo es una consecuencia de los 7º grados de separación que se dejan entre los dedos y al hecho que la sección transversal de las falanges es cuadrada. Esto también explica por qué los esfuerzos de mayor magnitud se presentan en los mismos costados donde se encuentran las deformaciones más grandes, para el caso del dedo índice.

Ahora bien, de las tres falanges la que más se deforma es la falange medial, casi dos veces más que la distal y 8.5 veces más que la proximal. Si se comparan los esfuerzos máximos de las tres falanges, se observa que en los casos de la distal y la medial estos valores son muy parecidos; sin embargo, la dimensión longitudinal de la falange medial es casi dos veces mayor que la de la falange distal, (Véase el Anexo 4) mientras que las otras dos dimensiones, ancho y profundidad son muy cercanas, además la falange medial está sometida a fuerzas en sus dos extremos debido a las articulaciones de pasadores, mientras que la distal, por ser la falange terminal solo está articulada en uno de estos, lo anterior explica el por qué la deformación en la falange medial es mucho mayor que las de las otras dos pertenecientes al mismo dedo.

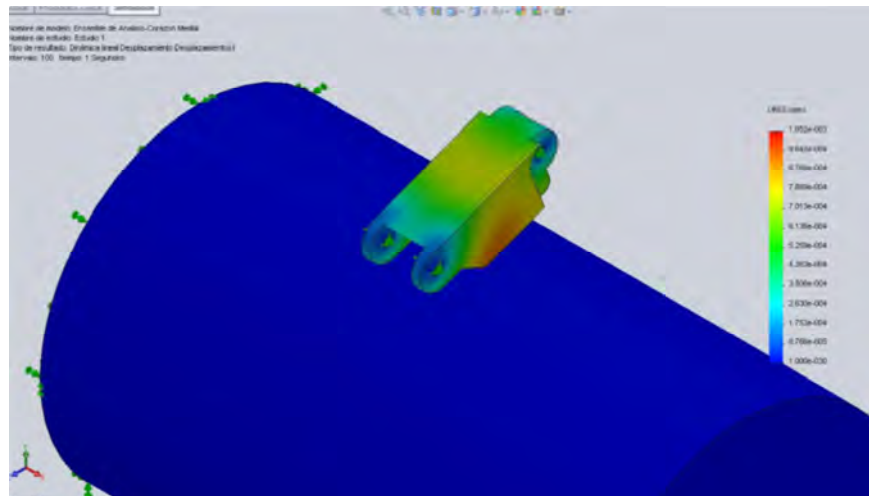
La situación para el dedo corazón es sustancialmente distinta ya que a diferencia del índice, las falanges que entran en contacto con el cilindro si apoyan una superficie y no una arista. La Figura 4.37 muestra las deformaciones para las falanges distal, medial y proximal respectivamente en el dedo corazón bajo las condiciones de carga correspondientes al agarre aquí analizado.

A diferencia del dedo índice, en la falange distal del dedo corazón, las deformaciones máximas están ubicadas a todo lo ancho de la misma y en la cara opuesta a la superficie que entra en contacto con el cilindro. El valor máximo de la deformación corresponde a una magnitud de 6.284E-4 mm.

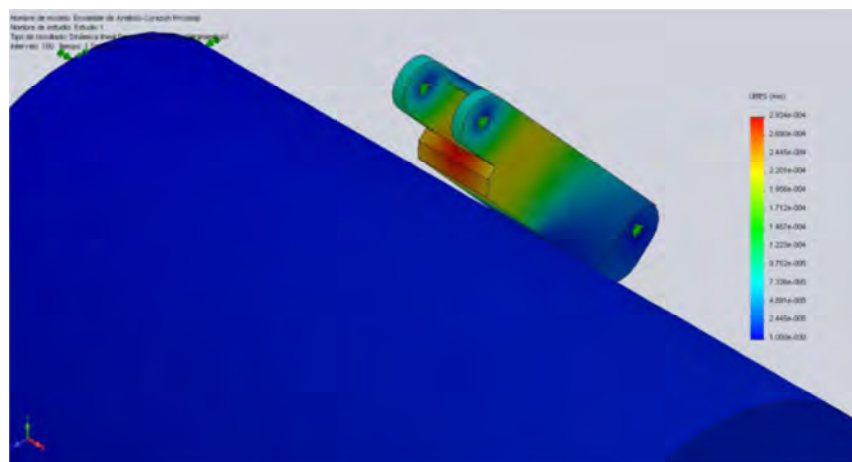
Figura 4.37. Deformaciones en la falange (a) distal, (b) medial y (c) proximal del dedo corazón. Solid Works®.



a



b

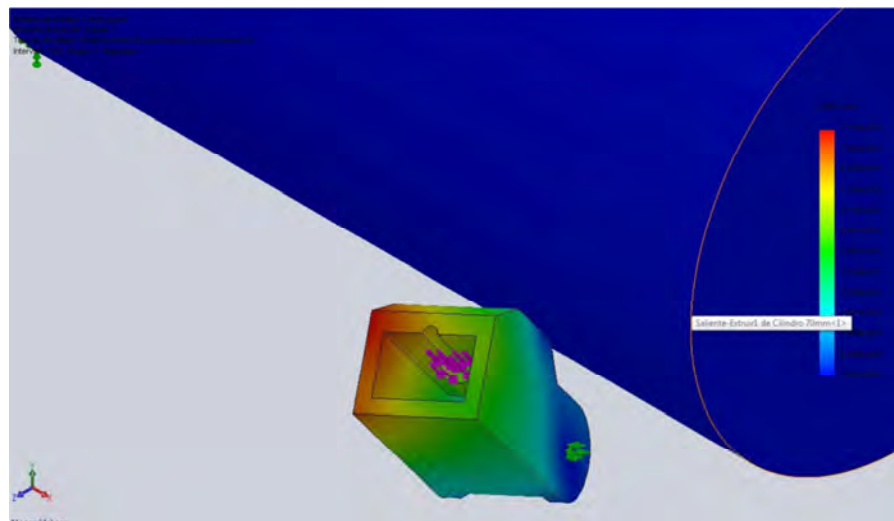


c

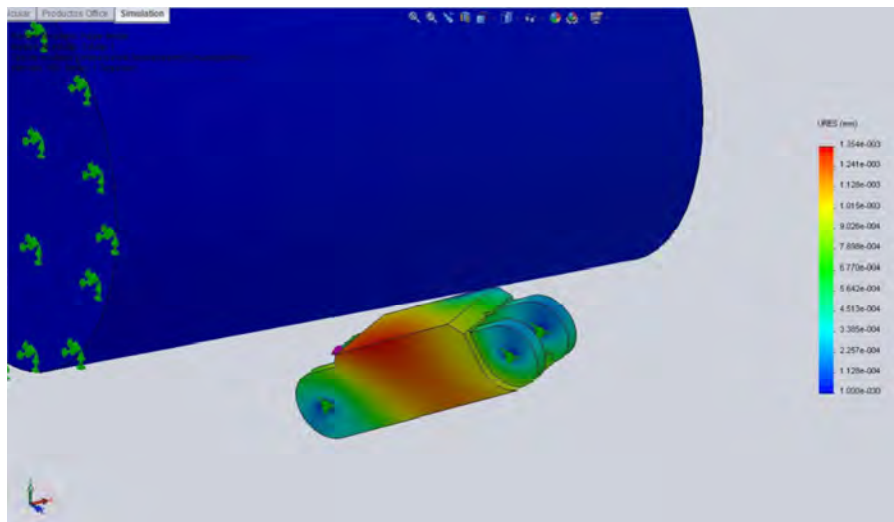
Para la falange medial es importante recordar que esta falange no entra en contacto con el cilindro debido a la configuración del agarre ya explicada (Figura 4.31); por esta condición, las deformaciones no se comportan de la misma forma que en la falange distal o la proximal las cuales si están apoyadas sobre el cilindro. Las fuerzas aplicadas por el cable actuador sobre la falange medial se encuentran ubicadas en puntos entre los apoyos de los pasadores, lo cual le confiere una configuración muy similar a la de una viga simplemente apoyada en sus extremos con cargas puntuales entre ellos, perpendiculares al eje longitudinal, es por ello que el mayor valor de la deformación se ubica en el centro de la falange un poco hacia el lado de la falange distal en la cara que da hacia el cilindro. La magnitud de esta deformación corresponde a un valor de $1.052\text{E-}3$ mm, nuevamente una situación muy similar a la de la misma falange en el dedo índice y que puede ser explicada en forma equivalente (Figura 4.37b). Finalmente la deformación en la falange proximal tiene una magnitud de $2.93\text{E-}4$ mm (Figura 4.37c).

En el dedo pulgar se presenta una condición muy parecida a lo observado en el dedo índice para la condición de agarre. En este caso uno de los vértices de la falange distal es el sector que entra en contacto con el cilindro, como se aprecia en la Figura 4.38a. Las deformaciones de mayor magnitud se ubican en la zona opuesta a este vértice y su valor es $7.723\text{E-}3$ mm. La causa de este comportamiento es similar a lo presentado para el dedo índice. Igualmente, para la falange medial donde una de sus aristas es el apoyo sobre el cilindro, las mayores deformaciones se presentan en la zona opuesta al sector de contacto, de la misma forma que en el caso expuesto anteriormente (Figura 4.38b).

Figura 4.38. Deformaciones en la falange (a) distal y (b) medial del dedo pulgar. Solid Works®.



a



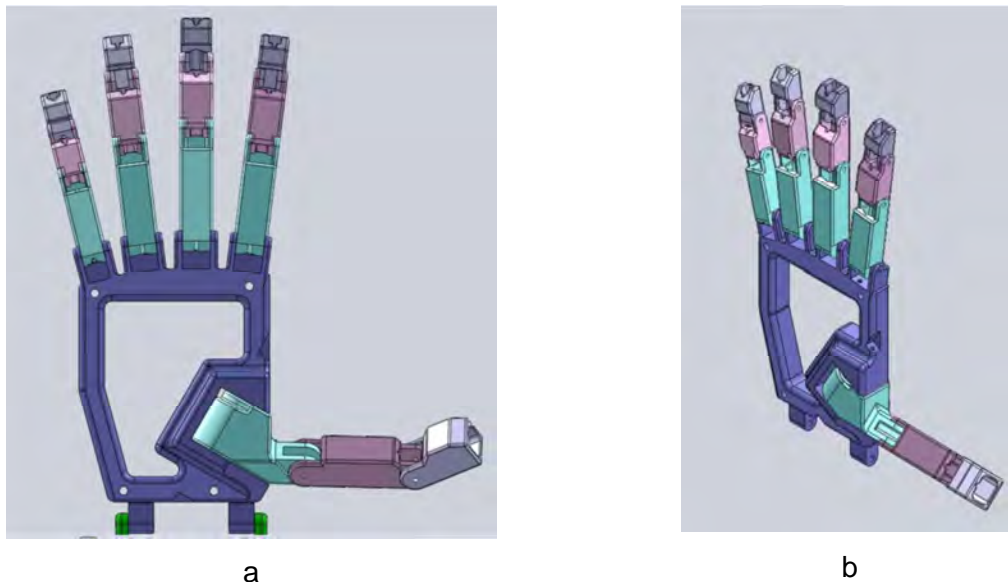
b

4.7 Análisis de funcionalidad y desempeño

La intención de esta sección es realizar la evaluación de la prótesis desarrollada en cuanto a los aspectos de funcionalidad y desempeño. Para ello, se tomarán las Especificaciones de Ingeniería definidas en la sección del Despliegue de la Función de Calidad con los resultados obtenidos por los modelos cinemático y CAD, y las mediciones realizadas directamente en el prototipo funcional fabricado. De este análisis es posible afirmar que el diseño propuesto cumple con los atributos de diseño requeridos para un producto de esta naturaleza.

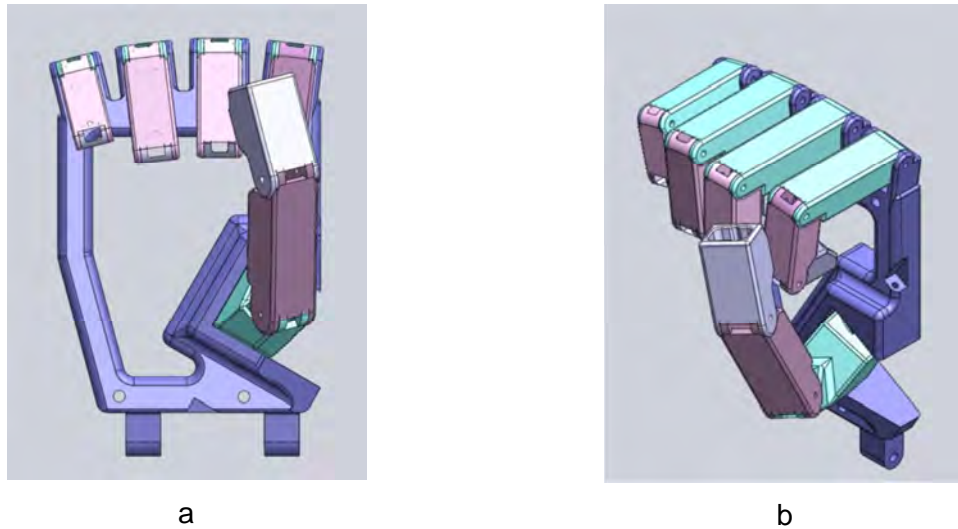
Las dimensiones de la lineales y angulares de la prótesis y de cada uno de sus componentes, son coherentes con la información de antropometría contenida en las Tabla 3-3 y 3-4, para el caso de las falanges de los dedos de la mano (Figura 3.1) y la para las dimensiones de la palma, respectivamente. Además de lo anterior, los intervalos de movimiento angular relacionados en las descripciones de las interfaces funcionales y el modelo cinemático, secciones 4.4 y 4.5 de este capítulo respectivamente, corresponden con lo establecido por la antropometría en las tablas Tabla 3-5, Tabla 3-6 y Tabla 3-7. La Figura 4.39 muestra el ensamble de la palma de la mano junto con las falanges que conforman los cinco dedos de la mano para la prótesis diseñada.

Figura 4.39. Modelo CAD para el completo de la palma de la mano y los cinco dedos. Solid Works®.



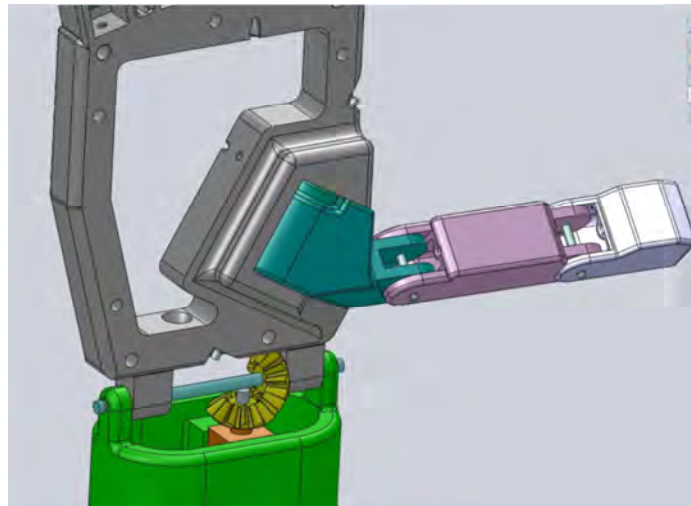
Como puede apreciarse, la apariencia es muy próxima a la de una mano real, además el diseño permite el movimiento angular relativo de las falanges entre sí en el intervalo establecido, 0° a 90° , lo que le confiere la capacidad de agarre de objetos de diferentes tamaños y formas. Igualmente, el dedo pulgar con la configuración aquí establecida puede oponerse a los otros cuatro dedos. La Figura 4.40 muestra al modelo CAD en la configuración de “puño cerrado”.

Figura 4.40. Configuración de “puño cerrado”. Modelo CAD. Solid Works®.



Con respecto al movimiento de flexo extensión de la muñeca, nuevamente el tipo de interface funcional definido entre los componentes, palma de la mano y antebrazo, permite que este tenga la amplitud establecida por la Tabla 3-5. (Figura 4.41 y Figura 4.42).

Figura 4.41. Sistema para la ejecución del movimiento de flexo-extensión de la muñeca. Solid Works®.



Finalmente, el movimiento de prono-supinación del antebrazo, también es implementado a través de la interface definida entre las secciones del antebrazo (Figura 4.11). La Tabla 3-5 igualmente establece la amplitud de este movimiento y la solución diseñada garantiza el cumplimiento de la misma. (Figura 4.43).

Figura 4.42. Movimiento de Flexo-extensión de la muñeca. Solid Works®.

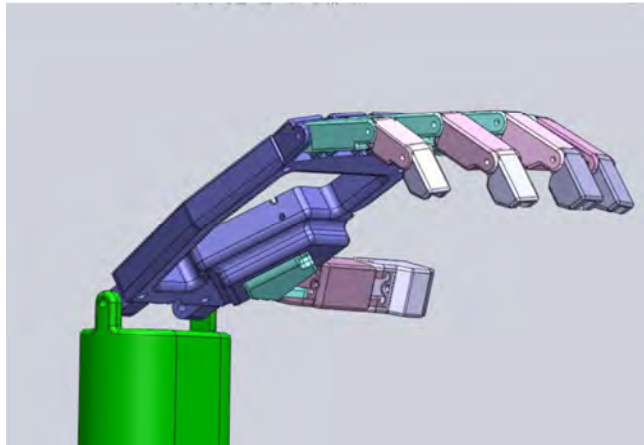
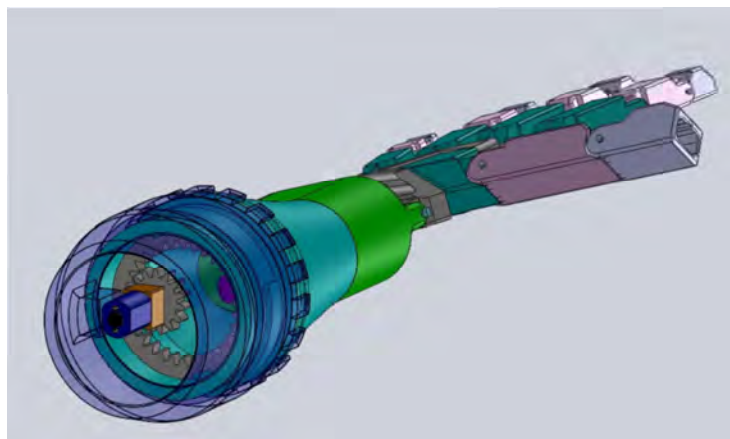


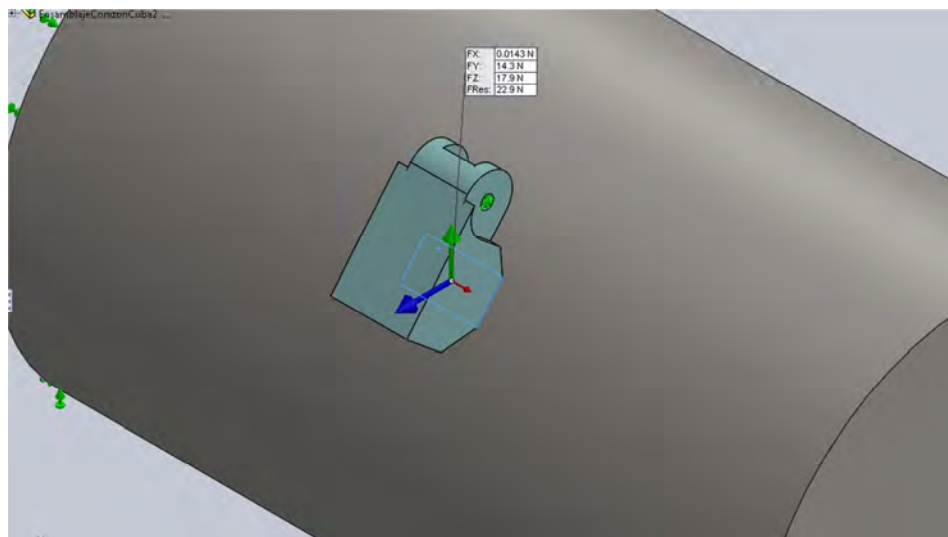
Figura 4.43. Sistema para la ejecución del movimiento de rotación del antebrazo (prono-supinación). Solid Works®.



En lo referente a el peso del dispositivo, solo se puede acceder a la información que a este respecto suministra el software utilizado en la simulación, Solid Works®. Según los datos arrojados por esta y teniendo en cuenta que este cálculo se realizó con los materiales propuestos, (Nylon 6/10, acero) y todos los actuadores colocados en sus respectivas posiciones, el peso del dispositivo corresponde a 648.74 g, un 29.75% superior al peso límite establecido en las especificaciones de ingeniería el cual es de 500 g. Sin embargo es necesario acotar que pese a lo anterior, este valor para el peso de la prótesis está muy por debajo del reportado en la bibliografía [47] para el sistema antebrazo-mano que es en promedio el 2.3% del peso total del cuerpo humano, esto es, 1587 g para una persona de 80 kg o 1150 g para alguien de 50 kg de peso. En cuanto a la distribución de la fuerza de prensión en los dedos de la mano, esta íntimamente

relacionada con la fuerza que los motores transmiten a las falanges por medio de los cables. En la simulación se tomaron fuerzas de tensión en estos cables de 30N en los casos de los dedos índice, corazón y pulgar, lo anterior debido a las limitantes que se tienen respecto de los actuadores (motores dc) referenciados en la epigrafe 4.1. Con estas tensiones en los cables se obtienen fuerzas de presión por dedo en promedio de 23N aproximadamente, en las regiones de las falanges distales, en contacto con el cilindro de acero de 70mm de diámetro (Figura 4.44).

Figura 4.44. Fuerza de presión en la falange distal del dedo corazón.



Los requerimientos de energía para los motores DC sugeridos se encuentran en las hojas técnicas de estos, suministradas en el Anexo 5. En este anexo se indica que el voltaje nominal para su funcionamiento es de 6 V y la corriente de inicio con carga es de 0.833 A; valores que se encuentran por debajo de los mencionados en las especificaciones de ingeniería, de acuerdo a la sección 3.3.

Por último, teniendo en cuenta las propiedades de los materiales seleccionados para la fabricación de los respectivos componentes (Nylon 6/10 y Acero), el tipo de acciones que está en capacidad de ejecutar el dispositivo y para un tiempo de uso diario estimado de 12 horas, se considera que el mantenimiento preventivo debe realizarse cada 6 (seis) meses durante el tiempo de vida útil del dispositivo que se estima en 5 (Cinco) años. Las acciones a realizar en el mantenimiento preventivo son:

- Reemplazo de componentes desgastados o en mal estado como cables accionadores, poleas y pasadores.
- Lubricación de las articulaciones y demás juntas móviles.
- Limpieza en general.
- Comprobación de la alineación de las juntas móviles.
- Comprobación de la tensión de los cables actuadores,
- Revisión de las terminales eléctricas en los motores y demás elementos que requieran alimentación eléctrica.

4.8 Evaluación de la prótesis para fabricación.

El diseño de las piezas de la prótesis fue ejecutado pensando en que pudieran ser fabricadas por medio de un proceso de manufactura disponible en el país, como el maquinado convencional, el CNC o el procesamiento de polímeros (Ej.: extrusión, inyección, termoformado). La prótesis no es un producto de alta demanda, por ello no necesariamente el proceso más idóneo puede ser aplicado para la fabricación de sus componentes; fundamentalmente porque algunos de estos procesos poseen un alto costo de inversión inicial. Por tal motivo, desde el inicio del proceso de diseño se escogió que la geometría de los componentes de la prótesis fuera tan sencilla como su funcionalidad lo permitiera, y por consiguiente de fácil fabricación.

Debido al tipo de piezas que conforman el dispositivo no se puede hablar de un solo método de fabricación para todas ellas; algunas pueden ser elaboradas por métodos tradicionales como el mecanizado convencional, como por ejemplo los pasadores de las articulaciones y los engranajes de los sistemas de transmisión de potencia y movimiento. Sin embargo, componentes como la falange proximal del dedo pulgar, que presenta una forma compleja, con cavidades y cambios de inclinación poco convencionales, requieren de técnicas más avanzadas e ingeniosas.

La combinación de técnicas de manufactura es la elección más adecuada para construir los diferentes sistemas de la prótesis. Sobre todo si se tiene en cuenta que los materiales propuestos tienen propiedades físicas y mecánicas muy diferentes, lo cual hace que procesos determinados sean más apropiados para la fabricación de ciertas piezas. Se comenzará analizando la geometría y el material propuesto a utilizar para la elaboración

de cada pieza, y así determinar cuál proceso o cual combinación de procesos de manufactura es el más apropiado según cada caso.

4.8.1 Falanges

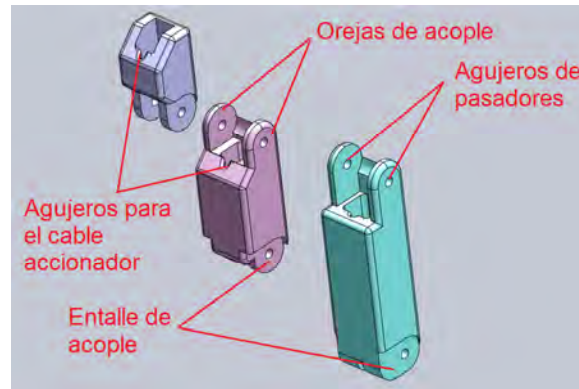
En general, la geometría y estructura propuesta para las falanges es similar para todos los dedos. A excepción de la falange proximal del dedo pulgar, todas las demás parten de un paralelepípedo rectangular como figura base, y de allí se extrae material para dar la forma y detalles particulares. Las dimensiones son la principal diferencia entre las falanges, tanto para las tres pertenecientes a un dedo, como entre los dedos mismos. Sin embargo para disminuir el número de estas piezas diferentes, las falanges correspondientes a los dedos anular e índice son exactamente iguales una a una. Es decir las dos distales, las dos mediales y las dos proximales respectivamente. Respecto a las falanges, de los dedos meñique y corazón, si presentan diferencias dimensionales sustanciales, lo cual provoca que no puedan ser comunes con ningún otro dedo.

Todas las falanges son huecas y las dimensiones de estos agujeros, de sección cuadrada, son las mismas para las tres falanges del mismo dedo; excepto, por la profundidad del agujero que en los tres casos (distal, medial y proximal) es pasante. No hay muchos radios de curvatura excesivamente pequeños, de menos de 1mm, y la gran mayoría de las superficies son planas y no requieren un acabado superficial más allá de 1.25 μm , que es el utilizado para ajustes finos. Cabe recordar que la prótesis es recubierta por un guante de silicona (cosmesis), para que su apariencia sea similar a la de una mano verdadera. Tres secciones críticas y que requieren de gran precisión durante su elaboración son la ubicación de los agujeros para los pasadores y las “orejas que permiten el posicionamiento de cada falange respecto de la siguiente en la zona tallada para este acople. La tercera sección, es la correspondiente al agujero del cable accionador ya que por la disposición de este en el interior de las falanges requiere de un especial trabajo de maquinado. Estas secciones son muy importantes ya que de su correcta construcción depende la funcionalidad del dedo.

El material propuesto es Nylon 6/10, una poliamida con excelentes propiedades mecánicas, bajo peso y fácil maquinabilidad. En la Tabla 4-1 aparecen las propiedades mecánicas de este material. Una alternativa referida al material a utilizar podría ser el aluminio aunque este aumenta el peso casi al doble. La Figura 4.45 presenta las tres

falanges que conforman los dedos de la prótesis propuesta. Se anota que los colores no corresponden con el del Nylon 6/10, que es traslucido en realidad.

Figura 4.45. Falanges. Solid Works®.



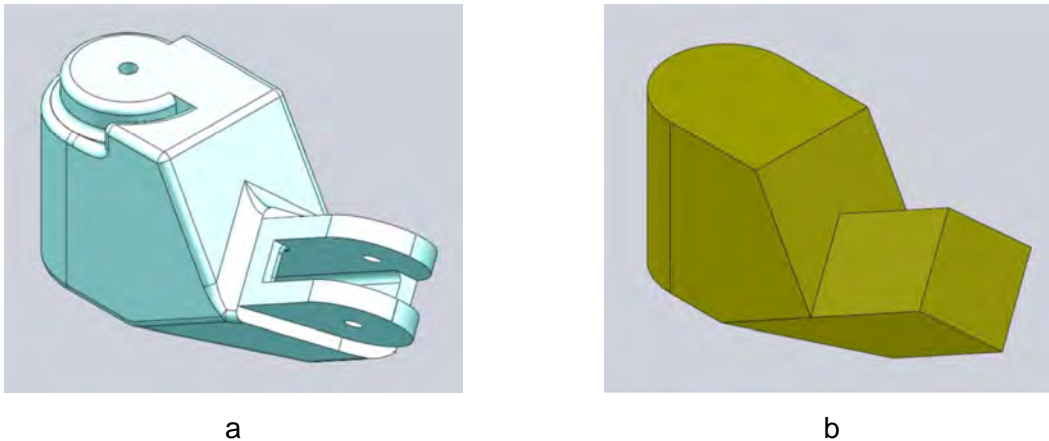
Teniendo en cuenta los costos, el material, las operaciones necesarias y la repetitividad, la opción sugerida es el mecanizado con control numérico (CNC), que es un proceso que se puede implementar para los dos materiales sugeridos.

La Figura 4.45 muestra las falanges genéricas de los dedos índice, corazón, anular y meñique. Para el caso del dedo pulgar las falanges distal y medial se ajustan a las mismas consideraciones hasta aquí enunciadas; por lo tanto se aplican las mismas sugerencias de material y proceso de manufactura.

Caso aparte es la falange proximal del dedo pulgar, cuyo diseño es mostrado en la Figura 4.46. Esta pieza presenta una gran complejidad debido a la adaptación realizada para que su funcionamiento fuese tan cercano al real como fuera posible. Al igual que las anteriores, es una pieza hueca, para permitir el paso de los cables actuadores de las falanges medial y distal. Sin embargo, el sólido generatriz de la falange proximal no es solamente un paralelepípedo rectangular, en realidad es la intersección de tres sólidos geométricos, un cilindro recto, un prisma recto de base trapezoidal y otro prisma recto de base cuadrada respectivamente. Su fabricación requiere de posiciones no convencionales del herramental, en caso de ser elaborada por mecanizado convencional o CNC, y al igual que en las otras falanges, los puntos más críticos de construir son los agujeros de los pasadores y las “orejas” que permiten el alineamiento y posicionamiento de la falange medial con la que se encuentra acoplada por medio de un pasador. El otro agujero pasante es el que permite a esta falange proximal acoplarse a la pieza de la palma de la

mano, y por lo tanto, su aplicación también exige un especial cuidado para que la alineación con los agujeros correspondientes en la pieza de palma no presente mayores dificultades a la hora de realizar el ensamble.

Figura 4.46. (a) Falange proximal del dedo pulgar. (b) Solido generatriz. Solid Works®.



El material a utilizar para la elaboración de este componente es el mismo propuesto para las anteriores, es decir Nylon 6/10, en caso de que la pieza sea construida en CNC y con las mismas consideraciones de acabado superficial enunciadas para las otras falanges, aunque una alternativa que seguramente reduciría el número de operaciones de mecanizado necesarias para la fabricación es el moldeo por inyección de plásticos. Para lo cual, el material sugerido es Teraftalato de Polietileno (PET) el cual tiene propiedades mecánicas similares a las del Nylon pero que a diferencia de este último, si es posible de utilizar en el proceso de inyección. El principal inconveniente con este proceso es el costo del molde, lo que requiere que el volumen de producción sea lo suficientemente alto para amortizar la inversión en el mismo.

Otro proceso de manufactura que garantiza la precisión geométrica de las piezas analizadas en este epígrafe, es el fotocurado de resina polimérica por radiación UV. Este proceso permite construir prácticamente cualquier forma sólida por compleja que sea, garantizando una exactitud dimensional muy alta y reproduciendo cualquier cambio de inclinación, agujero, saliente, borde redondeado, etc., que por otros procesos podrían resultar muy complejos y demorados. La única limitante de este proceso es que la resina una vez sólida no puede ser expuesta a la luz directa del Sol. Sin embargo, las

propiedades de algunas de las resinas utilizadas son muy similares a las del Nylon 6/10 que es el material sugerido para la construcción de las falanges (ver Anexo 6).

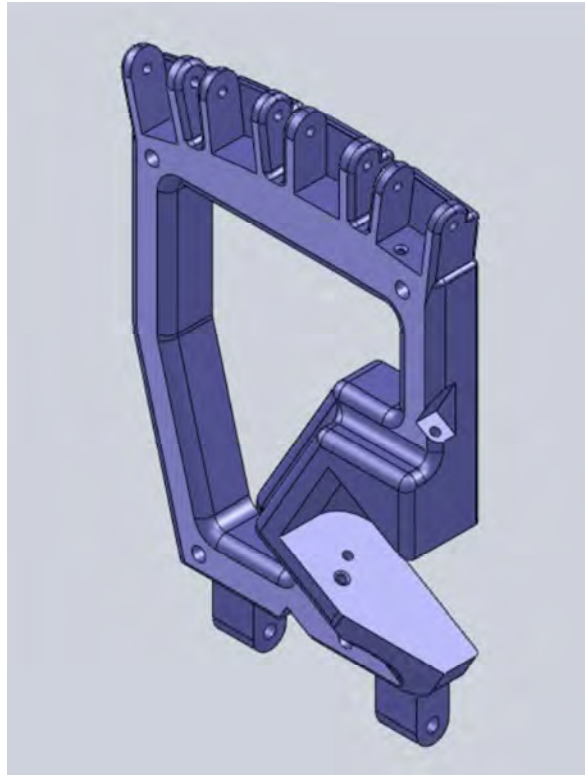
4.8.2 Palma de la mano

Esta pieza presenta una geometría relativamente sencilla de construir por CNC, si se tiene en cuenta el tamaño de la misma; lo que hace que las operaciones no presenten mayores problemas de implementación, aunque no reduce el número de las mismas. La gran mayoría de las superficies son planas sin radios de curvatura pequeños, pero algunos de los agujeros que deben aplicarse son de difícil acceso. Por ejemplo, los agujeros para los pasadores en los lugares donde se acoplan los dedos corazón y anular (dedos medios), debido a la inclinación de separación de 7° entre los dedos utilizada en el diseño, por lo tanto se convierte en una zona crítica a la hora de su fabricación. Es posible utilizar el mismo Nylon 6/10 que se ha sugerido para las falanges; sin embargo el uso de un metal como el aluminio suministraría mayor rigidez, debido a la gran zona hueca que esta pieza presenta, adicionalmente esta pieza soporta a todos los dedos y conecta con el antebrazo.

La zona hueca se diseñó para que pueda alojar algunos de los actuadores (motores DC) y de esta manera garantizar el correcto funcionamiento de los dedos índice, corazón y pulgar además de permitir que el dispositivo fuese más compacto. En la parte inferior se encuentran un par de apéndices huecos a ambos lados donde se ubica el pasador que permite formar la articulación de la muñeca al acoplarse al primer módulo del antebrazo. La Figura 4.47, muestra la forma definitiva de este componente. Las consideraciones respecto del acabado superficial son las mismas hasta ahora citadas. Una cavidad que requiere especial atención en su construcción es la que permite la ubicación de la falange proximal del dedo pulgar ya que esta se diseñó para proporcionar los límites del intervalo de movimiento de esta falange.

Nuevamente, una alternativa para la fabricación de esta pieza, por las razones ya expresadas en el caso de las falanges, es el fotocurado de resina polimérica por radiación UV. En este proceso deja de ser relevante la dificultad que presentan los agujeros de acople de los dedos corazón y anular. Sin embargo, y al igual que en el caso anterior, la única limitante es el material y la reacción que presenta ante la luz Solar.

Figura 4.47. Palma de la mano. Solid Works®.



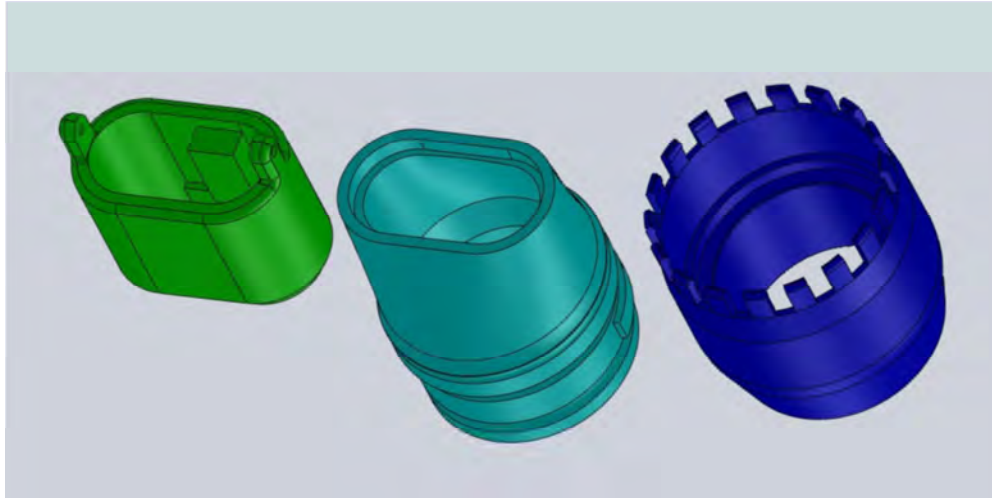
4.8.3 Antebrazo

La Figura 4.11 muestra las tres secciones en que se dividió el antebrazo para su diseño, y se explica el porqué de esta decisión. Esta división también facilita el proceso de fabricación del conjunto. Las tres secciones tienen formas diferentes, ello hace que construir todo el conjunto como una sola pieza se convierta en una tarea muy compleja, en especial la sección que se une con la palma y la que continúa inmediatamente después de esta.

El antebrazo, en combinación con la palma, es el encargado del movimiento de pronosupinación y de flexo-extensión. Por tal motivo, en su interior estarán alojados el resto de los actuadores que no pudieron ser colocados en la palma por dificultades de espacio, y que permitirán la ejecución de los movimientos ya mencionados (pronosupinación y flexo-extensión), de allí que cada sección tiene unos “apéndices” donde estarán montados estos actuadores. Visto desde aquí, la división en secciones facilita mucho la construcción de estas particularidades y a su vez permite un acceso simple a las mismas en caso de que sea necesario cambiar uno o varios de estos actuadores. La Figura 4.48 muestra el

diseño definitivo para cada una de las secciones del antebrazo, donde es posible apreciar algunos de los “apéndices” antes mencionados.

Figura 4.48. Secciones del antebrazo. Solid Works®.



La pieza final, en azul más oscuro presenta una serie de salientes en la parte superior, que se diseñaron con la finalidad de facilitar el ensamble con la pieza intermedia (en color azul aguamarina). Las tres partes pueden ser construidas por medio de CNC, sin embargo la sección intermedia no tiene una forma en su sección transversal uniforme, es decir, la pieza comienza como un ovalo, y termina como un círculo. Por otro lado en la región donde acopla con la sección final, presenta en su parte exterior, una serie de canales que alojan a los rodamientos y al interior las guías para colocar y restringir el deslizamiento de la corona dentada que permite realizar la pronosupinación, de allí que se sugiera que para la fabricación de este componente se utilicen dos procesos, inicialmente inyección de plástico para lograr la forma principal, y posteriormente CNC para terminar el resto de los detalle constructivos necesarios para su debido funcionamiento dentro del sistema general de la prótesis. Nuevamente el costo del molde para inyección es un tema a considerar.

Para las otras dos secciones el proceso más adecuado es CNC, ya que debido a los “apéndices” donde estarán montados los actuadores, las piezas no son simétricas, a diferencia de la sección intermedia. Esta eventualidad dificulta aún más la elaboración del

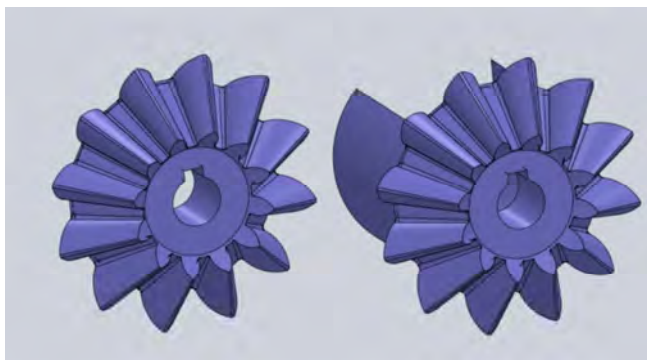
molde para el proceso de inyección, lo cual lo haría aún más costoso. El material para el proceso de CNC es nuevamente el Nylon 6/10 y para el de inyección el PET.

Otra opción para la fabricación de las tres secciones del antebrazo es el proceso en fibra de carbono, el cual también requiere de unas matrices para darle la forma adecuada así como de las autoclaves para el curado.

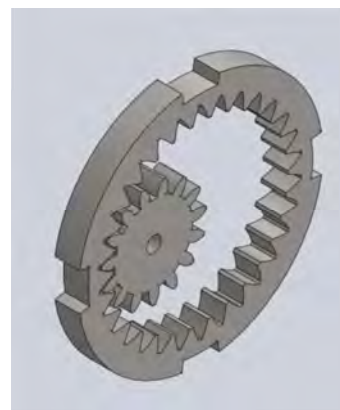
4.8.4 Engranajes de los sistemas de transmisión de potencia y movimiento

Tanto para los movimientos de flexo-extensión de la muñeca, como de prono-supinación del antebrazo, los sistemas de transmisión de movimiento y potencia diseñados, consisten en engranajes; cónicos para el primero y un sistema de piñón y corona para el segundo. Para este caso el proceso de fabricación es el mecanizado convencional, es decir, la talla de estos engranajes por medio de una fresa madre. La principal dificultad para la implementación de este proceso es el módulo de los engranes ($m= 1.25 \text{ mm}$), que es difícil de conseguir en el mercado de fabricantes. La Figura 4.49 muestra los dos sistemas propuestos.

Figura 4.49. (a) Engranajes cónicos para el sistema de flexo-extensión de la muñeca. (b) Sistema de corona y piñón para el movimiento de pronosupinación del antebrazo. Solid Works®.



a



b

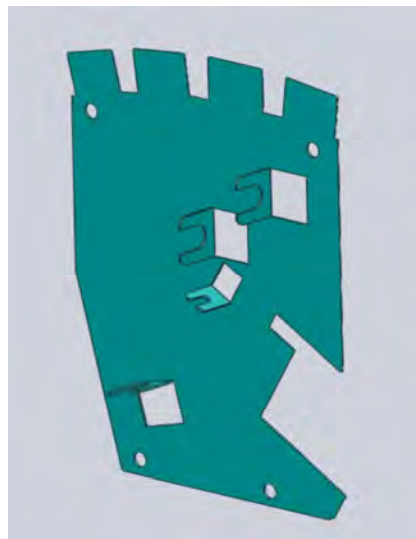
4.8.5 Pasadores

Estas piezas son las encargadas de unir todos los eslabones de la prótesis. Unen las falanges entre sí para formar los dedos y a estos con la palma para formar la mano. Finalmente unen a la mano con el antebrazo, todas estas articulaciones tipo bisagra. Son indispensables para el correcto funcionamiento de todo el sistema. El material para estos es aluminio aunque también se puede utilizar acero inoxidable, y su fabricación se hace por mecanizado en un torno de precisión debido a que sus diámetros son 2mm y 3mm respectivamente, lo que hace que su mecanizado en otro tipo de máquina, como por ejemplo un torno convencional, sea una operación con alto grado de dificultad.

4.8.6 Placa trasera.

Pieza construida de una lámina de acero inoxidable de 0.75mm a 1mm de espesor. Está ubicada en la parte posterior de la palma de la mano, y sobre ella son ensamblados los actuadores de los dedos índice, corazón, y pulgar. La Figura 4.50 muestra la configuración de esta pieza. El proceso de fabricación propuesto es el corte por medio de rayo láser. Una vez realizado el corte, las cuatro aletas que definen las posiciones de los motores y sobre las cuales estos últimos estarán montados deben ser dobladas 90° teniendo en cuenta que el sentido del doblado está relacionado con la posición del corte de la cavidad del pulgar.

Figura 4.50. Placa trasera de la prótesis. Solid Works®.



Debido a que el doblado de las pestañas para los motores no es una operación que pueda ejecutarse por medio de una dobladora convencional, es necesario diseñar un dispositivo que haga la operación más eficiente que el doblado manual para el caso de la fabricación en serie.

4.8.7 Placa delantera

Esta pieza está ubicada en la parte frontal de la palma de la mano y está diseñada con el fin de proteger los dispositivos actuadores de los dedos índice, corazón y pulgar. Se sugiere su elaboración por CNC y en el material Nylon 6/10. Es igual al de la palma de la mano.

Todos los procesos citados aquí, son factibles de ser realizados en Colombia con la tecnología disponible en el mercado de fabricación. Una opción de fabricación de casi todas las piezas referenciadas, exceptuando los pasadores, es el prototipado rápido. La precisión dimensional ofrecida por este método es muy alta y los materiales son muy similares en relación a las propiedades mecánicas, con los polímeros aquí propuestos para la fabricación de los componentes. Ofrece también un precio competitivo y la posibilidad de construir un gran porcentaje de las piezas en un mismo material, facilitando así la consecución de repuestos. Sin embargo, falta más información relacionada con la capacidad de las máquinas disponibles en el país, algunas características de los materiales utilizados ya que en algunos casos son mezclas de polímeros y no se tiene la suficiente información acerca de sus propiedades tribológicas de manera que permitan tomar una decisión apropiada.

4.9 Evaluación de la prótesis para ensamble.

El proceso de ensamble es crítico en el momento de determinar la viabilidad de un diseño. El tiempo que se invierta en esta operación así como el orden de la misma (secuencia eficiente de ensamble), de manera que garantice el correcto funcionamiento del dispositivo, hace que tanto el diseño de las piezas como la elección de las formas adecuadas de conexión entre ellas tengan una especial incidencia dentro de la geometría de los componentes.

Para el caso de la prótesis propuesta se estableció que la gran mayoría de conexiones entre sus piezas se constituyeran en uniones tipo bisagra simple, utilizando como elemento conector un pasador cilíndrico metálico. La única excepción a esta configuración, es la unión entre las tres secciones del antebrazo.

El orden de ensamble es también un factor que se debe tener en cuenta para evitar que algunas operaciones impidan el desarrollo de otras. Desde esta perspectiva, la pieza base del ensamble es la palma de la mano, ya que a ella están conectados todos los subsistemas en que puede ser dividido el ensamble. Los sub-ensambles propuestos constituyen la parte inicial de este análisis los cuales, una vez definidos y explicados, se unirán por medio de pasadores a la pieza base.

4.9.1 Sub-ensamble dedos.

La configuración de los cinco dedos es en esencia igual, la única diferencia son las dimensiones de las falanges. Por tal razón, se explicará el ensamble para un dedo genérico.

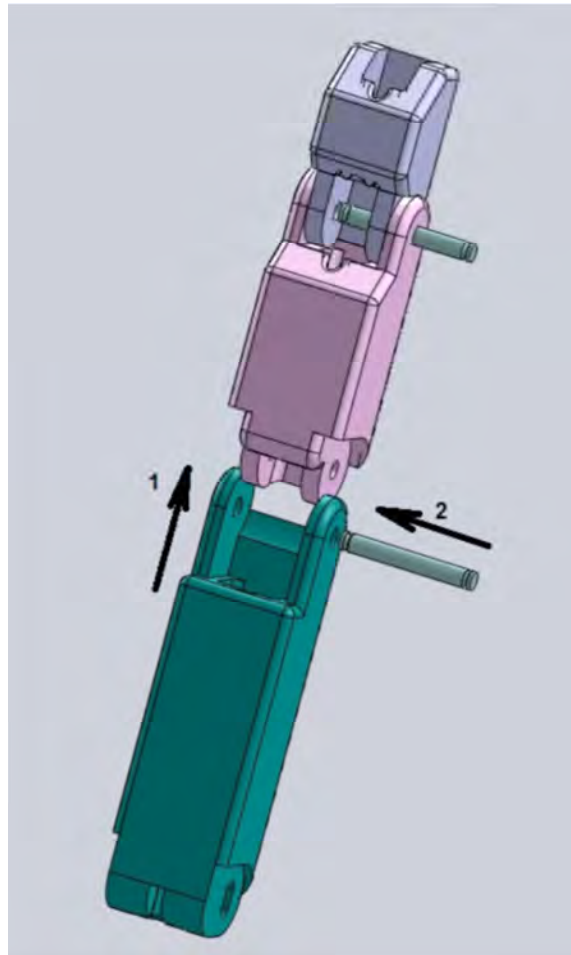
La conexión entre las tres falanges tiene la misma configuración. La Figura 4.51 y la Figura 4.52 muestran tanto la secuencia de ensamble como las piezas que intervienen en el mismo, para los dedos índice y el pulgar respectivamente.

El orden del ensamble inicia con la falange distal y la medial, haciendo coincidir los agujeros para insertar el pasador. Luego se realiza la misma operación entre las falanges medial y proximal. Esta misma secuencia se utiliza para los cinco dedos. Aparte de la ubicación de los agujeros para el pasador, la operación completa no requiere de alta precisión. Las falanges tienen talladas la forma de su zona de ensamble con la siguiente, ayudando a que la alineación de los agujeros sea muy simple. Una vez ubicado el pasador se procede a la colocación de los anillos Seeger en las ranuras talladas en los pasadores.

Los conductos para el cable actuador se encuentran integrados a cada falange haciendo muy simple la inserción de este último. Además los tres conductos se encuentran perfectamente alineados de manera que el cable queda auto-alineado una vez ha sido

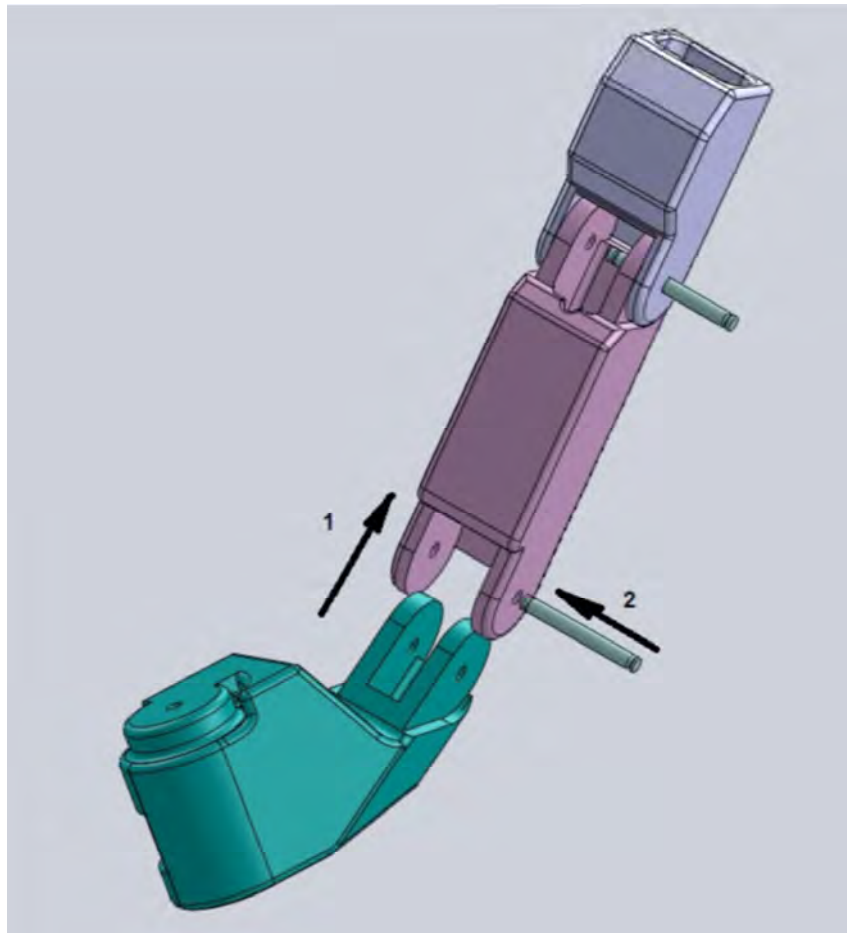
insertado en el conducto de la falange distal, cuando el dedo se encuentra en posición recta.

Figura 4.51. Ensamble de los dedos. Solid Works®.



El ensamble de los dedos solo requiere de herramientas a la hora de ubicar los anillos Seeger en los pasadores, y tanto la colocación de cada pasador como del cable actuador requieren de un solo movimiento lineal para su inserción. No es un ensamble complejo y la ubicación más pertinente del elastómero de recuperación es en la pared opuesta a la posición del conducto para el cable accionador en el interior de cada dedo.

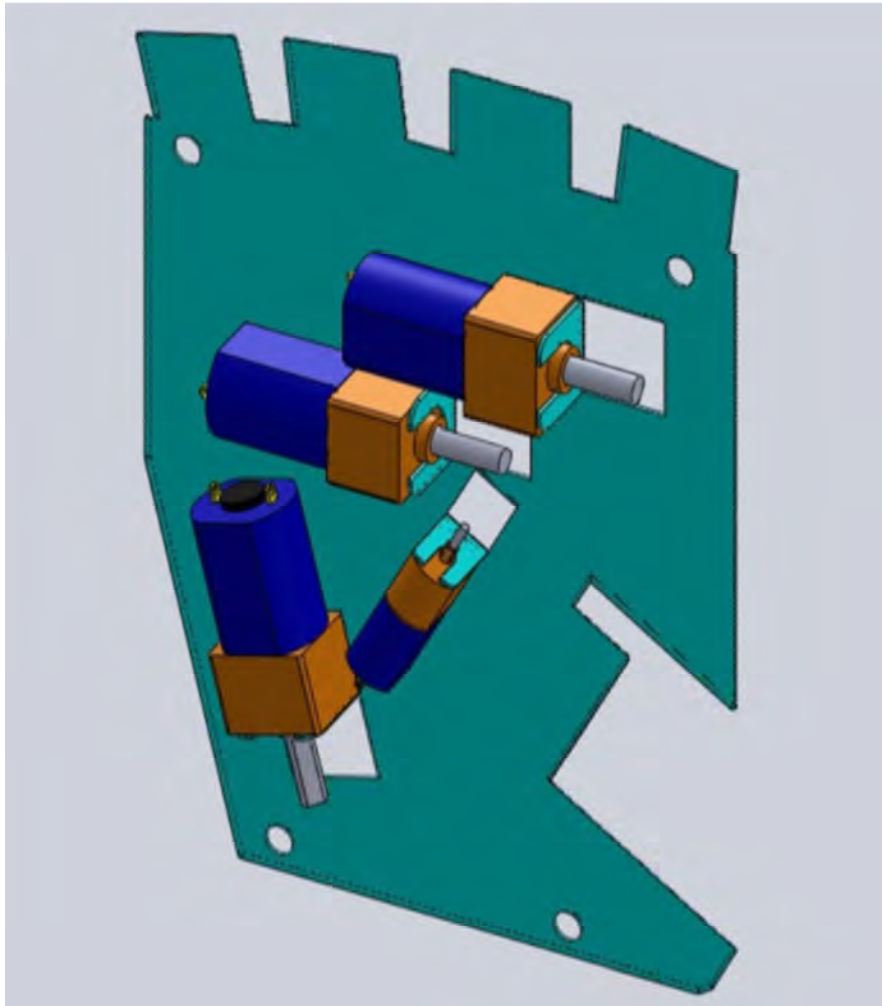
Figura 4.52. Ensamble del dedo pulgar. Solid Works®.



4.9.2 Placa trasera y actuadores (Motoreductores DC).

Sobre esta pieza metálica están ubicados los motoreductores que, unidos a los cables de tracción, funcionan como los actuadores de los dedos índice, corazón y pulgar. La Figura 4.53 muestra la disposición de los motoreductores sobre esta pieza. La ubicación de los motoreductores es simple debido a que en la placa están dobladas unas pequeñas “aletas” las cuales indican la posición de los mismos y el agujero restante indica la posición de la polea correspondiente.

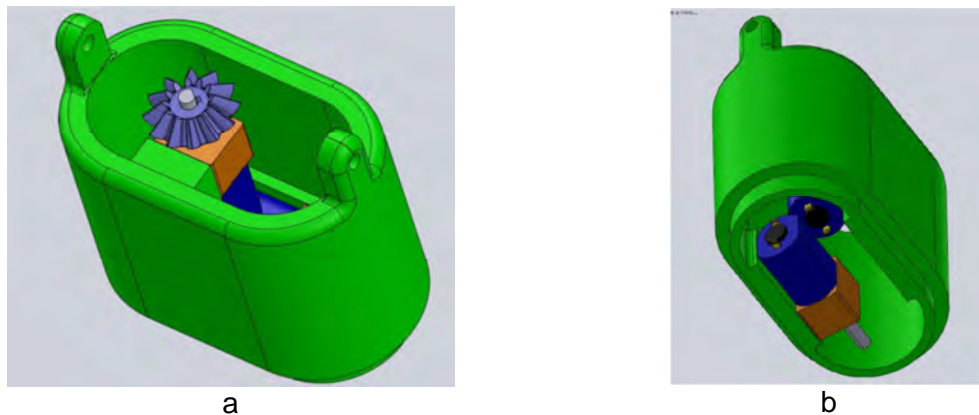
Figura 4.53. Disposición de los Actuadores (Motoreductores) sobre la placa trasera de la prótesis. Solid Works®.



4.9.3 Antebrazo

Como se ha mencionado anteriormente, esta pieza se diseñó en tres secciones por concordancia con la geometría real y para facilitar el acceso a algunos de los actuadores que proporcionan la energía para los movimientos de prono-supinación y flexo-extensión de la muñeca. Se iniciará con la sección que acopla con la palma de la mano y tiene en su interior los dos actuadores (Motoreductores DC), uno para la flexo-extensión y el otro para el cable actuador que llega a los dedos anular y meñique. La Figura 4.54 muestra la configuración para esta pieza.

Figura 4.54. Disposición de los actuadores para flexo-extensión y dedos anular y meñique en la primera sección del antebrazo. Solid Works®.



La segunda sección del antebrazo tiene montada en su interior la corona dentada que permite el movimiento de prono-supinación. Para tal fin, se tallaron unas guías que sirven para ubicar la corona en su sitio y evitar que esta se deslice por la acción de la fuerza que sobre ella ejerce el piñón que completa el sistema. La Figura 4.55 muestra la ubicación de la corona y de las guías al interior de la sección además de los canales para ubicar las esferas que, actuando como rodamientos, facilitarían el movimiento de rotación del antebrazo.

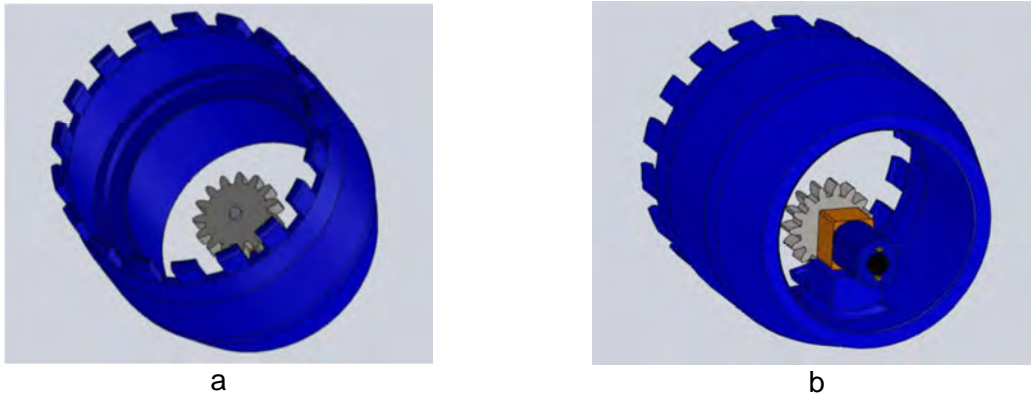
Figura 4.55. Configuración para la segunda sección del antebrazo junto con la corona para el movimiento de prono-supinación. Solid Works®.



La tercera y última sección lleva montado en su interior el actuador (Motoreductor DC), que a su vez tiene acoplado el piñón que junto con la corona mostrada en la Figura 4.55, permiten que el dispositivo ejecute el movimiento de rotación. La Figura 4.56 muestra la

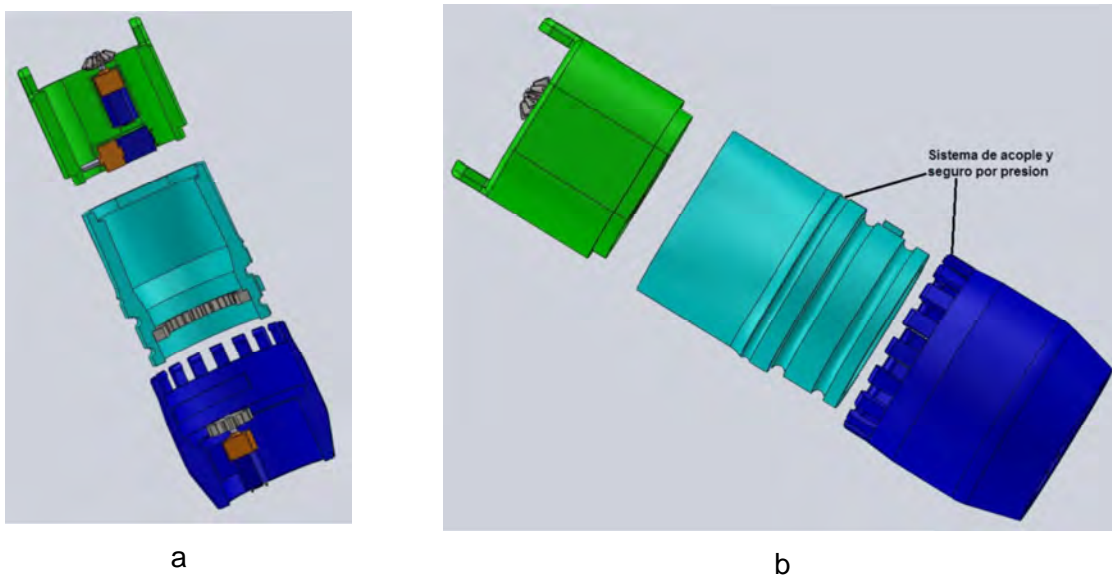
disposición de esta sección. Pueden observarse los “snaps” que permiten el acople con la sección intermedia

Figura 4.56. Sección final del antebrazo junto con actuador y piñón del sistema de pronosupinación. Solid Works®.



Una vez establecidas las ubicaciones de los actuadores dentro de cada una de las secciones del antebrazo, es posible ensamblar las mismas para formar la pieza completa. La Figura 4.57 muestra el sub-ensamble completo. La ubicación de los motoreductores dentro de cada sección del antebrazo es sencilla debido a los “apéndices” que estas tienen para colocarlos allí.

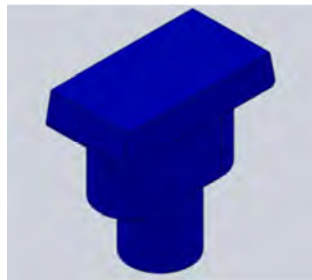
Figura 4.57. Ensamble antebrazo. (a) vista en corte. (b) Sistema de acople secciones intermedia y final. Solid Works®.



4.9.4 Ensamble completo de la prótesis

Terminados todos los sub-ensambles, es posible ensamblar la prótesis completa tomando a la palma de la mano como la pieza base, el primer sub-ensamble que se acopla es el dedo corazón y posteriormente el dedo anular. Se requiere este orden ya que estos dos dedos presentan una dificultad para ser ubicados en la zona de la palma diseñada para ello. La dificultad es debida a la inclinación de 7° que se deja entre los ejes longitudinales de los dedos y los ejes de los agujeros de los pasadores, que son perpendiculares con dichos ejes longitudinales, y por tanto también están inclinados 7° pero respecto al plano normal al eje del dedo corazón. Por esta razón los ejes de los agujeros no se encuentran ubicados sobre la misma recta para los cuatro dedos, ocasionando que el acceso a la zona de ubicación del respectivo pasador resulte complicado. Para resolver este inconveniente, se diseñó un nuevo pasador para conectar los dedos corazón y anular con la palma de la mano. La Figura 4.58 muestra el nuevo pasador diseñado y la Figura 4.59 la forma de acople del dedo anular y la palma.

Figura 4.58. Pasador para los dedos corazón y anular en la zona de acople a la palma. Solid Works®.



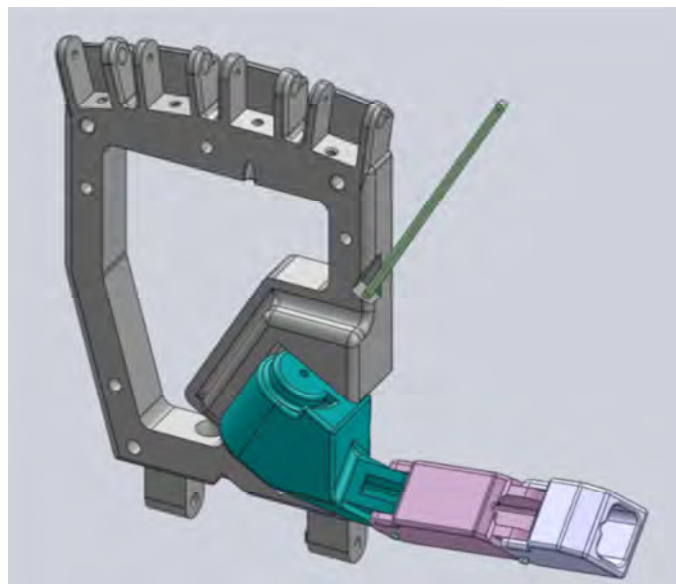
El pasador tiene tres zonas claramente diferenciadas. La primera, la zona inferior, es cilíndrica y es la que acopla en el agujero correspondiente en el sector de la palma donde se ubica el dedo. La segunda, es ovalada y se ubica en el agujero tallado en la falange proximal. Esta forma se determinó por que se requiere que el pasador gire con el dedo y también para facilitar su ubicación. La tercera y última es rectangular y se diseñó para un sistema de presión y seguro por medio de un par de apéndices ubicados en la superficie interior de la falange y de esta manera evitar que el pasador abandone su posición durante la operación de prótesis. Si bien la ubicación de este pasador tiene un grado de dificultad alto, el acceso a él está garantizado por la forma propia de la falange proximal.

Figura 4.59. (a) Acople del pasador en los dedos corazón y anular. (b) Conexión dedo anular- palma de la mano. Solid Works®.



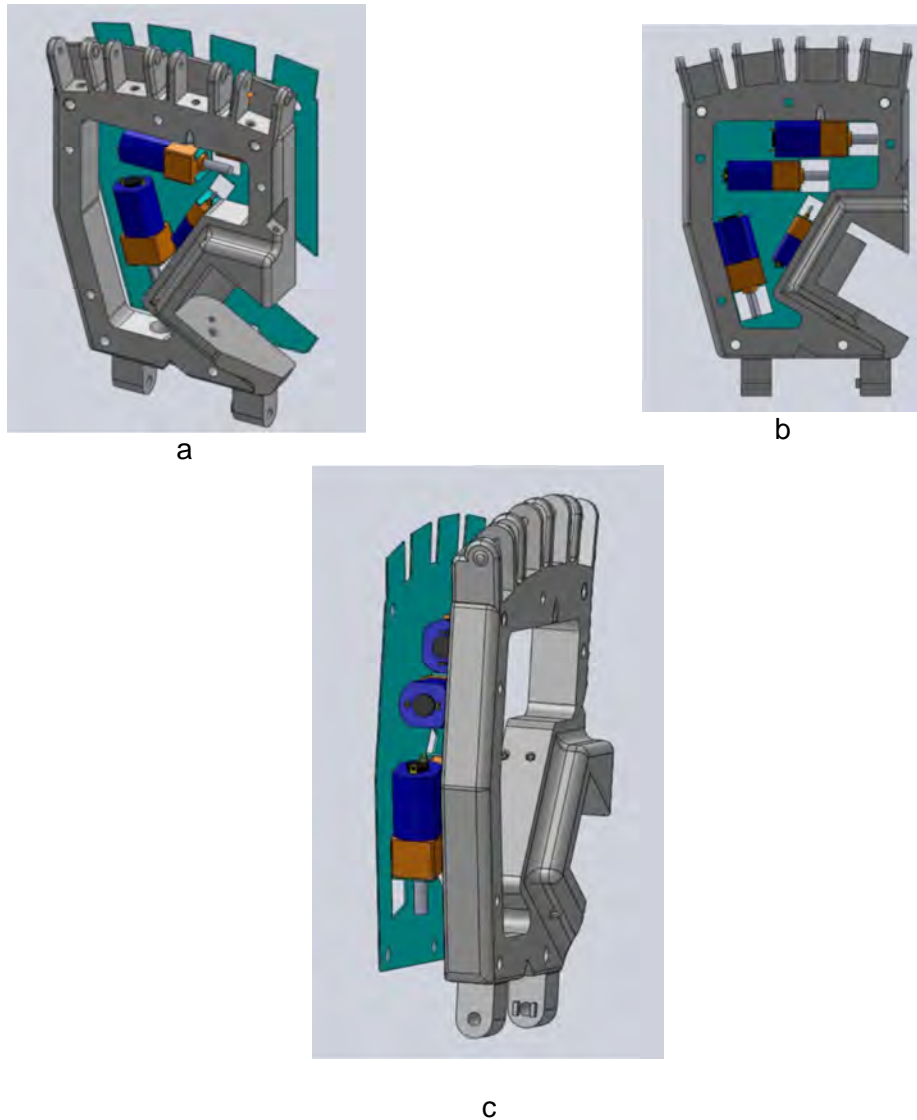
En los dedos meñique e índice, es posible utilizar un pasador común ya que el acceso a la zona de ubicación es muy sencillo debido a que están ubicados en los extremos de la palma. Para el dedo pulgar, la situación es también fácil ya que fue posible establecer una conexión de pasador entre la falange proximal y la palma de la mano sin que se presenten mayores dificultades. La Figura 4.60 muestra la conexión entre este dedo y la palma de la mano.

Figura 4.60. Conexión Palma-Pulgar. Solid Works®.



El montaje de la placa trasera con la palma también es relativamente sencillo ya que esta pieza tiene el contorno de la palma. La Figura 4.61 permite apreciar dicho montaje. La placa se fija a la palma por medio de 4 tornillos M3 cuyos agujeros pueden observarse claramente en la figura (b).

Figura 4.61. Conexión Palma de la mano-placa trasera con motores. Solid Works®.

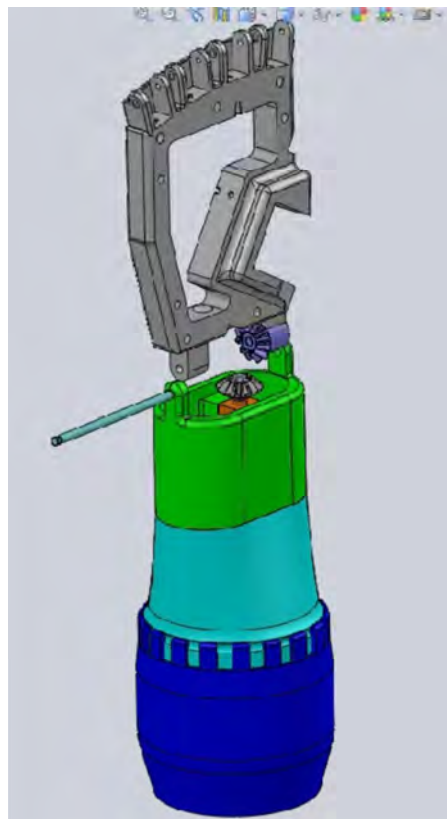


Por último, el ensamble entre el antebrazo y la palma de la mano también es una unión de pasador, pero debido a que en esta unión se utiliza para el movimiento de flexo-extensión de la muñeca, además del pasador (que es el de mayor diámetro de todo el ensamble,

3mm) se monta un engranaje cónico que acopla con el ya visto en la sección superior del antebrazo. La Figura 4.62 muestra el montaje.

Observando cada una de las conexiones, se concluye que la única de estas que ofrece una dificultad alta, es la que se establece entre los dedos anular y corazón con la palma de la mano, por varias razones, entre ellas, la dificultad para acceder a la zona de ubicación del pasador y el tamaño del pasador que es inferior a 7mm. Las demás conexiones son de fácil acceso, no requieren movimientos de alta precisión para ejecutar los ensambles y las formas de las piezas en las zonas de ensamble facilitan el mismo, tal y como se puede apreciar en cada uno de los diagramas aquí mostrados. Estos diagramas también están ordenados en la secuencia sugerida de ensamble.

Figura 4.62. Conexión Palma de la mano-Antebrazo. Solid Works®.



La Tabla 4-3 muestra una evaluación del diseño de la prótesis para ensamble basada en las directrices sugeridas por [65]. Estas directrices tienen como objeto dar pautas de diseño para ensamblaje orientadas a la recuperación, el manejo y la unión adecuada de los componentes individuales.

Tabla 4-3. Evaluación del diseño de la prótesis para ensamble. Formato tomado de [67]

		DISEÑO PARA ENSAMBLE		Versión: Primera
				Fecha
				Evaluado Por: Ing. N. Arzola
Características a evaluar				Comentarios
Ensamble General				
1	Minimizar Cantidad De Piezas	Muy Bueno	De acuerdo a las especificaciones de ingeniería, la prótesis posee el mínimo número de piezas necesario para cumplir con estas.	
2	Uso Mínimo De Sujetadores	Muy Bueno	De acuerdo a las especificaciones de ingeniería, la prótesis posee el mínimo número de sujetadores necesario para cumplir con estas.	
3	Características Del Montaje Utilizando Pieza Base	Bueno	La pieza base del ensamble es la palma de la mano, a ella se encuentran unidos todos los subensambles en lo que el proceso fue dividido.	
4	Reposiciones Requeridas Durante La Secuencia De Ensamble	Una Reposición		
5	Eficiencia De La Secuencia De Ensamble	Bueno		
Recuperación de Partes				
6	Características Que Complican Su Manejo	Pocas Piezas	Las piezas a las que aquí se hace referencia son específicamente los subensambles de los dedos anular y corazón, ya que por la característica de los 7° de separación entre los dedos, la colocación de los pasadores que los unen a la pieza base, la palma de la mano, es compleja y requiere un alto nivel de precisión.	
7	Las Piezas Has Sido Diseñadas Para Un Sistema De Alimentación Especifico (Magazine, Banda De Alimentación O A Granel)	Todas las Piezas	Las piezas han sido diseñadas para un sistema de alimentación a Granel.	
Manejo de Partes				
8	Partes Con Simetría Entre Extremos	La Mayoría de las Piezas	Piezas no simétricas como la falange proximal del dedo pulgar, la palma de la mano y las placas frontal y posterior que están unidas a ella.	
9	Partes Con Simetría Alrededor Del Eje De Inserción	Varias Piezas		
10	Donde La Simetría No Es Posible; Las Piezas Son Claramente Asimétricas	La Mayoría de las Piezas		
Unión de Piezas				
11	Movimientos En Líneas Rectas Para Ejecutar El Ensamble	La Mayoría de las Piezas		
12	Biseles Y Características Que Facilitan La Inserción Y Auto Alineamiento	Varias Piezas		
13	Máxima Accesibilidad A Las Piezas	La Mayoría de las Piezas	Las piezas que presentan dificultad de acceso son los pasadores que unen a los dedos corazón y anular con la palma de la mano.	
NOTA: Puntajes de evaluación para ser usados solo para comparar un ensamble alternando sus diseños		Totales (x0)	0	
		Totales (x2)	1	
		Totales (x4)	5	
		Totales (x6)	6	
		Totales (x8)	1	
		Puntaje Total:	66	

La calificación final de la evaluación del ensamble se encuentra en el intervalo entre 0-104 [65], donde altos valores (Cercanos a 104) indican un óptimo diseño para ensamble. En el caso de la prótesis la calificación obtenida es 66, debido a las dificultades que algunas piezas presentan durante el proceso debido al difícil acceso y la falta de simetría. Sin embargo, es de una calificación alta si se tiene en cuenta que durante el proceso de diseño, las correcciones no fueron realizadas sobre prototipos reales, sino sobre el diseño CAD de forma permanente.

4.10 Análisis Modal de Fallos y Efectos (AMFE)

Como parte final del proceso de diseño hasta aquí mostrado, se realiza un análisis modal de fallos y sus efectos (AMFE) para determinar por medio de esta técnica cuales pueden ser las fallas potenciales, sus causas y cómo prevenirlas desde el proceso de diseño; realizando modificaciones a este último en caso de requerirse.

El objetivo principal de AMFE es el de resaltar los puntos críticos con la finalidad de eliminarlos y establecer un sistema que prevenga su futura aparición (medidas correctivas) o minimizar sus consecuencias [68]. La aplicación rigurosa de este procedimiento de detección de defectos potenciales de forma sistemática, permite profundizar ágilmente en el conocimiento y mejora de los productos y sus procesos asociados. El Anexo 6 muestra la matriz AMFE implementada para el análisis de la prótesis de mano, en ella puede observarse que las piezas que presentan un mayor índice de prioridad de riesgo (IPR), son, las falanges proximales de los dedos índice, corazón, anular y meñique así como todo el conjunto que conforma el dedo pulgar, en la zona de apoyo de los pasadores de conexión de las articulaciones, situación que puede ser explicada por la mayor proporción de esfuerzo presente en esta zona, como puede apreciarse en los resultados del análisis por resistencia. También los pasadores muestran un alto IPR, debido a posibilidad de que estos no mantengan su ubicación en los agujeros de las falanges consecuencia del funcionamiento de la prótesis. Las probabilidades de flexión y rotura de los pasadores también fueron evaluadas.

Otra parte de la prótesis que presenta un alto valor en el IPR es la correspondiente a las zonas de acople entre las tres secciones que conforman el antebrazo producto de la fatiga del material; y de la posibilidad que estas piezas reciban impactos consecuencia de la manipulación de las mismas.

El análisis AMFE también requiere que sean enunciadas acciones que permitan solucionar la falla presentada. En la columna correspondiente a “acciones recomendadas” ubicada hacia el final de la matriz del Anexo 6, se enuncian dichas acciones sugeridas por parte del diseñador. También el análisis proporciona herramientas para determinar cuáles de los componentes son susceptibles de ser rediseñados con el fin de mejorar su desempeño y reducir la aparición de fallas potenciales.

Observando las posibles fallas que el dispositivo puede presentar (Anexo 6), algunas de las modificaciones al diseño que mejorarían la seguridad durante funcionamiento son:

- Para las grietas en los agujeros de asiento de los pasadores, tanto en las articulaciones de las falanges como en la articulación de la muñeca, la colocación de bujes en estos agujeros solucionaría este inconveniente. Sin embargo esta solución debe ser cuidadosamente evaluada ya que para ubicar los bujes, los agujeros deberían hacerse de un diámetro mayor al sugerido por el diseño.
- La posibilidad de flexión o rotura en los pasadores se eliminaría utilizando una aleación de aluminio más rígida que podría ser Aluminio al Zinc 7075, o bien cambiarlos por pasadores elaborados en acero inoxidable. Esta última opción debe evaluarse cuidadosamente ya que incrementaría el peso del conjunto completo.
- Para los desajustes por uso prolongado, la mejor opción es el mantenimiento en los intervalos sugeridos en la sección 4.7 (Intervalos de 6 meses).
- En el caso de los soportes del pasador de la articulación de la muñeca, pertenecientes a la primera sección de antebrazo, una modificación en el diseño, incrementando el espesor de los mismos y aumentando el radio de pie en la zona donde se apoya respecto del cuerpo principal de la sección, minimizaría el riesgo de rotura.
- Respecto de los “snaps” con los cuales se acopla la tercera sección del antebrazo con la segunda, el riesgo de quiebre se minimizaría incrementando el espesor de estos, o disminuyendo su número, de forma que su rigidez aumentaría. Sin embargo esta última sugerencia debe estar en armonía con la funcionalidad del sistema.

- En la situación de presentarse rotura de los dientes de los engranajes, tanto en el sistema cónico de la muñeca como la corona-engrane del rotador, un cambio en el material sugerido (Nylon 6/10) a un metal como en bronce o el acero solucionaría esta falla. El incremento en el peso del dispositivo es, nuevamente un tema a considerar.
- Por ultimo en referencia a las fallas en los cables actuadores y los elastómeros de recuperación, la rotura de los mismos por sobre tensión puede ser solucionada cambiando los cables actuadores por unos de Nylon de mayor resistencia a la carga por tensión; cuidando de no incrementar mucho su calibre. Con relación a los elastómeros de recuperación, la mejor manera de prevenir su rotura es con un estricto cumplimiento de los intervalos de mantenimiento.

4.11 Transmisión del diseño de detalle total.

Evalrados el desempeño del diseño propuesto, su fabricabilidad, ensamblabilidad y analizando las posibles fallas que el funcionamiento del sistema en general podría presentar, se muestra una versión del diseño de detalle completo de la prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad. Fruto de un proceso de diseño concurrente, donde se tuvieron en cuenta las expectativas de los usuarios (no solo pacientes amputados, sino también profesionales de la salud, especialistas en el área de la ortopedia y la rehabilitación e ingenieros diseñadores) a través de algunos estudios realizados (metodología QFD), para encontrar cuales de estas inquietudes expresadas son posibles de implementar en un dispositivo que pueda ser fabricado en el país con la tecnología de maquinaria y procesos de manufactura disponible, materiales de fácil consecución y actuadores que puedan importarse.

También se incluyeron experiencias previas en el diseño y construcción de prótesis de mano totales y parciales, realizadas tanto en la Universidad Nacional de Colombia, por algunos de los grupos de investigación de la misma, como en otras universidades del país, con el fin de aprovechar su experiencia para lograr obtener un producto confiable, fabricable y ofertable, inicialmente en el mercado local.

Este diseño cumple con todos los objetivos propuestos como lo son emular los movimientos de pinza, flexo-extensión y prono-supinación, y ejecutar acciones como el

agarre de objetos de diferentes tamaños y formas. A pesar de no tener un sistema de transmisión de movimiento exclusivo para el movimiento de aducción-abducción, este movimiento puede ser emulado a través de combinaciones de los movimientos de flexo-extensión y prono-supinación, los cuales si puede realizar con exactitud la prótesis propuesta. La Figura 4.63 muestra el resultado de este proceso, obtenido de la simulación en el software Solid Works®.

Por medio de la convocatoria de DIB (División de Investigación Sede Bogotá, de la Universidad Nacional de Colombia) “Apoyo a Tesis de Post-grado” se obtuvieron recursos que permitieron la fabricación de un prototipo alfa, del diseño aquí mostrado, por medio de la técnica de prototipado rápido.

La Figura 4.64 muestra fotografías del mismo durante el proceso de ensamble. Una vez terminado el ensamble

Figura 4.63. Diseño de detalle de la prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad. Solid Works®

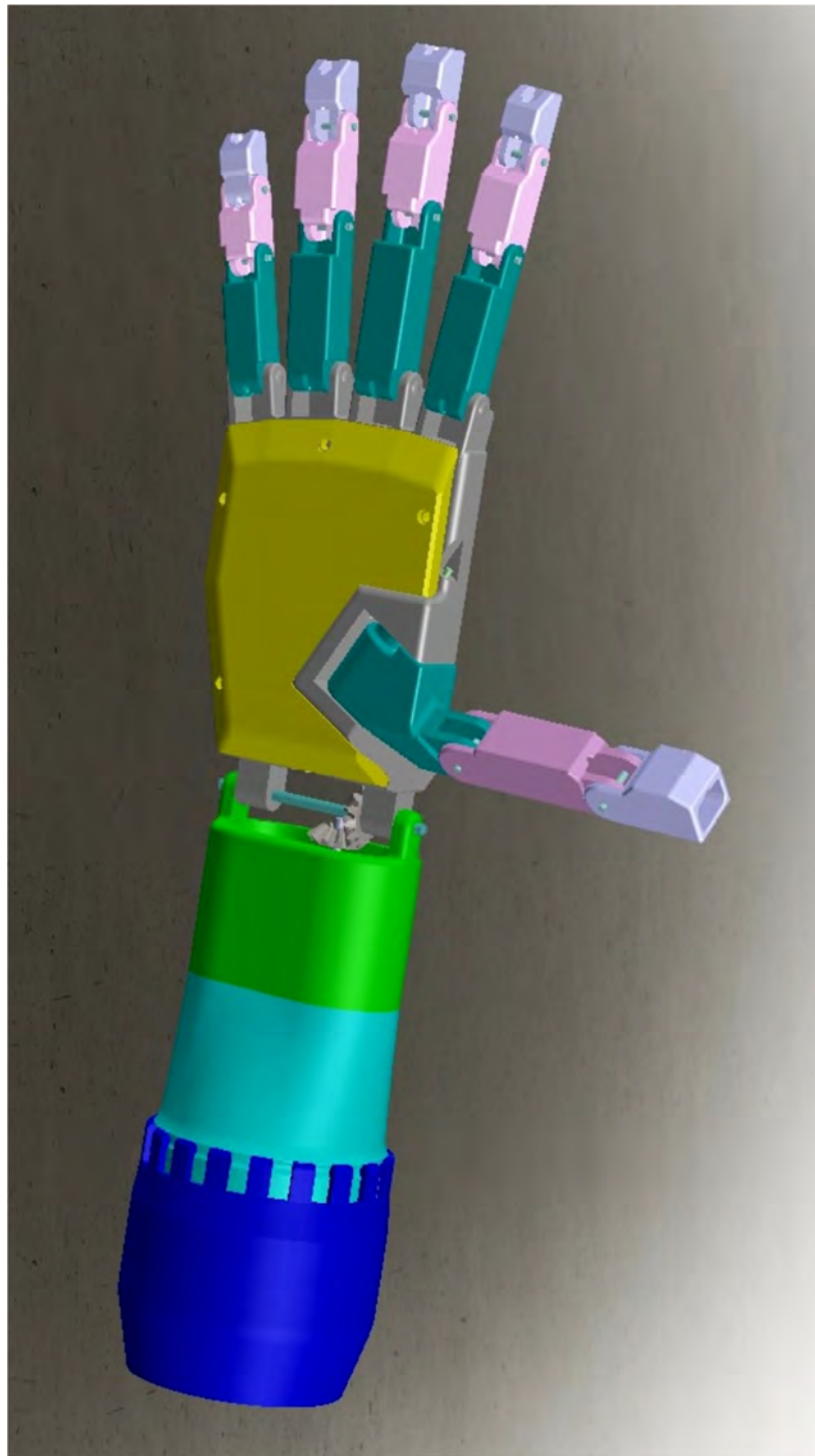
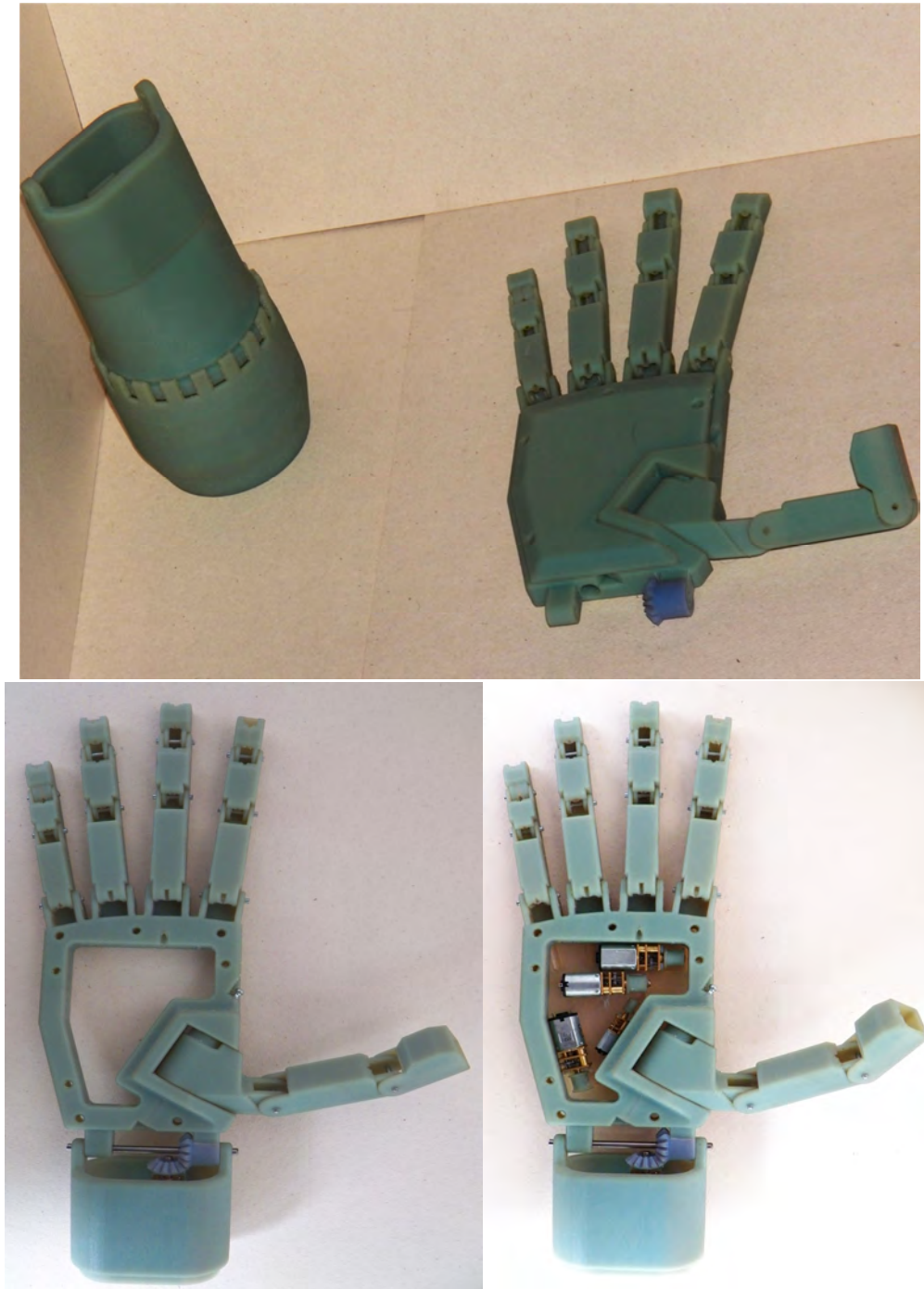


Figura 4.64. Prototipo alfa de la prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad, construido con la técnica de prototipado rápido, durante el proceso de ensamble.





5.CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- El objetivo principal del trabajo, se cumplió completamente aplicando la metodología propuesta. El sistema mecánico para una prótesis de mano con más de cinco grados de libertad fue diseñado, aplicando criterios de concurrencia e integración de los distintos aspectos que influyen en el proceso de diseño; tales como los materiales, la geometría de las piezas, la cercanía de la forma a la de una extremidad real, los atributos de movimiento, manipulación de objetos y los mecanismos de transmisión de potencia propuestos. Todos estos aspectos fueron ampliamente explicados y justificados en este trabajo, obteniendo un producto final ajustado (desde los requisitos mecánicos) a las exigencias planteadas.
- Durante la primera etapa de este trabajo se desarrollaron los principios básicos del diseño preliminar, caracterizados por el grado de importancia de los requerimientos del usuario y los atributos más relevantes para acometer la labor de desarrollo de este tipo de producto. Las Especificaciones de Ingeniería definidas, son consecuencia del desarrollo de la técnica de Despliegue de la Función de Calidad (QFD); la cual partió con la identificación de los Requerimientos del Cliente. Se tuvo especial cuidado en la obtención de aspectos como el dimensionamiento, la geometría de cada componente y la similitud con los movimientos que un sistema antebrazo-mano real es capaz de efectuar. La forma, el tamaño de la prótesis y los intervalos escogidos para los movimientos obedecen a los parámetros tomados de los modelos biométricos. De esta forma se puede afirmar que tanto el modelo cinemático implementado en Matlab® y el modelo de resistencia de materiales elaborado en CAD, corresponde a un modelo

biofuncional ajustado a estándares y normas técnicas utilizadas por la mayoría de los fabricantes de este tipo de dispositivos.

- La geometría y los siete grados de libertad finalmente obtenidos resultan en una muy buena aproximación. Los mismos garantizan una gama de posturas y agarres funcionales suficientes para las necesidades principales de la vida diaria.
- La velocidad en el cierre de la mano y la garantía de prensión específica en cinco segundos resulta suficiente y alcanzable para actuadores de costo promedio encontrados en el mercado. El tiempo de cierre y apertura empleado en los modelos, tanto en el implementado en Matlab® como en CAD, corresponden a una estimación realizada a partir de las especificaciones encontradas en dispositivos similares en el mercado de las prótesis.
- Al utilizar el modelo cinemático como base para el modelo en CAD, se asegura la convergencia entre ambos, de forma tal que la descripción de los movimientos obtenida en Matlab® permita construir el algoritmo de control para un prototipo fabricado a partir del modelo CAD.
- El modelo cinemático desarrollado es simple de montar en un algoritmo de control, aunque podrían ocurrir diferencias apreciables en el recorrido de los cables producto del funcionamiento propio de estos durante el accionamiento de los dedos. En casos como el dedo pulgar, donde su posicionamiento depende del control paralelo de dos motores, uno para la flexión de las falanges distal y medial y otro para el movimiento de la falange proximal, o el de los dedos meñique y anular donde, debido a la ubicación del actuador, el posicionamiento de estos depende nuevamente del control en paralelo del propio actuador y del motor que controla el movimiento de flexo-extensión. Este modelo cinemático (cinemática directa) es desarrollado mediante matrices de transformación que ayudan en la definición del posicionamiento de los diferentes eslabones que conforman el mecanismo respecto de un sistema global de referencia.
- El análisis del modelo de resistencia de materiales muestra que el diseño logrado garantiza la resistencia y la rigidez necesarias para todos los componentes diseñados de la mano y el antebrazo de la prótesis. El modelo de sólido es diseñado cuidando la antropometría y la disposición espacial de cada componente del dispositivo; de allí que el mismo posea un gran parecido dimensional y geométrico con la mano de una persona adulta.

- El diseño es capaz de realizar acciones como apuntar con el dedo índice, empuje palmar, pinza tridigital (agarre fino), prensión pentadigital (agarre basto de objetos cilíndricos o esféricos de tamaño medio como por ejemplo una taza para el café), cerrar el puño y tomar objetos con seguridad. Además, la geometría de las falanges de los dedos permite el posicionamiento de algunos sensores (de posición y fuerza) que permitirían la medición de las prestaciones reales de la prótesis.
- El análisis de funcionalidad arrojó buenos resultados respecto de la capacidad del diseño para cumplir con los movimientos propuestos en los objetivos. Cada una de las interfaces funcionales diseñadas y aplicadas ejecutan de manera satisfactoria las tareas para la cual fueron creadas. De forma que, las simulaciones de movimiento realizadas en Solid Works® presentan que la prótesis es capaz de agarrar un cilindro de 70 mm de diámetro, extender totalmente los cinco dedos y cerrar el puño con la falange distal del dedo pulgar ubicada sobre las falanges mediales de los dedos índice y corazón; mostrando que el dedo pulgar puede situarse en una posición frente a estos, muy semejante a como lo hace una mano real. Otras interfaces como el sistema de generación del movimiento de flexo-extensión de la muñeca, muestran la amplitud definida por los modelos biométricos, tanto en el acercamiento hacia el antebrazo anterior como hacia el antebrazo posterior. Por último, el diseño modular del antebrazo, permite utilizar la prótesis en diferentes niveles de amputación entre la muñeca y el codo, y garantiza la correcta emulación del movimiento de pronosupinación con la amplitud también definida por los modelos biométricos consultados.
- Los resultados obtenidos por el análisis de fabricación muestran que una gran parte de los componentes de la prótesis pueden ser fabricados por medio de técnicas de manufactura existentes en el país, como el mecanizado convencional, el CNC, procesos de materiales poliméricos y micro-fundición, lo anterior gracias a un diseño cuidadoso y pensado justamente para procesos como los anteriormente nombrados. Sin embargo, el fotocurado de resina polimérica por medio de radiación UV, ofrece una alta precisión dimensional, construcción de piezas de cualquier forma y con los actuales materiales, que ofrecen mejores propiedades mecánicas, garantías de resistencia y rigidez. Este proceso es ofrecido por diferentes firmas de ingeniería en ciudades como Bogotá y Medellín,

- El análisis de ensamblabilidad mostró que la mayor parte de los componentes de la prótesis no presentan mayores dificultades a la hora de su acoplamiento. El tipo de uniones móviles diseñadas para que el dispositivo cumpla con las especificaciones de ingeniería, mostraron ser adecuadas para tal fin; a pesar de las dificultades presentadas en el acople de un par de componentes, como los dedos anular y corazón en la unión con la palma. En estos, fue necesario diseñar una solución particular con el fin de no comprometer la funcionalidad del dispositivo. Sin embargo, la evaluación de sistema en general arroja buenos resultados de ensamblabilidad teniendo en cuenta que todas las correcciones de diseño para mejorar el proceso de ensamble fueron implementadas sobre el modelo CAD.
- El AMFE (Análisis Modal de Fallos y Efectos) muestra los daños potenciales a los cuales estaría sometida la prótesis por efectos de su utilización. El análisis del diseño final tuvo en cuenta la incidencia que potenciales malfuncionamientos (sobre cargas, exceso de vibración, movimientos forzados, fatiga del material) tienen en la generación de posibles fallos catastróficos (rotura de piezas, desajustes y elementos sueltos) y se muestra también las formas como dichos fallos pueden ser prevenidos y minimizados por medio de mejoras en el diseño.
- Por medio de la convocatoria de la DIB (División de Investigación Sede Bogotá, de la Universidad Nacional de Colombia) “Apoyo a Tesis de Post-grado”, fue posible construir un prototipo alfa del dispositivo aquí propuesto, por medio de la técnica de prototipado rápido por fotocurado de resina polimérica. Esto permitió realizar algunas pruebas referidas al desempeño de la prótesis, específicamente se observó si los intervalos de los movimientos propuestos se cumplían y cómo funcionan los sistemas de transmisión de potencia y movimiento. La precisión dimensional del producto, fruto del proceso de elaboración de los diferentes componentes de la prótesis es notable y por lo tanto fue posible obtener un modelo con todas las características de forma, geometría, tamaño y antropometría, comprobando así que los atributos propuestos en el diseño son alcanzados plenamente por el mismo.
- Como resultado de esta Tesis de Maestría, también fue posible la elaboración del artículo “Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano” publicado en el número 169 de Octubre de 2011 de la Revista DYNA, y las ponencias orales

“Premisas y consideraciones de diseño para el desarrollo de la prótesis de mano PROMANU” y “Modelamiento y diseño detallado de la prótesis de mano PROMANU”; ambas presentadas en la XVI Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura , Ciudad de la Habana, Cuba, en Noviembre de 2012.

5.2 Recomendaciones

- Se hace necesario el desarrollo de una etapa de control electrónico para los movimientos de la protesis. Dicho control puedes ser implementado por medio de la adquisición de señales de voz o mioelectricas que después de ser filtradas y amplificadas permitan que a futuro sea posible el desarrollo de una protesis automática que pueda ser utilizada por pacientes amputados.
- El diseño de las interfaces funcionales deberá ser modificados para que en el dispositivo sea posible la ubicación de sensores que suministren información acerca de las prestaciones del sistema. La posición angular de las falanges, así como la fuerza de prensión real, de manera que el sistema pueda ser optimizado basado en la información por medio de estos sensores obtenida.
- Una vez desarrollda la etapa de control y las mejoras en el diseño encaminadas al mejoramiento en el rendimiento del sistema, será necesario la craeacion e implementación de un plan de pruebas en pacientes para garantizar que la interface hombre-dispositivo, responde de manera adecuada a las expectativas de los pacientes.

6. BIBLIOGRAFIA

- [1] R. MONREAL GONZALES, "La mano, origen, evolución y su papel en la sociedad," *Revista Cubana de Ortopedia*, vol. 21, 2007.
- [2] C. W. GOFF, "Comparative Anthropology of Man's Hand," *Clinical Orthopaedics*, no. 13, 1959.
- [3] OTTOBOCK, «www.ottobock.com.co,» Septiembre 2009. [En línea]. Available: <http://www.ottobock.com.co>. [Último acceso: 14 Septiembre 2010].
- [4] J. M. DORADOR y P. RIOS, «Robotica y Protesis inteligentes,» *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, n° 1, pp. 1-15, 15-15, 2004.
- [5] T. BIONICS., «Touch Bionics,» Julio 2004. [En línea]. Available: www.Touchbiomechanics.com. [Último acceso: Octubre 2010].
- [6] A. FREIVALDS, *Biomechanics of the upper limbs*, Boca Raton, Florida: CRC press, 2004, pp. 101-187.
- [7] L. M. H. PUGLISI, «Protesis Roboticas,» *Revista del Departamento de Automatica e Informatica Industrial*, pp. 1-2, 2006.
- [8] G. R. DUNLOP, «A distributed controller for the Canterbury hand,» de *ICOM, International Conference on Mechatronics*, London, 2003.
- [9] M. HARRIS y P. KYBERD, «Desing and development of a dextrous manipulator,» de *ICOM, International Conference on Mechatronics*, London, 2003.
- [10] M. BRISTOL, *Vanguard*, U.S. Department of Veteran Afair, Washinton, 2005.
- [11] I. J. A. FLORES, «Actualidad y tendencias en el diseño de protesis de miembro superio.,» de *Memorias del X Congreso Anual de la Sociedad Mexicana de Ingenieria Mecanica*, Queretaro, 2004.
- [12] R. KUTZ, *Standard HandBook of Biomedical Engineerind Desing*, New York: McGraw Hill, 2003.
- [13] R. A. H. VITALI, *Amputaciones y Protesis*, Lodres: JIMS, 1996.
- [14] K. W. J. H. H. SAMUEL, *Biomechanical Desing of a Powered ankle-foot prosthesis*, Noordwijk:

- IEEE, 2007.
- [15] K. NORTON, «A brief history of prosthetics,» *In Motion*, pp. 17-21, 2007.
- [16] L. D. RIOS, «Uso de materiales con memoria como actuadores en los dedos de una protesis de miembro superior,,» Queretaro, 2004.
- [17] E. LOPEZ C, «Una Introduccion a la Aleaciones con Memoria de Forma,» Mexico, 2002.
- [18] P. L. D. A. M. R. , LAFONT M, «Polimeros con Memoria de Forma en el desarrollo de dispositivos medicos,» Universidad Catolica del Peru, Cuzco, 2007.
- [19] GILBERSON R, Muscle Wires: Project Book, San Fancisco, California: Mondo Tronics, 2000.
- [20] G. M. J. T. J. YANEZ, «Estudio del comportamiento de un fluido viscoelastico utilizando el modelo de Maxwell,» *Revista Colombiana de Fisica*, pp. 1014-1017, 2006.
- [21] H. PLAZA, «Propiedades viscoelasticas de materiales polimericos,» Santiago de Chile, 2002.
- [22] J. C. R. DEL RIO, «Modelo simple para la permeabilidad de un fluido viscoelastico,» *Revista Mexicana de Fisica*, 2003.
- [23] J. C. U. L. D. C. JAUREGUI, «Modelado Multidimensional de sistemas viscoelasticos,» *Ingenieria Mecanica; Tecnologia y Desarrollo*, pp. 6-12, 2005.
- [24] H. HILTON, «Generalizaed Viscoelastic, 1-DOF, Deterministic Nonlinear Oscillators,» *Journal of Non-Linear Mechanics*, pp. 1-22, 1999.
- [25] W. FLÜGGE, Viscoelasticity, Stanfor: Blaisdell, publishing Company, 1976.
- [26] R. M. CRISTENSEN, Theory of viscoelasticity, New York: Dover publication inc., 2003.
- [27] G. R. BALART, «Modelo de Kelvin-Voigt de Comportamiento Viscoelástico,» de *Modelo de Kelvin-Voigt de Comportamiento Viscoelástico*, Valencia, 2008.
- [28] D. F. B. A. F. J. CANTO, «ESTIMATIVA DA FORÇA MUSCULAR RESULTANTE DOS FLEXORES,» *Biomecanica*, pp. 65-71, 2007.
- [29] J. M. F. M. A. ROSEN, «Performances of Hill-Type and Neural Network Muscle Models—Toward a Myosignal-Based Exoskeleton,» *Computers and Biomedical Research*, pp. 415-439, 2002.
- [30] D. J. AIDLEY, The Physiology of Excitable Cells, Cambridge: Cambridge University Press, 1985.
- [31] C. P. CABALLERO A. H., «Prototipo experimental para la identificacion y control de actuadores por musculo neumatico,» *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, pp. 42-50, 2003.
- [32] H. B. CHOU C. P., «Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles.,» *IEEE, Trans. on Robotics and Automation*, pp. 12:90-102, 1996.
- [33] J. K. P. C. REPPERGER D. W., «A VSC position tracking system involving a large scale pneumatic

muscle actuator.,» de *IEEE Int. Conf. on Decision and Control*, 1998.

- [34] M. V. a. T. B. SANCHEZ A., «Nonlinear parametric identification of a McKibben artificial pneumatic muscle using flatness property of the system,» de *IEEE, Int. Conf. on Control applications*, 1998.
- [35] L. J. L. C. C. J. SANCHEZ C. M., «Diseño y Contruccion de un prototipo de Pinza y rotador (funciones de pronosupinacion)para protesis mioelestrica de mano,» *Ingenieria e Investigacion*, pp. 5-11, 2006.
- [36] T. A. RODRIGUEZ F.J., Sintesis de un mecanismo espacial para mano antropomorfica bidigital, Bogotá: Universidad Nacional, 2007.
- [37] R. M. LAURENCIKAS E., «Swendish metacarpophalanheal standars compared wiht previously published norm,» de *Radiological*, 2000.
- [38] A. K. A. C. I. W. CHAO E. Y. S., «Biomechanics of the hand. A basics research study,» *World Scientific*, 1989.
- [39] F. J. J. S. K. ANDREW E., «The fibonacci sequence. Relationship to the human hand,» *The journal of hand surgery*, pp. 157-160, 2003.
- [40] N. V. BECKER J.C., «A study of the range of motion of human finger with aoplications to anthropomorphic desing,» *IEEE. Transactions on Biomedical Enginnering*, pp. 110-117, 1988.
- [41] H. W. H. G. R. L. Z. UGBOLUE U.C., «Tendon and nerve displacement at the wrist during finger movements,» *Clinical Biomechanics*, pp. 50-56, 2005.
- [42] P.-G. A. V.-M. M. G. D. SANCHO-BRU J.L., «A 3D dynamic model of a human finger for studing free movements,» *Journal of Biomechanics*, pp. 1491-1500, 2001.
- [43] V.-C. FRANCISCO J., «Large index-fingertip forces are produced by subjec.independent patterns of muscle excitation,» *Journal of Biomechanics*, pp. 693-703, 1998.
- [44] V. SRIKANT, «Developing a biomechanical model of the upper extremities and perform kinematic its kinematic analisys, concentrating mainly on the motion at the shoulder joint.,» Industrial and nuclear Engineering- College of Engineering, Cincinnati, 2005.
- [45] T. A. SARMIENTO L. C., «Protesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca,» Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingenieria. Programa de Maestria en Automatizacion Industrial, Bogotá, 2007.
- [46] J. CRAIG, Robotica, Mexico: Pearson, 2006.
- [47] A. KAPANDJI, Fisiologia Articular. Tomo 1, Paris: Panamericana, 1998.
- [48] F. V. NORDIN M., Biomecanica basica del sistema musculo esquelético, Madrid: McGraw Hil, 1994.
- [49] C. C. OLAYA E S., «Despliegue de funcion de calidad (QFD) apoyado mediante logica difusa para requerimientos de diseño de protesis de mano,» Universidad Nacional de Colombia.

- Facultad de Ingenieria. Programa de Maestria en Materiales y Procesos, Bogotá, 2003.
- [50] Y. AKAO, Despliegue de funcion de calidad. Integracion de las necesidades del usuario en el diseño del producto, Japon, 1990.
- [51] T. E. S. D. ULRICH K., Diseño y desarrollo de productos, Mexico: McGraw Hill, 2009.
- [52] C. C. J. D. O. OLAYA E. S., «Despliegue de la Funcion de Calidad (QFD) apoyado mediante tecnicas difusas: caso protesis mioelectrica de mano.,» *Ingenieria e Investigacion*, pp. 4-14, 2005.
- [53] Y. AKAO, Despliegue de la Funcion de Calidad: integracion de las necesidades del usuario en el diseño de producto., Tokyo: McGraw Hill, 1990.
- [54] R. S. N. S. M. M. C. W. L. JACQUES G. E., «Application of quality function deployment in rehabilitation engineering,» *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, pp. 158-164, 1994.
- [55] O. DUARTE, «Tecnicas difusas en la evaluacion de impacto ambiental,» Universidad de Granada, Granada , 2000.
- [56] DIN (Deutsches Institut für Normung, Instituto Aleman de Normalizacion), *Norma DIN 33 402*, DIN, 2004, pp. 511-526.
- [57] Touch Bionics Inc, «touchbionics,» [En línea]. Available: <http://www.touchbionics.com/i-LIMB>.
- [58] ottobock.com, «ottobock,» [En línea]. Available: http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/219.html?id=245.
- [59] B.-L. J. BARR A. E., «Biomechanics of the Wrist and Hand,» de *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, Barcelona, McGraw Hill, 2003, pp. 359-385.
- [60] D. F. L. M. L. L. Z. M. Z. V. M. LI S., «Characteristic of finger force production during one and two hand task,» *Human movement science*, pp. 897-923, 2000.
- [61] T. R. T. E. P. FREUND J., «Grip forces of the fingertips,» *Clinical Biomechanics*, pp. 515-520, 2001.
- [62] robotha.com, «<http://robotha.com>,» 1 Julio 2000. [En línea]. Available: <http://robotha.com>. [Último acceso: 21 Abril 2011].
- [63] R. S. C. M. D. P. MASSA B., «Design and development of an Underactuated Prosthetic Hand,» de *International Conference on Robotics & Automation*, Washington D.C., 2002.
- [64] D. J. H. W. J. Z. R. S. DONG R. G., «Modeling of biodynamic responses distributed at the fingers and the palm of the human hand-arm system,» *Journal of Biomechanics*, pp. 2335-2340, 2007.
- [65] D. ULLMAN, The Mechanical Design Process. Fourth Edition, New York: McGraw Hill, 2010.
- [66] TOUCHBIONICS, «www.touchbionics.com,» Julio 2008. [En línea]. Available: <http://www.touchbionics.com>. [Último acceso: 14 Septiembre 2010].

- [67] N. ARZOLA de la Peña, Metodología de Diseño para Ingeniería, Bogotá, Colombia: Universidad nacional, 2011.
- [68] O. R. R. M. P. C. Bestraten B. M., «Análisis Modal de Fallos y Efectos. AMFE,» *Notas Técnicas de Prevención*, n° 679, p. 8, 2008.
- [69] S. PHEASANT, Bodyspace; Anthropometry, ergonomics and the desing of work, Londres, 1996.
- [70] C. A. C. P. H. W. M. N. B. S. P. COTTON D. P.J., «Control Strategies for a Multiple Degree of Freedom Prosthetic Hand,» *InstMC*, pp. 211-218, 2009.
- [71] C. W. L. N. S. DECHEV N., «Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand,» *Mechanism and Machine Theory*, pp. 1157-1173, 2001.
- [72] J. L. MELO, «Ergonomía aplicada al uso de herramientas,» *Ergonomia*, pp. 12-25, 2008.
- [73] R. MONREAL GONZALES, «La mano, origen, evolución y su papel en la sociedad,» vol. 21, n° 2, 2007.
- [74] C. W. GOFF, Comparative Anthropology of Man's Hand., Clinical Orthopaedics, 1959.
- [75] OTTOBOCK, «[www.ottobockus.com](http://www.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/6874.html),» OttoBock, 03 01 2012. [En línea]. Available: http://www.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/6874.html. [Último acceso: 03 07 2012].
- [76] J. DORADOR GONZALES, P. MURILLO RIOS, I. FLOREZ LUNA y A. MENDOZA JUARES, «Robotica y protesis inteligentes,» 2004.
- [77] T. BIONICS, «<http://www.touchbionics.com>,» TOUCH BIONICS, 01 2012. [En línea]. Available: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra/>. [Último acceso: 03 07 2012].
- [78] J. A. D. L. P. N. LOAIZA BERNAL, «Evolucion y tendencias en el desarrollo de protesis de mano,» vol. 78, n° 169, 2011.
- [79] Q. B. Cesar, Diseño y construccion de una protesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres, Popayan: Universidad del Cauca, 2010.
- [80] C. ELEAZAR, «<http://biomecanicakine.blogspot.com>,» 2011. [En línea]. Available: http://biomecanicakine.blogspot.com/2011_06_01_archive.html. [Último acceso: 24 07 2012].
- [81] biologiafotosdibujosimagenes, «<http://biologiafotosdibujosimagenes.blogspot.com>,» [En línea]. Available: <http://biologiafotosdibujosimagenes.blogspot.com/2011/05/dibujos-de-los-huesos-de-la-mano.html>. [Último acceso: 24 07 2012].
- [82] «[musculosestremidades](http://musculosestremidades.blogspot.com/),» 14 07 2012. [En línea]. Available: <http://musculosestremidades.blogspot.com/>. [Último acceso: 24 07 2012].
- [83] K. E. S. ULRICH, Diseño y desarrollo de producto, Mexico D.F.: Mc Graw Hill, 2007.

-
- [84] C. C. D. O. OLAYA E. S., «Despliegue de la función de calidad (QFD) apoyado mediante técnicas de lógica difusa: caso prótesis de mano,» vol. 25, n° 2, 2005.
- [85] DIN (Deutsches Institut für Normung, Instituto Alemán de Normalización), *Norma DIN 33 402*, DIN, 2004.
- [86] A. FREIVALDS, *Biomechanics of the upper limbs*, Boca Raton, Florida: CRC, 2004.

Anexo 1: Casa de la Calidad

Anexo 2: Programa en Matlab para simulación de movimientos básicos de la mano.

```

i=1; %falange (1=distal, 2=medial, 3=proximal, 4=metacarpo)
j=1; %dedo ( 1=indice, 2=corazón, 3=anular, 4=meñique)
l=[18 20 28 17; 26 29 28 20; 32 35 30 25; 80 80 80 80]; %distancias
falanges
Delta=[4 0 -4 -8]; %distancia de separación entre los dos planos
theta=pi/3; %ángulo de rotación de la muñeca que va de pi/3 a 3pi/4

for j=1:1:4
    delta=Delta(j);
    PSI=[7*pi/180 0 -7*pi/180 -14*pi/180] ; %ángulo en radianes de
    inclinación del plano que contiene el movimiento de los dedos
    psi=PSI(j);
    VT1=[0 -delta*sin(psi) delta*cos(psi)];
    MT1=[1 0 0; 0 cos(psi) sin(psi); 0 sin(psi) -cos(psi)];

    for t=0:1:5
        alfa=7e-16/12*(t)^4-0.1508/6*(t)^3+0.377/2*(t)^2; %ángulo en
        radianes relativo entre la falanges 1 y 2
        beta=7e-16/12*(t)^4-0.1508/6*(t)^3+0.377/2*(t)^2; %ángulo en
        radianes relativo entre las falanges 2 y 3
        gama=7e-16/12*(t)^4-0.1508/6*(t)^3+0.377/2*(t)^2; %ángulo en
        radianes relativo entre las falanges 3 y 4
        omega=-pi/4; %ángulo en radianes de giro de la muñeca que va de
        -pi/4 a pi/2.
        MT2=[cos(omega) -sin(omega) 0; sin(omega) cos(omega) 0; 0 0 1];
        theta=3*pi/4;
        MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

        i=4; ra4=[0 l(i,j) 0]; rd4=((ra4*MT1))*MT2*MT3;
        i=3; ra3=([ra4(1)+l(i,j)*sin(gama) ra4(2)+l(i,j)*cos(gama) 0]);
        rd3=((ra3*MT1))*MT2*MT3;
        i=2;
        ra2=([ra3(1)+l(i,j)*sin(gama+beta) ra3(2)+l(i,j)*cos(gama+beta)
0]);
        rd2=((ra2*MT1))*MT2*MT3;
        i=1;
        ra1=([ra2(1)+l(i,j)*sin(alfa+gama+beta)
ra2(2)+l(i,j)*cos(alfa+gama+beta) 0]);
        rd1=((ra1*MT1))*MT2*MT3;
        rd5=(VT1)*MT2*MT3;
        if j==2
            ra6=[0 -50 0];
            rd6=((ra6*MT1)); %*MT2)*MT3;
        else
            rd6=[0 0 0];

```

```

end

x(t+1,:,j)=[0 rd6(1) 0 rd5(1) rd4(1) rd3(1) rd2(1) rd1(1)];
y(t+1,:,j)=[0 rd6(2) 0 rd5(2) rd4(2) rd3(2) rd2(2) rd1(2)];
z(t+1,:,j)=[0 rd6(3) 0 rd5(3) rd4(3) rd3(3) rd2(3) rd1(3)];
end

for t=6:1:11
    omega=3*pi/20*(t-6)-pi/4;
    MT2=[cos(omega) -sin(omega) 0; sin(omega) cos(omega) 0; 0 0 1];
    theta=3*pi/4;
    MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

    i=4; ra4=[0 l(i,j) 0]; rd4=((ra4*MT1)*MT2)*MT3;
    i=3; ra3=([ra4(1)+l(i,j)*sin(gama) ra4(2)+l(i,j)*cos(gama) 0]);
    rd3=((ra3*MT1)*MT2)*MT3;
    i=2;
    ra2=([ra3(1)+l(i,j)*sin(gama+beta) ra3(2)+l(i,j)*cos(gama+beta)
0]);
    rd2=((ra2*MT1)*MT2)*MT3;
    i=1;
    ra1=([ra2(1)+l(i,j)*sin(alfa+gama+beta)
ra2(2)+l(i,j)*cos(alfa+gama+beta) 0]);
    rd1=((ra1*MT1)*MT2)*MT3;
    rd5=(VT1*MT2)*MT3;
    if j==2
        ra6=[0 -50 0]; rd6=((ra6*MT1)); %*MT2)*MT3;
    else
        rd6=[0 0 0];
    end

    x(t+1,:,j)=[0 rd6(1) 0 rd5(1) rd4(1) rd3(1) rd2(1) rd1(1)];
    y(t+1,:,j)=[0 rd6(2) 0 rd5(2) rd4(2) rd3(2) rd2(2) rd1(2)];
    z(t+1,:,j)=[0 rd6(3) 0 rd5(3) rd4(3) rd3(3) rd2(3) rd1(3)];
end

for t=12:1:18
    theta=(-13*pi/60)*(t-12)+(3*pi/4);
    MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

    i=4;
    ra4=[0 l(i,j) 0]; rd4=((ra4*MT1)*MT2)*MT3;
    i=3;
    ra3=([ra4(1)+l(i,j)*sin(gama) ra4(2)+l(i,j)*cos(gama) 0]);
    rd3=((ra3*MT1)*MT2)*MT3;
    i=2;
    ra2=([ra3(1)+l(i,j)*sin(gama+beta) ra3(2)+l(i,j)*cos(gama+beta)
0]);
    rd2=((ra2*MT1)*MT2)*MT3;
    i=1;
    ra1=([ra2(1)+l(i,j)*sin(alfa+gama+beta)
ra2(2)+l(i,j)*cos(alfa+gama+beta) 0]);
    rd1=((ra1*MT1)*MT2)*MT3;
    rd5=(VT1*MT2)*MT3;

```

```

        if j==2
            ra6=[0 -50 0];
            rd6=((ra6*MT1)); %*MT2)*MT3;
        else
            rd6=[0 0 0];
        end

        x(t+1,:,j)=[0 rd6(1) 0 rd5(1) rd4(1) rd3(1) rd2(1) rd1(1)];
        y(t+1,:,j)=[0 rd6(2) 0 rd5(2) rd4(2) rd3(2) rd2(2) rd1(2)];
        z(t+1,:,j)=[0 rd6(3) 0 rd5(3) rd4(3) rd3(3) rd2(3) rd1(3)];
    end

    for t=19:1:24
        theta=(13*pi/60)*(t-19)-(pi/3);
        MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

        i=4;
        ra4=[0 1(i,j) 0]; rd4=((ra4*MT1)*MT2)*MT3;
        i=3;
        ra3=([ra4(1)+1(i,j)*sin(gama) ra4(2)+1(i,j)*cos(gama) 0]);
        rd3=((ra3*MT1)*MT2)*MT3;
        i=2;
        ra2=([ra3(1)+1(i,j)*sin(gama+beta) ra3(2)+1(i,j)*cos(gama+beta)
0]);
        rd2=((ra2*MT1)*MT2)*MT3;
        i=1;
        ra1=([ra2(1)+1(i,j)*sin(alfa+gama+beta)
ra2(2)+1(i,j)*cos(alfa+gama+beta) 0]);
        rd1=((ra1*MT1)*MT2)*MT3;
        rd5=(VT1*MT2)*MT3;
        if j==2
            ra6=[0 -50 0];
            rd6=((ra6*MT1)); %*MT2)*MT3;
        else
            rd6=[0 0 0];
        end

        x(t+1,:,j)=[0 rd6(1) 0 rd5(1) rd4(1) rd3(1) rd2(1) rd1(1)];
        y(t+1,:,j)=[0 rd6(2) 0 rd5(2) rd4(2) rd3(2) rd2(2) rd1(2)];
        z(t+1,:,j)=[0 rd6(3) 0 rd5(3) rd4(3) rd3(3) rd2(3) rd1(3)];
    end

    for t=25:1:30
        omega=-3*pi/20*(t-25)+pi/2;
        MT2=[cos(omega) -sin(omega) 0; sin(omega) cos(omega) 0; 0 0 1];

        i=4;
        ra4=[0 1(i,j) 0];
        rd4=((ra4*MT1)*MT2)*MT3;
        i=3;
        ra3=([ra4(1)+1(i,j)*sin(gama) ra4(2)+1(i,j)*cos(gama) 0]);
        rd3=((ra3*MT1)*MT2)*MT3;
        i=2;

```

```

    ra2=([ra3(1)+l(i,j)*sin(gama+beta) ra3(2)+l(i,j)*cos(gama+beta)
0]);
    rd2=((ra2*MT1)*MT2)*MT3;
    i=1;
    ra1=([ra2(1)+l(i,j)*sin(alfa+gama+beta)
ra2(2)+l(i,j)*cos(alfa+gama+beta) 0]);
    rd1=((ra1*MT1)*MT2)*MT3;
    rd5=(VT1*MT2)*MT3;
    if j==2
        ra6=[0 -50 0];
        rd6=((ra6*MT1)); %*MT2)*MT3;
    else
        rd6=[0 0 0];
    end

    x(t+1,:,j)=[0 rd6(1) 0 rd5(1) rd4(1) rd3(1) rd2(1) rd1(1)];
    y(t+1,:,j)=[0 rd6(2) 0 rd5(2) rd4(2) rd3(2) rd2(2) rd1(2)];
    z(t+1,:,j)=[0 rd6(3) 0 rd5(3) rd4(3) rd3(3) rd2(3) rd1(3)];
end

for t=31:1:36
    alfa=-pi/10*(t-31)+pi/2; %ángulo en radianes relativo entre la
falanges 1 y 2
    beta=-pi/10*(t-31)+pi/2; %ángulo en radianes relativo entre las
falanges 2 y 3
    gama=-pi/10*(t-31)+pi/2; %ángulo en radianes relativo entre las
falanges 3 y 4
    omega=-pi/4; %ángulo en radianes de giro de la muñeca que va de
-pi/4 a pi/2.
    MT2=[cos(omega) -sin(omega) 0; sin(omega) cos(omega) 0; 0 0 1];
    theta=3*pi/4;
    MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

    i=4;
    ra4=[0 l(i,j) 0];
    rd4=((ra4*MT1)*MT2)*MT3;
    i=3;
    ra3=([ra4(1)+l(i,j)*sin(gama) ra4(2)+l(i,j)*cos(gama) 0]);
    rd3=((ra3*MT1)*MT2)*MT3;
    i=2;
    ra2=([ra3(1)+l(i,j)*sin(gama+beta) ra3(2)+l(i,j)*cos(gama+beta)
0]);
    rd2=((ra2*MT1)*MT2)*MT3;
    i=1;
    ra1=([ra2(1)+l(i,j)*sin(alfa+gama+beta)
ra2(2)+l(i,j)*cos(alfa+gama+beta) 0]);
    rd1=((ra1*MT1)*MT2)*MT3;
    rd5=(VT1*MT2)*MT3;
    if j==2
        ra6=[0 -50 0];
        rd6=((ra6*MT1)); %*MT2)*MT3;
    else
        rd6=[0 0 0];
    end
end

```



```

        x(t+1,:,j)=[0 rd6(1) 0 rd5(1) rd4(1) rd3(1) rd2(1) rd1(1)];
        y(t+1,:,j)=[0 rd6(2) 0 rd5(2) rd4(2) rd3(2) rd2(2) rd1(2)];
        z(t+1,:,j)=[0 rd6(3) 0 rd5(3) rd4(3) rd3(3) rd2(3) rd1(3)];
    end

end

%% PULGAR
landa=50;
l1=30;
l2=30;
l3=20;
eta=30*pi/180;
dx=0;
dy=-25;
dz=33.5;
% xprin con x' y' z', yprin x' y' z', zprin x' y' z'

for t=0:1:5
    eps=pi/10*t;
    nu=2*pi/10*t;
    omicron=5*pi/20*t;
    omega=-pi/4;
    MT2=[cos(omega) -sin(omega) 0; sin(omega) cos(omega) 0; 0 0 1];
    theta=3*pi/4;
    MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

    r1=[0 landa 0];
    rp1=r1*MT2*MT3;
    r2=r1+[0 l1 0]*[1 0 0; 0 cos(eta) sin(eta); 0 -sin(eta) cos(eta)];
    rp2=r2*MT2*MT3;
    r3=r2+[dx dy dz]*[cos(eps) 0 -sin(eps); 0 1 0; sin(eps) 0 cos(eps)];
    rp3=r3*MT2*MT3;
    r4=r3+[0 0 l2]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
    cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
    cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(nu) 0 -sin(nu) ; 0 1 0; sin(nu)
    0 cos(nu)];
    rp4=r4*MT2*MT3;
    r5=r4+[0 0 l3]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
    cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
    cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(omicron) 0 -sin(omicron); 0 1
    0; sin(omicron) 0 cos(omicron)];
    rp5=r5*MT2*MT3;

    x(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(1) rp2(1) rp3(1) rp4(1) rp5(1) ];
    y(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(2) rp2(2) rp3(2) rp4(2) rp5(2) ];
    z(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(3) rp2(3) rp3(3) rp4(3) rp5(3) ];
end

for t=6:1:11
    omega=3*pi/20*(t-6)-pi/4;
    MT2=[cos(omega) -sin(omega) 0; sin(omega) cos(omega) 0; 0 0 1];
    theta=3*pi/4;

```

```

MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

r1=[0 landa 0]);
rp1=r1*MT2*MT3;
r2=r1+[0 11 0]*[1 0 0; 0 cos(eta) sin(eta); 0 -sin(eta) cos(eta)];
rp2=r2*MT2*MT3;
r3=r2+[dx dy dz]*[cos(eps) 0 -sin(eps); 0 1 0 ; sin(eps) 0 cos(eps)];
rp3=r3*MT2*MT3;
r4=r3+[0 0 12]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(nu) 0 -sin(nu) ; 0 1 0; sin(nu)
0 cos(nu)];
rp4=r4*MT2*MT3;
r5=r4+[0 0 13]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(omicron) 0 -sin(omicron); 0 1
0;sin(omicron) 0 cos(omicron)];
rp5=r5*MT2*MT3;

x(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(1) rp2(1) rp3(1) rp4(1) rp5(1) ];
y(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(2) rp2(2) rp3(2) rp4(2) rp5(2) ];
z(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(3) rp2(3) rp3(3) rp4(3) rp5(3) ];
end

for t=12:1:18
theta=(-13*pi/60)*(t-12)+(3*pi/4);
MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

r1=[0 landa 0]);
rp1=r1*MT2*MT3;
r2=r1+[0 11 0]*[1 0 0; 0 cos(eta) sin(eta); 0 -sin(eta) cos(eta)];
rp2=r2*MT2*MT3;
r3=r2+[dx dy dz]*[cos(eps) 0 -sin(eps); 0 1 0 ; sin(eps) 0 cos(eps)];
rp3=r3*MT2*MT3;
r4=r3+[0 0 12]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(nu) 0 -sin(nu) ; 0 1 0; sin(nu)
0 cos(nu)];
rp4=r4*MT2*MT3;
r5=r4+[0 0 13]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(omicron) 0 -sin(omicron); 0 1
0;sin(omicron) 0 cos(omicron)];
rp5=r5*MT2*MT3;
x(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(1) rp2(1) rp3(1) rp4(1) rp5(1) ];
y(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(2) rp2(2) rp3(2) rp4(2) rp5(2) ];
z(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(3) rp2(3) rp3(3) rp4(3) rp5(3) ];
end

for t=19:1:24
theta=(13*pi/60)*(t-19)-(pi/3);
MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

r1=[0 landa 0]);

```

```

    rp1=r1*MT2*MT3;
    r2=r1+[0 11 0]*[1 0 0; 0 cos(eta) sin(eta); 0 -sin(eta) cos(eta)];
    rp2=r2*MT2*MT3;
    r3=r2+[dx dy dz]*[cos(eps) 0 -sin(eps); 0 1 0 ; sin(eps) 0 cos(eps)];
    rp3=r3*MT2*MT3;
    r4=r3+[0 0 12]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(nu) 0 -sin(nu) ; 0 1 0; sin(nu)
0 cos(nu)];
    rp4=r4*MT2*MT3;
    r5=r4+[0 0 13]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(omicron) 0 -sin(omicron); 0 1
0;sin(omicron) 0 cos(omicron)];
    rp5=r5*MT2*MT3;
    x(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(1) rp2(1) rp3(1) rp4(1) rp5(1) ];
    y(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(2) rp2(2) rp3(2) rp4(2) rp5(2) ];
    z(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(3) rp2(3) rp3(3) rp4(3) rp5(3) ];
end

for t=25:1:30
    omega=-3*pi/20*(t-25)+pi/2;
    MT2=[cos(omega) -sin(omega) 0; sin(omega) cos(omega) 0; 0 0 1];

    r1=[0 landa 0]);
    rp1=r1*MT2*MT3;
    r2=r1+[0 11 0]*[1 0 0; 0 cos(eta) sin(eta); 0 -sin(eta) cos(eta)];
    rp2=r2*MT2*MT3;
    r3=r2+[dx dy dz]*[cos(eps) 0 -sin(eps); 0 1 0 ; sin(eps) 0 cos(eps)];
    rp3=r3*MT2*MT3;
    r4=r3+[0 0 12]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(nu) 0 -sin(nu) ; 0 1 0; sin(nu)
0 cos(nu)];
    rp4=r4*MT2*MT3;
    r5=r4+[0 0 13]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(omicron) 0 -sin(omicron); 0 1
0;sin(omicron) 0 cos(omicron)];
    rp5=r5*MT2*MT3;

    x(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(1) rp2(1) rp3(1) rp4(1) rp5(1) ];
    y(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(2) rp2(2) rp3(2) rp4(2) rp5(2) ];
    z(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(3) rp2(3) rp3(3) rp4(3) rp5(3) ];
end

for t=31:1:36
    omega=-pi/4;    %ángulo en radianes de giro de la muñeca que va de -
pi/4 a pi/2.
    MT2=[cos(omega) -sin(omega) 0; sin(omega) cos(omega) 0; 0 0 1];
    theta=3*pi/4;
    MT3=[cos(theta) 0 -sin(theta); 0 1 0; sin(theta) 0 cos(theta)];

    eps=-pi/10*(t-31)+pi/2;
    nu=-2*pi/10*(t-31)+pi;

```

```

    omicron=-5*pi/20*(t-31)+5*pi/4;

    r1=[0 landa 0]);
    rp1=r1*MT2*MT3;
    r2=r1+[0 11 0]*[1 0 0; 0 cos(eta) sin(eta); 0 -sin(eta) cos(eta)];
    rp2=r2*MT2*MT3;
    r3=r2+[dx dy dz]*[cos(eps) 0 -sin(eps); 0 1 0 ; sin(eps) 0 cos(eps)];
    rp3=r3*MT2*MT3;
    r4=r3+[0 0 12]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(nu) 0 -sin(nu) ; 0 1 0; sin(nu)
0 cos(nu)];
    rp4=r4*MT2*MT3;
    r5=r4+[0 0 13]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(omicron) 0 -sin(omicron); 0 1
0;sin(omicron) 0 cos(omicron)];
    rp5=r5*MT2*MT3;

    x(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(1) rp2(1) rp3(1) rp4(1) rp5(1) ];
    y(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(2) rp2(2) rp3(2) rp4(2) rp5(2) ];
    z(t+1,:,5)=[0 0 0 rp1(3) rp2(3) rp3(3) rp4(3) rp5(3) ];
end
t=1:1:37;
for i=1:1:length(t)
    plot3(-200,-200,-200)
    grid on
    hold on
    plot3(200,150,200)

    plot3(z(i,:,1),x(i,:,1),y(i,:,1),z(i,:,2),x(i,:,2),y(i,:,2),z(i,:,3),x(i,
,:,3),y(i,:,3),z(i,:,4),x(i,:,4),y(i,:,4),z(i,:,5),x(i,:,5),y(i,:,5),'Line
Width',2)
    pause(0.2)

    % ==para Hacer GIF==
    Image = getframe;
    P = frame2im(Image);
    number = num2str(i);
    extension = '.bmp';
    filename = [number,extension];
    imwrite(P,eval('filename'), 'bmp');
    hold off
end

```

Anexo 3: Programa en Matlab. Simulación de la mano agarrando un cilindro.

```

i=1; %falange (1=distal, 2=medial, 3=proximal, 4=metacarpo)
j=1; %dedo ( 1=índice, 2=corazón, 3=anular, 4=meñique)
l=[18 20 28 17; 26 29 28 20; 32 35 30 25; 80 80 80 80]; %distancias
falanges
Delta=[4 0 -4 -8]; %distancia de separación entre los dos planos
theta=pi/3; %angulo de rotación de la muñeca que va de pi/3 a 3pi/4

for j=1:1:4
    delta=Delta(j);
    PSI=[7*pi/180 0 -7*pi/180 -14*pi/180] ;
    psi=PSI(j);
    VT1=[0 -delta*sin(psi) delta*cos(psi)];
    MT1=[1 0 0; 0 cos(psi) sin(psi); 0 sin(psi) -cos(psi)];

    r=0;
    for t=0:0.4:2.8
        alfa=7e-16/12*(t)^4-0.1508/6*(t)^3+0.377/2*(t)^2;
        beta=7e-16/12*(t)^4-0.1508/6*(t)^3+0.377/2*(t)^2;
        gama=7e-16/12*(t)^4-0.1508/6*(t)^3+0.377/2*(t)^2;
        i=4; ra4=[0 l(i,j) 0]; rd4=((ra4*MT1));
        i=3;
        ra3=([ra4(1)+l(i,j)*sin(gama) ra4(2)+l(i,j)*cos(gama) 0]);
        rd3=((ra3*MT1));
        i=2;
        ra2=([ra3(1)+l(i,j)*sin(gama+beta) ra3(2)+l(i,j)*cos(gama+beta)
0]);
        rd2=((ra2*MT1));
        i=1;
        ra1=([ra2(1)+l(i,j)*sin(alfa+gama+beta)
ra2(2)+l(i,j)*cos(alfa+gama+beta) 0]);
        rd1=((ra1*MT1));
        rd5=(VT1);
        if j==2
            ra6=[0 -50 0]; rd6=((ra6*MT1));
        else
            rd6=[0 0 0];
        end
        x(r+1,:,j)=[0 rd6(1) 0 rd5(1) rd4(1) rd3(1) rd2(1) rd1(1)];
        y(r+1,:,j)=[0 rd6(2) 0 rd5(2) rd4(2) rd3(2) rd2(2) rd1(2)];
        z(r+1,:,j)=[0 rd6(3) 0 rd5(3) rd4(3) rd3(3) rd2(3) rd1(3)];
        r=r+1;
    end
end

%% PULGAR
landa=50; l1=30; l2=30; l3=20; eta=30*pi/180; dx=0; dy=-25; dz=33.5; r=0;

for t=0:0.4:2.8
    eps=pi/10*t;

```

```

nu=2*pi/10*t;
omicron=5*pi/20*t;

r1=[0 landa 0];
r2=r1+[0 11 0]*[1 0 0; 0 cos(eta) sin(eta); 0 -sin(eta) cos(eta)];
r3=r2+[dx dy dz]*[cos(eps) 0 -sin(eps); 0 1 0 ; sin(eps) 0 cos(eps)];
r4=r3+[0 0 12]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(nu) 0 -sin(nu) ; 0 1 0; sin(nu)
0 cos(nu)];
r5=r4+[0 0 13]*[cos((45*pi/180)) cos((45*pi/180)) cos((90*pi/180)) ;
cos((51.7*pi/180)) cos(61.5*pi/180) cos(61.14*pi/180) ; cos((90*pi/180))
cos((70.4*pi/180)) cos((29*pi/180))]*[cos(omicron) 0 -sin(omicron); 0 1
0;sin(omicron) 0 cos(omicron)];

x(r+1,:,5)=[0 0 0 r1(1) r2(1) r3(1) r4(1) r5(1) ];
y(r+1,:,5)=[0 0 0 r1(2) r2(2) r3(2) r4(2) r5(2) ];
z(r+1,:,5)=[0 0 0 r1(3) r2(3) r3(3) r4(3) r5(3) ];
r=r+1;
end

%% Cilindro
[xc yc zc]=cylinder(20); xc=xc-30; yc=yc+75; zc(1,:)=zc(1,)-25;
zc(2,:)=zc(2,)+24;

%% PLOT
t=1:1:8;
for i=1:1:length(t)
    plot3(-200,-200,-200)
    grid on
    hold on
    plot3(200,150,200)
    plot3(-z(i,:,1),-x(i,:,1),y(i,:,1),-z(i,:,2),-x(i,:,2),y(i,:,2),-
z(i,:,3),-x(i,:,3),y(i,:,3),-z(i,:,4),-x(i,:,4),y(i,:,4),-z(i,:,5),-
x(i,:,5),y(i,:,5), 'LineWidth',2)
    surf(zc, xc,yc, 'FaceColor',[1,1,1])
    pause(0.2)

    % ==para Hacer GIF==
    Image = getframe;
    P = frame2im(Image);
    number = num2str(i);
    extension = '.bmp';
    filename = [number,extension];
    imwrite(P,eval('filename'), 'bmp');
    hold off
end

```

Anexo 4: Planos

Anexo 5: Hojas Tecnicas Motores recomendados

Anexo 6: AMFE