

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Excelencia que trasciende

DEL VALLE
GRUPO EDUCATIVO

**Trabajo de investigación presentado por Pablo Daniel Mazariegos de la Cerda
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería en Mecatrónica**

Guatemala

2012

**Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la
Prótesis Biónica Transhumeral**

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la

Prótesis Biónica Transhumeral

**Trabajo de investigación presentado por Pablo Daniel Mazariegos de la Cerda
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería en Mecatrónica**

Guatemala

2012

Vo. Bo. :


(f) 

Ing. Roberto Delgado

Tribunal Examinador:

(f) 

Ing. Roberto Delgado

(f) 

MSc. Carlos Esquit

(f) 

Ing. Víctor Hugo Ayerdi

Fecha de aprobación: 03 de diciembre del año 2012

PREFACIO

A través de observar y experimentar que mediante la aplicación de todos los conocimientos adquiridos a lo largo de mi carrera universitaria, se puede mejorar y lograr hacer más eficientes las cosas, surge la idea y oportunidad de implementar nuevas ideas para resolver los problemas que tenía el proyecto de la Prótesis Biónica Transhumeral. Este proyecto se llevó a cabo en la modalidad de Megaproyecto, con la ayuda de mi compañero Luis Pedro Montenegro, con quien definimos las mejoras que cada uno realizaría en la prótesis.

En un inicio se pretendía cambiar muchas partes de la prótesis, pero por razones prácticas nos enfocamos más en resolver problemas puntuales que impedían su uso de manera más eficiente. Sin embargo, debido a nuestro gran deseo de darle un aspecto más real y natural a la prótesis, surge el nombre del proyecto, PROTOLIFE. El principal objetivo es poder aportar nuestro conocimiento para mejorar y brindar una solución que cumpla con los principales requerimientos de diseño de una prótesis comercial a un precio más bajo, y adicionalmente considerando darle un aspecto más natural sin olvidar su funcionalidad, así como la comodidad para el usuario.

Este trabajo es el resultado del esfuerzo por hacer algo novedoso y práctico, que pueda ayudar a muchas personas que necesiten una prótesis de esta naturaleza. Por lo que se lo dedico principalmente a ellos, a Dios por darme la oportunidad de poder trabajar en un proyecto como este, a mi familia por darme el apoyo durante todo este tiempo, a mis compañeros, y en especial a mis catedráticos por brindarme el apoyo y ser la herramienta de guía y orientación a lo largo de este trabajo.

CONTENIDO

PREFACIO	VI
LISTA DE TABLAS	X
LISTA DE FIGURAS	XII
RESUMEN	XVI
I. INTRODUCCIÓN	1
II. OBJETIVOS	5
III. MARCO TEÓRICO	6
IV. ANTECEDENTES	17
V. DELIMITACIÓN E IMPACTO DEL TEMA	20
VI. METODOLOGÍA	22
VII. FUERZA DE LOS DEDOS DE LA MANO	24
A. Mediciones de fuerza de los dedos de la mano humana con un sensor de fuerza	24
B. Mediciones de fuerza de los dedos de la prótesis con un sensor de fuerza. ...	27
C. Resultados de la fuerza de los dedos de la mano en hombres	28
D. Resultados de la fuerza de los dedos de la mano en mujeres	31
E. Fuerza de los dedos de la mano de la prótesis	34
F. Resultados de la fuerza promedio en los dedos	34
VIII. SELECCIÓN DE ACTUADORES	37
A. Experimentación con alambres musculares Flexinol	37
B. Resultados y discusión del manejo del Flexinol	40
C. Motor DC con engranajes cónicos	43
D. Resultados y discusión del análisis de fuerzas en los engranes	44
E. Motor DC con engranaje de tornillo sin fin	48
F. Comparación de mecanismos para la articulación de los dedos de la prótesis .	51
G. Análisis de fuerza en el dedo	52
H. Comparación de las alternativas propuestas para la articulación de los dedos	56
I. Nuevo mecanismo de accionamiento del dedo halado por hilos / tendones.	60
J. Comparación de las alternativas propuestas para la articulación de los dedos .	65
K. Comparación de fuerza con respecto a la fuerza original de la prótesis	69
L. Servos sugeridos para el mecanismo de articulación en los dedos	72
M. Selección de Servo	73
IX. ESTRUCTURA	74
A. Primer diseño del modelo del dedo.	74
B. Resultados del primer diseño del modelo del dedo	75
C. Análisis de estrés del modelo del dedo en AutoDesk Inventor	80
D. Resultados y discusión del análisis del modelo del dedo en AutoDesk Inventor	84
E. Maquinado del modelo del dedo	86
F. Cotización de impresión en 3D de un diseño del modelo del dedo	87
G. Cotizaciones del maquinado del modelo del dedo	87

H. Pruebas con el prototipo del dedo	87
I. Acople del modelo del dedo con la mano	90
J. Resultados del acople del modelo del dedo en la prótesis original	91
K. Pruebas con el mecanismo de accionamiento.	92
L. Conexión de tendones del dedo	92
M. Experimentación de un dedo con el servo HS-85MG+	94
N. Resultados de experimentación de un dedo con el servo HS-85MG+	95
O. Diseño final de todos los dedos de la mano	96
P. Ensamble de los dedos	98
Q. Diseño de la palma de la mano y posicionamiento de servomotores	99
R. Resultados del diseño de la parte central de la palma de la mano y posicionamiento de servomotores	99
S. Material para fabricar las yemas de los dedos	111
X. POTENCIA PARA LOS ACTUADORES	114
A. Diseño y resultados	115
B. Circuito de potencia para controlar los servomotores	116
XII. SENSORES	120
A. Sensores para la determinación de la presión que ejercen los dedos en la mano	120
B. Caracterización de los sensores de fuerza FSR	121
C. Resultados de la caracterización sensores de fuerza FSR	122
D. Circuito para adquirir la presión de los sensores FSR	127
XII. IMPLEMENTACIÓN DE LOS SENSORES, ACTUADORES Y ESTRUCTURA PARA PRUEBAS DE LABORATORIO	129
A. Resultados	129
B. Pruebas de Laboratorio	132
C. Resultados	132
XIII. CONCLUSIONES	137
XIV. RECOMENDACIONES	140
XVI. BIBLIOGRAFÍA	141
XVII. ANEXOS	145
XVIII. GLOSARIO	150

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla I. Características físicas de la aleación de Nitinol.	10
Tabla II. Características de los alambres de Flexinol según su diámetro.	14
Tabla III. Cronograma de las actividades del trabajo de graduación.	23
Tabla IV. Fuerza promedio de los dedos en hombre, mujeres y la prótesis original.	35
Tabla V. Análisis estadístico descriptivo global de los promedios de fuerza muestreada en todos los dedos de la mano.	35
Tabla VI. Fuerza promedio de todos los dedos, y el porcentaje para analizar posibles casos de fuerza.	36
Tabla VII. Propiedades de los alambres musculares Flexinol.	38
Tabla VIII. Datos del motor GH684S.	44
Tabla IX. Datos de los engranes GMM0.3-14-15-P1.	44
Tabla X. Características del motor GH810136V3L propuesto para esta nueva alternativa.	49
Tabla XI. Relación de torque, entre el torque requerido y el torque proporcionado por este mecanismo con el motor GH810136V3L.	50
Tabla XII. Fuerza por tensión generada en la falange distal.	54
Tabla XIII. Fuerza por tensión generada en la falange medio.	54
Tabla XIV. Fuerza por tensión generada en la falange proximal.	55
Tabla XV. Fuerza total por tensión generada en el dedo.	55
Tabla XVI. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 100% de la fuerza muestreada.	56
Tabla XVII. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 80% de la fuerza muestreada.	57
Tabla XVIII. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 60% de la fuerza muestreada.	57
Tabla XIX. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 40% de la fuerza muestreada.	58
Tabla XX. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 100% de la fuerza muestreada.	58
Tabla XXI. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 80% de la fuerza muestreada.	59
Tabla XXII. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 60% de la fuerza muestreada.	59
Tabla XXIII. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 40% de la fuerza muestreada.	59
Tabla XXIV. Fuerza por tensión generada en la falange distal.	63
Tabla XXV. Fuerza por tensión generada en la falange medio.	64
Tabla XXVI. Fuerza por tensión generada en la falange proximal.	64
Tabla XXVII. Fuerza total por tensión generada en el dedo.	64

Tabla XXVIII. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 100% de la fuerza muestreada.	65
Tabla XXIX. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 80% de la fuerza muestreada.	66
Tabla XXX. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 60% de la fuerza muestreada.	66
Tabla XXXI. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 40% de la fuerza muestreada.	67
Tabla XXXII. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 100% de la fuerza muestreada.	67
Tabla XXXIII. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 80% de la fuerza muestreada.	68
Tabla XXXIV. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 60% de la fuerza muestreada.	68
Tabla XXXV. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 40% de la fuerza muestreada.	68
Tabla XXXVI. Fuerza por tensión generada en la falange distal de la prótesis original.	69
Tabla XXXVII. Fuerza por tensión generada en la falange medio de la prótesis original. ...	69
Tabla XXXVIII. Fuerza por tensión total requerida de la prótesis original.	69
Tabla XXXIX. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida de la prótesis original al 100% de la fuerza muestreada.	70
Tabla XL. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida de la prótesis original al 80% de la fuerza muestreada.	70
Tabla XLI. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida de la prótesis original al 60% de la fuerza muestreada.	71
Tabla XLII. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida de la prótesis original al 40% de la fuerza muestreada.	71
Tabla XLIII. Detalles de los Servos propuestos para el mecanismo de articulación de los dedos.	72
Tabla XLIV. Cotización del Servo Futaba S3102.	73
Tabla XLV. Promedios de fuerza de puños de hombres y mujeres para ambas manos (datos kilogramos).	84
Tabla XLVI. Mediciones de las falanges de la mano derecha.	96
Tabla XLVII. Mediciones de corriente (mA) en cada servo de la mano, en tres posibles casos de movimiento.	116
Tabla XLVIII. Peso de la base utilizada para soportar los pesos utilizados.	123
Tabla XLIX. Resultados obtenidos de la caracterización de los sensores de fuerza FSR.	123
Tabla L. Resultados obtenidos del experimento de sensibilidad del sensor en la yema. ...	126
Tabla LI. Mensaje tipo No.1, movimientos individuales.	132
Tabla LII. Mensaje tipo No.2, Selección de agarre y ajuste de agarre.	132
Tabla LIII. Mensaje tipo No.3, posiciones predefinidas.	132
Tabla LIV: Tabla de colores de cables y rangos de movimiento en grados de cada servo...	146

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1. Diagrama de Bloques Global del proyecto Protolife.	2
Figura 2. Diagrama de Bloques del Módulo de la Mano del proyecto Protolife.	3
Figura 3. Huesos de una mano humana.	7
Figura 4. Fases de temperatura del Nitinol.	10
Figura 5. Formas de aplicar una fuerza de tensión opuesta a la dirección de contracción.	11
Figura 6. Curva de histéresis de la respuesta al calor del Nitinol.	12
Figura 7. Tendones y ligamentos.	15
Figura 8. Tendones de dedos robóticos de 2N y N+1 (N = grados de libertad).	16
Figura 9. Sensor de Fuerza Pasco, utilizado para la determinación de la fuerza de la mano.	24
Figura 10. Diseño para tomar mediciones de fuerza en los dedos.	25
Figura 11. Sensor de Fuerza Pasco, colocado en la barra del soporte.	25
Figura 12. Hilo sujeto a la argolla, para poder halar la argolla del sensor de fuerza.	26
Figura 13. Sensor colocado con el hilo para halar a una distancia de 30 cm.	26
Figura 14. Tomando mediciones, de la fuerza de un dedo índice.	27
Figura 15. Mediciones de fuerza tomadas, con la prótesis.	27
Figura 16. Dedo halando la argolla del sensor de fuerza Pasco.	28
Figura 17. Fuerza del dedo pulgar en hombres.	28
Figura 18. Fuerza del dedo índice en hombres.	29
Figura 19. Fuerza del dedo medio en hombres.	29
Figura 20. Fuerza del dedo anular en hombres.	30
Figura 21. Fuerza del dedo meñique en hombres.	30
Figura 22. Fuerza del dedo pulgar en mujeres.	31
Figura 23. Fuerza del dedo índice en mujeres.	32
Figura 24. Fuerza del dedo medio en mujeres.	32
Figura 25. Fuerza del dedo anular en mujeres.	33
Figura 26. Fuerza del dedo meñique en mujeres.	33
Figura 27. Fuerza del dedo medio de la prótesis original.	34
Figura 28. Modelo de un dedo en cartón.	39
Figura 29. Modelos de dedos en cartón.	39
Figura 30. Modelo del dedo hecho en porcelana.	40
Figura 31. Modelo del dedo hecho en porcelana, articulado.	40
Figura 32. Tratamiento de temperatura dándole forma a un alambre de Flexinol.	41
Figura 33. Accionamiento de un cable Flexinol.	41
Figura 34. Modelo de dedo en Cartón con el Flexinol implementado.	42
Figura 35. Mecanismo de engranaje cónico con motor.	43
Figura 36. Dimensiones del motor GH684S.	44
Figura 37. Diseño de engranajes cónicos GMM0.3-14-15P1.	45

Figura 38. Terminología del engranaje cónico.	45
Figura 39. Fuerzas que actúan en los dientes de un engrane cónico.	47
Figura 40. Dimensiones del motor GH810136V3L.	49
Figura 41. Dimensiones de los engranes corona y tornillo sin fin propuestos para trabajar con el motor GH810136V3L.	49
Figura 42. Alternativa de utilizar un mecanismo de tornillo sin fin para la articulación de los dedos.	50
Figura 43. Viga empotrada en voladizo con una carga concentrada en un extremo con un tensor.	51
Figura 44. Mediciones del modelo del dedo, tomando los tres casos de viga en voladizo.	52
Figura 45. Modelo del dedo articulado con halar un cable.	53
Figura 46. Problema de articulación en el modelo del dedo, halando un cable.	60
Figura 47. Tendones de dedos de robots 2N y N+1 con 4 grados de libertad.	61
Figura 48. Sistema de articulación mediante tendones y servos.	62
Figura 49. Segundo modelo del dedo articulado mediante halar un cable.	62
Figura 50. Servo S3102.	72
Figura 51. Servo HS-5087MH.	72
Figura 52. Falanges de la mano.	74
Figura 53. Vernier electrónico.	75
Figura 54. Diseño #1, de falange proximal accionado por servomotor.	76
Figura 55. Diseño #1, de falange medio del modelo del dedo accionado con servomotores.	76
Figura 56. Diseño #1, de falanges distal del modelo del dedo accionado con servomotores.	77
Figura 57. Ensamble de falanges del dedo índice accionado con servomotores.	77
Figura 58. Diseño #1, de falange proximal del modelo del dedo accionado con mecanismo de engranes cónicos.	78
Figura 59. Diseño #1, de falange medio del modelo del dedo accionado con mecanismo de engranes cónicos.	78
Figura 60. Diseño #1, de falange distal del modelo del dedo accionado con mecanismo de engranes cónicos.	79
Figura 61. Ensamble de falanges del dedo índice accionado con mecanismo de engranes cónicos.	79
Figura 62. Mecanismo de engranes cónicos.	80
Figura 63. Interfaz de Inventor 2010, para utilizar la herramienta de Análisis de estrés. ..	80
Figura 64. Interfaz de Inventor 2010, botón para crear una nueva simulación.	81
Figura 65. Interfaz de Inventor 2010, ventana donde se especifica qué tipo de simulación se va a realizar.	81
Figura 66. Interfaz de Inventor 2010, asignación de materiales a las piezas del ensamble.	82
Figura 67. Interfaz de Inventor 2010, Opciones de restricciones que pueden tener el ensamble.	82
Figura 68. Interfaz de Inventor 2010, para aplicar la fuerza en un punto de una pieza del ensamble.	83
Figura 69. Interfaz de Inventor 2010, botón para empezar la simulación y obtener los	83

resultados de esta.	85
Figura 70. Factor de seguridad del ensamble del modelo del dedo posición 1.	85
Figura 71. Desplazamiento del ensamble del modelo del dedo posición 1.	85
Figura 72. Factor de seguridad del ensamble del modelo del dedo posición 2.	85
Figura 73. Desplazamiento del ensamble del modelo del dedo posición 2.	86
Figura 74. Precios de maquinado del modelo del dedo en diferentes empresas.	87
Figura 75. Modelo del dedo índice extendido, maquinado en Nylon 6 mediante impresión en 3D.	88
Figura 76. Modelo del dedo índice extendido vista trasera, maquinado en Nylon 6 mediante impresión en 3D.	88
Figura 77. Modelo del dedo índice articulado vista lateral, maquinado en Nylon 6 mediante impresión en 3D.	89
Figura 78. Modelo del dedo índice articulado vista trasera, maquinado en Nylon 6 mediante impresión en 3D.	89
Figura 79. Prototipo del dedo índice acoplado en una base de madera para poder analizar el mecanismo de tendones.	90
Figura 80. Prototipo del dedo índice articulado acoplado en una base de madera para poder analizar el mecanismo de tendones.	90
Figura 82. Sujeción de los hilos con la polea del servo motor.	92
Figura 83. Sujeción de los hilos separadamente con la polea del servo motor.	93
Figura 84. Prueba de articulación utilizando la sujeción de hilos unida.	93
Figura 85. Prueba de articulación utilizando la sujeción de hilos separada.	94
Figura 86. Experimento utilizando el servo HS-85MG+.	95
Figura 87. Experimento utilizando Servo HS-85MG+ vista lateral.	95
Figura 88. Experimento utilizando Servo HS-85MG+ vista superior.	96
Figura 89. Cojinetes y pines que se utilizaran en el nuevo diseño.	97
Figura 90. Nuevo diseño de los dedos.	97
Figura 91. Ensamblaje de las falanges de un dedo meñique con los cojinetes y los pines.	98
Figura 92. Falanges de los dedos ya ensamblados.	98
Figura 93. Plantilla en papel de la mano derecha.	99
Figura 94. Modelo de la palma en Inventor.	100
Figura 95. Ensamble de la palma y las falanges proximales de los dedos.	100
Figura 96. Palma de la mano con los conectores para las falanges proximales.	101
Figura 97. Ensamble de la palma con los dedos y los servomotores.	101
Figura 98. Modelo de la parte central de la palma con el vaciado interno.	102
Figura 99. Bosquejo de la palma de la mano y movimiento del pulgar.	102
Figura 100. Bosquejo de la palma de la mano y la unión del pulgar.	103
Figura 101. Modelo preliminar de la parte central de la palma.	103
Figura 102. Diseño del conector del pulgar.	104
Figura 103. Diseño preliminar del conector del pulgar.	104
Figura 104. Modelo preliminar de la mano con la parte central de la palma.	105
Figura 105. Modelo de la mano con la palma original de la prótesis.	105
Figura 106. Comparación entre la nueva mano y la mano de la prótesis original.	106
Figura 107. Posicionamiento de un servo en la nueva mano.	107
Figura 108. Vista inferior palma final parte central.	108

Figura 109. Vista interna palma final parte central.	108
Figura 110. Vista inferior tapadera de la palma.	109
Figura 111. Vista superior tapadera de la palma.	109
Figura 112. Palma final y su tapadera.	110
Figura 113. Ensamble de palma final con los dedos y su tapadera.	110
Figura 114. Silicona sellante transparente.	111
Figura 115. Moldes de masilla de las yemas de los dedos.	112
Figura 116. Silicón aplicado a un molde de una yema.	112
Figura 117. Yemas de silicón.	113
Figura 118. Dedo pulgar con su yema.	113
Figura 119. Funcionamiento del Servomotor.	114
Figura 120. Diagrama de tiempo de la señal PWM de un Servomotor.	115
Figura 121. Circuito aislador para el control del servo.	117
Figura 122. Diseño del PCB de la placa para el control de un servo.	118
Figura 123. Placa PCB para el control de un servo.	118
Figura 124. Entrada y Salida de la señal PWM de la placa PCB para el funcionamiento del servo.	119
Figura 125. Comparando las señales de Entrada y Salida en tiempo de la señal PWM de la placa PCB para el funcionamiento del servo.	119
Figura 126. Sensores de fuerza FlexiForce.	120
Figura 127. Divisor de voltaje con el sensor FSR pág. 18.	121
Figura 128. Pesos utilizados para la caracterización de los sensores de fuerza FSR.	122
Figura 129. Base Utilizada con los pesos para la caracterización.	122
Figura 130. Curva de caracterización de los sensores FSR.	124
Figura 131. Sensores de fuerza FSR, (izquierda: control sensor FSR; derecha: prueba sensor en yema).	125
Figura 132. Experimento de sensibilidad del sensor dentro de la yema.	125
Figura 133. Sensor FSR recortado a la medida de la yema.	126
Figura 134. Hilo conductor, sensor con hilo conductor, yema con sensor.	127
Figura 135. Circuito implementado para los sensores de fuerza FSR.	127
Figura 136. Diseño de la placa de los sensores FSR.	128
Figura 137. Placa para los sensores FSR.	128
Figura 138. Placa del antebrazo con servos.	129
Figura 139. Placa del antebrazo con los servos y las placas PCB.	130
Figura 140. Cableado de sensores en el interior de la palma.	130
Figura 141. Ensamble del brazo completo, vista superior.	131
Figura 142. Ensamble del brazo completo, vista inferior.	131
Figura 143. Prueba del movimiento de para cerrar la mano.	133
Figura 144. Prueba del movimiento de para abrir la mano.	133
Figura 145. Prueba del movimiento para señalamiento con dedo índice.	134
Figura 146. Prueba del tipo de agarre pinza.	134
Figura 147. Prueba del tipo de agarre dos dedos.	135
Figura 148. Prueba del tipo de agarre total.	135
Figura 149. Prueba del tipo de agarre en puño.	136

RESUMEN

Este trabajo de graduación, forma parte de la tercera fase de la Prótesis Biónica Transhumeral ya implementada por los estudiantes de Ingeniería Electrónica de la Universidad del Valle de Guatemala. En esta fase se pretendió mejorar la prótesis original, tomando en cuenta las recomendaciones y observaciones hechas por la segunda fase del proyecto, buscando lograr que tuviera la funcionalidad y un aspecto lo más cercano posible a la mano y el codo humano.

El propósito principal del trabajo de graduación, fue el de investigar y encontrar nuevas alternativas para poder accionar las falanges de la mano en los movimientos de flexión y contracción de estas. Para lograr cumplir con este objetivo, se buscó reemplazar los accionamientos que ésta tenía, se probó con varios actuadores como alambres musculares, motores de corriente continua con engranajes de tornillo sin fin, motores de corriente continua con engranajes cónicos y servomotores. Se encontró que el mejor mecanismo es el de utilizar tendones accionados mediante poleas con servomotores, este mecanismo está dimensionado para proporcionar el 60% de la fuerza promedio analizada en los dedos de la mano dominante según los experimentos de medición que se realizaron.

Con este nuevo mecanismo se logra solucionar el problema del movimiento de las articulaciones. Además, se rediseñó la forma de los dedos y la palma de la mano, tomando en cuenta la fuerza, sus dimensiones y la funcionalidad que tiene cada parte, dándole así un aspecto más real y natural a la prótesis de la mano.

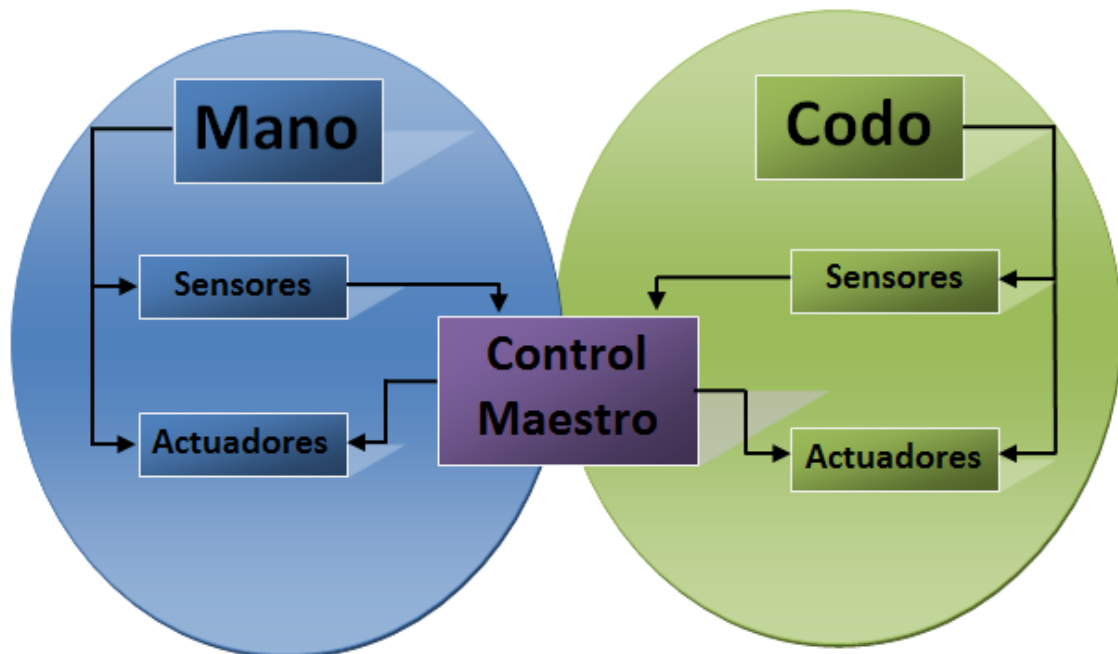
I. INTRODUCCIÓN

La mano humana es compleja debido a toda su anatomía. Es tan importante para el ser humano ya que es la herramienta principal para poder interactuar con el entorno que lo rodea. Sin la ayuda de ésta es muy difícil o casi imposible tomar y manipular objetos, e interactuar con el medio que nos rodea. Ante su ausencia, se busca encontrar una alternativa para este miembro, mediante una prótesis, debiendo ser esta alternativa una herramienta funcional como la mano.

A lo largo del tiempo, el ser humano ha buscado avanzar en la medicina y con la ayuda de los adelantos de la tecnología, se han producido grandes cambios y mejoras en el diseño de prótesis. Sin embargo, los usuarios de estas prótesis aún siguen sintiendo inconformidades con su utilización ya sea por estética, funcionalidad y aun por el peso que tienen las prótesis. Esto genera la necesidad de buscar nuevas formas y diseños para vencer las restricciones que se tienen, tales como la modularidad, antropomorfismo, el peso y el consumo energético, que permitan al usuario sentir la prótesis más útil y cómoda para su uso. [40]

PROTOLIFE, consiste en la tercera fase del Megaproyecto de la Prótesis Biónica Transhumeral ya implementada por los estudiantes de Ingeniería Electrónica de la Universidad del Valle de Guatemala. En esta nueva fase, se pretende mejorar la prótesis original, tomando en cuenta las recomendaciones y observaciones hechas por los estudiantes de la segunda fase de este proyecto. Este proyecto se divide en dos módulos principales como se muestra el diagrama de bloques en la Figura 1.

Figura 1. Diagrama de Bloques Global del proyecto Protolife.



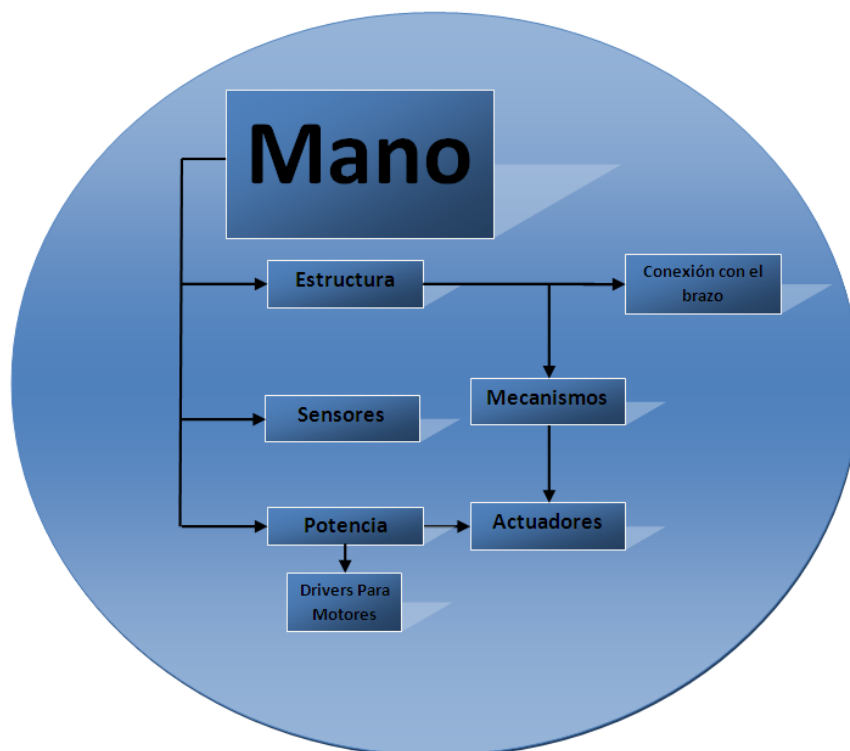
[Elaboración Propia]

El diagrama de bloques del Megaproyecto muestra las dependencias entre los dos módulos del proyecto. En los módulos se definió como objetivo conseguir que la prótesis tuviera la funcionalidad y aspecto lo más cercano posible a la mano y el codo humano. Rediseñando e implementando nuevos mecanismos para resolver los problemas encontrados y analizados en el diseño de la fase 2 de la prótesis efectuada anteriormente.

El módulo de la mano se compone de: trabajar en la estructura, en los sensores de ésta, y en los actuadores que llevan involucrado la mano, como se indica en el diagrama de bloques de la Figura 2.

Se buscó modificar la estructura de la mano a manera que tuviera un aspecto más real y natural, sin dejar de tomar en cuenta la funcionalidad de ésta.

Figura 2. Diagrama de Bloques del Módulo de la Mano del proyecto Protolife.



[Elaboración Propia]

También se investigó acerca de nuevas alternativas posibles para el mecanismo de articulación de los dedos, ya que esto fue uno de los problemas detectados en el diseño de la fase anterior de la prótesis. El problema estaba en el movimiento de retorno de las falanges, éste no funcionaba óptimamente, los resortes que utilizaron en la primera fase para el retorno de las falanges ya estaban vencidos, para solucionar

temporalmente este problema se utilizaron hules, pero con el paso del tiempo y la falta de movimiento los hules se arruinan y ya no regresan las falanges a su posición original, teniendo que cambiarlos cada cierto tiempo.

En la nueva propuesta, se diseñó considerando reducir el peso de la mano, cambiando el sistema de articulaciones, que también reduciría el peso en el brazo, haciendo que el codo no realice un sobreesfuerzo.

Al finalizar las pruebas, se determinó que para el mecanismo de los actuadores de las articulaciones, el mejor mecanismo para accionar las falanges es mediante un par de tendones extensores y otro par de tendones flexores, en los cuales se tensan unos para contraer las falanges mientras que los otros dos tendones se encuentran sin tensión, y cuando se tensan los tendones extensores las falanges llegan a su posición extendida dejando los otros tendones sin tensión. Para accionar estos tendones se utilizó una polea doble acoplada a un servomotor que logra proporcionar el 60% de la fuerza real promedio de los dedos en la mano humana.

II. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Diseñar e implementar un nuevo modelo de la mano de la Prótesis Biónica Transhumeral, reduciendo el peso original y mejorando el mecanismo de las articulaciones y falanges de los dedos.

B. Objetivos específicos del Módulo de la Mano

- Crear una estructura que se asemeje a la mano humana, que pueda tener movimientos de extensión y contracción de las falanges.
- Mejorar el sistema de articulaciones y falanges de la mano, mediante un diseño liviano de falanges, implementación y cambio del orden de servo motores más pequeños para lograr las funciones principales que tiene la mano humana.
- Integrar sensores de presión en los dedos sin que estos afecten el movimiento.

III. MARCO TEÓRICO

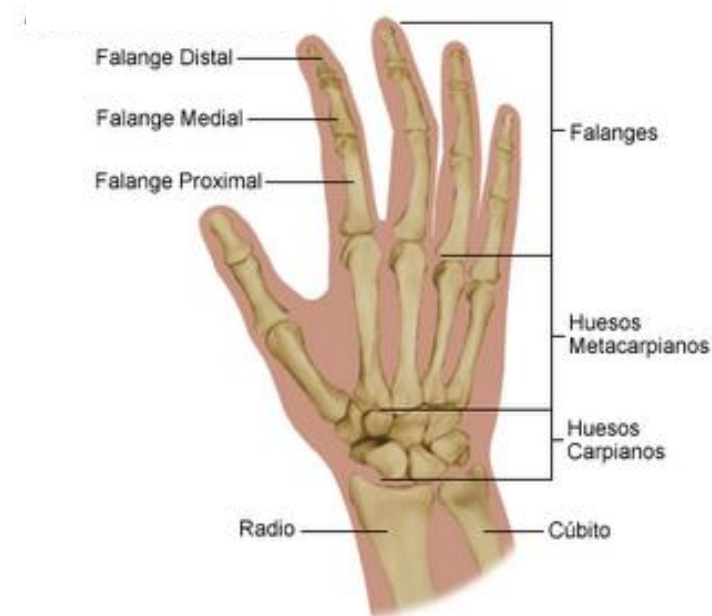
La mano forma una de las partes más importantes del cuerpo humano, ya que con ésta es posible la manipulación de objetos. [26] Lo que hace que sea la herramienta principal para interactuar con el medio que lo rodea. Estamos acostumbrados de tal forma, que manipular o tomar objetos es tan natural, que no nos damos cuenta del complejo proceso que implica el movimiento de la mano. [26]

En las yemas de los dedos se tienen muchísimas terminaciones nerviosas, lo que hace que sea muy difícil llegar a replicar la mano, llegándole a dar tanta movilidad y sensibilidad como ésta posee. [21] La forma en la que el ser humano controla las manos es por medio del hemisferio del cerebro contrario a la mano. El principal objetivo de la mano es poder sujetar objetos, de esta forma, se derivan muchos otros más movimientos y usos que se le pueden dar, por lo que se le considera una parte importante para el desenvolvimiento e interacción de la persona. [25] [9]

Según lo investigado por los estudiantes de la primera fase del Megaproyecto Prótesis Biónica de una Mano Humana [25], la mano es una parte compleja del cuerpo humano. Posee un total de 27 huesos, que constituyen la muñeca y los cinco dedos, capaces de sujetar y manipular objetos. Posee 5 dedos, el pulgar, el índice, medio, anular y meñique. Cada uno de ellos posee sus propios tendones y músculos dándole así a cada uno su propia funcionalidad y movilidad. El dedo pulgar es peculiar ya que se encuentra opuesto a los otros cuatro, una característica principal de las manos humanas. Este tiene la capacidad de poder rotar alrededor de 90° de forma perpendicular a la mano y es oponible. [25] [9]

Los dedos de la mano consisten de las falanges, por cada dedo se tienen tres falanges, exceptuando por el pulgar que en éste se tienen dos. Las falanges son los huesos del dedo, existen tres tipos de falanges: falanges distales, falanges medias y falanges proximales como se puede ver en la Figura3. Cabe mencionar que el pulgar no posee una falange media, solamente la falange proximal. [25]

Figura 3. Huesos de una mano humana.



[43]

Con la mano uno puede aplicar fuerzas de forma de prensa, utilizando el pulgar contra los otros dedos y la palma, y a su vez se puede realizar movimientos con precisión. Otra característica importante de la mano es que transmite información del entorno, ya sea textura, contorno de las superficies, y también temperaturas, hasta puede funcionar de guía para localizar objetos cuando no se tiene visión del entorno.

[26]

Los movimientos de la mano se componen por la articulación de la muñeca con el brazo, que tiene dos grados de libertad. La articulación de los dedos con la palma que también tienen dos grados de libertad. Otro movimiento de los dedos es el movimiento lateral que se llama abducción, el movimiento que permite separarlos y aducción, el movimiento que los puede poner juntos. Estos movimientos son limitados. Pero se utilizan para poderse ajustar a la cavidad de agarre de la mano, y así poder manipular objetos mayores al tener los dedos abiertos. [21]

Para la Prótesis Biónica Transhumeral, en la parte de la mano se ha considerado tener solo la capacidad de articular los dedos y buscar alternativas de un mejor mecanismo de articulación para las falanges de la prótesis, para resolver los problemas que ésta tiene. Basándose en esto, se evaluó en una alternativa de utilizar alambres musculares.

Los alambres musculares son usados en muchas aplicaciones como músculos en robótica, estos están compuestos de Nitinol. El Nitinol es una clase de aleación con memoria de la forma SMA, del inglés "Shape Memory Alloy". Este alambre se contrae y produce un movimiento, cuando se eleva su temperatura, lo contrario de lo que ocurre cuando se calienta un metal estándar. [22]

Una de las características más importantes del Nitinol, es que la aleación recuerda una forma en particular. Una vez que se le grabe una forma, ésta se puede deformar, y con sólo aplicar calor por encima de la temperatura de transición, el Nitinol puede regresar a su forma original. Otra característica interesante es que la fuerza generada cuando el alambre está volviendo a su forma original es grande. [22]

[35]

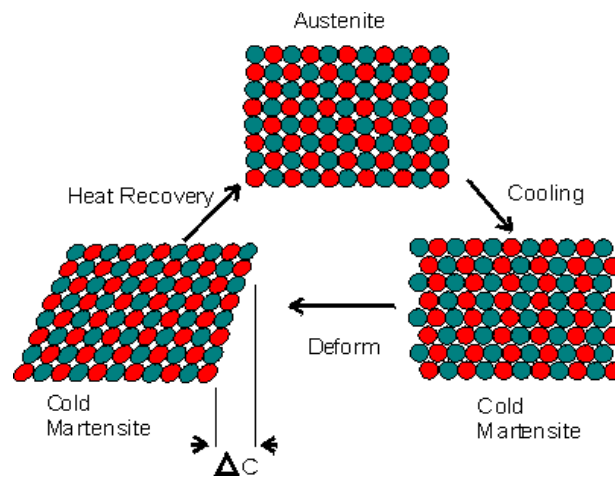
El creador del Nitinol fue William Beuhler, que en la década de los 60s trabajaba en los laboratorios navales de EEUU, donde descubrió el efecto de SMA, al hacer una aleación entre níquel y titanio. La idea original era desarrollar una aleación resistente al calor y a la corrosión, pero crearon en vez de eso una aleación con memoria de la forma. El nombre de la aleación representa los componentes el "Ni" y el "Ti" del níquel y el titanio y el "Nol" se refiere al lugar de origen, el laboratorio naval de artillería, Naval Ordnance Laboratory. [22] El Nitinol se compone por una mezcla de partes iguales tanto de níquel como de titanio. El cambio más pequeño en la relación de cada uno en la mezcla afecta drásticamente en la temperatura de transición, modificándola de -100° hasta $+100^{\circ}$ C. La temperatura de transición de la aleación de Nitinol que usualmente se utiliza en robótica es de 70° C. [22] [35]

El funcionamiento del Nitinol se basa en su estructura cristalina dinámica y sensible al calor. Cuando el Nitinol está deformado, en la fase martensítica, la estructura cristalina se transforma cambiando a una singular disposición cristalina. Cuando el material se calienta vuelve a su estructura recordada, austenita, pero está a una menor tensión. Cuando las moléculas internas del Nitinol se empiezan a reestructurar, el Nitinol empieza a presentar su movimiento físico y como se genera a nivel molecular, este es muy potente. [22] [35]

El Nitinol tiene tres fases distintas de temperatura: fase martensítica, fase austenita y fase de recocido. El Nitinol se encuentra en su fase martensítica cuando está a temperatura ambiente. Cuando se cambia la forma, la estructura cristalina se deforma, creando una tensión interna. Al calentarse por encima de su temperatura de transición, su fase cambia a austenita haciendo que la estructura cristalina intente

librarse de las tensiones, volviendo a su forma de memoria original. En la fase de recocido, la temperatura aumenta, lo que reordenará su estructura cristalina para luego grabar la forma que tiene. Las fases de temperatura se presentan en la siguiente Figura 4. [22] [35]

Figura 4. Fases de temperatura del Nitinol.



[35]

En la siguiente Tabla I se muestran las características físicas del alambre muscular Nitinol.

Tabla I. Características físicas de la aleación de Nitinol.

Fuerza de extensión	200.000 PSI
Punto de fusión	1.250° C (2.282° F)
Resistencia	0,5 ohmios por cm. (alambre .006")
Es resistente a la corrosión	

[22] [35]

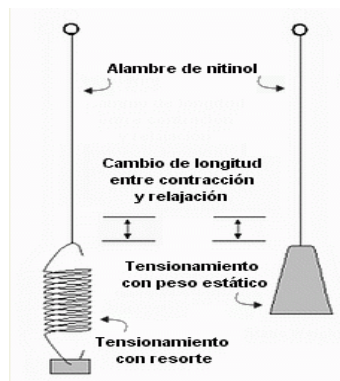
El alambre Flexinol es un alambre de Nitinol bajo la marca de Dynalloy Inc, éste se ha tratado físicamente, para que pueda funcionar como un actuador, puede llegar a rendir hasta 1.000.000 ciclos, por lo que es mucho más utilizado mientras que los demás alambres de Nitinol suele durar sólo 1.000. [35]

El alambre de Flexinol se puede contraer reduciendo su longitud entre un 8% hasta un 10% de su longitud total. Cuando este se contrae, el volumen absoluto del alambre es constante, por lo que su diámetro aumentará. Como ya se mencionó anteriormente la contracción y relajación depende de la temperatura del alambre, y se puede utilizar cualquier método para calentarlo y enfriarlo. [22]

El Nitinol tiene una resistencia eléctrica alta, esta varía según el área de sección del alambre, por lo que solo con pasar corriente eléctrica a través del alambre produce con rapidez un cambio de temperatura suficiente a su temperatura de transición para poder movilizarlo. [22]

Para su funcionamiento se suele emplear una fuerza de tensión opuesta a la dirección de su contracción, haciendo que el alambre se estire a su longitud total, en una fase de baja temperatura. Esta fuerza de extensión se puede apreciar en el ejemplo de la Figura 4. [22]

Figura 5. Formas de aplicar una fuerza de tensión opuesta a la dirección de contracción.

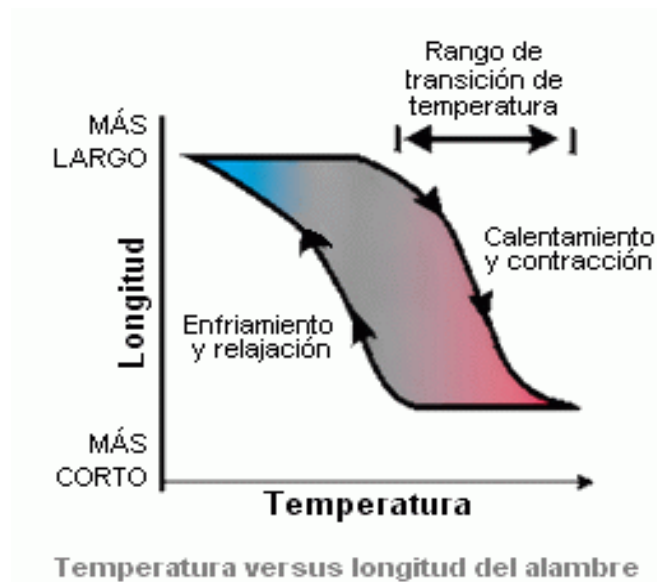


[22]

La temperatura es importante en la velocidad y en la fuerza ya que estas dos dependen de la rapidez con que se aumenta la temperatura. [22] La deformación del Nitinol, depende de la fuerza requerida para cada aplicación, por ese motivo existen varios diámetros, existen tan delgados como cabellos humanos.

Una característica que se debe de tomar en cuenta es que estas aleaciones se contraen rápido, pero para relajarse de nuevo toman el doble de tiempo en regresar a su posición original. [17] Esto se debe por la viscosidad o fricción interna de la estructura cristalina, que cuando se sube la temperatura, la relación de temperatura-contracción es más rápida, que al descender la temperatura, este comportamiento se puede observar en la curva de histéresis de la respuesta al calor en la Figura 5. [22]

Figura 6. Curva de histéresis de la respuesta al calor del Nitinol.



[22]

La fuerza que se puede obtener de esta aleación, depende del grosor del alambre. Las fuerzas pueden ser de 5 gramos para un alambre de 50 micras, hasta 930 gramos para un alambre de 150 micras. Si en una aplicación se necesita utilizar más fuerza, se puede poner un arreglo de varios alambres en paralelo para obtener más fuerza. [17]

Las ventajas de utilizar alambres de Nitinol, son que pueden usarse donde se requiera generar movimiento en muy poco espacio para poner un motor eléctrico. Son silenciosos, no generan ruido electromagnético, son muy ligeros y consumen poca energía en comparación con la fuerza que proporcionan. [17]

Las desventajas de utilizarlo, es la fatiga, después de un determinado tiempo de uso el alambre se suele romper. Esto se debe a las transformaciones y retransformaciones que éste sufre. El alambre de Nitinol no es fácil de utilizar, ya que existen varias restricciones que hacen que sea difícil manipularlo. El principal problema es la corriente necesaria para activar el alambre, ya que la corriente necesaria para activarlo, varía según el diámetro y la longitud del alambre. Se debe tomar en cuenta que es necesario tener una fuente de alimentación estable, aislando cualquier otro dispositivo que pueda ocasionar una caída de voltaje en el circuito donde el alambre este interconectado. [17] [35]

Para la manipulación de este alambre, se debe considerar lo siguiente: no se deben soldar, ya que se contraen y aumentan su diámetro ligeramente cuando se les calienta. Esto implica que al soldar, cuando el estaño de la soldadura se enfría y el alambre vuelva a relajarse, la unión se desprendería. Además debe tomarse en cuenta que el excesivo calor suele dañar el alambre, por lo que para poder utilizar este

alambre de manera correcta, se deben de utilizar tornillos y tuercas, grapas o sujetadores metálicos. [17]

Las aplicación de este alambre se debe a que puede ejercer una fuerza extremadamente elevada para su pequeña masa. Se diseñan módulos que combinan un arreglo de alambres con sensores de posición y fuerza, con aislación térmica y sistemas activos de refrigeración. Pueden llegar a ser equivalentes robóticos de los grupos de músculos en los seres vivos. [22]

Los tipos de Flexinol que existen en el mercado y sus características se muestran en la Tabla II presentada a continuación.

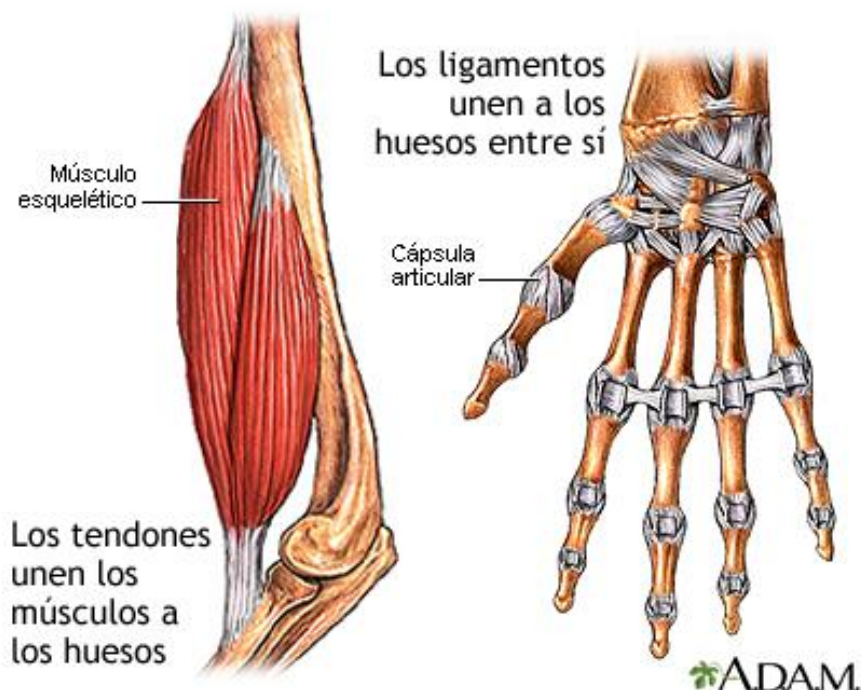
Tabla II. Características de los alambres de Flexinol según su diámetro.

Wire Diameter Size	Resistance Ohms Per Inch	Maximum Pull/Force (grams)	Approximate* Current at Room Temperature	Contraction Time	Off Time 70 C Wire	Off Time 90° C Wire
0.001"	45	7	20mA	1 sec.	.10 sec	.06 sec.
0.0015"	21	17 g	30mA	1 sec.	.25 sec	.09sec
0.002"	12	35 g	50mA	1 sec.	.3 sec	.1 sec
0.003"	5	80 g	100mA	1 sec.	.5 sec	.2 sec
0.004"	3	150 g	180mA	1 sec.	.8 sec	.4 sec
0.005"	1.8	230 g	250mA	1 sec.	1.6 sec	.9 sec
0.006"	1.3	330 g	400mA	1 sec.	2 sec	1.2 sec
0.008"	0.8	590 g	610mA	1 sec.	3.5 sec	2.2 sec
0.010"	0.5	930 g	1000mA	1 sec.	5.5 sec	3.5 sec
0.012"	0.33	1,250 g	1750mA	1 sec.	8 sec	6 sec
0.015"	0.2	2,000 g	2750mA	1 sec.	13 sec	10 sec
0.020"	0.12	3,560 g	4000mA	1 sec.	n/a	15 sec

Debido a la complejidad de uso del alambre de Flexinol, se investigó y buscó otra alternativa que utilizara el mismo sistema que posee la mano de la prótesis original, pero en lugar de utilizar dos alambres de nylon como tendones, se consideró utilizar un arreglo de tendones que brindara un mecanismo de retracción y uno de extensión.

Los tendones son tejidos fibrosos que unen los músculos con el hueso como se muestra en la Figura 7, su función es transmitir fuerza mediante la contracción muscular, para poder producir el movimiento de los huesos y mantenerlos estables. [3] [15] [57]

Figura 7. Tendones y ligamentos

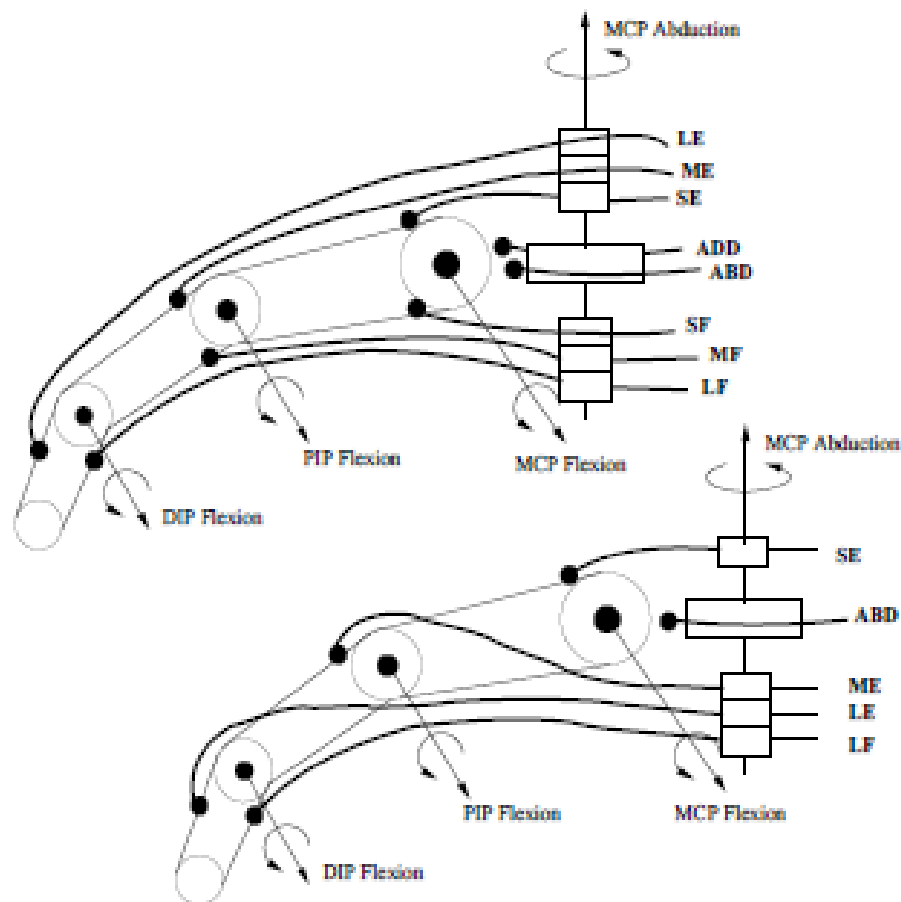


[57]

El sistema de tendones que se utiliza en el dedo humano es muy similar a los que se pueden apreciar en la Figura 8, en donde se tiene por cada falange dos

tendones, uno extensor y otro flexor; aparte se tienen dos más para el movimiento de abducción y aducción en los metacarpos. Con este sistema de tendones se puede lograr los movimientos tanto de extensión como contracción del dedo, buscando solucionar los problemas que presenta la prótesis en el mecanismo de extensión.

Figura 8. Tendones de dedos robóticos de $2N$ y $N+1$ (N = grados de libertad).



IV. ANTECEDENTES

El humano desde hace muchos años ha trabajado para conocer y entender mejor el cuerpo humano, sobre todo para poder replicarlo y así brindar ayuda cuando se carece de alguna parte del cuerpo. Por ese motivo es que las prótesis juegan un papel muy importante dentro de los avances tecnológicos, ya que éstas han proporcionado al ser humano extremidades complementarias que cada vez se van optimizando y llegan a ser más similares a las del cuerpo humano. [18]

El hombre siempre ha buscado de alguna forma crear herramientas que lo ayuden en su vida cotidiana, ya sea por facilitar el trabajo, hacer alguna operación más eficiente o evitar poner en riesgo su propia integridad física. De ahí nace la necesidad de diseñar y crear una extremidad que pueda ser de utilidad a las personas, más cuando estas carecen de una de ellas. Estas herramientas deben apegarse a los mecanismos de funcionamiento de las extremidades humanas y tratar de replicarlas lo mejor posible, para que estas puedan ser de gran utilidad. Los avances en el diseño de las prótesis están ligados directamente a la capacidad de manejo de distintos materiales, así como el desarrollo tecnológico y una mejor comprensión del cuerpo humano. [18]

Desde épocas muy remotas el hombre ha trabajado en el diseño de prótesis, la primera prótesis data del año 2000 a. C. fue encontrada en una momia egipcia. Con los avances en el manejo de distintos materiales como el hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes como la mano del general romano Marcus Sergius, con la cual portaba su espada. Hasta el siglo XVI, se empezaron a utilizar otros materiales como

cuero y madera; en el siglo XIX empezaron a utilizar mecanismos de resortes y polímeros naturales que lograron una mejor funcionalidad y apariencia. [18]

En el siglo XX, el principal objetivo es que las prótesis ayuden de tal forma a los pacientes que ellos puedan regresar a su vida laboral, logrando que la persona tenga la capacidad de realizar trabajos de fuerza y de precisión. Es por ello que se inventaron diferentes accesorios para poder realizar trabajos tales como anillos, ganchos y otros instrumentos metálicos. Además se investigaron nuevas formas de activación de las prótesis, una de las primeras formas fue mediante movimientos de la cintura escapular. Luego empezó el origen de mecanismos de activación mediante los músculos del muñón, utilizando varillas de marfil que se hacían pasar a través de túneles cutáneos, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular. Luego emplearon sistemas de propulsión, utilizando sistemas neumáticos y eléctricos. Y por último crean sistemas de mando mioeléctrico, estos sistemas funcionan con pequeños potenciales extraídos durante la contracción de los músculos del muñón. [18]

Originalmente las funciones de las prótesis de la mano están limitadas en sus movimientos, los principalmente implementados son el de cierre y apertura de la pinza, y las diferencias que se pueden encontrar están en el tipo de control que estas suelen utilizar para activar sus mecanismos. [18]

La prótesis realizada en la Universidad del Valle de Guatemala, lleva ya dos fases de trabajo. La primera fase consistió en el diseño e implementación de una mano biónica, con la cual se realizó únicamente el movimiento de las falanges de los dedos. Con este diseño se logró tener los siguientes tipos de agarre: cilíndrico, de punta, de

gancho, de palma, esférico y de lado. Posteriormente una segunda fase llevo a cabo el diseño e implementación de la muñeca y el codo. Teniendo estas dos fases integradas la prótesis era funcional, sin embargo su aspecto carecía de naturalidad. Adicionalmente el mecanismo de accionamiento de las falanges ya estaba deteriorado por el tiempo, y el del codo podía soportar una carga muy limitada.

V. DELIMITACIÓN E IMPACTO DEL TEMA

Este trabajo de graduación consiste en realizar mejoras en la prótesis biónica Transhumeral ya existente, mediante el desarrollo de cambios que consisten en: reducir el peso del brazo, cambiando el mecanismo de articulación y diseño de los dedos para darles una apariencia más natural, mejorando así el mecanismo de flexión y contracción de las falanges de los dedos. Adicionalmente se pretende diseñar un nuevo mecanismo que se auto-enclave para el movimiento del codo. Para el manejo de esta prótesis se utilizará el control ya existente de la segunda fase de la prótesis.

El presente trabajo de graduación comprende un nuevo diseño de la mano, en el cual se busca alcanzar un aspecto más natural y similar a los dedos de la mano humana, cumpliendo con el funcionamiento adecuado de la misma. En este nuevo diseño se busca mejorar el problema de articulación en los dedos que tenía la prótesis en la segunda fase. El problema principal de los dedos consiste en el accionamiento para extender las falanges, por lo que se diseñará un mecanismo en donde el dedo pueda tener un sistema de movimiento muy similar al de los dedos humanos por medio de tendones, obteniendo así ambos movimientos en los dedos, tanto el de extensión como el de contracción.

Además otro de los problemas que se pretende solucionar, es reducir el peso de la prótesis, cambiando los actuadores por unos más livianos y pequeños, proporcionando al usuario hasta un 60% de la fuerza promedio que se tiene en los dedos de la mano. Se implementarán sensores de fuerza resistivos en las yemas de los dedos para poder determinar la fuerza que se esté aplicando a un objeto

además de saber que dedos están actuando sobre el objeto.

El recubrimiento en forma de piel, el posicionamiento de las baterías en el brazo y un sistema de control están fuera del alcance de este proyecto, pues aunque se desearía lograrlo, se necesitaría más tiempo y recursos para su implementación y desarrollo.

El impacto que tiene este proyecto para la sociedad se considera valioso, ya que las prótesis significan una ventaja para todas aquellas personas que no tiene un miembro, proporcionándoles la oportunidad de recuperar la funcionalidad que posee esta parte del cuerpo.

Además, se busca obtener un prototipo funcional que pueda comercializarse, y así competir en el mercado por su precio accesible, ya que muchos de los individuos que han perdido una de sus extremidades superiores, son personas de escasos recursos económicos, que no tienen acceso a soluciones comerciales que normalmente tienen un costo elevado. Por ese motivo se pretende que los costos sean comparativamente más bajos respecto a los costos de otras soluciones de tipo comercial y así poder brindarle a la sociedad una prótesis funcional y más accesible.

Se busca ser pioneros de una nueva línea de investigación e implementación de tecnología en Guatemala, en donde nuestros conocimientos electrónicos y mecánicos sean aplicables no sólo en las áreas comercialmente conocidas sino también en otras áreas como la biomédica, aportando así avances tecnológicos a nuestro país y al mundo, y contribuyendo a que de esta forma Guatemala sea reconocida a través de este tipo de soluciones, a la vez que se espera brindar un aporte importante especialmente para personas que de otra forma no tendrían acceso a esta tecnología.

VI. METODOLOGÍA

El módulo de la mano tiene una serie de tareas las cuales están divididas en secciones, por lo que se puede hacer modularmente. El desarrollo de cada uno de los bloques de este módulo fue gradual, en la Figura 2, se puede observar el diagrama de bloques del módulo de la mano. Dado que estos bloques son dependientes, se desarrolló de la siguiente manera:

- I. Fuerza en los dedos de la mano
- II. Selección de actuadores
- III. Estructura
 - a. Mecanismos
 - b. Conexión con el brazo
- IV. Potencia para los actuadores
 - a. Drives para motores
- V. Selección de sensores
- VI. Implementación de los sensores, actuadores y estructura para pruebas de laboratorio.

Cada una de estas seis fases, poseen tareas intermedias las cuales fueron dependiendo de los resultados obtenidos a lo largo del desarrollo del proyecto. Para el desarrollo de este proyecto fue necesario realizar un cronograma de actividades para poder cumplir con el objetivo del proyecto dentro del tiempo estimado. Este cronograma se presenta a continuación en la Tabla III.

Tabla III. Cronograma de las actividades del trabajo de graduación.

Lista de tareas			
No.	Tarea	Fecha de inicio	Fecha de finalización
1	Rediseñar o comprobar y mandar hacer el Diseño de las falanges y la palma	02/07/2012	16/07/2012
2	Acoplar la mano con el brazo.	16/07/2012	23/07/2012
3	Realizar pruebas en laboratorio.	23/07/2012	25/08/2012
4	Unificar todos los módulos del proyecto para realizar las pruebas finales. Realizar pruebas en pacientes.	26/08/2012	09/09/2012
5	Escribir el informe final que incluya todos los resultados del proyecto.	09/09/2012	09/10/2012
6	Terminar documentos, videos promocionales, etc. para dar por finalizado el proyecto.	09/10/2012	12/10/2012
7	Entrega final y presentación final.	12/10/2012	20/10/2012
8	Reporte final (Empastado)	20/10/2012	24/10/2012
9	Artículo científico	24/10/2012	31/10/2012

Debido a que las fases mencionadas anteriormente se fueron completando gradualmente, los resultados de cada una de ellas se presenta de forma cronológica. Para facilitar aún más la comprensión y análisis, los resultados de cada fase están acompañados de su respectiva discusión.

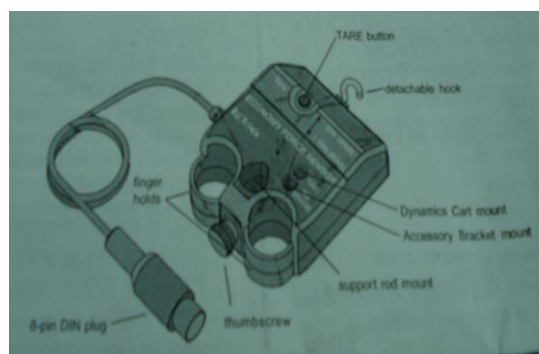
VII. FUERZA DE LOS DEDOS DE LA MANO

Se investigó sobre experimentos realizados acerca de la fuerza que tienen los dedos de la mano, pero solamente existen estudios en donde no se especifica qué parte de la mano es la que se toma como referencia para los mismos. Por lo que se realizaron varios experimentos para obtener la fuerza de los dedos de la mano, estos se describirán más adelante. Estos datos se utilizaron como base para poder escoger los actuadores y el mecanismo de movimiento para los dedos de la mano.

A. Mediciones de fuerza de los dedos de la mano humana con un sensor de fuerza

Para las mediciones de fuerza de los dedos de la mano, se diseñó un experimento que consistió en tomar por 20 segundos las mediciones de fuerza en cada uno de los cinco dedos de la mano dominante de varias personas. Se realizó durante este tiempo para obtener el valor de la fuerza promedio en el dedo, ya que en los primeros segundos la persona puede ejercer mayor fuerza de lo habitual en el dedo, errando así la muestra. Para realizar estas mediciones, se utilizaron los siguientes materiales: sensor de fuerza Pasco Figura 9, soporte universal para laboratorio, sargento, barra y conector del sensor de fuerza, hilo Pasco, argolla, interfaz Pasco, computadora y regla.

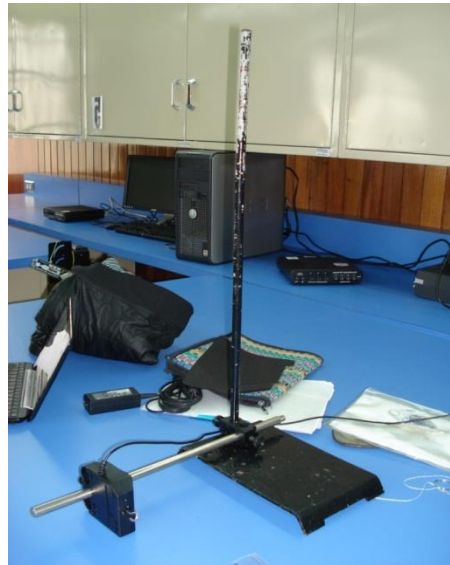
Figura 9. Sensor de Fuerza Pasco, utilizado para la determinación de la fuerza de la mano



[42]

1. Asegurar el soporte universal para laboratorio a la mesa con la ayuda del sargento. Se coloca la barra y el conector para posicionar el sensor en el soporte, como se muestra en la Figura 10.

Figura 10. Diseño para tomar mediciones de fuerza en los dedos.



[Elaboración Propia]

2. Fijar el sensor a la barra, y se conecta a la Interfaz Pasco para poder empezar a tomar datos.

Figura 11. Sensor de Fuerza Pasco, colocado en la barra del soporte.



[Elaboración Propia]

Se sujeta el hilo con la argolla haciendo un nudo, ya que esta servirá para halar el hilo de la argolla del sensor de fuerza, para así obtener la fuerza del dedo al flexionar.

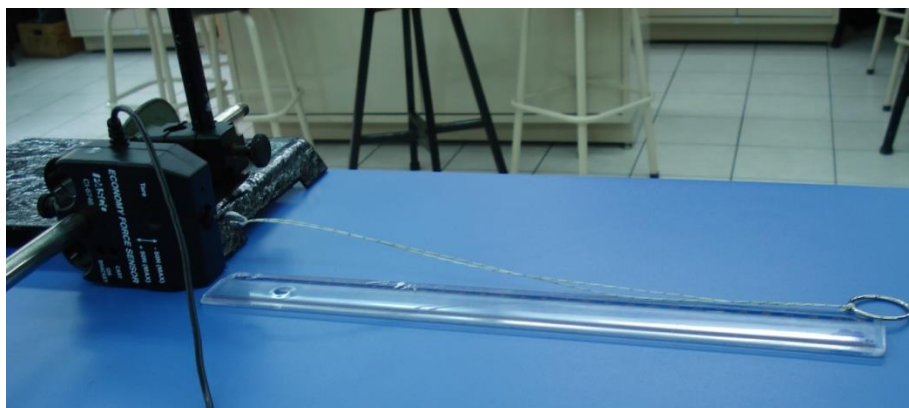
Figura 12. Hilo sujeto a la argolla, para poder halar la argolla del sensor de fuerza.



[Elaboración Propia]

3. Se coloca el hilo a la argolla del sensor, de tal forma que exista 30 cm por la facilidad de tener una distancia de la argolla del sensor a la argolla del hilo utilizando una regla, como se muestra en la Figura 13.

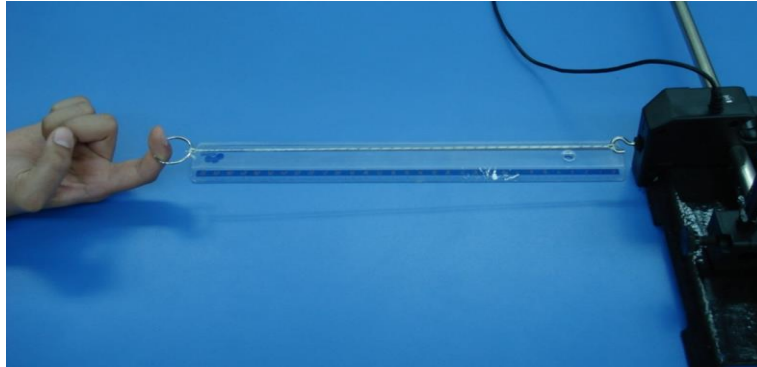
Figura 13. Sensor colocado con el hilo para halar a una distancia de 30 cm.



[Elaboración Propia]

4. Tarar el sensor de fuerza, antes de hacer cada medición. Para luego empezar a tomar mediciones con los cinco dedos de la mano dominante de cada sujeto al que se le realizaron las muestras.

Figura 14. Tomando mediciones, de la fuerza de un dedo índice.

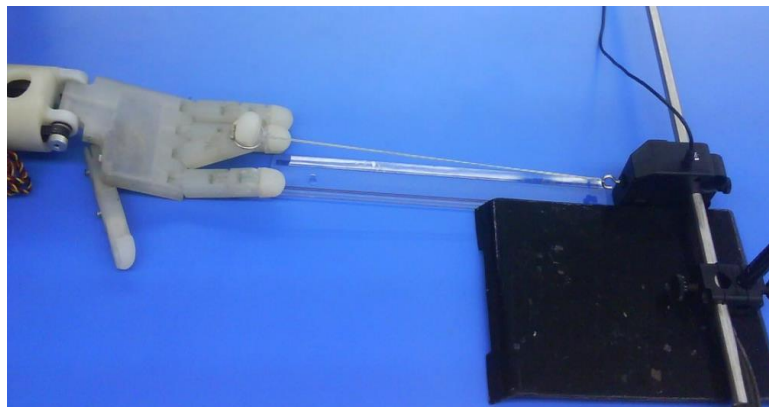


[Elaboración Propia]

B. Mediciones de fuerza de los dedos de la prótesis con un sensor de fuerza.

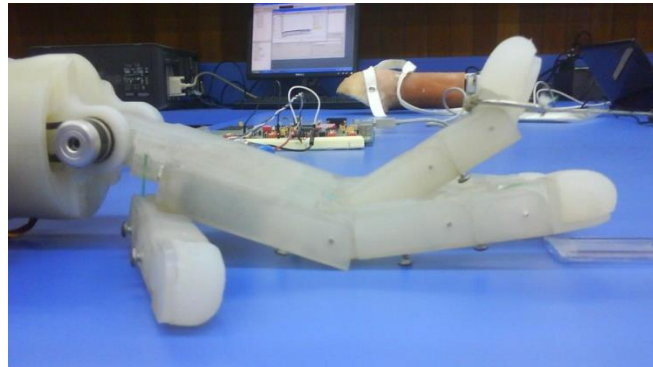
Para comparar la fuerza que tiene originalmente la prótesis con la fuerza de la mano se realizó el mismo procedimiento que se hizo para obtener las mediciones de fuerza de la mano humana. Utilizando el sensor de fuerza Pasco, como se muestra en la Figura 15.

Figura 15. Mediciones de fuerza tomadas, con la prótesis.



[Elaboración Propia]

Figura 16. Dedo halando la argolla del sensor de fuerza Pasco.



[Elaboración Propia]

C. Resultados de la fuerza de los dedos de la mano en hombres

Se realizaron 18 muestras en hombres jóvenes, de las cuales solo fueron tomadas 14, se descartaron 4 debido a que presentaban una alteración en las mediciones. Las mediciones se realizaron en cada dedo de la mano dominante. En las siguientes figuras se puede apreciar los resultados de las mediciones de cada dedo.

Figura 17. Fuerza del dedo pulgar en hombres.

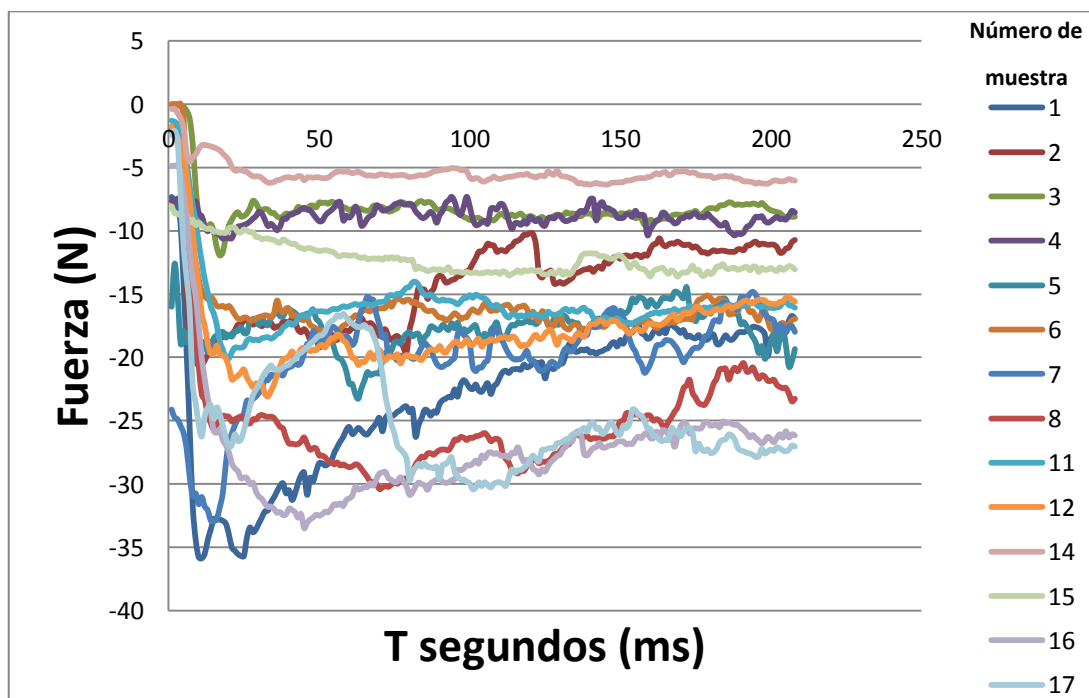


Figura 18. Fuerza del dedo índice en hombres.

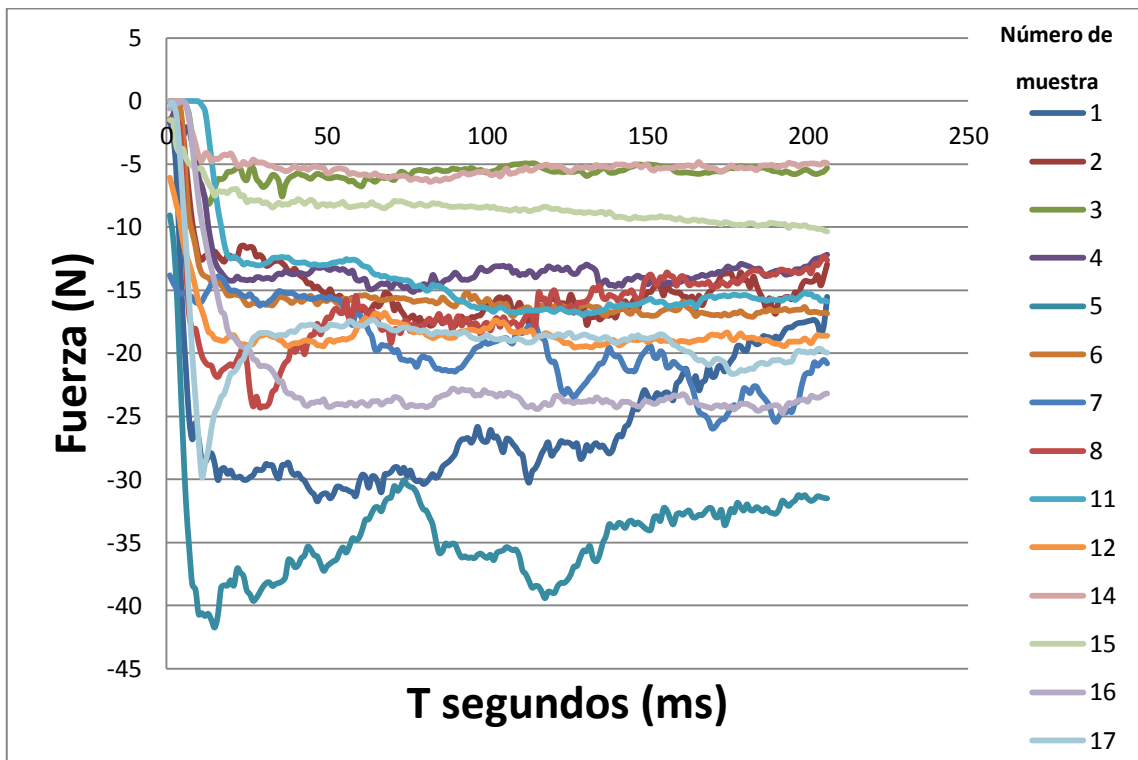


Figura 19. Fuerza del dedo medio en hombres.

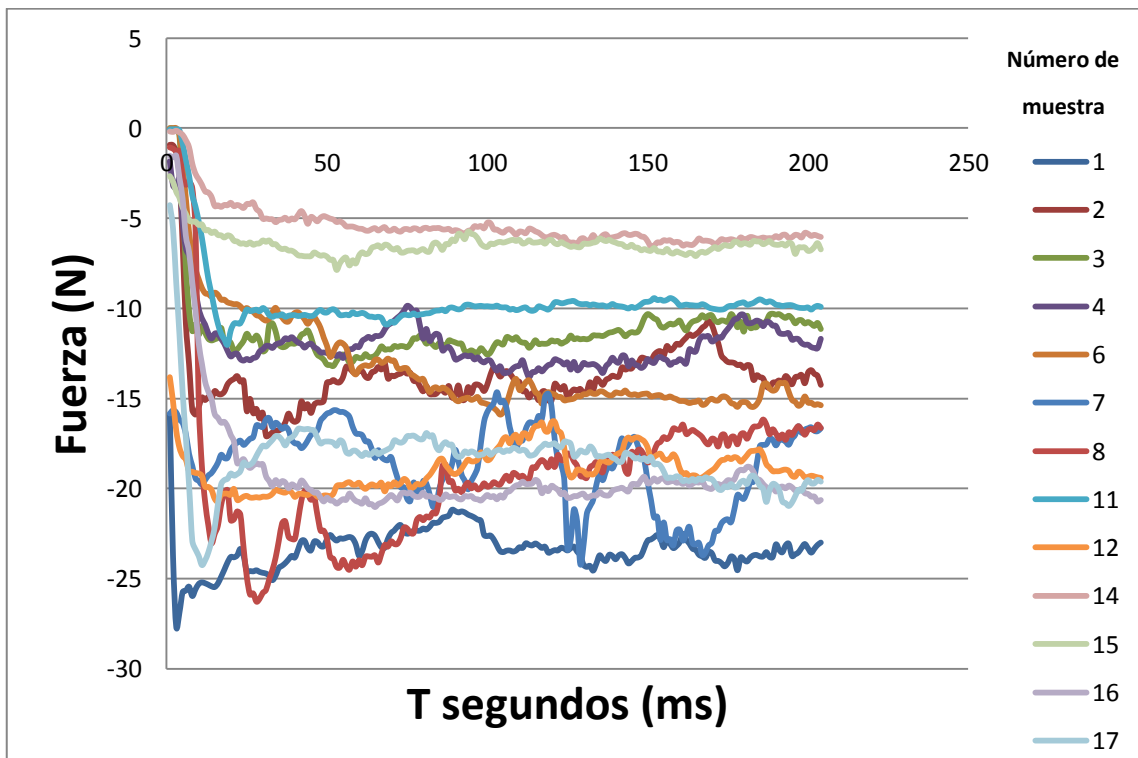


Figura 20. Fuerza del dedo anular en hombres.

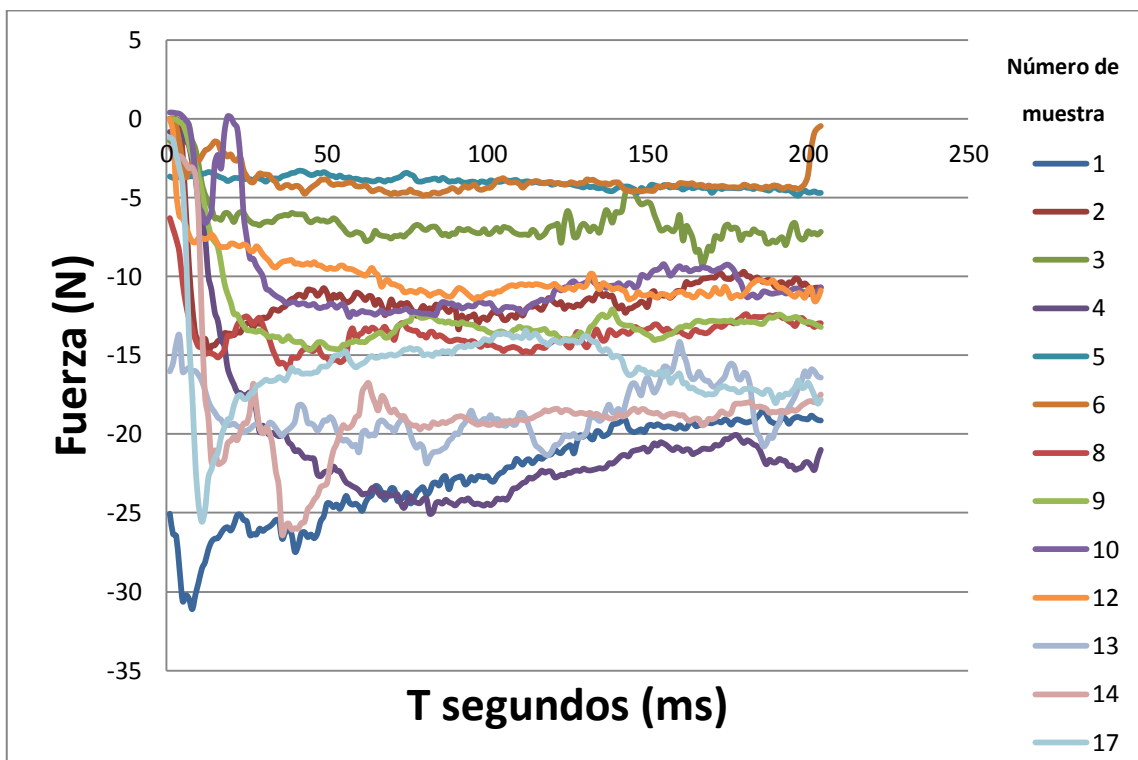
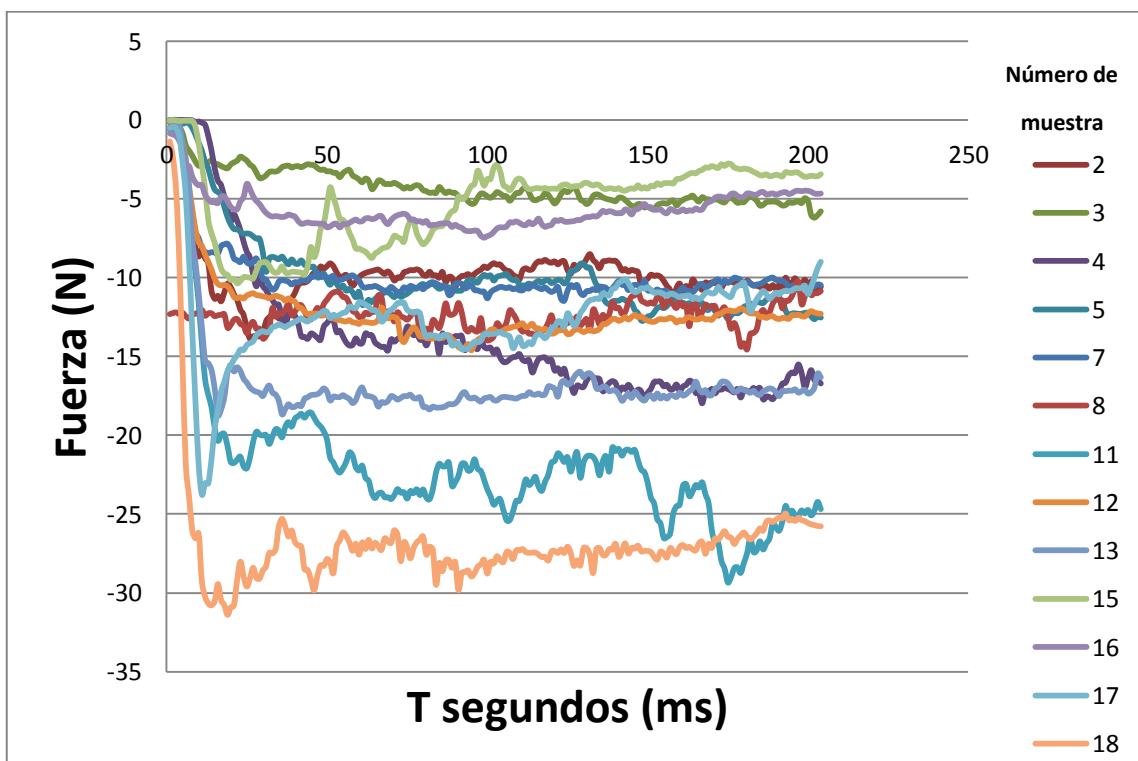


Figura 21. Fuerza del dedo meñique en hombres.



D. Resultados de la fuerza de los dedos de la mano en mujeres

Se realizaron 9 muestras en mujeres, las mediciones se realizaron en cada dedo de la mano dominante al igual que en las mediciones hechas en hombres. A continuación se muestra en las figuras siguientes los resultados obtenidos de las mediciones de la fuerza de los dedos en mujeres.

Figura 22. Fuerza del dedo pulgar en mujeres.

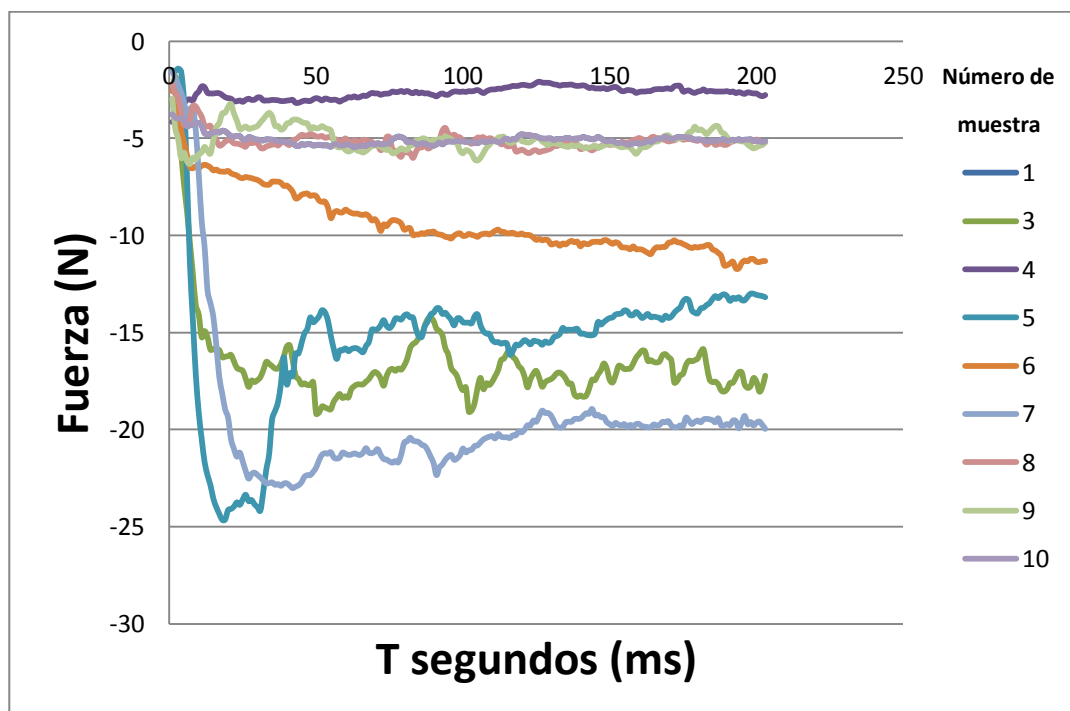


Figura 23. Fuerza del dedo índice en mujeres.

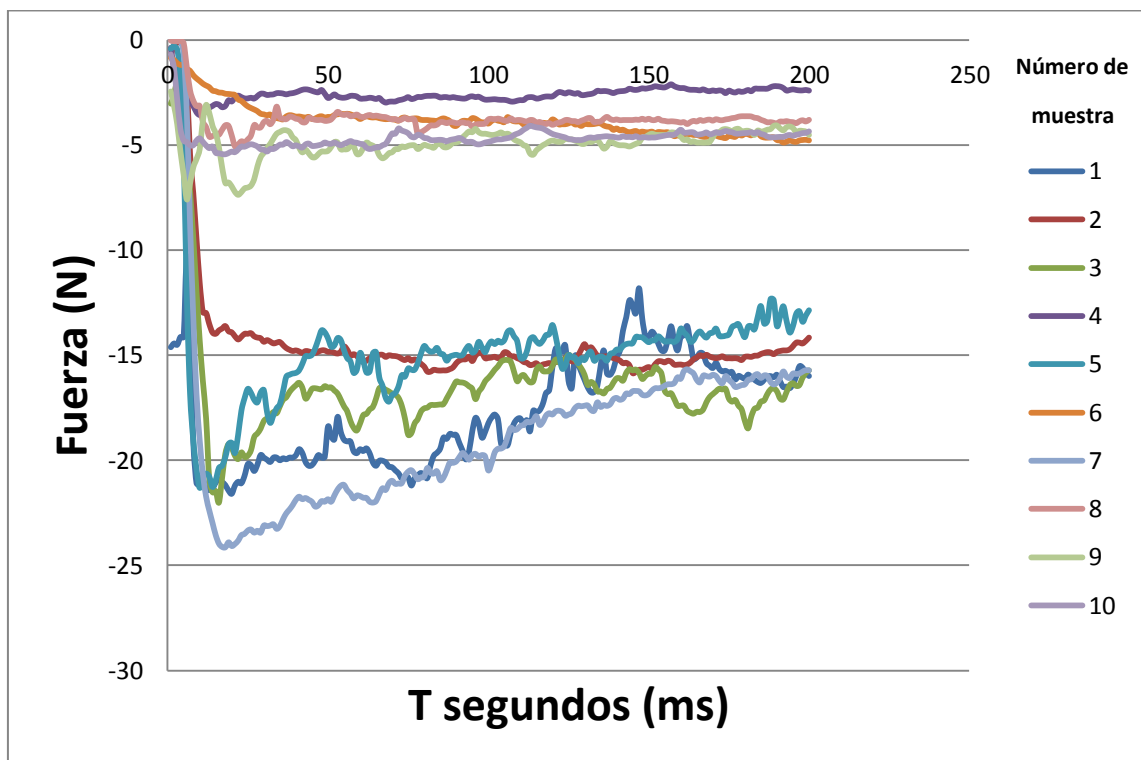


Figura 24. Fuerza del dedo medio en mujeres.

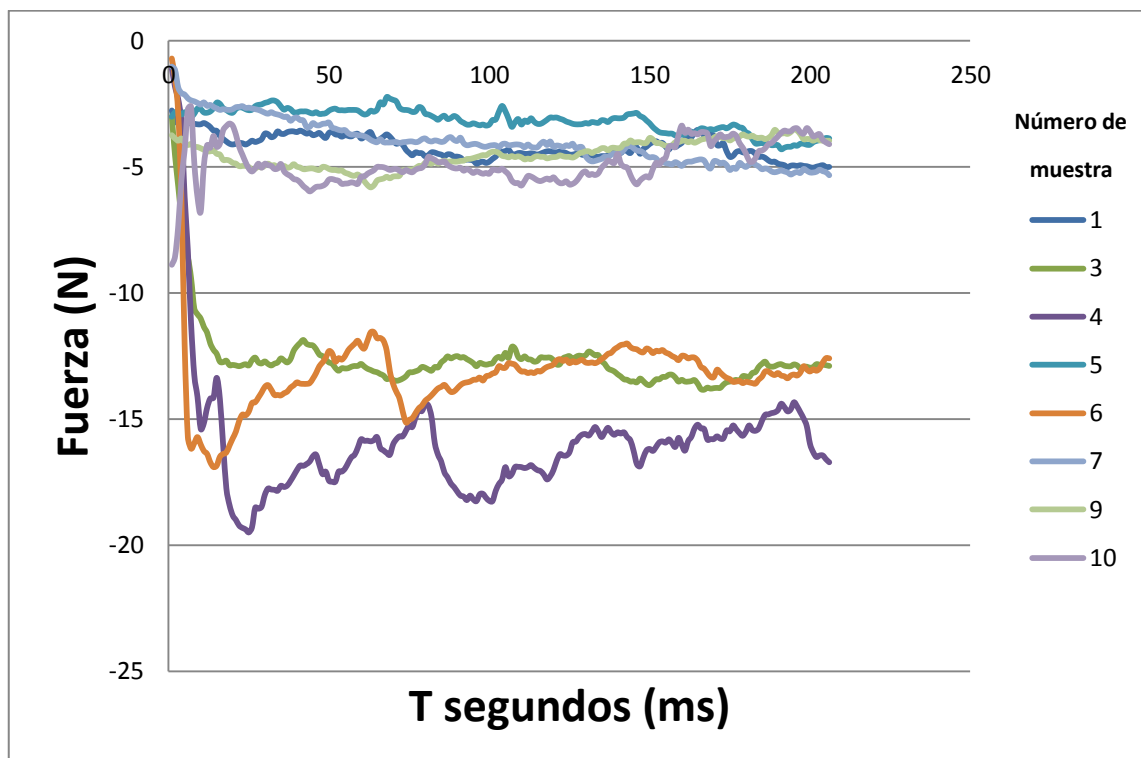


Figura 25. Fuerza del dedo anular en mujeres.

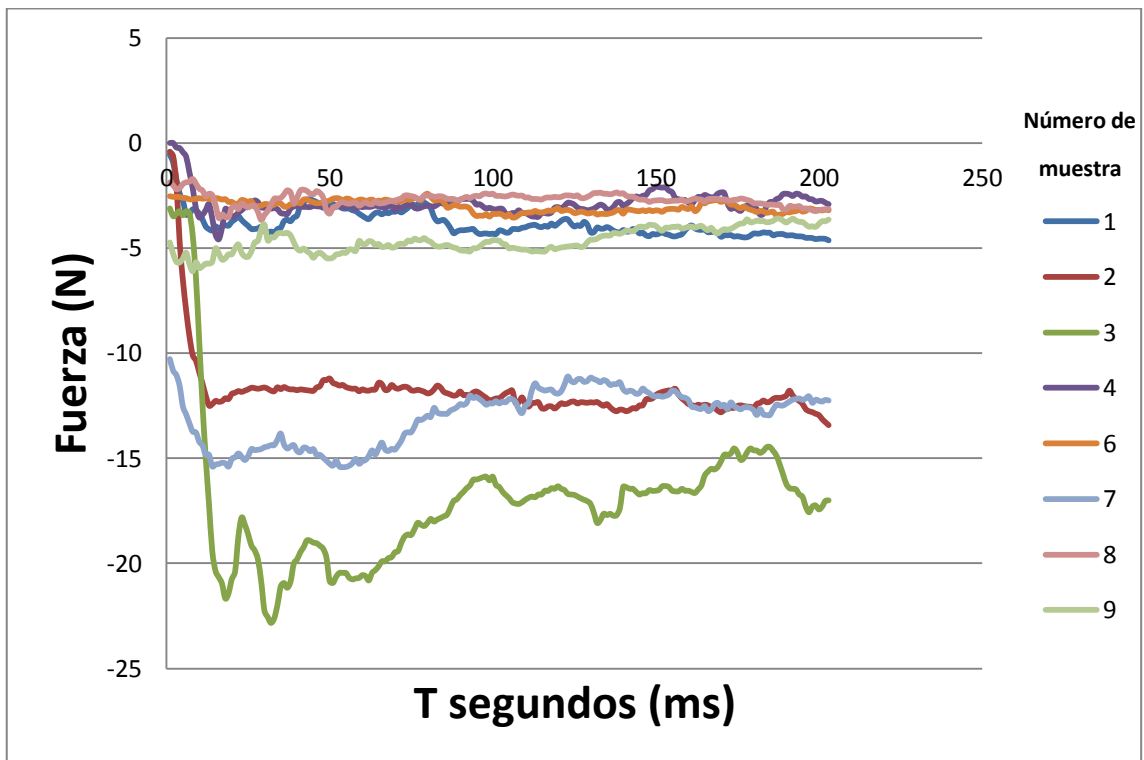
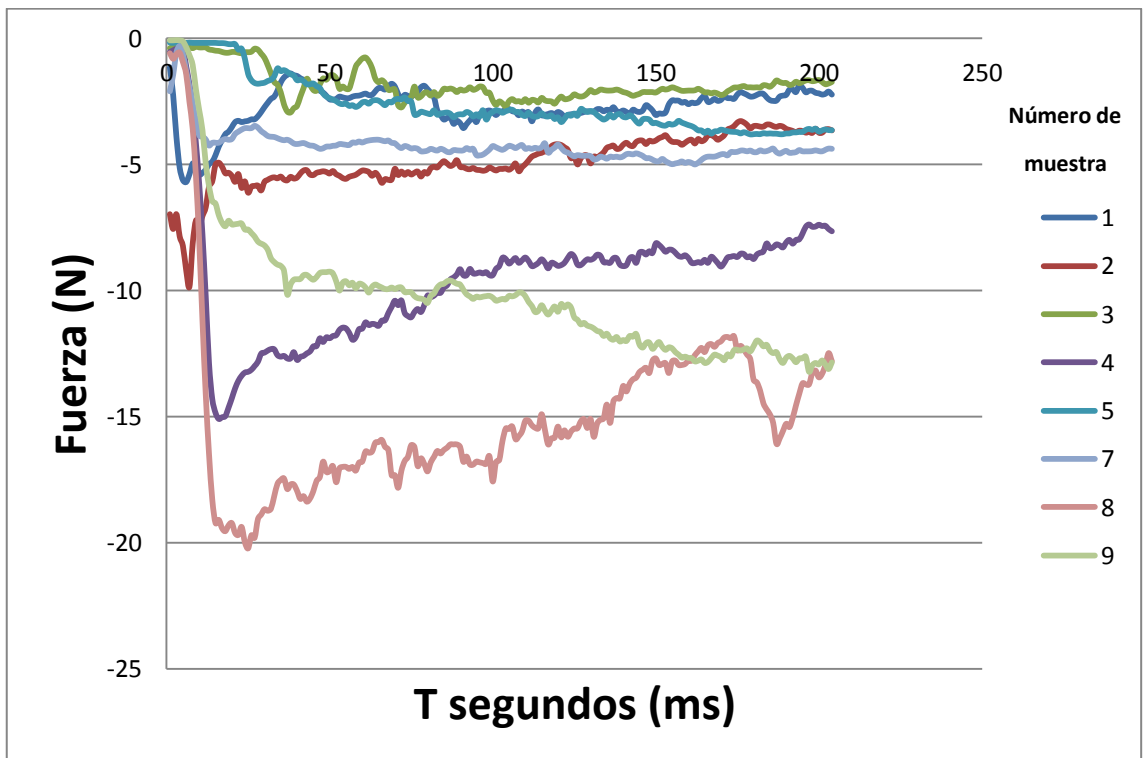


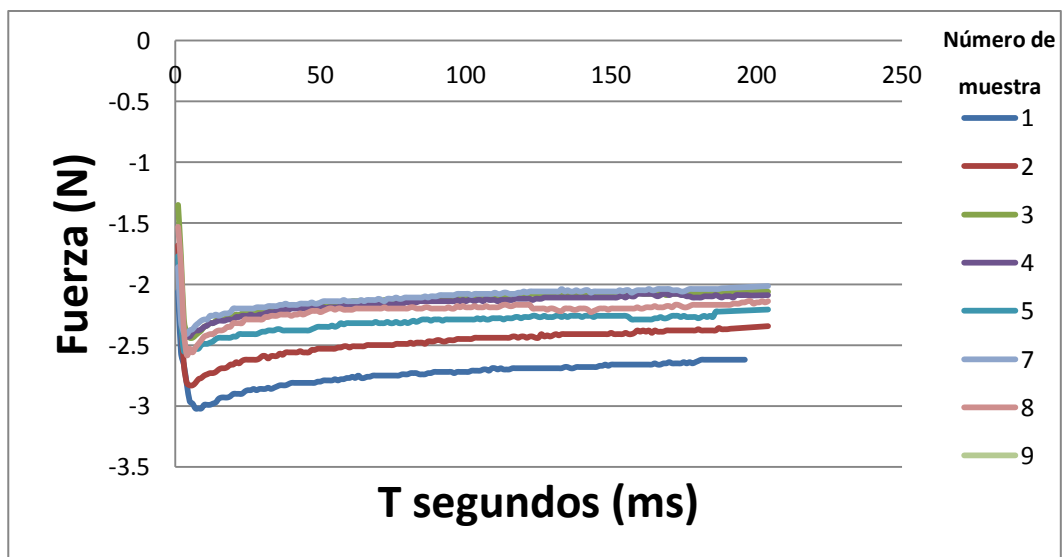
Figura 26. Fuerza del dedo meñique en mujeres.



E. Fuerza de los dedos de la mano de la prótesis

Se realizaron 10 muestras con la mano de la prótesis original, las mediciones se realizaron en el dedo medio tomando en cuenta que la prótesis original tiene el mismo mecanismo para la articulación y la misma longitud en cada dedo, y estos tienen la mismas dimensiones por lo que sólo fue necesario tomar las mediciones en un único dedo, en la siguiente figura se muestra los resultados de las mediciones de la fuerza de los dedos de la prótesis original.

Figura 27. Fuerza del dedo medio de la prótesis original.



F. Resultados de la fuerza promedio en los dedos

Para tener una mejor comprensión de los resultados obtenidos se tomó el promedio de las mediciones de la fuerza en cada uno de los dedos, para poder luego compararlas como se muestra en la Tabla IV. Con estos valores promedio se realizó un análisis estadístico descriptivo de la fuerza muestreada de cada dedo tanto para hombres como para mujeres, como se muestra en la Tabla V, luego se hizo otro

análisis estadístico descriptivo global en donde se involucró el promedio de fuerza de todos los dedos como se muestra en la Tabla VI.

Tabla IV. Fuerza promedio de los dedos en hombre, mujeres y la prótesis original.

Fuerza promedio (N)					
Dedo	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
Hombres	12.44	16.59	14.80	13.30	12.07
Mujeres	7.96	7.00	7.82	7.05	6.53
Prótesis	2.32				

Tabla V. Análisis estadístico descriptivo de los promedios de fuerza en cada dedo muestreada en hombres y mujeres.

Análisis estadístico descriptivo					
Dedos	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
Media	10.1994488	11.7967194	11.3113024	10.1794649	9.29943127
Error típico	2.23677721	4.79435514	3.49311068	3.12537889	2.76705732
Mediana	10.1994488	11.7967194	11.3113024	10.1794649	9.29943127
Desviación estándar	3.16328067	6.78024207	4.94000449	4.41995322	3.91320999
Varianza de la muestra	10.0063446	45.9716825	24.4036444	19.5359864	15.3132125
Rango	4.47355442	9.58871029	6.98622135	6.25075778	5.53411465
Mínimo	7.96267157	7.00236429	7.81819175	7.05408599	6.53237395
Máximo	12.436226	16.5910746	14.8044131	13.3048438	12.0664886

Tabla V. Análisis estadístico descriptivo global de los promedios de fuerza muestreada en todos los dedos de la mano.

Análisis estadístico descriptivo	
Media	10.5572734
Error típico	1.16974039
Mediana	10.0145801
Desviación estándar	3.6990439
Varianza de la muestra	13.6829258
Curtosis	-1.54169722
Coficiente de asimetría	0.37308251
Rango	10.0587006
Mínimo	6.53237395
Máximo	16.5910746

En la Tabla VII, se encuentran los promedios de las fuerzas de todos los dedos entre hombres y mujeres, pero en este caso se proponen cuatro posibles casos para tomar como referencia la fuerza de los dedos, en un porcentaje de 100% de la muestreada, el 80%, 60% y el 40%.

Tabla VI. Fuerza promedio de todos los dedos, y el porcentaje para analizar posibles casos de fuerza.

	Fuerza Muestreada al 100%	Fuerza Muestreada al 80%	Fuerza Muestreada al 60%	Fuerza Muestreada al 40%
N	10.556	8.4448	6.3336	4.2224

VIII. SELECCIÓN DE ACTUADORES

Ya con varios casos de fuerza promedio requerida, se investigó los posibles mecanismos que se podrían implementar para realizar el movimiento de los dedos. Se encontraron las siguientes alternativas: alambres musculares, actuadores lineales, motores DC y servomotores. Debido a la comparación de precios, y características de cada una de las alternativas, se decidió empezar a experimentar con alambres musculares ya que esta alternativa podía ser una solución al mecanismo de movimiento de los dedos.

A. Experimentación con alambres musculares Flexinol

1. Diseño. Para empezar a trabajar con el Flexinol, se intentó darle forma, es decir grabarle una forma deseada al alambre, ya que este es un metal con memoria es decir que puede deformarse y luego al aplicar una fuente de calor, este alambre regresa a su forma de “memoria”.

Para esto fue necesario utilizar un pedazo de madera, unos tornillos con tuerca, multímetro y una fuente de voltaje variable de por lo menos 3A.

a. Se dibujó en el pedazo de madera la forma que se quería obtener, para luego realizar los agujeros en esta, y así poder colocar los tornillos para poder fijar el alambre muscular en la posición que se deseaba.

b. Después de asegurar el alambre con las tuercas, se conecta el multímetro a un extremo de un tornillo para medir y controlar la corriente que se le inyectaría al alambre muscular, para así no sobrepasar la corriente nominal de este. En la siguiente Tabla se muestra las características del alambre muscular utilizado, en este caso fue el Flexinol 150.

Tabla VII. Propiedades de los alambres musculares Flexinol

Properties		Flexinol Name										
		025	037	050	075	100	125	150	200	250	300	375
Physical	Wire Diameter (µm)	25	37	50	75	100	125	150	200	250	300	375
	Minimum Ben Radius (mm)	1.3	1.85	2.5	3.75	5.0	6.25	7.5	10.0	12.50	15.0	18.75
	Cross-sectional Area (µm ²)	490	1,075	1,960	4,420	7,850	12,270	17,700	31,420	49,100	70,700	110,450
Electrical	Linear Resistance (Ω/m)	1,770	860	510	200	150	70	50	31	20	13	8
	Recommended Current [†] (mA)	20	30	50	100	180	250	400	610	1,000	1,750	2,750
	Recommended Power [†] (W/m)	0.71	0.78	1.28	2.0	4.86	4.4	8.00	12.0	20.0	39.8	60.5
Strength	Max. Recovery Weight @ 600 MPa (g)	29	65	117	250	469	736	1,056	1,860	2,933	4,240	6,630
	Rec. Recovery Weight @ 190 MPa (g)	7	20	35	80	150	230	330	590	930	1,250	2,000
	Rec. Deformation Weight @ 35 MPa (g)	2	4	8	815	28	43	62	110	172	245	393
Speed	Typical Contraction Speed ^{††} (sec)	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
	LT Relaxation Speed ^{††} (sec)	0.16	0.25	0.3	0.5	0.8	1.6	2.0	3.5	5.5	8.0	13.0
	LT Alloy Thermal Cycle Rate (cyc/min)	52	48	46	40	33	23	20	13	9	7	4
	HT Relaxation Speed ^{††} (sec)	n.a.	0.09	0.1	0.2	0.4	0.9	1.2	2.2	3.5	6	10
	HT Alloy Thermal Cycle Rate (cyc/min)	n.a.	55	55	50	43	32	27	19	13	9	5
Thermal	Activation Start Temp. (°C)	<i>LT Alloy</i>		<i>HT Alloy</i>								
		68		88								
	Activation Finish Temp. (°C)	78		98								
	Relaxation Start Temp. (°C)	52		72								
	Relaxation Finish Temp. (°C)	42		62								
	Annealing Temp. (°C)	300		300								
	Melting Temp. (°C)	1,300		1,300								
	Specific Heat (cal/g°C)	0.077		0.077								
	Heat Capacity (Joule/g°C)	0.32		0.32								
	Latent Heat (Joule/g)	24.2		24.2								

[†] In still air, at 20°C.

^{*} To obtain force in Newtons, multiply mass in grams by 0.0098.

^{††} Depends greatly on local heating and cooling conditions. See text.

[19]

c. Para definir la corriente que se necesita, es necesario resolver para la corriente utilizando la Ecuación 1, para poder llegar a la temperatura necesaria para grabarle la memoria al cable muscular. En el caso del Flexinol 150 se necesita llegar a mantener una corriente de por lo menos 1.40A para lograr llegar a los 500 °C, durante un periodo de más o menos 20 minutos.

Ecuación 1. Determinación de la temperatura máxima para grabar la memoria de un cable muscular.

$$T_{\max} = 16.383 \frac{I}{d} + 3.987 \left(\frac{I}{d} \right)^2$$

T – annealing temp (°C)

I – current (amps)

d – wire diameter (mm)

[19]

d. Luego se procedió a diseñar un modelo de dedo para poder implementar el alambre muscular en él y experimentar y determinar así si este era viable. Se empezó a hacer modelos en cartón por la facilidad de los materiales. Ya que se tenía la idea del movimiento del dedo se procedió a realizar un modelo en porcelana rusa.

Figura 28. Modelo de un dedo en cartón.



[Elaboración Propia]

Figura 29. Modelos de dedos en cartón.



[Elaboración Propia]

Figura 30. Modelo del dedo hecho en porcelana.



[Elaboración Propia]

Figura 31. Modelo del dedo hecho en porcelana, articulado.

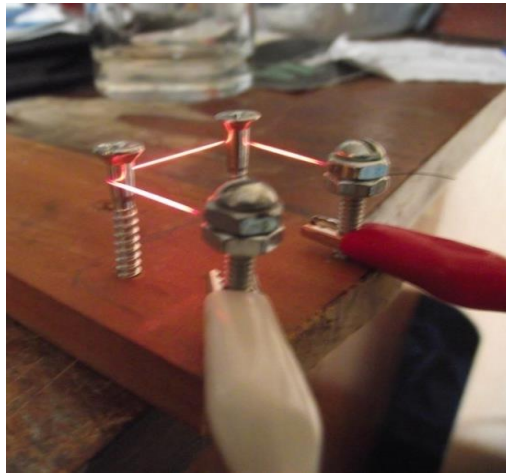


[Elaboración Propia]

B. Resultados y discusión del manejo del Flexinol

En el tratamiento de temperatura del Flexinol se le inyectó una corriente de 1.4 A, durante 14 minutos. Durante este periodo no se logró grabar la memoria del alambre, ya que no se tenía un control directo de la temperatura que se estaba obteniendo, además que el alambre sólo logró aguantar 14 minutos del periodo original de 20 minutos. Esto pudo haber sido ocasionado al desgaste y recocimiento del metal, de igual forma al hacer otras pruebas con diferentes corrientes, el alambre se reventaba y no se logró un darle la forma que se deseaba.

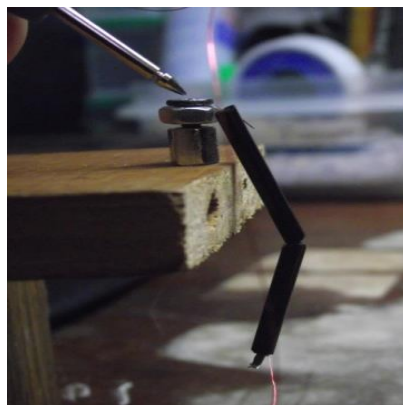
Figura 32. Tratamiento de temperatura dándole forma a un alambre de Flexinol.



[Elaboración Propia]

Por lo que se procedió a utilizar el cable Flexinol, como venía de fábrica. Se empezó a utilizar un solo cable de Flexinol 150. Se implementó en el modelo de porcelana del dedo, pero este no funcionó ya que por la temperatura alcanzada por el alambre del Flexinol, este se empezó a derretir. Entonces se procedió a trabajar con los modelos de cartón, colocando el alambre de Flexinol dentro de unos cilindros de cerámica, para así resolver el problema de la temperatura y lograr observar el movimiento que este presentaba al accionarlo.

Figura 33. Accionamiento de un cable Flexinol.



[Elaboración Propia]

Se encontró que con un solo cable no era suficiente para lograr flexionar el dedo por lo que se optó por poner tres de los mismos cables en paralelo para ayudar a obtener un movimiento. Aunque se tuvo un movimiento este fue muy débil, por lo que se tendría que realizar un diseño de varios alambres provocando que esto fuera más difícil de manejar no sólo por la potencia requerida para accionarlos sino también por la temperatura que estos disiparían.

Figura 34. Modelo de dedo en Cartón con el Flexinol implementado.



[Elaboración Propia]

Los métodos empleados para el movimiento del modelo del dedo utilizando Flexinol, no fueron satisfactorios, ya que el movimiento que se logró no fue suficiente para llegar a articular completamente el modelo del dedo como se deseaba. Además el Flexinol se calienta demasiado, dificultando así su manipulación tanto al accionarlo como en la estructura donde se realice la prueba. Por estos motivos la alternativa de utilizar alambres musculares como actuadores para el movimiento de los dedos de la mano quedó descartada.

C. Motor DC con engranajes cónicos

Se decidió probar con otras alternativas de actuadores, se pensó utilizar la alternativa de mini motores de corriente continua acoplados con engranes cónicos en los dedos. Para empezar se escogió un motor del tamaño adecuado para luego realizar el diseño de los engranajes que se pensaban utilizar, para poder analizar las fuerzas que este mecanismo podría suministrar y determinar si esta alternativa podría ser aceptada.

1. Diseño

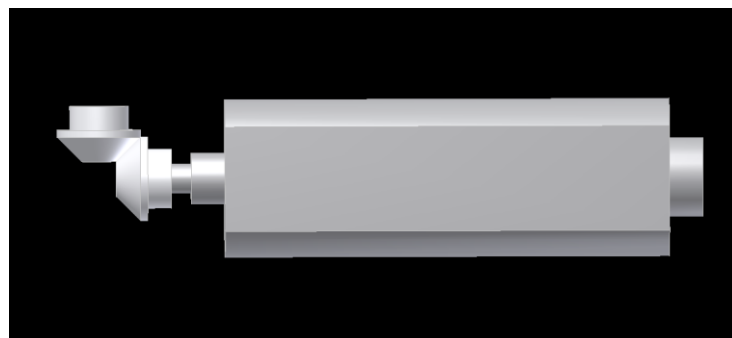
a. Se escoge un motor que se va a utilizar, este debe ser de acuerdo a la necesidad que se requiere, en este caso es transmitir potencia y mover una falange del dedo.

b. Se escoge el engranaje, en este caso se selecciona un engrane cónico debido a que se necesita hacer un cambio de posición en la potencia transmitida del eje del motor.

c. Con los datos del engranaje se calcula el diámetro de paso, el paso circular y paso diametral para así poder calcular la velocidad en la línea de paso correspondiente al radio de paso promedio.

d. Por último se determina la carga transmitida en relación a la velocidad y torque que se obtienen tanto del motor como la relación de los engranes.

Figura 35. Mecanismo de engranaje cónico con motor.



[Elaboración Propia]

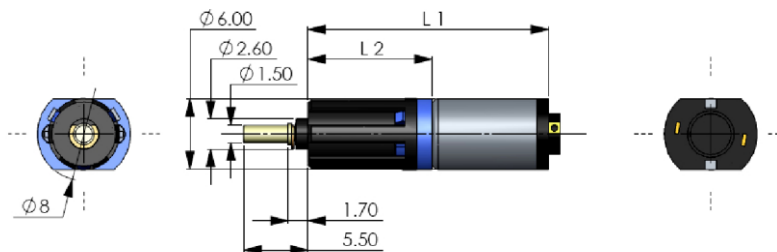
D. Resultados y discusión del análisis de fuerzas en los engranes

Tabla VIII. Datos del motor GH684S.

Torque	200 gcm = 0.002 Kgm = 0.0196133 Nm
Velocidad	25 rpm = 2.61 rad/seg
Voltaje Nominal	3 V
Corriente	60 mA

[32]

Figura 36. Dimensiones del motor GH684S.



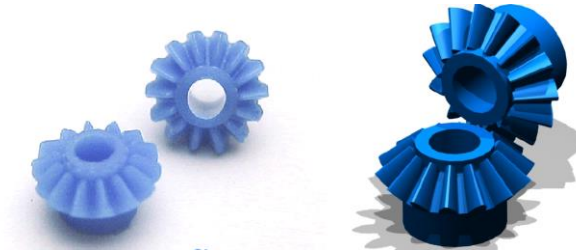
[32]

Tabla IX. Datos de los engranes GMM0.3-14-15-P1.

	Engrane	Piñón
Ángulo Inclinación	$\gamma = 45^\circ$	$\Gamma = 45^\circ$
Ángulo de Presión (ϕ)	20°	20°
Módulo (mm)	0.3	0.3
Número de Dientes	14	14
Relación	1:1	
Cara F	1.20 mm	1.20 mm

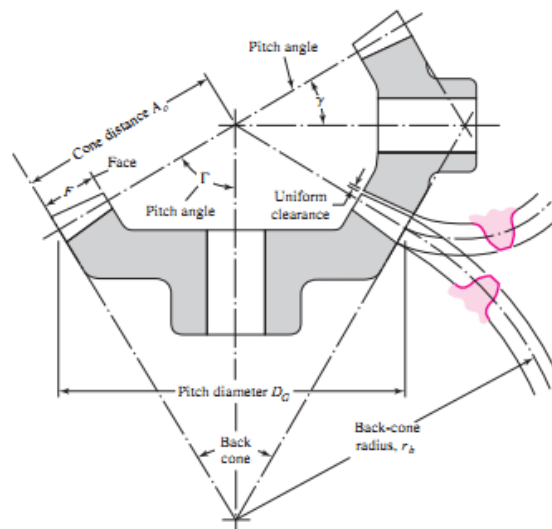
[31]

Figura 37. Diseño de engranajes cónicos GMM0.3-14-15P1.



[31]

Figura 38. Terminología del engranaje cónico.



[10]

1. Diámetro de paso El círculo de paso es únicamente un círculo teórico que se utiliza como base en los siguientes cálculos [10], su diámetro se calcula de la siguiente forma:

Ecuación 2. Diámetro de paso. [10]

$$d = m N$$

$$d = 4.2 \text{ mm}$$

$$d = 4.2 \text{ mm} * 0.03937 \text{ in} / 1 \text{ mm} = 0.165354 \text{ in}$$

2. Paso circular <<El paso circular es la distancia, medida sobre el círculo de paso, desde un punto en un diente a un punto correspondiente en un diente inmediato >> [10], se calcula de la siguiente forma:

Ecuación 3. Paso circular.

$$p = \pi m$$

$$p = 0.9425 \text{ mm [10]}$$

3. Paso diametral <<El paso diametral es la relación que existe del número de dientes en el engrane con el diámetro de paso >> [10], este se calcula con la siguiente Ecuación:

Ecuación 4. Paso diametral.

$$P = \pi / p$$

$$P = 3.333 \text{ dientes por pulgada [10]}$$

4. Velocidad de la línea de paso <<La velocidad en la línea de paso, es la velocidad lineal de un punto sobre el engrane en el radio del círculo de paso >> [10], esta velocidad se calcula con la siguiente ecuación.

Ecuación 5. Velocidad en la línea de paso.

$$V = \pi d n / 12 [10]$$

$$V = 1.0822 \text{ pies/min}$$

5. Potencia <<La potencia transmitida a través de un engranaje rotatorio se puede obtener de la relación estándar del producto par de torsión T y la velocidad angular ω tal como se muestra en la siguiente ecuación.>> [10]

Ecuación 6. Potencia transmitida a través de un engrane rotatorio.

$$P = T\omega [10]$$

$$P = 6.88 \times 10^{-5} Hp$$

6. Carga transmitida <<La carga transmitida se define de la siguiente forma:>>

[10]

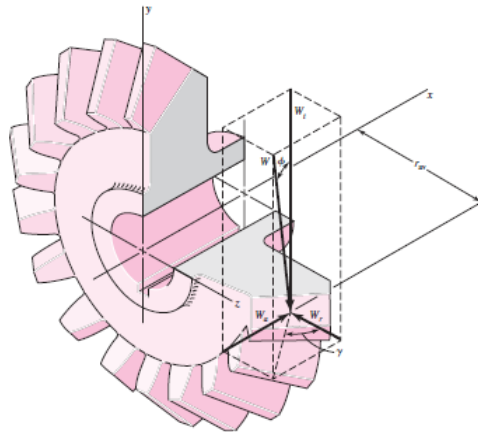
Ecuación 7. Carga transmitida en un engranaje.

$$W_t = \frac{33000 P}{v} [10]$$

$$W_t = 2.10 \text{ lbf}$$

<<Las fuerzas que actúan en el centro del diente se muestran en la siguiente Figura, la fuerza resultante tiene 3 componentes la fuerza tangencial W_t , la fuerza radial W_r y la fuerza axial W_a .>> [10]

Figura 39. Fuerzas que actúan en los dientes de un engrane cónico.



[10]

Ecuación 8. Fuerza radial en el centro del diente.

$$W_r = W_t \tan \phi \cos \Gamma = 0.5404 \text{ lbf} [10]$$

Ecuación 9. Fuerza axial en el centro del diente.

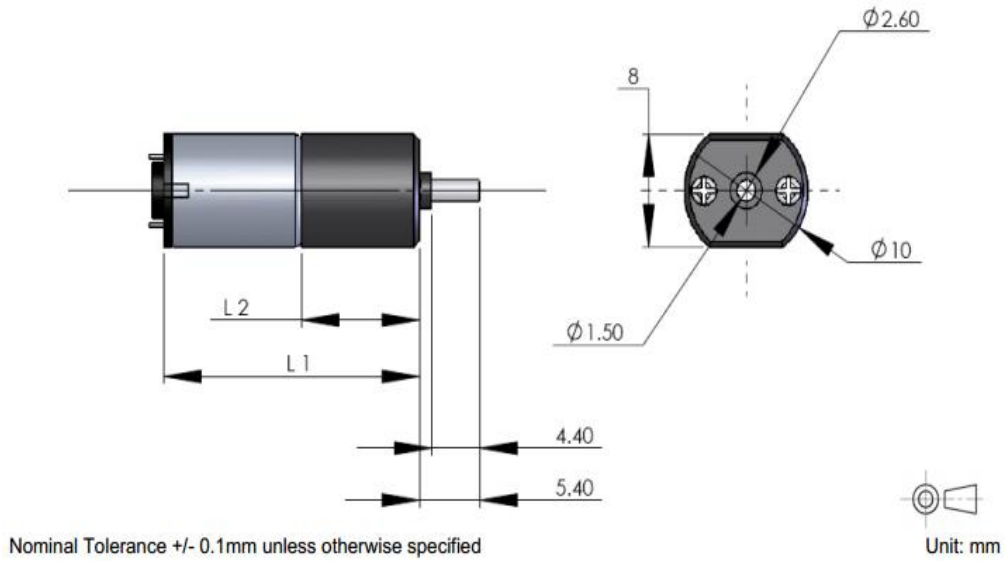
$$W_a = W_t \tan \phi \sin \Gamma = 0.5404 \text{ lbf} [10]$$

La carga transmitida teóricamente en el mecanismo de engranes cónicos es de 2.10lbf. Utilizando el mecanismo de motor de corriente continua y engranes cónicos, en todos los dedos el falange medio debe de ser del mismo tamaño que el proximal debido a las dimensiones del motor por lo que se pensó en buscar otra alternativa ya que uno de los principales objetivos es que la nueva prótesis tenga un aspecto más natural y con este requerimiento no podemos cumplir este objetivo.

E. Motor DC con engranaje de tornillo sin fin

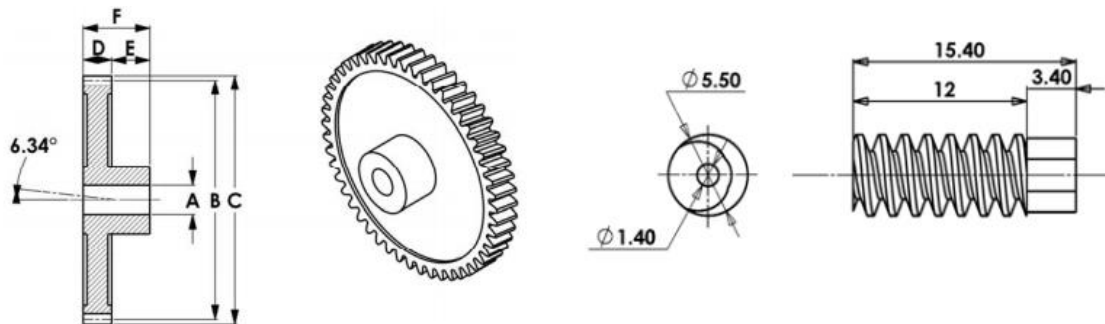
Buscando otra alternativa se evaluó utilizar un mecanismo combinado, es decir utilizar un tornillo sin fin con una corona, y una polea para halar hilos que estarían colocados en las falanges distales y medias de cada dedo, para que cuando se accione el mecanismo, los hilos se vayan enrollando en las poleas y de esa forma lograr el movimiento de las falanges. Para este mecanismo se propone utilizar el siguiente motor descrito en la Tabla XI. Este motor se acoplaría a un sistema de engranaje de tornillo sin fin de un filo, y una corona de 44 dientes, teniendo una relación de 1:44, aumentando así su torque. Se tendría que analizar la velocidad en que podría reaccionar, pero esto también depende de la polea que se utilice para halar los hilos que estarían funcionando como articulaciones.

Figura 40. Dimensiones del motor GH810136V3L



[29]

Figura 41. Dimensiones de los engranes corona y tornillo sin fin propuestos para trabajar con el motor GH810136V3L



[30]

Tabla X. Características del motor GH810136V3L propuesto para esta nueva alternativa.

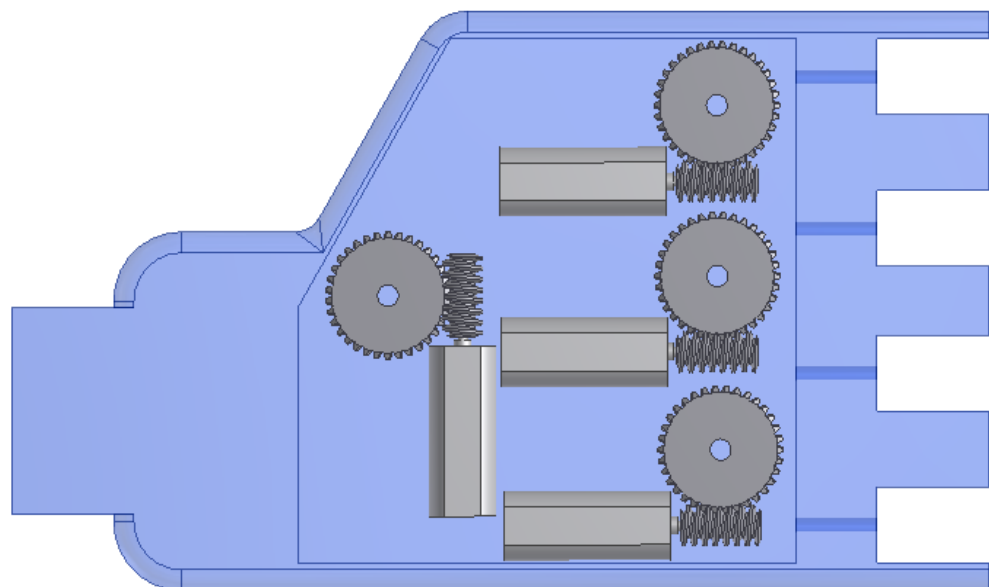
Motor	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor	
	Dólares	Mm	mm	gcm	N-mm
GH810136V3L	15.6	10	24.6	250	1078.7315

[30]

Tabla XI. Relación de torque, entre el torque requerido y el torque proporcionado por este mecanismo con el motor GH810136V3L.

Motor	Carga Aplicada			Distancia mm	Torque Requerido N-mm	Relación de Torque Tmotor/Treq uerido	Fuerza Resultante	
	Kgf	Lbf	N				N	Lbf
GH810136V3 L	1.5	3.30693	14.71	82	1206.21795	89%	13.1552622	2.957420588

Figura 42. Alternativa de utilizar un mecanismo de tornillo sin fin para la articulación de los dedos.



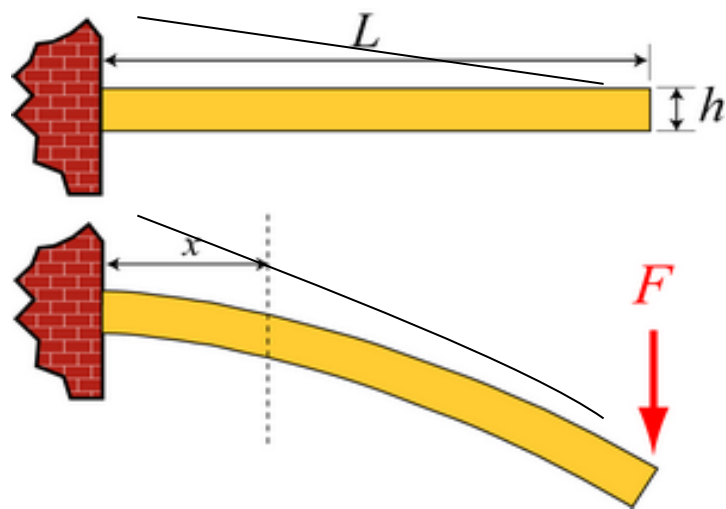
[Elaboración Propia]

En este mecanismo se encontró que la velocidad de acción es demasiado lenta ya que en este mecanismo se pierde en velocidad cuando gana en torque, por consiguiente se decidió utilizar la alternativa de los servomotores tomando en cuenta que en esta era necesario utilizar hilos para accionar el movimiento de las falanges mediante una polea acoplada al servos, por lo que se realizó un análisis para determinar la tensión requerida en los hilos para accionar cada falange.

F. Comparación de mecanismos para la articulación de los dedos de la prótesis

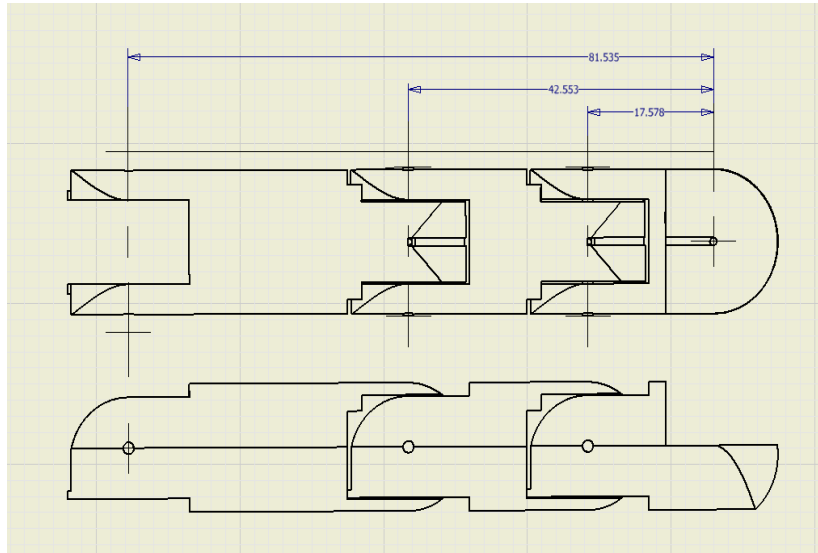
1. Con la fuerza obtenida mediante los experimentos anteriores, se modela al dedo como una viga en voladizo con un tensor y una carga concentrada en un extremo, para poder analizar fácilmente el par de torsión necesario que debería de tener el accionamiento.

Figura 43. Viga empotrada en voladizo con una carga concentrada en un extremo con un tensor.



2. Ya que el dedo está formado por tres falanges, este se debe de analizar como tres casos distintos de vigas empotradas, el primer caso es tomar solo la falange distal, el segundo es tomar la falange distal y medio, y por último cuando se toma las tres falanges conectadas entre sí.

Figura 44. Mediciones del modelo del dedo, tomando los tres casos de viga en voladizo.



[Elaboración Propia]

3. Para calcular el torque se utiliza la Ecuación 10, al tener el torque, se procede a comparar el torque requerido con los torques de cada alternativa de articulación de los dedos propuestas utilizando servomotores o utilizando motores dc, para luego poder determinar cuál de las dos es la mejor para esta aplicación.

Ecuación 10. Cálculo del torque.

$$T = L \times F$$

Dónde:

T = Torque

L = Distancia del punto del análisis con respecto a la fuerza aplicada

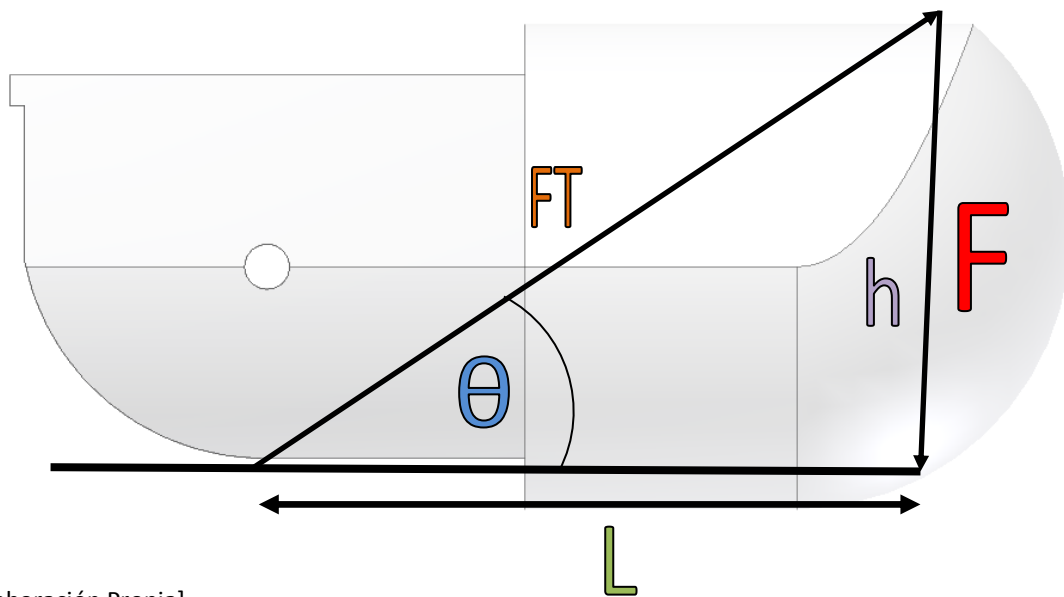
F = Fuerza concentrada aplicada

G. Análisis de fuerza en el dedo

Para el análisis de los dedos se hizo un nuevo modelo del dedo, en donde se decidió que este se iba articular por medio de halar un cable o cuerda. Por lo que se

necesitaba encontrar la tensión necesaria para poder soportar la fuerza aplicada, por lo que el modelo quedaría como se muestra en la Figura 45.

Figura 45. Modelo del dedo articulado con halar un cable.



En donde:

Ecuación 11. Relación entre la fuerza de tensión y la fuerza aplicada utilizando la relación de triángulos seno

$$F_T = \frac{F}{\sin \theta}$$

Se realizó el análisis en cada falange, para luego sumar todas las fuerzas de tensión en cada uno de las falanges para así obtener la fuerza requerida por el mecanismo de accionamiento del dedo.

Tabla XII. Fuerza por tensión generada en la falange distal.

Falange Distal				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
h (mm)	16	16	16	16
L (mm)	17.5	17.5	17.5	17.5
Ángulo (Grados)	42.44	42.44	42.44	42.44
F (N)	10.556	8.4448	6.3336	4.2224
FT (N)	15.64	12.52	9.39	6.26

Tabla XIII. Fuerza por tensión generada en la falange medio.

Falange Medio				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
h (mm)	16	16	16	16
L (mm)	25	25	25	25
Ángulo (Grados)	32.62	32.62	32.62	32.62
F (N)	10.556	8.4448	6.3336	4.2224
FT (N)	19.58	15.67	11.75	7.83

Tabla XIV. Fuerza por tensión generada en la falange proximal.

Falange Proximal				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
h (mm)	16	16	16	16
L (mm)	30.5	30.5	30.5	30.5
Ángulo (Grados)	27.68	27.68	27.68	27.68
F (N)	10.556	8.4448	6.3336	4.2224
FT (N)	22.72	18.18	13.63	9.09

Tabla XV. Fuerza total por tensión generada en el dedo.

Fuerza de tensión total requerida				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
FT Total	57.95	46.36	34.77	23.18

Luego asumiendo que al mecanismo de movimiento del sistema de falanges se le acoplará una polea con tres secciones de 1 pulgada de diámetro cada sección. Utilizando la Ecuación 10, despejando para la fuerza F, podemos encontrar la fuerza a partir del torque especificado por el mecanismo que se utilice ya sea motor o servo. Para así poder comparar la fuerza de tensión requerida con la fuerza proporcionada del mecanismo seleccionado.

H. Comparación de las alternativas propuestas para la articulación de los dedos

Tabla XVI. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 100% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	57.95	50%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	57.95	50%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	57.95	61%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	57.95	68%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	57.95	68%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	57.95	77%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	57.95	62%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	57.95	65%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	57.95	59%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	57.95	52%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	57.95	52%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	57.95	63%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	57.95	99%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	57.95	11%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	57.95	14%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	57.95	18%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	57.95	31%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	57.95	31%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	57.95	43%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	57.95	50%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	57.95	24%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	57.95	17%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	57.95	8%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	57.95	24%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	57.95	36%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	57.95	59%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	57.95	17%

Tabla XVII. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 80% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	46.36	62%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	46.36	62%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	46.36	76%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	46.36	85%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	46.36	85%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	46.36	96%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	46.36	78%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	46.36	81%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	46.36	74%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	46.36	65%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	46.36	65%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	46.36	79%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	46.36	123%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	46.36	14%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	46.36	18%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	46.36	23%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	46.36	39%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	46.36	39%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	46.36	53%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	46.36	62%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	46.36	30%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	46.36	21%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	46.36	11%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	46.36	30%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	46.36	44%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	46.36	74%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	46.36	22%

Tabla XVIII. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 60% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	34.77	83%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	34.77	83%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	34.77	102%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	34.77	113%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	34.77	113%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	34.77	129%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	34.77	103%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	34.77	108%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	34.77	98%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	34.77	87%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	34.77	86%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	34.77	106%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	34.77	165%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	34.77	19%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	34.77	23%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	34.77	30%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	34.77	52%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	34.77	52%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	34.77	71%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	34.77	83%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	34.77	40%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	34.77	28%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	34.77	14%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	34.77	40%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	34.77	59%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	34.77	98%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	34.77	29%

Tabla XIX. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 40% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	23.18	124%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	23.18	124%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	23.18	152%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	23.18	170%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	23.18	170%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	23.18	193%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	23.18	155%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	23.18	162%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	23.18	147%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	23.18	130%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	23.18	129%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	23.18	159%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	23.18	247%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	23.18	28%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	23.18	35%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	23.18	46%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	23.18	79%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	23.18	79%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	23.18	107%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	23.18	124%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	23.18	60%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	23.18	42%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	23.18	21%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	23.18	60%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	23.18	89%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	23.18	147%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	23.18	44%

Tabla XX. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 100% de la fuerza muestreada.

Motor	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dolares	mm	mm	gcm	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
GH684S	16.9	6	22.5	200	19.6133	12	1.634441667	57.95	3%
GH6124S	17.9	6	23.2	200	19.6133	12	1.634441667	57.95	3%
GH810136V3 L	15.6	10	24.6	250	24.516625	12	2.043052083	57.95	4%
AM2224		22	27.6	-	22	12	1.833333333	57.95	3%
2619024SR		26	19.2	-	100	12	8.333333333	57.95	14%
0619024SRIE 2-16		26	21.5	-	1000	12	83.33333333	57.95	144%

Tabla XXI. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 80% de la fuerza muestreada.

	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
Motor	Dolares	mm	mm	gcm	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
GH684S	16.9	6	22.5	200	19.6133	12	1.634441667	46.36	4%
GH6124S	17.9	6	23.2	200	19.6133	12	1.634441667	46.36	4%
GH810136V3L	15.6	10	24.6	250	24.516625	12	2.043052083	46.36	4%
AM2224		22	27.6	-	22	12	1.833333333	46.36	4%
2619024SR		26	19.2	-	100	12	8.333333333	46.36	18%
0619024SRIE 2-16		26	21.5	-	1000	12	83.33333333	46.36	180%

Tabla XXII. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 60% de la fuerza muestreada.

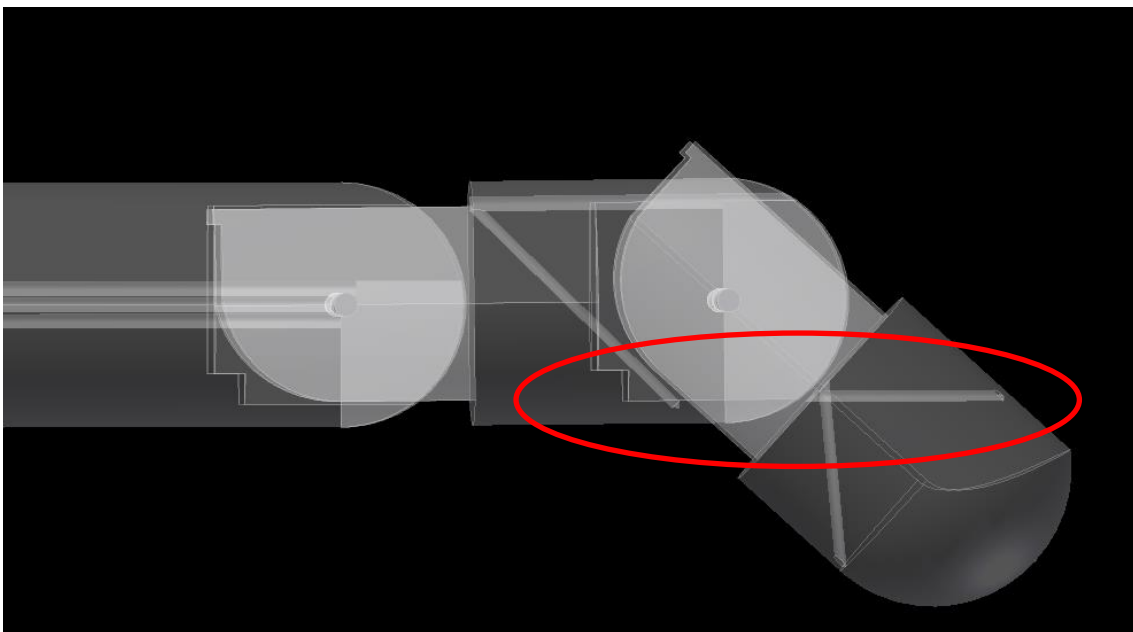
	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
Motor	Dolares	mm	mm	gcm	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
GH684S	16.9	6	22.5	200	19.6133	12	1.634441667	34.77	5%
GH6124S	17.9	6	23.2	200	19.6133	12	1.634441667	34.77	5%
GH810136V3L	15.6	10	24.6	250	24.516625	12	2.043052083	34.77	6%
AM2224		22	27.6	-	22	12	1.833333333	34.77	5%
2619024SR		26	19.2	-	100	12	8.333333333	34.77	24%
0619024SRIE 2-16		26	21.5	-	1000	12	83.33333333	34.77	240%

Tabla XXIII. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 40% de la fuerza muestreada.

	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
Motor	Dolares	mm	mm	gcm	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
GH684S	16.9	6	22.5	200	19.6133	12	1.634441667	23.18	7%
GH6124S	17.9	6	23.2	200	19.6133	12	1.634441667	23.18	7%
GH810136V3L	15.6	10	24.6	250	24.516625	12	2.043052083	23.18	9%
AM2224		22	27.6	-	22	12	1.833333333	23.18	8%
2619024SR		26	19.2	-	100	12	8.333333333	23.18	36%
0619024SRIE 2-16		26	21.5	-	1000	12	83.33333333	23.18	360%

En este diseño al simular al dedo como una viga en voladizo y tensores, se encontró problemas al halarlos tendones del sistema de articulación. Cuando este se halaba, el movimiento de la falange se reducía ya que llegaba a un punto donde los cables llegan a estar a 0 grados por la geometría del modelo, haciendo que la falange no se llegue a articular por completo como se puede apreciar en la Figura 46. Este problema resulta debido a que al tensar el cable, este busca la forma de alinearse con la dirección de la fuerza para donde se está halando. Por lo que se debía de aumentar la fuerza requerida para poder lograr articular completamente las falanges a 90°.

Figura 46. Problema de articulación en el modelo del dedo, halando un cable.



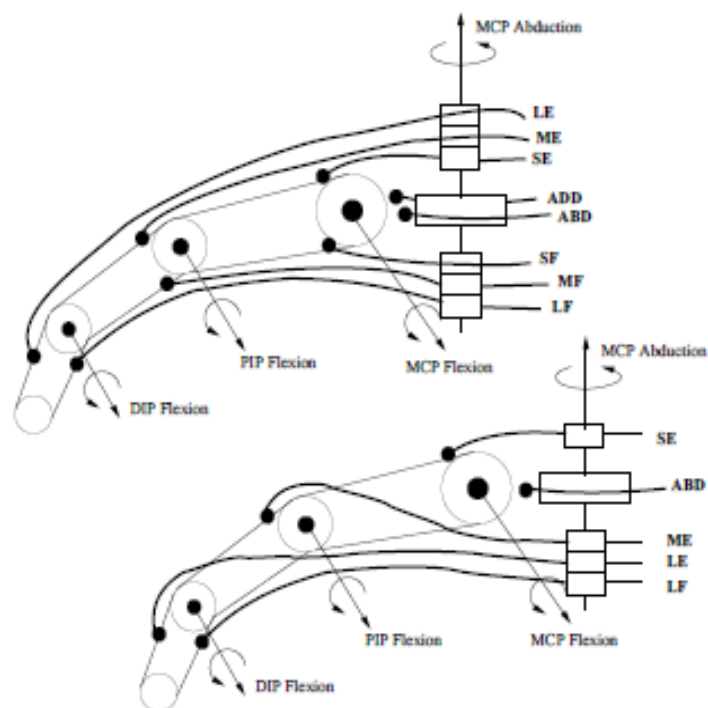
[Elaboración Propia]

I. Nuevo mecanismo de accionamiento del dedo halado por hilos / tendones.

El sistema está basado en el análisis de fuerzas en el dedo índice por Nancy S. Pollard y Richards C. Gilbert, realizado en la Universidad Brown, como se puede apreciar en la Figura 47. Aunque en este caso se limitaría los grados de libertad ya que no se tendría el movimiento de abducción en la prótesis, únicamente la extensión y

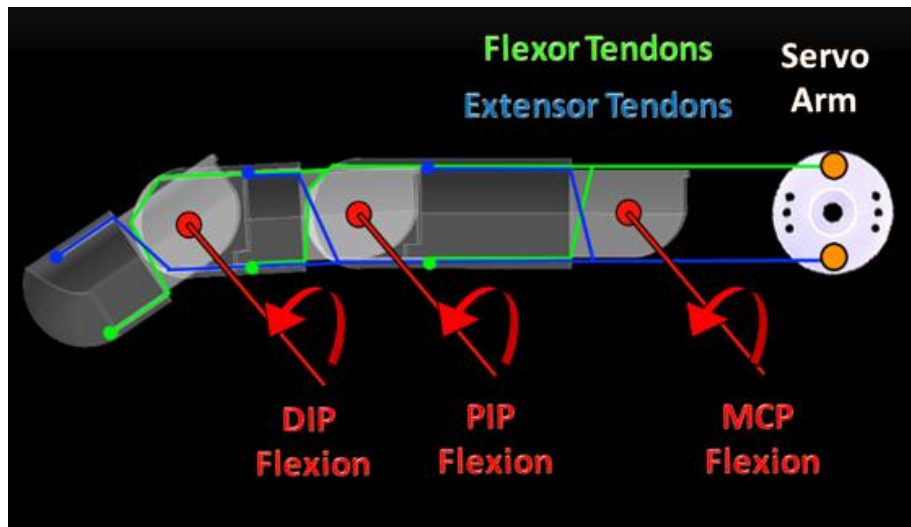
contracción de las falanges de los dedos, el sistema a implementar se muestra en la Figura 48, en donde la contracción se da cuando el brazo del servo gira al sentido horario y se da la extensión cuando el brazo gira en contra del sentido horario logrando así la flexión y extensión del dedo con un solo mecanismo.

Figura 47. Tendones de dedos de robots 2N y N+1 con 4 grados de libertad.



[39]

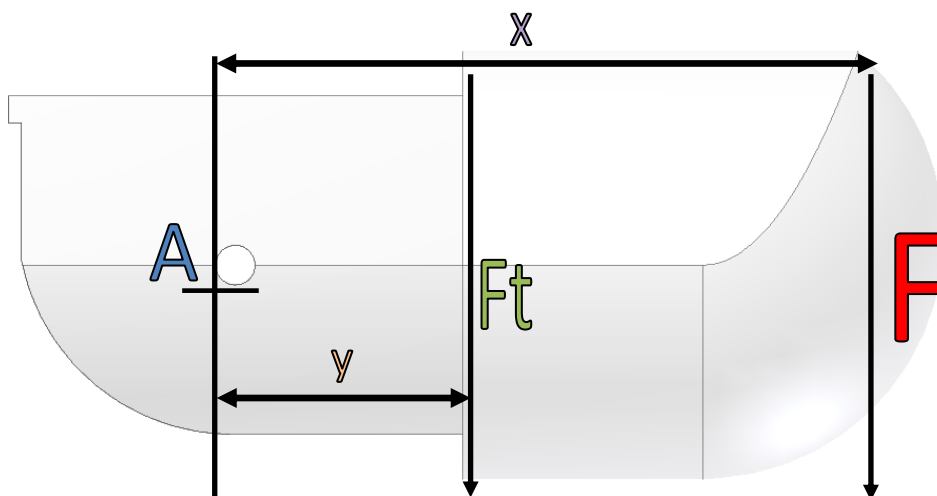
Figura 48. Sistema de articulación mediante tendones y servos.



[Elaboración Propia]

De igual forma que en el anterior diseño del mecanismo de movimiento del dedo se decidió que este se iba articular por medio de hilar un cable o cuerda. Por lo que se necesitaba encontrar la tensión necesaria para poder soportar la fuerza aplicada, por lo que el modelo quedaría como se muestra en la Figura 49.

Figura 49. Segundo modelo del dedo articulado mediante hilar un cable.



[Elaboración Propia]

En donde:

Ecuación 12. Sumatoria de momentos en el punto A.

$$\sum M_A = 0$$

$$Fx = yF_t$$

Ecuación 13. Fuerza de tensión utilizando sumatoria de momentos.

$$F_t = \frac{Fx}{y}$$

Se realizó el análisis en cada falange, para luego sumar todas las fuerzas de tensión en cada uno de las falanges para así obtener la fuerza requerida por el mecanismo de accionamiento del dedo. A continuación se presentan los resultados de este análisis en las siguientes tablas.

Tabla XXIV. Fuerza por tensión generada en la falange distal.

Falange Distal				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
x(mm)	17.5	17.5	17.5	17.5
y(mm)	8.50	8.50	8.50	8.50
F(N)	10.556	8.4448	6.3336	4.2224
Ft(N)	21.73	17.39	13.04	8.69

Tabla XXV. Fuerza por tensión generada en la falange medio.

Falange Medio				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
x(mm)	16.5	16.5	16.5	16.5
y(mm)	8.50	8.50	8.50	8.50
F(N)	10.556	8.4448	6.3336	4.2224
Ft(N)	20.49	16.39	12.29	8.20

Tabla XXVI. Fuerza por tensión generada en la falange proximal.

Falange Proximal				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
x(mm)	19.5	19.5	19.5	19.5
y(mm)	8.50	8.50	8.50	8.50
F(N)	10.556	8.4448	6.3336	4.2224
Ft(N)	24.22	19.37	14.53	9.69

Tabla XXVII. Fuerza total por tensión generada en el dedo.

Fuerza de tensión total requerida				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
FT Total (N)	66.44	53.15	39.86	26.58

Luego asumiendo que al mecanismo de movimiento del sistema de falanges se le acoplará una polea con tres secciones de 1 pulgada de diámetro cada sección. Utilizando la Ecuación 13, despejando para la fuerza F , podemos encontrar la fuerza a partir del torque especificado por el mecanismo que se utilice ya sea motor o servo. Para así poder comparar la fuerza de tensión requerida con la fuerza proporcionada del mecanismo seleccionado.

J. Comparación de las alternativas propuestas para la articulación de los dedos

Tabla XXVIII. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 100% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	66.4	43%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	66.4	43%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	66.4	53%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	66.4	59%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	66.4	59%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	66.4	67%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	66.4	54%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	66.4	57%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	66.4	51%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	66.4	46%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	66.4	45%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	66.4	55%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	66.4	86%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	66.4	10%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	66.4	12%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	66.4	16%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	66.4	27%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	66.4	27%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	66.4	37%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	66.4	43%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56		60	423.69312	12	35.30776	66.4	53%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	66.4	21%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	66.4	57%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	66.4	15%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	66.4	7%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	66.4	21%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	66.4	31%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	66.4	51%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	66.4	15%

Tabla XXIX. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 80% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	53.15	54%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	53.15	54%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	53.15	66%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	53.15	74%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	53.15	74%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	53.15	84%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	53.15	68%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	53.15	71%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	53.15	64%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	53.15	57%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	53.15	56%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	53.15	69%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	53.15	108%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	53.15	12%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	53.15	15%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	53.15	20%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	53.15	34%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	53.15	34%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	53.15	47%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	53.15	54%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56		60	423.69312	12	35.30776	53.15	66%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	53.15	26%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	53.15	71%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	53.15	18%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	53.15	9%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	53.15	26%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	53.15	39%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	53.15	64%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	53.15	19%

Tabla XXX. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 60% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	39.86	72%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	39.86	72%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	39.86	89%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	39.86	99%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	39.86	99%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	39.86	112%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	39.86	90%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	39.86	94%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	39.86	86%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	39.86	76%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	39.86	75%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	39.86	92%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	39.86	143%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	39.86	16%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	39.86	20%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	39.86	27%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	39.86	46%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	39.86	46%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	39.86	62%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	39.86	72%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56		60	423.69312	12	35.30776	39.86	89%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	39.86	35%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	39.86	94%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	39.86	25%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	39.86	12%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	39.86	35%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	39.86	52%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	39.86	86%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	39.86	25%

Tabla XXXI. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida al 40% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	26.58	108%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	26.58	108%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	26.58	133%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	26.58	148%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	26.58	148%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	26.58	168%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	26.58	135%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	26.58	142%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	26.58	128%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	26.58	114%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	26.58	113%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	26.58	138%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	26.58	215%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	26.58	25%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	26.58	31%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	26.58	40%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	26.58	69%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	26.58	69%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	26.58	93%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	26.58	108%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56		60	423.69312	12	35.30776	26.58	133%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	26.58	52%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	26.58	142%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	26.58	37%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	26.58	18%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	26.58	52%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	26.58	77%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	26.58	128%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	26.58	38%

Tabla XXXII. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 100% de la fuerza muestreada.

Motor	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dolares	mm	mm	gcm	N-mm	mm	N	N	FServo/Freq uerida
GH684S	16.9	6	22.5	200	19.6133	12	1.634441667	66.4	2%
GH6124S	17.9	6	23.2	200	19.6133	12	1.634441667	66.4	2%
GH810136V3 L	15.6	10	24.6	250	24.516625	12	2.043052083	66.4	3%
AM2224		22	27.6	-	22	12	1.833333333	66.4	3%
2619024SR		26	19.2	-	100	12	8.333333333	66.4	13%
0619024SRIE 2-16		26	21.5	-	1000	12	83.33333333	66.4	126%

Tabla XXXIII. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 80% de la fuerza muestreada.

Motor	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dolares	mm	mm	gcm	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
GH684S	16.9	6	22.5	200	19.6133	12	1.634441667	53.15	3%
GH6124S	17.9	6	23.2	200	19.6133	12	1.634441667	53.15	3%
GH810136V3 L	15.6	10	24.6	250	24.516625	12	2.043052083	53.15	4%
AM2224		22	27.6	-	22	12	1.833333333	53.15	3%
2619024SR		26	19.2	-	100	12	8.333333333	53.15	16%
0619024SRIE 2-16		26	21.5	-	1000	12	83.33333333	53.15	157%

Tabla XXXIV. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 60% de la fuerza muestreada.

Motor	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dolares	mm	mm	gcm	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
GH684S	16.9	6	22.5	200	19.6133	12	1.634441667	39.86	4%
GH6124S	17.9	6	23.2	200	19.6133	12	1.634441667	39.86	4%
GH810136V3 L	15.6	10	24.6	250	24.516625	12	2.043052083	39.86	5%
AM2224		22	27.6	-	22	12	1.833333333	39.86	5%
2619024SR		26	19.2	-	100	12	8.333333333	39.86	21%
0619024SRIE 2-16		26	21.5	-	1000	12	83.33333333	39.86	209%

Tabla XXXV. Comparación de Fuerza proporcionada de motor DC y fuerza requerida al 40% de la fuerza muestreada.

Motor	Precio	Ancho	Alto	Torque Motor		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dolares	mm	mm	gcm	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
GH684S	16.9	6	22.5	200	19.6133	12	1.634441667	26.58	6%
GH6124S	17.9	6	23.2	200	19.6133	12	1.634441667	26.58	6%
GH810136V3 L	15.6	10	24.6	250	24.516625	12	2.043052083	26.58	8%
AM2224		22	27.6	-	22	12	1.833333333	26.58	7%
2619024SR		26	19.2	-	100	12	8.333333333	26.58	31%
0619024SRIE 2-16		26	21.5	-	1000	12	83.33333333	26.58	314%

K. Comparación de fuerza con respecto a la fuerza original de la prótesis

Tabla XXXVI. Fuerza por tensión generada en la falange distal de la prótesis original.

Falange Distal				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
x(mm)	17.5	17.5	17.5	17.5
y(mm)	8.50	8.50	8.50	8.50
F(N)	2.37	1.896	1.422	0.948
Ft(N)	4.88	3.90	2.93	1.95

Tabla XXXVII. Fuerza por tensión generada en la falange medio de la prótesis original.

Falange Medio				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
x(mm)	16.5	16.5	16.5	16.5
y(mm)	8.50	8.50	8.50	8.50
F(N)	2.37	1.896	1.422	0.948
Ft(N)	4.60	3.68	2.76	1.84

Tabla XXXIX. Fuerza por tensión generada en la falange proximal de la prótesis original.

Falange Proximal				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
x(mm)	19.5	19.5	19.5	19.5
y(mm)	8.50	8.50	8.50	8.50
F(N)	2.37	1.896	1.422	0.948
Ft(N)	5.44	4.35	3.26	2.17

Tabla XXXVIII. Fuerza por tensión total requerida de la prótesis original.

Fuerza de tensión total requerida				
Porcentaje de Fuerza Promedio	100%	80%	60%	40%
FT Total	14.92	11.93	8.95	5.97

Tabla XXXIX. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida de la prótesis original al 100% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	14.92	193%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	14.92	193%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	14.92	237%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	14.92	264%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	14.92	264%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	14.92	300%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	14.92	241%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	14.92	252%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	14.92	229%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	14.92	203%
S31715B	53.99				51	360.139152	12	30.011596	14.92	201%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	14.92	247%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	14.92	383%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	14.92	44%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	14.92	55%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	14.92	71%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	14.92	122%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	14.92	122%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	14.92	166%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	14.92	193%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56		60	423.69312	12	35.30776	14.92	237%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	14.92	93%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	14.92	252%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	14.92	66%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	14.92	33%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	14.92	93%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	14.92	138%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	14.92	229%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	14.92	68%

Tabla XL. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida de la prótesis original al 80% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	11.93	242%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	11.93	242%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	11.93	296%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	11.93	330%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	11.93	330%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	11.93	375%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	11.93	301%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	11.93	316%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	11.93	286%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	11.93	254%
S31715B	53.99				51	360.139152	12	30.011596	11.93	252%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	11.93	308%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	11.93	479%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	11.93	55%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	11.93	68%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	11.93	89%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	11.93	153%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	11.93	153%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	11.93	207%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	11.93	242%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56		60	423.69312	12	35.30776	11.93	296%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	11.93	116%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	11.93	316%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	11.93	82%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	11.93	41%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	11.93	116%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	11.93	173%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	11.93	286%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	11.93	85%

Tabla XLI. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida de la prótesis original al 60% de la fuerza muestreada.



Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	8.95	322%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	8.95	322%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	8.95	395%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	8.95	441%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	8.95	441%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	8.95	500%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	8.95	402%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	8.95	421%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	8.95	381%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	8.95	338%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	8.95	335%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	8.95	411%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	8.95	639%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	8.95	73%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	8.95	91%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	8.95	118%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	8.95	204%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	8.95	204%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	8.95	276%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	8.95	322%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56		60	423.69312	12	35.30776	8.95	395%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	8.95	155%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	8.95	421%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	8.95	110%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	8.95	55%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	8.95	155%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	8.95	230%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	8.95	381%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	8.95	113%

Tabla XLII. Comparación de Fuerza proporcionada de servos y fuerza requerida de la prótesis original al 40% de la fuerza muestreada.

Servo	Precio	Ancho	Alto	Grosor	Torque Servo		Radio Polea	Fuerza	Fuerza de Tensión	Relación de Fuerza
	Dólares	mm	mm	mm	onz-in	N-mm	mm	N	N	FServo/Frequerida
HS-85BB+	19.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	5.97	483%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48	12.954	49	346.016048	12	28.83467067	5.97	483%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56	12.9	60	423.69312	12	35.30776	5.97	591%
HS-225BB	17.99	32.53	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	5.97	660%
HS-225MG	25.99	32.54	36.28	16.77	67	473.123984	12	39.42699867	5.97	660%
HS-5245MG	49.99	39.12	30.73	16.76	76	536.677952	12	44.72316267	5.97	749%
HS-7235MH	79.99				61.1	431.4608272	12	35.95506893	5.97	602%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	5.97	631%
S3016	59.99	43	38.1	16	58	409.570016	12	34.13083467	5.97	572%
S3150	59.99	30	32.6	10.8	51.4	362.9637728	12	30.24698107	5.97	507%
S3171SB	53.99				51	360.139152	12	30.011596	5.97	503%
S9650	59.99	35.5	34.9	15	62.5	441.347	12	36.77891667	5.97	616%
BLS-651	119.99	35.5	28.6	15	97.2	686.3828544	12	57.1985712	5.97	958%
HS-35HD	24.99	26.58	15.67		11.11	78.45384272	12	6.537820227	5.97	110%
HS-45GB	15.99	33.6	22.35		13.88	98.01434176	12	8.167861813	5.97	137%
HS-55	9.99	22.606	23.876		18	127.107936	12	10.592328	5.97	177%
HS-65HB	21.99	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	5.97	306%
HS-65MG	29.49	32.385	26.162		31	218.908112	12	18.24234267	5.97	306%
HS-81	12.69	29.718	29.464		42	296.585184	12	24.715432	5.97	414%
HS-85MG+	30.99	28.956	30.48		49	346.016048	12	28.83467067	5.97	483%
HS-5087MH	44.99	28.85	33.56		60	423.69312	12	35.30776	5.97	591%
S3117	18.99	21.8	28.7		23.6	166.6526272	12	13.88771893	5.97	233%
S3102	39.99	28	29.8	13	64	451.939328	12	37.66161067	5.97	631%
S3107	17.99	21.8	19.8		16.7	117.9279184	12	9.827326533	5.97	165%
S3111	15.99	21.8	23.3		8.3	58.6108816	12	4.884240133	5.97	82%
S3114	14.99	29.4	23.2		23.5	165.946472	12	13.82887267	5.97	232%
S3155	49.99	30	29		35	247.15432	12	20.59619333	5.97	345%
S3016	59.99	43	38.1		58	409.570016	12	34.13083467	5.97	572%
EFLRS75	13.99	-	-		17.2	121.4586944	12	10.12155787	5.97	170%

L. Servos sugeridos para el mecanismo de articulación en los dedos

Tabla XLIII. Detalles de los Servos propuestos para el mecanismo de articulación de los dedos.

Alternativa A S3102 Micro MG	Alternativa B HS-5087MH
<p data-bbox="331 645 635 678">Figura 50. Servo S3102.</p>  <p data-bbox="226 1339 279 1373">[51]</p>	<p data-bbox="874 645 1257 678">Figura 51. Servo HS-5087MH.</p>  <p data-bbox="769 1303 821 1337">[50]</p>
<p data-bbox="386 1420 582 1453">Servo Análogo</p>	<p data-bbox="880 1420 1252 1453">Servo Digital - Programable</p>
<p data-bbox="279 1460 689 1494">Voltaje de Operación: 4.8 Volts</p>	<p data-bbox="826 1460 1310 1494">Voltaje de Operación: 6.0 – 7.4 Volts</p>
<p data-bbox="306 1498 662 1532">Torque Máximo: 4.6 kg.cm</p>	<p data-bbox="890 1498 1236 1532">Torque Máximo: 4.3 Kg.cm</p>
<p data-bbox="284 1538 684 1572">Dimensiones: 28 x 13 x 30 mm</p>	<p data-bbox="865 1538 1267 1572">Dimensiones: 29 x 13 x 30 mm</p>
<p data-bbox="411 1579 557 1612">Peso: 21 g</p>	<p data-bbox="986 1579 1150 1612">Peso: 21.9 g</p>
<p data-bbox="386 1619 582 1653">Precio: \$39.99</p>	<p data-bbox="970 1619 1166 1653">Precio: \$44.99</p>

M. Selección de Servo

Debido al precio y las dimensiones del Servo S3102, este fue el que se seleccionó como actuador para el mecanismo de movimiento de los dedos de la mano. Ya teniendo seleccionado un servo, el servo Futaba S3102, se realizó la cotización respectiva en tres lugares distintos, para determinar en qué lugar saldría mejor comprarlos, sin embargo en los tres sitios consultados se encontró que el precio es igual, como se puede apreciar en la Tabla XLVI.

Tabla XLIV. Cotización del Servo Futaba S3102.

Modelo	Lugar	Dirección del sitio	Precio
S3102	ServoCity	http://www.servocity.com/html/s3102_micro_mg.html	\$39.99
S3102	Ebay	http://www.ebay.com/itm/Futaba-S3102-Metal-Gear-Micro-Servo-20s-64oz-in-/350546120827?pt=Radio_Control_Parts_Accessories&hash=item519e2d507b	\$39.99
S3102	RC-Planet	http://www.rcplanet.com/Futaba_S3102_Servo_Aircraft_Micro_Metal_Gears_p/futs3102.htm	\$39.99

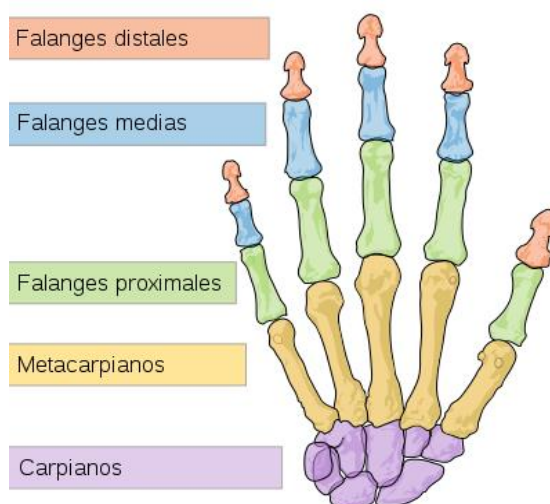
IX. ESTRUCTURA

Para los diseños y análisis de la estructura de los dedos y la palma de la mano se utilizó el software de diseño asistido por computadora, Autodesk Inventor®. Este software se utiliza para diseñar, producir y perfeccionar productos nuevos. Se realizan los dibujos de las piezas generándose en 3D, y luego se ensamblan para llegar a un producto final, para cada pieza en el ensamblaje se define sus características mecánicas, para luego poder realizar un análisis de esfuerzos en la pieza.

A. Primer diseño del modelo del dedo.

1. Tomando en cuenta la forma en la que está compuesta la mano Figura 52, se realizaron mediciones físicas de un dedo índice de la mano derecha. Utilizando una herramienta de medición de precisión llamada vernier Figura 53, se midió los falanges distales, medias y proximales.

Figura 52. Falanges de la mano.



[56]

Figura 53. Vernier electrónico.



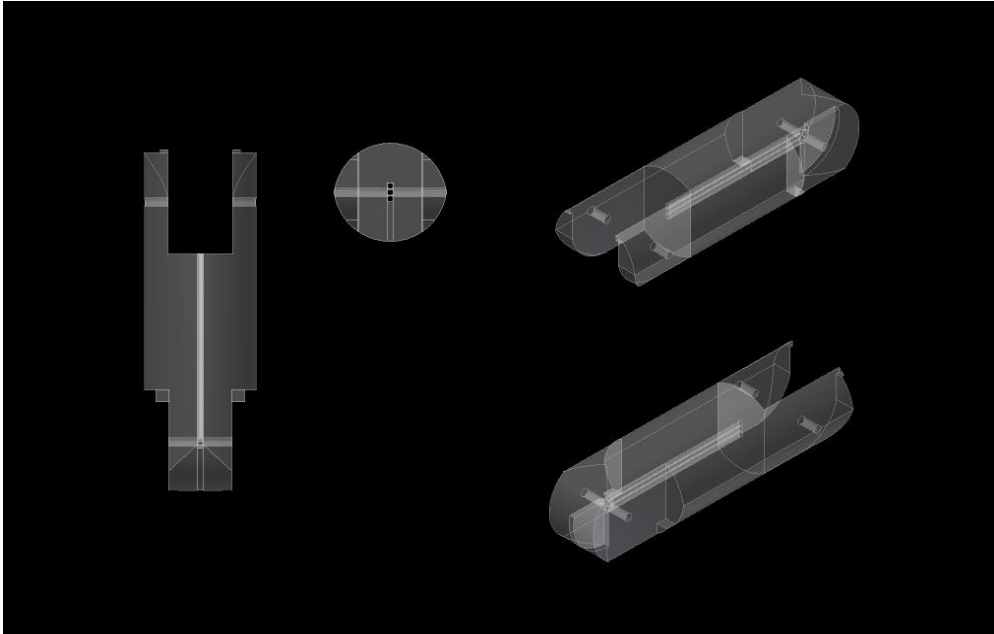
2. Teniendo las mediciones de las falanges del dedo se procedió a diseñar y modelar un dedo que cumpliera con las mediciones. Para el primer modelo del dedo se pensó en diseñarlo para que con el accionamiento de un servomotor halara de un cable o alambre y así poder obtener la articulación entre las falanges del dedo.

3. De la misma manera se procedió a diseñar y modelar un dedo que cumpliera con las mediciones pero teniendo en cuenta que en este caso el accionamiento sería con un motor en cada falange utilizando engranes cónicos.

B. Resultados del primer diseño del modelo del dedo

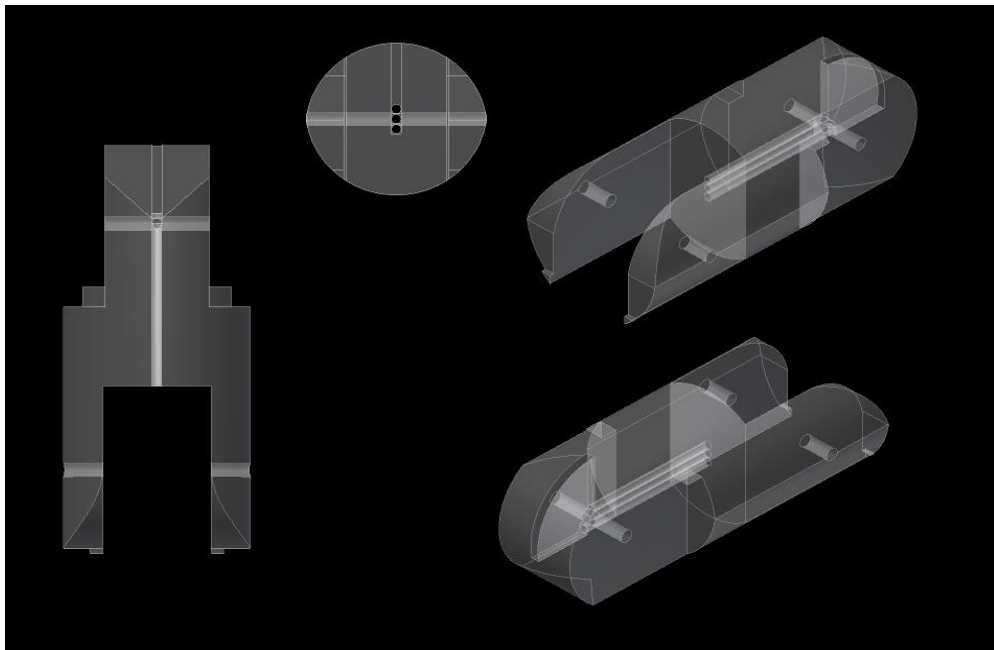
1. Modelos de las falanges del dedo índice. Estos son los siguientes modelos de falanges que se diseñaron según su accionamiento y el análisis de fuerzas en cada uno.

Figura 54. Diseño #1, de falange proximal accionado por servomotor.



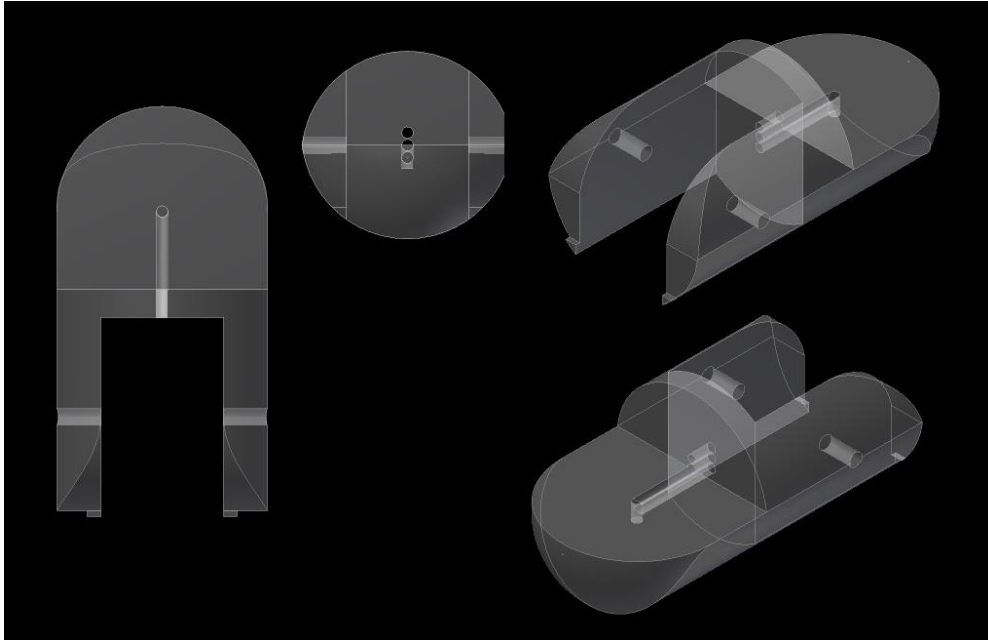
[Elaboración Propia]

Figura 55. Diseño #1, de falange medio del modelo del dedo accionado con servomotores.



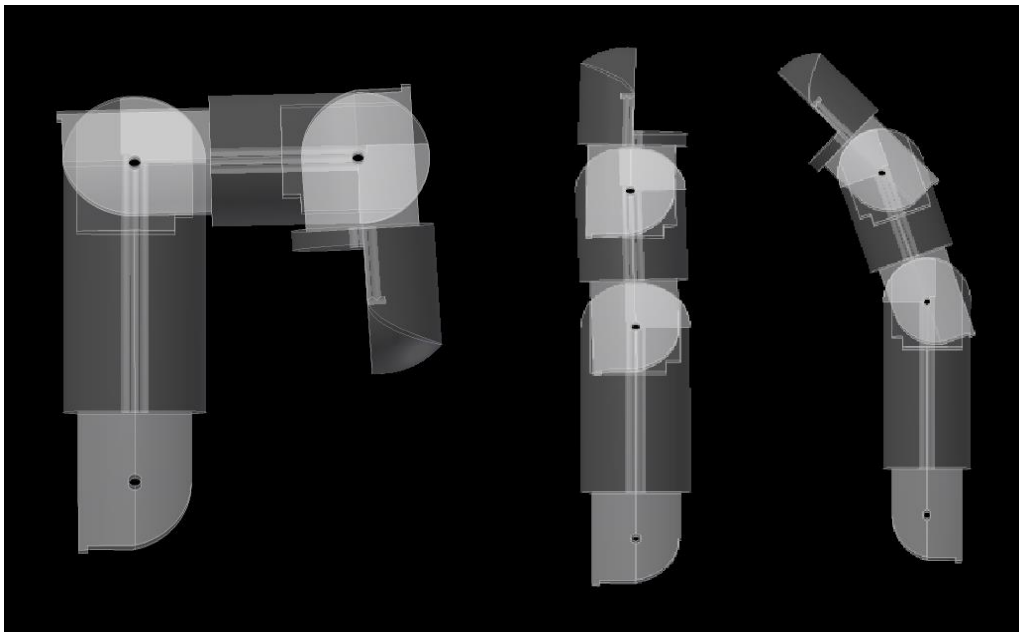
[Elaboración Propia]

Figura 56. Diseño #1, de falanges distal del modelo del dedo accionado con servomotores.



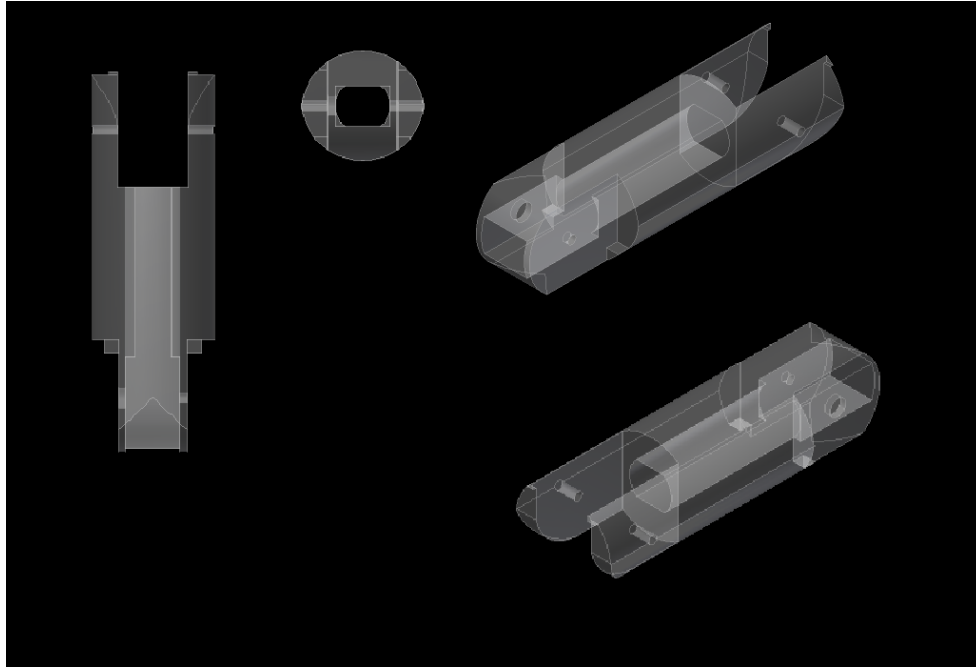
[Elaboración Propia]

Figura 57. Ensamble de falanges del dedo índice accionado con servomotores.



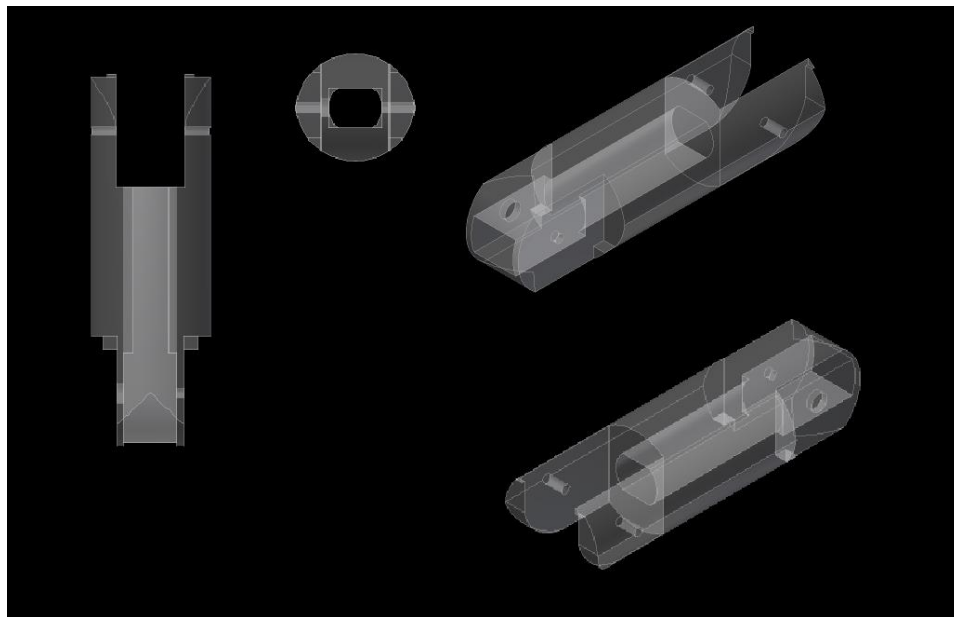
[Elaboración Propia]

Figura 58. Diseño #1, de falange proximal del modelo del dedo accionado con mecanismo de engranes cónicos.



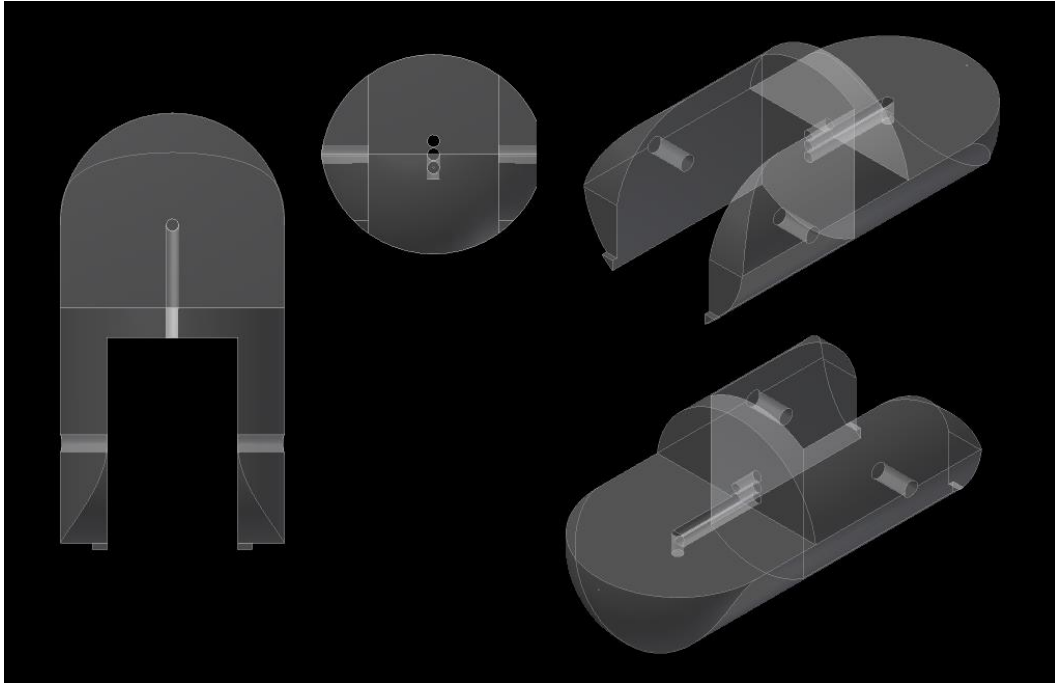
[Elaboración Propia]

Figura 59. Diseño #1, de falange medio del modelo del dedo accionado con mecanismo de engranes cónicos.



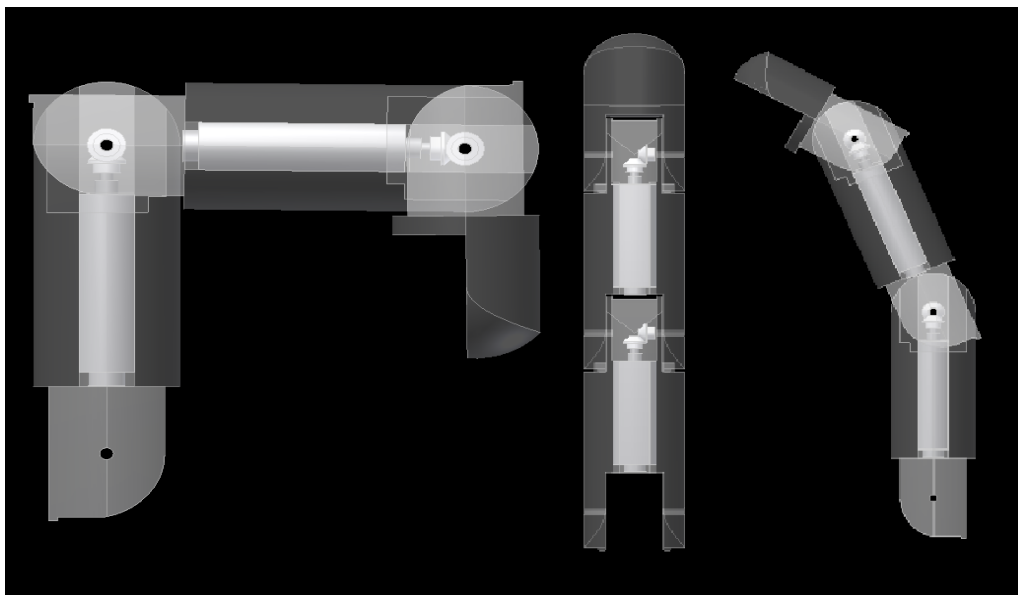
[Elaboración Propia]

Figura 60. Diseño #1, de falange distal del modelo del dedo accionado con mecanismo de engranes cónicos.



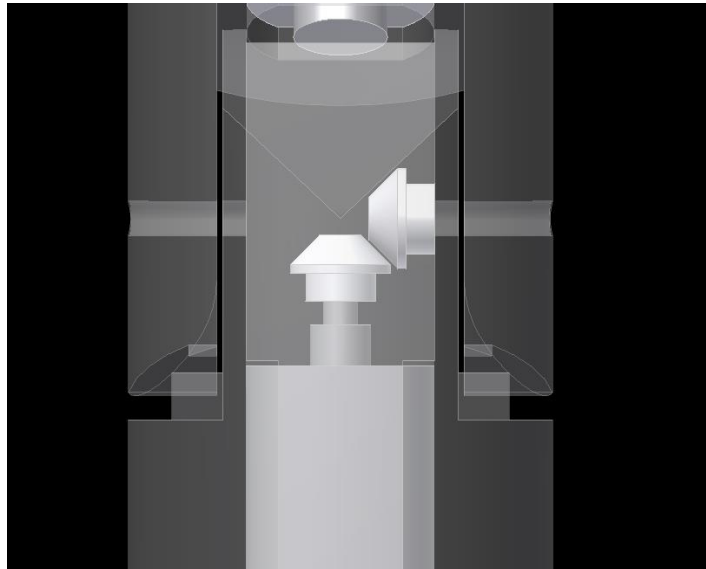
[Elaboración Propia]

Figura 61. Ensamble de falanges del dedo índice accionado con mecanismo de engranes cónicos.



[Elaboración Propia]

Figura 62. Mecanismo de engranes cónicos.

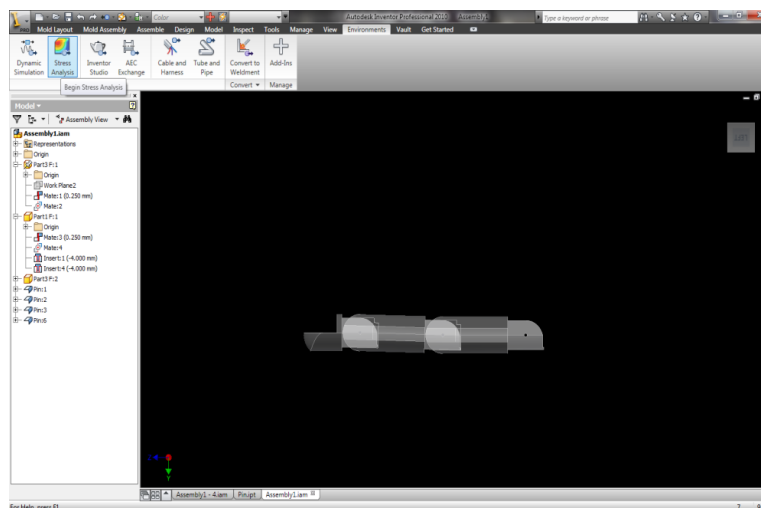


[Elaboración Propia]

C. Análisis de Estrés del modelo del dedo en AutoDesk Inventor

1. Teniendo ya el modelo para analizar, irse a la pestaña de Enviroments, y hacer click en Stress Analysis

Figura 63. Interfaz de Inventor 2010, para utilizar la herramienta de Análisis de estrés.



[Elaboración Propia]

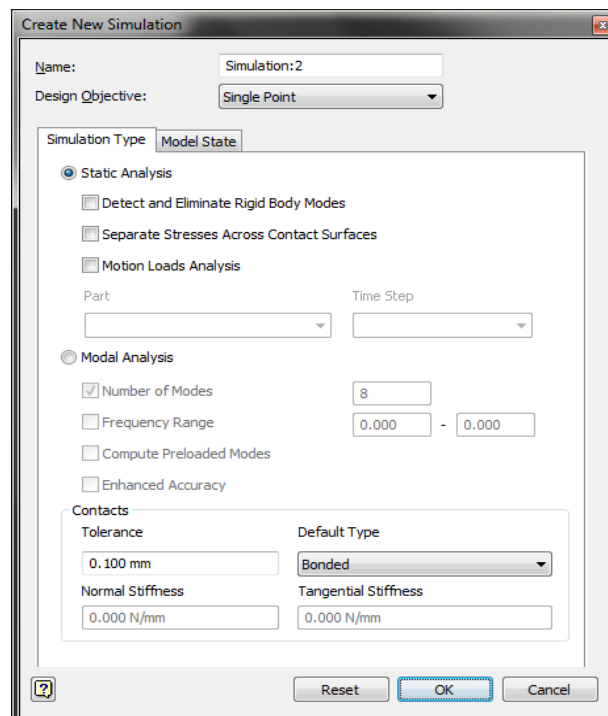
2. Luego hacer click en Create Simulation, y escoger el tipo de simulación que se quiere realizar, en nuestro caso sería la de Bonded, por lo que hay que darle click en ok.

Figura 64. Interfaz de Inventor 2010, botón para crear una nueva simulación.



[Elaboración Propia]

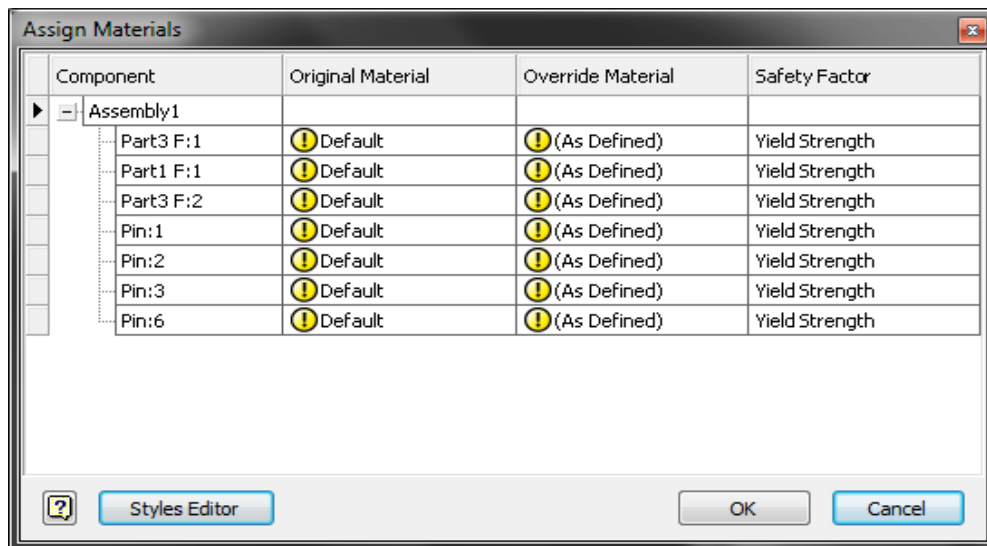
Figura 65. Interfaz de Inventor 2010, ventana donde se especifica qué tipo de simulación se va a realizar.



[Elaboración Propia]

3. Luego dar click en Assign, y asignar a cada pieza del ensamble un material,

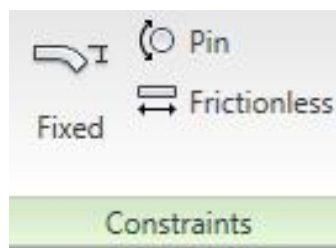
Figura 66. Interfaz de Inventor 2010, asignación de materiales a las piezas del ensamble.



[Elaboración Propia]

4. En este caso el modelo tiene pines, por lo que es necesario especificarlo y darle click a los pines que tiene el ensamble.

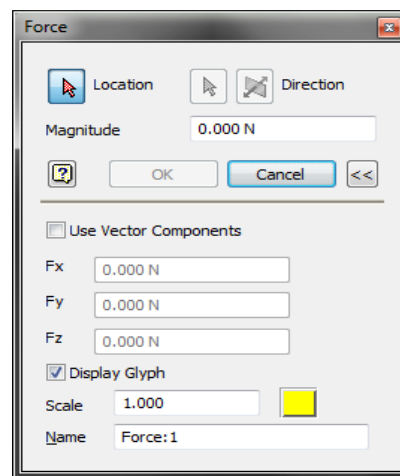
Figura 67. Interfaz de Inventor 2010, Opciones de restricciones que pueden tener el ensamble.



[Elaboración Propia]

5. Luego se selecciona en la pestaña de Loads, Force, para poder aplicarle al modelo una fuerza, se coloca la magnitud y se selecciona en qué lugar de la pieza se quiere aplicar la fuerza.

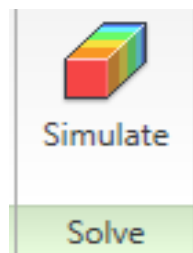
Figura 68. Interfaz de Inventor 2010, para aplicar la fuerza en un punto de una pieza del ensamble.



[Elaboración Propia]

6. Por último se le da click a Simulate, en la pestaña de Solve, para poder obtener los resultados de los esfuerzos en la pieza y el factor de seguridad.

Figura 69. Interfaz de Inventor 2010, botón para empezar la simulación y obtener los resultados de esta.



[Elaboración Propia]

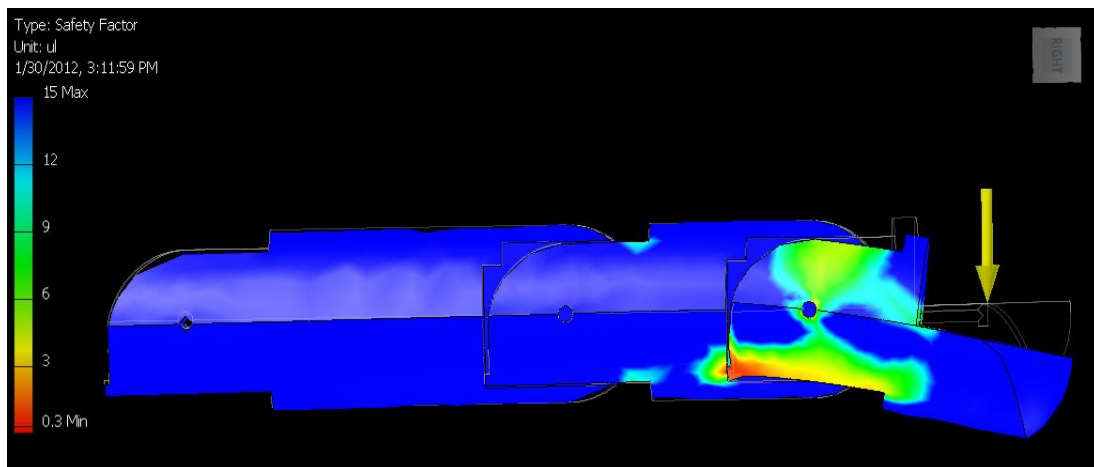
D. Resultados y discusión del análisis del modelo del dedo en AutoDesk Inventor

Para el análisis de fuerzas se utilizó el programa de diseño de AutoDesk Inventor en donde se especificó el material de cada falange que en este caso fue Policarbonato, y se le aplicó una fuerza en ciertos puntos de las falanges para poder determinar si estas podrían soportar la carga y determinar el factor de seguridad de las mismas. La fuerza aplicada fue un estimado de 100N equivalente a 10.20 Kg, según la investigación la “Evaluación de la fuerza de puño en sujetos adultos sanos mayores de 20 años de la Región Metropolitana”, hecha por Jessica Käthe Mahn Arteaga y Carolina Pilar Romero Dapuetto en la Universidad de Chile de la Escuela de Kinesiología, la mano humana puede aguantar aproximadamente 51 Kg por la mano dominante, según se puede apreciar en la Tabla XLVII, por lo que se pensó en distribuir los 51 Kg en 5 dedos para un total de 10.20Kg.

Tabla XLV. Promedios de fuerza de puños de hombres y mujeres para ambas manos (datos kilogramos).

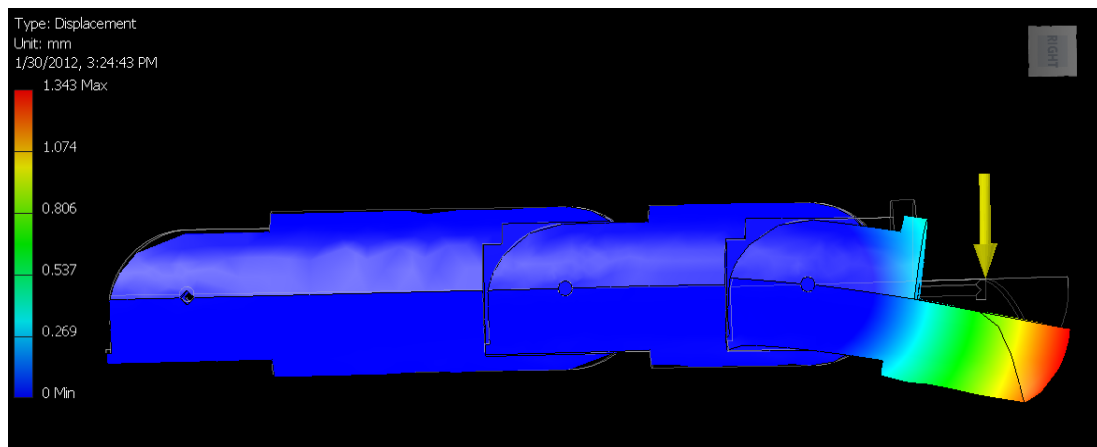
Edad (Años)	Fuerza Hombres		Fuerza Mujeres	
	Mano dominante	Mano no dominante	Mano dominante	Mano no dominante
20 – 24	51 ± 2,7	48,3 ± 2,65	30,8 ± 4,8	29 ± 4,55
25 – 29	47,8 ± 2,75	46,2 ± 3	32,7 ± 3,45	30,5 ± 3,6
30 – 34	50,6 ± 2,6	49,5 ± 2,7	31,7 ± 3,8	30,5 ± 3,6
35 – 39	48,6 ± 3,1	46,7 ± 3	34 ± 3,35	32,2 ± 2,95
40 – 44	49,9 ± 2,85	47,8 ± 2,65	30,5 ± 4,15	29,3 ± 3,6
45 – 49	47,4 ± 2,75	45,9 ± 2,6	31,4 ± 3,6	29,4 ± 3,7
50 – 54	45,2 ± 2,1	43,2 ± 2,25	30,3 ± 3,4	29,2 ± 3,65
55 – 59	46 ± 2,85	44,3 ± 2,6	27,5 ± 3,2	26 ± 3,1
60 – 64	46,1 ± 1,7	44,4 ± 1,95	28,5 ± 2,55	26,3 ± 2,5
65 – 70	38,3 ± 2,5	37,3 ± 2,25	26,7 ± 3,8	25,3 ± 4,5

Figura 70. Factor de seguridad del ensamble del modelo del dedo posición 1.



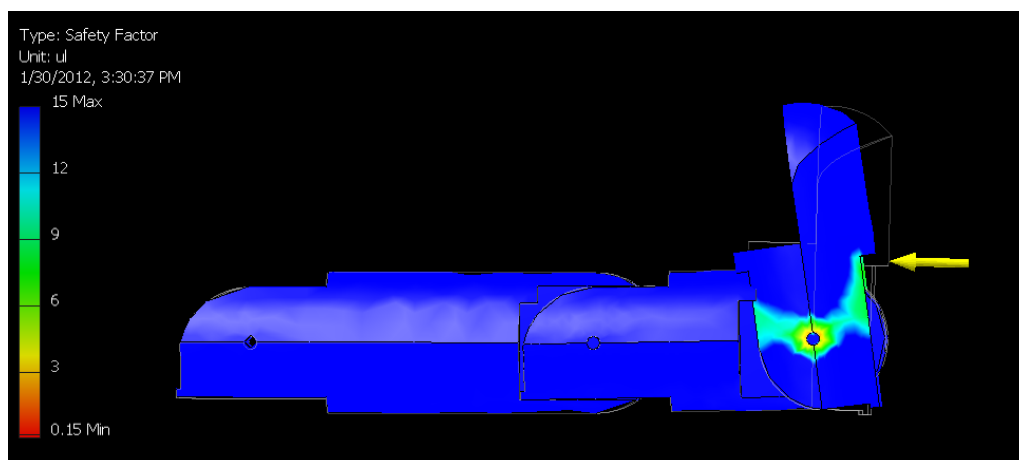
[Elaboración Propia]

Figura 71. Desplazamiento del ensamble del modelo del dedo posición 1.



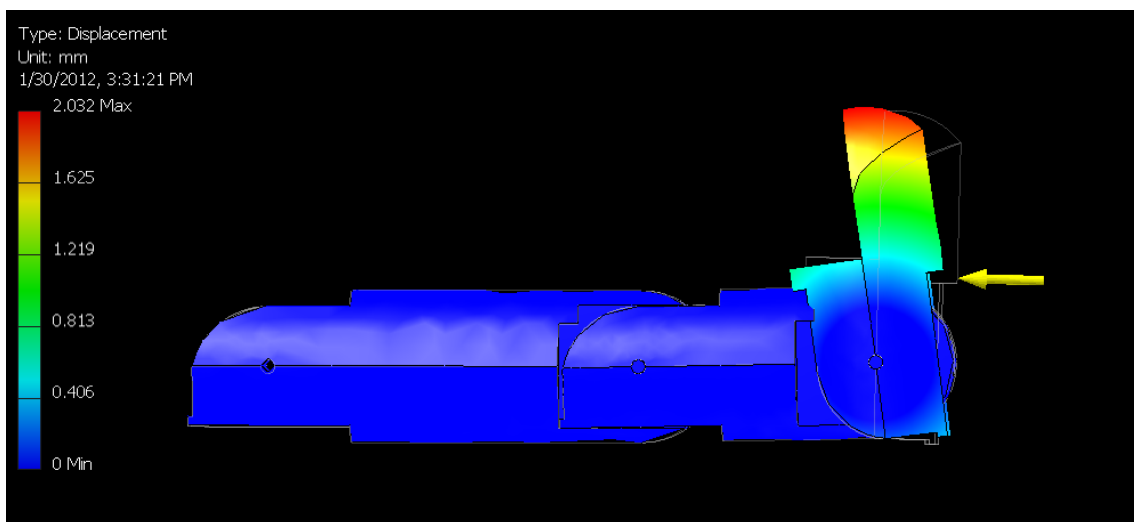
[Elaboración Propia]

Figura 72. Factor de seguridad del ensamble del modelo del dedo posición 2.



[Elaboración Propia]

Figura 73. Desplazamiento del ensamble del modelo del dedo posición 2.



[Elaboración Propia]

En el diseño del modelo se obtuvo un factor de seguridad de diseño alto alrededor de 12, solo en los seguros se obtuvo un factor de seguridad de 0.3 al aplicarle una fuerza de 10.2Kg.

E. Maquinado del modelo del dedo

Se decidió hacer el maquinado del modelo del dedo mediante impresión en 3D ya que este método de maquinado es mucho más barato realizar un prototipo del modelo del dedo que tenga la geometría con los detalles que se requieren del diseño que los métodos convencionales de maquinación en CNC o en inyección de plástico por medio de molde, debido a que estos resultan más económicos solo si se realizan en grandes cantidades.

F. Cotización de impresión en 3D de un diseño del modelo del dedo

1. Teniendo ya un modelo de un dedo en 3D, se procedió a buscar empresas que se dedicaran al maquinado de piezas en 3D.

2. En Guatemala no se encontró ninguna empresa que se dedicara hacer piezas tan pequeñas, por lo que se buscó principalmente en Estados Unidos, y se encontraron las siguientes empresas: Ponoko [44], 3D CreationLab [1], Shapeways [52], Quickparts [45], y Redeye [47].

G. Cotizaciones del maquinado del modelo del dedo

Figura 74. Precios de maquinado del modelo del dedo en diferentes empresas.

Lugar	Precio manufactura	Material	Shipping	Tax	Total
Ponoko	\$31.63	Durable GlossPlastic - Black	\$11.23	--	\$42.86
Shapeways	\$26.64	White Strong& Flexible	\$6.50	--	\$33.14
Redeye	\$175	White ABS	\$8.18	--	\$183.18
Quickparts	\$177	PolyJet	\$8.18	--	\$185.18

Por el precio se decidió realizar el maquinado por medio de impresión en 3D en la empresa Shapeways. En donde se tuvo que subir a su página web los archivos STL generados a partir de los modelos de las falanges del dedo.

H. Pruebas con el prototipo del dedo

Al tener las falanges, se procedió a ensamblarlas para formar el dedo, en este modelo se encontró varios defectos, pero todos tienen la misma causa. Uno de los defectos fue que los agujeros no se realizaron de manera correcta ya que el diámetro

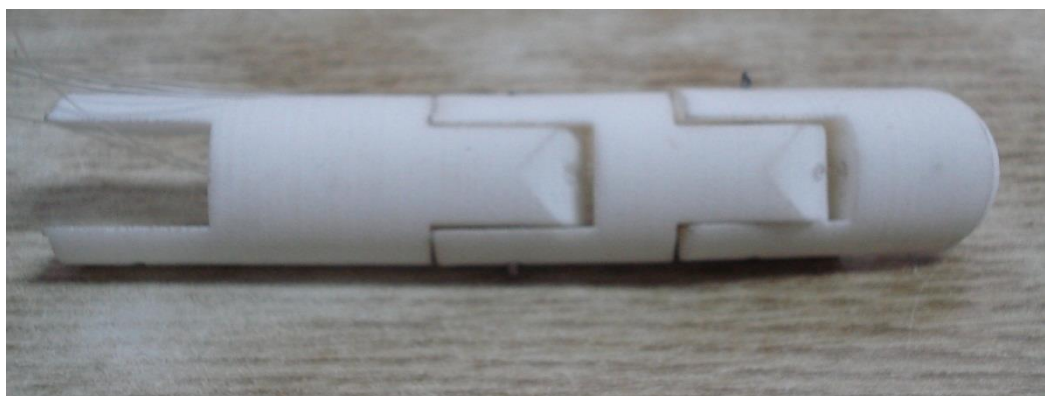
era muy pequeño, por lo que estos solo venían como guía, lo cual se debe a que el nivel de detalle es muy fino y pequeño por lo que mediante el maquinado de impresión en 3D no se logra realizar a detalle cada agujero de 1 mm de diámetro, al igual que los topes de seguridad de cada falange. El modelo ensamblado del dedo se puede apreciar en las siguientes figuras.

Figura 75. Modelo del dedo índice extendido, maquinado en Nylon 6 mediante impresión en 3D.



[Elaboración Propia]

Figura 76. Modelo del dedo índice extendido vista trasera, maquinado en Nylon 6 mediante impresión en 3D.



[Elaboración Propia]

Figura 77. Modelo del dedo índice articulado vista lateral, maquinado en Nylon 6 mediante impresión en 3D.



[Elaboración Propia]

Figura 78. Modelo del dedo índice articulado vista trasera, maquinado en Nylon 6 mediante impresión en 3D.

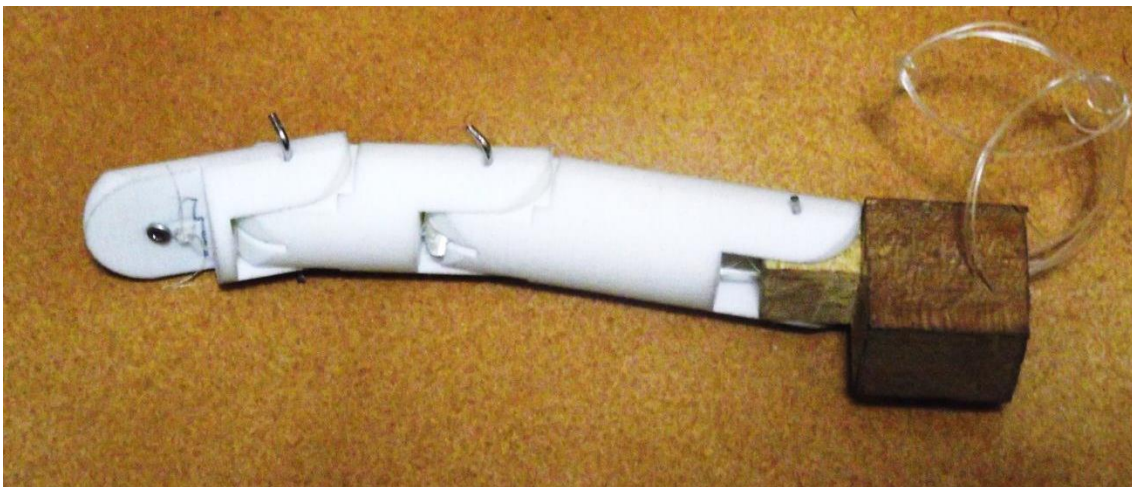


[Elaboración Propia]

I. Acople del modelo del dedo con la mano

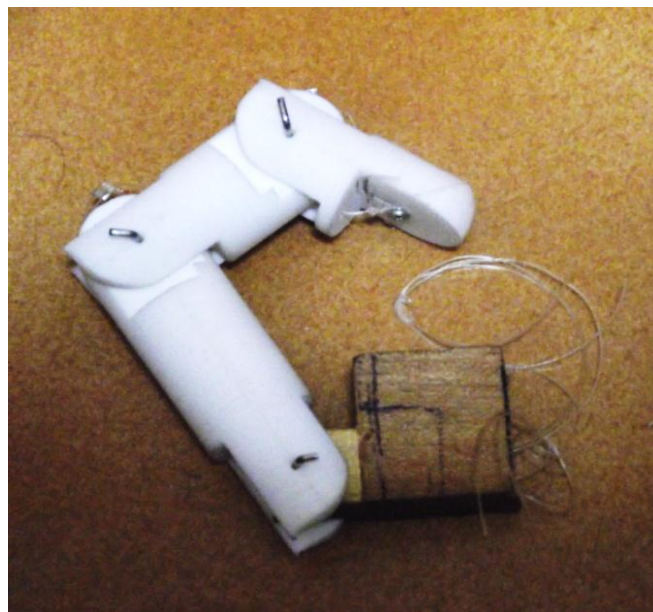
Ya que en el diseño del dedo la falange proximal de este tiene una conexión hembra con la palma, no se pudo acoplar a la palma de la prótesis original. Por lo que se procedió a realizar una base para poder ensamblar el dedo y poder probar su funcionamiento. En la Figura 79 se puede apreciar mejor la base construida en madera.

Figura 79. Prototipo del dedo índice acoplado en una base de madera para poder analizar el mecanismo de tendones.



[Elaboración Propia]

Figura 80. Prototipo del dedo índice articulado acoplado en una base de madera para poder analizar el mecanismo de tendones.



[Elaboración Propia]

Como se mencionó anteriormente, el modelo del dedo no se podía acoplar directamente a la palma de la mano de la prótesis original, ya que el diseño de este dedo no estaba pensado para utilizarlo en la palma original sino en una nueva, pero lo que fue necesario determinar si el mecanismo de accionamiento mediante tendones funcionaba, para lo cual se procedió a hacer un acople en el cual fuera útil para poder acoplarlo a la palma de la mano.

Para este acople se realizó lo siguiente:

- Se midió el grosor de la entrada de la falange proximal en la palma de la mano.
- Se midió el grosor de la entrada de la falange proximal del dedo.
- Se procedió a cortar un pedazo de madera del grosor de ambas entradas.
- Se realizaron los agujeros necesarios para poder atravesar los hilos y los pines que sujetarían el acople con la mano y el acople con el dedo.

J. Resultados del acople del modelo del dedo en la prótesis original

Para hacer el acople del dedo con la mano fue necesario hacer un bloque de madera midiendo la parte interna de la conexión del falange proximal que fue de 10 mm, y la parte interna donde se tendría que acoplar el dedo en la palma que también fue de 10 mm . Al conector de madera del dedo se le hicieron agujeros tanto para que pasaran los dedos como para conectar el dedo con el conector y la palma con el conector por medio de pines. Luego se ensambló a la palma de la prótesis original, como se muestra en la Figura 81.

Figura 81. Prototipo del dedo índice acoplado a la mano de la prótesis original.



[Elaboración Propia]

K. Pruebas con el mecanismo de accionamiento.

Teniendo ya el modelo del dedo montado en la palma con las conexiones de los tendones al servo, se procedió a realizar un programa con la interfaz Arduino, <<una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador y un entorno de desarrollo, diseñada para facilitar el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios.>> [5] Se utilizó un programa en donde se controlaba el ángulo del servo enviándole un comando a través de comunicación serial. En este caso solo se controló un servo ya que solo se quería probar el mecanismo de accionamiento del modelo del dedo.

L. Conexión de tendones del dedo

Para accionar el mecanismo es necesario conectar los hilos que sirven como tendones al brazo del servo motor como se mostró en la Figura 48, en este caso se utilizó el servo motor que se tenía para accionar el dedo meñique y anular, se aprovechó que ya se tenía la polea y se sujetaron mediante un tornillo como se muestra en la Figura 82. Se tuvo el problema que al querer sujetar los hilos para extender y los hilos para contraer ya estaban sujetos, estos se empezaban a aflojar y viceversa por lo que se tuvo que realizar otro agujero en la polea para poder sujetar separadamente los hilos como se muestra en la Figura 83.

Figura 81. Sujeción de los hilos con la polea del servo motor.



[Elaboración Propia]

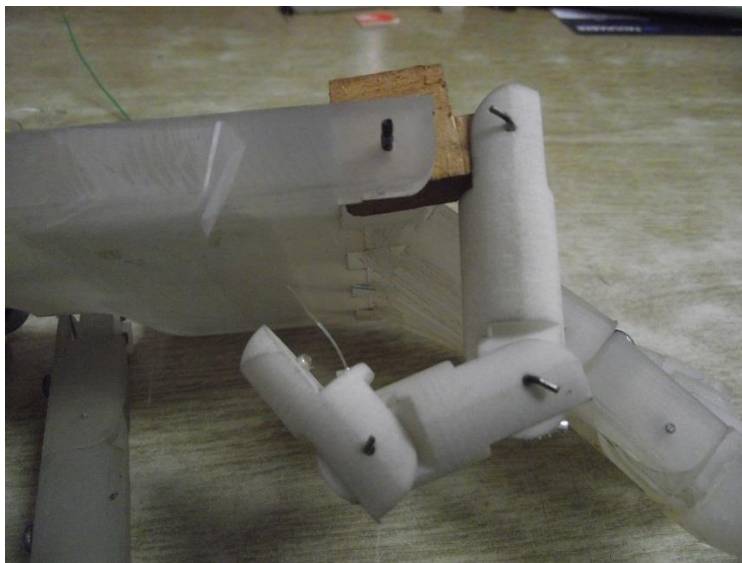
Figura 82. Sujeción de los hilos separadamente con la polea del servo motor.



[Elaboración Propia]

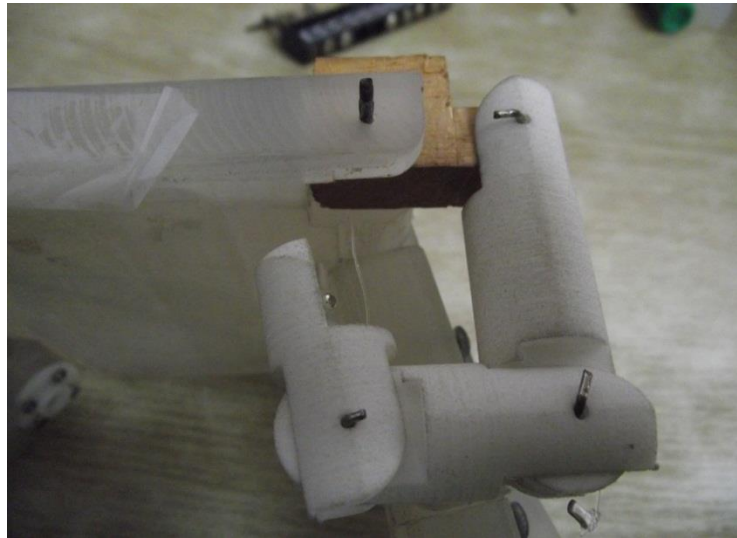
Se pudo notar que sí afectaba la forma en la que se sujetaban los hilos ya que al accionar el motor cuando los hilos estaban sujetos a un solo tornillo se pierde movilidad en las falanges como se muestra en la Figura 84. Por este motivo se decidió que se debían conectar separadamente como se especifica en la Figura 48, se hicieron las mismas pruebas y los resultados se muestran en la Figura 85.

Figura 83. Prueba de articulación utilizando la sujeción de hilos unida.



[Elaboración Propia]

Figura 84. Prueba de articulación utilizando la sujeción de hilos separada.



[Elaboración Propia]

M. Experimentación de un dedo con el servo HS-85MG+

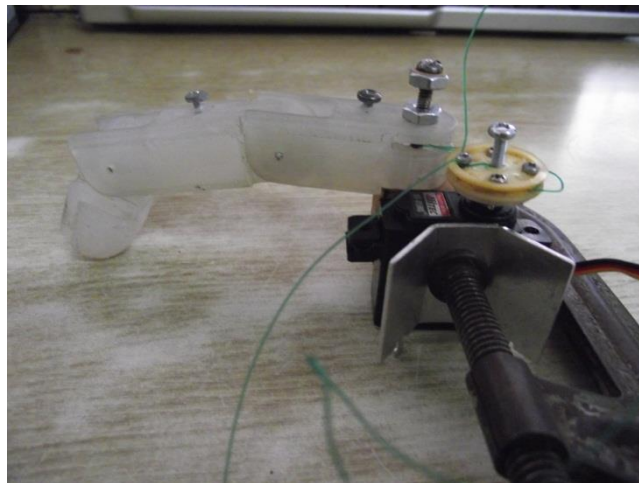
El objetivo de este experimento era comprobar el mecanismo de articulación por medio de tendones con un servomotor muy similar al propuesto, el Futaba S3102, se utilizó el servo HS-85MG+ ya que era el que se disponía en ese momento, cabe mencionar que este puede cubrir un 72% de la fuerza necesaria según lo establecido de 40N en cada dedo, comparado con el del Futaba S3102 del 94%. Los pasos para este experimento fueron los siguientes:

- Desmontar el servomotor localizado en la palma de la mano, utilizado para movilizar el dedo pulgar.
- Desacoplar un dedo de la palma de la mano, para probar la articulación del mismo.
- Utilizar una polea con las medidas adecuadas para el servo.
- Sujetar el dedo a una base, para luego colocar el servomotor al lado y realizar las conexiones necesarias de los hilos a las poleas del servo.

N. Resultados de experimentación de un dedo con el servo HS-85MG+

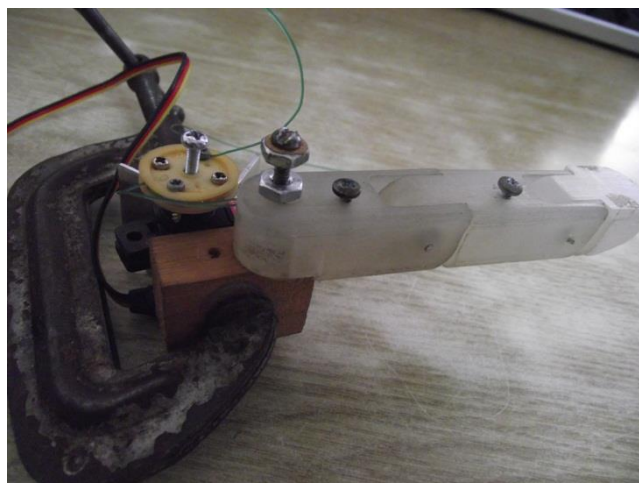
Para los experimentos realizados se encontró que se necesitaba sujetar la polea al servo ya que al ejercer fuerza en el dedo, este provoca una gran tensión en los hilos provocando así que la polea se salga del eje del motor. Además se encontró que la fuerza proporcionada por este servo es similar a lo requerido, por lo que si se podría colocar los servos en la mano sin perder fuerza en los dedos. Las figuras del experimento se pueden apreciar en la Figura 86, 87 y 88.

Figura 85. Experimento utilizando el servo HS-85MG+.



[Elaboración Propia]

Figura 86. Experimento utilizando Servo HS-85MG+ vista lateral.



[Elaboración Propia]

Figura 87. Experimento utilizando Servo HS-85MG+ vista superior.



[Elaboración Propia]

O. Diseño final de todos los dedos de la mano

En la Tabla XLVIII, se presentan las mediciones que se realizaron en los dedos de la mano derecha, a partir de estos datos se procedió a realizar el diseño de cada uno de las falanges de los dedos de la mano.

Tabla XLVI. Mediciones de las falanges de la mano derecha.

Medición	Falange	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
	Distal	20 mm	16 mm	17 mm	16 mm	15 mm
	Medio	-	16 mm	17 mm	16 mm	15 mm
	Proximal	20 mm	16 mm	17 mm	16 mm	15 mm
	Distal	18 mm	14 mm	14 mm	14 mm	12mm
	Medio	-	14 mm	14 mm	14 mm	12mm
	Proximal	18 mm	14 mm	14 mm	14 mm	12mm
	Distal	34 mm	28 mm	28 mm	28 mm	25 mm
	Medio	-	23 mm	29 mm	27 mm	17 mm
	Proximal	25 mm	27 mm	29 mm	23 mm	18 mm

[Elaboración Propia]

En el diseño anterior del dedo se observó que daba problemas en cómo colocar los pines de pivotes para las falanges, por lo que se tomó en cuenta esta mejora para el nuevo diseño. En este último diseño, se utilizó micro-cojinetes y pines de reloj como pivotes mostrados en la Figura 89, reduciendo así la fricción en el movimiento de las falanges. Los micro-cojinetes utilizados, son cojinetes que se utilizan en aéreo-modelismo.

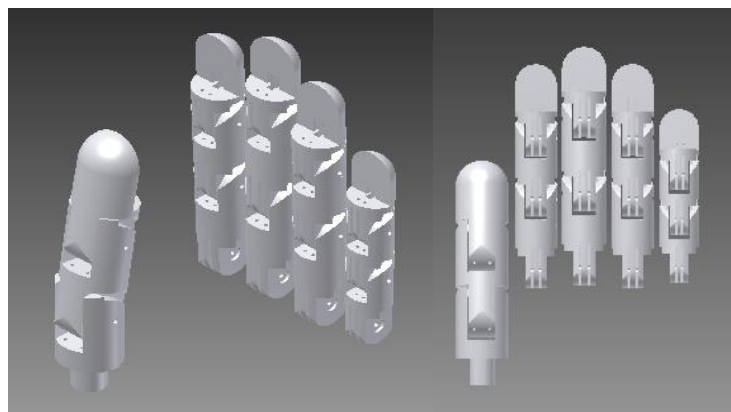
Figura 88. Cojinetes y pines que se utilizaran en el nuevo diseño.



[20]

Con las mediciones de los pivotes de las falanges de cada dedo se procedió a realizar el diseño con las mejoras previamente planteadas utilizando los cojinetes pequeños y pines de reloj, respetando las medidas para que estas puedan ser semejantes a las de la mano humana, el resultado del diseño de los dedos se puede apreciar en la Figura 90.

Figura 89. Nuevo diseño de los dedos.

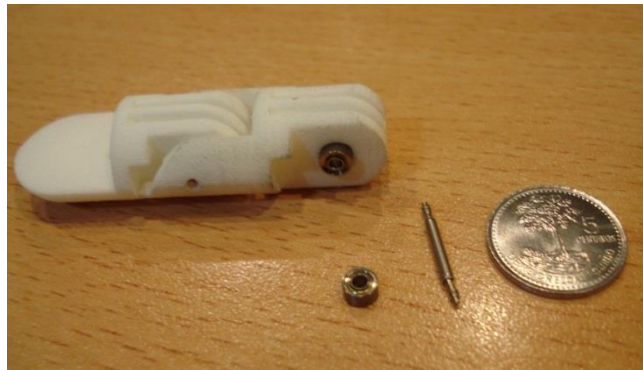


[Elaboración Propia]

P. Ensamble de los dedos

Luego que se mandaron a fabricar los dedos en impresión 3D, se empezaron a ensamblar las falanges de los dedos, utilizando los cojinetes y pines descritos anteriormente. En cada falange hubo necesidad de ajustar los agujeros por donde los hilos de tendones irían colocados. Luego de realizar los ajustes se procedió a ensamblar cada falange de cada dedo como se puede apreciar en la Figura 91 y 92.

Figura 90. Ensamblaje de las falanges de un dedo meñique con los cojinetes y los pines.



[Elaboración Propia]

Figura 91. Falanges de los dedos ya ensamblados.



[Elaboración Propia]

Q. Diseño de la palma de la mano y posicionamiento de servomotores

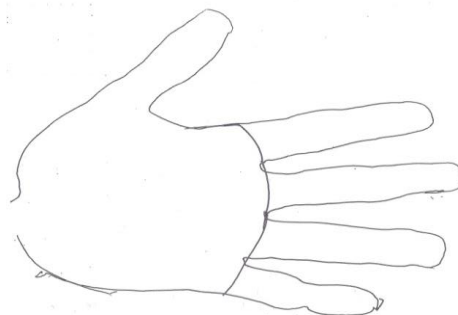
Para el diseño de la palma de la mano se pensó en realizar esta por tres partes, una parte central en la que se sujetaran todas las falanges proximales de los cinco dedos, y las otras dos serán tapaderas de esta central para proteger los mecanismos de movimiento y brindar la facilidad de mantenimiento a los mismos. Para el diseño de parte central de la palma se procedió de la siguiente forma:

- Sacar una plantilla en papel con la mano derecha para poder replicar los ángulos en los cuales los dedos están conectados a la palma.
- Realizar el modelo en Autodesk Inventor, teniendo en cuenta el tipo de conexión que tiene cada falange proximal.
- Posicionar los servomotores dentro de un ensamblaje para poder realizar el vaciado del mismo.
- Realizar sketches del mecanismo del movimiento del dedo pulgar.
- Realizar ajustes para que el mecanismo del pulgar funcione.

R. Resultados del diseño de la parte central de la palma de la mano y posicionamiento de servomotores

Para el primer acercamiento del diseño de la palma se realizaron distintos borradores, en los cuales se tomaron como modelo a la mano derecha, como se muestra en la Figura 93.

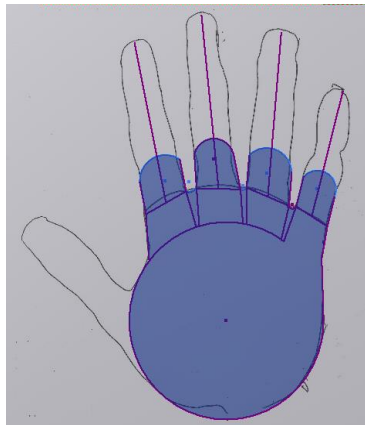
Figura 92. Plantilla en papel de la mano derecha.



[Elaboración Propia]

A partir de esta plantilla, se procedió a modelar la palma en Autodesk Inventor, buscando de esa forma encontrar el ángulo de posición entre cada dedo a lo largo de la palma y así posicionar los dedos en su lugar como se muestra en la Figura 94.

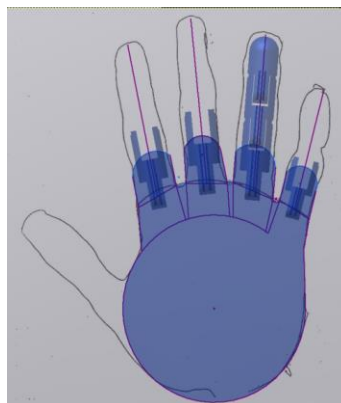
Figura 93. Modelo de la palma en Inventor.



[Elaboración Propia]

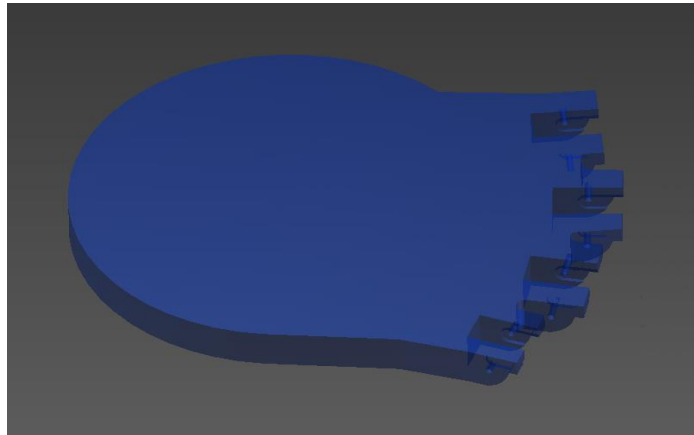
Luego con la base de la palma se realizó un ensamble con las falanges proximales de los dedos, como se muestra en la Figura 95, para poder determinar si estos estaban en la posición correcta, además que estos ayudarían a realizar otra pieza derivada en la cual se obtiene la intersección de la palma con los falanges proximales para poder luego trabajar estos y realizar los conectores correspondientes para cada dedo como se muestra en la Figura 96.

Figura 94. Ensamble de la palma y las falanges proximales de los dedos.



[Elaboración Propia]

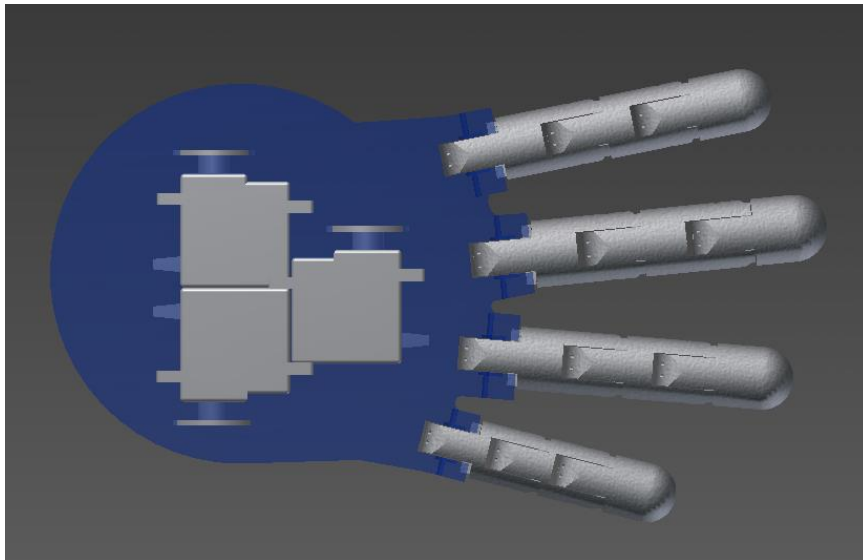
Figura 95. Palma de la mano con los conectores para las falanges proximales.



[Elaboración Propia]

A partir de tener la base de la mano, se procedió a realizar un ensamblaje con la palma, los dedos y los servomotores para poder determinar una posición adecuada de estos. Este ensamblaje se puede apreciar en la Figura 97.

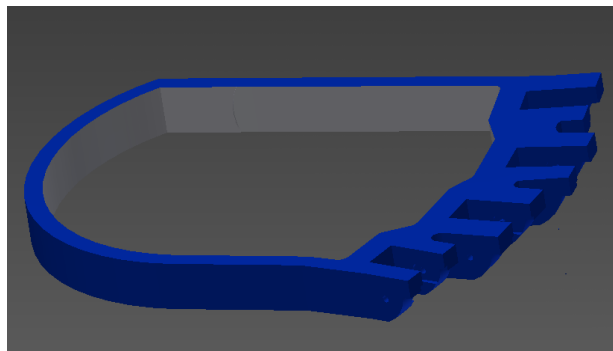
Figura 96. Ensamble de la palma con los dedos y los servomotores.



[Elaboración Propia]

Con el ensamblaje se pudo determinar el espacio que se requería para poder colocar los servos, pero debido a la facilidad para poder ajustar después los servomotores se escogió realizar un vaciado interno a lo largo de la palma como se muestra en la Figura 98, ya que las posiciones deberían de probarse con los modelos de los dedos, debido a que se requiere de estos no fue posible determinar la posición exacta donde estos deberían de ir colocados.

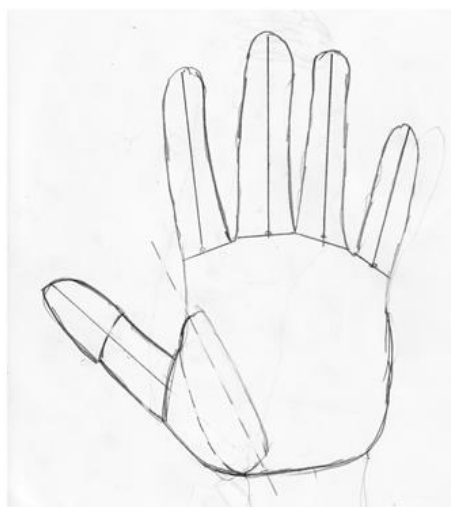
Figura 97. Modelo de la parte central de la palma con el vaciado interno.



[Elaboración Propia]

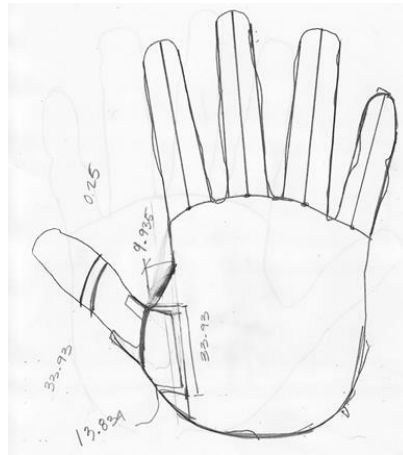
Luego se empezó a diseñar mediante bosquejos la forma en la cual el dedo pulgar iba estar unido a la palma, los dibujos que se realizaron se muestran en la Figura 99 y 100.

Figura 98. Bosquejo de la palma de la mano y movimiento del pulgar.



[Elaboración Propia]

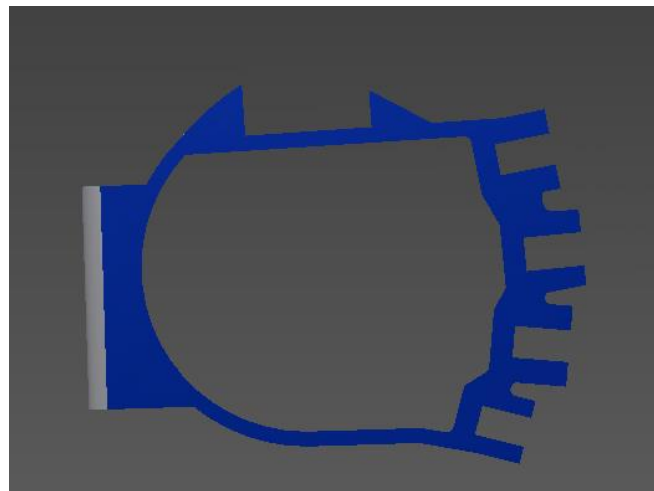
Figura 99. Bosquejo de la palma de la mano y la unión del pulgar.



[Elaboración Propia]

Sabiendo cómo se iba a unir el dedo pulgar a la palma, se procedió a realizar los cambios necesarios en el modelo de la parte central de la palma con el vaciado, para poder sujetar el conector del pulgar para así poder unir este dedo con la palma.

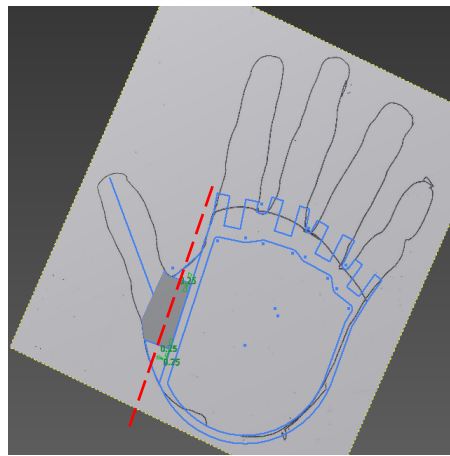
Figura 100. Modelo preliminar de la parte central de la palma.



[Elaboración Propia]

Luego se procedió a realizar el conector del pulgar, utilizando la idea del bosquejo de la Figura 100, utilizando un bloque, el cual puede tener movimiento a lo del eje muestra en la Figura 102.

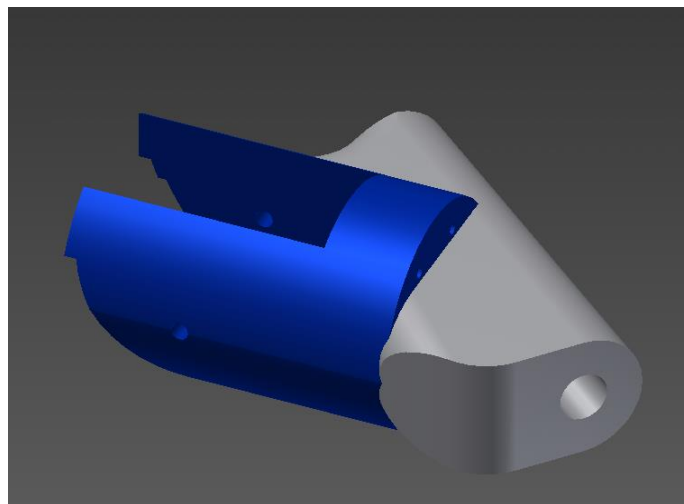
Figura 101. Diseño del conector del pulgar.



[Elaboración Propia]

A partir de este bloque se colocó el conector previamente diseñado en el diseño de los dedos y se unió a este bloque para poder crear una pieza derivada de este ensamblaje, y así poderle hacer los ajustes necesarios para poder unir de forma correcta el dedo pulgar. La pieza del conector finalizada se puede observar en la Figura 103.

Figura 102. Diseño preliminar del conector del pulgar.



[Elaboración Propia]

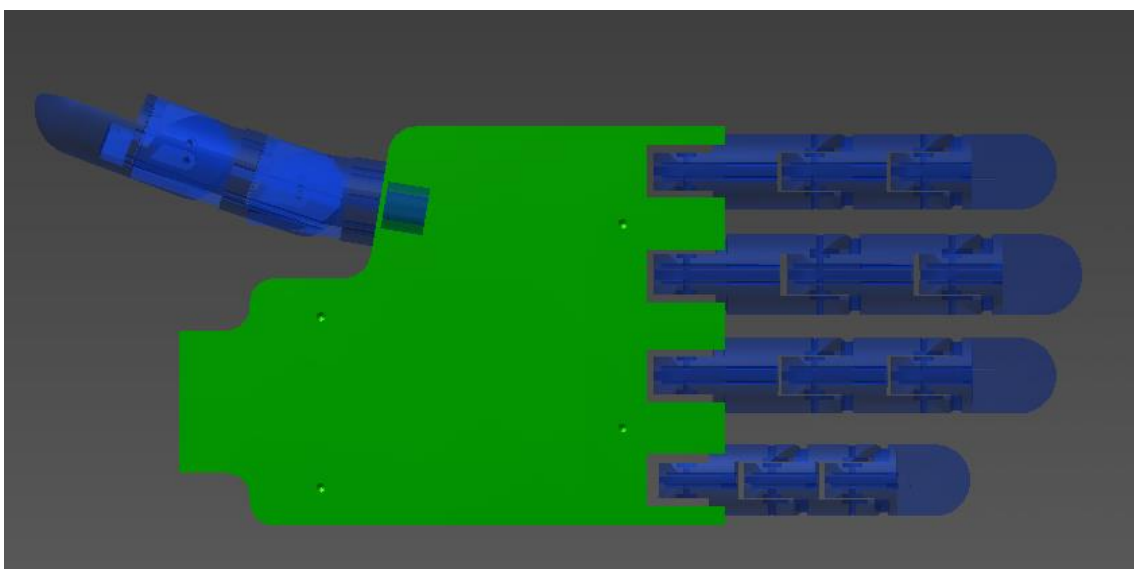
Luego se procedió a ensamblar la palma con los dedos y el conector del pulgar, como se muestra en la Figura 104, para comparar el nuevo diseño de la parte central de la palma con el diseño de la palma original de la prótesis, Figura 105.

Figura 103. Modelo preliminar de la mano con la parte central de la palma.



[Elaboración Propia]

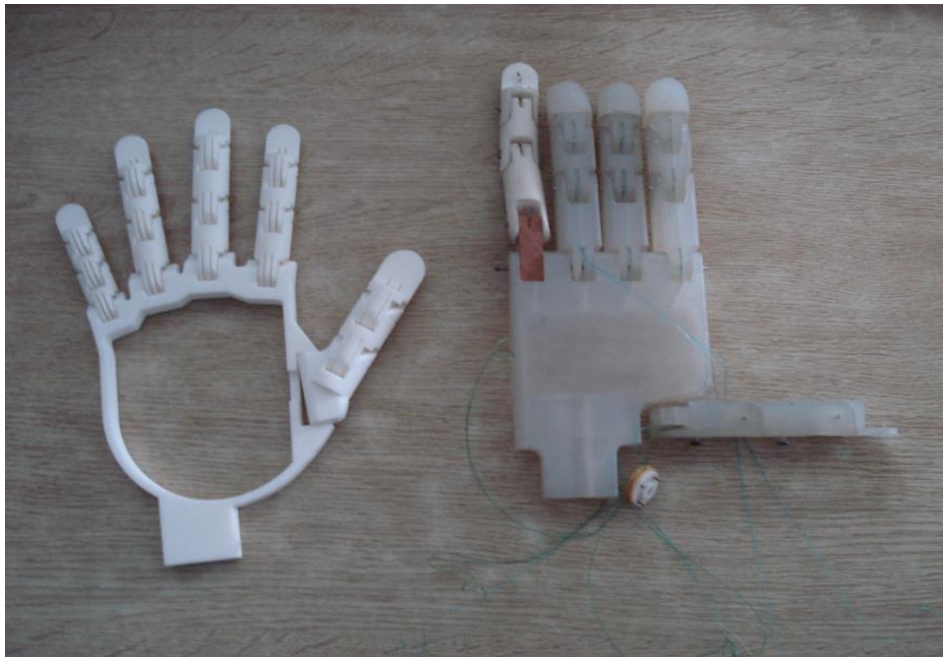
Figura 104. Modelo de la mano con la palma original de la prótesis.



[Elaboración Propia]

Se mandó a fabricar la parte central de la palma preliminar mediante impresión en 3D, se ensamblaron los dedos con esta parte. Como se puede apreciar en la Figura 106, la mano fabricada tiene un aspecto más natural que la mano que tenía la prótesis.

Figura 105. Comparación entre la nueva mano y la mano de la prótesis original.



[Elaboración Propia]

Luego se trató de encontrar la mejor posición para colocar los servos Figura 107, y evitar cualquier conflicto del mecanismo de accionamiento de estos con los hilos debido a la posición. Se encontró que sólo podían colocarse dos servos a la vez en la palma, una vez encontradas las posiciones de estos se procedió a diseñar las partes que hacían falta de la palma.

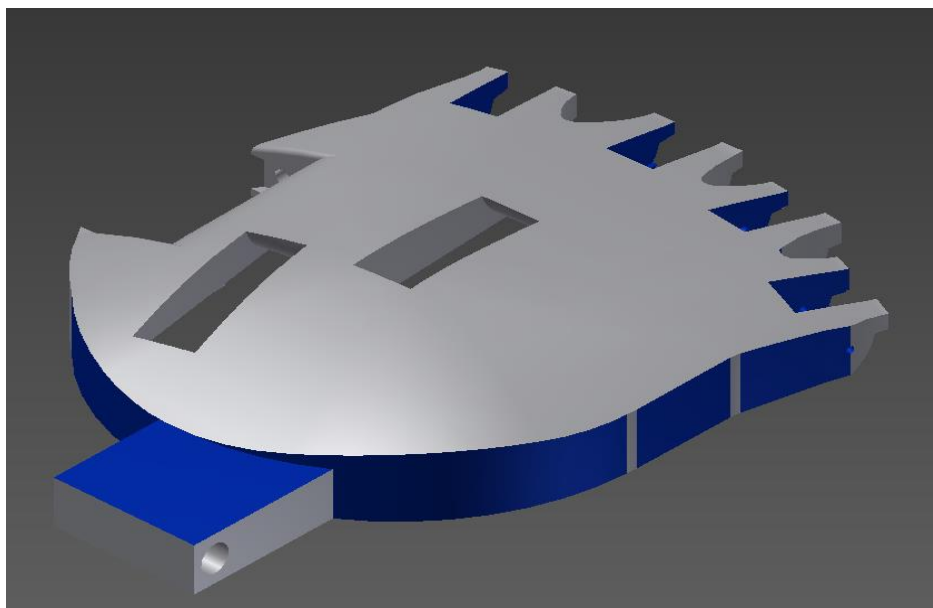
Figura 106. Posicionamiento de un servo en la nueva mano.



[Elaboración Propia]

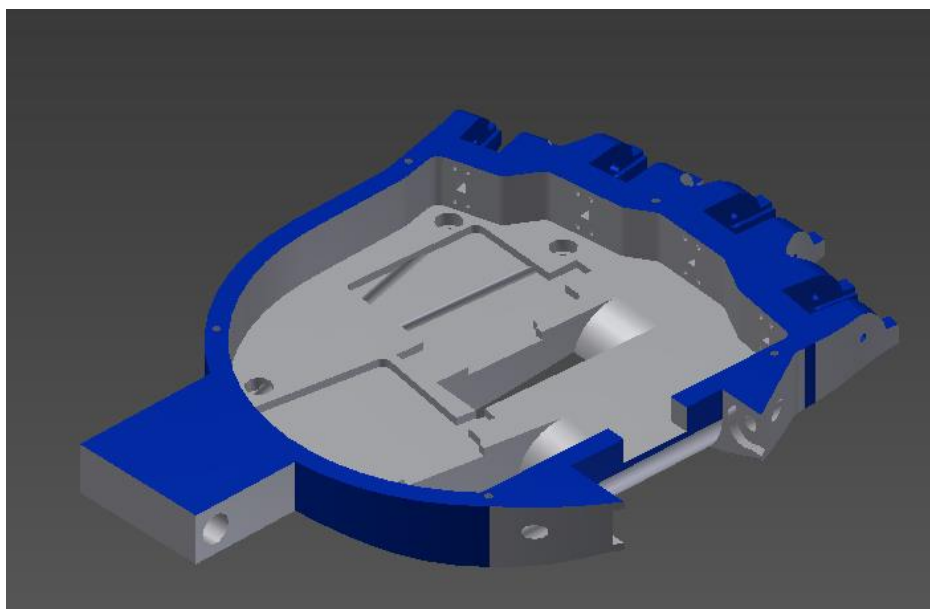
Se pensó que era más fácil y más práctico que la palma se compusiera de únicamente dos partes ya que si se hacía de tres partes, las tapaderas de esta quedarían delgadas, además de dificultar el trabajo de ensamblaje para alinearlas. Por ese motivo se rediseñó una nueva palma en la cual se tomó en cuenta la posición de los servos y sus poleas, además de realizar nuevas mejoras como utilizar cojinetes para el conector del pulgar con la palma, se compone de dos partes como se puede apreciar de la Figura 108 a la 111, que sujetan a los servos, por lo que estos no deben de ir sujetos mediante tornillos, la misma tapadera y la palma los sujetan debido al vaciado que se realizaron en las posiciones de estos. De igual forma se mandó a fabricar esta palma en el servicio de impresión 3D, el resultado se puede apreciar en la Figura 112.

Figura 107. Vista inferior palma final parte central.



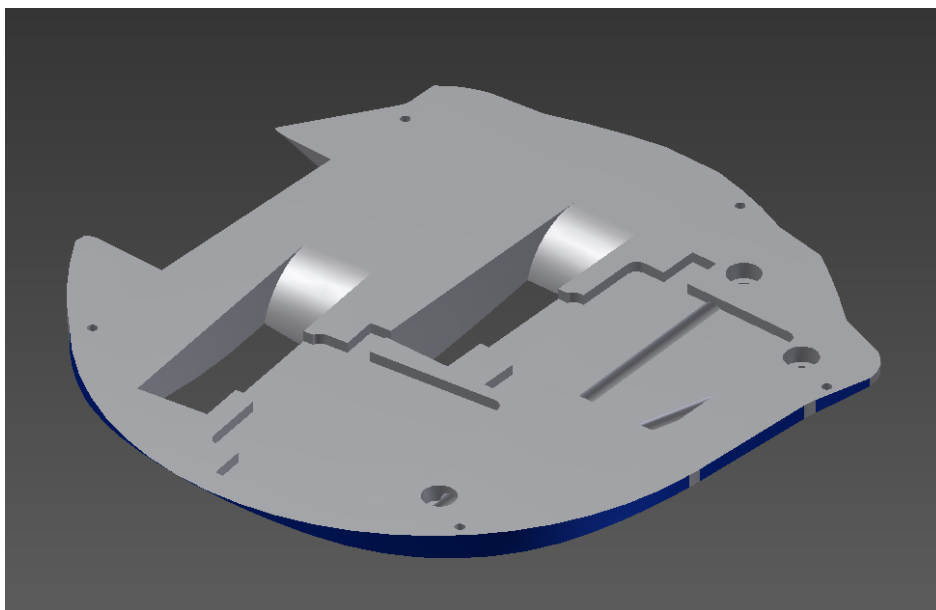
[Elaboración Propia]

Figura 108. Vista interna palma final parte central.



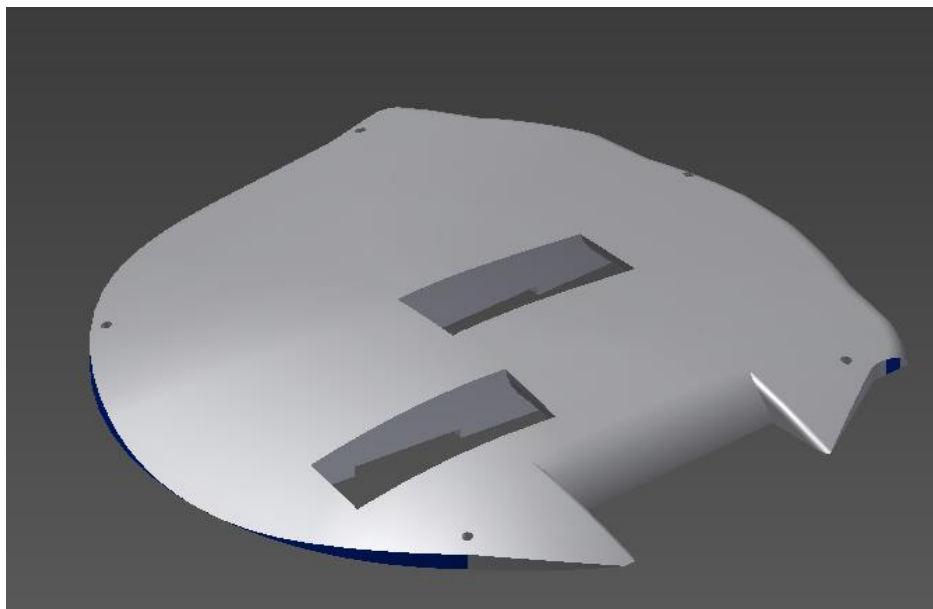
[Elaboración Propia]

Figura 109. Vista inferior tapadera de la palma.



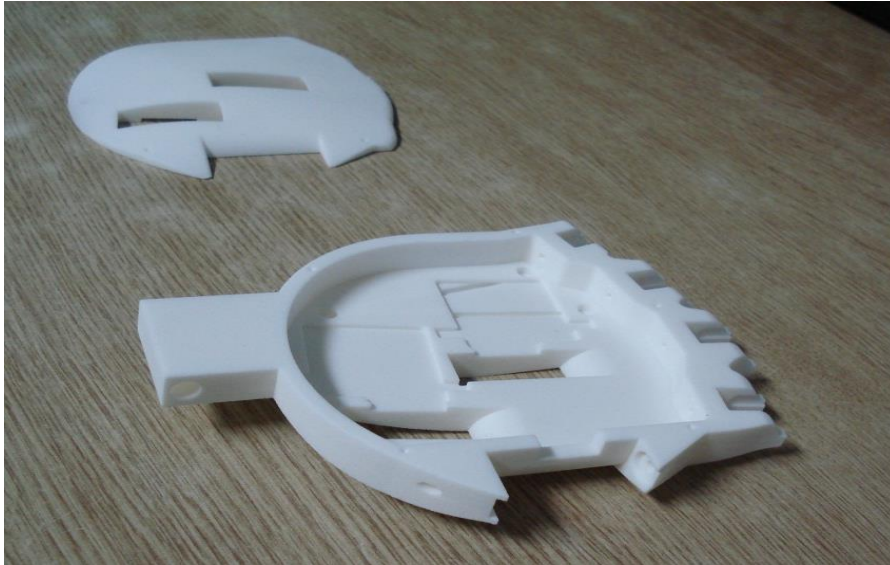
[Elaboración Propia]

Figura 110. Vista superior tapadera de la palma.



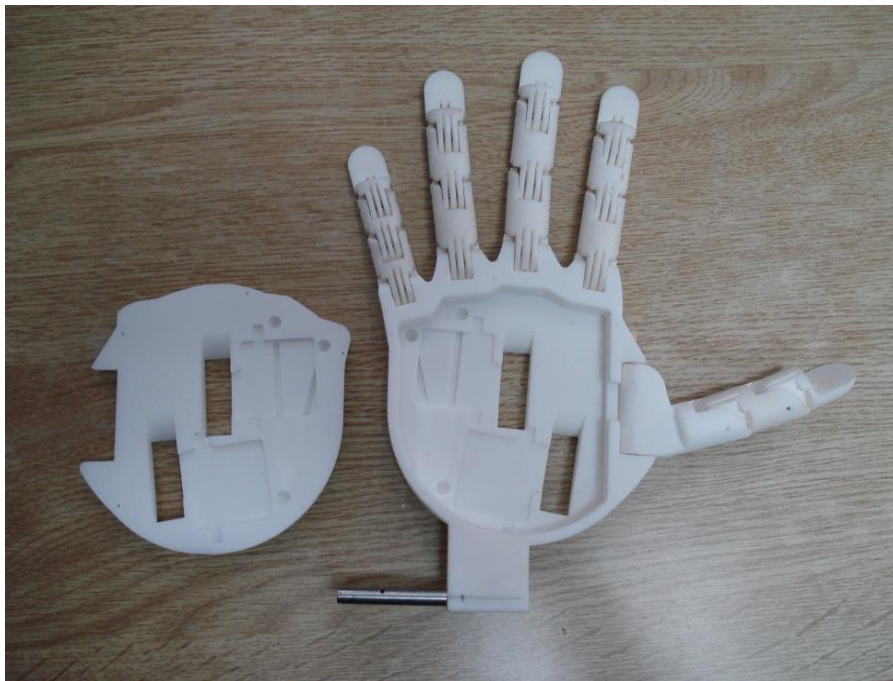
[Elaboración Propia]

Figura 111. Palma final y su tapadera.



[Elaboración Propia]

Figura 112. Ensamble de palma final con los dedos y su tapadera.



[Elaboración Propia]

S. Material para fabricar las yemas de los dedos

Se encontró que las yemas de los dedos pueden ser fabricadas mediante el uso de silicona sellante transparente, esta es un adhesivo sellante que se cura a temperatura ambiente, produciendo una goma sólida y resistente. Debido a su composición aísla y ofrece gran resistencia al agua, los rayos solares UV, agentes atmosféricos y envejecimiento. [16]

Figura 113. Silicona sellante transparente.



Para realizar las yemas se utilizó masilla para hacer los moldes de cada dedo donde iba se fabricaron cada yema como se muestra en la Figura 115. Se dejaron secar los moldes para luego poder utilizarlos aplicando el silicón en ellos, como se muestra la Figura 116.

Figura 114. Moldes de masilla de las yemas de los dedos.



[Elaboración Propia]

Figura 115. Silicón aplicado a un molde de una yema.



[Elaboración Propia]

Luego de esperar que el silicón estuviera seco, se sumergieron los moldes en agua en un recipiente, para poder deshacer el molde y poder sacar la yema ya fabricada como se pueden apreciar en la Figura 117. Luego se tuvieron que hacer

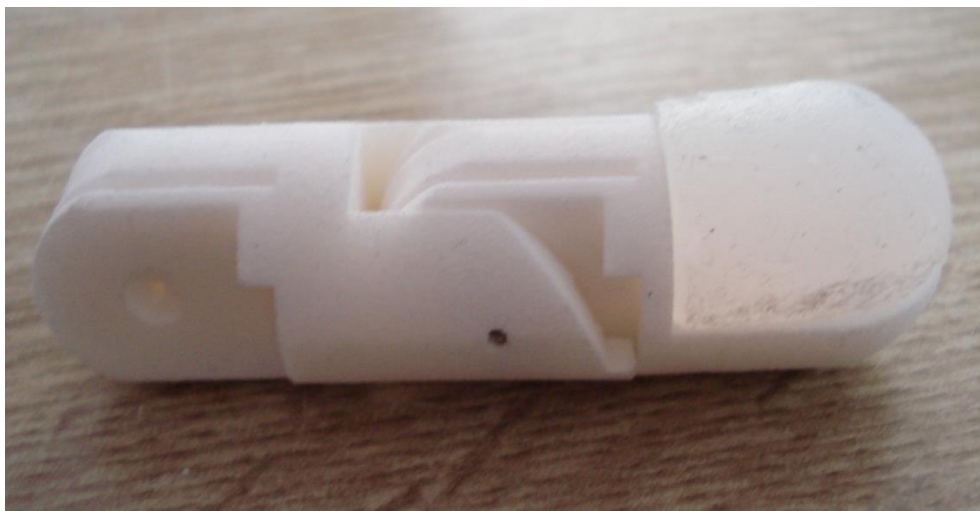
ajustes en cada una, cortando el silicón a la forma del dedo para que estas cazaran a la perfección en su dedo respectivo como se puede apreciar en la Figura 118.

Figura 116. Yemas de silicón.



[Elaboración Propia]

Figura 117. Dedo pulgar con su yema.



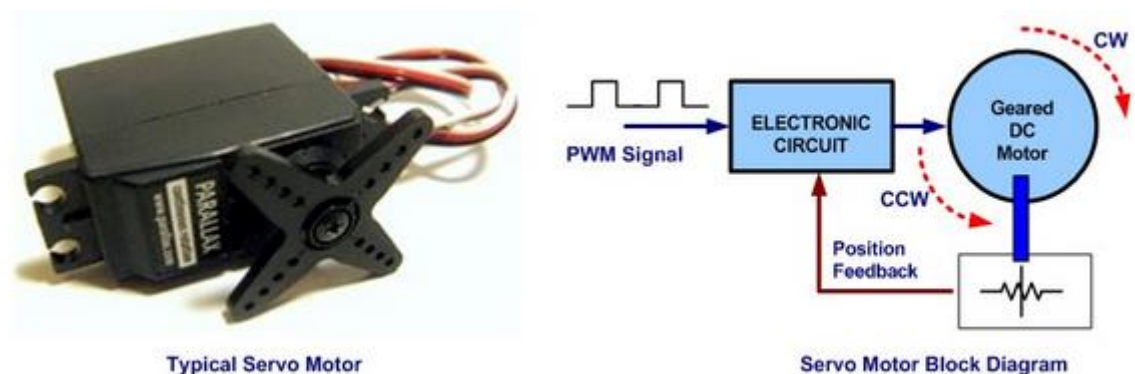
[Elaboración Propia]

X. POTENCIA PARA LOS ACTUADORES

Los actuadores seleccionados para el movimiento de las falanges como anteriormente se discutió fueron los servomotores. Los servomotores son un tipo especial de motor DC, se caracterizan por tener la capacidad de posicionarse en cualquier posición dentro del rango de operación de forma inmediata.

Para su funcionamiento el servomotor requiere una señal de modulación de ancho de pulso, PWM por sus siglas en inglés (Pulse Width Modulation) como se muestra en la Figura 119, esta señal es un método de control que consiste en enviar un tren de pulsos. Cada señal PWM consiste en generar una onda cuadrada en la que se varía el periodo de tiempo en alto 5V, depende de este tiempo el movimiento el cual el servomotor realiza. [48] [8]

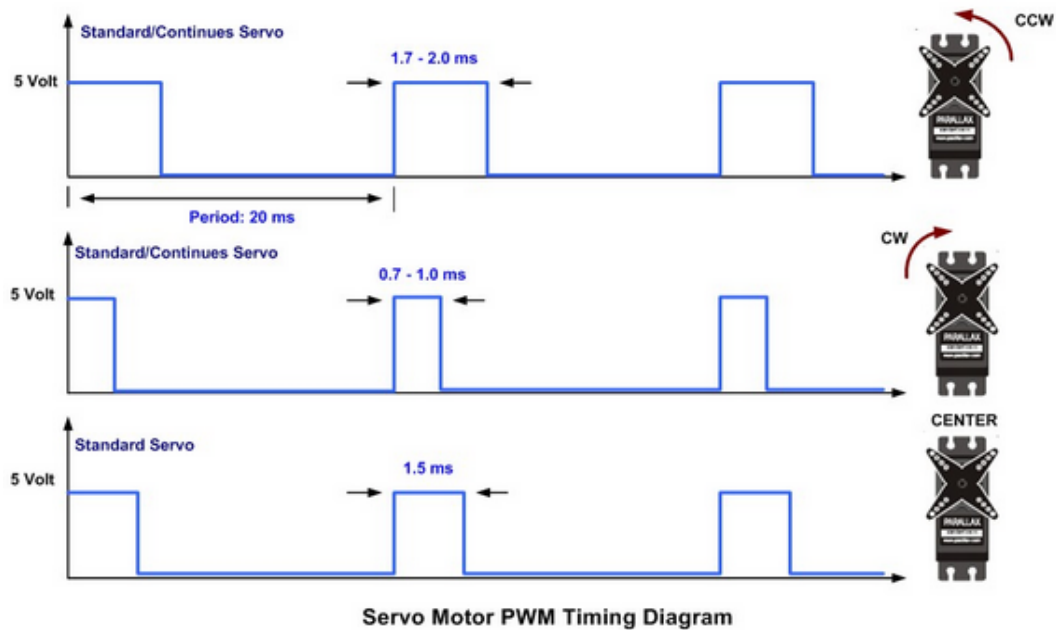
Figura 118. Funcionamiento del Servomotor.



[8]

Cada servomotor tiene su rango de operación, que corresponden con el ancho del pulso máximo y el mínimo al que este puede responder. Para que el servomotor responda correctamente a estos pulsos deben llegarle periódicamente a 20 milisegundos cada uno. Para que un servomotor mantenga la posición deseada a pesar de aplicarle una fuerza contraria a la posición, es necesario enviarle continuamente el pulso correspondiente como se muestra en la Figura 120. [48] [8]

Figura 119. Diagrama de tiempo de la señal PWM de un Servomotor.



[8]

A. Diseño y resultados

Utilizando la interfaz de Arduino para poder controlar la posición del servo con la señal de PWM, se realizó mediciones de corriente en cada servo con la ayuda de un amperímetro, para poder saber la potencia que necesita el funcionamiento de la mano. Para medir esta corriente se colocó el amperímetro entre el voltaje de alimentación y el servomotor. Estas mediciones se realizaron en tres distintos casos en el primero cuando el servomotor extiende el dedo completo o la muñeca, el segundo caso es cuando el servomotor hala el tensor para generar el movimiento de contracción, y el último es similar al anterior pero con la diferencia en que en este caso se aplicó fuerza de oposición al movimiento simulando una la carga que el mecanismo tendría que sujetar, los resultados de las mediciones se pueden apreciar en la Tabla XLIX.

Tabla XLVII. Mediciones de corriente (mA) en cada servo de la mano, en tres posibles casos de movimiento.

Servo	Movimiento		
	Extensión	Contracción	Contracción con fuerza de oposición
Pulgar	163 mA	235 mA	490 mA
Índice	160 mA	250 mA	490 mA
Medio	130 mA	130 mA	490 mA
Anular y Meñique	130 mA	250 mA	487 mA
Muñeca	120 mA	120 mA	630 mA

Ya que cada servo necesita aproximadamente 0.5 amperios para su funcionamiento cuando están moviéndose con carga, fue necesario buscar una fuente de alimentación que proporcionara por lo menos 1 amperio. Debido al precio y la facilidad de conseguir reguladores de 1A se decidió tener por separado los circuitos de potencia de cada servomotor.

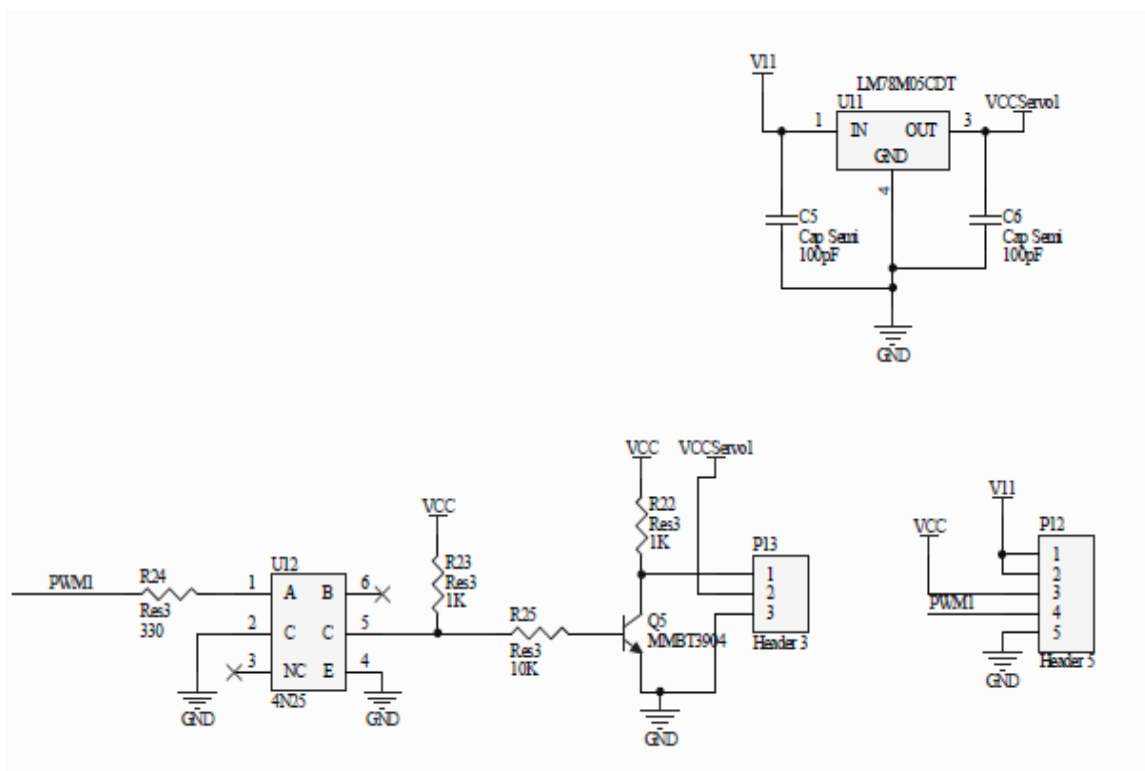
B. Circuito de potencia para controlar los servomotores

Se realizó un circuito para aislar el sistema de control del ruido inducido por los servos motores, se utilizaron un opto acopladores 4N25, los cuales permiten aislar el circuito del motor con el circuito de control, previniendo que el motor induzca ruido al sistema de control.

En este circuito se tienen 5 señales de entrada, las primeras dos son para el voltaje de alimentación del servo que provienen de la batería de 11V del sistema, estos 11 voltios se regulan a través del circuito integrado LM78M05CDT, que tiene una señal de salida de 5V y 1A, lo suficiente para abastecer la alimentación del servo conectado a esta placa. La tercera señal es el voltaje de 5V que el circuito aislador requiere para

funcionar, la cuarta señal de entrada de la placa es la señal de PWM (Pulse With Modulate) que viene de la etapa de control, con esta señal es con la cual se controla el movimiento del servo. La señal de PWM se utiliza para activar el diodo emisor del opto acoplador, luego la señal de salida del opto acoplador se debe negar ya que al aplicarle un pulso la señal de este está invertida, por lo que se utiliza un circuito negador para obtener ya la señal de control para el servo motor. La última señal es la de tierra de referencia. El circuito que se muestra en la Figura 121, es el circuito implementado para el control del funcionamiento de cada servo.

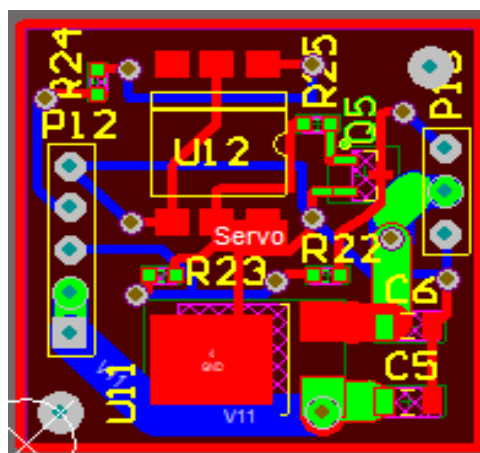
Figura 120. Circuito aislador para el control del servo.



[Elaboración Propia]

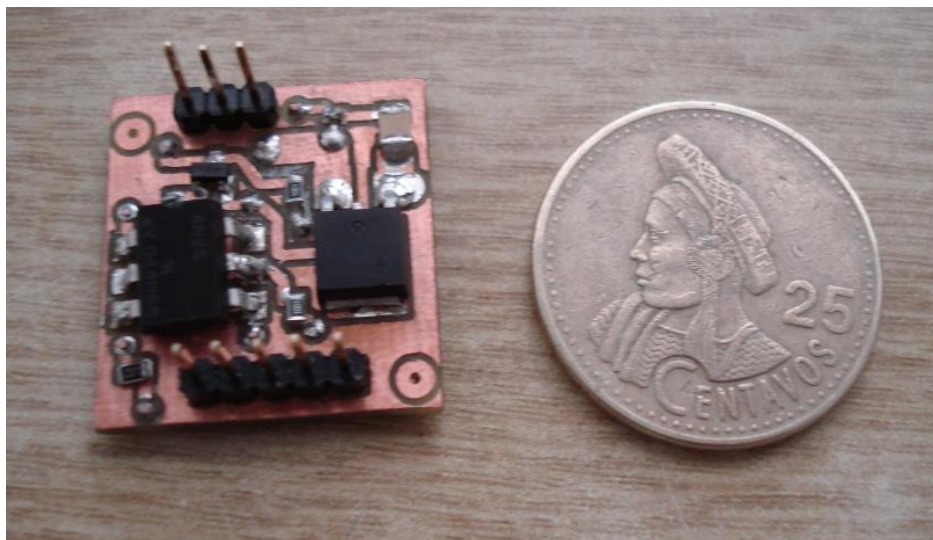
De igual forma se utilizó el programa de diseño y simulación Altium Designer, para realizar la placa PCB como se muestra en la Figura 122. En esta placa se utilizaron de nuevo componentes de superficie, se hicieron 6 placas de estas para controlar los 4 servos del mecanismo de movimiento de los dedos, y las otras dos para el control de movimiento del codo y el del antebrazo como se pueden apreciar en la Figura 123.

Figura 121. Diseño del PCB de la placa para el control de un servo.



[Elaboración Propia]

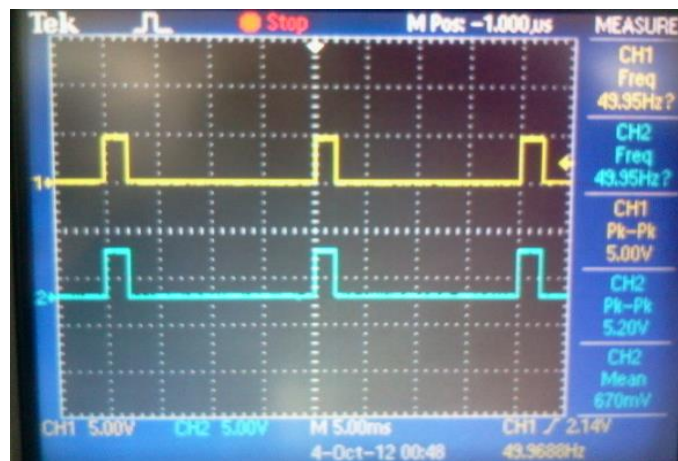
Figura 122. Placa PCB para el control de un servo.



[Elaboración Propia]

Se probaron las placas utilizando el módulo de PWM de la plataforma hardware libre Arduino Mega 2560, que es una plataforma electrónica con un microcontrolador Atmel AVR®. [5] Con la ayuda de un osciloscopio se pudo observar el comportamiento de la señal de salida de la interfaz (señal amarilla) comparada con la señal de la placa (señal azul), la señal de salida de la placa varía en 0.2V pk-pk en amplitud, y en tiempo existe una variación pero esta es insignificante como se muestra en las siguientes figuras.

Figura 123. Entrada y Salida de la señal PWM de la placa PCB para el funcionamiento del servo.



[Elaboración Propia]

Figura 124. Comparando las señales de Entrada y Salida en tiempo de la señal PWM de la placa PCB para el funcionamiento del servo.



[Elaboración Propia]

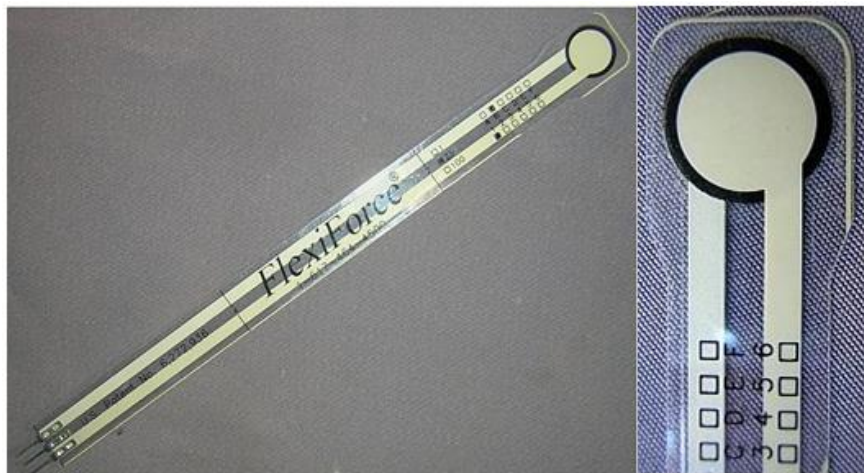
XII. SENSORES

A. Sensores para la determinación de la presión que ejercen los dedos en la mano

Para poder determinar la fuerza que estarían ejerciendo los dedos, se decidió colocar sensores de fuerza en las yemas de las manos para medir la presión con que estos estuvieran ejerciendo sobre el objeto al agarrarlo, y de esta manera poder controlar que los dedos no destruyan o dañen al objeto.

Se utilizaron sensores de fuerza resistivos FlexiForce, como se muestra en la Figura126. Se trata de un sensor integrado dentro de una membrana de circuito impreso flexible. [23]

Figura 125. Sensores de fuerza FlexiForce.

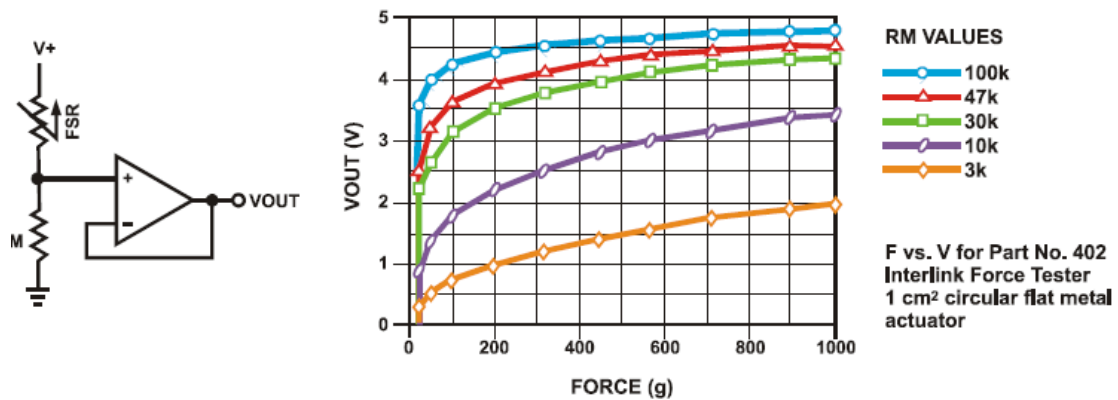


[23]

<<Los sensores FlexiForce utilizan una tecnología basada en la variación de resistencia eléctrica del área sensora. La aplicación de una fuerza al área activa de detección del sensor se traduce en un cambio en la resistencia eléctrica del elemento sensor en función inversamente proporcional a la fuerza aplicada.>> [23]

El circuito que se implementó para utilizar el sensor de fuerza FlexiForce fue el que se muestra en la siguiente Figura 127.

Figura 126. Divisor de voltaje con el sensor FSR pág. 18.



[34]

B. Caracterización de los sensores de fuerza FSR

Para la caracterización de los sensores de fuerza FSR, fue necesario construir una base donde se pudiera colocar los pesos que se muestran en la Figura 128 y 129, afectando de forma directa al sensor de fuerza. Para la base se utilizaron legos debido a su facilidad de construcción, luego procedió a realizar lo siguiente:

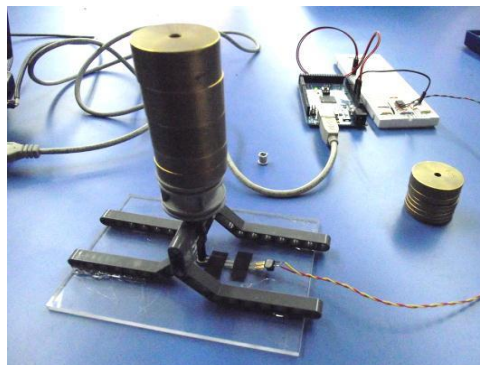
- Pesar los pesos y la base que se utilizarán para la caracterización en una balanza.
- Ir colocando cada peso en la base y medir el valor de voltaje que obtenemos en el microcontrolador.
- Realizar una gráfica de Fuerza vrs. Voltaje, y sacar una línea de tendencia para así determinar el comportamiento del sensor.

Figura 127. Pesos utilizados para la caracterización de los sensores de fuerza FSR.



[Elaboración Propia]

Figura 128. Base Utilizada con los pesos para la caracterización.



[Elaboración Propia]

Además se armó el circuito que se muestra en la Figura 127. El cual es un seguidor de voltaje, la salida de este se conecta a una entrada analógica de un microcontrolador para luego poder obtener la señal analógica mediante un ADC.

C. Resultados de la caracterización sensores de fuerza FSR

Los resultados de las mediciones de peso y voltaje se presentan a continuación en las tablas L y LI. Luego se presenta en la Figura 130, la curva valor del voltaje ADC del microcontrolador vrs. peso colocado en el sensor y su Ecuación que representa la línea de tendencia de los datos obtenidos.

Tabla XLVIII. Peso de la base utilizada para soportar los pesos utilizados.

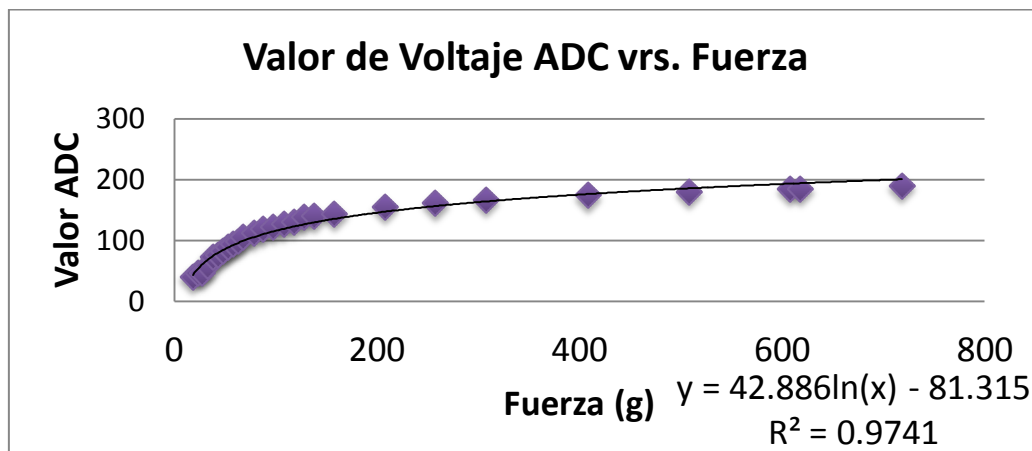
Base	18.3	g
-------------	------	---

Tabla XLIX. Resultados obtenidos de la caracterización de los sensores de fuerza FSR.

Peso Total (gramos)	Medición ADC	Voltaje (V)
18.3	40	0.78431373
23.3	47	0.92156863
28.3	47	0.92156863
33.3	58	1.1372549
38.3	73	1.43137255
43.3	76	1.49019608
48.3	82	1.60784314
53.3	89	1.74509804
58.3	94	1.84313725
63.3	98	1.92156863
68.3	106	2.07843137
78.3	112	2.19607843
88.3	118	2.31372549
98.3	122	2.39215686

Peso Total (gramos)	Medición ADC	Voltaje (V)
108.3	127	2.49019608
118.3	131	2.56862745
128.3	138	2.70588235
138.3	140	2.74509804
158.3	143	2.80392157
208.3	155	3.03921569
258.3	161	3.15686275
308.3	166	3.25490196
408.3	174	3.41176471
508.3	180	3.52941176
608.3	184	3.60784314
618.3	184	3.60784314
718.3	190	3.7254902

Figura 129. Curva de caracterización de los sensores FSR.



[Elaboración Propia]

Se obtuvo la Ecuación que describe cómo se comporta los sensores mediante una fuerza aplicada utilizando una regresión logarítmica, esta se muestra en la siguiente Ecuación 14. Utilizando esta Ecuación se puede obtener el valor de la fuerza en gramos, sustituyendo por la variable "x" el valor de la conversión análogo digital (ADC) de 8 bits obtenida en el microcontrolador de la etapa de control.

Ecuación 14. Caracterización de los sensores FSR.

$$y = 42.886\ln(x) - 81.315$$

$$R^2 = 0.9741$$

Ya que los sensores se debían de poner en las falanges distales, y tomando en cuenta las recomendaciones que los estudiantes de la segunda fase de la prótesis hicieron acerca de que los sensores de presión colocados debajo de las yemas no funcionaban correctamente, se decidió realizar un experimento que consiste en comprobar la sensibilidad del sensor colocando a este en la parte superior de una yema recubriéndolo con silicón para protegerlo y mantenerlo en su posición, y utilizar otro sensor afuera de la yema para luego poder comparar la sensibilidad de ambos. Para este experimento se empleó la base que anteriormente se usó para la

caracterización y un bote de agua de 100ml. En ambos casos se colocó el bote y se midió el voltaje que resultaba al colocar este encima de la base.

Figura 130. Sensores de fuerza FSR, (izquierda: control sensor FSR; derecha: prueba sensor en yema).



[Elaboración Propia]

Figura 131. Experimento de sensibilidad del sensor dentro de la yema.



[Elaboración Propia]

Se encontró que variación de la sensibilidad del sensor que está dentro de la yema es baja que fuera de ella como se muestra los resultados del valor ADC obtenido del voltaje de salida del sensor en la Tabla LII.

Tabla L. Resultados obtenidos del experimento de sensibilidad del sensor en la yema.

	Sensor Valor ADC	Sensor en Yema Valor ADC	Variación %
Vacío	0	0	0%
Base	33	29	13.79%
Base + Vaso Vacío	79	82	3.66%
Base + Vaso + 100ml agua	145	150	3.33%

Con los resultados de sensibilidad se comprobó que es posible colocar los sensores FSR, dentro de las yemas, por lo que se volvieron a realizar las yemas, cortando los sensores a la medida de cada yema, y colocando en las terminales del sensor hilo conductor para la conexión de estos a través de la yema.

Figura 132. Sensor FSR recortado a la medida de la yema.



[Elaboración Propia]

Figura 133. Hilo conductor, sensor con hilo conductor, yema con sensor.

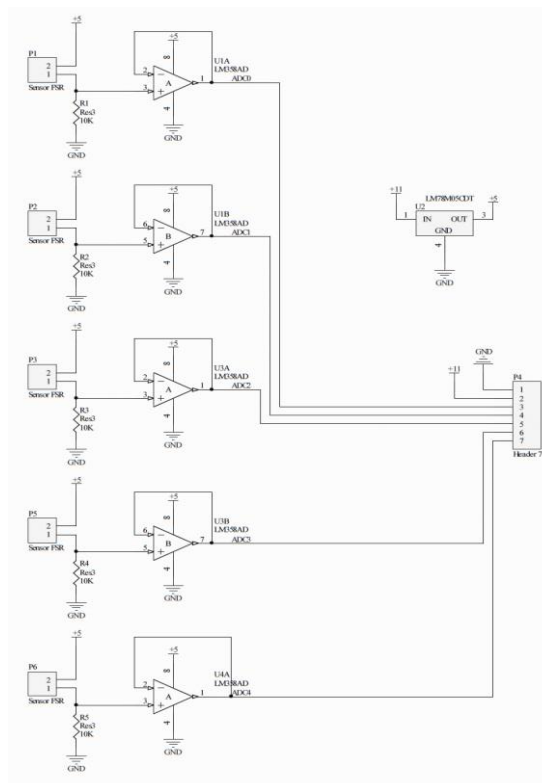


[Elaboración Propia]

D. Circuito para adquirir la presión de los sensores FSR

Para poder obtener muestras de los sensores se construyó el siguiente circuito que se muestra en la Figura 135, en una placa PCB.

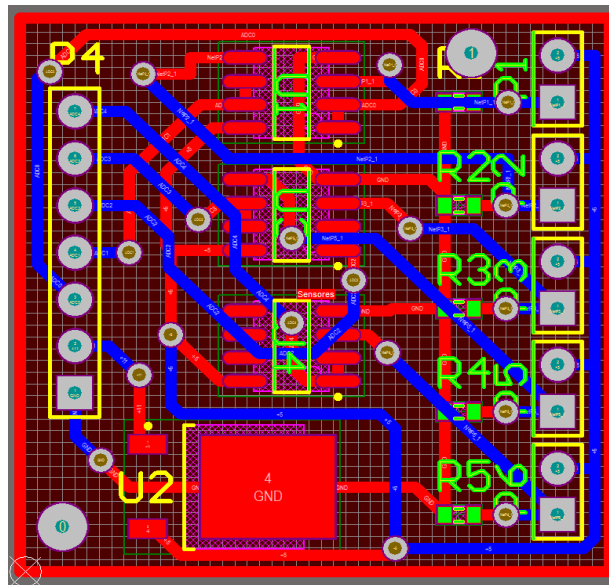
Figura 134. Circuito implementado para los sensores de fuerza FSR.



[Elaboración Propia]

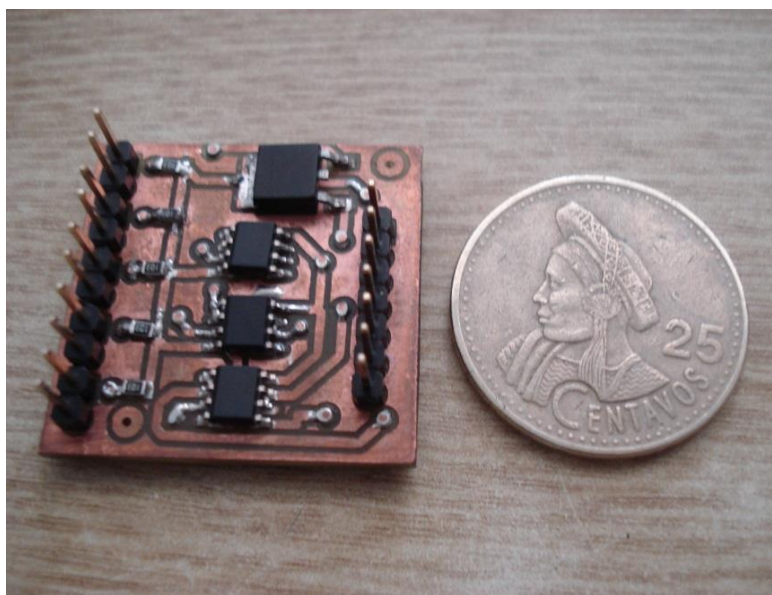
Para el diseño de esta placa se utilizó el programa de diseño y simulación Altium Designer, como se muestra en la Figura 136. Se mandó a maquinar la placa a la fresadora, y se soldaron todos los componentes quedando así la placa de adquisición de muestras de los sensores de presión lista. Cabe mencionar que se utilizaron componentes de superficie debido al reducido espacio que se tiene para trabajar en el brazo, haciendo que la placa sea bien pequeña como se muestra en la Figura 137.

Figura 135. Diseño de la placa de los sensores FSR.



[Elaboración Propia]

Figura 136. Placa para los sensores FSR.



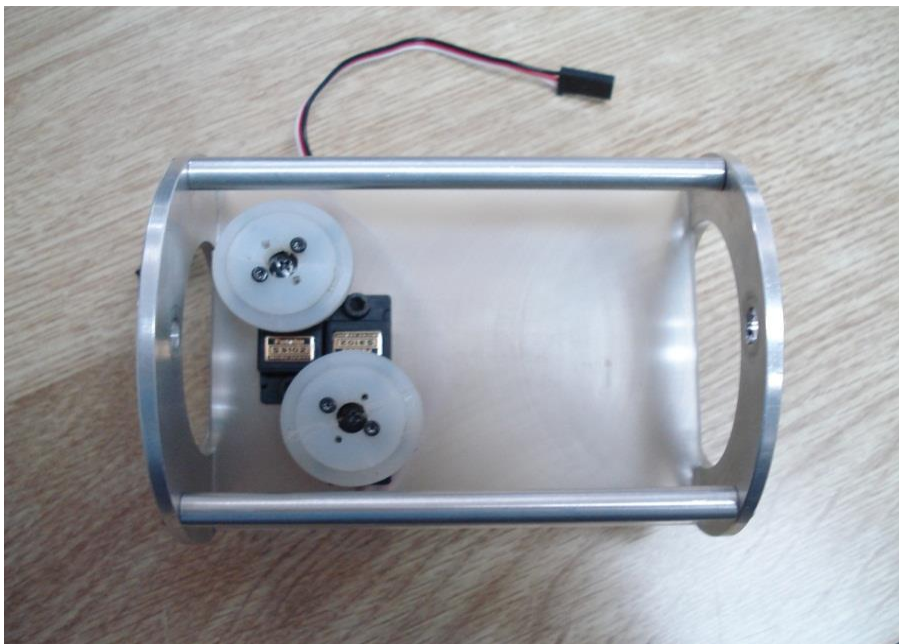
[Elaboración Propia]

XII. IMPLEMENTACIÓN DE LOS SENSORES, ACTUADORES Y ESTRUCTURA PARA PRUEBAS DE LABORATORIO

A. Resultados

Ya que se quería que las placas fueran parte del antebrazo se realizó una placa en donde se pudiera colocar tanto los servos como las placas para el funcionamiento de estos y de los sensores. Se utilizó la misma estructura del antebrazo de la fase pasada, en donde solo se tomaron medidas de la placa anterior y se fabricó de plexiglás, por la facilidad de maquinado y peso de este material. La placa del antebrazo se puede apreciar en la siguiente Figura con los dos servos para accionar el anular con el meñique y el pulgar.

Figura 137. Placa del antebrazo con servos.



[Elaboración Propia]

Se procedió a realizar los agujeros necesarios para colocar las placas, como se puede apreciar en la Figura 139. Se colocaron disipadores de calor en las placas para el funcionamiento de los seis servos, ya que los reguladores de voltaje de 5V, se calientan, se aprovechó la forma en cómo se posicionaron estas placas para colocar únicamente tres disipadores, compartiendo cada disipador por dos placas.

Figura 138. Placa del antebrazo con los servos y las placas PCB.



[Elaboración Propia]

Para los alambres de los sensores dentro de la palma se utilizaron tubos de silicón, para poder guiar y proteger de alguna colisión con tendones de cable de nylon, poleas o servos, como se muestra en la Figura 140.

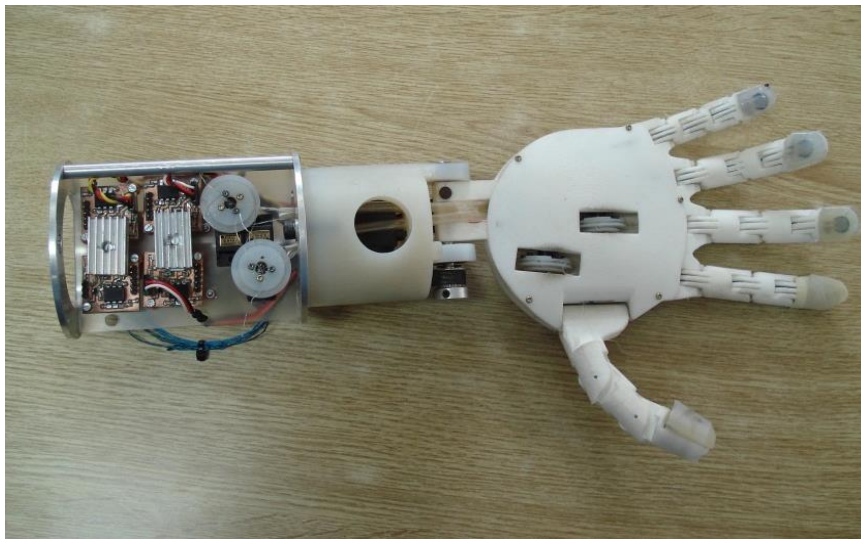
Figura 139. Cableado de sensores en el interior de la palma.



[Elaboración Propia]

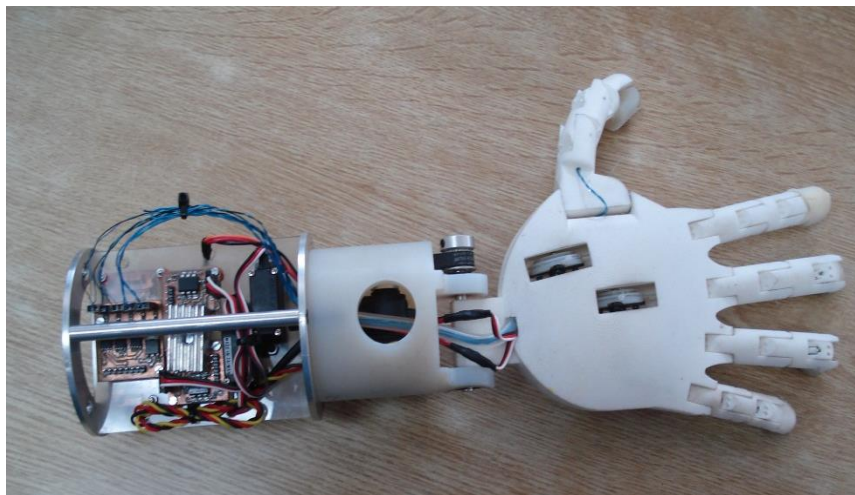
Luego se procedió a ensamblar el antebrazo con la muñeca para poder terminar de cablear los tendones y sujetarlos a cada polea de los servos. Se realizó el cableado tanto de las placas PCB de los servos como la de los sensores, como se muestra en la Figura 141 y 142.

Figura 140. Ensamble del brazo completo, vista superior.



[Elaboración Propia]

Figura 141. Ensamble del brazo completo, vista inferior.



[Elaboración Propia]

B. Pruebas de Laboratorio

Para las pruebas de laboratorio se tuvo que utilizar como sistema de control la interfaz ya mencionada Arduino Mega 2560, en la cual se programó que al recibir un byte con un comando específico, las señales de los PWM de cada servo cambian según la acción que se desea realizar. Para los comandos se utilizó el mismo protocolo de comunicación de la segunda fase de la prótesis usando tres distintos tipos de mensajes en los comandos, estos se pueden apreciar en las siguientes tablas.

Tabla LI. Mensaje tipo No.1, movimientos individuales.

Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
0	0	Codo	Muñeca	Subir	Bajar	Girar Derecha	Girar Izquierda

Tabla LII. Mensaje tipo No.2, Selección de agarre y ajuste de agarre.

Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
0	1	Cerrar	Abrir	Señalamiento con dedo índice	Agarre 2 dedos	Agarre Pinza	Agarre total

Tabla LIII. Mensaje tipo No.3, posiciones predefinidas.

Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
1	0	-	-	Posición de reposo	Posición Agarre No.3	Posición Agarre No.2	Posición Agarre No.1

C. Resultados

A continuación se presentan en las figuras de los distintos tipos de movimientos y agarres implementados en la mano de la prótesis. Estos movimientos fueron: cerrar la mano, abrir la mano, señalamiento con el dedo índice, agarre pinza, agarre dos dedos, agarre total, y agarre en puño. Se utilizaron los comandos mencionados anteriormente utilizando la interfaz Arduino, para inyectarles la señal PWM a cada servomotor para realizar su respectivo movimiento.

Figura 142. Prueba del movimiento de para cerrar la mano.



[Elaboración Propia]

Figura 143. Prueba del movimiento de para abrir la mano.



[Elaboración Propia]

Figura 144. Prueba del movimiento para señalamiento con dedo índice.



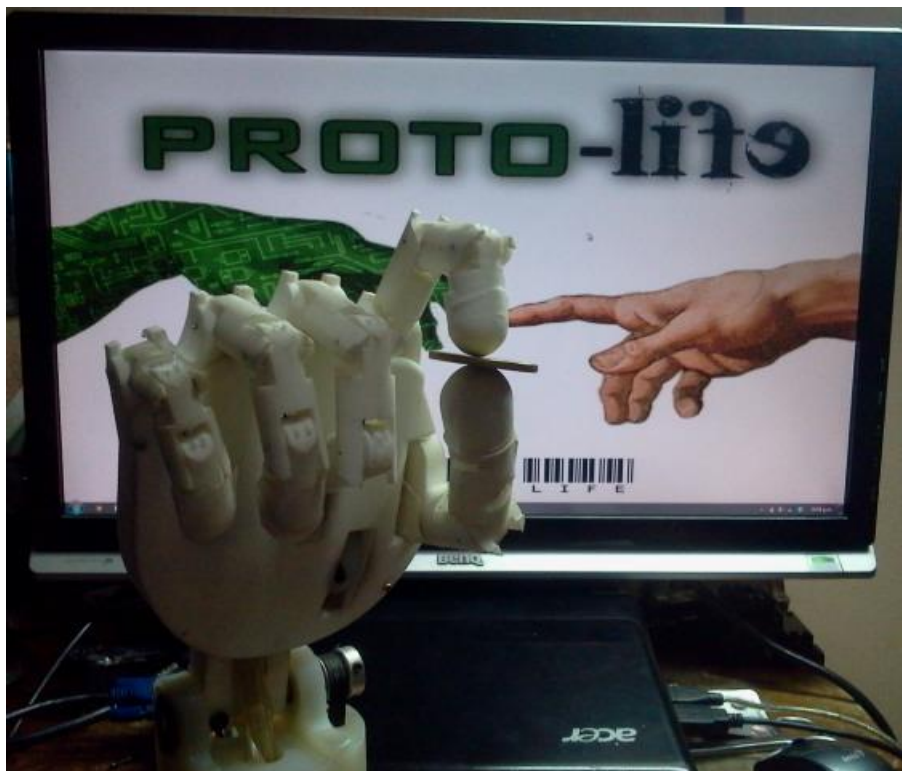
[Elaboración Propia]

Figura 145. Prueba del tipo de agarre pinza



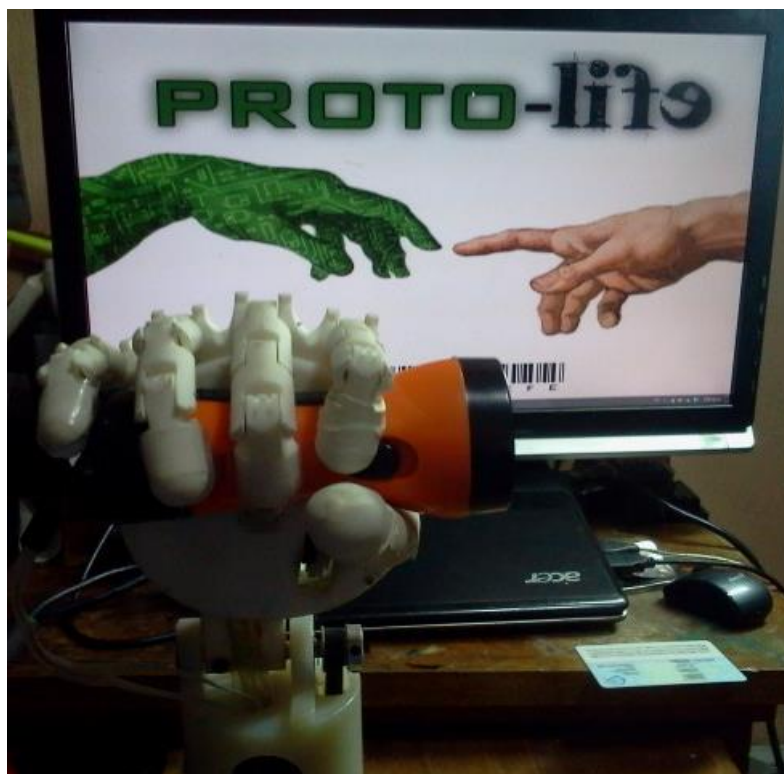
[Elaboración Propia]

Figura 146. Prueba del tipo de agarre dos dedos.



[Elaboración Propia]

Figura 147. Prueba del tipo de agarre total.



[Elaboración Propia]

Figura 148. Prueba del tipo de agarre en puño.



[Elaboración Propia]

XIII. CONCLUSIONES

1. Los métodos empleados para el movimiento del modelo del dedo utilizando Flexinol 150, no fueron satisfactorios ya que no se logró articular completamente la falange como era deseado.
2. En la forma como se utilizó el Flexinol150, se calienta demasiado, dificultando así su manipulación tanto al accionarlo como en la estructura donde se realiza la prueba.
3. En el diseño del modelo se obtuvo un factor de seguridad de diseño alto alrededor de 12, solo en los seguros se obtuvo un factor de seguridad de 0.3 al aplicarle una fuerza de 10.2Kg.
4. Utilizando el mecanismo de motor y engranes cónicos, el falange medio debe de ser del mismo tamaño que el proximal debido a las dimensiones del motor, por lo que este mecanismo quedó descartado.
5. Con un mecanismo de tornillo sin fin y corona, utilizando un motor de bajo torque, se puede lograr una fuerza resultante de 2.96 Lbf, obteniendo una relación de torque del 89% al aplicarle una fuerza concentrada de 1.5 Kgf.
6. Se encontró que la fuerza promedio en los dedos es de 10.56N, mediante un experimento con un sensor de fuerza y una argolla sujeta a un hilo, en donde las personas utilizaron la mano dominante para halar la argolla y así medir su fuerza.
7. Se encontró que la fuerza promedio en los dedos de la prótesis original era de 2.32N, utilizando el mismo experimento con un sensor de fuerza y una argolla sujeta a un hilo.
8. Al modelar el mecanismo del dedo utilizando tendones, se encontró que se puede llegar tener el movimiento de contracción y extensión del dedo en un solo mecanismo, utilizando una polea y dos tendones sujetos a esta en dos extremos opuestos.

9. En el modelo del mecanismo de tendones, se encontró que la fuerza de tensión requerida sería de 66.44 N al utilizar los datos de fuerza obtenidos mediante los experimentos realizados para encontrar la fuerza en los dedos.
10. En el modelo del mecanismo de tendones, se encontró que la fuerza de tensión requerida sería de 14.92 N al utilizar los datos de fuerza obtenidos mediante el experimento para encontrar la fuerza de los dedos de la prótesis original.
11. Los servos que sustituyeron los servomotores de la prótesis original, fueron los servos motores modelo Futaba S3102, siendo estos de tamaño reducido. Fueron acoplados con una polea de una pulgada de diámetro, estos proporcionan una fuerza de tensión de 37.66 N cumpliendo con el 60% de la fuerza de tensión requerida por los resultados obtenidos del análisis de la fuerza necesaria de 66.44 N.
12. Las partes de la mano, se fabricaron mediante impresión 3D debido a que con este método se puede lograr hacer piezas con bastantes detalles en un tiempo corto y el precio de cada prototipo es relativamente bajo. Se escogió el material Nylon 6 para los modelos, por su bajo peso, su alta resistencia mecánica y su bajo precio.
13. Se realizó un nuevo diseño para el dedo en donde se utiliza micro-cojinetes y pines de reloj como pivote, reduciendo la fricción en el movimiento del dedo y estandarizado así los ejes de cada falange para así facilitar el mantenimiento y reparación de cualquier falange.
14. Los dedos de la mano de la prótesis fueron diseñados en base a medidas realizadas en una mano derecha específica. Debido a esto, si se quisiera utilizar en cualquier persona se debería de tomar las medidas necesarias en la mano que posee para mantener un aspecto natural y así poder fabricar la mano a su medida.
15. Se realizaron las placas de los circuitos para el funcionamiento de los servos y los sensores implementados, para que una futura etapa de control ya sólo se encargue de unir y controlar la nueva estructura de la prótesis.

16. Se utilizó la interfaz Arduino Mega 2560, para las pruebas de control de la mano, utilizando los módulos de PWM para el movimiento de los servos, y el uso de las entradas análogas para obtención de la fuerza en los sensores FSR.
17. El proyecto presentado en esta tesis, constituye una propuesta de solución de una nueva línea de investigación e implementación de tecnología en Guatemala, en donde se busca hacer una aplicación de los conocimientos electrónicos y mecánicos adquiridos durante la carrera de ingeniería mecatrónica, que sean aplicables no sólo en las áreas comercialmente conocidas, sino también en otras áreas como la biomédica y constituir un aporte de avance tecnológico que pueda ser aplicable a nuestro país y el mundo, a través de este tipo de soluciones, con lo cual se espera brindar un aporte importante especialmente para personas discapacitadas, que de otra forma no tendrían acceso a este tipo de tecnología y solución, que les permita poder tener una prótesis biónica trashumeral que los ayude a llevar un mejor desenvolvimiento de su extremidad superior y por lo tanto, un mejor nivel de calidad de vida.

XIV. RECOMENDACIONES

1. Una de las principales limitantes que se tuvieron fue encontrar servomotores con dimensiones pequeñas para colocarlos en la palma de la mano con la capacidad suficiente para poder accionar el mecanismo de movimiento de cada dedo. Por lo que se recomienda para futuras mejoras seguir buscando si existen servos más potentes y de menor tamaño que el Futaba S3102, para que sean colocadas en la palma.
2. Se recomienda diseñar y fabricar de nuevo la muñeca y el antebrazo, teniendo en cuenta su aspecto y el uso de otro material, reduciendo el peso que estos tienen.
3. Se recomienda seguir la línea de investigación para hacer mejoras en el diseño de la mano y en la posición de los servos para accionar los mecanismos de movimiento de las falanges.
4. Se recomienda hacer un sistema de control en donde se pueda implementar movimientos individuales de cada parte de la prótesis como movimientos en conjunto.
5. Se recomienda que la Universidad diseñe y efectúe una campaña de divulgación adecuada de este proyecto en los distintos medios de comunicación (prensa, televisión, internet y demás medios que se consideren pertinentes), con el objeto de darlo a conocer como resultado de un trabajo de tesis de graduación de esta Universidad, que permita una divulgación adecuada y la búsqueda de fuentes de financiamiento para que pueda ser desarrollado y utilizado como una solución práctica dirigida a personas discapacitadas a nivel nacional e internacional, como un aporte importante de aplicación biomédica resultante de la carrera de ingeniería mecatrónica de esta Universidad.
6. Se recomienda registrar la propiedad intelectual del proyecto presentado en esta tesis de graduación en el Registro de la Propiedad Intelectual así como su patente de invención.

XVI. BIBLIOGRAFÍA

- [1] 3D Creation Lab. 3D Printing & Rapid Prototyping Services 3D Creation Lab. <http://www.3dcreationlab.co.uk/> [Consultado: 17 de octubre 2012]
- [2] A. Jornet Cases. 1985. *Cuadernos de fisiología articular*. México D.F.: Masson Editores, S. de R.L. d C.V.
- [3] Antonio Rivas González. 2001. Tendinitis. http://www.hispagimnasios.com/a_medicina/tendinitis.php [Consultado: 4 de noviembre 2012]
- [4] Arduino. Arduino Mega 2560. <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMega2560> [Consultado: 4 de marzo 2012]
- [5] Arduino. Arduino. <http://www.arduino.cc/es/> [Consultado: 5 de octubre]
- [6] Behnke, Sven y Schreiber, Michael. 2006. Digital Position Control for Analog Servos. http://www.ais.uni-bonn.de/behnke/papers/HSR06_Control.pdf [Consultado: 12 de noviembre 2012]
- [7] Belfiore, Michael. 2008. DARPA's bionic arm project. Dispatches from the Final Frontier. <http://michaelbelfiore.blogspot.com/2008/04/darpas-bionic-arm-project.html> [Consultado: 21 de julio 2010]
- [8] Besinga, Ronald Willem. 2009. Ermicroblog, Microcontrollers and Electronics Project Blog. <http://www.ermicro.com/blog/?p=771> [Consultado: 8 de febrero 2011]
- [9] Bradon J Wilhelmi. 2011 Hand Anatomy. <http://emedicine.medscape.com/article/1285060-overview#a1> [Consultado: 13 de junio 2011]
- [10] Budynas, Nisbett. 2006. *Shigley's Mechanical Engineering Design*, Octava Edición ed., Miguel Ángel Ríos Sánchez, Ed. Estados Unidos, Estados Unidos: The McGraw-Hill Companies 1059 págs.
- [11] Centro de Formación del Profesorado e Innovación Educativa e Valladolid. 2002. Motores Servo. CFIE de Valladolid. http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr_01/robotica/sistema/motores_servo.htm [Consultado: 25 de febrero 2011].
- [12] Christopher G. Stevens. 2004. "Shape Memory Alloy Shape Training Tutorial," Texas A&M University, Texas, USA, Guía de Laboratorio 2004. <http://www-personal.umich.edu/~btrease/share/SMA-Shape-Training-Tutorial.pdf> [Consultado: 22 de octubre 2010]
- [13] Coy J. y Townsend P. 1985. *Gearing*. Ohio: NASA http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19860005142_1986005142.pdf [Consultado: 23 de mayo 2011]
- [14] Creative Commons Wikipedia. 2010. Arduino Wikipedia. [Online]. <http://es.wikipedia.org/wiki/Arduino> [Consultado: 12 de octubre 2012]
- [15] Creative Commons Wikipedia. Tendón. Wikipedia. [Online]. <http://es.wikipedia.org/wiki/Tend%C3%B3n> [Consultado 3 de mayo 2012]
- [16] DESTISOL S.A. 2012. Hoja técnica silicona sellante transparente coexitito. <http://www.destisol.com.co/hojastecnicas/Ferreteria/Otras/HOJA%20TECNICA%20SILICONA%20SELLANTE%20TRANSPARENTE%20COEXITITO.pdf> [Consultado: 18 de octubre 2012]

- [17] Díaz F., Carrasco I. 2003. Alambres musculares. Departamento de Electrónica, Universidad Técnica Federico Santa María, Valparaíso, Chile, Informe Científico
- [18] Dorador J. 2004. ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES. UNAM. *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, no. 1, Enero.
- [19] Dynalloy, Inc. 2010. Technical Characteristics of Flexinol Actuator Wires Dynalloy, Inc. Informe Técnico F1140Rev F. California, EEUU.
- [20] Ebay. 2011. Nano Bearings. http://www.ebay.com/itm/Esky-Bearing-Seti-1-5-4-2mm-2pcs-Chinook-Nano-/110839346980?pt=Radio_Control_Parts_Accessories&hash=item19ce8a3724#ht_1691wt_980 [Consultado: 26 de marzo 2011]
- [21] Eduardo J. Carletti. Actuadores manos. Robots-Argentina. http://robots-argentina.com.ar/Actuadores_manos.htm [Consultado: 4 de mayo 2009]
- [22] Eduardo J. Carletti. Actuadores. Robots-Argentina. http://robots-argentina.com.ar/Actuadores_musculosalambre.htm [Consultado: 4 de mayo 2009]
- [23] Eduardo J. Carletti. Sensores Flexiforce. Robots, pasión por la robótica en Argentina. http://robots-argentina.com.ar/Sensores_FlexiForce.htm [Consultado: 13 de marzo 2012]
- [24] Embedsoftdev. How to choose xbee module. Software design and embedded system tools. <http://embedsoftdev.com/embedded/how-to-choose-xbee-module/> [Consultado: 19 de marzo 2012]
- [25] et al. A. Berliner. 2008. *Prótesis biónica de una mano humana. Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, Tesis Académica TE UVG INGELEC.P945 2008*
- [26] et al. Demer Field. 2000. *Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento, Primera Edición ed., S.L. Editor Service, Ed. Barcelona, España: Palastanga.*
- [27] et. all Lizeth Muñoz Jashimoto, 2008. FUERZA MÁXIMA DE AGARRE CON MANO DOMINANTE Y NO DOMINANTE. Divesion de Estudios de Posgrado e Investigación, Instituto Tenológico de Hermosillo y Instituto Tencológico de Nogales, Sonora, Informe para el XV Congreso internacional de Ergonomía SEMAC
- [28] Gilbertson, Roger G. 2005. *Muscle Wires Project Book*, Tercera ed., Celene de Miranda, Ed. San Rafael, CA, USA: Mondo-tronics, Inc.,
- [29] Gizmoszone. 2007. Hoja de datos motor 810. <http://www.gizmoszone.com/shopping/html/pages/810datasheet.pdf> [Consultado: 5 de mayo 2011]
- [30] Gizmoszone. 2007. Hoja de datos tornillo sin fin. <http://www.gizmoszone.com/shopping/html/pages/giz05worm.pdf> [Consultado: 5 de mayo 2011]
- [31] Gizmoszone. 2007. Hoja de datos engrane cónico 0314. <http://www.gizmoszone.com/shopping/html/pages/mitter0314p1.pdf> [Consultado: 5 de mayo 2011]
- [32] Gizmoszone. 2007. Hoja de datos motor serie GH68. <http://www.gizmoszone.com/shopping/html/pages/68datasheet.pdf> [Consultado: 5 de mayo 2011]
- [33] Henry G. Adquisición de datos. http://hgr.tripod.com/adquisicion_datos.html [Consultado: 3 de febrero 2011]

- [34] Interlink Electronics. 2010. FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog with Suggested Electrical Interfaces. Interlink Electronics, Camarillo, Catálogo y Hoja de datos. USA.
- [35] Iovine, John 2007. Nitinol. Images Scientific Instruments.
<http://www.imagesco.com/articles/nitinol/01.html> [Consultado: 18 de octubre 2010]
- [36] M. Spotts, 1976. *Proyecto de elementos de máquinas*. Englewood: Printice-Hall,inc., 2 ed. USA. 679 págs.
- [37] Mahn J. y Pilar C. 2005. Evaluación de la fuerza de puño en sujetos adultos sanos mayores de 20 años de la Región Metropolitana. Universidad de Chile, Facultad de Medicina, Escuela de Kinesiología, Chile
- [38] Milan Verde. 2009. Microcontroladores. MikroElektronika.
<http://www.mikroe.com/eng/chapters/view/82/capitulo-4-ejemplos/> [Consultado: 23 de septiembre 2011]
- [39] Nancy Pollard y R.C. Gilbert. 2002. Tendon Arrangement and Muscle Force Requirements for Humanlike Force Capabilities in a Robotic Finger. Brown University, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation Paper
- [40] P.H Chappell C.M .2001. Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis. Light. Science Direct. [Online].
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453301000170> [Consultado: 28 de febrero 2011]
- [41] Palacios E., Remiro F., y Lopez L., 2009. *Microcontrolador PIC16F84*. Madrid: RA-MA
- [42] Pasco. Tabla de especificaciones sensor CI-6746. Pasco.
http://www.pasco.com/prodCatalog/CI/CI-6746_economy-force-sensor/#specificationsTab [Consultado: 16 de octubre 2012]
- [43] Perez I. Esqueleto apendicular. Ciencias Naturales La Union.
<http://cienciaslaunion.blogspot.com/2011/08/esqueleto-apendicular.html> [Consultado: 19 de agosto 2011]
- [44] Ponoko. 3D Printing, laser cutting Services Ponoko. <http://www.ponoko.com/> [Consultado: 8 de octubre 2012]
- [45] Quickparts. Rapid Prototyping and Injection Molding Services Quickparts.
<http://www.quickparts.com/> [Consultado: 8 de octubre 2012]
- [46] Racso. 2008. Imagen Control Servo. Wikipedia.
<http://es.wikipedia.org/wiki/Archivo:ControlServo.svg> [Consultado: 5 de octubre 2012]
- [47] Redeye. Rapid Prototyping Service & Prototype Manufacturing, Redeye.
<http://www.redeyeondemand.com/> [Consultado: 8 de octubre 2012]
- [48] RedPic. 2006. Controlando un servo. Todo PIC. .
<http://www.todopic.com.ar/foros/index.php?topic=4629.0> [Consultado: 6 de noviembre 2012]
- [49] Ríos Patricia, Flores Itzel , y Juárez Ana. 2004. Robótica y Prótesis Inteligentes. *Revista Digital Universitaria*, p. 15, Vol 6, Núm 1. ISSN: 1067-6079
http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf [Consultado: 14 de marzo 2011]
- [50] ServoCity. 2012. Especificaciones del servomotor HS-5087. ServoCity.
http://www.servocity.com/html/hs-5087mh_servo.html [Consultado: 13 de julio 2012]
- [51] ServoCity. 2012. Especificaciones del servomotor S3102. ServoCity.
http://www.servocity.com/html/s3102_micro_mg.html [Consultado: 13 de julio 2012]

- [52] Shapeways. Make & Shared Your Products with 3D Printing, Shapeways.
<http://www.shapeways.com/> [Consultado: 8 de octubre 2012]
- [53] Todo productividad. *Motor por pasos o servomotor*.
<http://todoproductividad.blogspot.com/2009/10/motor-por-pasos-o-servomotor.html>
[Consultado: 10 de octubre 2009]
- [54] Touch Bionics Inc. 2010, i-limb. Touch Bionics™. www.touchbionics.com [Consultado: 26 de julio 2010]
- [55] University of Gambridge. 2004. Modulus density. DoITPoMS. [Online].
http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/optimisation-biomaterials/modulus_density.php
[Consultado: 24 de septiembre 2012]
- [56] Villareal, Mariana Ruiz y Ascánder. 2008. Imagen huesos de la mano humana.
Wikimedia Commons.
http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scheme_human_hand_bones-es.svg
[Consultado: 13 de julio 2010]
- [57] Vorvick. Linda J. 2010. Imagen de tendones. MedlinePlus.
http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/19089.htm
[Consultado: 7 de julio 2010]
- [58] Wikipedia. Autodesk Inventor. http://es.wikipedia.org/wiki/Autodesk_Inventor
[Consultado: 20 de junio 2012]

XVII. ANEXOS

Programa realizado para la obtención de datos del sensor de presión, para la interfaz Arduino Mega 2560:

```
int comando = 67;
int dato1 = 9;
int dato2 = 0;

void setup() {
  // initialize both serial ports:
  Serial.begin(9600);
  Serial1.begin(9600);
}

void loop() {
  // read from port 1, send to port 0:
  if (Serial1.available()) {
    int inByte = Serial1.read();
    Serial.write(inByte);
  }
}
```

Programa realizado para el manejo de un servo de la prótesis de la mano, para la interfaz Arduino Mega 2560:

```
#include<Servo.h>

Servo Pulgar, Indice, Medio, Anular, Menique, Muneca, Antebrazo;
int serialin = 0, pos = 0; // variable to store the servo position

void setup()
{
  // initialize serial:
  Serial.begin(9600);

  Pulgar.attach(2);
```

```
Indice.attach(3);
Medio.attach(4);
Anular.attach(5);
Menique.attach(6);
Muneca.attach(7);
Antebrazo.attach(8);
}

void loop(){
if (Serial.available()) {
serialin = Serial.read();
Serial.write(serialin);
}
switch(serialin){
case 1:
Pulgar.write(15);
Indice.write(15);
Medio.write(-45);

serialin = 0;
delay(15);
break;
case 2:
Pulgar.write(30);
Indice.write(30);
Medio.write(-30);

serialin = 0;
delay(15);
break;
case 3:
Pulgar.write(45);
Indice.write(45);
Medio.write(-20);

delay(15);
serialin = 0;
break;
case 4:
Pulgar.write(60);
Indice.write(60);
Medio.write(-10);

delay(15);
serialin = 0;
```

```

break;
case 5:
Pulgar.write(90);
Indice.write(90);
Medio.write(0);

delay(15);
serialin = 0;
break;
case 6:
Pulgar.write(120);
Indice.write(120);
Medio.write(15);

delay(15);
serialin = 0;
break;
}
}

```

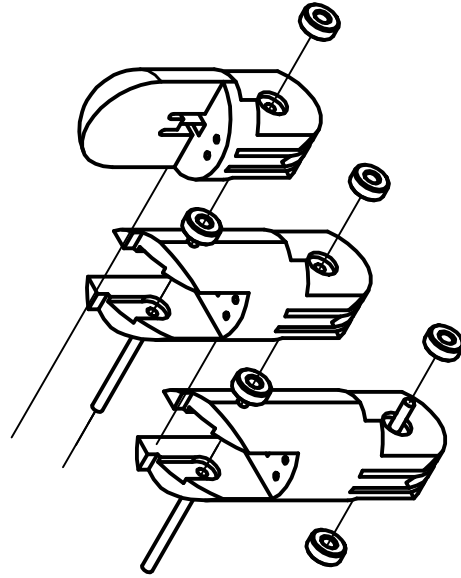
A continuación se presenta una tabla en la cual se describe el código de color que se utilizó en los cables para la conexión de los sensores y servo motores, además el rango de movimiento de los servo motores.

Tabla LIV: Tabla de colores de cables y rangos de movimiento en grados de cada servo.

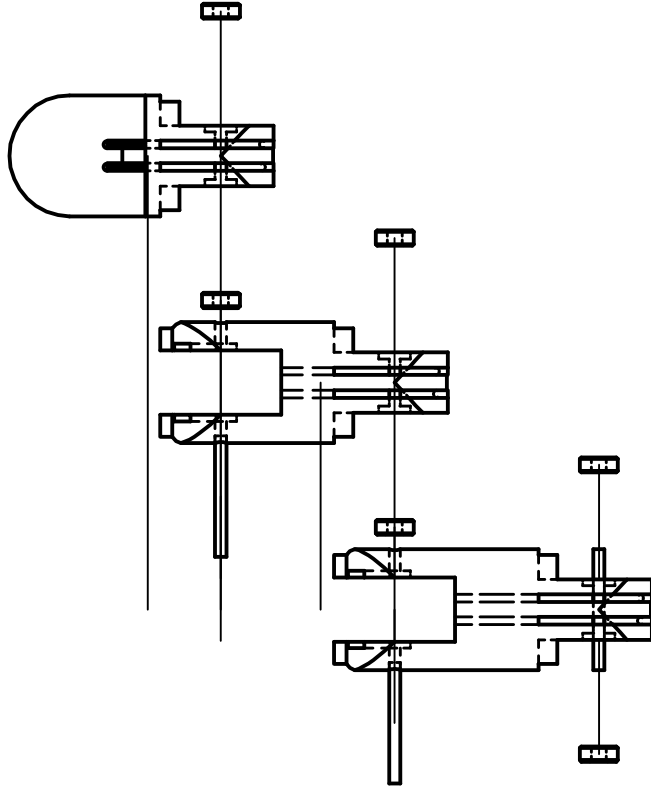
Sensor	Color cable
Pulgar	Rojo veteadado amarillo
Índice	Negro veteadado amarillo
Medio	Blanco veteadado café
Anular	Blanco veteadado gris
Meñique	Blanco

Servo	Color cable
Pulgar	Blanco veteadado celeste
Índice	Blanco veteadado verde
Medio	Blanco veteadado rojo
Anular y Meñique	Blanco veteadado negro
Muñeca	Blanco veteadado naranja
Antebrazo	Blanco veteadado amarillo

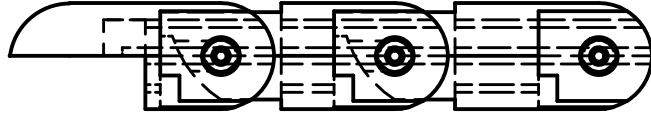
Servo	Rango		Movimiento	
Muñeca	30	150	contraer	extender
Antebrazo	0	90	derecha	izquierda
Pulgar	0	180	contraer	extender
Índice	0	180	contraer	extender
Medio	0	180	extender	contraer
Anular y Meñique	0	180	extender	contraer




Vista Isometrica

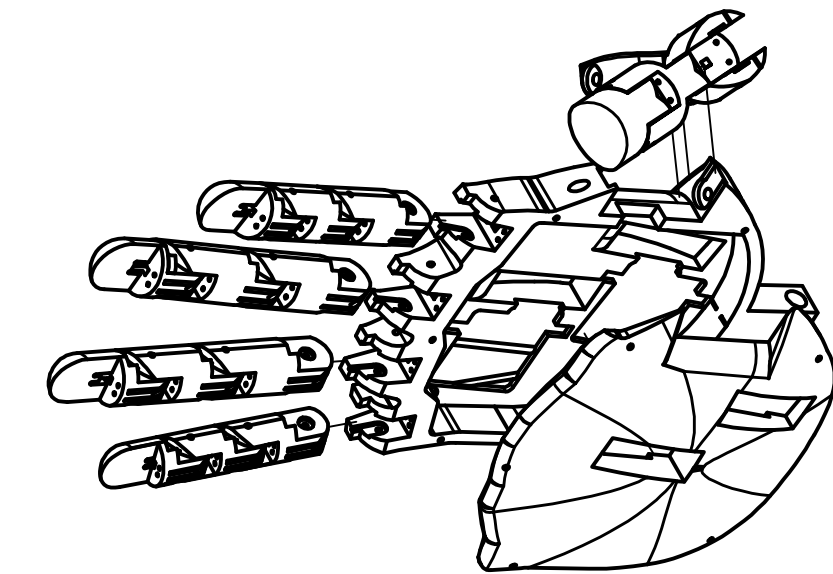


Vista Frontal

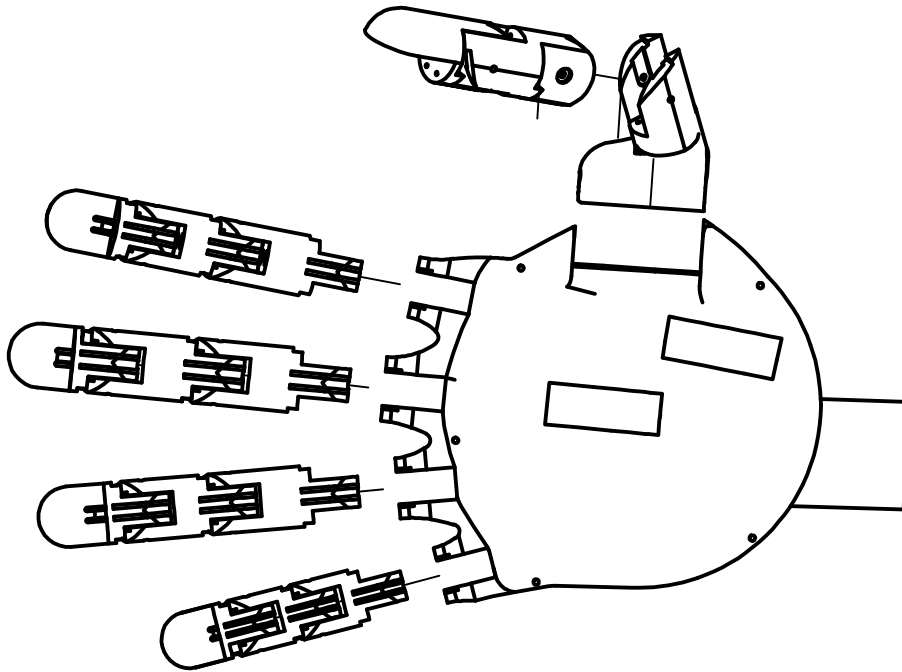


Vista Lateral

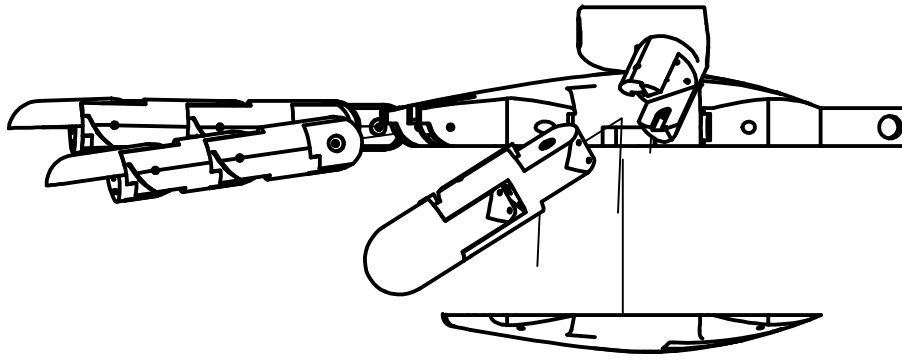
PROTOLIFE	Dibujó:	Pablo D. Mazariegos 07281	Fecha	Universidad Del Valle de Guatemala	
	Diseño:	Pablo D. Mazariegos 07281	08/10/12		
Escala:		Desensamble del modelo de los dedos			
1/1					



Vista Isometrica



Vista Frontal



Vista Lateral

PROTOLIFE	Dibujó:	Pablo D. Mazariegos 07281	Fecha	Universidad Del Valle de Guatemala	
	Diseño:	Pablo D. Mazariegos 07281	08/10/12		
Escala:		1/2		Desensamble del modelo de la mano	

XVIII. GLOSARIO

Abducción: es un tipo de movimiento de una parte del cuerpo respecto a otra, en dirección transversal.

Actuador Robótico: genera el movimiento de algún elemento según las órdenes dadas por una unidad de control.

Aducción: es el movimiento por el que una parte del cuerpo se aproxima al plano de simetría medial de éste.

Amputación: es el corte y separación de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo o cirugía.

Austenita: es una forma de ordenamiento distinta de los átomos de hierro y carbono.

Biomateriales: Es una sustancia farmacológicamente inerte diseñada para ser implantada o incorporada dentro del sistema vivo.

Biónica: Ciencia que estudia el diseño de componentes que funcionan con principios observados en los seres vivos, con aplicaciones de la ingeniería y tecnología moderna para brindar soluciones biológicas.

Efecto de memoria de forma: es una propiedad asociada únicamente a ciertas aleaciones que presentan transformaciones en estado sólido, principalmente, gobernadas por procesos de cizalla sin difusión en las que los átomos se reorganizan entre dos fases cristalinas, una fase a baja temperatura llamada martensita y otra fase a alta temperatura conocida como austenita.

Engranaje: es un conjunto de piezas que engranan. Es el conjunto de por lo menos dos engranes que son concurrentes.

Engrane: nombre que se le da a una rueda dentada.

Fenómeno de memoria simple: sucede cuando el material recuerda la fase y forma que tenía a la temperatura donde fue grabada la forma.

Flexión: Disminución en el ángulo de una articulación.

Histéresis: La histéresis es el fenómeno de inercia por el cual un material ofreciendo resistencia a un cambio, tiene una tendencia a conservar sus propiedades.

Interfaz (física): Es la capacidad que el usuario posee de comunicarse con una máquina, un equipo; en este caso, una prótesis. Comprende, que la información vaya desde la voluntad de la persona a la acción de la prótesis.

Martensita: es una solución sólida sobresaturada de carbono en hierro alfa. Se obtiene por enfriamiento muy rápido de los aceros, una vez elevada su temperatura lo suficiente para conseguir su constitución austenítica.

Materiales inteligentes: es un tipo de materiales, una nueva generación de materiales derivadas de la nanotecnología, cuyas propiedades pueden ser controladas y cambiadas a petición.

Memoria de forma: es la capacidad de recordar la forma o tamaño original y recuperarla de forma reversible frente a un estímulo externo.

Microcontrolador: es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes grabadas en su memoria.

Mioeléctrico: que sustituye a un músculo y tiene un funcionamiento eléctrico.

Muñón: Amputación incompleta o parcial de un miembro, que permanece unida al cuerpo.

Nitinol: es una aleación de níquel y titanio en proporciones casi equimolares y que tiene propiedades de memoria de forma.

Prótesis: Es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano.

Servomotor: Es un dispositivo similar a un motor de corriente continua que tiene la capacidad de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación, y mantenerse estable en dicha posición.

Transformación de fases: Cuando la temperatura de una sustancia aumenta o disminuye, la energía que esta sustancia posee se ve alterada.

Transformación Martensítica: no implica difusión, ocurre casi instantáneamente; los granos martensíticos se nuclean y crecen a velocidad muy alta, gran número de átomos se mueven de modo cooperativo, lo que representa pequeños desplazamientos de un átomo respecto a sus vecinos.

Transhumeral: significa la existencia de una amputación arriba del codo.

Superelasticidad: es cuando el material vuelve a su forma original después de que se le somete una determinada tensión.