

Trabajo de Fin de Máster  
Máster Universitario en Ingeniería Industrial

# Diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica de la mano humana

Autor: Alicia Martínez-Pais González

Tutor: Jaime Domínguez Abascal

**Dpto. de Ingeniería Mecánica y Fabricación**  
**Escuela Técnica Superior de Ingeniería**  
**Universidad de Sevilla**

Sevilla, 2020





Trabajo de Fin de Máster  
Máster Universitario en Ingeniería Industrial

# **Diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica de la mano humana**

Autor/a:

Alicia Martínez-Pais González

Tutor/a:

Jaime Domínguez Abascal  
Catedrático de la Universidad de Sevilla

Dpto. de Ingeniería Mecánica y Fabricación  
Escuela Técnica Superior de Ingeniería  
Universidad de Sevilla  
Sevilla, 2020



---

Trabajo de Fin de Máster: Diseño mecánico de una prótesis mioeléctrica de la mano humana

Autor/a: Alicia Martínez-Pais González

Tutor/a: Jaime Domínguez Abascal

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente/a:

Vocales:

Secretario/a:

Acaben otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2020

El Secretario del Tribunal



*A mi padre*





---

# MOTIVACIÓN

---

Tal y como el título del documento indica, las siguientes páginas recogen el diseño mecánico de una prótesis humana como resultado de un trabajo de fin de Máster. Sin embargo, representan mucho más que eso para la autora.

*Permitame que, antes de comenzar con el análisis técnico de la prótesis de una mano humana, dedique unas líneas a explicar la motivación personal que me ha llevado a la elección de este tema.*

*La entrega de este trabajo me permitirá terminar el Máster de Ingeniería Industrial, lo cual implica el cierre de mi expediente académico. Esto representa el fin de una etapa de mi vida. Después de su entrega, dejaré de ser estudiante de ingeniería pasando a ser una ingeniera superior. Siendo un evento tan disruptivo en mi vida, dejar al destino elegir el tema de estudio no era una opción.*

*Dado que este trabajo de fin de Máster representa el cierre de mi vida como estudiante universitaria, me pareció perfecta la idea de enfocarlo a aquello que me motivó a escoger la carrera de ingeniería en 2013: el diseño de prótesis.*

*Aunque el sector sanitario siempre me ha llamado la atención, descarté estudiar una carrera de ciencias de la salud durante mis años de la ESO y bachiller, ya que las ciencias tecnológicas siempre me gustaron más. Ahí comenzó a vagar en mi cabeza la idea de aplicar los conocimientos que pudiera adquirir en una carrera de ingeniería al sector de la salud.*

*¿Por qué una mano? La respuesta a esa pregunta es simple: porque lo que me decidió a solicitar la admisión en la carrera de ingeniería fue una risa. La risa de un niño chico que, habiendo nacido sin manos, exprimía gracias a una manita robótica una pelota de goma estallando en carcajadas.*

# AGRADECIMIENTOS

---

*Continuando el tono personal adoptado en el apartado anterior, no quisiera terminar estas notas sin antes hablar de todos aquellos que más me han influido a lo largo de los años, ya que, aunque me encuentre sola escribiendo estas líneas, una persona no es sí misma sin todos aquellos que les rodean.*

*En primer lugar, y porque será la primera persona en leer este documento completo, quiero agradecerle a mi tutor, Don Jaime Domínguez Abascal, su dedicación y sus consejos profesionales a lo largo de todos estos años, así como su trato amistoso y familiar.*

*En segundo lugar, creo conveniente destacar la ayuda técnica que he recibido por parte de José María Arias, de Rafael Márquez -compañeros durante toda la carrera- y de Daniel García Vallejo -profesor del departamento de Mecánica y fabricación-.*

*En último lugar, a mi familia. Quiero agradecerle a mi hermana mayor, el haber sido mi modelo a seguir desde que comencé a gatear; y tanto a ella como a mi hermano pequeño, el ser mis compañeros de juegos y de vida en general, porque un hermano es un amigo permanente. A mi madre le debo la constancia, la organización y la ambición de llegar siempre más lejos. Por último, le dedico a mi padre este trabajo, ya que fue quien me hizo descubrir el mundo de las matemáticas, la física y la ingeniería.*

---

# RESUMEN

---

Este proyecto tiene como objetivo del diseño mecánico de la prótesis de una mano humana. Para ello, se comienza con un análisis de lo que ha existe hoy en día. A continuación, se presentará un estudio de la anatomía del miembro con intención de identificar los elementos que permiten su cinemática, así como otras características que la prótesis deberá reproducir.

Las especificaciones de diseño pretenden cubrir desde requisitos de dimensionado, peso y estética, hasta los aspectos legales asociados al producto, pasando por las propiedades mecánicas, así como el método de fabricación que se desea emplear.

La prótesis diseñada es del tipo mioeléctrica y la fabricación de la mayor parte de sus piezas se realizará mediante fabricación aditiva. Además de reproducir la cinemática simplificada de la mano humana real, las funcionalidades de la prótesis también incluirán la percepción de la temperatura del ambiente y la captación de la fuerza que el paciente ejerza con ayuda de los dedos de la prótesis entre otros.

# ABSTRACT

---

*This project aims to design a mechanical robotic human hand. For this purpose, it is necessary to perform a state of the art and then a technical analysis of the hand anatomy in order to identify the elements whose main function is to allow the kinematic of this member, as well as other characteristics that the protheses should reproduce.*

*The goal of the design specifications is to cover the dimension, weight and appearance of the final solution, but also other requirements related, for instance, to the legal aspects. Furthermore, the specifications should also define the mechanical properties and the manufacturing process.*

*The designed protheses is myoelectric and most of its pieces can be manufactured by 3D printing. Beside reproducing a simpler kinematic of the real human's hand, the functionalities of the prostheses encompasses the temperature perception, capturing the pressure of the fingers and so on.*

# ÍNDICE

<b>Motivación</b>	<b>9</b>
<b>Agradecimientos</b>	<b>10</b>
<b>Resumen</b>	<b>11</b>
<b>Abstract</b>	<b>12</b>
<b>Índice</b>	<b>13</b>
<b>Índice de Tablas</b>	<b>15</b>
<b>Índice de Figuras</b>	<b>17</b>
<b>Notación</b>	<b>21</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Aspectos generales	1
1.2 Solución al problema	2
<b>2 Estado del arte</b>	<b>3</b>
2.1 Antecedentes	3
2.2 Desarrollos actuales	4
2.2.1 Análisis comparativo	5
2.2.2 Patentes y mercado	5
<b>3 Análisis de una mano humana</b>	<b>8</b>
3.1 Anatomía osteomuscular	8
3.1.1 Arquitectura ósea	9
3.1.2 Sistema muscular	10
3.2 Unidades óseas de movimiento	12
3.3 Funcionamiento muscular	13
3.4 Cinemática de la mano	13
3.4.1 Giros de la muñeca	13
3.4.2 Articulaciones de los dedos	14
3.5 Función motora	16
<b>4 Requisitos de diseño</b>	<b>17</b>
4.1 Naturaleza del producto	17
4.1.1 Dimensiones	17
4.1.2 Peso de la prótesis	18
4.1.3 Estética	18
4.2 Marco legal	19
4.3 Mantenimiento	19
4.4 Condiciones ambientales	19
4.5 Movimiento	19
4.6 Condiciones mecánicas	21
4.7 Operación	23
4.8 Proceso de fabricación	23
<b>5 Diseño de detalle</b>	<b>24</b>
5.1 Matriz de trazabilidad	24
5.2 Diseño del mecanismo	26
5.2.1 Método de accionamiento	26
5.2.2 Síntesis estructural	26
5.2.3 Síntesis dimensional	27
5.3 Filamentos de impresión	30
5.3.1 <i>Polieteretercetona (PEEK)</i>	30
5.3.2 <i>eFIL 85A TPU</i>	31
5.4 Cable de accionamiento	32

---

5.5	Sistema electrónico	32
5.6	Componentes de operación	33
5.6.1	Sensores de temperatura	33
5.6.2	Sensores de fuerza	33
5.6.3	Sistema electromiógrafo	33
5.6.4	Controlador para servomotor	34
5.6.5	Batería	34
5.7	Modelado de la prótesis	35
5.7.1	Modelo de los dedos	35
5.7.2	Dedos: simulación cinemática	40
5.7.3	Dedos: simulación dinámica	49
5.7.4	Dedos: comportamiento a fatiga	80
5.7.5	Situación de componentes	80
5.7.6	Modelos de dorso y palma de la mano	81
5.7.7	Modelado del antebrazo	84
5.7.8	Modelado de la muñeca	87
5.7.9	Ensamblaje completo	91
5.8	Fabricación aditiva	93
<b>6</b>	<b>Conclusiones y mejoras</b>	<b>95</b>
6.1	El dedo pulgar	95
6.2	Prótesis adaptativa	98
6.3	Conexión mioeléctrica	98
6.4	Sentido del tacto	99
	<b>Referencias</b>	<b>101</b>
	<b>Anexo A: Código Matlab I</b>	<b>105</b>
	<b>Anexo B: Código Matlab II</b>	<b>107</b>
	<b>Anexo C: Código Matlab III</b>	<b>110</b>
	<b>Anexo D: Isométrica de las piezas a imprimir</b>	<b>113</b>

---

# ÍNDICE DE TABLAS

---

Tabla 3-1. GDL de la mano	15
Tabla 4-1. GDL de la prótesis a diseñar	20
Tabla 4-2. Promedio de fuerza dactilar de los dedos [27] [28]	21
Tabla 4-3. Caracterización de los cilindros del ensayo [32]	21
Tabla 4-4. Análisis de distribución de carga en pinza palma-digital [32]	22
Tabla 5-1. Trazabilidad requisito-especificación-solución	25
Tabla 5-2. Valores de los ángulos de las falanges	29
Tabla 5-3. Propiedades del TECAFIL PEEK VX® natural [33] [34]	31
Tabla 5-4. Reacciones del ensayo de pinza pulgodigital subterminal en el pulgar	67
Tabla 5-5. Análisis de tensiones máximos en los ensayos dinámicos	80
Tabla 5-6. Lista de piezas a obtener mediante fabricación aditiva	94





# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Porcentaje actual de amputaciones [2]	2
Figura 2-1. Mano mecánica de Mullen [8]	5
Figura 2-2. Sistema de articulación de Mullen [8]	6
Figura 2-3. Subsistema rotatorio de mano mecánica multifuncional [9]	6
Figura 2-4. Brazo neumático desarrollado por la Universidad de Vanderbilt [10]	6
Figura 2-5. Prótesis neumática [11]	7
Figura 2-6. Brazo de OpenBionics® [12]	7
Figura 3-1. Regiones de la mano	8
Figura 3-2. Estructura ósea. Formada por catorce falanges, cinco metacarpianos y ocho carpianos: escafoides, semilunar ( <i>Lunate</i> ) y piramidal ( <i>Triquetum</i> ), pisiforme por ganchoso ( <i>Hamate</i> ), hueso grande ( <i>capitale</i> ), trapecoide y trapecio [15]	9
Figura 3-3. Articulaciones metacarpo-falangiana (MCF) e interfalángica (IF) [13]	10
Figura 3-4. Músculos intrínsecos de la eminencia tenar: abductor corto (abd. pollicis brevis), oponente (op. pollicis), flexor corto (flex. pollicis brevis) y abductor (abd pollicis) [16] (modificado)	10
Figura 3-5. Músculos intrínsecos de la eminencia hipotenar: palmar cutáneo, abductor (abd pollicis), flexor corto (flex. pollicis brevis) y oponente (op. pollicis) [16] (modificado)	11
Figura 3-6. Músculos intrínsecos de la región media de Palma: lumbricales, interóseos palmares y dorsales [16] (modificado)	11
Figura 3-7. Músculos extrínsecos de la mano: abductor largo del pulgar, extensores corto y largo del pulgar, extensores propios del índice y del meñique y extensor común de los dedos. [13] (modificado)	11
Figura 3-8. Unidades óseas de la mano fijas y móviles. Elaboración propia en SolidWorks®	12
Figura 3-9. Anatomía muscular [17]	13
Figura 3-10. P/S de la muñeca [19]	14
Figura 3-11. E/F (izq.) y Abd/Ad (drcha.) de la muñeca [18]	14
Figura 3-12. Articulaciones metacarpofalángicas: E/F (izq.) y Ab/Ad (drcha.) de los dedos [19]	14
Figura 3-13. Cinemática del pulgar muñeca [18]	15
Figura 3-14. Tipos de pinza pulgodigital: termino-terminal (A), subterminal (B) y subtermino lateral (C) [20](modificado)	16
Figura 3-15. Agarre digito-palmar: completo (A) e incompleto (B) [20] (modificado)	16
Figura 3-16. Pinza pentadigital [21] (modificado)	16
Figura 3-17. Prensa de gravedad [21] (modificado)	16
Figura 4-1. Dimensiones orientativas de la mano. Elaboración propia en SolidWorks®	18
Figura 4-2. Paleta de colores representativos de la piel humana [22]	19
Figura 4-3. Ángulos de los dedos [26]	20
Figura 4-4. Situación de los sensores (izq) y caracterización de los cilindros del ensayo (drcha) [32]	22
Figura 4-5. Fuerzas medias de agarre en cada uno de los ensayos con los diferentes cilindros	22
Figura 5-1. Situación del mecanismo del dedo índice -análogo para los dedos 3, 4 y 5.	26
Figura 5-2. Esquema de mecanismo simplificado del dedo 2. Elaboración propia en SolidWorks®	27
Figura 5-3. Mecanismo simplificado de los dedos 2, 3, 4 y 5. Elaboración propia en SolidWorks®	27

Figura 5-4. Submecanismo de los dedos 2, 3,4 y 5	28
Figura 5-5. Diada del mecanismo	29
Figura 5-6. Trayectorias del mecanismo (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	30
Figura 5-7. Gama de filamento de PEEK por Ensinger® [33]	31
Figura 5-8. eFIL 85A TPU natural [35]	31
Figura 5-9. Bobina seleccionada [37]	32
Figura 5-10. Interfaces del sistema electrónico.	32
Figura 5-11. Sonda de temperatura PT100 TE Connectivity® (RS 100-7531) [30] y su modelo 3D. Elaboración propia en SolidWorks®	33
Figura 5-12. Sensor de fuerza RP-C18.3-ST [39] y su modelo 3D. Elaboración propia en SolidWorks®	33
Figura 5-13. <i>Advancer Technologies Muscle Sensor v3</i> [40]	34
Figura 5-14. Modelo del dedo meñique. Elaboración propia en SolidWorks®	35
Figura 5-15. Modelo de barras de unión. Elaboración propia en SolidWorks®	36
Figura 5-16. Modelo de la tapa de los ejes del mecanismo. Elaboración propia en SolidWorks®	36
Figura 5-17. Situación de cable de accionamiento. Elaboración propia en SolidWorks®	37
Figura 5-18. Modelo del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®	37
Figura 5-19. Vistas del modelo del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®	38
Figura 5-20. Situación del dedo pulgar en el dorso. Elaboración propia en SolidWorks®	39
Figura 5-21. Pinza pulgodigital subterminal. Elaboración propia en SolidWorks®	39
Figura 5-22. Configuración de la mano con los cinco dedos. Elaboración propia en SolidWorks®	40
Figura 5-23. Sistemas de referencia global y locales. Elaboración propia en SolidWorks®	41
Figura 5-24. Simulación Cinemática del dedo meñique (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	44
Figura 5-25. Coordenadas horizontales y verticales de las falanges (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	45
Figura 5-26. Coordenadas horizontales y verticales de las barras de unión (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	46
Figura 5-27. Coordenadas de giro (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	47
Figura 5-28. Aplicación de la Fc. Elaboración propia en SolidWorks®	49
Figura 5-29. Manipulación de carga con prensa tetradigital [41]	51
Figura 5-30. Aplicación de las reacciones en la barra de unión proximal del dedo anular	51
Figura 5-31. Reacciones del dedo anular en el ensayo de prensa tetradigital (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	52
Figura 5-32. Propiedades mecánicas del PEEK. Ventana de SolidWorks®	53
Figura 5-33. Característica de la malla. Ventana de SolidWorks®	53
Figura 5-34. Características de mallado realizado en SolidWorks®	54
Figura 5-35. Restricción de bisagra en la barra de unión proximal del dedo anular realizada en SolidWorks®	54
Figura 5-36. Aplicación de la reacción interna en B. Ventanas de SolidWorks®	55
Figura 5-37. Fallo de simulación en SolidWorks®	55
Figura 5-38. Restricción fija en la barra de unión proximal del dedo anular realizada en SolidWorks®	56
Figura 5-39. Comprobación de reacciones que se producen en la articulación en A para el ensayo tetradigital del	

dedo anular	56
Figura 5-40. Resultados del ensayo de prensa tetradigital en la barra de unión proximal del dedo anular: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®	57
Figura 5-41. Distribución de tensiones en el ajusto móvil entre eje y barra de unión en la rotación A.	58
Figura 5-42. Comprobación de reacciones que se producen en la cara interna de la articulación en A para el ensayo tetradigital del dedo meñique	58
Figura 5-43. Reacciones del dedo meñique en el ensayo de prensa tetradigital (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	59
Figura 5-44. Resultados del ensayo de prensa tetradigital en la barra de unión proximal del dedo meñique: tensiones internas (arriba) y deformaciones internas (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®	60
Figura 5-45. Restricción de bisagra en la articulación C y restricción de deslizamiento en la cara posterior de la falange para el ensayo de pinza pulgodigital subterminal	61
Figura 5-46. Aplicación de reacciones.	61
Figura 5-47. Reacciones del dedo índice en el ensayo pinza pulgodigital subterminal (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	62
Figura 5-48. Resultados del ensayo de pinza pulgodigital subterminal en la falange proximal del dedo índice: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®	63
Figura 5-49. Configuración de ensayo de pinza pulgodigital subterminal. Elaboración propia con SolidWorks®	64
Figura 5-50. Desvincularización de la falange distal del pulgar en el ensayo pulgodigital subterminal	65
Figura 5-51. Desvincularización de las barras de unión del pulgar en el ensayo pulgodigital subterminal	65
Figura 5-52. Desvinculación de la falange proximal y el metacarpo del pulgar en el ensayo pulgodigital subterminal	66
Figura 5-53. Mallado del dedo pulgar para el ensayo de pinza pulgodigital subterminal. Elaboración propia con SolidWorks®	68
Figura 5-54. Restricciones de bisagra en el mecanismo. Realización en SolidWorks®	69
Figura 5-55. Restricciones de deslizamiento en el plano $zy$ sobre el metacarpo. Realización en SolidWorks®	69
Figura 5-56. Resultados del ensayo de pinza pulgodigital subterminal en el mecanismo completo del dedo pulgar: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®	70
Figura 5-57. Herramienta <i>Iso Clipping</i> de SolidWorks®	71
Figura 5-58. Análisis de la situación de los valores máximos de tensiones internas (I)	72
Figura 5-59. Análisis de la situación de los valores máximos de tensiones internas (II)	72
Figura 5-60. Ensayo prensa palmar-digital. Elaboración propia con SolidWorks®	73
Figura 5-61. Ensayo prensa palma-digital sobre el dedo pulgar	74
Figura 5-62. Reacciones del dedo pulgar en el ensayo de agarre palma-digital (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)	75
Figura 5-63- Valores de fuerzas de reacción del ensayo de agarre palma-digital realizado sobre el dedo pulgar ( $t = 30s$ )	76
Figura 5-64. Restricción de bisagra en la articulación C y restricción de deslizamiento en la cara posterior del metacarpo para el ensayo de agarre palma-digital y reacciones aplicadas en O y D.	76
Figura 5-65. Comprobación de reacciones generadas por restricción fija en la articulación D de la barra de unión distal del dedo pulgar. Elaboración propia con SolidWorks®	77

Figura 5-66. Resultados del ensayo de agarre palma-digital en el metacarpo del dedo pulgar: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®	78
Figura 5-67. Resultados del ensayo de agarre palma-digital en la barra de unión dotal del dedo pulgar: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®	79
Figura 5-68. Sonda de temperatura sobre el modelo. Elaboración propia en SolidWorks®	80
Figura 5-69. Sensor de fuerza sobre el modelo. Elaboración propia en SolidWorks®	81
Figura 5-70. Ensamblaje de los dedos a la base de la mano: D2 y D3. Elaboración propia en SolidWorks®	81
Figura 5-71. Ensamblaje de los dedos a la base de la mano: D4 y D5. Elaboración propia en SolidWorks®	82
Figura 5-72. Tapas de plástico en los ejes del D4. Elaboración propia en SolidWorks®	82
Figura 5-73. Ensamblaje completo de la mano y detalle de parte blanda de la palma. Elaboración propia en SolidWorks®	83
Figura 5-74. Ensamblaje en explosión completo de la mano. Elaboración propia en SolidWorks®	84
Figura 5-75. Modelo 3D del antebrazo de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®	85
Figura 5-76. Ensamblaje del antebrazo. Elaboración propia en SolidWorks®	85
Figura 5-77. Análisis de tensiones en la tapa del antebrazo. Elaboración propia en SolidWorks®	86
Figura 5-78. Conjunto de tornillo sin fin y corona para la muñeca de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®	87
Figura 5-79. Tornillo sin fin colocado en el antebrazo. Elaboración propia en SolidWorks®	87
Figura 5-80. Capacidad de giro de la articulación en la muñeca. Elaboración propia en SolidWorks®	88
Figura 5-81. Mallado del dorso de la prótesis. Realizado en SolidWorks®	89
Figura 5-82. Resultados del ensayo realizado sobre el dorso de la mano: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®	90
Figura 5-83. Vista de perfil del ensamblaje completo de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®	91
Figura 5-84. Vista frontal del ensamblaje completo de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®	92
Figura 5-85. Guardar modelo como <i>stl</i> . Ventana de SolidWorks®	93
Figura 6-1. Ejemplos de mecanismo del dedo pulgar en prótesis [42]	96
Figura 6-2. Modelo mejorado del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®	96
Figura 6-3. Configuración de los dedos de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®	97
Figura 6-4. Configuración de pinza pulgodigital. Elaboración propia en SolidWorks	98

# NOTACIÓN

$R_{ix}$	Coordenada relativa de traslación del cuerpo i en el eje x
$R_{iy}$	Coordenada relativa de traslación del cuerpo i en el eje y
$\dot{q}$	Vector de velocidades de centro de gravedad
$\ddot{q}$	Vector de aceleraciones de centro de gravedad
$\theta_i$	Coordenada relativa de giro del cuerpo i con respecto al eje z
$u_i^H$	Posición local del punto H respecto al sistema de referencia local del cuerpo i
$u_{ix}^H$	Coordenada horizontal del vector $u_i^H$
$u_{iy}^H$	Coordenada vertical del vector $u_i^H$
$r^H$	Posición global del punto H
$r_x^H$	Coordenada horizontal del vector $r^H$
$r_y^H$	Coordenada vertical del vector $r^H$
Abd/Ad	Abducción/Aducción
arctg	Función arco tangente
BUD	Barra de Unión Distal
BUP	Barra de Unión Proximal
cdg	Centro de gravedad
cos	Función coseno
$\cos^x y$	Función coseno de x elevado a y
Dedo 1 o D1	Dedo Pulgar
Dedo 2 o D2	Dedo Índice
Dedo 3 o D3	Dedo Corazón
Dedo 4 o D4	Dedo Anular
Dedo 5 o D5	Dedo Meñique
Drcha.	Derecha
F/E	Flexión/Extensión
$F_c$	Fuerza Generada por el cable de accionamiento
FD	Falange Distal
FM	Falange Media
FP	Falange Proximal
GDL, G	Grados de libertad
I+D+i	Innovación, Desarrollo e inversión
IFD	Interfalángicas distales
IFP	Interfalángicas proximales
Izq.	Izquierda
MCC	Metacarpo-carpianas
MCF	Metacarpofalángicas
N	Número de barras de un mecanismo
N/A	No aplica
P/S	Pronación/Supinación
q	Vector de coordenadas relativas/ Vector de posiciones de centro de gravedad
sen	Función seno
$\sin^x y$	Función seno de x elevado a y
SRG	Sistema de referencia global

SRL

Sistema de referencia local

tg

Función tangente

# 1 INTRODUCCIÓN

*“La mano es el punto de encuentro entre la mente y el mundo real”.*

*- Byan Christie (periodista), en 2016 -*

**L**a mano es un instrumento del cual el ser humano hace uso constantemente. Es una herramienta que permite la manipulación de objetos, extiende la funcionalidad del tacto para reconocer mejor el entorno, aumenta el volumen espacial al que el ser humano puede acceder y, además, mejora la calidad de la comunicación no verbal entre humanos.

Es una herramienta que diferencia a los primates -grupo del reino animal que engloba humanos, monos y simios- de otros animales. El uso de la mano como herramienta fundamental le abre un gran abanico de posibilidades al ser humano.

Siendo así, no es difícil entender la importancia de su pérdida. Las repercusiones no solo son funcionales, sino que también psicológicas.

## 1.1 Aspectos generales

La pérdida de miembros puede darse en diferentes situaciones. Cuando es consecuencia de una avulsión, suele conllevar problemas mayores que cuando se producen por medio de amputaciones quirúrgicas, ya que estas segundas suelen desarrollarse en entornos más controlados.

Las avulsiones pueden acarrear la separación anatómica completa o parcial de un miembro. Se ocasionan como consecuencia de actividades que impliquen fuerzas físicas como puede ser un placaje. Este tipo de desmembramiento a menudo va acompañado de hemorragia, shock y/o infecciones.

Las amputaciones quirúrgicas son más comunes, ya sean traumáticas o no traumáticas. Se le llaman traumáticas a aquellas que se realizan por fuerza y con carácter urgente como en casos de producirse un accidente de tráfico. Las amputaciones no traumáticas suelen estar planificadas y ser consecuencia de cáncer, defectos congénitos o problemas de circulación, que pueden ser resultado de enfermedades como aterosclerosis o diabetes.

La pérdida de una extremidad deriva en una nueva perspectiva a la hora de realizar actividades triviales del día a día. Se requiere una adaptación por parte del paciente que implicará tanto a su parte física como a su parte psicológica. No solo es necesario aprender de nuevo a realizar tareas sencillas que, con el nuevo contexto se tornan más complejas, sino que, además, será necesaria la aceptación de la situación. En la mayoría de los casos, se recurre a especialistas para ayudar en la asimilación. Las etapas comunes que suelen repetirse en los pacientes y sus relativos son: rabia o negación, depresión y aceptación.

Actualmente, las amputaciones son situaciones menos frecuentes que antes. Por ejemplo, en Estados Unidos la incidencia de amputaciones es inferior al 0,5% [1]. Sin embargo, se estima que se producirá un gran aumento global debido a la alta tasa de obesidad que puede acarrear aterosclerosis y diabetes.

Según muestra la siguiente figura, las amputaciones superiores más frecuentes se realizan por encima del codo o de la muñeca. Se eligen estos cortes porque permiten obtener un mejor resultado final.

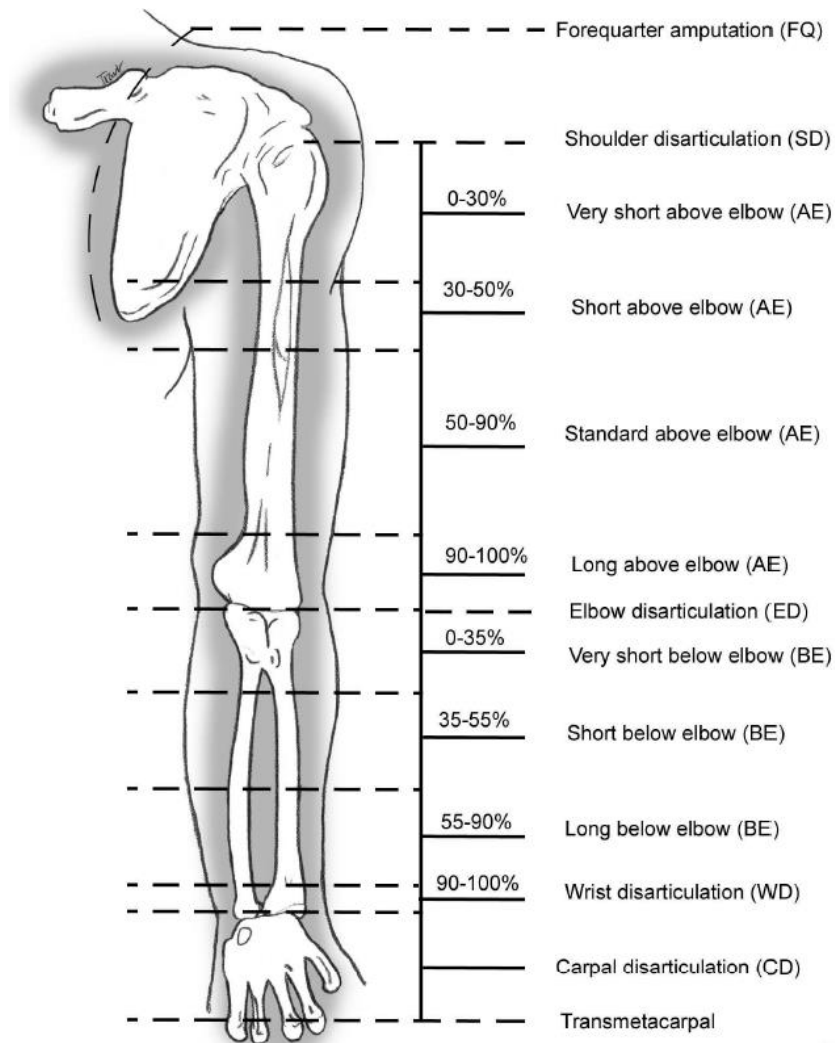


Figura 1-1. Porcentaje actual de amputaciones [2]

## 1.2 Solución al problema

Dadas las evidencias presentadas en el apartado anterior, no es de extrañar que hoy día, existan multitud de empresas e investigaciones cuya meta sea el diseño y fabricación de soluciones para este tipo de situaciones: prótesis.

A lo largo de los años se ha mejorado su desarrollo implicando a diferentes disciplinas como son la ingeniería y la medicina. Es común que cirujano e ingeniero tengan encuentros previos a la amputación quirúrgica con el fin de prever el estado anatómico final del paciente. Esto permite la implementación de una prótesis mejor adaptada a las necesidades previstas. La importancia de estos encuentros se plasma en las estadísticas: los pacientes de amputaciones traumáticas -sin planificación previa- quedan menos satisfechos con el resultado de sus prótesis que aquellos cuya situación favoreció el acuerdo entre ingeniero protésico y médico [3]. Esta satisfacción tiene una gran influencia positiva durante la rehabilitación y la estadística muestra que se reincorporan antes a todas sus actividades previas.



## 2 ESTADO DEL ARTE

---

*“The hand: its mechanism and vital endowments, as evidencing design”.*

*- Charles Bell (cirujano escocés), en 1833-*

Actualmente son muchos los grupos de investigación que pertenecen a instituciones públicas, así como departamentos de I+D+i del sector privado que se encuentran inmersos en la aplicación de la ingeniería a la biomedicina. En estos trabajos, se implican de manera colaborativa diversas áreas ingenieriles de conocimiento como pueden ser la electrónica, el control automático y la mecánica, buscando la mejora del estilo de vida humana.

Medicina e ingeniería se fusionan dando vida a la bioingeniería o ingeniería biológica<sup>1</sup> que posee diferentes ramas en las que profesionales de ambos ámbitos trabajan de manera cooperativa con un fin común. Entre sus aplicaciones se encuentran, por ejemplo: la Ingeniería genética, basada en la modificación genética del ADN; o la ingeniería biomédica<sup>2</sup>, cuya finalidad es el diseño y fabricación de soluciones de cara a mejorar el diagnóstico, el seguimiento y el tratamiento de pacientes. Esta última práctica engloba desarrollos de prótesis biocompatibles<sup>3</sup> con el cuerpo humano como pueden ser marcapasos, prótesis óseas, de cadera o extensiones de las extremidades humanas.

El proyecto actual se enfoca al diseño de prótesis. Por consiguiente, el estado de arte se focalizará en este tipo de soluciones. A continuación, se planea un recorrido a lo largo de la historia de estas “extensiones” del cuerpo humano, mostrando así la evolución que han sufrido en el tiempo.

### 2.1 Antecedentes

El concepto de prótesis nace debido a la necesidad del ser humano de reemplazar aquellas partes del cuerpo que, por diversas razones, se encuentran deformadas, parcial o completamente amputadas o no cumplen su función principal. Los primeros ejemplares emergen con el único objetivo de satisfacer especificaciones estéticas. Más tarde, comienzan a ganar cierta funcionalidad limitada gracias a las mejoras en herramientas y al mayor conocimiento en el tratamiento y uso de materiales.

Las férulas primeras de las que se tiene consciencia se cree que pertenecieron a los egipcios entre los años 2750 y 2625 antes de Cristo [4]. En Capua (Italia), se desenterró una pierna artificial en un yacimiento arqueológico que databa aproximadamente del 300 a.C. [5]. Sin embargo, los primeros escritos oficiales que hacen referencia a las prótesis comienzan en la época de los griegos, en torno al año 450 antes de Cristo, Heródoto escribió sobre un prisionero que escapó de sus cadenas corándose un pie; fabricándose más tarde un sustituto de este en madera. Del puño de un erudito romano, se sabe que un general de su pueblo perdió el brazo durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a.C.) [6]. Se le fabricó una mano de hierro para que pudiera sostener su escudo y volver a la batalla.

---

<sup>1</sup> Bioingeniería: “-también conocida como ingeniería biológica, ingeniería de sistemas biológicos o ingeniería biotecnológica- es una disciplina que apela a herramientas, métodos y principios de la ingeniería para el análisis de cuestiones vinculadas a la biología” [45].

<sup>2</sup> Ingeniería biomédica: “aplicación de los conocimientos en Ingeniería para apoyar las soluciones de los problemas en el área de la salud” [46].

<sup>3</sup> Biocompatibilidad: “ausencia de reacciones alérgicas, inmunitarias, etc., en el contacto entre los tejidos del organismo y algunos materiales” [47].

Durante la Alta Edad Media, el uso de las prótesis se volvió muy popular debido a las deformidades que sufría la sociedad y a las amputaciones a causa de las guerras [5]. La fabricación de estos artilugios se otorgó a comerciantes y, en particular, a relojeros cuando los sistemas de las prótesis se tornaban más complejos.

La primera prótesis que permitió una cinemática mayor llegó a principios del siglo XIV. Se trataba de una mano fabricada en hierro [5] [6]. El mecanismo, compuesto por una serie de resortes y correas en cuero, permitía adoptar diferentes posiciones manipulando los dedos manualmente con ayuda de la otra mano o de otra persona. Se fabricó para un mercenario alemán Gotz von Berlichingen. En este mismo siglo, vivió el considerado padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno. Al cirujano del ejército francés, Ambroise Paré [5], se le atribuyen prótesis cuyos sistemas permitían aumentar su control. Entre sus proezas se destaca una pata de palo flexible a la altura de la rodilla. Además, sustituyó el pesado hierro por otros materiales como cuero, pegamento y papel.

El control de la articulación de rodilla en prótesis fue mejorado por el londinense James Pott en 1800 [5]. Introdujo varios tendones de cable de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo consiguiendo un movimiento más natural. Este diseño fue fabricado, en primer lugar, para el marqués de Anglesey que perdió su pierna en la Batalla de Waterloo, por lo que la pierna pasó a apodarse “Pierna de Anglesey”.

También en este siglo, un alemán llamado Peter Beil [6] consiguió una prótesis de mano empleando cuero, polímeros naturales y madera. Además de la combinación de materiales, Beil aportó nuevos mecanismos para la transmisión de fuerza. Consiguió la apertura y cierre de los dedos de la prótesis mediante un accionamiento con el tronco y el hombro. La flexión del codo mediante una palanca vendría más tarde gracias al Conde Beafort. Dicha palanca sería accionada por el tórax. Las ideas de Beil y Beafort eran compatibles, de modo de permitían la unión de las dos en una misma prótesis.

No fue hasta 1912, cuando se introdujo el aluminio en las prótesis. Este material abrió un amplio abanico de posibilidades dada su naturaleza mecánica, ya que ofrecía más resistencia y era más liviano que el acero. Fue el ingeniero Charles Desoutter quien realizaría el primer ejemplar de pierna en aluminio para su hermano Marcel, un aviador que perdió su pierna tras un accidente de avioneta.

Más tarde en Alemania, gracias a Sauerbruch [6] nace la prótesis de movimiento activo. Se trató de una prótesis flectora del antebrazo. Su mecanismo permitía que la contracción muscular moviera la prótesis. La relación músculo-prótesis se consiguió mediante varillas de marfil que se introducían en los túneles cutáneos del brazo.

A mediados del siglo XX, se consigue controlar el accionamiento de las prótesis de manera activa con agentes externos al cuerpo. Esto ocurre por medio de sistemas de propulsión asistida, que implicaron la aparición de las prótesis eléctricas y neumáticas.

No es hasta 1960 cuando surge en Rusia la prótesis mioeléctrica. Este desarrollo puede presentarse como un avance de la prótesis de Sauerbruch, ya que también pretende el movimiento de la prótesis activado por el propio cuerpo humano. Sin embargo, la diferencia reside en el activador motriz. Mientras que en el primer caso se trataba de reproducir el movimiento de la mano con ayuda de las contracciones musculares, en este caso, se pretende llegar más lejos. Las prótesis mioeléctricas se activan mediante los impulsos generados por el cuerpo, que son los que a su vez generan esas contracciones musculares.

## 2.2 Desarrollos actuales

Hoy en día, los estudios realizados sobre prótesis cubren casi la mayor parte del cuerpo humano. Existen replazos para brazos y piernas como se comentaba en el apartado anterior, así como prótesis dentales, e incluso sustitutos de órganos internos como puede ser el marcapasos. El progreso en materiales, herramientas y metodologías a emplear permiten obtener soluciones mejor adaptadas a las necesidades de cada caso. A esto se le unen los avances clínicos, con los cuales se consiguen requerimientos médicos mejor especificados.

Los análisis de este sector se encuentran concentrados mayormente en Alemania, Francia e Inglaterra dentro del continente europeo. Por su parte, Estados Unidos y Japón también han mostrado interés en este tipo de desarrollos.

## 2.2.1 Análisis comparativo

Actualmente, las prótesis pueden clasificarse en cinco grupos en función de su modo de funcionamiento [6] [7]: mecánicas, eléctricas, neumáticas, mioeléctricas o híbridas. El soporte o método utilizado para su adaptación al cuerpo humano dependerá directamente del mecanismo seleccionado.

En el caso de las prótesis mecánicas de la mano, se requiere de arneses que incluirán cables, por ejemplo, como elementos de control. Su accionamiento se realiza por medio de otra articulación del cuerpo humano como puede ser el codo o el hombro. Este tipo de prótesis queda limitado por su poca funcionalidad, ya que en los mejores casos tan solo provee al paciente la capacidad de agarre mediante movimientos poco precisos.

Por el contrario, las prótesis eléctricas se sirven de servomotores habilitados por medio de interruptores para activar los motores eléctricos que permitirán el movimiento de la prótesis. Además de mejorar el control, este mecanismo puede llegar a ofrecer mayor precisión con ayuda de sensores. No obstante, la fabricación de este tipo de prótesis suele suponer un coste elevado. A esto se le suma la complejidad que usualmente presentan tanto su reparación como su mantenimiento, dado que suelen ser conjuntos mecánicos pseudo-herméticos.

En comparación con los dos tipos de prótesis ya mencionados, las que poseen un sistema neumático presentan mayor velocidad a la hora de realizar los movimientos y pueden proporcionar fuerzas más elevadas. Estos mecanismos hacen uso de compresores de fluido. Sin embargo, la neumática implica dispositivos de gran tamaño que van acompañados de un mantenimiento costoso y laborioso, al igual que en el caso anterior.

Las prótesis mioeléctricas basan su funcionamiento en el uso de motores eléctricos como en el caso de las prótesis eléctricas tradicionales. La diferencia reside en el método utilizado para controlar el movimiento. La adquisición de señales se hace mediante electrodos colocados en el propio organismo humano. De este modo, se posibilita el control de la prótesis con impulsos musculares. Además de ofrecer acabados más estéticos, este tipo de sistemas provee un grado superior de precisión y fuerza. Su núcleo central está generalmente conformado por sensores que permiten obtener la información de los impulsos musculares, motores con sus respectivas baterías, tarjetas electrónicas que permiten el procesamiento de datos y el control del resto de los componentes en base a la señal recogida entre otros dispositivos. Los desarrollos más recientes de este tipo de prótesis se diseñan para pacientes con amputaciones realizadas mediante una cirugía, con el fin de conseguir las terminaciones de nerviosas lo más limpias posibles. Algunos modelos permiten al usuario incluso captar sensaciones de temperatura y presión.

Por último, se tienen las prótesis híbridas que surgen de la combinación de los sistemas ya presentados en este apartado. Hoy en día, estas pueden considerarse las más utilizadas, ya que la sinergia de los diferentes mecanismos a utilizar permite resultados más satisfactorios.

## 2.2.2 Patentes y mercado

La primera patente americana de la prótesis mecánica de mano se encuentra bajo el nombre de James F. Mullen y data de 1970 [8]. En ella, se describe el funcionamiento mecánico de una prótesis de mano presentada en la Figura 2-1. El mecanismo de la prótesis lo conforman una serie de articulaciones que se accionan mediante los “tendones” de la mano simulados por cables (ver Figura 2-2). De este modo, Mullen consiguió una mano artificial con independencia en el movimiento de sus dedos, mejorando así la reproducción del movimiento haciéndolo más real. Además, Mullen quiso reproducir lo mejor posible la cinética conocida de la mano, consiguiendo incluso la rotación biaxial de la que el dedo pulgar está dotada.

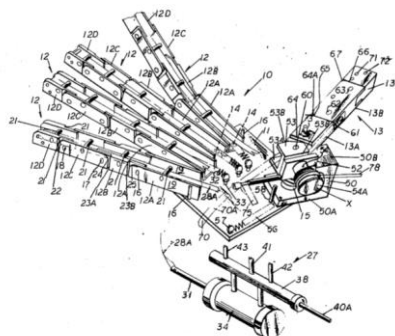


Figura 2-1. Mano mecánica de Mullen [8]

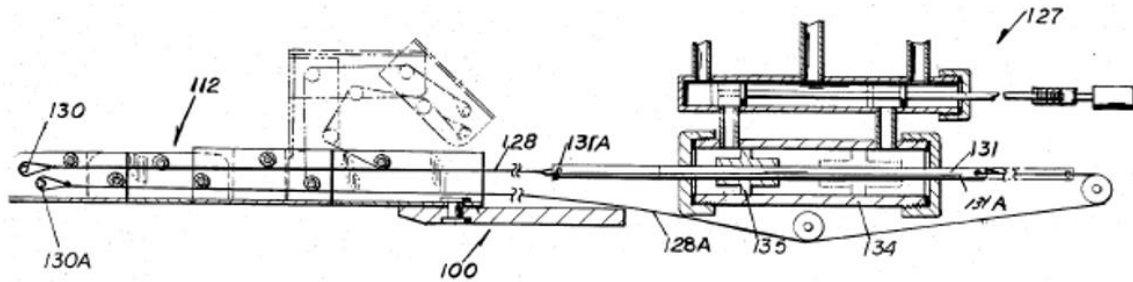


Figura 2-2. Sistema de articulación de Mullen [8]

En el año 1995 se patentaba otro sistema mecánico que reproduce el movimiento de la mano humana [9], aunque en este caso, se enfocó a una aplicación industrial. Se diseñó una mano mecánica multifuncional como herramienta de “pinza”. De este mecanismo, se destaca la rotación conseguida en los dedos. Como se muestra en la Figura 2-3, se basa en un tren de engranajes accionados mediante una palanca.

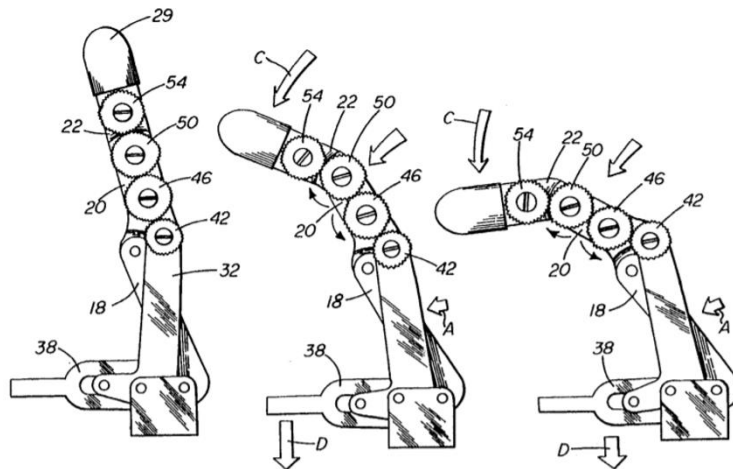


Figura 2-3. Subsistema rotatorio de mano mecánica multifuncional [9]

La Figura 2-4 muestra una prótesis de brazo cuya tecnología se basa en la combinación de la neumática y la eléctrica. Esta fue el resultado de un proyecto de investigación llevado a cabo por la Universidad de Vanderbilt en 2008 [10]. Con más de cuatro cilindros de compresión neumáticos y un conjunto de servomotores, el equipo de ingenieros consiguió el movimiento independiente de los dedos de la mano, así como la rotación de la muñeca.

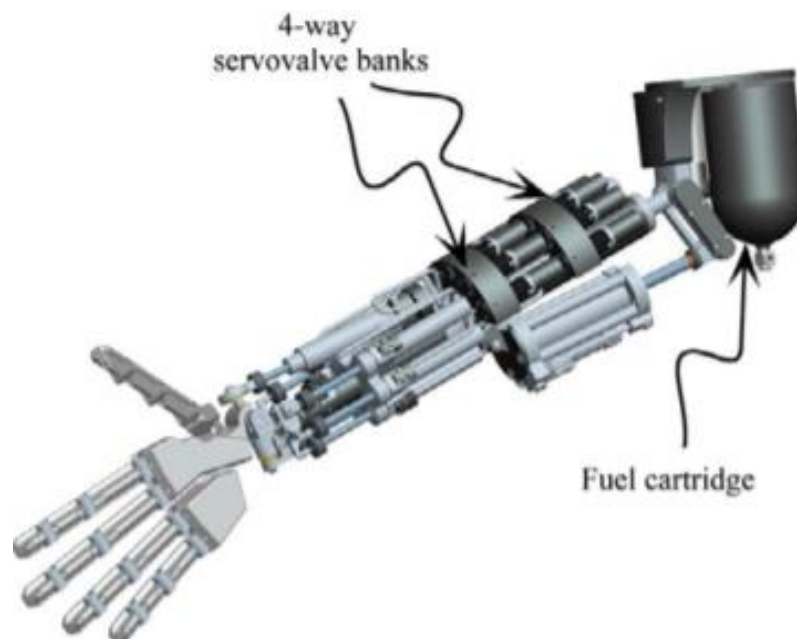


Figura 2-4. Brazo neumático desarrollado por la Universidad de Vanderbilt [10]

Otro ejemplo más reciente de mecanismos neumáticos es el mostrado en la Figura 2-5, desarrollado en 2018. Como se puede apreciar en la ilustración, la prótesis hace uso de un cilindro de gas de compresión por cada dedo. Su control está implementado a partir de señales obtenidas por medio de la electromiografía [11] procesadas, amplificadas, filtradas y traducidas para poder ser interpretadas por Arduino.

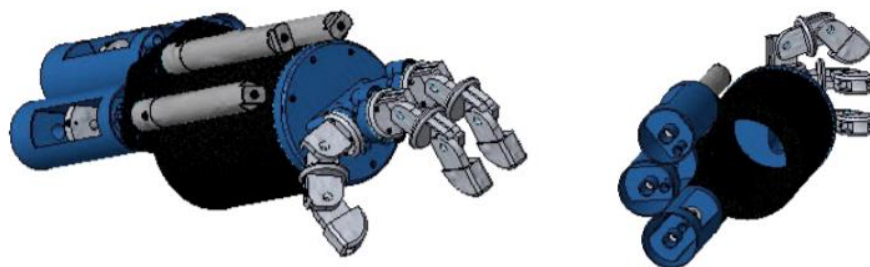


Figura 2-5. Prótesis neumática [11]

Existen incluso organizaciones que han conseguido productos bastante satisfactorios con un buen ratio calidad-precio. Una muestra de ello es la organización OpenBionics® [12] que está en el mercado oficialmente desde 2018. Además de ofrecer un funcionamiento completo, el acabado estético cubre todas las expectativas de los pacientes. Sobre la dinámica se destaca que el movimiento independiente de los dedos se ha conseguido por medio de servomotores. El dedo pulgar está provisto de libertad de rotación en el eje paralelo a los dedos y en su articulación propia. Se considera oportuno destacar que el botón que se aprecia en la Figura 2-6 en el dorso de la mano emite luz en relación con el estado de la batería del dispositivo indicando al usuario el nivel de energía del que aún dispone.

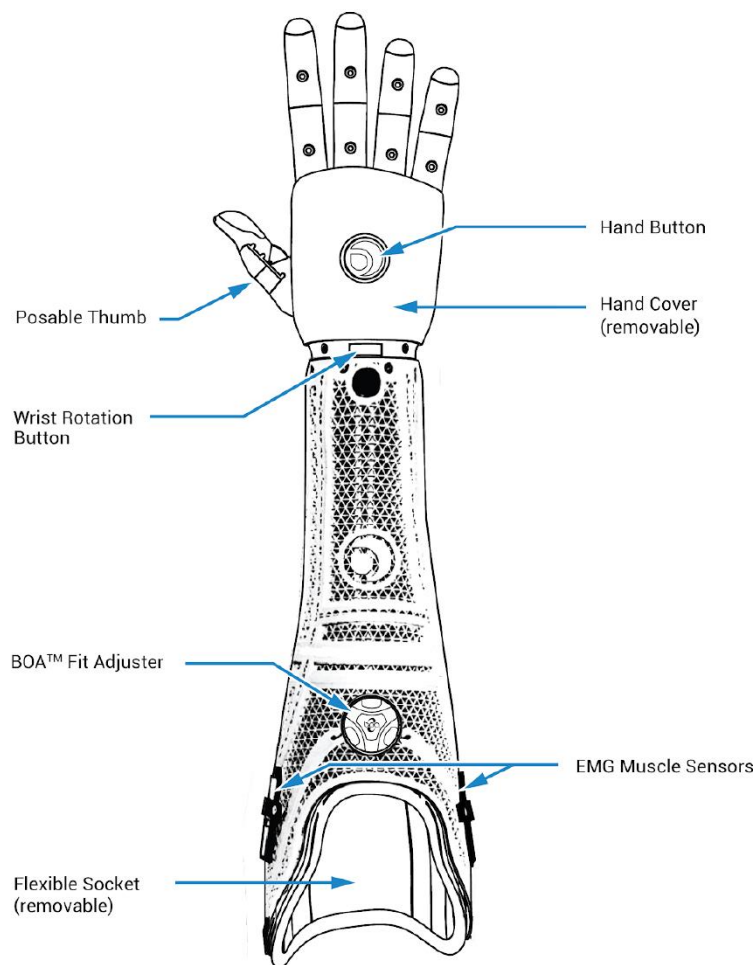


Figura 2-6. Brazo de OpenBionics® [12]

## 3 ANÁLISIS DE UNA MANO HUMANA

*“El arte de la vida está en enseñar a la mano”.*

*- E.V. Lucas (autor y crítico inglés)-*

Peese a no ser conscientes, cada movimiento que realiza la mano humana implica despertar a una cadena de músculos y huesos conectados entre sí, a través de los cuales, es posible la transmisión de dicho movimiento. Tan solo para accionar el dedo pulgar son necesarios nueve músculos y tres nervios. Por su parte, los huesos permiten mantener la estructura y rigidez del movimiento.

La capacidad de esta extremidad permite proezas que requieren gran precisión, como las que desempeñan joyeros y relojeros; así como, aplicar la fuerza necesaria para golpear una pelota con un bate de beisbol y lanzarla con una velocidad de 160 km/h.

El ser humano aprende de manera inconsciente a utilizar esta extremidad, que le da la oportunidad de interaccionar con el entorno que le rodea. Sin embargo, no se es realmente consciente de la complejidad de esta herramienta. La anatomía de la mano, conseguida como consecuencia de la evolución, se compone de veintisiete huesos, más de veinte músculos, más de cien ligamentos y un sinfín de nervios, además de las arterias y venas requeridas para el riego sanguíneo. De hecho, aproximadamente un veinticinco por ciento de la parte del cerebro dedicada al movimiento corresponde al control de la cinemática de estas extremidades.

De cara al diseño de la prótesis, es necesario comprender esta anatomía y todas las posibilidades que ofrece. Este capítulo pretende describir, de manera simple y breve, las partes que componen la mano, así como su cinemática.

### 3.1 Anatomía osteomuscular

En primer lugar, se considera conveniente definir las fronteras de la zona a estudiar, así como una nomenclatura para las diferentes partes que la componen y recordar algunos aspectos generales.

De acuerdo con la Real Academia Española, se considera “mano” aquella parte del cuerpo humano comprendida entre la muñeca y la punta de los dedos, ambos inclusive. En ella, se pueden diferenciar cuatro zonas principales: palmar, dorsal, distal y proximal; que se muestran en la Figura 3-1. Se suponen conocidos los nombres de todos y cada uno de los dedos que, en general, posee una mano. En esta memoria se hará referencia a ellos por sus nombres o por números del uno al cinco en el siguiente orden: pulgar, índice, corazón, anular y meñique.



Figura 3-1. Regiones de la mano

Durante el análisis y diseño de la prótesis, la situación y acción de los huesos se considerarán de cara a la estructura y rigidez. Por su parte, los músculos serán estudiados con más detalle, ya que su funcionalidad es permitir y transmitir el movimiento desde su origen hasta la punta de los dedos.

### 3.1.1 Arquitectura ósea

Como se ha comentado antes, la mano cuenta con veintisiete huesos que se pueden clasificar principalmente en tres grupos: los carpianos, los metacarpianos y las falanges [13].

El conjunto de huesos que se denominan carpianos es fronterizo con el antebrazo. Este sistema óseo está compuesto por ocho huesos que se dividen en dos filas [14]. Como se puede observar en la Figura 3-2, la fila proximal está articulada con el radio y el cúbito, a excepción del pisiforme que se encuentra en disposición palmar. El resto de huesos que conforman esta fila son el escafoides, semilunar (*Lunate*) y piramidal (*Triquetum*). La fila carpiana distal, formada por ganchoso (*Hamate*), hueso grande (*capitale*), trapezoide y trapecio se encuentra seguida por los huesos metacarpianos.

Los huesos metacarpianos les siguen, uno por cada dedo. El dedo pulgar cuenta, además, con dos huesos sesamoideos. Este tipo de huesos no es intrínseco a la mano, sino que se encuentran en otras zonas del cuerpo. Son huesos que actúan como poleas para los tendones en las articulaciones facilitando el movimiento.

Los últimos catorce huesos pertenecen a la familia de las falanges. Mientras que el dedo pulgar cuenta con dos elementos óseos de este tipo (primer y segunda falange), el resto de miembros de la mano posee una tercera falange.

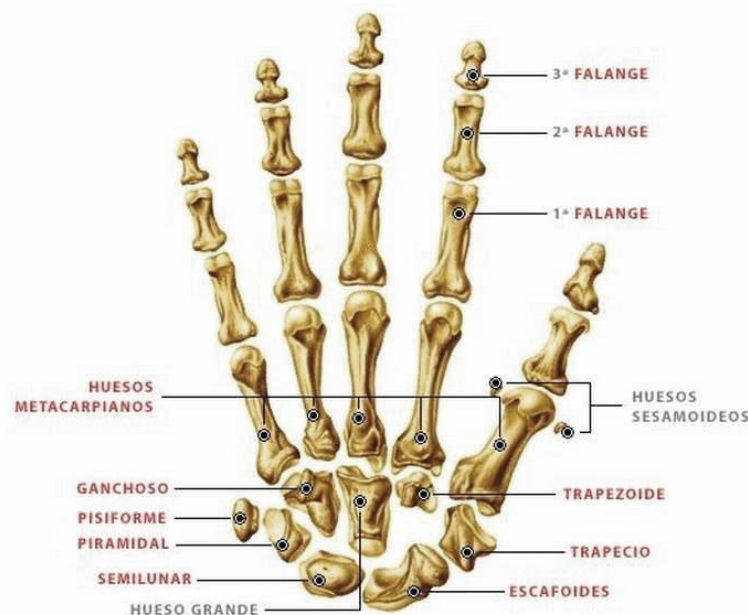


Figura 3-2. Estructura ósea. Formada por catorce falanges, cinco metacarpianos y ocho carpianos: escafoides, semilunar (*Lunate*) y piramidal (*Triquetum*), pisiforme por ganchoso (*Hamate*), hueso grande (*capitale*), trapezoide y trapecio [15]

Las falanges también reciben el nombre de proximales, medias y distales; siendo las primeras aquellas que se sitúan más cerca de los huesos metacarpianos y distales las que antes se han nominado como terceras falanges.

Las articulaciones óseas se encuentran reforzadas por ligamentos. Además, estos ayudan en la tarea de transmisión del movimiento y de la fuerza generados aguas arriba.

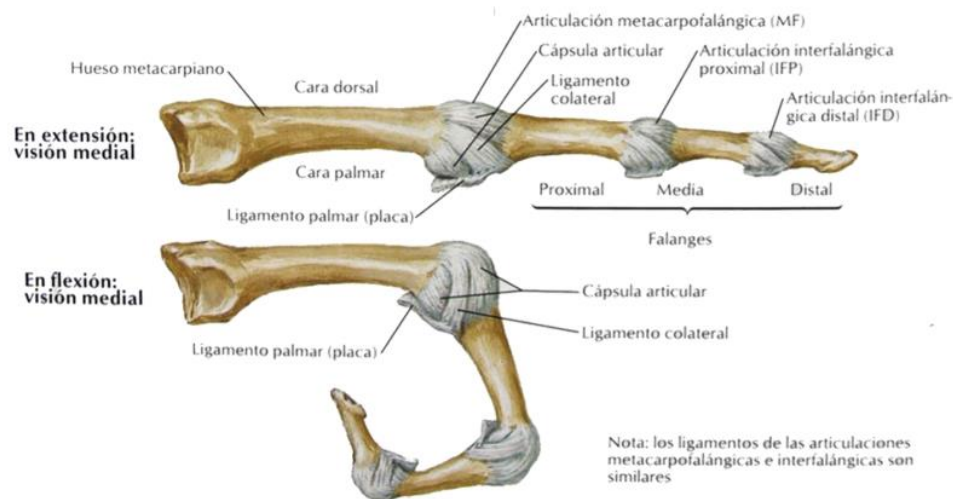


Figura 3-3. Articulaciones metacarpo-falangiana (MCF) e interfalángica (IF) [13]

### 3.1.2 Sistema muscular

Del conjunto muscular de la mano se conoce que no todos nacen en la misma, sino que encuentran su origen en otra zona. Sin embargo, su función es esencial para alcanzar el campo de posiciones de esta extremidad. Bajo la necesidad de distinguir aquellos músculos que nacen en la mano de aquellos que no, pero que participan en su movimiento, emerge la clasificación de los músculos intrínsecos y extrínsecos.

La cadena de músculos intrínsecos que permiten el movimiento de los dedos se clasifica en tres grupos fundamentalmente [13]. Dos de ellos tienen como función el control de la cinemática del pulgar y del meñique. Estos son, respectivamente, los músculos de las eminencias tenar e hipotenar. El resto son los llamados lumbricales e interóseos, cuyo cometido es accionar el resto de dedos de la mano.

Los músculos intrínsecos que se encargan del movimiento del pulgar, presentados en la Figura 3-4, son cuatro. Varios de ellos participan en los distintos movimientos del pulgar, que se exponen en la siguiente sección (3.4.2). El abductor corto permite tanto la abducción como la flexión del pulgar. El llamado oponente se acciona colocando el dedo pulgar en posición opuesta al resto. Por su parte, el músculo flexor corto tan solo ayuda en la flexión del dedo en cuestión. De forma equivalente, el aductor hace entrada cuando se realiza la aducción del pulgar.

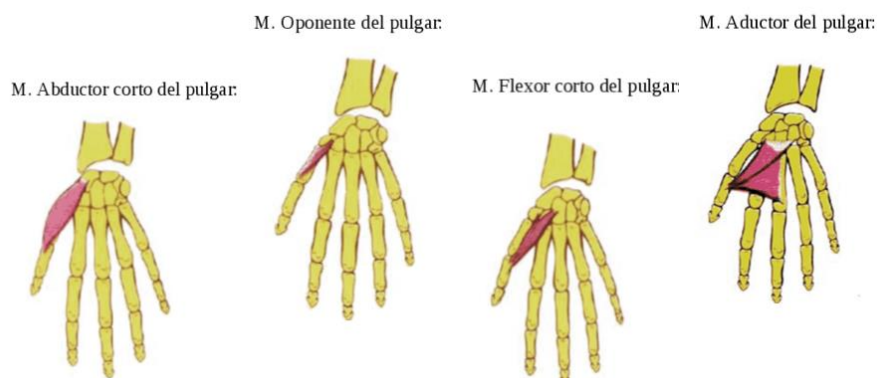


Figura 3-4. Músculos intrínsecos de la eminencia tenar: abductor corto (abd. pollicis brevis), oponente (op. pollicis), flexor corto (flex. pollicis brevis) y abductor (abd. pollicis) [16] (modificado)

Del mismo modo que el caso anterior, el movimiento del dedo meñique también requiere de cuatro músculos intrínsecos mostrados a continuación (Figura 3-5). De este conjunto, cabe destacar el músculo del palmar cutáneo cuyo accionamiento es involuntario.



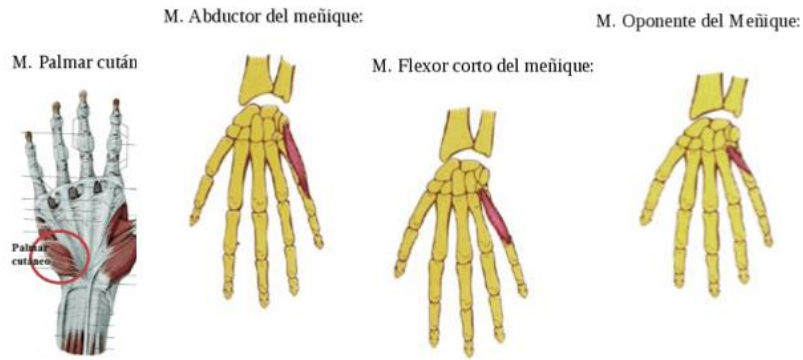


Figura 3-5. Músculos intrínsecos de la eminencia hipotenar: palmar cutáneo, abductor (abd pollicis), flexor corto (flex. pollicis brevis) y oponente (op. pollicis) [16] (modificado)

Por último, en la región media palmar se pueden encontrar los músculos lumbricales e interóseos palmares y dorsales. Estos permiten el movimiento de los dedos centrales de la mano (índice, anular y corazón).

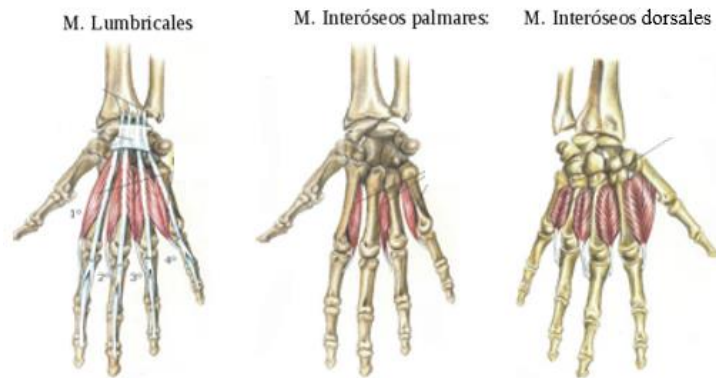


Figura 3-6. Músculos intrínsecos de la región media de Palma: lumbricales, interóseos palmares y dorsales [16] (modificado)

Como se comenta al inicio esta sección, los músculos intrínsecos por sí solos no serían capaces de conseguir el movimiento completo de las manos. Consecuentemente, son necesarios los músculos extrínsecos de los cuales se destacarán los mostrados en la Figura 3-7. Para la abducción del pulgar, además de los señalados antes, deben accionarse su abductor largo y su extensor corto. Este último, junto con el extensor largo, hacen posible la extensión del susodicho. Equivalentemente, el meñique también necesita un extensor propio para realizar este movimiento. El músculo cubital posterior actúa como extensor y aductor de la mano. Por último, para permitir la extensión de las falanges y de los metacarpianos, se tiene el extensor común de los dedos.

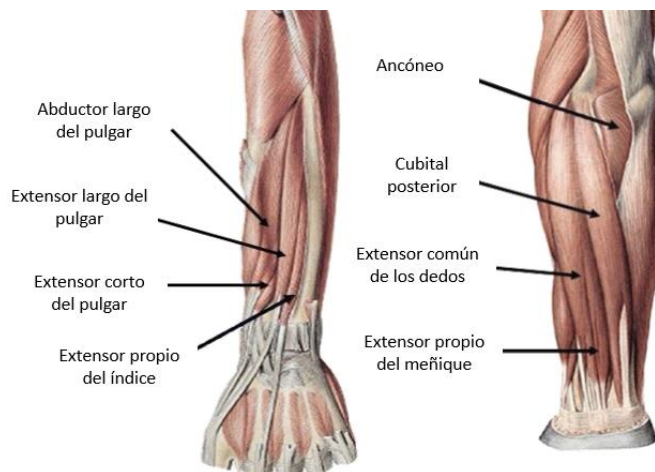


Figura 3-7. Músculos extrínsecos de la mano: abductor largo del pulgar, extensores corto y largo del pulgar, extensores propios del índice y del meñique y extensor común de los dedos. [13] (modificado)

### 3.2 Unidades óseas de movimiento

De la estructura ósea explicada más arriba se sabe que mientras algunos huesos participan activamente en el movimiento de la mano, parte de la arquitectura constituye un conjunto estático [14]. Así, es posible establecer la clasificación de los huesos funcionalmente en unidades móviles y fijas. Esta unidad sin movimiento se compone de los huesos carpianos y los huesos metacarpianos de la zona palmar de los dedos índices y corazón (ver Figura 3-8). Alrededor de este conjunto central, se mueven las unidades dinámicas. De estas, se identifican principalmente tres: el rayo del pulgar, el rayo del índice y el conjunto formado por el resto de elementos óseos de la mano.

- El rayo del pulgar.

Esta es la unidad que mayor grado de libertad presenta. Esto ocurre porque, aunque resistente, la articulación proximal de este dedo es lo suficientemente laxa como para permitir mayor rango de movimiento. Este rayo se compone por el metacarpiano de este dedo y sus dos falanges (ver Figura 3-8). Esta unidad está accionada por los cuatro músculos intrínsecos mostrados en la Figura 3-4 y cuatro extrínsecos (extensor largo, extensor corto, abductor largo y flexor largo del pulgar).

- El rayo del índice.

Este está formado por las tres falanges del índice (ver Figura 3-8). Para cambiar su posición, requiere de sus interóseos palmar y dorsal y del primer lumbrical. Además de estos músculos intrínsecos, necesita de cuatro músculos extrínsecos: extensores propio y común del índice y flexores profundo y superficial para el susodicho. Cabe mencionar que este dedo cuenta con mayor flexibilidad de movimiento que el resto de los dedos que poseen tres falanges, ya que su articulación metacarpo-falangiana permite un rango más amplio de su balanceo lateral.

- Metacarpos del meñique y del anular junto con las falanges de los dedos meñique, anular y corazón (ver Figura 3-8).

Este conjunto tiene una capacidad de movilidad más reducida que las dos unidades anteriores. Participa fundamentalmente en trabajos de agarre y de manipulación de objetos.

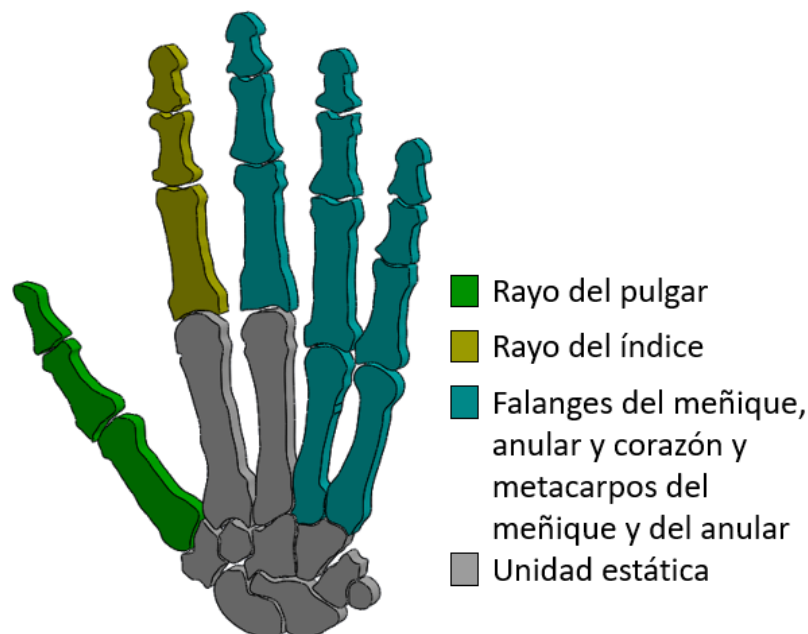


Figura 3-8. Unidades óseas de la mano fijas y móviles. Elaboración propia en SolidWorks®

### 3.3 Funcionamiento muscular

Los músculos forman parte del llamado tejido blando del cuerpo humano. Generan movimiento y trabajo mecánico mediante su contracción, que es consecuencia de los impulsos nerviosos. No todos los músculos son controlados de manera consciente por el ser humano.

Aquellos músculos que se mueven por acción del sistema nervioso autónomo sin intervención consciente del ser humano reciben el nombre de músculos lisos y se encuentran en las paredes internas de nuestro cuerpo. Los músculos cardíacos activan de manera involuntaria las paredes de las diferentes cavidades del corazón. Aunque se guardan bastante similitud con los lisos, no se consideran dentro de la misma clasificación. Presentan una conductividad y una excitabilidad mucho mayor que la que poseen los músculos lisos, cuya contracción es más lenta.

Al accionar de manera voluntaria el cuerpo por medio del sistema nervioso somático, el ser humano está activando los músculos esqueléticos. Estos recubren los huesos y se unen a estos mediante tendones. Este mismo sistema es el encargado de enviar la información percibida por los nervios (temperatura, dolor, presión, etc.) al cerebro. Los músculos esqueléticos están formados por una serie de fibras que, a su vez, se siguen dividiendo como muestra la siguiente figura:

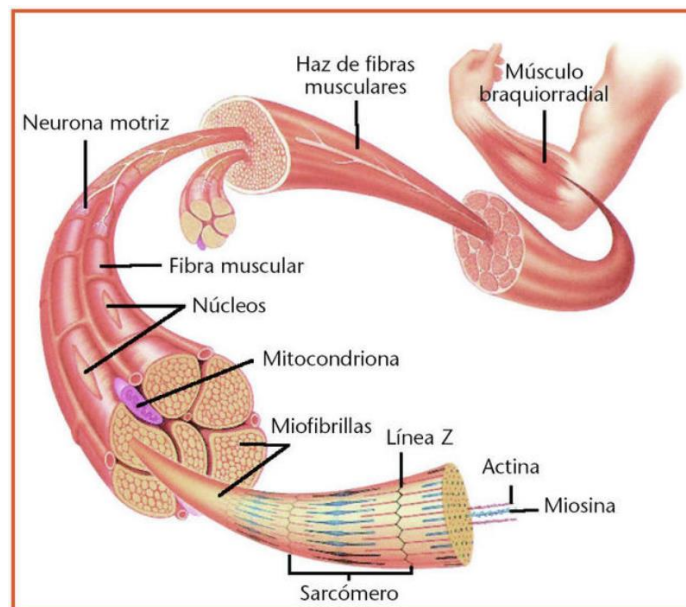


Figura 3-9. Anatomía muscular [17]

La contracción y relajación muscular se produce por la interacción de las proteínas actina y miosina. El músculo se encuentra en reposo cuando otras dos proteínas -troponina y tropomiosina- bloquean esta interacción. El desbloqueo se da con el desplazamiento de estas dos últimas proteínas. Esta configuración se desencadena tras la liberación de iones de calcio ( $\text{Ca}^{++}$ ) por parte de los impulsos nerviosos provenientes del cerebro. Esto permite la formación de puentes entre la miosina y la actina desplazándose las microfibras y produciendo la contracción muscular deseada.

### 3.4 Cinemática de la mano

Esta última sección anatómica presenta una definición de la cinemática de la mano. El alcance definido para este análisis cinemático abarca muñeca y dedos de la mano.

#### 3.4.1 Giros de la muñeca

Gracias a esta articulación la mano aumenta en gran medida la posibilidad de sus movimientos y posiciones. La muñeca cuenta con tres grados de libertad (GDL) que equivalen a tres rotaciones [2] [18].

La primera rotación encuentra su eje paralelo al antebrazo. Esta rotación recibe el nombre de pronación (P) si la

mano se gira en sentido antihorario y de supinación (S) si ocurre en sentido horario. Esta rotación está limitada, es decir, no tiene los 360° de giro. Su alcance abarca aproximadamente la mitad (ver Figura 3-10). El siguiente eje de rotación se define perpendicular al primero y coplanar. Esta rotación da lugar a la Flexión y Extensión (F/E) de la muñeca. Se considera flexión si, colocado el brazo en un plano horizontal con la palma de la mano hacia abajo, la mano gira hacia abajo. Consecuentemente, la extensión será el giro en sentido opuesto (ver Figura 3-11). Al igual que la primera rotación, esta presenta un giro limitado de menos de 180°. La última rotación da lugar a la Abducción y Aducción (Ab/Ad) de la mano. Su eje de rotación es perpendicular a los otros dos previamente definidos. Es una rotación que no aporta una funcionalidad relevante a la mano. Apenas alcanza los 45° de giro (ver Figura 3-11).

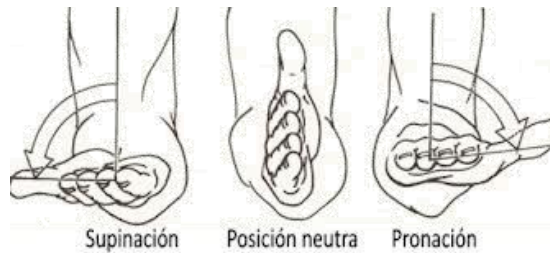


Figura 3-10. P/S de la muñeca [19]

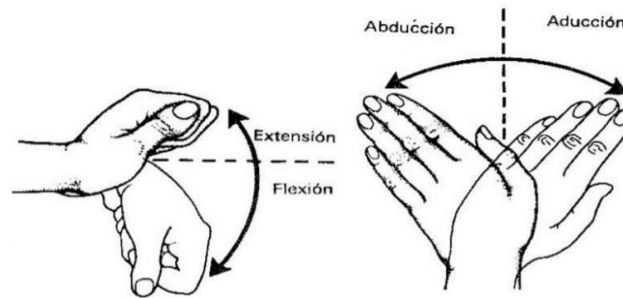


Figura 3-11. E/F (izq.) y Abd/Ad (drcha.) de la muñeca [18]

### 3.4.2 Articulaciones de los dedos

Son un total de 25 los GDL que permiten el libre movimiento de los dedos de la mano. Estos grados de libertad se corresponden con los giros que las articulaciones óseas permiten de manera limitada.

Comenzando la descripción de los movimientos desde la zona distal hasta la proximal, todas las articulaciones interfalángicas distales (IFD), así como las proximales (IFP) (ver Figura 3-3) poseen un grado de libertad asociado a la Flexión y Extensión (F/E). Cabe recordar que, el dedo 1 o pulgar solo tiene un tipo de articulación interfalángica.

Las articulaciones metacarpofalángicas presentan tres tipos de giros cada una. Sin embargo, el movimiento de P/S se suele despreciar por ser de carácter pasivo. Los otros dos grados de libertad están asociados a los movimientos de F/E y Abd/Ad como se muestra en la Figura 3-12.

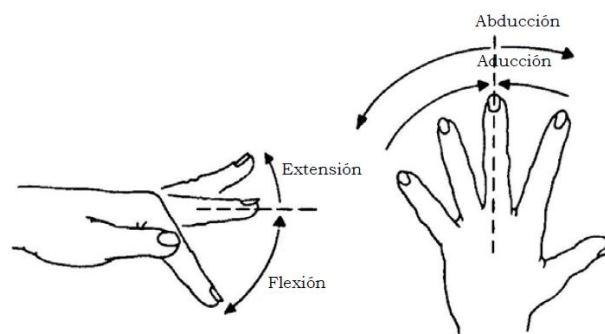


Figura 3-12. Articulaciones metacarpofalángicas: E/F (izq.) y Ab/Ad (drcha.) de los dedos [19]

Por último, los 6 GDL restantes se corresponden con los movimientos de F/E y Ab/Ad de las articulaciones

metacarpo-carpianas de los dedos 1, 4 y 5 (pulgar, anular y meñique), ya que este tipo de articulaciones pueden considerarse inmóviles para los dedos índice (2) y corazón (3).

A continuación, se presenta una tabla resumen (ver Tabla 3-1) que recoge el estudio cinemático expuesto en este apartado.

Dedo	Articulación	Movimiento	GDL
2	IFD	F/E	1
3	IFD	F/E	1
4	IFD	F/E	1
5	IFD	F/E	1
1	IFP	F/E	1
2	IFP	F/E	1
3	IFP	F/E	1
4	IFP	F/E	1
5	IFP	F/E	1
1	MCF	F/E y Abd/Ad	2
2	MCF	F/E y Abd/Ad	2
3	MCF	F/E y Abd/Ad	2
4	MCF	F/E y Abd/Ad	2
5	MCF	F/E y Abd/Ad	2
1	MCC	F/E y Abd/Ad	2
2	MCC	N/A	0
3	MCC	N/A	0
4	MCC	F/E y Abd/Ad	2
5	MCC	F/E y Abd/Ad	2
			25

Tabla 3-1. GDL de la mano

Son estos GDL los que permiten los movimientos de pinza o agarre que hacen de la mano una herramienta tan versátil y práctica para el ser humano. Cabe destacar el gran movimiento del que el dedo pulgar disfruta (Figura 3-12), ya que el movimiento de oposición otorga al ser humano una identificación única dentro del reino animal.

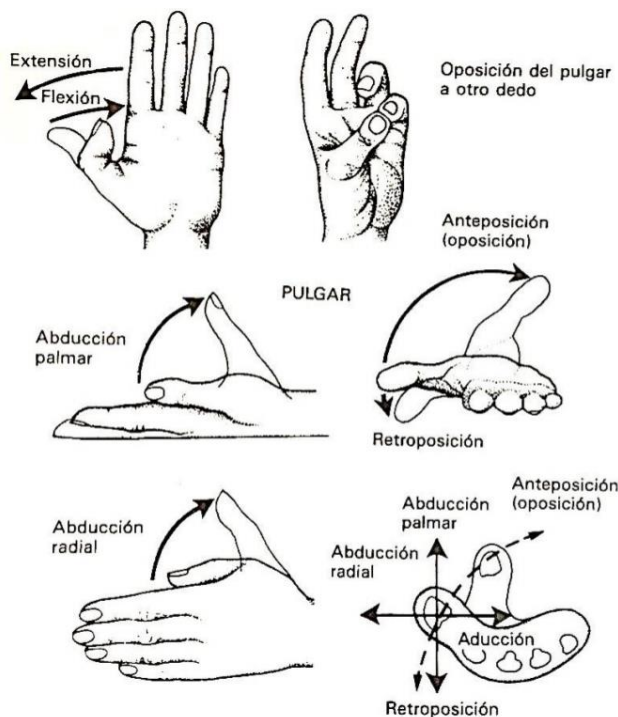


Figura 3-13. Cinemática del pulgar muñeca [18]

### 3.5 Función motora

Las principales funciones de la mano engloban el agarre de objetos. Este agarre puede darse de diferentes maneras ya sea para sujetar o levantar peso. El tipo de agarre depende del peso y geometría de lo que se desea coger. Se espera de la prótesis resultante de este proyecto que sea capaz de realizar estas acciones. Teniendo este objetivo, es necesario conocer los diferentes tipos de agarre. Los principales que se pueden destacar son:

- Prensa digital: implica el uso del índice y del pulgar. Es un agarre que ofrece más precisión y menos fuerza. Se usa para el manejo de pequeños objetos. La fuerza ejercida durante este agarre dependerá directamente de la fuerza dactilar<sup>4</sup>. Existen tres tipos de pinza pulgodigital en función de cómo se unan los dedos implicados: termino-terminal, subterminal y subterminal lateral.

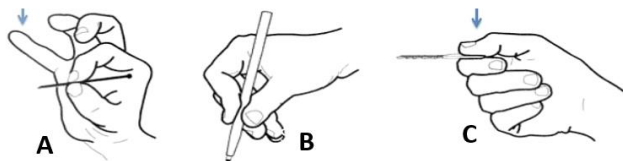


Figura 3-14. Tipos de pinza pulgodigital: termino-terminal (A), subterminal (B) y subterminal lateral (C) [20](modificado)

- Prensa digito-palmar: se da en un estrechamiento de manos, durante el transporte de bolsas de la compra o exprimiendo un limón. Durante el mismo, intervienen la palma de las manos y los dedos. Mientras que los dedos del dos al cinco participan activamente, el pulgar juega un papel de apoyo.

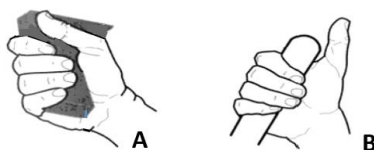


Figura 3-15. Agarre digito-palmar: completo (A) e incompleto (B) [20] (modificado)

- Prensa pluridigital: en este agarre entran en juego todas las falanges haciendo presión sobre el objeto que se esté manejando. La palma de la mano no toca el objeto. Un claro ejemplo de su uso puede ser al coger una taza o el transporte de una bolsa de la compra.



Figura 3-16. Pinza pentadigital [21] (modificado)

- Prensa de gravedad: el ejemplo más representativo es el levantamiento y transporte de una bandeja como se muestra en la siguiente figura:



Figura 3-17. Prensa de gravedad [21] (modificado)

<sup>4</sup> Fuerza dactilar: fuerza realizada por las falanges distales.

## 4 REQUISITOS DE DISEÑO

*“¡Si quieres que deje de hablar, átame las manos!”*

*- Auguste Rodin (escultor francés)-*

La concepción, en general, no es trivial, sino que es el resultado de una cadena secuencial de decisiones que deben de estar basadas en un pensamiento crítico. La toma de decisiones es una tarea de mucha responsabilidad, que influye de manera significativa en el logro o fracaso del proyecto. Del mismo modo, deben estar acompañadas de justificaciones sólidas, apoyadas en demostraciones u otros proyectos de la misma índole, si es posible.

El objetivo principal del diseño es claro: definir un producto eficiente para los clientes a los que vaya dirigido y competitivo dentro de un mercado. Asimismo, su fabricación debe ser rentable para el proveedor. Estas metas forman parte de los llamados requerimientos generales del producto, necesarios para asegurar la viabilidad del proyecto de diseño. Además, se espera del producto que cumpla ciertos requisitos definidos por los interesados a los que va enfocado. Por ello, es de crucial importancia la recolección de estos requerimientos y su posterior traducción a especificaciones técnicas. Solo de esta manera, se podrán implementar de manera física.

Adicionalmente a los requerimientos generales y técnicos, son de obligatorio cumplimiento aquellos relacionados con la salud y seguridad de las personas. Se requiere la garantía de que el producto no será perjudicial para nadie en ningún momento. Por consiguiente, es imprescindible asegurar que el cliente no sufrirá ningún daño con su uso, e incluso que su fabricación no supone un riesgo para el equipo de manufactura.

Este apartado recoge los requerimientos que se han tenido en cuenta en el diseño y desarrollo de la prótesis de la mano. Para ello, se usarán de base los conocimientos anatómicos expuestos en el capítulo anterior y la experiencia recogida en el estado del arte. Por último, se quiere destacar que, aunque se hayan separado en subsecciones, a menudo los factores o requisitos de diseño están interrelacionados unos con otros.

### 4.1 Naturaleza del producto

La prótesis debe ser identificada como una mano útil al final de su concepción. Consecuentemente, debe atender a los aspectos que, de manera más evidente, identifican a la mano humana. Tamaño, forma y apariencia física son algunos de los factores que se describen en esta sección.

Aunque el resultado final no sea exacto, debe de aproximarse a la realidad. Se debe de tener en cuenta que este producto no es una máquina mecánica más que se instalará en una planta industrial. Sino que, por el contrario, se trata del remplazo de una parte del cuerpo humano, que una persona llevará todo el tiempo que le sea necesario. Considerando este hecho, la parte estética cobra cierta importancia, ya que se debe satisfacer las necesidades del cliente final. Se espera que la prótesis, además de cumplir las funcionalidades de la extremidad, le de confianza en sí mismo al cliente, ofreciéndole una solución que cumpla con sus expectativas en cuando a la apariencia final.

#### 4.1.1 Dimensiones

Las dimensiones deben de ser coherentes de cara al cliente para el que se diseña la prótesis. En ese caso, se elige de muestra a una mujer de 25 años y de tamaño medio (1.68 m de altura y 60 kg de peso). Se tomarán las longitudes de las falanges de la mano izquierda, así como diversas medidas tanto frontales como laterales. Estas servirán como parte de un predimensioamiento inicial que posteriormente se mejorará estéticamente tomando más medidas sobre la muestra.

El resto de dimensiones orientativas se muestran en la siguiente Figura 4-1, donde las medidas de 9, 10, 10'5 y 11 cm se corresponden con la longitud que va desde la base de la mano hasta la primera falange de los dedos meñique, anular, índice y corazón respectivamente. Como se indica en la figura, todas las medidas están

expresadas en milímetros.

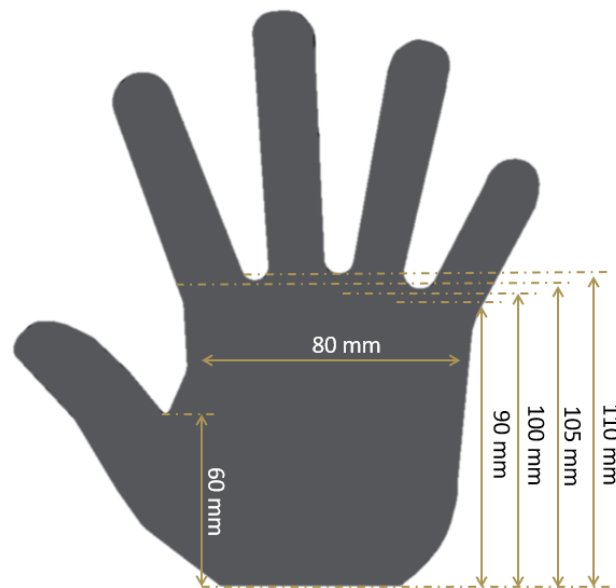


Figura 4-1. Dimensiones orientativas de la mano. Elaboración propia en SolidWorks®

Como las prótesis mostradas en el Estado del arte, la prótesis debe de incluir un mecanismo para mantenerse sujeta al cuerpo humano por sí sola. Para ello, se requiere identificar el muñón al que debe de adaptarse. Por consiguiente, es conveniente hacer un breve análisis sobre el tipo de amputaciones.

Teniendo en consideración que las amputaciones superiores más frecuentes se realizan por encima del codo o de la muñeca como se muestra en la Figura 1-1. El alcance de la prótesis desarrollada durante este proyecto incluirá el conjunto mano y muñeca, dejando excluido el grado de libertad de rotación que presenta el codo.

#### 4.1.2 Peso de la prótesis

El peso es un factor importante, ya que, si no es el adecuado puede provocar problemas de desequilibrios a niveles musculares que podrían desencadenar contracturas, inflamaciones y otros síntomas de la misma índole a largo plazo.

Por ello, es necesario que la prótesis ni exceda el peso de la mano ni sea demasiado liviana. En general, el peso de la mano se encuentra entre un 0.01 y un 0.007 % del peso total del cuerpo, pero es variable en casos extremos que quedan excluidos en esta consideración.

#### 4.1.3 Estética

Como se ha comentado con anterioridad, la apariencia de la prótesis debe asemejarse a la de una mano real. Para ello, los principales factores a analizar serán forma, color y textura. La forma se relaciona directamente con las dimensiones dadas en un apartado previo. El color y la textura estarán estrechamente relacionados con el material de la cubierta final de la prótesis.

La forma final debe acercarse a la mostrada en la Figura 4-1. El color de la prótesis dependerá de la pigmentación de la piel que el cliente o paciente presente. Para el prototipo a diseñar en este proyecto se fijará el color final de la prótesis de acuerdo con la siguiente paleta mostrada en la Figura 4-2. Se buscará un color del tono apelado “*WARM IVORY*” (posición 1,3 en la matriz de colores mostrada en dicha figura). La textura se definirá como suave y elástica.





Figura 4-2. Paleta de colores representativos de la piel humana [22]

## 4.2 Marco legal

La calidad de los productos está regulada por ciertas legislaciones según en la región en la que se quiera comercializar. Existen normas de carácter general. Sin embargo, no serán las únicas. De acuerdo con la naturaleza del producto, será requisito fundamental atenerse a una directiva legal de obligado cumplimiento.

Concretamente en España, la organización que rige la normativa de los productos sanitarios es la Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios (AEMPS). Dentro de la clasificación hecha por la AEMPS, la prótesis de mano será un producto de categoría *9-Instrumentos reutilizables* y dentro de la misma, de clase o genérico: *Instrumental y prótesis de prueba* [23]. En consecuencia, debe de cumplir los requisitos descritos en la directiva de dispositivos médicos: *93/42/EEC Medical devices directive (MDD)* [24]. Para poder comercializar el producto, además de cumplir con los requisitos ya mencionados, debe ser una empresa autorizada la que certifique que ciertamente se alcanzan los requerimientos. La institución ENAC puede ser esa entidad de certificación, ya que posee las certificaciones EN ISO/IEC 17021 [25].

## 4.3 Mantenimiento

De cara a aumentar la fiabilidad y uso de un producto, sus reparaciones, revisiones y limpieza deben de estar permitidos y facilitarse en la medida de lo posible. Además, en el caso que atañe a este documento, dado que es un producto que estará en contacto con la piel del paciente de manera permanente durante su uso, debe de garantizarse su correcto funcionamiento y deberá de tener un mínimo de mantenimiento y revisiones a lo largo de su vida útil. Por consiguiente, la prótesis no puede ser un conjunto mecánico completamente hermético.

## 4.4 Condiciones ambientales

El producto debe soportar rangos de temperatura, humedad y presión atmosférica normales durante su uso. Es decir, mientras estos factores no superen situaciones extremas, no pueden ser causa de un mal funcionamiento ni deterioro del producto.

Se considerarán temperaturas normales de uso las comprendidas en el rango  $[-5, 50]^{\circ}\text{C}$ . El producto deberá ser resistente al agua.

## 4.5 Movimiento

Según su definición, las prótesis deben al menos cubrir la funcionalidad básica del miembro reemplazado. Por ello, la cinemática no contemplará el movimiento completo descrito en la sección 3.4. El movimiento debe ser voluntario. Esto requiere la captación de los impulsos nerviosos del paciente y su posterior traducción para accionar los servomotores que generarán el movimiento en la prótesis.

En el caso de la muñeca, tan solo se trabajará con el movimiento de F/E, ya que la P/S realmente se produce gracias a los músculos del antebrazo. La cinemática de la prótesis a diseñar no abarcará la Abd/Ad. En lo relativo a la mano en sí, se considerará solo F/E y no en todas las articulaciones. Quedando el análisis de GDL como se

muestra a continuación en la Tabla 4-1.

El análisis deja un total de 15 GDL para las articulaciones de los dedos, que junto con el grado de libertad correspondiente a la F/E de la muñeca suman un total de 16 GDL. Estos *pares cinemáticos* se parametrizarán como *pares de rotación* según la definición dada por la *Teoría de Mecanismos y Máquinas* clásica.

Estos GDL permitirán manipular objetos mediante el uso de la pinza pulgodigital subterminal, la palma-digital -tanto completa como incompleta- y la pluridigital (ver apartado 3.5). No se contempla la función de prensa lateral de los dedos, este tipo de pinza es comúnmente usada a la hora de coger un cigarrillo.

Dedo	Articulación	Movimiento	GDL
2	IFD	F/E	1
3	IFD	F/E	1
4	IFD	F/E	1
5	IFD	F/E	1
1	IFP	F/E	1
2	IFP	F/E	1
3	IFP	F/E	1
4	IFP	F/E	1
5	IFP	F/E	1
1	MCF	F/E y Abd/Ad	2
2	MCF	F/E	1
3	MCF	F/E	1
4	MCF	F/E	1
5	MCF	F/E	1
			15

Tabla 4-1. GDL de la prótesis a diseñar

Para reproducir estos movimientos de F/E tanto en las articulaciones de los dedos como en la de la muñeca se hará uso de pares cinemáticos de rotación. Estas articulaciones tendrán sus ejes de rotación paralelos al eje X según se aprecia en la imagen. El único dedo que tendrá un movimiento no paralelo al plano YZ será el dedo 1 o pulgar debido a su Abd/Ad.

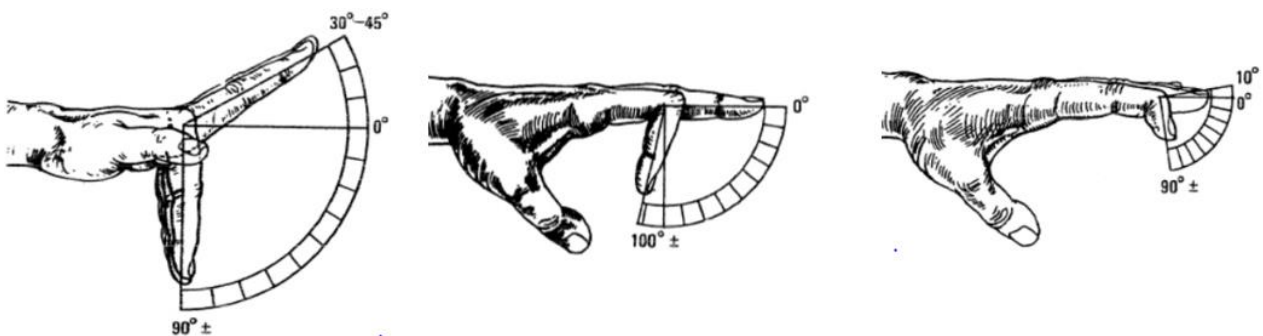


Figura 4-3. Ángulos de los dedos [26]

Además de solo tener en cuenta los movimientos de flexión y extensión en los dedos, también se limitará su rango de giro. La Figura 4-3 muestra los ángulos que alcanzan las articulaciones de los dedos. La prótesis poseerá un tope que no le permitirá realizar los movimientos de extensión superiores a los 0°.

Para simplificar el diseño y la monitorización del brazo robótico, se disminuirá el número de GDL definidos en la Tabla 4-1. Los ángulos de giro de cada una de las articulaciones interfalángicas y metacarpofalángicas de los dedos 2, 3, 4 y 5 serán proporcionales entre sí. De este modo, actuando sobre uno de los pares de rotación se accionarán los demás. Esta propiedad de proporcionalidad de los ángulos de giro también se aplicará al dedo pulgar obteniendo de este modo mecanismos subactuados en cada uno de ellos. Por consiguiente, cada dedo contará con un solo GDL disminuyendo los 16 previamente identificados a 6 GDL.

Con el mismo objetivo, se descartan los movimientos de abducción tanto radial como palmar del pulgar, quedando tan solo la flexión y extensión y la oposición con el fin de realizar movimientos de pinza y agarre. Así mismo, para obtener un accionamiento similar al del resto de los dedos, se busca tener un solo grado de libertad, es decir, relacionar los movimientos de F/E y oposición. Se buscará que estos dos movimientos sean consecutivos para un mayor control.

## 4.6 Condiciones mecánicas

Como mejora frente a otras prótesis presentadas en el Capítulo 2 de este documento (sección 2.2), se pretende que la prótesis final de este proyecto posea ciertos sensores que incrementen la calidad las señales sensoriales del paciente. El alcance de estas señales abarcará presión y temperatura, mejorando así la percepción del medio.

Consecuentemente, el sensor de temperatura debe de contemplar en su rango útil de medición las condiciones normales de temperatura presentadas en el apartado 4.4 ( $[-5, 50]^\circ\text{C}$ ).

Por su parte, se requiere un sensor de fuerza cuyo rango contemple la fuerza dactilar que es capaz de ejercer el dedo real. La Tabla 4-2 recoge el promedio de fuerza dactilar de cada uno de los dedos. Viendo los valores presentados, el sensor debe de tener un rango de medición de 0 a 5 N. Esta fuerza dactilar permitirá el tipo de agarre pulgodigital descrito en el apartado 3.5.

Dedo	D1	D2	D3	D4	D5
Promedio de fuerza [N]	[0.4 – 3.2]	[0.8 - 3.8]	[0.7 – 3.7]	[0.6 - 3.6]	[0.7 – 2.3]

Tabla 4-2. Promedio de fuerza dactilar de los dedos [27] [28]

De acuerdo con la ratificación española del Convenio 127 -relativo al peso máximo de la carga que puede ser transportada por un trabajador- adoptada por la OIT (Organización Internacional del Trabajo) en su 51ª reunión celebrada el 7 de Junio de 1967 [29], “el peso máximo transportado manualmente por una mujer debe ser considerablemente inferior al que se admite para trabajadores adultos de sexo masculino”. La OIT fijó esta carga máxima en 55 kilogramos [30]. Atendiendo a estas pautas, se establece un peso máximo de 10 kg para una mujer adulta a levantar entre las dos manos. Consecuentemente, la prótesis debe ser capaz de levantar la mitad de este peso (5 kg) como prensa palma-digital incompleta o tetradigital, ya que son los agarres que admiten más carga. Teniendo otro tipo de agarre, la carga máxima debe de ser menor. Además, se debe de tener en cuenta que la carga se reparte de manera desigual por la superficie de la mano. En el caso del agarre tetradigital se distribuye por los dedos índice, corazón, anular y meñique, con el 20,2%, 25,8%, 37,8% y 16,2% del peso total de la carga respectivamente [31].

También se han realizado varios estudios sobre la distribución de carga durante un agarre palma-digital completo. Según muestran estos estudios, esta distribución de carga dependerá en mayor medida del volumen del objeto que del peso propio de este [32]. La Tabla 4-4 recoge los datos de distribución de presiones de un análisis de esta índole con un agarre tipo prensa palma-digital que utiliza siete cilindros de distintos pesos y diámetros. La Figura 4-4 presenta la situación de los 17 sensores utilizados. Las características de estos cilindros se recogen en la Tabla 4-3.

Cilindro	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7
Diámetro (mm)	35	50	50	50	50	65	90
Peso (g)	469	193	469	780	1117	469	469

Tabla 4-3. Caracterización de los cilindros del ensayo [32]

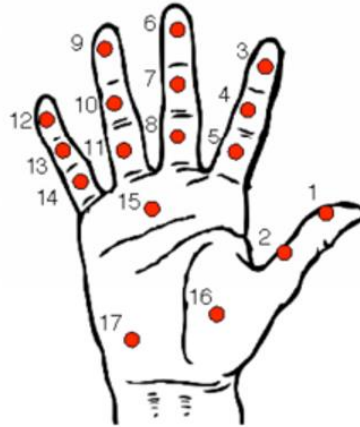


Figura 4-4. Situación de los sensores (izq) y caracterización de los cilindros del ensayo (drcha) [32]

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7
S1	3.1	12.4	11.6	12.2	8.4	21.4	32.9
S2	7.5	11.4	10.1	9.8	8.5	10.3	8.7
S3	2.1	3.7	5.1	3.9	4.1	5.4	5.2
S4	2.3	2.0	2.6	2.5	2.5	1.3	0.5
S5	6.1	3.8	3.3	3.5	3.8	2.5	1.7
S6	5.4	5.1	7.2	6.6	8.3	6.7	6.6
S7	2.6	1.7	1.4	1.5	1.7	0.9	0.5
S8	2.2	1.2	1.3	1.0	0.9	0.4	0.1
S9	7.5	8.3	7.8	9.0	8.6	8.5	9.9
S10	0.7	0.0	0.9	1.4	1.6	1.0	0.4
S11	0.0	0.0	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
S12	13.3	12.4	10.9	13.0	11.7	13.4	12.5
S13	3.1	3.1	3.8	3.6	3.6	3.6	5.6
S14	3.5	3.5	2.9	2.5	2.1	2.0	2.0
S15	17.5	17.1	19.2	17.1	14.7	13.0	9.1
S16	14.4	7.2	5.4	7.0	11.3	3.9	1.7
S17	7.5	6.2	5.4	5.6	7.2	4.7	1.6

Tabla 4-4. Análisis de distribución de carga en pinza palma-digital [32]

Los datos mostrados en la Tabla 4-4 son porcentajes de la fuerza media de agarre obtenida durante el ensayo en cada medida por los sensores. Estas fuerzas de agarre obtenidas con cada uno de los cilindros son las siguientes:

Cilindro	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7
Fuerza de agarre media (N)	52.56	27.06	34.68	42.87	49.42	36.1	23.8

Figura 4-5. Fuerzas medias de agarre en cada uno de los ensayos con los diferentes cilindros

## 4.7 Operación

La prótesis dispondrá de una batería para alimentar todo el sistema. Por comodidad para el paciente, esta será extraíble con el fin de recargarse o remplazarse por otra. Al ser extraíble y fácilmente intercambiable se puede seleccionar una batería de menos duración y menor tamaño, lo cual es bastante crítico dada las dimensiones del producto.

Se plantea la utilización de un guante de silicona que funcione como protector del producto. Debe estar abierto en las extremidades de los dedos para evitar la interferencia con los sensores que se quieren colocar. Además de la protección, este guante tiene como objetivo mejorar la estética y textura del producto, reproduciendo mejor la piel de una mano real.

Hoy en día, el uso de las pantallas táctiles están más que normalizado. Por ello, cabe de espera que la prótesis sea funcional también en este ámbito. Debe disponer de una interfaz en el extremo de la falange distal que le permita al paciente la utilización de pantallas táctiles como si de sus huellas reales se tratase.

## 4.8 Proceso de fabricación

El objetivo de la fabricación es obtener una sola unidad de cada pieza. Dado el bajo número de piezas a fabricar y su variedad, el proceso de fabricación óptimo es la fabricación aditiva.

La fabricación aditiva o por adición, comúnmente conocida como impresión 3D, es una tecnología actualmente en auge que consiste en la producción de nuevas piezas depositando capas del material según el modelo diseñado mediante un programa de modelado en el ordenador. Ofrece una gran flexibilidad y es la opción perfecta para pequeñas series intermitentes de producción. Este tipo de fabricación permite obtener piezas más personalizadas y con mayor nivel de detalle. Además, disminuye el tiempo de producción manual, ya que tan solo sería necesaria la supervisión durante la *impresión* de la pieza y no requiere tratamientos intermedios, más allá de la reposición de material si fuese necesario. -La reposición de material durante una impresión conlleva problemas en la fabricación, obteniendo una pieza con problemas, no perfecta-.

Este proceso de fabricación conlleva una limitación en el proceso de selección del material. Si bien es cierto que no todos los materiales son compatibles con este tipo de impresión, este proceso de fabricación está en auge y cada vez se ofrecen más materiales compatibles.

Además de influir en el material, el proceso de fabricación también determinará las dimensiones mínimas posibles de las piezas, que dependerán del extrusor de la impresora 3D.

## 5 DISEÑO DE DETALLE

---

“La vida es lo que se toca”.

- Montero González (periodista de EL PAÍS), em 2018-

**T**ras la identificación de los requerimientos, es necesaria su traducción en especificaciones técnicas para su posterior implementación en el proyecto. Las soluciones dadas para el cumplimiento de estos requerimientos estarán basadas en análisis críticos cuyo desarrollo está contenido en el siguiente capítulo. Además, las decisiones serán contrastadas con estudios previos dentro del mismo sector.

Este apartado recoge el trabajo tangible del proyecto: el diseño en detalle de la prótesis. Dicha concepción precisará de ciertas fases con el objetivo de conseguir un proceso de diseño eficiente. Comenzando por la *síntesis estructural* en la cual se identificarán el tipo de elementos (*síntesis de tipo*) y los grados de libertad (*síntesis de número*) del mecanismo. A continuación, deben de determinarse las dimensiones significativas y la posición inicial del conjunto. Este es el objetivo de la *síntesis dimensional*, que engloba la generación de funciones, movimiento y trayectorias del mecanismo.

Con el objetivo de simplificar estos análisis, se realizarán por subconjuntos (donde un subconjunto puede estar determinado por un solo dedo o la muñeca) previo a su combinación global.

### 5.1 Matriz de trazabilidad

Asegurar el cumplimiento de requerimientos a través de las especificaciones técnicas es un trabajo arduo. No solo es necesario encontrar solución a todos los requisitos, sino que, además, estas soluciones de diseño deben ser compatibles entre sí. De manera que su sinergia concluya un producto factible. Es por ello muy importante tener presente todos los requerimientos a la vez.

Con este objetivo de cumplir todos los requerimientos se plantea un ejercicio de trazabilidad en el que el resultado será una tabla que recoge los principales requerimientos y la especificación técnica, así como el apartado o apartados de este capítulo en el que se incluirá la solución final.

Título del requisito	Tipo del requisito	Especificación técnica de diseño	Solución de diseño
1. Forma y escala	Dimensiones	El plano del producto debe respetar las medidas orientativas de la dadas en el apartado 4.1.1.	Modelo 3D
2. Alcance	Dimensiones	La prótesis debe englobar movimientos de mano y muñeca.	Cinemática
3. Textura	Estética	La cubierta de la prótesis debe ser similar a la textura de la piel.	Material
4. Color	Estética	La cubierta de la prótesis debe ser de color “ <i>WARM IVORY</i> ” (ver Figura 4-2).	Material
5. Peso	Peso	El peso de la prótesis debe encontrarse entre el rango [0.01, 0.007] % del peso total del cuerpo del paciente.	Material / Modelo 3D
6. Revisiones y limpieza	Mantenimiento	El conjunto mecánico final debe permitir su revisión interna, es decir, deberá ser semihermético.	Diseño
7. Temperatura	Condiciones ambientales	El producto debe trabajar correctamente con valores de temperatura que se encuentren entre los -5 y 55 °C.	Material
8. Resistencia al agua	Condiciones ambientales	El producto debe soportar cierta humedad. (No sumergible).	Material
9. Cinemática	Movimiento	El movimiento de la prótesis debe contemplar los factores ya descritos en la sección 4.5 (6 GDL).	Cinemática
10. Fuerza dactilar	Condiciones mecánicas	La prótesis debe permitir un garre de pinza aplicando las fuerzas dactilares recogidas en la Tabla 4-2	Dinámica
11. Carga máxima	Condiciones mecánicas	La prótesis debe soportar las cargas máximas descritas en 4.6.	Dinámica
12. Pantalla táctil	Operación	La prótesis debe permitir el uso de pantallas táctiles	Modelo 3D
13. Funcionalidad	Condiciones mecánicas	La prótesis poseerá sensores de presión y temperatura	Componentes
14. Funcionalidad	Condiciones mecánicas	El sensor de temperatura deberá funcionar correctamente en el rango de temperatura: [-5, 55] °C.	Componentes
15. Funcionalidad	Condiciones mecánicas	El sensor de presión debe trabajar correctamente en el rango de fuerzas entre los 0 y 5 N.	Componentes
16. Funcionalidad	Operación	Los servomotores elegidos deben ser compatible con el resto del montaje a nivel de dimensiones.	Componentes
17. Funcionalidad	Condiciones mecánicas	La batería debe de durar un mínimo de 6 horas y alimentar todos los componentes electrónicos debidamente	Componentes
18. Fabricación	Proceso de fabricación	La fabricación aditiva debe ser admisible por el producto	Material

Tabla 5-1. Trazabilidad requisito-especificación-solución

## 5.2 Diseño del mecanismo

El principal objetivo de la síntesis del mecanismo<sup>5</sup> es la definición del comportamiento global del mecanismo dada una posición inicial. Durante esta etapa se identifican los elementos que lo compondrán, así como las conexiones entre los mismos. Lo cual implica un análisis cinemático. Para ello, se tendrán en cuenta las especificaciones del tipo *movimiento* recogidas en la Tabla 5-1.

En cada uno de los apartados se seguirá el siguiente guion: dedos 2, 3, 4 y 5, dedo 1 o pulgar y muñeca.

### 5.2.1 Método de accionamiento

La intención es accionar los dedos de la prótesis mediante cables que simularán ser los tendones. Dado que los giros de las articulaciones interfalángicas estarán relacionados entre sí, se ha planteado una prótesis con menos grados de libertad. En consecuencia, el mecanismo no requerirá de tantos tendones como una mano real.

Al igual que ocurre en cualquier articulación del cuerpo humano, serán necesarias dos cables para los movimientos de flexión y extensión. Los cables por lo tanto serán opuestos y deberán tener un recorrido similar con el objetivo de evitar roturas durante el funcionamiento de la prótesis como resultado de fuerzas de tracción no soportadas. Además, su flexibilidad debe ser limitada a fin de que transmitan correctamente el movimiento deseado. Estos cables poseerán uno de sus extremos fijo en la falange proximal, mientras que el otro se encontrará fijo en una bobina conectada al motor que generará el movimiento en un sentido u otro en función del lado al que gire. Dado que la carrera de los cables de flexión y extensión no será la misma, se utilizarán dos bobinas distintas con diferentes diámetros. La relación de diámetros vendrá dada por la relación entre estas carreras utilizando la ecuación de arco de circunferencia:

$$L = 2\pi R \frac{\alpha}{360}$$

Donde R es el radio de la bobina y  $\alpha$  el ángulo de giro de esta.

En un primer momento, se planteó la idea de que el extremo del cable se encontrase en la falange distal. Sin embargo, se ha situado en la falange proximal con el fin de disminuir su carrera reduciendo el gradiente de recorrido entre actuadores flexor y extensor. Además, esta elección permite un diseño más sencillo del resto de falanges ya que no es necesario prever el camino del cable hasta la falange distal.

En el caso de la muñera, dado que el movimiento de F/E no requiere de gran precisión o velocidad, se opta por un accionamiento más simple consecuencia de un conjunto corona-tornillo sin fin.

### 5.2.2 Síntesis estructural

Los elementos que se emplearán en el mecanismo serán del tipo barra y se unirán mediante pares de rotación. A continuación, se presenta el esquema cinemático que reproducirá el movimiento de los dedos 2, 3, 4 y 5 de manera simplificada.



Figura 5-1. Situación del mecanismo del dedo índice -análogo para los dedos 3, 4 y 5.

<sup>5</sup> Síntesis de mecanismo: es el proceso por el cual se define el tipo de mecanismos para la solución de un problema. La síntesis comienza con definición de las posiciones que se desean reproducir. El resultado de la aplicación de este análisis es la geometría y las dimensiones del mecanismo a diseñar.



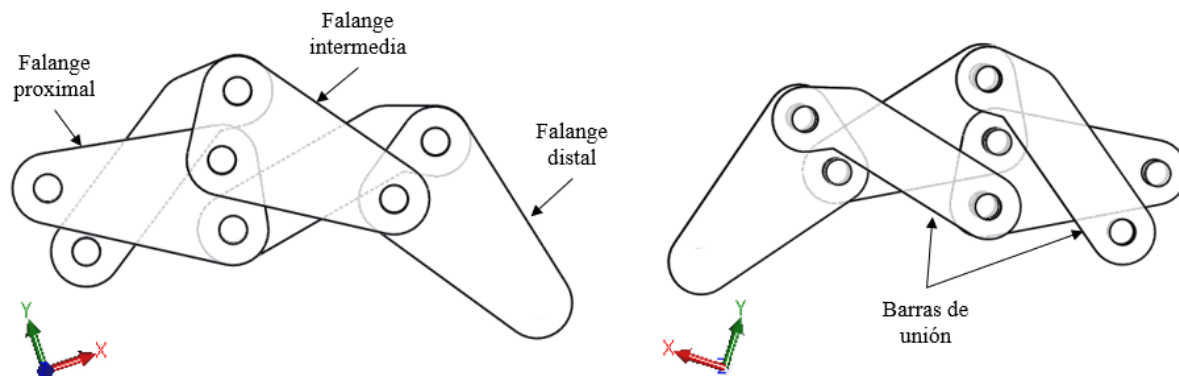


Figura 5-2. Esquema de mecanismo simplificado del dedo 2. Elaboración propia en SolidWorks®

En la Figura 5-2 pueden apreciarse los elementos del mecanismo: tres barras de forma triangular que equivaldrán a las tres falanges; así como dos barras más cuya funcionalidad es la de conseguir los giros proporcionales entre las falanges. Una de las barras de unión sirve de enlace entre las falanges distal y proximal, mientras que la segunda conecta la falange intermedia con la base de la mano. El mecanismo mostrado es la combinación de un sistema cuatro barras (ver Figura 5-3) y una diada del tipo R -dos barras unidas mediante un par de rotación que no aumentan los grados de libertad del mecanismo global-. Este sistema permitirá un agarre con mayor precisión y fuerza.

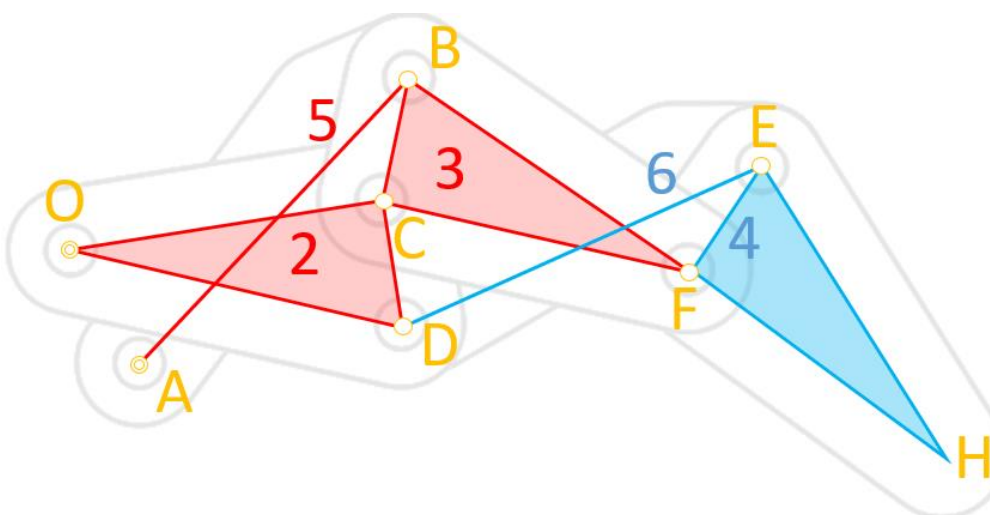


Figura 5-3. Mecanismo simplificado de los dedos 2, 3, 4 y 5. Elaboración propia en SolidWorks®

El sistema cuatro barras formado por las barras 1, 2, 3 y 5 está representado en rojo, mientras que la diada (barras 4 y 6) se presenta en azul. El número de GDL se determina con ayuda de la Ecuación de Grübler representada a continuación:

$N + (G + 3) + 2t + 6q + 12p + \dots = T + 2Q + 3P$  Siendo G el número de grados de libertad y N el número total de barras en el mecanismo. Las letras t, q y p representan los pares cinemáticos ternarios, cuaternarios y pentario respectivamente. De manera análoga T, Q y P son los números de barras ternarias, cuaternarias y pentarias según la *Teoría de máquinas y mecanismos* clásica. Teniendo un total 6 barras (contando una barra adicional que equivale a la base de la mano, inmóvil desde el punto de vista de este mecanismo) de las cuales dos son ternarias (2 y 3, ver Figura 5-3) y 7 articulaciones binarias se obtiene un grado de libertad, tal y como se requiere según las especificaciones dadas.

El mecanismo utilizado para el dedo pulgar será equivalente al mostrado.

El mecanismo que reproduzca el movimiento de la muñeca será más simple, ya que se trata de tan solo una articulación. Constará de dos barras y un par de rotación entre las mismas. Lo cual se traduce en un grado de libertad tras aplicar la ecuación de Grübler.

### 5.2.3 Síntesis dimensional

Este segundo apartado de diseño tiene como objetivo identificar las dimensiones del mecanismo por medio de

la síntesis de generación de funciones.

La síntesis de generación de funciones pretende relacionar los movimientos de las barras que conforman el mecanismo. Lo primero será identificar las coordenadas de las cadenas de movimiento, así como sus parámetros, mostrados todos en la Figura 5-4. Una vez realizada esta identificación, es necesario conocer la barra de entrada y la de salida que dependerá del modo de accionamiento que tenga la prótesis.

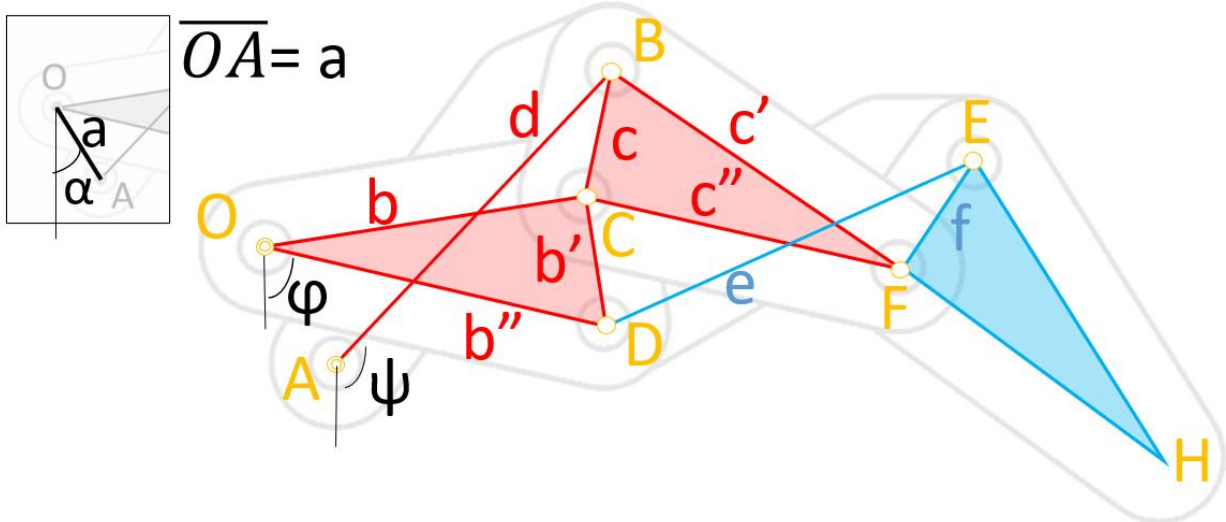


Figura 5-4. Submecanismo de los dedos 2, 3,4 y 5

Las dimensiones a tener en cuenta para el análisis del mecanismo 4 barras son  $a$ ,  $b$ ,  $c$  y  $d$ . El movimiento de las barras que conforman la diada depende de las dimensiones de las barras ternarias:  $b'$ ,  $b''$ ,  $c'$  y  $c''$  (ver Figura 5-4). Los ángulos de entrada y salida del mecanismo cuatro barras son respectivamente  $\varphi$  y  $\psi$ . El ángulo  $\varphi$  depende del accionamiento que se realice con el cable de flexión. El ángulo  $\alpha$  definido en el detalle de la figura será una constante dada.

Los mecanismos cuatro barras suelen requerir entre 2 y 5 puntos de precisión o posiciones, que se estudian mediante la ecuación de Freudenstein mostrada más abajo. Este análisis de movimiento permite obtener una función que relaciona el valor del ángulo de salida con el ángulo de entrada, todo ello de manera dependiente con las dimensiones del mecanismo.

$$\cos(\varphi - \psi) = k_1 \cos(\psi - \alpha) - k_2 \cos(\varphi - \alpha) + k_3$$

Donde las constantes  $k_1$ ,  $k_2$  y  $k_3$  son:

$$k_1 = \frac{a}{b}; k_2 = \frac{a}{d} \text{ y } k_3 = \frac{a^2 + b^2 + d^2 - c^2}{2bd}$$

Esta ecuación ayuda a prever las posiciones y dimensiones del mecanismo cuatro barras y la diada. Se fijan tres posiciones dándoles valor a los ángulos  $\varphi$ ,  $\psi$  y  $\delta$ , donde este último es el ángulo que forman la falange distal y el plano horizontal. El análisis es realizado en el programa de cálculo Matlab® que utiliza lenguaje M. El código resultante se encuentra adjunto en el

. Se monta un sistema de ecuaciones donde las incógnitas son las constantes  $k_1$ ,  $k_2$  y  $k_3$ . Los datos de entrada son los ángulos de las posiciones estimadas:  $(\varphi_1, \psi_1, \delta_1)$ ,  $(\varphi_2, \psi_2, \delta_2)$  y  $(\varphi_3, \psi_3, \delta_3)$ . Estas se fijan en función de la trayectoria deseada del dedo. El sistema matricial resultante es el siguiente:

$$\begin{bmatrix} \cos(\psi_1 - \alpha) & -\cos(\varphi_1 - \alpha) & 1 \\ \cos(\psi_2 - \alpha) & -\cos(\varphi_2 - \alpha) & 1 \\ \cos(\psi_3 - \alpha) & -\cos(\varphi_3 - \alpha) & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} k_1 \\ k_2 \\ k_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_1 - \psi_1) \\ \cos(\varphi_2 - \psi_2) \\ \cos(\varphi_3 - \psi_3) \end{bmatrix}$$

Obtenidos los valores de las constantes  $k_1$ ,  $k_2$  y  $k_3$ , se estima el valor de una de las 4 dimensiones del cuatro barras ( $a$ ,  $b$ ,  $c$  y  $d$ ) para obtener las demás utilizando las expresiones que definen las constantes. Las dimensiones de la diada se calculan en base al dimensionamiento del cuatro barras dándole a la barra binaria de forma triangular formada por los vértices E-F-H (ver Figura 5-5) los valores de las longitudes de la barra ternaria B-C-D (ver Figura 5-4). Sabiendo esto, se encuentra el vértice E como la intersección de dos circunferencias cuyos centros son los vértices F y H y sus radios son  $f$  y  $f'$  respectivamente:

$$(E_x - H_x)^2 + (E_y - H_y)^2 = f'^2$$

$$(E_x - F_x)^2 + (E_y - F_y)^2 = f^2$$

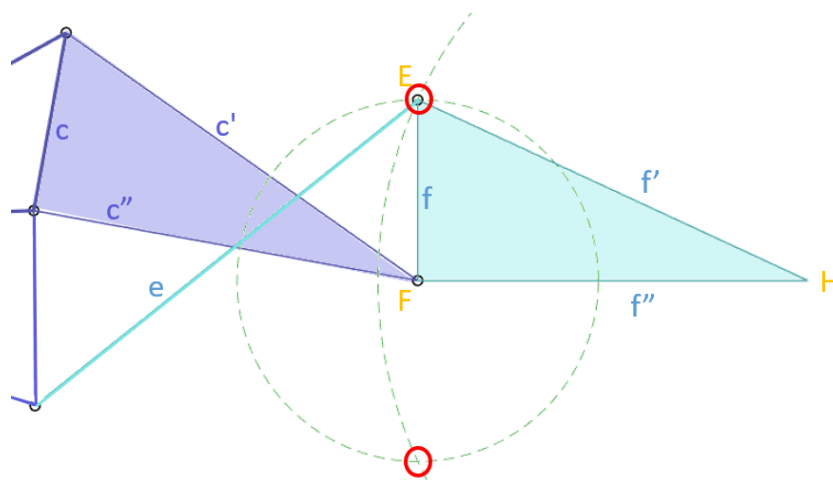


Figura 5-5. Diada del mecanismo

Como puede observarse en la figura anterior, hay dos soluciones posibles para este sistema compatible determinado. Se elige la que se adecúa mejor a la posición deseada del mecanismo (ver Anexo D para más detalles).

Mediante un proceso iterativo para ajustar los ángulos de entrada y salida y las dimensiones, se obtiene el comportamiento presentado en la Figura 5-6. En ella se muestran tres posiciones del mecanismo. La posición inicial se presenta en azul -subsistema cuatro barras- y cian -diada-. El resto de posiciones se presentan en color negro. La siguiente tabla recoge los valores de los ángulos (en grados) de las falanges en las posiciones definidas:

	Posición 1	Posición 2	Posición 3
Falange Proximal ( $\varphi$ )	-20.00	-54.00	-106.00
Falange Media ( $\psi$ )	-10.33	-67.73	-146.79
Falange Distal ( $\delta$ )	0.00	-105.00	-205.00

Tabla 5-2. Valores de los ángulos de las falanges

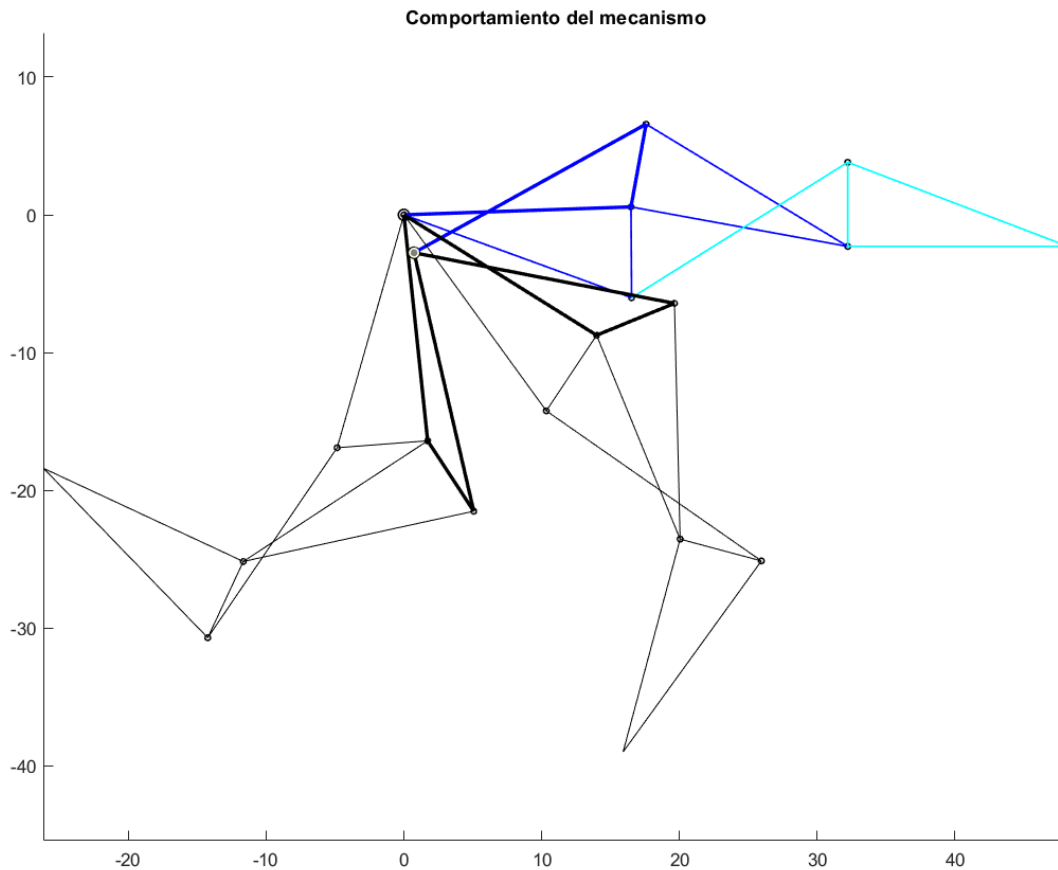


Figura 5-6. Trayectorias del mecanismo (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

El resto de dedos -incluyendo al dedo pulgar- tendrán dimensiones mayores respetando las relaciones de giro entre las tres falanges.

La síntesis de la articulación de la muñeca es muy simple y, como consecuencia, no requiere un análisis del mismo nivel de detalle. Se trata de un par de rotación con un rango de movimiento de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ .

### 5.3 Filamentos de impresión

Como se verá más adelante, se van a emplear dos filamentos de impresión correspondientes a dos tipos de piezas: las principales y las almohadillas. El primer material se usará para imprimir la mayor parte de las piezas de la prótesis, mientras que el segundo reproducirá las partes blandas de las manos que entran en contacto con los objetos cuando se realizan los agarres. Por consiguiente, se buscan un material principal resistente, poco pesado y un segundo material flexible, siendo ambos compatibles con la fabricación aditiva.

#### 5.3.1 *Polieteretercetona (PEEK)*

El material principal con el que se quiere fabricar la prótesis debe cumplir las especificaciones definidas en la Tabla 5-1. De ellas se destaca en primer lugar la compatibilidad con la fabricación aditiva. Además, dado que no se van a usar cojinetes ni otros componentes mecánicos en los pares de rotación de los dedos, sino que las piezas fabricadas girarán en contacto con los ejes, se busca un material que posea muy baja resistencia a la fricción para facilitar el giro. Del mismo modo, se desea que la pieza no se descaste durante el uso. Esto se traduce en alta resistencia a la abrasión.



Figura 5-7. Gama de filamento de PEEK por Ensinger® [33]

De acuerdo con estas especificaciones, el material elegido es un polímero PEEK, cuya designación química es *Polieteretercetona*. Este polímero cuenta con una alta rigidez y resistencia al *creep*. Además, la variedad elegida (VX) está modificada con fibra de carbono, lo que disminuye su coeficiente de rozamiento convirtiéndole en el material ideal para aplicaciones que impliquen deslizamiento. Se elige el color natural (primera bobina por la izquierda mostrada en la Figura 5-7), ya que aceptará un tinte más fácilmente que una tonalidad más oscura.

Las principales propiedades del material elegido se encuentran recogidas en la siguiente tabla:

Módulo de Elasticidad (E)	4200 MPa
Elongación en la rotura ( $\epsilon$ )	25 %
Densidad ( $\rho$ )	1.3 g/cm <sup>3</sup>
Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )	0.4
Límite elástico	103 MPa
Tensión de rotura	116 MPa
Precio	388.60 €/500g

Tabla 5-3. Propiedades del TECAFIL PEEK VX® natural [33] [34]

### 5.3.2 eFIL 85A TPU

Con material se pretende reproducir las características que ofrecen las yemas de los dedos y las partes blandas de la palma de la mano para mejorar el agarre de objetos. Por consiguiente, se necesita un material elástico con muy buena recuperación. Por ello, la mejor opción es el eFIL [35] que pertenece a la familia de filamentos flexibles. En concreto el elegido es un poliuretano termoplástico (TPU). Es un copolímero en bloque que alterna segmentos duros y blandos, consiguiendo así esa flexibilidad que lo caracteriza.

El eFIL 85A TPU ofrece muy buena resistencia a la abrasión, a impactos y a perforaciones pudiendo resistir temperaturas hasta los 100°C. Es un material muy versátil que permitirá realizar almohadillas para la prótesis perfectamente. Es un material que debe usarse con cierta experiencia en la impresión 3D, ya que su naturaleza flexible puede dificultar la impresión si no se tiene cierta base.



Figura 5-8. eFIL 85A TPU natural [35]

Dentro de la gama, se selecciona eFIL 85 A TPU mostrado en la Figura 5-8 cuya densidad es de 1.21 g/cm<sup>3</sup> y su precio de 10,84€/500g.

## 5.4 Cable de accionamiento

Además del material de impresión, es necesario identificar el cable que se quiere usar para el sistema de accionamiento de los dedos presentado en el apartado anterior. El cable debe ser fuerte y no flexible, para transmitir correctamente el movimiento. Basado en estas características se eligen cables de DYNEEMA®, una fibra de alta resistencia mecánica -su resistencia a la ruptura es quince veces mayor que la del acero y un 40% más fuerte que la de aramida-, a la abrasión, a los rayos UV y a la humedad. Su fabricación se realiza a base de moléculas de polietileno de módulo alto también llamado polietileno de peso molecular ultra alto (*UHMWPE*, *Ultra High Molecular Weight Polythylene* en inglés) [36]. Se elige una bobina de 2 mm de diámetro de 12 cabos trenzados [37].



Figura 5-9. Bobina seleccionada [37]

## 5.5 Sistema electrónico

Hasta ahora, solo se han tratado aspectos relacionados con la cinemática, pero la prótesis precisará de mucho más para alcanzar el funcionamiento definido. Este apartado presenta el comportamiento esperado del sistema electrónico. El desarrollo de este sistema no se encuentra incluido en el proyecto.

Le mecánica descrita previamente necesitará de actuadores que comiencen el movimiento tales como servomotores, que serán alimentados gracias a una tarjeta electrónica situada en el interior de la base de la mano. Por consiguiente, será necesario desarrollar una interfaz de comunicación unidireccional cerebro-computador. El movimiento dará comienzo en el cerebro del paciente, donde se generará el impulso nervioso que viajará por el interior de los nervios. Llegado a la terminación nerviosa, el impulso será captado por un sensor que lo transportará hasta la tarjeta electrónica donde será traducido y procesado por un microprocesador para dar la orden de movimiento al subsistema correcto.

Por otra parte, la prótesis poseerá otras funcionalidades como son las de transmitir al cerebro información de temperatura y presión gracias a sensores colocados en los dedos. Esto requerirá una comunicación bidireccional computador-cerebro.

Por consiguiente, la tarjeta electrónica de la prótesis presentará las siguientes interfaces:

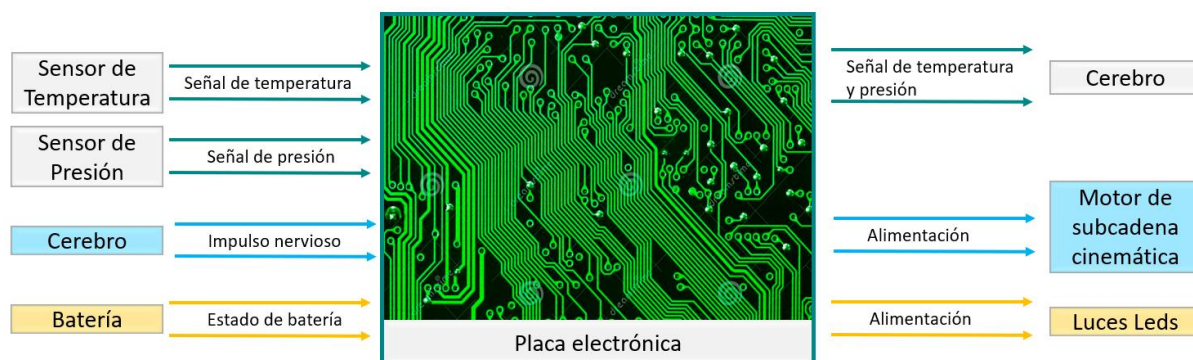


Figura 5-10. Interfaces del sistema electrónico.

Como muestra la Figura 5-10, hay tres subsistemas según la funcionalidad. La información captada por los sensores de temperatura y presión sería enviada a la tarjeta donde se realizaría su conversión a un formato comprensible por el propio cuerpo humano con el fin de hacerle sentir al paciente estas condiciones. En el caso

de la temperatura, la transformación será simple. La tarjeta electrónica accionará una resistencia colocada en el muñón del paciente que reproducirá la misma temperatura captada en el extremo de los dedos. Esta funcionalidad se añade de cara a la seguridad, ya que permitirá recibir más información del medio y saber si la prótesis está en un ambiente en el que pudiera producirle deterioros o incluso a dañar al paciente. Por ello, es muy importante el tiempo de respuesta de la resistencia, para que el paciente reciba la información del medio lo más rápido posible. La tarjeta transformará la señal recibida y mantendrá la temperatura de la resistencia en un rango seguro para no producir daños en el muñón del paciente.

El subgrupo azul constituye la función principal de la prótesis: la reproducción del movimiento de la mano reemplazada en función de las señales nerviosas generadas en el cerebro. La señal sería procesada en la tarjeta, alimentando al subsistema mecánico derivado en función de la señal captada.

Los tres sistemas presentan una comunicación unidireccional, lo cual facilita la elección de canales de comunicación. Además, el envío de información por medio de estos será discontinuo, ya que se activarán cuando se reconozca la actualización de un valor.

## 5.6 Componentes de operación

Con el fin de cubrir los requisitos de operación, es necesario incluir en la prótesis ciertos elementos electrónicos tales como sensores. Estos elementos irán conectados a una tarjeta electrónica con un microchip programado para actuar de acuerdo con las señales que reciba.

### 5.6.1 Sensores de temperatura

La señal de temperatura captada será tratada y traducida en la placa eléctrica de la prótesis previamente a su envío al cerebro. El sensor de temperatura elegido es una sonda PT100 de 5 mm de longitud y 2mm de diámetro de sonda [38]. Trabaja en un rango de -30 a 300 °C con una precisión de 0.15 °C. Además, tiene un tiempo de respuesta muy pequeño, por lo que es ideal para su aplicación en el control de realimentación de temperatura.

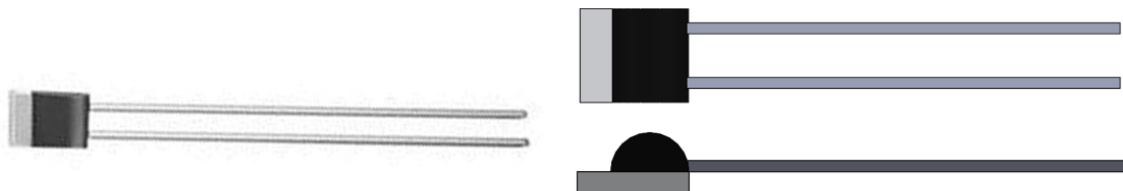


Figura 5-11. Sonda de temperatura PT100 TE Connectivity® (RS 100-7531) [30] y su modelo 3D. Elaboración propia en SolidWorks®

### 5.6.2 Sensores de fuerza

Los sensores de fuerza dactilar [39] irán situados en las yemas de los dedos de las prótesis. Por consiguiente, se elige un sensor de pequeñas dimensiones: Sensor de fuerza RP-S5-ST.



Figura 5-12. Sensor de fuerza RP-C18.3-ST [39] y su modelo 3D. Elaboración propia en SolidWorks®

Este sensor de película delgada ofrece flexibilidad para adaptarse a la yema del dedo y su rango de inducción es de 10g a 1Kg, suficiente para medir la fuerza dactilar media de los humanos (ver Tabla 4-2).

### 5.6.3 Sistema electromiográfico

Como se ha visto en el apartado 3.3, la contracción muscular se da por acción de los impulsos nerviosos. Con

vistas a conseguir esto, es necesario incorporar en la prótesis una serie de sensores que capten este impulso nervioso y algún sistema que tenga como entrada estas señales y las use para accionar el movimiento de la prótesis por medio de los servomotores.

La electromiografía o EMG es una técnica usada en el campo médico que estudia la actividad de las corrientes eléctricas musculares. Para medir esta actividad se requiere el uso de un Electromiógrafo, que consta de una serie de electrodos. Para eliminar problemas de ruido, se suelen utilizar tres: dos emisores y una tierra (GND).

Para la aplicación de esta técnica, además de los electrodos se hará uso de la tecnología de *Advancer Technologies Muscle Sensor v3*. Se trata de una tarjeta que ya viene programada para traducir la señal captada por los tres electrodos y accionar el servomotor que lleva incorporado.

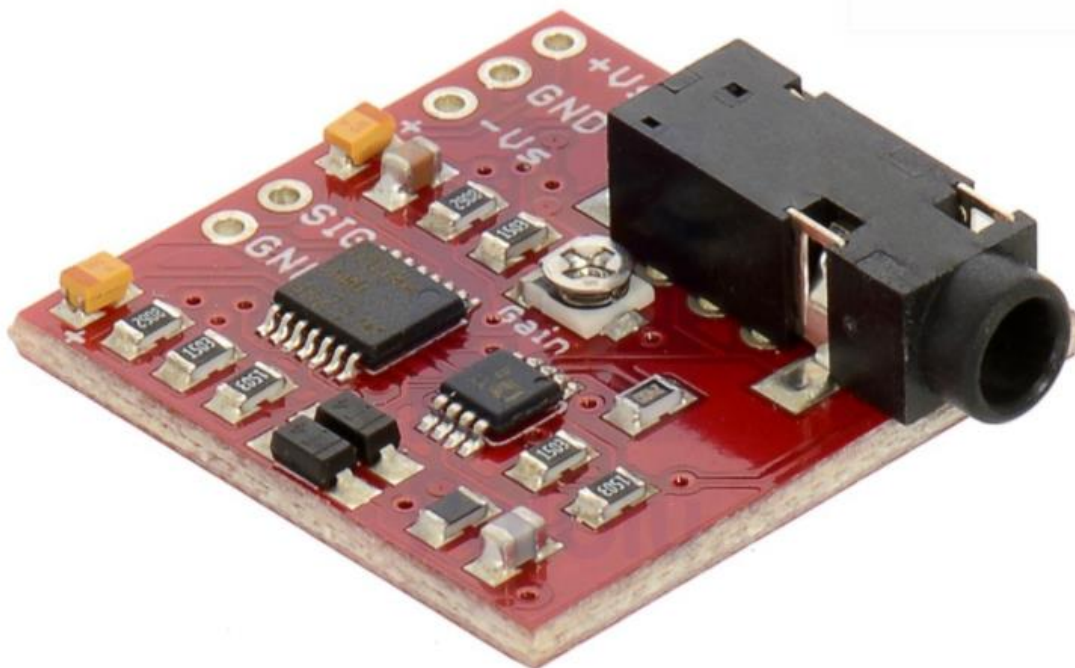


Figura 5-13. *Advancer Technologies Muscle Sensor v3* [40]

Para colocar las placas dentro de la prótesis, es necesario un estudio de posicionamiento para optimizar el espacio.

#### 5.6.4 Controlador para servomotor

Para garantizar el correcto funcionamiento de la prótesis, se requiere utilizar controladores/variables de protección para los servomotores. Estos ayudarán a controlar la fuerza que se ejerce en los dedos y a disminuir el riesgo de daños.

La selección final de este componente queda excluida del proyecto a este nivel de detalle, ya que el objetivo principal del actual Trabajo de Fin de Máster es el diseño mecánico de la prótesis.

#### 5.6.5 Batería

Unos de los requerimientos recogidos en la Tabla 5-1 expresa la necesidad de tener una batería pequeña y fácilmente extraíble con al menos 6 horas de uso antes de precisar una carga o su remplazo. La elección final de la batería debe de ser tomada teniendo en cuenta el circuito electrónico y las necesidades de alimentación en función del microprocesador.

La selección final de este componente queda excluida del proyecto a este nivel de detalle, ya que el objetivo principal del actual Trabajo de Fin de Máster es el diseño mecánico de la prótesis.



## 5.7 Modelado de la prótesis

Una vez se ha conseguido un predimensioamiento inicial, se desarrolla el modelo de las diferentes partes de la prótesis. Para ello, es necesario tener en cuenta la cinemática deseada, así como el montaje posterior una vez se hayan fabricado todas las piezas. El programa de diseño que se utiliza en este proyecto es SolidWorks® dado su potencial de modelado 3D.

### 5.7.1 Modelo de los dedos

Se elige el dedo meñique por ser el más crítico, ya que es el que menores dimensiones posee. De este modo, se garantiza que no se tendrán espesores muy delgados en la geometría de las piezas a fabricar. El nombre de las piezas diseñadas sigue la siguiente nomenclatura: P\_(proyecto)\_(nombre/descripción). El proyecto en todo momento es TFM por “Trabajo de Fin de Máster”. Si la pieza es específicamente de uno de los dedos, viene indicado en el nombre con la letra D seguido del número asociado al susodicho. En el caso del meñique, esto se traduce en D5.

Como muestra la Figura 5-14, la estructura parte del modelo cinemático simplificado. Las tres piezas principales son las falanges proximales (FP), media (FM) y distal (FD). La unión entre falanges y barras se realiza mediante ejes de acero inoxidable, cuyo nombre guarda la información de su longitud. Todos los ejes tienen el mismo diámetro -2 mm-, pero no la misma longitud. Esta oscilará entre los 4 mm y 10.5 mm para todos los dedos. Como se puede observar en la siguiente figura, la falange distal posee una pieza que reproduce la yema del dedo. Para su fabricación, se elige un material que permite cierta deformación elástica como consecuencia de una fuerza externa, recuperando su forma original una vez la carga cesa. Además de actuar como interfaz durante la utilización de pantallas táctiles -gracias a la textura que se le ha dado, visible como detalle en la figura-, la *yema* también tiene un objetivo mecánico. Dicha textura rugosa dota a la prótesis de la propiedad antideslizante, aumentando el rozamiento entre las superficies en contacto: prótesis-objeto. Así mismo, al utilizar un material que admite una pequeña deformación elástica, se mejora el agarre de objetos, ya que el dedo puede adaptarse un poco al objeto. Por último, con la utilización de esta yema, se puede desarrollar un control de la posición con menos precisión. Dadas las ventajas que ofrece esta “almohadilla”, se opta por reproducirla en el resto de las falanges mejorando así el agarre cuando se usen las tres falanges.

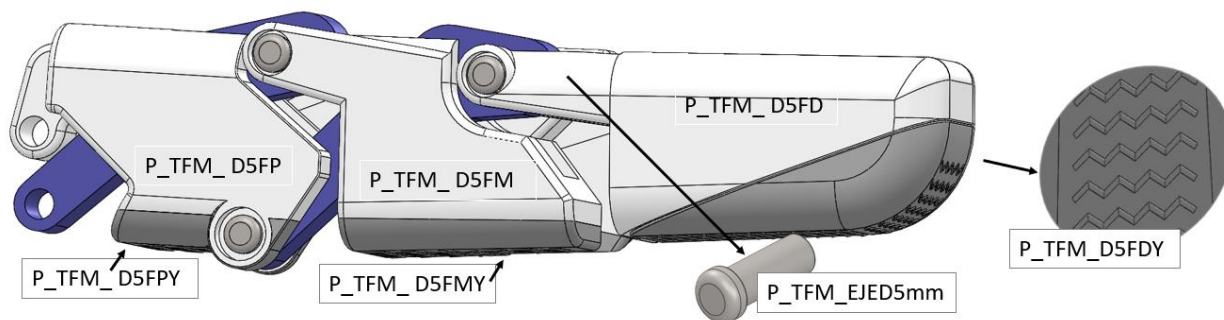


Figura 5-14. Modelo del dedo meñique. Elaboración propia en SolidWorks®

Las barras de unión reciben el nombre de proximal y distal: BUP se corresponde con “Barra de Unión Proximal” y análogamente BUD es la “Barra de Unión Distal”.

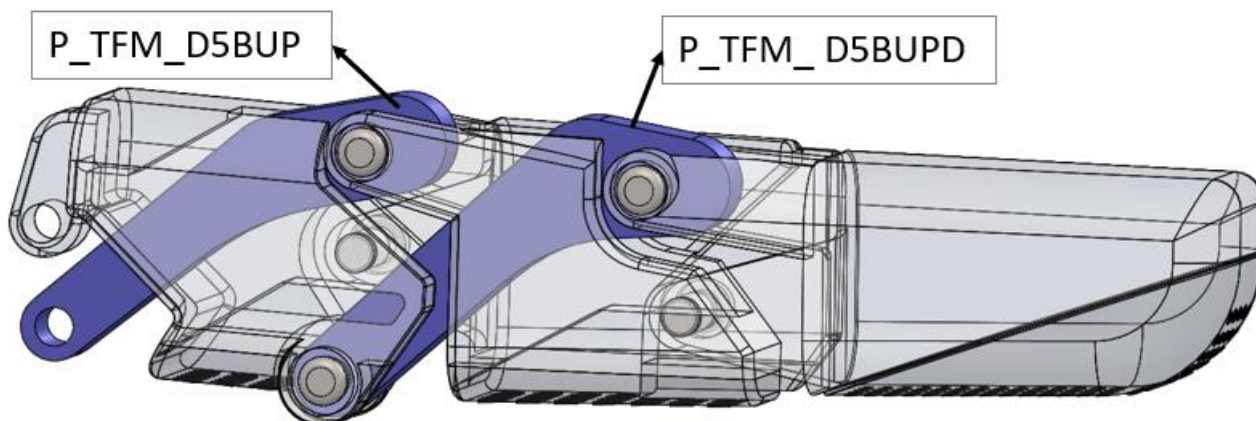


Figura 5-15. Modelo de barras de unión. Elaboración propia en SolidWorks®

Además, para que los ejes no se salgan de las articulaciones se colocan tapas de plástico elástico que se ensamblan recurriendo a un ajuste con apriete.

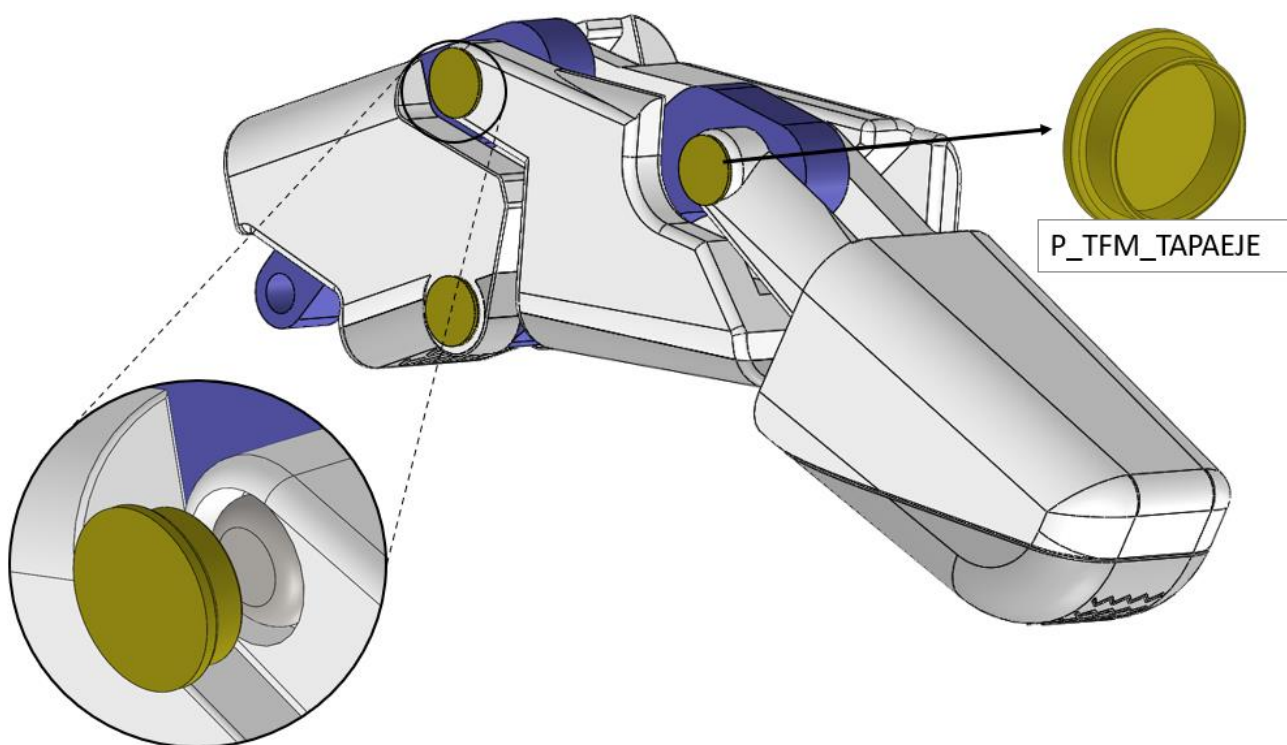


Figura 5-16. Modelo de la tapa de los ejes del mecanismo. Elaboración propia en SolidWorks®

Como se ha descrito previamente, los cables encuentran uno de sus extremos en la falange proximal y el otro en una de las bobinas que giran solidarias al eje del servomotor. Para direccionar el cable dentro del *layout* del dorso, se utilizarán poleas que se instalarán durante el ensamblaje de la prótesis. La bobina de menor tamaño es la correspondiente al cable que actúa como tensor extensor del dedo, ya que su recorrido será menor. La relación de los diámetros de las bobinas se calculará según lo visto en el apartado 5.2.1-. El cable extensor es el que circula por encima y el cable flexor el que circula por debajo de la falange.

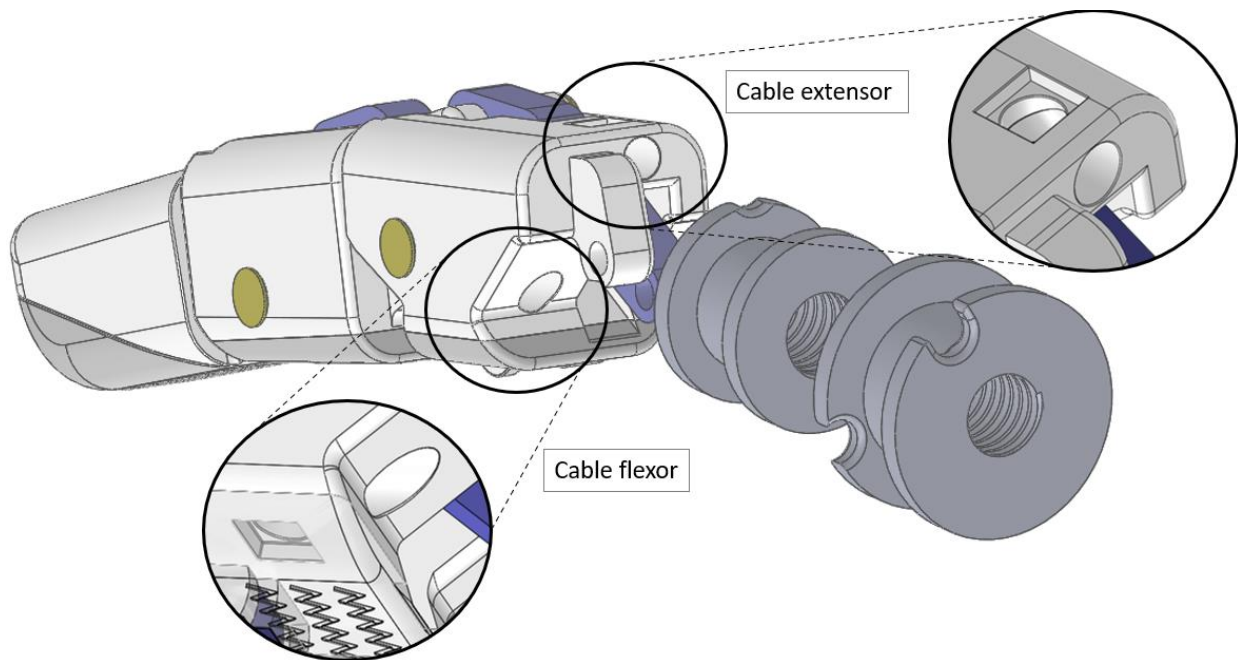


Figura 5-17. Situación de cable de accionamiento. Elaboración propia en SolidWorks®

Cada uno de los dedos restantes se modela de igual modo, con las dimensiones según se indicó en el apartado 4.1.1. Además, se toman más medidas durante el proceso de modelado con objeto de que conseguir una prótesis lo más proporcionada posible. Se comprueba que los dedos índice y anular poseen las mismas dimensiones, mientras que el dedo corazón se presenta levemente más largo. Por ello, el modelado del índice dará a su vez el del dedo anular, es decir, el mismo modelo representará los dos dedos. Es necesario el aumento de las longitudes modelo para obtener el dedo corazón.

El dedo pulgar también sigue el mismo esquema (ver Figura 5-18). Sin embargo, este dedo tan solo tiene dos falanges: proximal (P\_TFM\_D1FP) y distal (P\_TFM\_D1FD); que también poseen en sus respectivas caras internas la terminación que mejora el agarre adaptándose al objeto y que sirve de superficie antideslizante: P\_TFM\_D1FPY y P\_TFM\_D1FDY. En este caso, se modelará también el metacarpo del dedo (P\_TFM\_D1MD) con objeto de dar mayor alcance al movimiento. De este modo, el modelo queda con la misma estructura que el resto de los dedos.

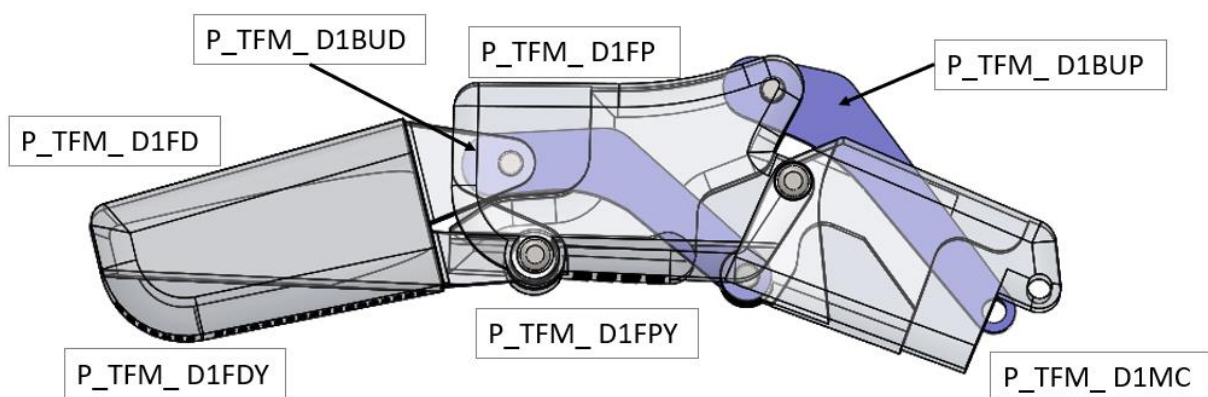


Figura 5-18. Modelo del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®

En la figura 4-18 puede apreciarse mejor la terminación antideslizante del dedo. Así mismo, como se puede ver en la vista situada a la derecha, este material recubre también la parte lateral de la falange distal. De este modo, se mejora también el agarre de pinza subterminal que realizará la prótesis. Se coloca en ese lateral de la falange dado que, como ya se dijo en el capítulo 4, se trata de la mano izquierda.

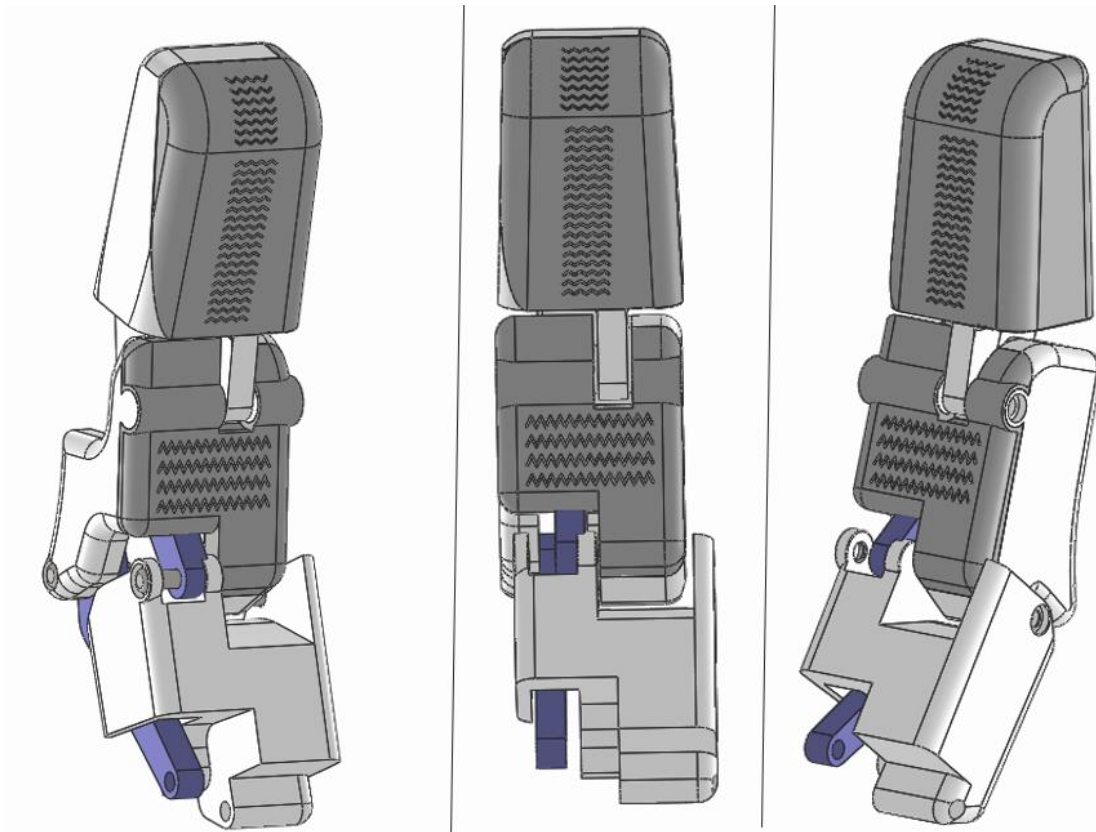


Figura 5-19. Vistas del modelo del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®

Para situar el dedo pulgar en la palma de la mano se toman más medidas del modelo real y se realiza un análisis visual del movimiento deseado. Se toman de referencia las dimensiones indicadas en el apartado correspondiente de este documento (apartado 4.1.1). Se definen dos planos para su posicionamiento. El primero, nombrado Plano A, es perpendicular al plano del perfil izquierdo y forma un ángulo de  $50^\circ$  con el plano frontal (ver izquierda de la Figura 5-20). Se toma este plano como referencia y se giran  $25^\circ$  alrededor de un eje definido como la intersección de un plano paralelo al plano izquierdo colocado ya donde debe situarse el dedo -no se incluye en la figura- y el plano A (ver plano B en la Figura 5-20). Consecuentemente, este segundo plano también queda perpendicular al perfil izquierdo.

De este modo se le permite al dedo pulgar realizar las configuraciones de pinza pulgodigital subterminal, prensa digito-palmar, pluridigital y de gravedad (definiciones en el apartado 3.5). La Figura 5-21 muestra la susodicha. Al tener una fuerza perpendicular a su movimiento, se podrían causar grandes desplazamientos. Por lo cual, los ejes entre las falanges distal y proximal y falange proximal y metacarpo de este dedo se aumentan con respecto a los otros -estos ejes tienen 4mm de diámetro- reforzando así las articulaciones.

Por la manera en que se han modelado los dedos, todos ellos poseen un movimiento plano, es decir, se moverán realizando los movimientos de flexión y extensión dentro de un mismo plano. La configuración de la mano con los cinco dedos quedará tal y como se muestra en la Figura 5-22.

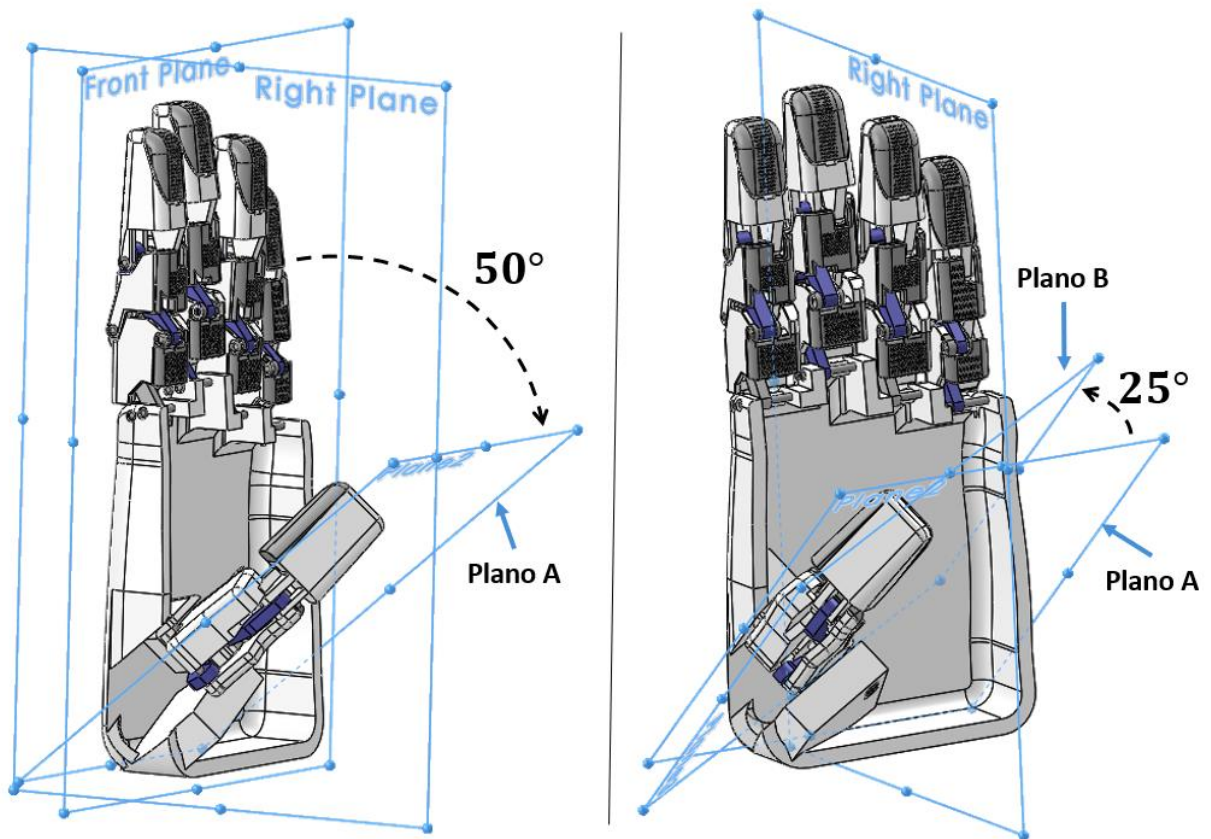


Figura 5-20. Situación del dedo pulgar en el dorso. Elaboración propia en SolidWorks®

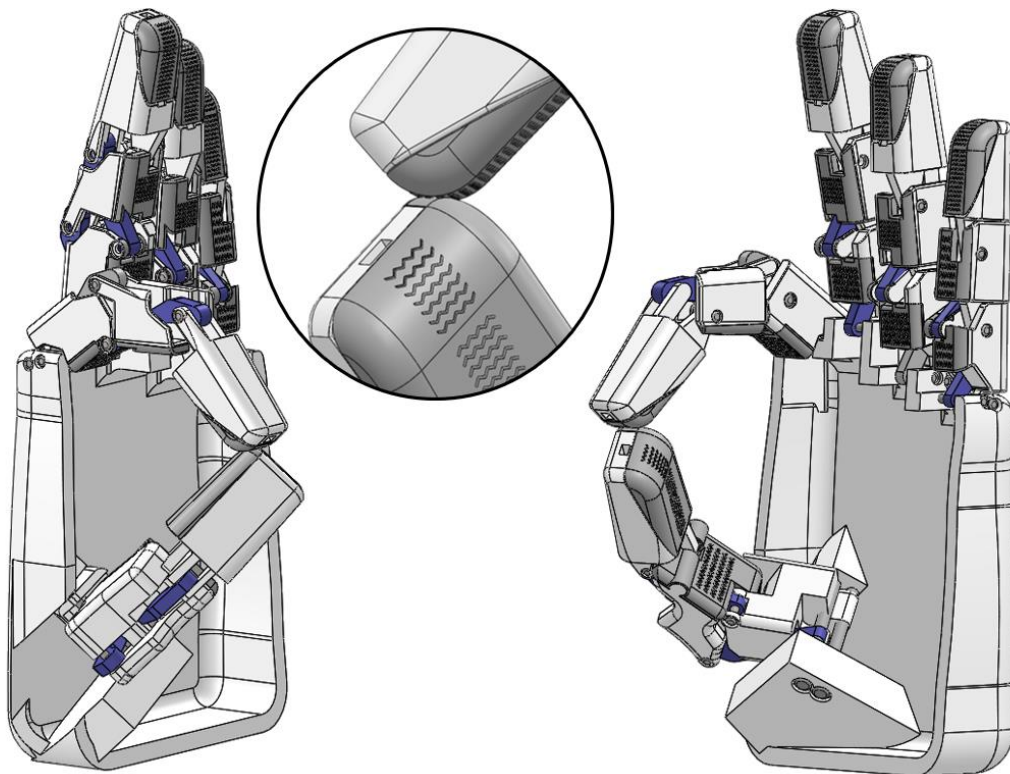


Figura 5-21. Pinza pulgodigital subterminal. Elaboración propia en SolidWorks®

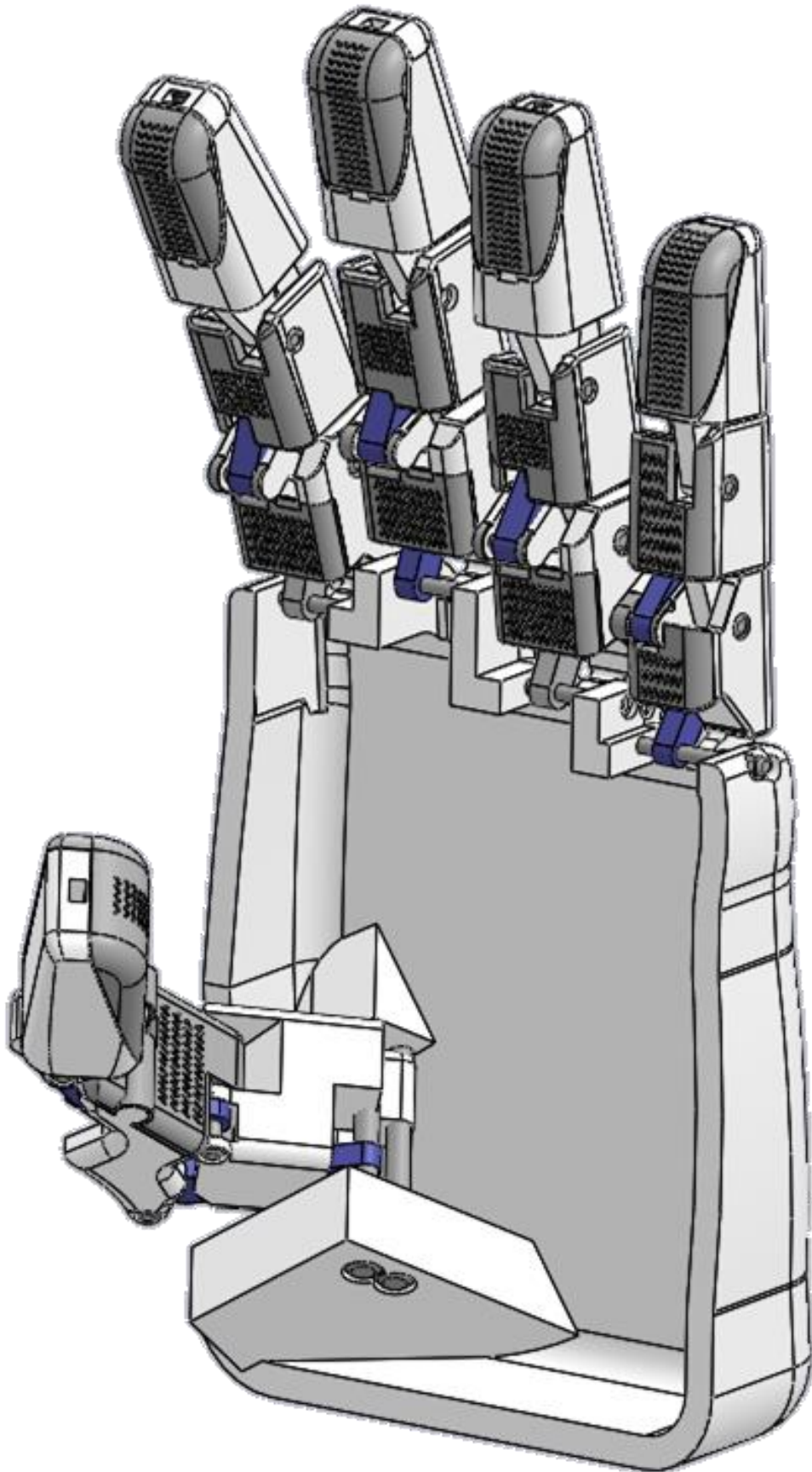


Figura 5-22. Configuración de la mano con los cinco dedos. Elaboración propia en SolidWorks®

### 5.7.2 Dedos: simulación cinemática

Para comprobar el correcto movimiento de este subsistema, se realiza un análisis cinemático 2D. Para ello lo

primero es definir parámetros, coordenadas relativas y sistemas de referencia tanto global (SRG) como locales (SRL) situados en cada uno de los centros de gravedad (cdg). Se utilizará la misma nomenclatura tanto de nodos como de cuerpos que en la síntesis (sección 5.2.3) como muestra la siguiente figura.

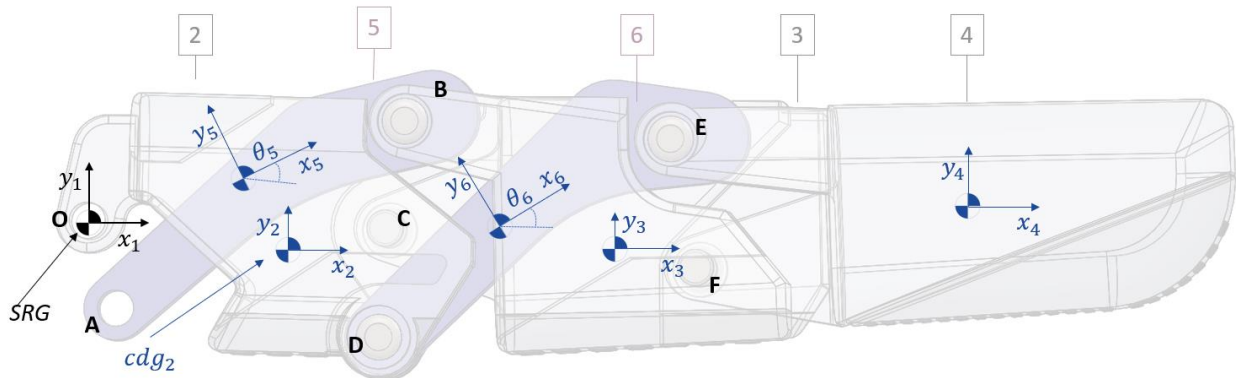


Figura 5-23. Sistemas de referencia global y locales. Elaboración propia en SolidWorks®

Las coordenadas relativas son aquellas que dan información de la posición del centro de gravedad de cada cuerpo con respecto el origen O. Se requieren tres coordenadas relativas por cada cuerpo -posiciones con respecto los ejes de abscisas y ordenadas y el giro perpendicular al eje z-, exceptuando el cuerpo uno o fijo puesto que se define con el origen. El mecanismo definido presenta 15 coordenadas relativas. Estas coordenadas a menudo se representan con vectores de posición:

- Vector de coordenadas:

$$q = [q_2 \quad q_3 \quad q_4 \quad q_5 \quad q_6]^T \text{ siendo } q_2 = [R_{2x} \quad R_{2y} \quad \theta_2]$$

A continuación, se obtienen las ecuaciones de restricción según los enlaces definidos. Dado que se tienen 7 articulaciones, se tendrán 14 ecuaciones de restricción en las que se igualan las traslaciones en los ejes x e y de ambos cuerpos en cada una de las restricciones. En las ecuaciones, el vector  $u_i^H$  representa la posición local del punto H en función del cuerpo i y  $r^H$  representa el vector de posición global del punto H. Del mismo modo,  $u_{ix}^H$  y  $u_{iy}^H$  son las coordenadas x e y del vector  $u_i^H$ .

- Par cinemático de rotación en O:

$$R_{2x} + u_{2x}^O \cos(\theta_2) - u_{2y}^O \sin(\theta_2) = 0$$

$$R_{2y} + u_{2x}^O \sin(\theta_2) + u_{2y}^O \cos(\theta_2) = 0$$

- Par cinemático de rotación en A:

$$r_x^A - R_{5x} - u_{5x}^A \cos(\theta_5) + u_{5y}^A \sin(\theta_5) = 0$$

$$r_y^A - R_{5y} - u_{5x}^A \sin(\theta_5) - u_{5y}^A \cos(\theta_5) = 0$$

- Par cinemático de rotación en B:

$$R_{5x} + u_{5x}^B \cos(\theta_5) - u_{5y}^B \sin(\theta_5) - R_{3x} - u_{3x}^B \cos(\theta_3) + u_{3y}^B \sin(\theta_3) = 0$$

$$R_{5y} + u_{5x}^B \sin(\theta_5) + u_{5y}^B \cos(\theta_5) - R_{3y} - u_{3x}^B \sin(\theta_3) - u_{3y}^B \cos(\theta_3) = 0$$

- Par cinemático de rotación en C:

$$R_{5x} + u_{5x}^C \cos(\theta_5) - u_{5y}^C \sin(\theta_5) - R_{2x} - u_{2x}^C \cos(\theta_2) + u_{2y}^C \sin(\theta_2) = 0$$

$$R_{5y} + u_{5x}^C \sin(\theta_5) + u_{5y}^C \cos(\theta_5) - R_{2y} - u_{2x}^C \sin(\theta_2) - u_{2y}^C \cos(\theta_2) = 0$$

- Par cinemático de rotación en D:

$$R_{6x} + u_{6x}^D \cos(\theta_6) - u_{6y}^D \sin(\theta_6) - R_{2x} - u_{2x}^D \cos(\theta_2) + u_{2y}^D \sin(\theta_2) = 0$$

$$R_{6y} + u_{6x}^D \sin(\theta_6) + u_{6y}^D \cos(\theta_6) - R_{2y} - u_{2x}^D \sin(\theta_2) - u_{2y}^D \cos(\theta_2) = 0$$

- Par cinemático de rotación en E:

$$R_{6x} + u_{6x}^E \cos(\theta_6) - u_{6y}^E \sin(\theta_6) - R_{4x} - u_{4x}^E \cos(\theta_4) + u_{4y}^E \sin(\theta_4) = 0$$

$$R_{6y} + u_{6x}^E \sin(\theta_6) + u_{6y}^E \cos(\theta_6) - R_{4y} - u_{4x}^E \sin(\theta_4) - u_{4y}^E \cos(\theta_4) = 0$$

- Par cinemático de rotación en F:

$$R_{3x} + u_{3x}^F \cos(\theta_3) - u_{3y}^F \sin(\theta_3) - R_{4x} - u_{4x}^F \cos(\theta^4) + u_{4y}^F \sin(\theta^4) = 0$$

$$R_{3y} + u_{3x}^F \sin(\theta_3) + u_{3y}^F \cos(\theta_3) - R_{4y} - u_{4x}^F \sin(\theta^4) - u_{4y}^F \cos(\theta^4) = 0$$

El sistema definido es un Sistema Compatible Indeterminado<sup>6</sup> (SCI), ya que posee 15 incógnitas y 14 ecuaciones. Llegados a este punto, existen dos caminos posibles. El primero consiste en diferenciar las coordenadas relativas independientes de las dependientes. Las coordenadas independientes son los grados de libertad que tenga el mecanismo. Por consiguiente, definiendo una sola variable como coordenada independiente -un solo grado de libertad como se identificó en la síntesis del mecanismo- el problema se transforma en un Sistema Compatible Determinado<sup>7</sup> (SCD). El segundo camino consiste en definir una ecuación más que defina una de las incógnitas. Se opta por esta última opción.

La nueva ecuación es una restricción de movimiento y depende del tiempo. Se obtiene de la definición de velocidad angular y da el valor del giro de la primera falange  $\theta_2$ .

- Restricción de movimiento en el giro de la falange proximal:

$$\theta_2 - \omega_2 t = 0$$

Dado que las ecuaciones del sistema son no lineales, se hallan las soluciones para el problema de posición<sup>8</sup> mediante el método Newton-Raphson. Este método iterativo se basa en la aplicación de la ecuación matricial que aparece más abajo utilizando una estimación inicial:

- Problema de posición:

$$q_{i+1} = q_i - C_q^{-1} C(q)$$

Donde  $C(q)_{(15 \times 1)}$  es un vector columna formado por las 15 ecuaciones de restricción presentadas y  $C_q^{-1}_{(15 \times 15)}$

<sup>6</sup> Sistema compatible indeterminado: conjunto de ecuaciones con infinitas soluciones.

<sup>7</sup> Sistema compatible determinado: sistema de ecuaciones con solución única.

<sup>8</sup> Problema de posición: "dada una posición inicial conocida, consiste en encontrar la posición de todos los elementos del sistema multicuerpo una vez conocidas las posiciones sucesivas (en desplazamientos finitos) de los elementos de entrada. Es un problema no lineal que además puede presentar varias soluciones perfectamente válidas" [48].



es la matriz inversa<sup>9</sup> de matriz jacobiana<sup>10</sup> del sistema. La simulación se controla por el tiempo. Al igual que en la síntesis, estos cálculos se realizan en el programa Matlab® y el código se incluye en el Anexo B: Código Matlab II. Para la realización de esta simulación, se utilizan las mismas distancias y longitudes mostradas en el modelo 3D realizado en SolidWorks®. La posición inicial es -se presenta en el vector de posición global-:

$$q_{2_0} = \begin{bmatrix} 10.30 \\ -0.40 \\ -1 \end{bmatrix}^T, q_{3_0} = \begin{bmatrix} 28.65 \\ -0.24 \\ 0.08 \end{bmatrix}^T, q_{4_0} = \begin{bmatrix} 49.71 \\ -0.16 \\ 0.38 \end{bmatrix}^T, q_{5_0} = \begin{bmatrix} 9.16 \\ 1.63 \\ 42.33 \end{bmatrix}^T \text{ y } q_{6_0} = \begin{bmatrix} 24.35 \\ -0.84 \\ 49.39 \end{bmatrix}^T$$

$$q_0 = [q_{2_0} \quad q_{3_0} \quad q_{4_0} \quad q_{5_0} \quad q_{6_0}]^T$$

La Figura 5-24 muestra la secuencia de movimiento del mecanismo bajo estudio. Las iteraciones se realizan aumentando el tiempo. En la figura se representan tan solo algunas posiciones del análisis. Las falanges en posición inicial se presentan de color negro de mayor grosor. Las barras de unión son en todos los casos azules. Así mismo, los cdg de cada uno de los cuerpos se representan con  $x$  y las articulaciones con pequeñas circunferencias.

Como puede comprobarse en la figura, las dimensiones adoptadas del mecanismo permiten a la falange distal entrar en contacto con la palma de la mano -representada de manera simplificada en la gráfica con un rectángulo rojo-.

Como puede comprobarse en la figura, las dimensiones adoptadas del mecanismo permiten a la falange distal entrar en contacto con la palma de la mano -representada de manera simplificada en la gráfica con un rectángulo rojo-.

La Figura 5-25, la Figura 5-26 y la Figura 5-27 muestran los resultados de la posición a lo largo de toda la simulación para el dedo meñique.

---

<sup>9</sup> Matriz inversa: es la única matriz que al multiplicarla por sí misma da como resultado la matriz identidad del orden correspondiente.

<sup>10</sup> Matriz jacobiana: es una matriz formada por las derivadas parciales de primer orden de una función. La componente  $ij$  de la matriz será la derivada parcial de la ecuación  $i$  respecto a la coordenada  $j$ .

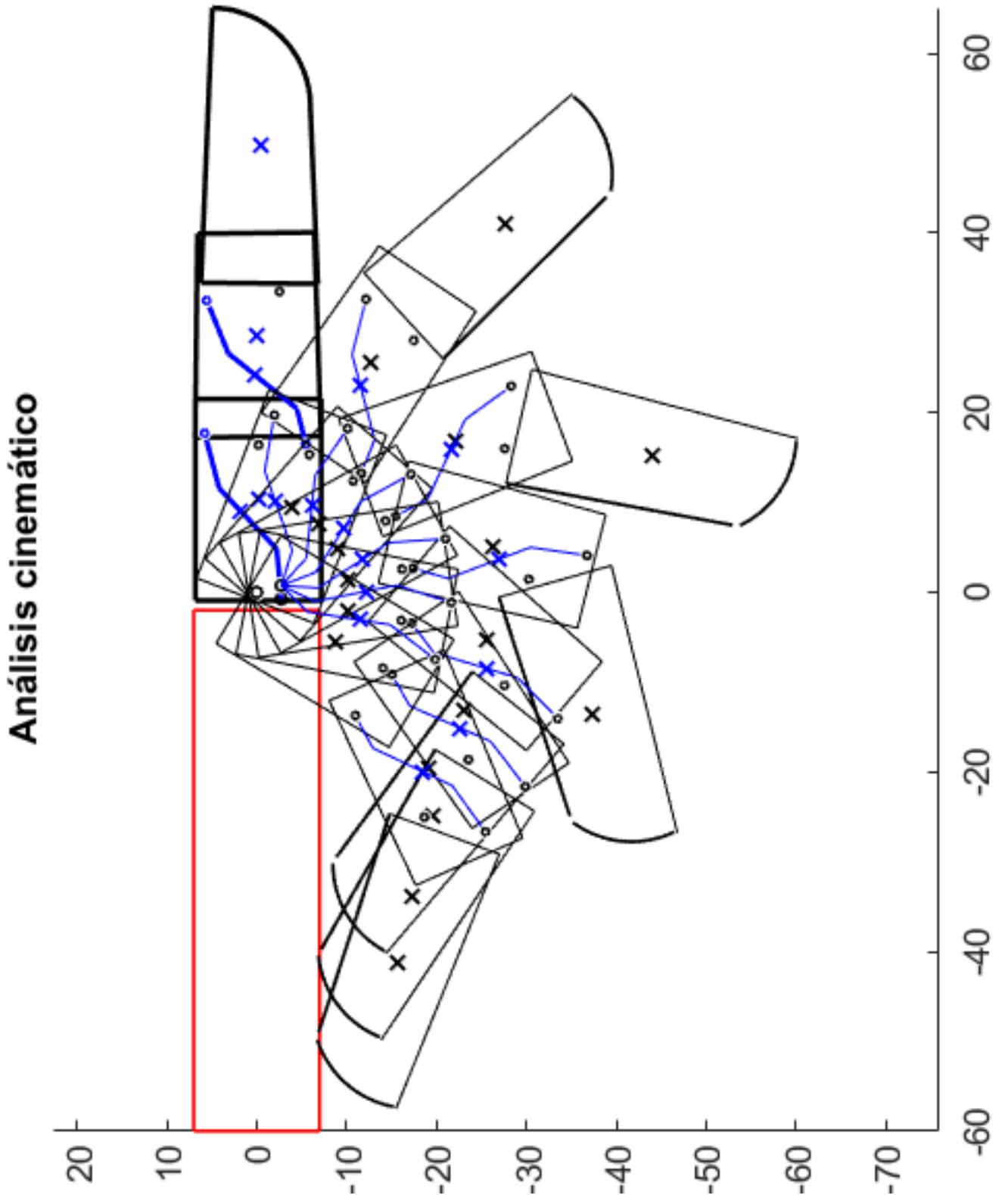


Figura 5-24. Simulación Cinemática del dedo meñique (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

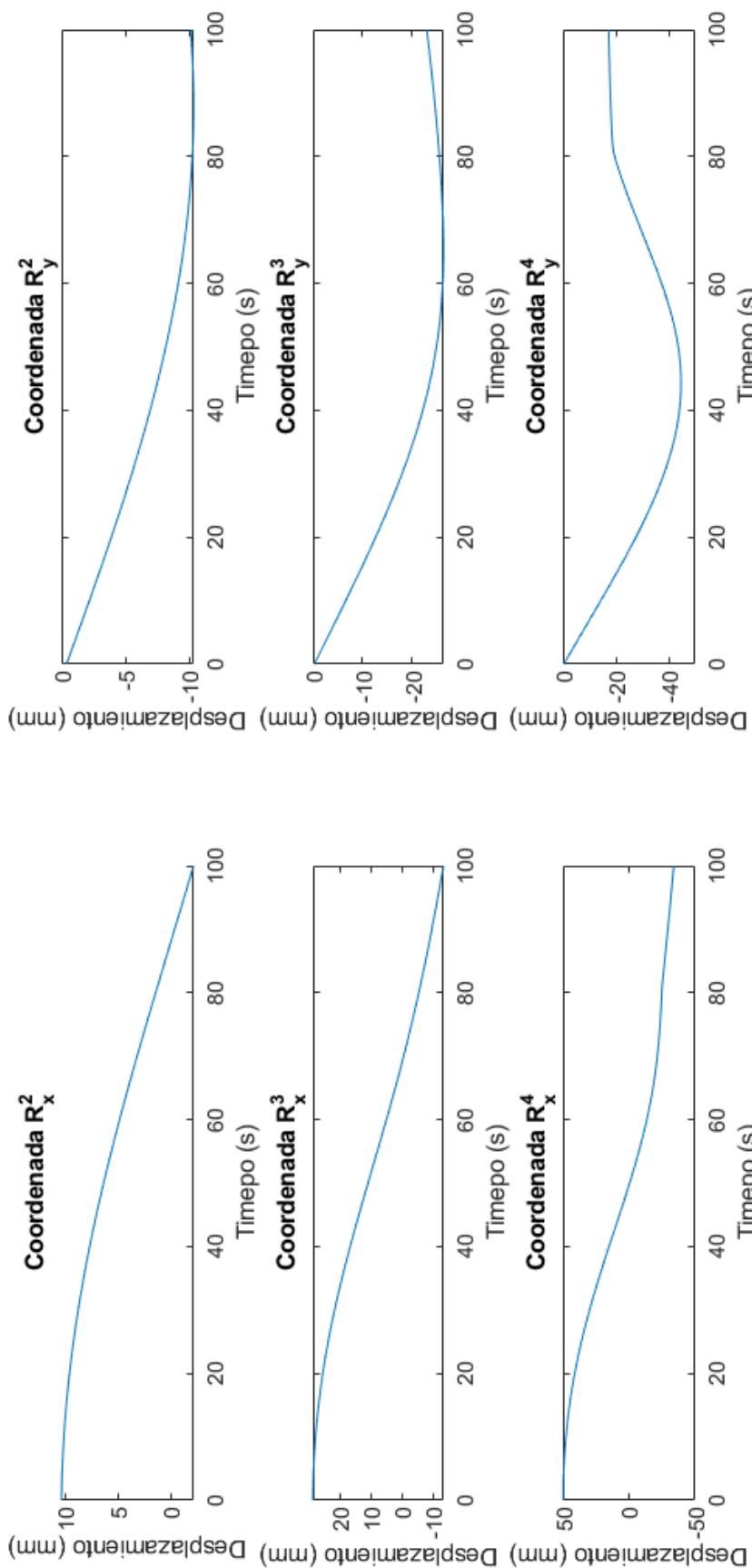


Figura 5-25. Coordenadas horizontales y verticales de las falanges (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

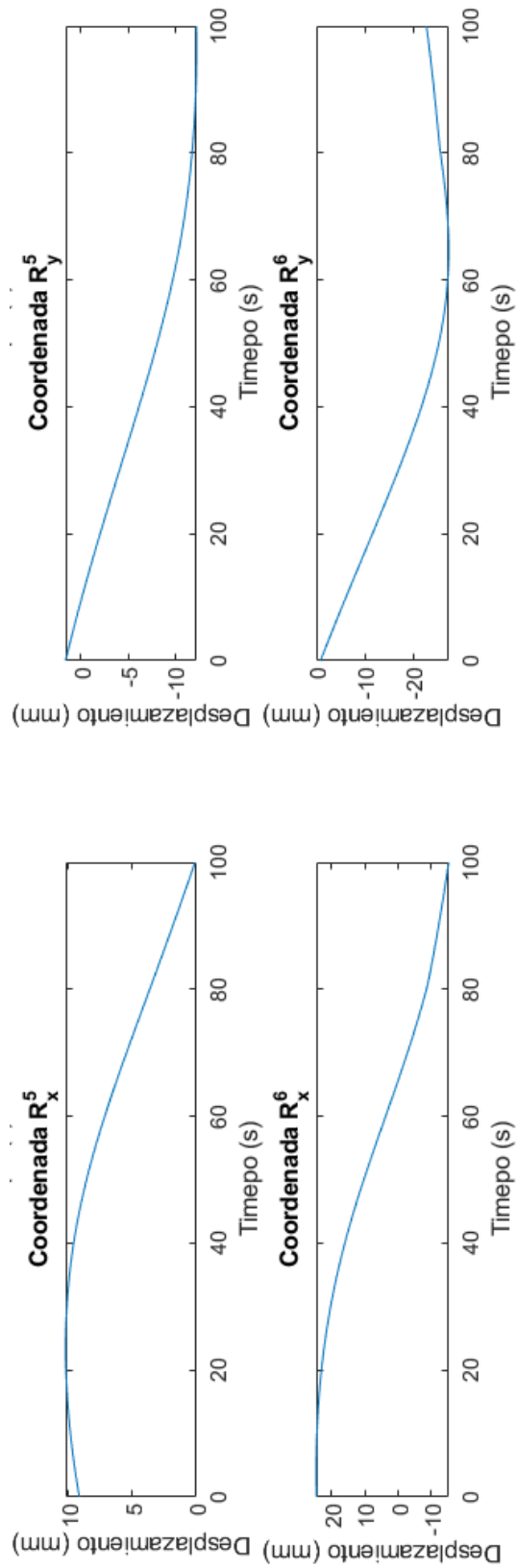


Figura 5-26. Coordenadas horizontales y verticales de las barras de unión (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

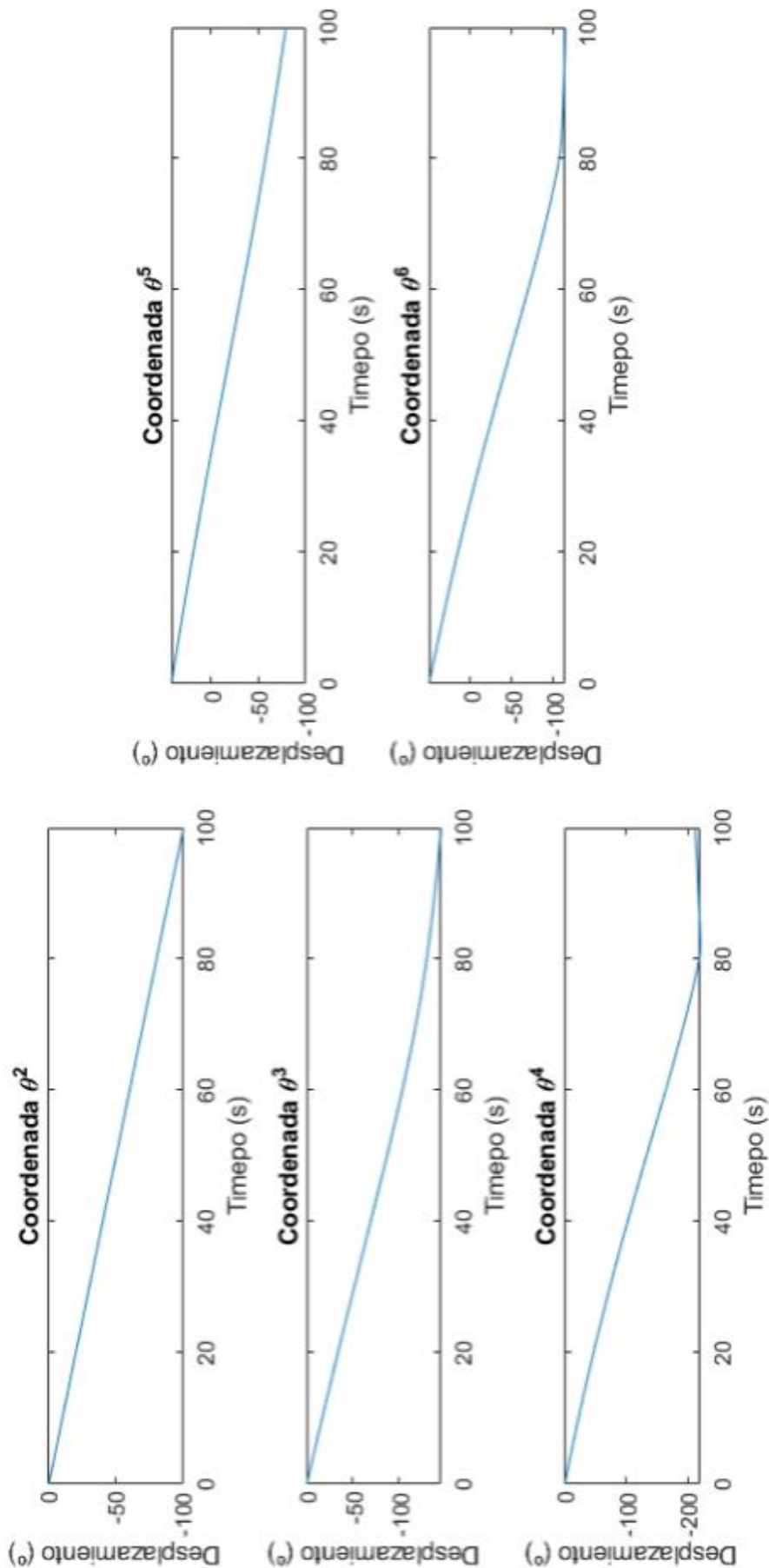


Figura 5-27. Coordenadas de giro (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

Observando las gráficas se puede deducir el momento en el que la falange distal entra en contacto con la palma de la mano. Esto ocurre pasado  $t = 80$ s.

Del mismo modo, se resuelven el problema de velocidades y aceleraciones con ayuda del mismo código Matlab®. Estas últimas son necesarias para el análisis dinámico.

➤ Problema de velocidad:

$$\dot{q}_{i+1} = -C_q^{-1} \dot{C}(q)$$

Donde  $\dot{q}_{(5 \times 1)}$  representa el vector de velocidades y  $\dot{C}(q)_{15 \times 1}$  la derivada parcial de  $C(q)$  respecto al tiempo.

➤ Vector de velocidades:

$$\dot{q} = [\dot{q}_2 \quad \dot{q}_3 \quad \dot{q}_4 \quad \dot{q}_5 \quad \dot{q}_6]^T \text{ siendo } \dot{q}_2 = [\dot{R}_{2x} \quad \dot{R}_{2y} \quad \dot{\theta}_2]$$

Análogamente se tiene,

➤ Problema de aceleración:

$$\ddot{q}_{i+1} = -C_q^{-1} [\dot{C}_q \dot{q} + \ddot{C}(q)]$$

Donde  $\ddot{q}_{(5 \times 1)}$  representa el vector de aceleraciones y  $\ddot{C}(q)_{15 \times 1}$  la derivada parcial de segundo orden de  $C(q)$  respecto al tiempo.

➤ Vector de aceleraciones:

$$\ddot{q} = [\ddot{q}_2 \quad \ddot{q}_3 \quad \ddot{q}_4 \quad \ddot{q}_5 \quad \ddot{q}_6]^T \text{ siendo } \ddot{q}_2 = [\ddot{R}_{2x} \quad \ddot{R}_{2y} \quad \ddot{\theta}_2]$$

Este análisis cinemático es análogo para todos los dedos incluido el pulgar. Para todos ellos se respetará la nomenclatura definida en la Figura 5-23.

### 5.7.3 Dedos: simulación dinámica

Este segundo análisis tiene por objetivo asegurar el correcto funcionamiento de las piezas de la prótesis. Consiste someter el mecanismo a ciertas fuerzas externas y comprobar que ni rompe ni se obtienen deformadas excesivas.

El primer paso es modelar las situaciones que se van a estudiar. Estas están basadas en casos críticos de uso que se pueden dar durante el funcionamiento de la prótesis. Además de estas fuerzas, la prótesis también experimenta la fuerza del servomotor, transmitida por el cable de accionamiento, cuyo valor es necesario calcular. Este cálculo requiere las masas de los cuerpos, así como sus inercias de giro. Esta información se obtiene del programa SolidWorks® una vez se ha introducido el tipo de material (PEEK, ver apartado 5.3). Una vez se tienen todas las fuerzas externas que se ejercen sobre el mecanismo y las aceleraciones requeridas -calculadas con el análisis cinemático-, se procede a hallar las fuerzas de reacción o reacciones<sup>11</sup> que se generan en los enlaces entre cuerpos como consecuencia de las restricciones de movimiento. Dichas reacciones aparecen a causa de la aplicación de las fuerzas externas. Por último, se comprueba que estas reacciones no rompen ni deforman excesivamente al conjunto.

Se plantean diferentes ensayos estáticos modelados a partir de situaciones reales críticas de peso y posición de la mano. El análisis cinemático es equivalente para todos los dedos. Sin embargo, las fuerzas que actuarán en cada uno de los dedos son distinta según se mostró en el apartado 4.6 y en función al caso bajo estudio. Los ensayos se realizan en los dedos implicados que reciben las mayores tensiones y en los de menores dimensiones.

Todos los ensayos seguirán el mismo guion. Lo primero es el cálculo de la fuerza del cable ( $F_c$ ), para lo cual se hace uso del Principio de las Potencias Virtuales<sup>12</sup> (PPV). En todos los casos, esta fuerza se aplica en la Falange proximal como muestra la Figura 5-28, generando además un momento respecto al cdg cuyo valor es el producto entre la susodicha y la distancia desde el punto en el que se aplica la fuerza hasta el cdg del cuerpo.

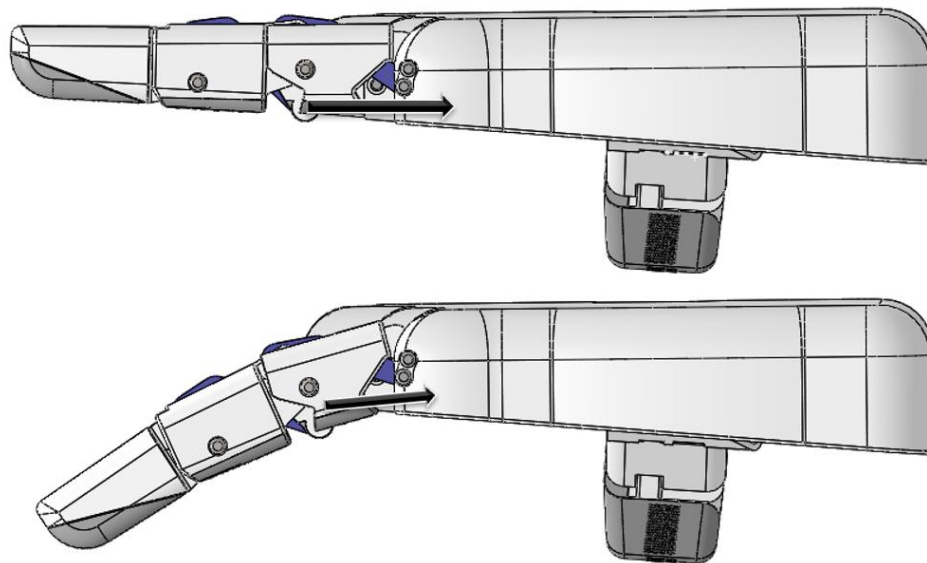


Figura 5-28. Aplicación de la  $F_c$ . Elaboración propia en SolidWorks®

Hallar  $F_c$  se traduce en la resolución de la siguiente ecuación:

<sup>11</sup> Fuerzas de reacción o reacciones: fuerzas de contacto entre los elementos de un sistema. Tienen componente normal y tangencial a las superficies de contacto entre cuerpos. La componente tangencial es de rozamiento -despreciada en este caso-.

<sup>12</sup> PPV: método basado en los conceptos básicos de la mecánica analítica que se emplea para el cálculo de desplazamientos o fuerzas en sistemas mecánicos. Consiste en la aplicación del balance de potencias virtuales -virtuales porque resultan del producto de fuerzas o momentos por un desplazamiento o giro virtual-. Su uso es extendido en la resistencia de materiales. "Dado un cuerpo rígido mantenido en equilibrio por un sistema de fuerzas, el trabajo virtual efectuado por este sistema, durante un desplazamiento virtual, es nulo" (Johann Bernoulli, 1710).

- Balance de potencias virtuales<sup>13</sup>:

$$\sum_{i=1}^6 \left[ \sum_{j=1}^{NF} (F_j v_i^{P*}) + \sum_{k=1}^{NM} (M_k \omega_i^{P*}) - m_i a_i^{cdg*} v_i^{cdg*} - I_i \alpha_i^{cdg*} \omega_i^{cdg*} \right] + F_c (v_2^{Q*} + \omega_2^{cdg*} d)$$

El sumatorio global llega hasta 6 porque es el número de cuerpos del mecanismo. NF es el número de fuerzas externas aplicadas según el ensayo -sin incluir a  $F_c$  dado que ya se muestra como término independiente en la ecuación-. NM es análogo para el número de momentos. Las propiedades físicas que tienen por índice \* son virtuales.  $v_i^P$  y  $\omega_i^P$  son la velocidad global y la velocidad angular global del punto P que pertenece al cuerpo i. Así mismo,  $a_i^{cdg}$  y  $\alpha_i^{cdg}$  son la velocidad global y la velocidad angular global del centro de gravedad del cuerpo i. Las masas y las inercias quedan representadas por  $m_i$  e  $I_i$ .

Una vez obtenida la Fuerza de generada por la acción del servomotor ( $F_c$ ), se calculan las reacciones internas del mecanismo. Para ello, se aplica el Principio de D'Alembert<sup>14</sup>. Dado que se conocen todas las fuerzas externas aplicadas en el mecanismo, se puede plantear el equilibrio dinámico que establece el Principio de D'Alembert. El sistema matricial que se ha de resolver en cada uno de los casos será el siguiente:

- Sistema de equilibrio dinámico:

$$M\ddot{q} + C_q^T F = U$$

Donde  $M_{(15 \times 15)}$  es la matriz de masa. Es una matriz diagonal<sup>15</sup> que posee las masas y las inercias de todos los cuerpos del mecanismo. Este término será muy inferior al resto y podría despreciarse.  $C_q^T_{(15 \times 14)}$  es la matriz traspuesta<sup>16</sup> de la matriz jacobiana. En este caso, se ha eliminado la ecuación de movilidad.  $F_{(14 \times 1)}$  es un vector que recoge las reacciones horizontales y verticales que aparecen en las articulaciones del mecanismo. Por último,  $U_{(15 \times 1)}$  es el vector de fuerzas externas conocidas.

- Matriz de masa:

$$M = \begin{bmatrix} M_2 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & M_6 \end{bmatrix} \text{ con } M_2 = \begin{bmatrix} m_2 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 \\ 0 & 0 & I_2 \end{bmatrix}$$

Los cálculos de la aplicación de ambos principios se realizarán en el mismo programa de cálculo matemático (ver Anexo C: Código Matlab III).

Una vez se hallen las fuerzas internas, se realiza un análisis de tensiones donde se crea conveniente según los valores de reacciones obtenidos y dónde se estén ejerciendo. Como se ha comentado antes, este estudio de tensiones permitirá saber si la pieza es capaz de soportar estas tensiones internas sin romper ni deformarse en exceso. Este análisis se realiza en SolidWorks®.

⇒ **Ensayo de prensa tetradigital** (ver apartado 3.5)

La primera situación real que se plantea es el levantamiento de un objeto pesado, como podría ser una caja. La manera de cogerlo podría ser con una prensa de gravedad o pluridigital. Con la prensa de gravedad el peso se

<sup>13</sup> Característica virtual: se dice de aquellas propiedades físicas que, no siendo reales, son compatibles con la cinemática del mecanismo. Una propiedad real puede ser virtual.

<sup>14</sup> Principio de D'Alembert: se entiende como una generalización del Principio de los trabajos virtuales. Establece que en un mecanismo la sumatoria de las fuerzas externas y las fuerzas de inercia de cada cuerpo constituyen un sistema de fuerzas en equilibrio dinámico. El procedimiento que se sigue al aplicar este principio es el siguiente: 1. desvincularización de sólidos del sistema, 2. aplicación de equilibrio de fuerzas y momentos en cada uno de los sólidos -se obtiene por cada sólido un conjunto de ecuaciones donde las incógnitas son las fuerzas internas o de reacción- y 3. balance de ecuaciones-incógnitas del conjunto total de ecuaciones formuladas.

<sup>15</sup> Matriz diagonal: es una matriz en la que todos los elementos que se encuentran fuera de la diagonal principal son nulos. Los elementos de dicha diagonal pueden o no ser ceros.

<sup>16</sup> Matriz traspuesta: se forma intercambiando las filas y columnas de una matriz.



distribuye por los cinco dedos y la palma. Utilizando una pinza tetradigital el peso se concentra en las falanges de los dedos del dos al cuatro. Se elige la segunda opción porque será más crítica, ya que la carga se distribuye en menos superficie. La Figura 5-29 muestra un ejemplo de cómo se realiza el levantamiento/transporte de la carga.



Figura 5-29. Manipulación de carga con pinza tetradigital [41]

Dado lo visto en el apartado 4.6, se plantea la situación con una carga de 10kg que se reparte en las dos manos y, a su vez, en los dedos según lo expuesto en las Condiciones Mecánicas. Los ensayos más relevantes son los del dedo meñique, por ser el de menores dimensiones y el dedo anular, dado que es el que mayor carga recibe. Se descarta ensayar el dedo índice porque tiene las mismas dimensiones que el anular y tiene menor distribución de carga. Por su parte, el dedo corazón recibe menos carga poseyendo dimensiones mayores a las dadas al dedo índice. Si el dedo anular pasa los ensayos -ni se deforma en exceso ni se rompe-, se puede deducir que los dedos índice y corazón pasarán también.

Realizando el ensayo en el dedo anular, se obtiene un valor máximo de la Fuerza del cable de 54N. Los valores de las reacciones internas se grafican en la Figura 5-31. La máxima reacción se observa en los pares de rotación A y B (ver Figura 5-30) cuyo valor horizontal es -30N y el vertical 46.5N. Estos pares afectan al dorso, a la barra de unión proximal y a la falange media. En un primer momento, se estudia la barra de unión por ser el cuerpo más pequeño y en función de los resultados obtenidos se procederá al análisis del resto de los cuerpos. Comprobando que la barra de unión no se rompe ni se deforma en exceso, se garantizará el buen funcionamiento de la falange media ya que la reacción que se aplica será del mismo valor y su tamaño es mayor. Se aplicará la resultante de ambas cargas (55.34N) que actúa en la dirección que une los dos centros de las articulaciones (ver Figura 5-30).

A continuación, se realiza un análisis de tensiones sobre B en la barra proximal para comprobar que soporta dicha reacción. La orientación de la fuerza de reacción se define según la siguiente figura siendo el plano verde que se muestra el plano horizontal:

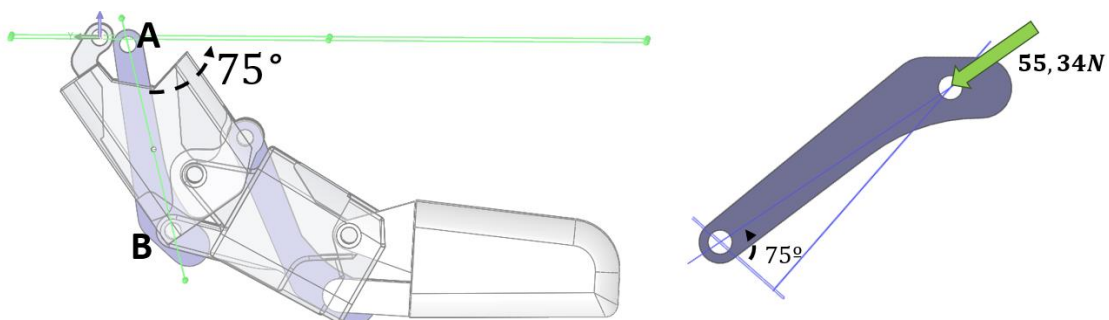


Figura 5-30. Aplicación de las reacciones en la barra de unión proximal del dedo anular

El primer paso para realizar el análisis de tensiones es aplicar el material seleccionado en el programa de modelado. Este material debe de tener las mismas características mecánicas descritas en el apartado 5.3, ya que es el material final de fabricación. Las propiedades del material se muestran en la Figura 5-32. Aunque se van a usar almohadillas en la prótesis final de TPU, en las simulaciones se les dará como tipo de material PEEK a todas, ya que con el TPU la pieza tiene mejor comportamiento ya que absorbe parte de la tensión disipándola en deformación.

### Ensayo de Agarre de Prensa Tetradigital en D4

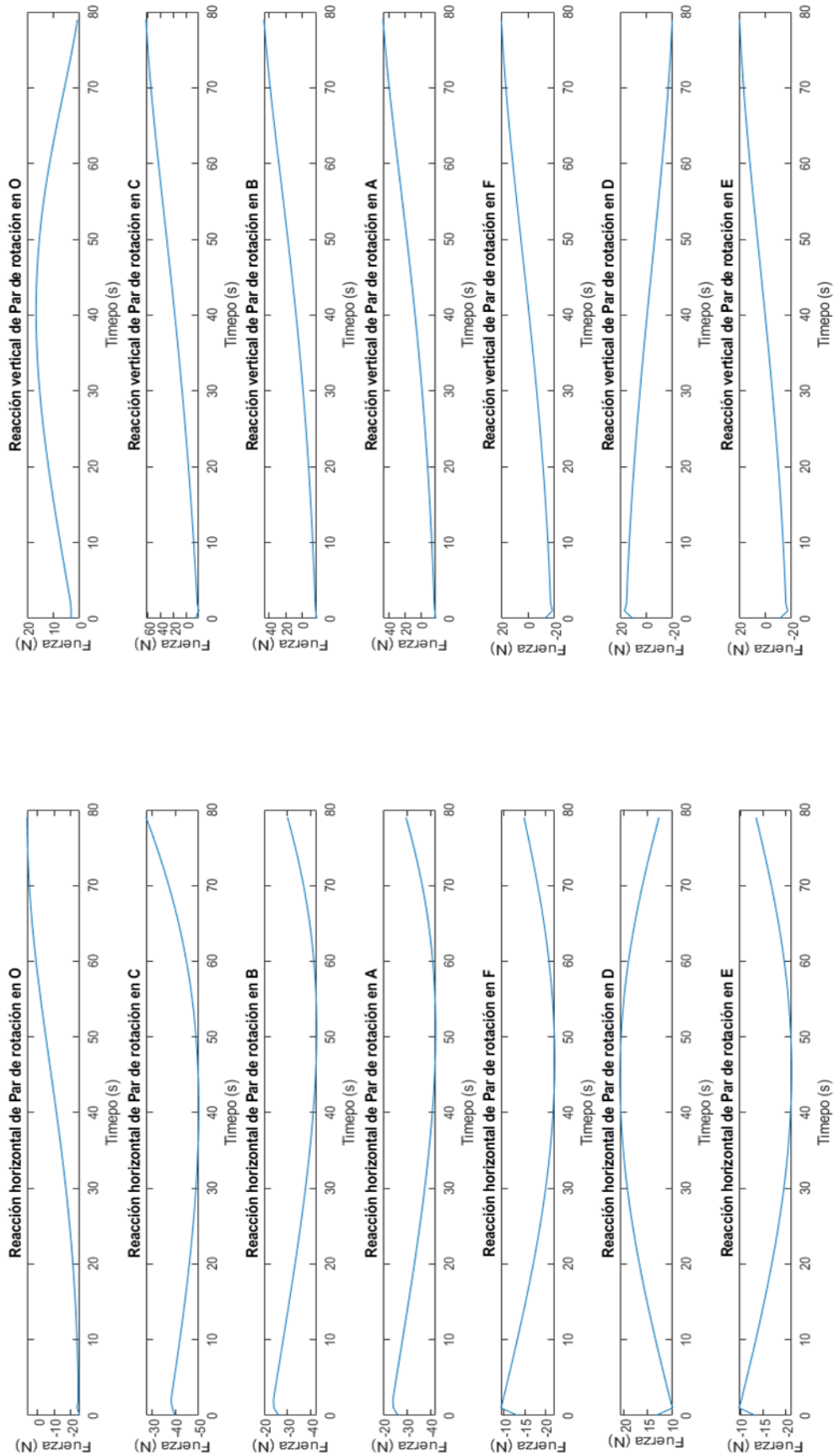


Figura 5-31. Reacciones del dedo anular en el ensayo de prensa tetradigital (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

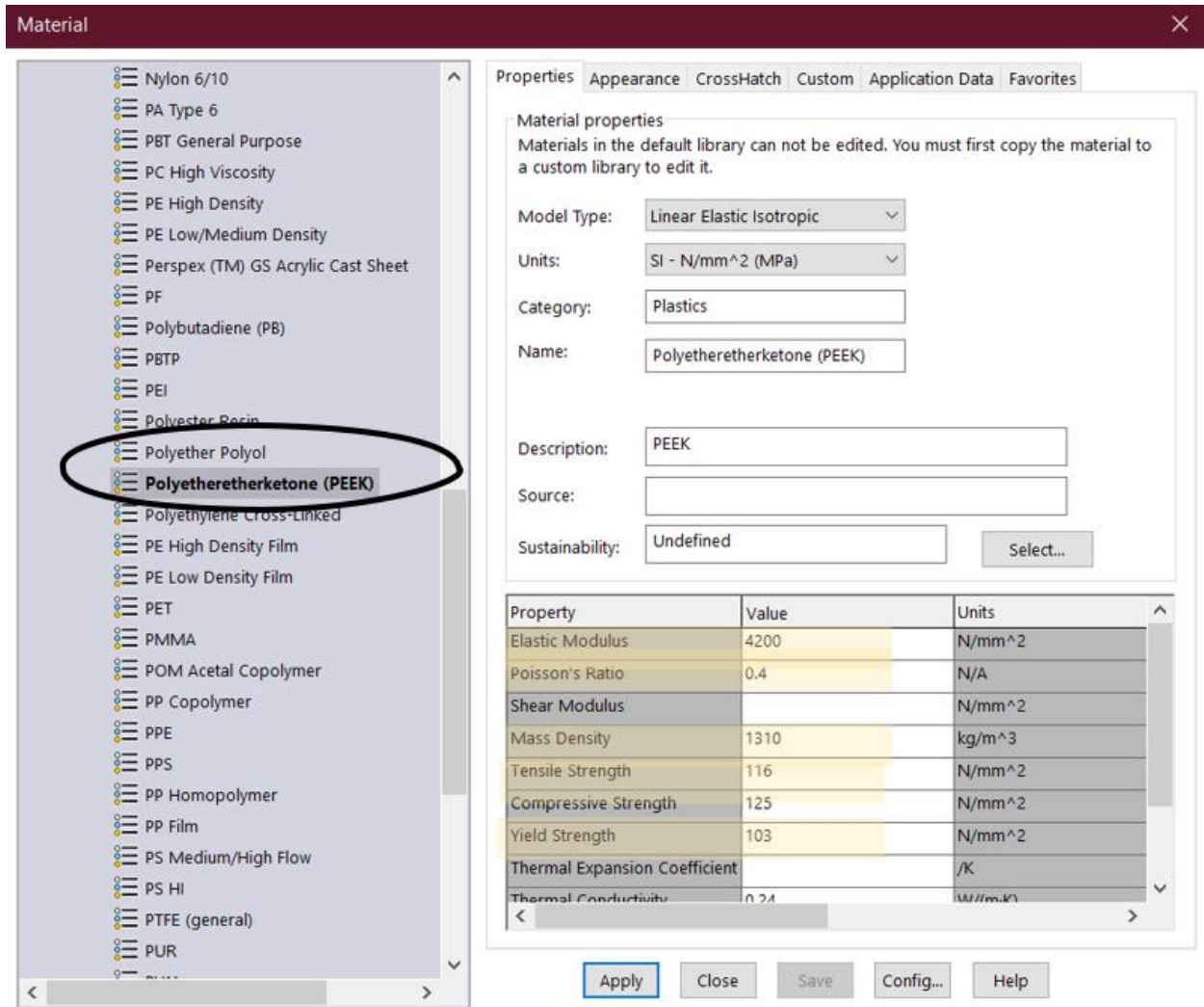


Figura 5-32. Propiedades mecánicas del PEEK. Ventana de SolidWorks®

Donde *Elastic Modulus*, *Poisson's Ratio*, *Mass Density* y *Yield Strength* son el Módulo de Young, el coeficiente de Poisson, la densidad de masa y el límite elástico respectivamente. Y se entiende *Tensile Strength* como *Ultimate Tensile Strength* o dicho en español: tensión de rotura.

Además, para el análisis mediante elementos finitos es necesario mallar la barra. Se hace uso de un mallado tetraédrico fino que se define con un total de 342176 elementos y 487624 nodos. El tamaño de los elementos es de 0.2 2mm Toda esta información está recogida en la Figura 5-33. El detalle mallado se puede apreciar en Figura 5-34.

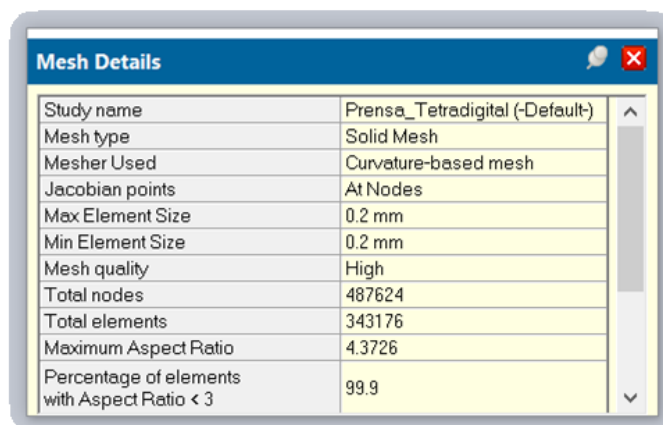


Figura 5-33. Característica de la malla. Ventana de SolidWorks®

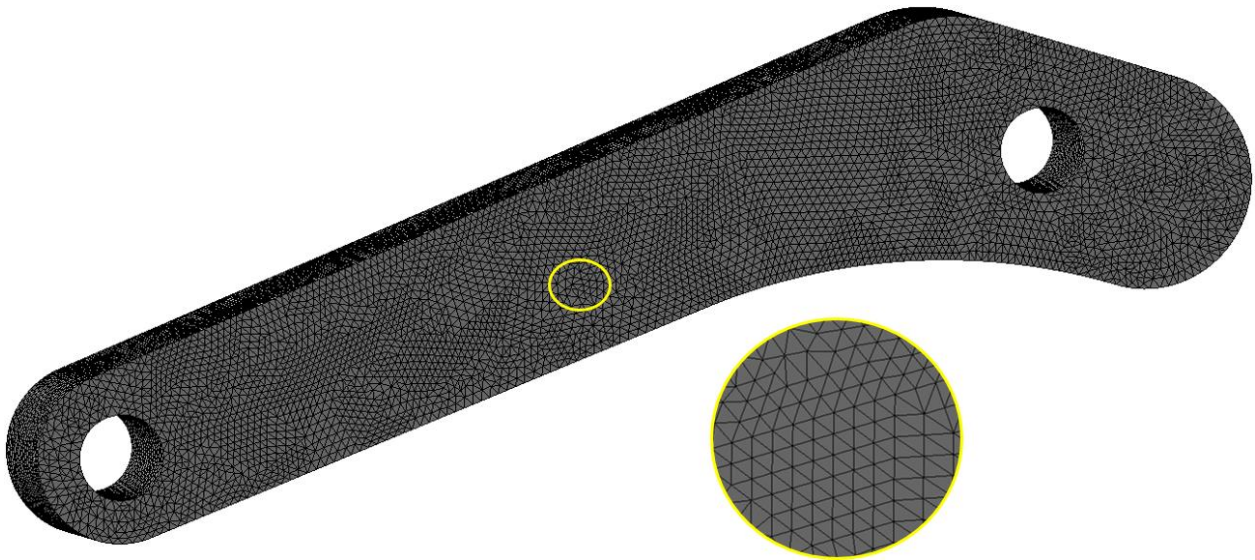


Figura 5-34. Características de mallado realizado en SolidWorks®

La Figura 5-34 muestra el detalle de mallado de la barra de unión proximal del dedo anular. La pieza se fijará de manera que mejor reproduzca su posición y funcionamiento en el mecanismo real. Por ello, se define una restricción de bisagra en el eje de A. Esta restricción bloquea todos los gdl excepto el de giro respecto el eje en A que es el único gdl permitido según la restricción definida en el mecanismo.

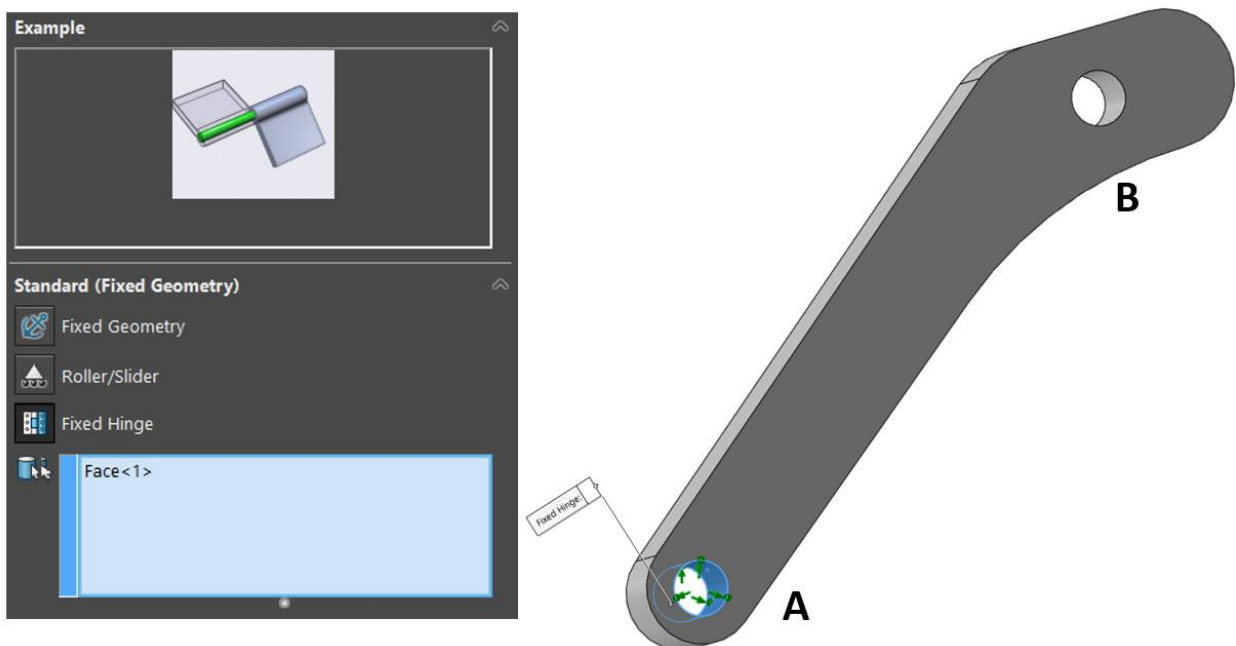


Figura 5-35. Restricción de bisagra en la barra de unión proximal del dedo anular realizada en SolidWorks®

Se define la reacción interna en B con la dirección que une los dos ejes de rotación de la barra de unión (ver Figura 5-35).

Se comienza este primer ensayo y el programa da error (ver Figura 5-37). Eso ocurre porque a pesar de su potencial y su alta capacidad de cálculo y simulación, SolidWorks tiene límites. Durante la simulación se producen grandes desplazamientos a causa de la descentralización de la fuerza aplicada. Lo que ocurre es que, al girar mínimamente la pieza, SolidWorks no es capaz de realinear la carga con la línea que une los dos centros. La fuerza aplicada en cualquier otra dirección provoca el giro libre de la pieza.

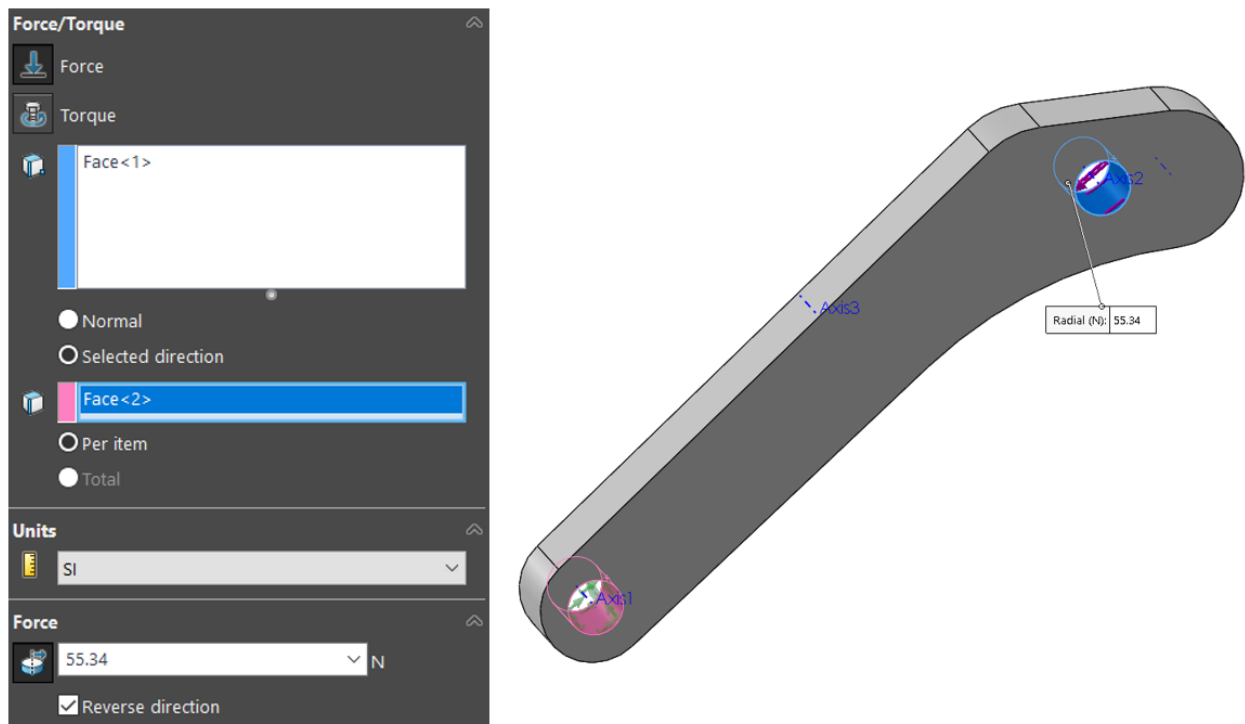


Figura 5-36. Aplicación de la reacción interna en B. Ventanas de SolidWorks®

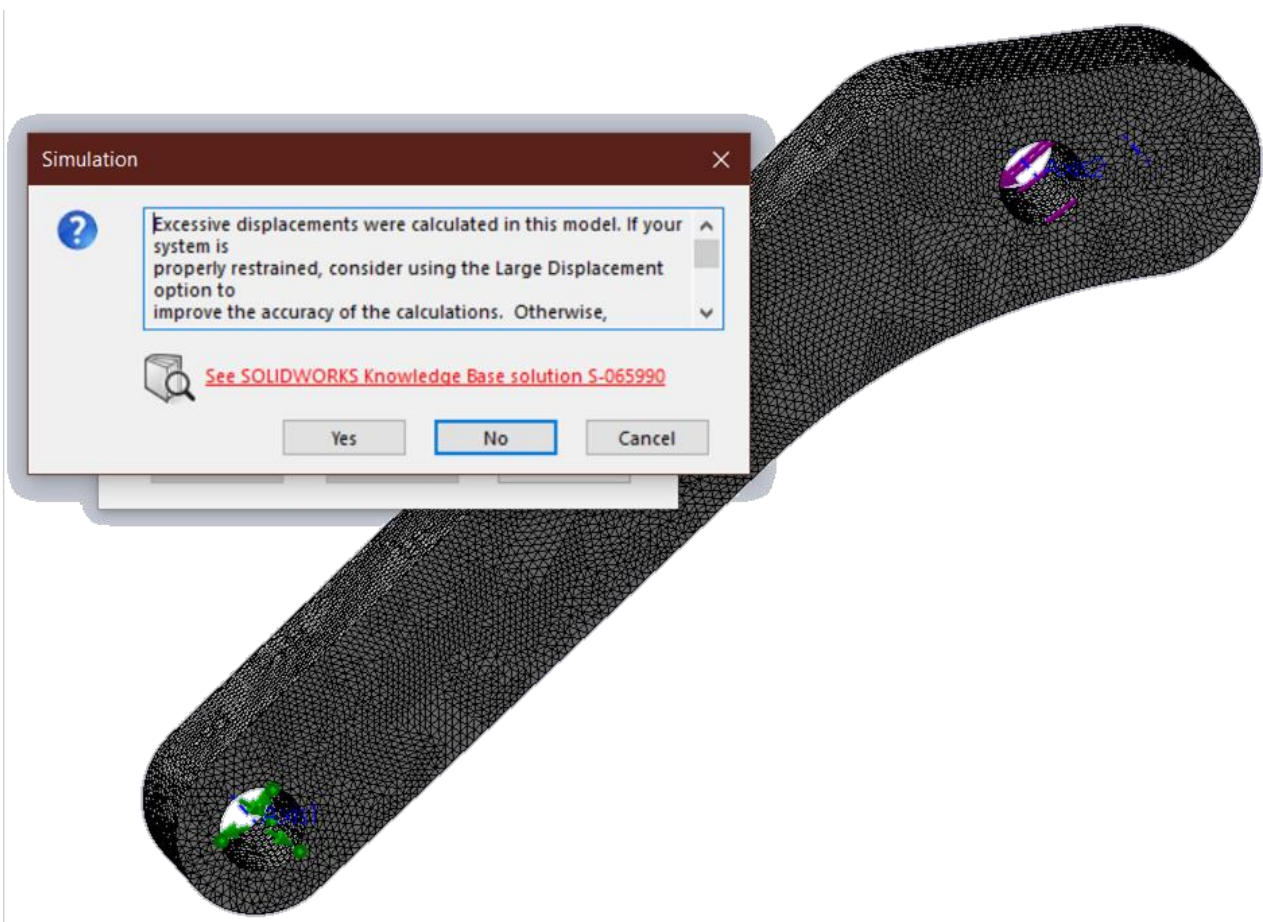


Figura 5-37. Fallo de simulación en SolidWorks®

Para solucionar este problema, se toma la decisión de fijar la cara interna de la articulación en A. Al estar restringiendo más gdl, se podría provocar un comportamiento distinto al deseado. Deben de comprobarse las reacciones generadas en A para asegurar que no se está cambiando el comportamiento de la pieza.

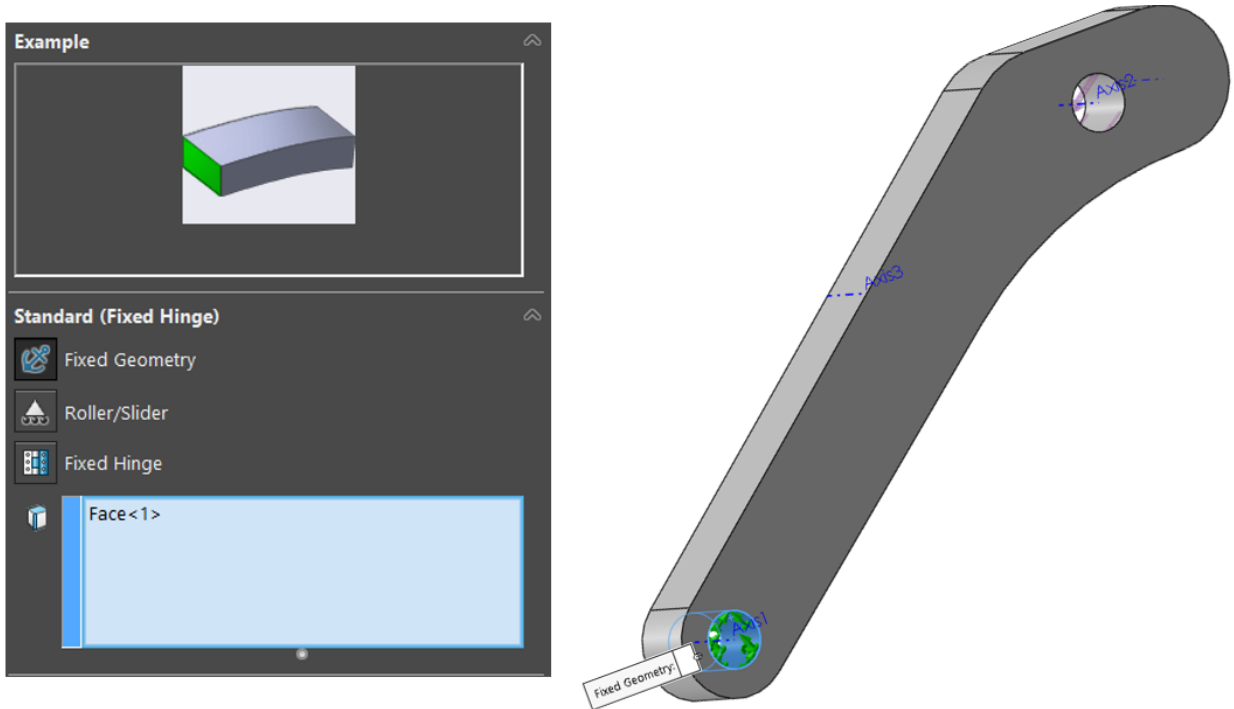


Figura 5-38. Restricción fija en la barra de unión proximal del dedo anular realizada en SolidWorks®

A continuación, se corre la simulación. Las reacciones generadas en los ejes  $y$  y  $z$  son del orden de  $10^{-4}$  frente a la que se produce en el eje  $x$  -eje paralelo a la línea que une los dos ejes de rotación- del valor de 55.34 N, como se esperaba, siendo un sólido rígido cuyas restricciones de contorno son dos articulaciones, cualquier fuerza aplicada en una de ellas se transmitirá según la dirección de la línea que une los dos centros de estas articulaciones en sentido contrario a la aplicada. Dado los órdenes de magnitud, pueden despreciarse las reacciones obtenidas en los ejes distintos a  $x$ . Esta comprobación garantiza que el comportamiento es idealmente el deseado y se pueden tomar los resultados obtenidos en esta simulación como buenos.

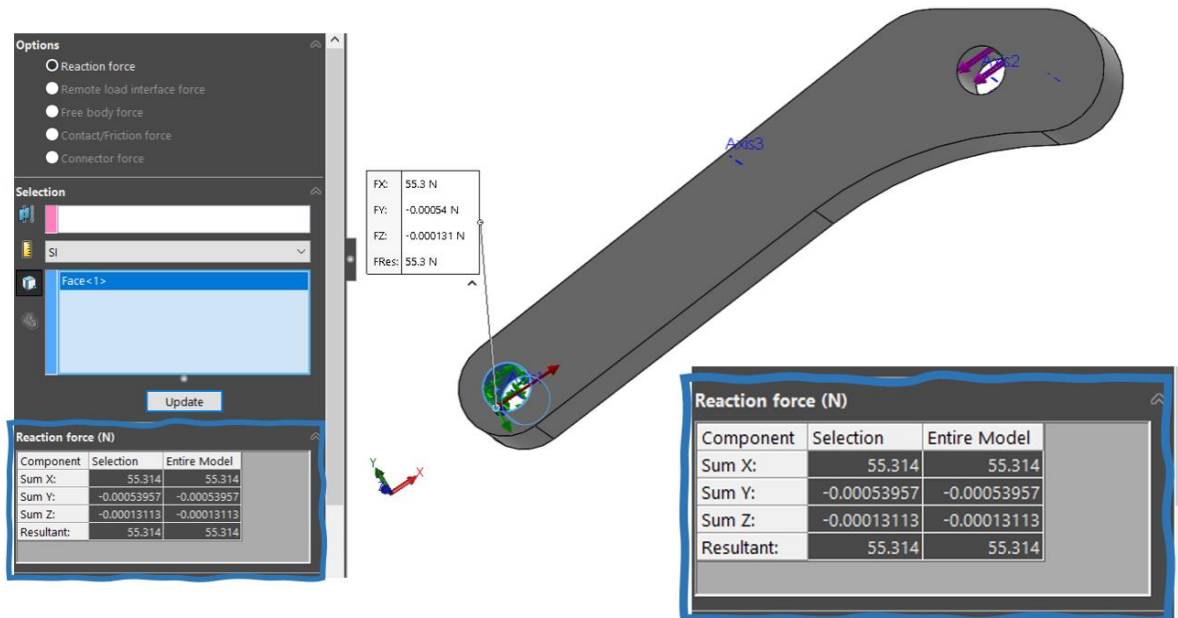


Figura 5-39. Comprobación de reacciones que se producen en la articulación en A para el ensayo tetradigital del dedo anular

Por consiguiente, no se desalineará la fuerza y no se darán grandes desplazamientos. En definitiva, el programa podrá realizar con éxito el cálculo con pequeños desplazamientos.

El análisis de tensiones realizado en SolidWorks® según lo descrito da los resultados mostrados en la Figura 5-40.

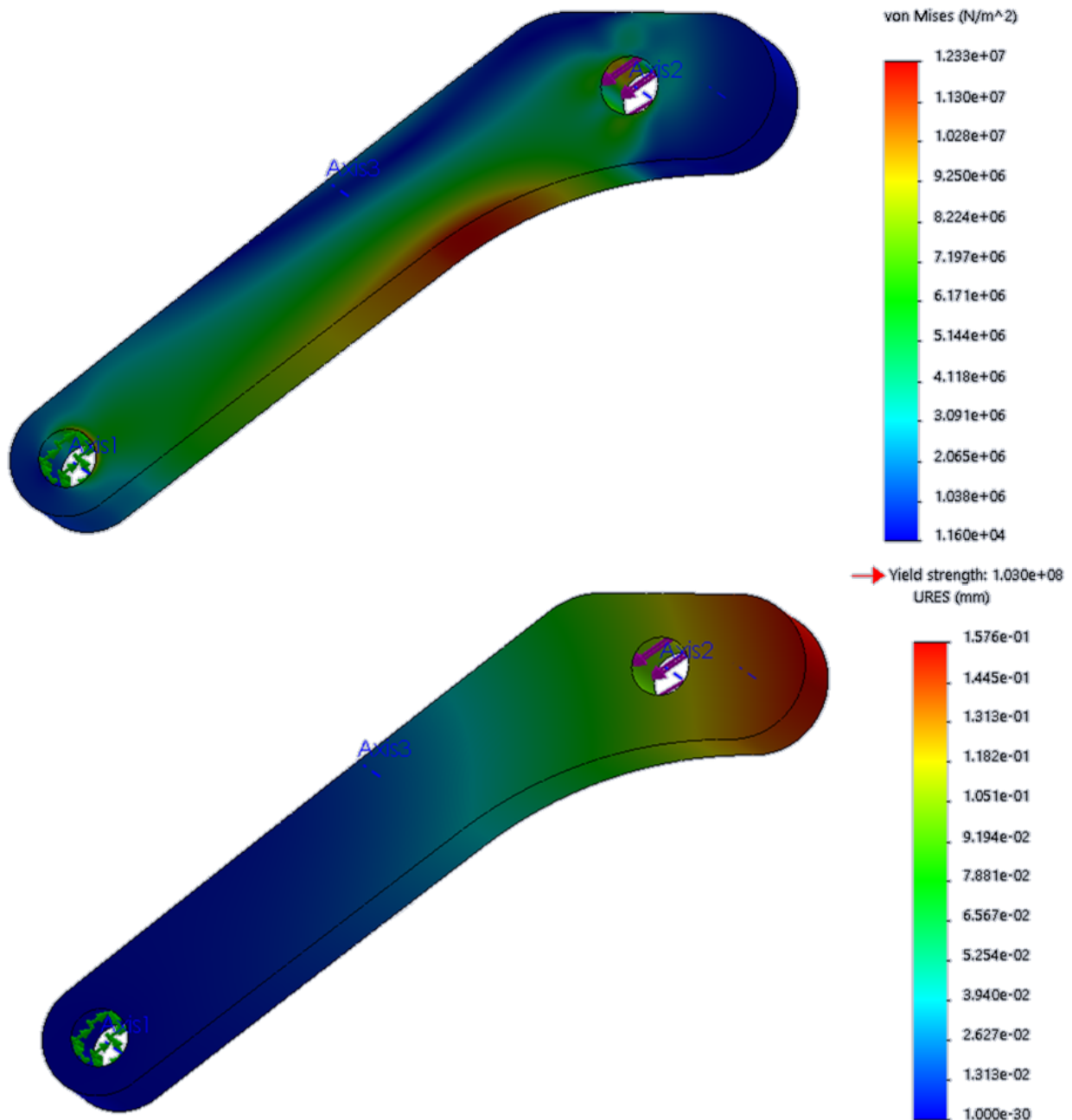


Figura 5-40. Resultados del ensayo de prensa tetradigital en la barra de unión proximal del dedo anular: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®

Como puede observarse en las figuras, la barra sufre una pequeña deformación despreciable y las tensiones son muy inferiores al límite elástico. Por consiguiente, la deformación no es plástica y, cesada la carga, recuperará su forma original.

Teniendo en cuenta la carga aplicada (55N) y las dimensiones de la barra -diámetro de la articulación de 2 mm y ancho 3 mm-, se calculan 9 MPa de distribución de tensión interna. Siendo el ajuste móvil entre eje y barra de unión en cada una de las dos articulaciones muy pequeño -10 mm-, la distribución de tensiones será bastante uniforme en la barra de unión como se muestra en la Figura 5-41. Por consiguiente, el valor máximo en la distribución de tensiones será aproximadamente un 30% mayor que el calculado. Se observa que en el contacto entre eje imaginario -impuesto como restricción de bisagra en la simulación- se obtienen 12 MPa.

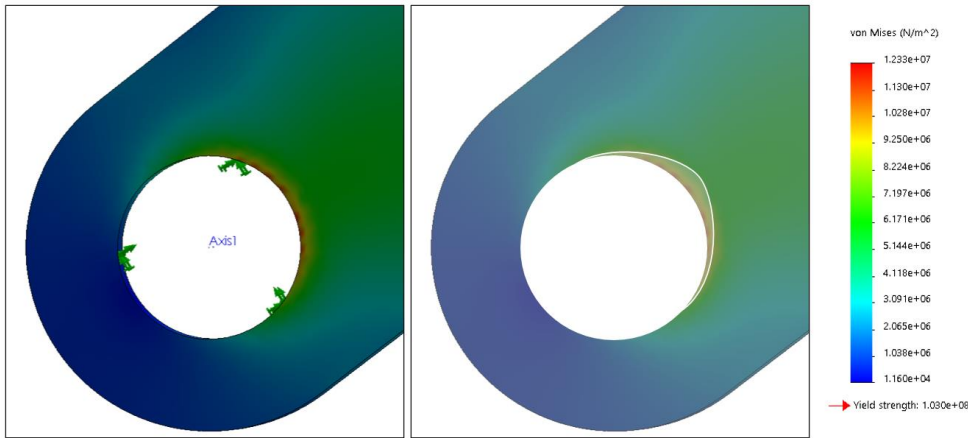


Figura 5-41. Distribución de tensiones en el ajusto móvil entre eje y barra de unión en la rotación A.

Como se ha comentado previamente, el análisis de la falange media -afectada también por la reacción de mayor valor que aparece en el par de rotación en B- se realizaría en función de los resultados obtenidos. Como se ha comprobado que la barra de unión proximal tiene un comportamiento fiable frente a la reacción a la que se ve sometida, se prescinde de este segundo sobre la falange media dado que la relación tamaño/reacción es mayor que en la barra de unión. Es decir, la falange media posee más masa -que se traduce en mayor sección e inercia- frente a las mismas cargas, esto conllevará menos deformación y unos valores de tensiones internas menores. En conclusión, comprobando que la barra de unión soporta las cargas aplicadas sin romperse ni deformarse, se puede garantizar que la falange media tampoco experimentará grandes deformaciones.

Se realiza a continuación el mismo estudio para el dedo meñique teniendo en cuenta que tanto las dimensiones como el porcentaje de distribución de carga serán distintos. Con una  $F_c$  máxima calculada de 3.9N, se obtienen los valores que se muestran en la Figura 5-43 donde se observa que las reacciones son muy inferiores a las obtenidas para el dedo anular. Los valores más elevados se observan en A, B y C que pertenecen a la barra de unión proximal y a la falange proximal (ver Figura 5-23 para más aclaración de la situación de estos puntos en el mecanismo). Estos valores ascienden a -7N y 12N en A y B -cuya resultante es de 13.9 N en la dirección que une los dos centros de las articulaciones de la barra de unión- y -5.3N y 16.5N en C -mostrándose primero la reacción horizontal y luego la vertical-. Se estudia primero el cuerpo implicado de menores dimensiones. Se fijará del mismo modo que la barra de unión del dedo anular en el ensayo anterior (ver Figura 5-38). Así mismo, se aplica la carga resultante de las dos reacciones horizontal y vertical igual que antes (ver Figura 5-31).

Igual que antes, se comprueba satisfactoriamente que las reacciones en los ejes y y z son despreciables frente a la que aparece en el eje x al aplicar la restricción de fijación en A.

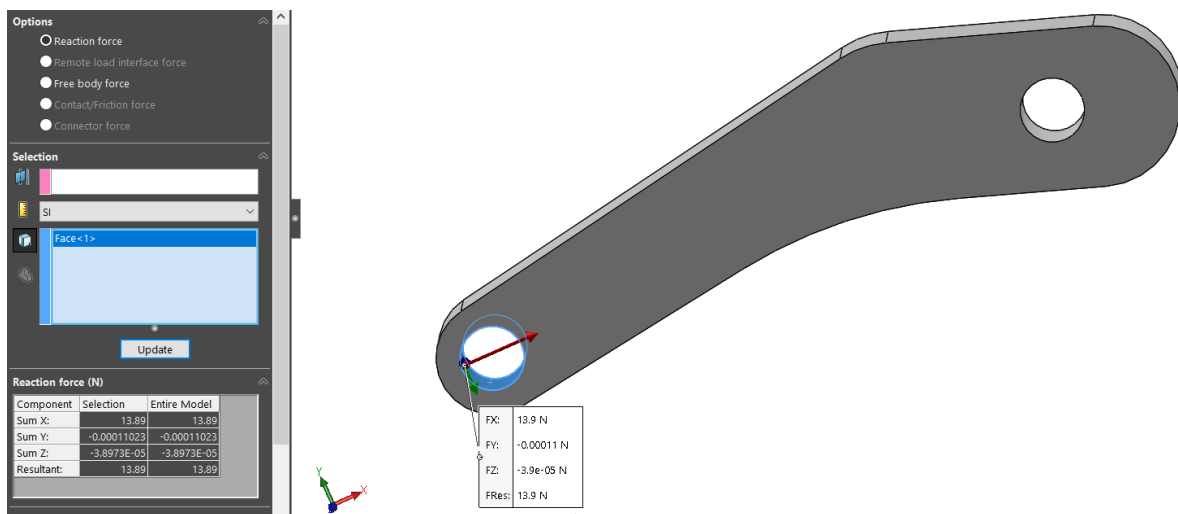


Figura 5-42. Comprobación de reacciones que se producen en la cara interna de la articulación en A para el ensayo tetradigital del dedo meñique



Ensayo de Agarre de Prensa Tetradigital en D5

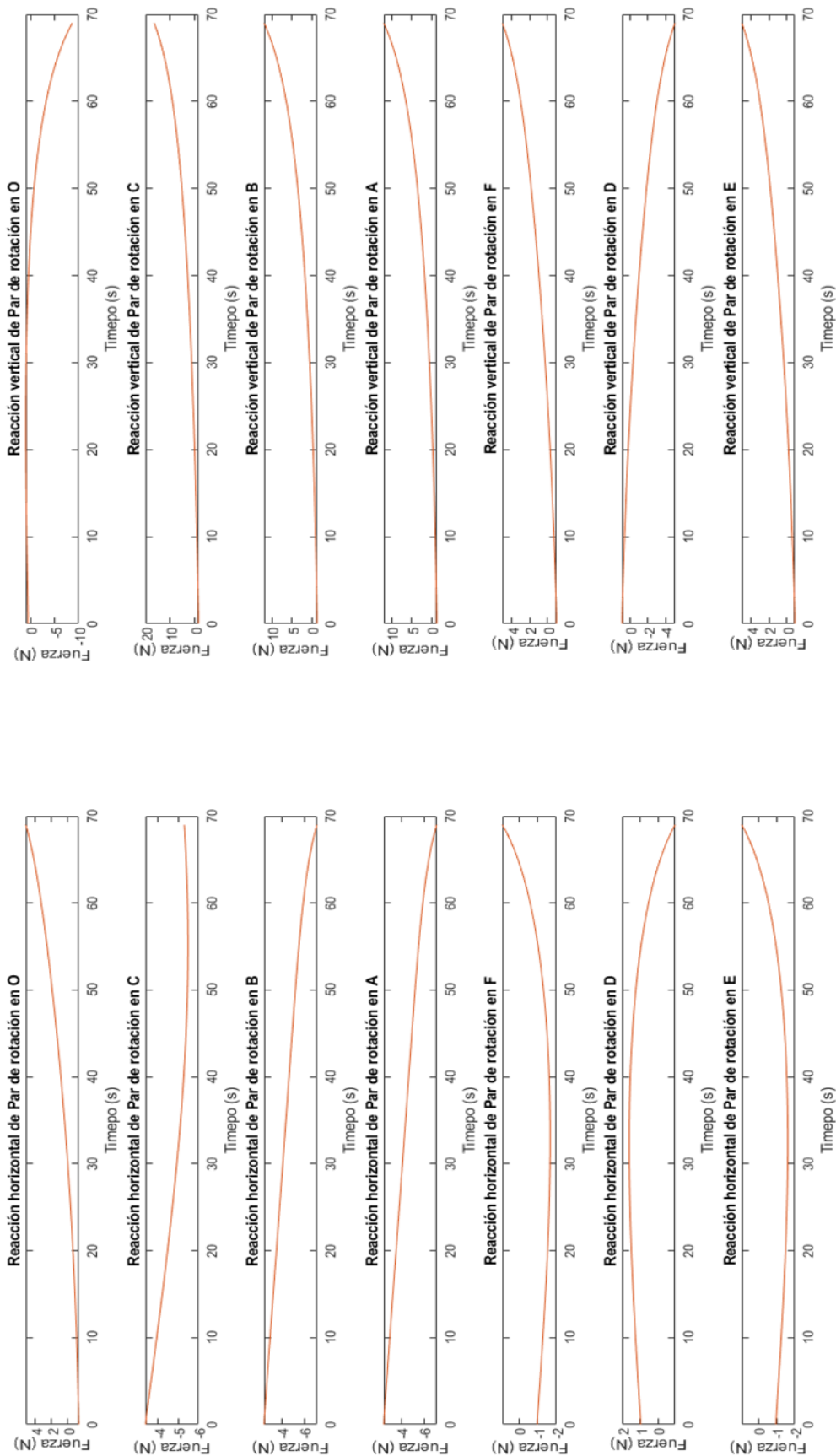


Figura 5-43. Reacciones del dedo meñique en el ensayo de prensa tetradigital (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

El análisis de tensión realizado en SolidWorks® según lo descrito da los resultados mostrados en la figura 5-42.

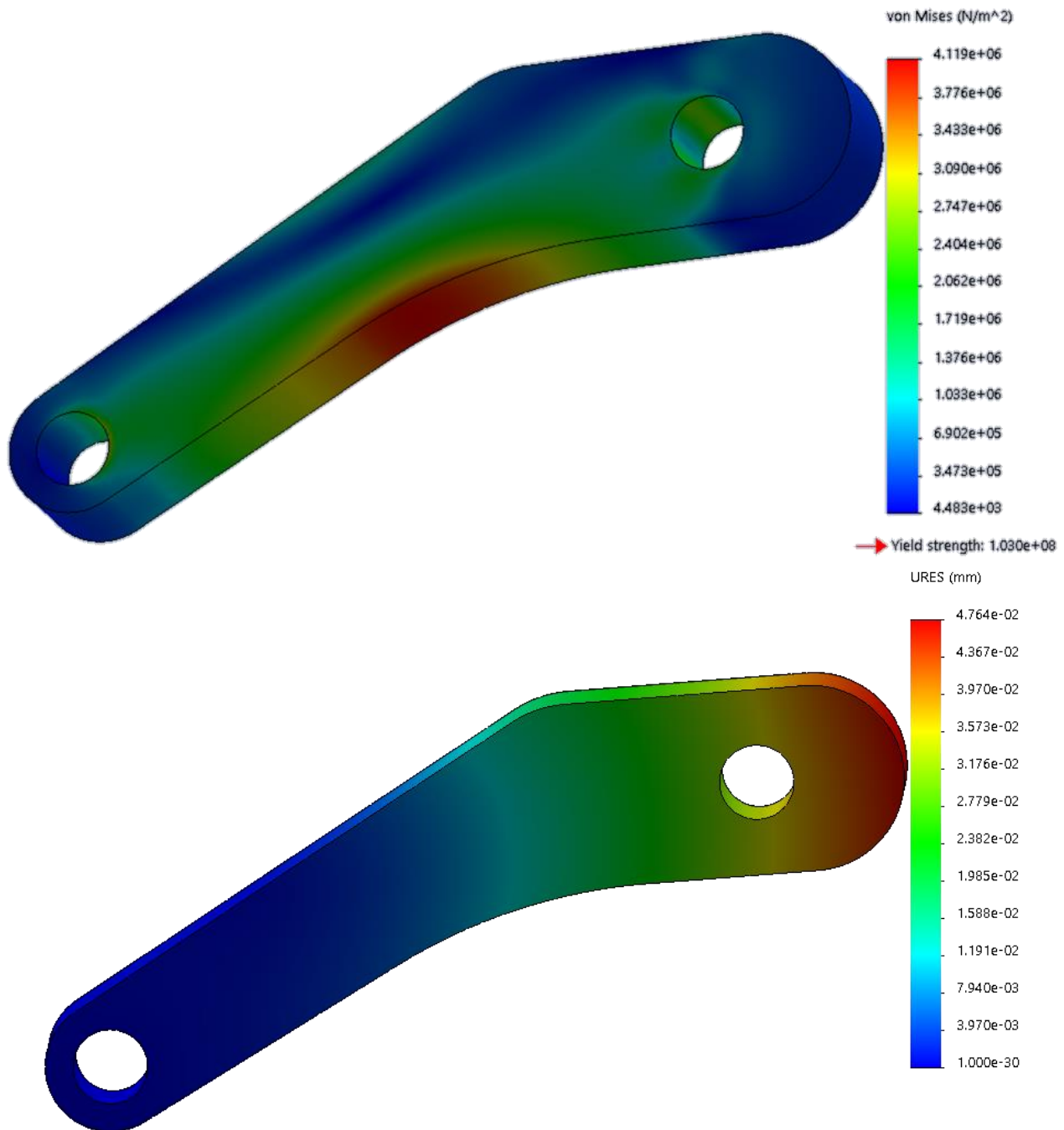


Figura 5-44. Resultados del ensayo de prensa tetradigital en la barra de unión proximal del dedo meñique: tensiones internas (arriba) y deformaciones internas (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®

La barra soporta perfectamente las tensiones aplicadas. Por lo cual, con la misma conclusión que antes, la falange media tampoco sufrirá deformaciones excesivas ni romperá -mismas reacción aplicada en un cuerpo de mayor masa-. Las tensiones obtenidas en la articulación C no difieren demasiado con los calculados en A y B. Dado que los cuerpos implicados son de mayores dimensiones, se puede concluir que soportarán bien las reacciones internas a las que se ven sometidos. No se requiere análisis de tensiones en C.

⇒ **Ensayo de pinza pulgodigital subterminal** (ver apartado 3.5)

Como se ha visto antes, en este tipo de agarre entran en juego los dedos índice y pulgar. El ensayo se modela aplicando la fuerza dactilar máxima del índice (3.8N) ya que es mayor que la del dedo pulgar (3.2N), colocándolos en las posiciones que se muestran en la Figura 6-4 y la Figura 5-21. Dado que esta posición se utiliza para agarrar objetos de pequeño tamaño y poco peso, como pueden ser una aguja o un lápiz -aproximadamente 6 gramos de peso-, se desprecia su peso para el ensayo.

En el caso del dedo índice, se obtiene un valor máximo de  $F_c$  de -24N. Las reacciones internas se presentan en las siguientes gráficas pertenecientes a la Figura 5-47. Se observa que no se alcanzan valores demasiado elevados en las reacciones. Las reacciones en las barras de unión no superan los 5 N. Se sabe que estos cuerpos son fiables aplicando una de 23N como se ha hecho en el ensayo prensa tetradigital para el dedo anular -el modelo de los dedos índice y anular es el mismo-. Por ello, se puede garantizar que las barras son fiables con las reacciones calculadas en este caso.

El único punto cuyas reacciones alcanzan un límite para precisar atención es O con 23N de reacción vertical y -6N en la horizontal. Se procede al análisis de elementos finitos en la falange proximal del dedo índice. Para esta simulación, se utilizarán restricción de bisagra en la articulación C y restricción de deslizamiento en la cara posterior de la falange. Idealmente, se debería aplicar esta última restricción en un punto o una única línea contenidos en esta cara. Sin embargo, SolidWorks® no permite este tipo de restricciones. Se estima que el resultado computacional será parecido dado que las restricciones se encuentran muy lejos de las zonas donde se darán las tensiones máximas.

Además, es necesario saber que las reacciones que actúan en el par de rotación C son 2.32N en la horizontal y 8N en la vertical. Se aplicarán sus resultantes según las medianas del triángulo OCD (ver Figura 5-46).

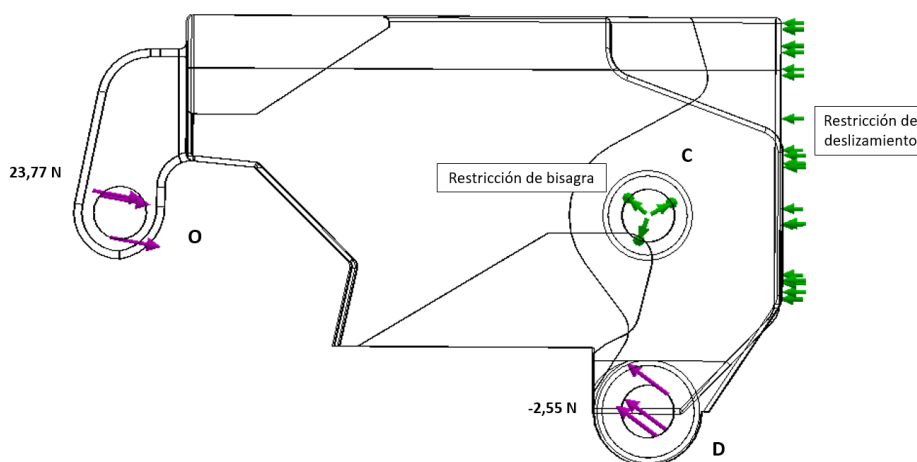


Figura 5-45. Restricción de bisagra en la articulación C y restricción de deslizamiento en la cara posterior de la falange para el ensayo de pinza pulgodigital subterminal

La resultante en O se aplica siguiendo las medianas del triángulo OCD (ver Figura 5-46).

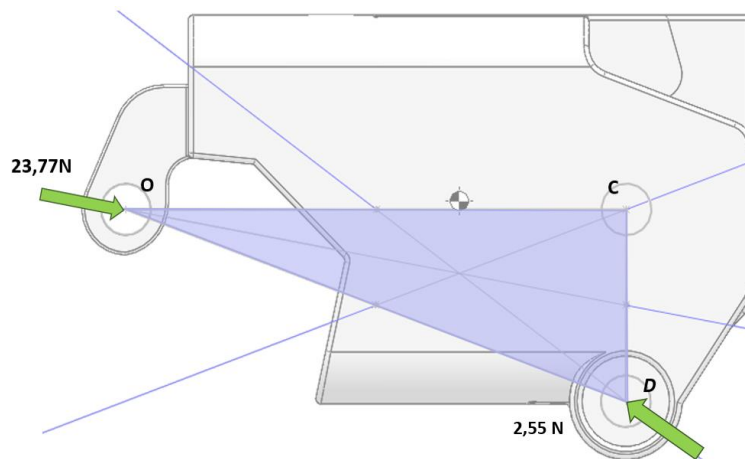


Figura 5-46. Aplicación de reacciones.

Ensayo de Agarre de Pinza en D2

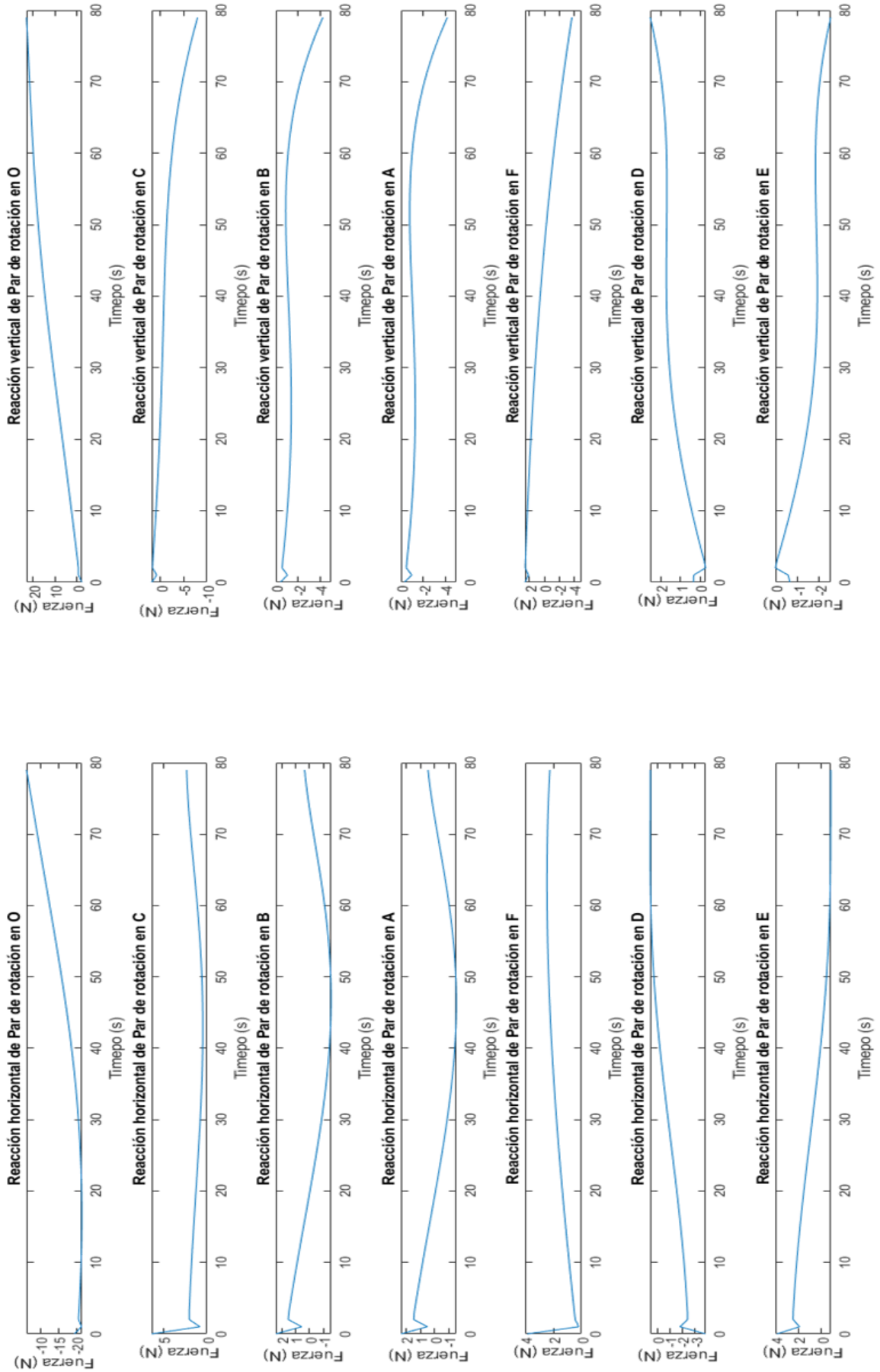


Figura 5-47. Reacciones del dedo índice en el ensayo pinza pulgodigital subterminal (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

Aplicando un mallado de elementos de [0.5, 0.1] mm de tamaño y con lo expuesto previamente, se da comienzo a la simulación obteniendo los resultados mostrados en la figura 5-46.

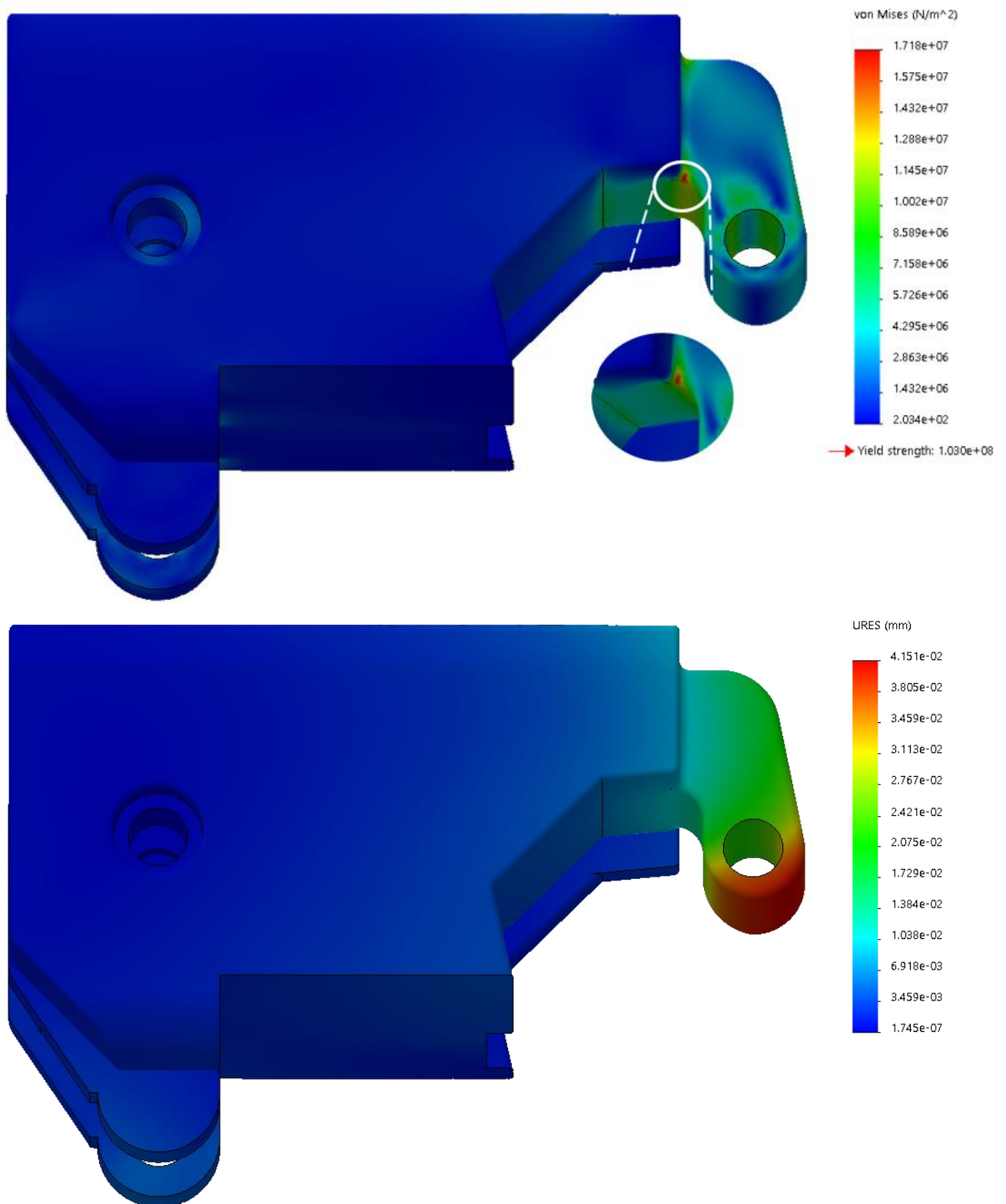


Figura 5-48. Resultados del ensayo de pinza pulgodigital subterminal en la falange proximal del dedo índice: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®

Se comprueba que no se alcanza el límite elástico del material y las deformaciones son despreciables. Con esto puede garantizarse que el comportamiento mecánico de esta pieza es fiable frente a las cargas a las que se ve sometida.

Este mismo ensayo sobre el dedo pulgar es distinto, ya que la dirección de la fuerza es diferente. Mientras que para el dedo índice la carga se aplica perpendicular a la yema del dedo coplanar al movimiento, para el dedo pulgar la carga es perpendicular a su lateral perpendicular al plano del movimiento del dedo como muestra la siguiente figura.

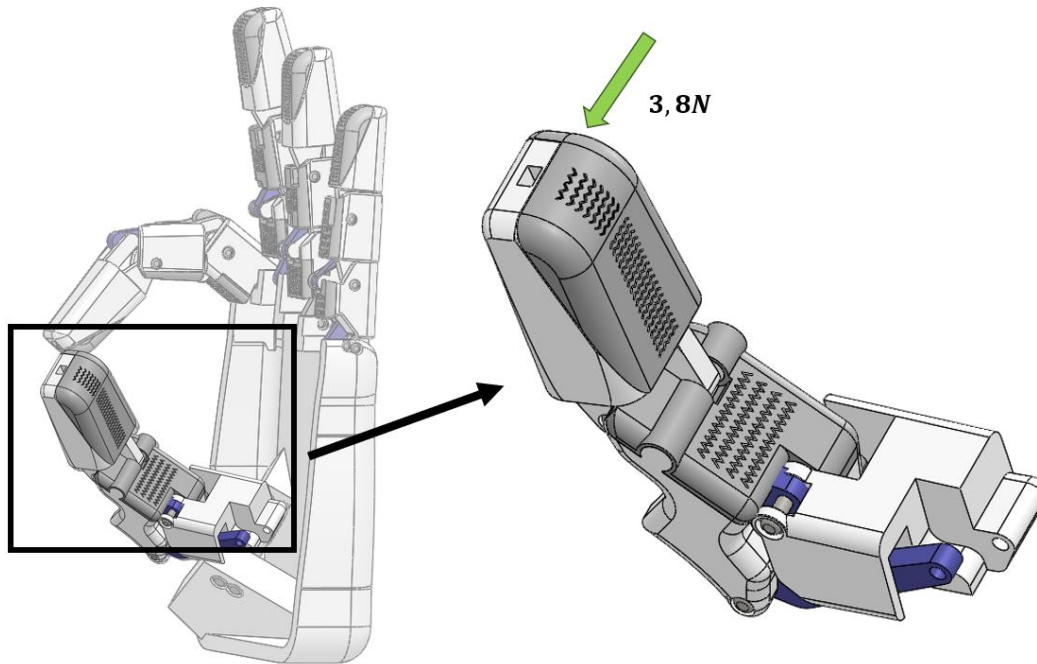


Figura 5-49. Configuración de ensayo de pinza pulgodigital subterminal. Elaboración propia con SolidWorks®

Para este análisis se aplicará el principio de D'Alembert vectorial inverso -se tiene el movimiento como dato y las fuerzas y momentos de reacción como incógnitas-. En este caso  $F_c$  será nula, dado que la fuerza que soporta el dedo es perpendicular a la acción del cable en una posición estática. Idealmente, la fuerza aplicada en el dedo será perfectamente perpendicular a la superficie, no creando fuerzas en el plano de movimiento. Además, la posición del dedo en esta configuración debe estar metida en memoria del sistema de control para asegurar que siempre es la misma. Por consiguiente, es necesario definirla. Manteniendo como se ha comentado previamente, la misma nomenclatura descripta en el análisis cinemático del meñique:

➤ Vector de coordenadas:

$$q = [q_2 \quad q_3 \quad q_4 \quad q_5 \quad q_6]^T \text{ siendo } q_2 = [R_{2x} \quad R_{2y} \quad \theta_2]$$

Sabiendo que en el cuerpo 2 es el metacarpo y el 3 es la falange proximal, se tiene que la posición del pulgar para realizar la pinza pulgodigital subterminal es la siguiente:

$$q_2 = \begin{bmatrix} -4.83 \\ 11.74 \\ 57.94 \end{bmatrix}^T, q_3 = \begin{bmatrix} -11.16 \\ 31.74 \\ 81.85 \end{bmatrix}^T, q_4 = \begin{bmatrix} 12.14 \\ 56.23 \\ 39.56 \end{bmatrix}^T, q_5 = \begin{bmatrix} -12.77 \\ 13.77 \\ 44.43 \end{bmatrix}^T \text{ y } q_6 = \begin{bmatrix} -8.07 \\ 35.69 \\ 83.81 \end{bmatrix}^T$$

El principio de D'Alembert se aplica siguiendo un procedimiento establecido de cuatro pasos. En primer lugar, se desvinculan los cuerpos, es decir, se definen como sólidos libres reemplazando los pares cinemáticos con los sólidos adyacentes como fuerzas o momentos de reacción. A continuación, se aplica equilibrio de fuerzas y momentos donde las incógnitas serán las reacciones. Se monta un sistema de ecuaciones y, por último, se resuelve.

A continuación, se muestra el proceso con el primer cuerpo. Una vez identificado el cuerpo y la fuerza externa, se definen las restricciones de contorno según los pares que posea el cuerpo con otros sólidos. En este caso se permite tan solo 1 gdl: el giro alrededor del eje  $y$  según la siguiente figura. A continuación, se aplican las ecuaciones de equilibrio de fuerzas y momentos en todos los ejes.

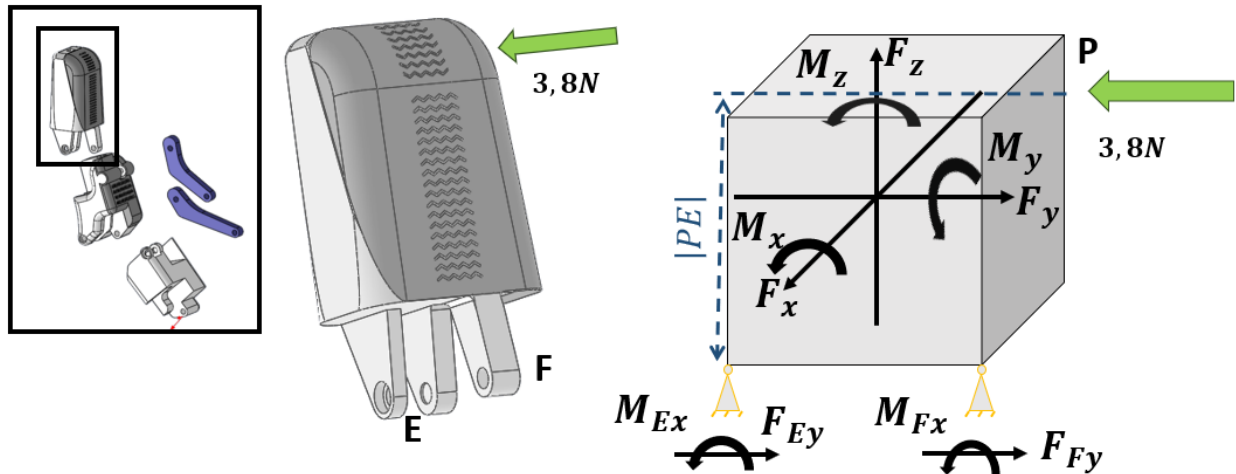


Figura 5-50. Desvincularización de la falange distal del pulgar en el ensayo pulgodigital subterminal

Dado que la fuerza se aplica paralela al eje  $y$ , se obtendrán fuerza de reacción paralelas en a este ese y momento de reacción alrededor del eje  $x$ . El resto de las reacciones serán nulas. De este primer sólido se obtienen dos ecuaciones:

- Equilibrio de fuerzas en el eje  $y$  de la falange distal del pulgar:

$$F_{Ey} + F_{Fy} - 3.8 = 0$$

- Equilibrio de momentos en el punto E de la falange distal del pulgar:

$$M_{Ex} - 3.8 * |PE| = 0$$

- Equilibrio de momentos en el punto F de la falange distal del pulgar:

$$M_{Fx} - 3.8 * |PF| = 0$$

Siendo P el punto en el que se aplica la fuerza dactilar.  $|PE|$  y  $|PF|$  son los brazos de momentos desde el punto P donde se aplica la carga hasta E y F respectivamente.

En el siguiente cuerpo, se tienen las mismas reacciones de signo contrario y así sucesivamente hasta analizar el sistema completo. En el caso de las barras de unión, se tiene lo siguiente:

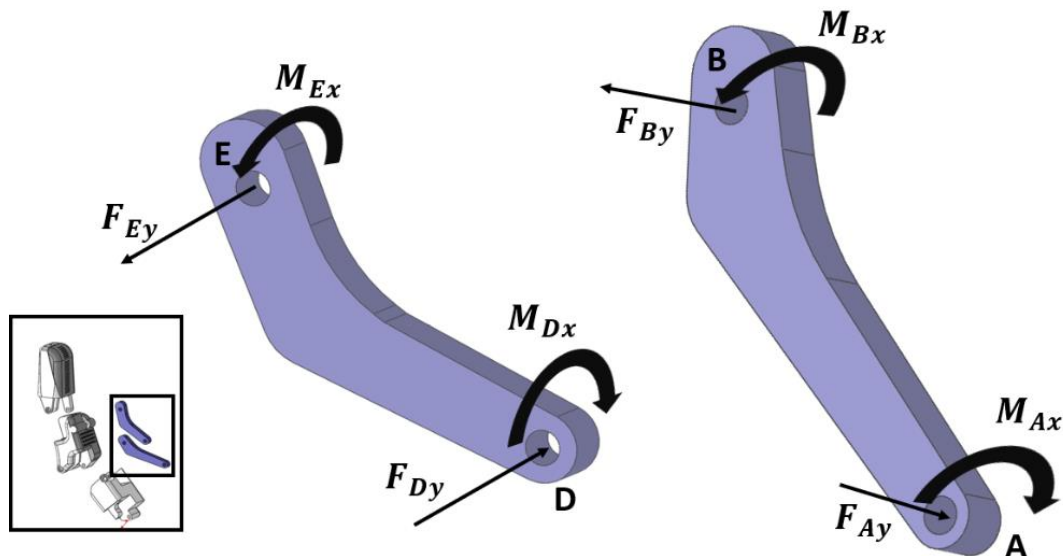


Figura 5-51. Desvincularización de las barras de unión del pulgar en el ensayo pulgodigital subterminal

- Equilibrio de fuerzas en el eje  $y$  de la barra de unión distal del pulgar:

$$F_{Ey} - F_{Dy} = 0 \Rightarrow F_{Ey} = F_{Dy}$$

- Equilibrio de momentos en los puntos D y E de la barra de unión distal del pulgar:

$$M_{Ex} - F_{Dy} * |ED| = 0$$

$$M_{Dx} - F_{Ey} * |ED| = 0$$

Por lo que se deduce que:

$$M_{Ex} = M_{Dx}$$

Para las reacciones de la falange proximal y del metacarpo del dedo pulgar se definen los siguientes sentidos:

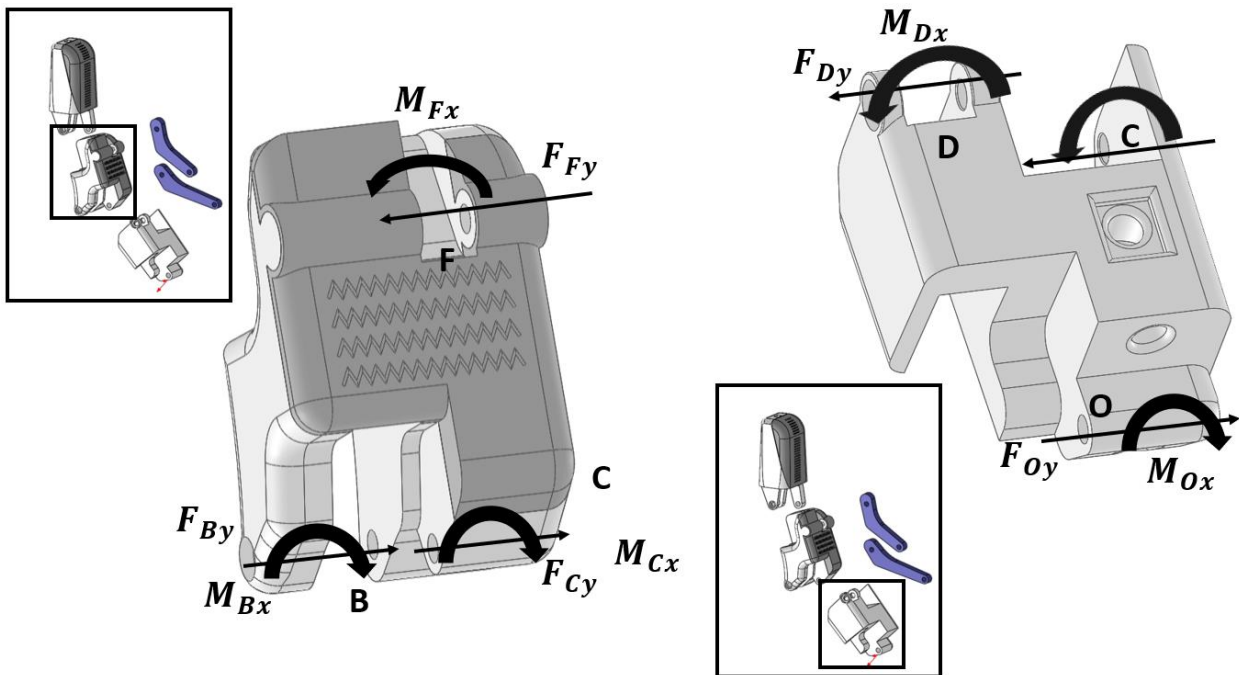


Figura 5-52. Desvinculación de la falange proximal y el metacarpo del pulgar en el ensayo pulgodigital subterminal

Realizada la desvinculación, se obtiene el siguiente sistema de ecuaciones:

- Equilibrio de fuerzas y momentos en la falange distal:

$$F_{Ey} + F_{Fy} - 3.8 = 0$$

$$M_{Ex} - 3.8 * |PE| = 0$$

$$M_{Fx} - 3.8 * |PF| = 0$$

- Equilibrio de fuerzas y momentos en la barra de unión distal:

$$F_{Ey} = F_{Dy}$$

$$M_{Ex} = M_{Dx}$$

- Equilibrio de fuerzas y momentos en la falange proximal:

$$F_{By} + F_{Cy} - F_{Fy} = 0$$

$$M_{Bx} - F_{Fy} * |FB| = 0$$

$$M_{Cx} - F_{Fy} * |FC| = 0$$

$$M_{Fx} - F_{Cy} * |FC| - F_{By} * |FB| = 0$$



- Equilibrio de fuerzas y momentos en la barra de unión proximal:

$$F_{By} = F_{Ay}$$

$$M_{Bx} = M_{Ax}$$

- Equilibrio de fuerzas y momentos en el metacarpo:

$$F_{Oy} - F_{Cy} - F_{Dy} = 0$$

$$M_{Dx} - F_{Oy} * |DO| = 0$$

$$M_{Cx} - F_{Oy} * |OC| = 0$$

$$M_{Ox} - F_{Cy} * |OC| - F_{Dy} * |OD| = 0$$

Resolviendo el sistema se obtienen los siguientes valores:

Punto E	$F_{Ey}$	-1.52 N
	$M_{Ex}$	117.61 N*mm
Punto F	$F_{Fy}$	5.32 N
	$M_{Fx}$	118.71 N*mm
Punto D	$F_{Dy}$	-1.52 N
	$M_{Dx}$	117.61 N*mm
Punto B	$F_{By}$	-1.66 N
	$M_{Bx}$	102 N*mm
Punto C	$F_{Cy}$	6.98 N
	$M_{Cx}$	114.68 N*mm
Punto A	$F_{Ay}$	-1.66 N
	$M_{Ax}$	102 N*mm
Punto O	$F_{Oy}$	5.46 N
	$M_{Ox}$	116.77 N*mm

Tabla 5-4. Reacciones del ensayo de pinza pulgodigital subterminal en el pulgar

Se analizará el ensamblaje en conjunto en SolidWorks® para conseguir una mejor definición de las condiciones de contorno. Una vez aplicado el material -se le darán las propiedades de acero inoxidable a los ejes- y se malla el mecanismo como se muestra en la figura 5-51.

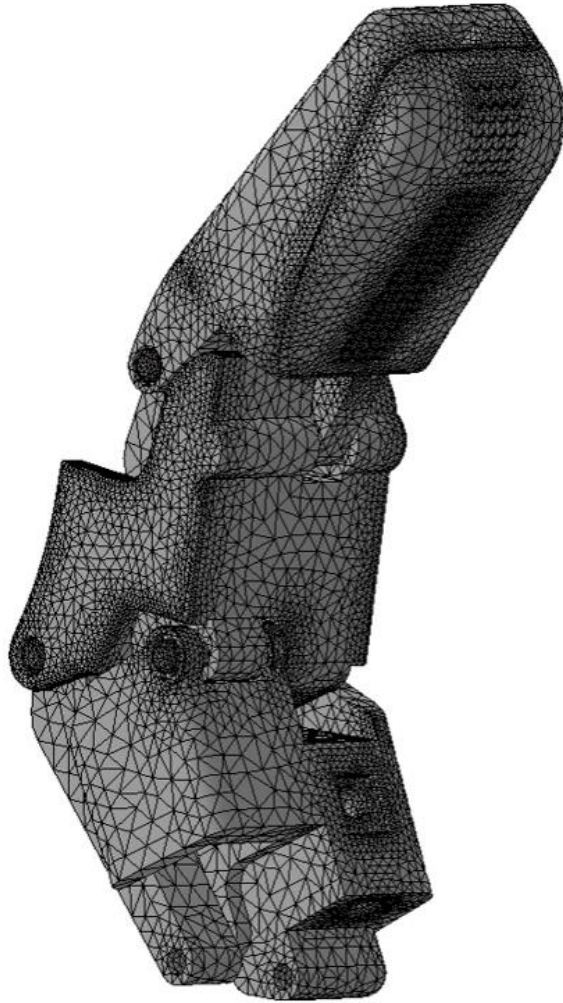


Figura 5-53. Mallado del dedo pulgar para el ensayo de pinza pulgodigital subterminal. Elaboración propia con SolidWorks®

A continuación, se aplican las condiciones de contorno según corresponda. Los enlaces entre los cuerpos ya están definidos como pares de rotación sin traslación en el eje x -según el sistema de referencia mostrado en la Figura 5-54- con ayuda de los ejes de acero inoxidable. En el ensayo no se incluyen las tapas de los ejes porque no influyen en la simulación. Además, el aumento de piezas en el ensamblaje ralentiza las operaciones computacionales de SolidWorks®. Se aplicarán restricciones de bisagra en los pares de rotación que unen el dedo con el dorso -pares de rotación en O y A según la nomenclatura definida en Figura 5-23-. Además, como muestra la Figura 5-21, el metacarpo se encuentra en el interior del dorso con dos paredes a sus lados que impiden su desplazamiento en el eje x -según el sistema de referencia mostrado en la Figura 5-55-. Por consiguiente, es necesario modelar también esta condición de contorno.

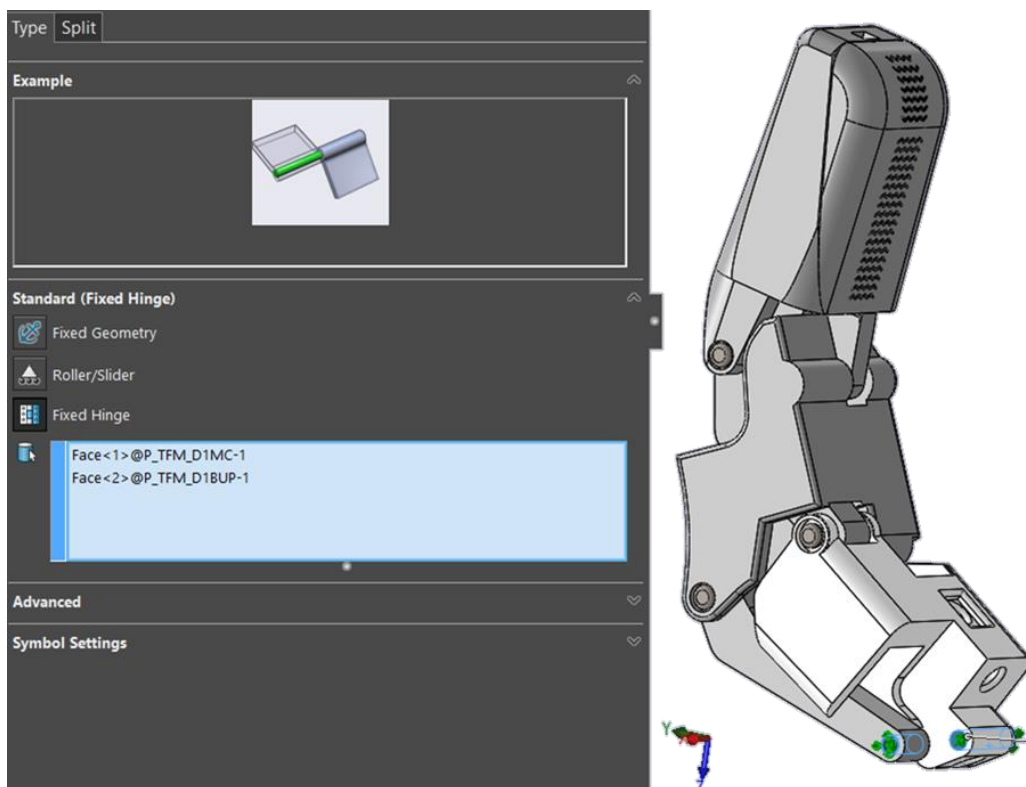


Figura 5-54. Restricciones de bisagra en el mecanismo. Realización en SolidWorks®

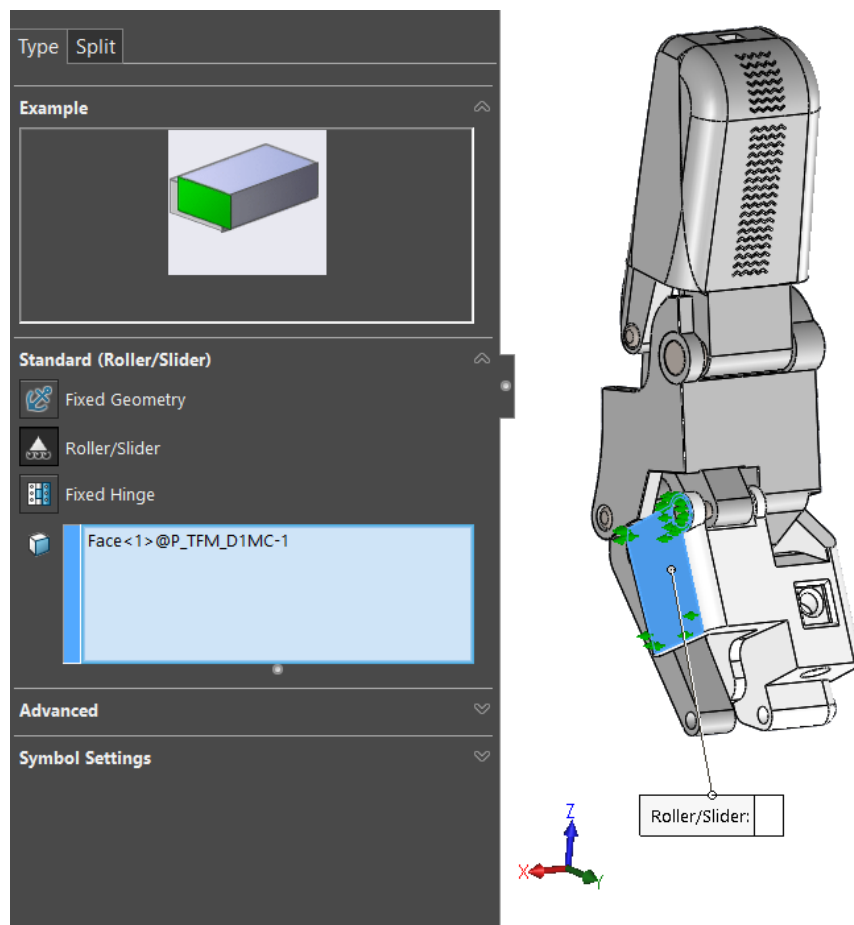


Figura 5-55. Restricciones de deslizamiento en el plano zy sobre el metacarpo. Realización en SolidWorks®  
 Los resultados de la simulación se muestran en la Figura 5-56.

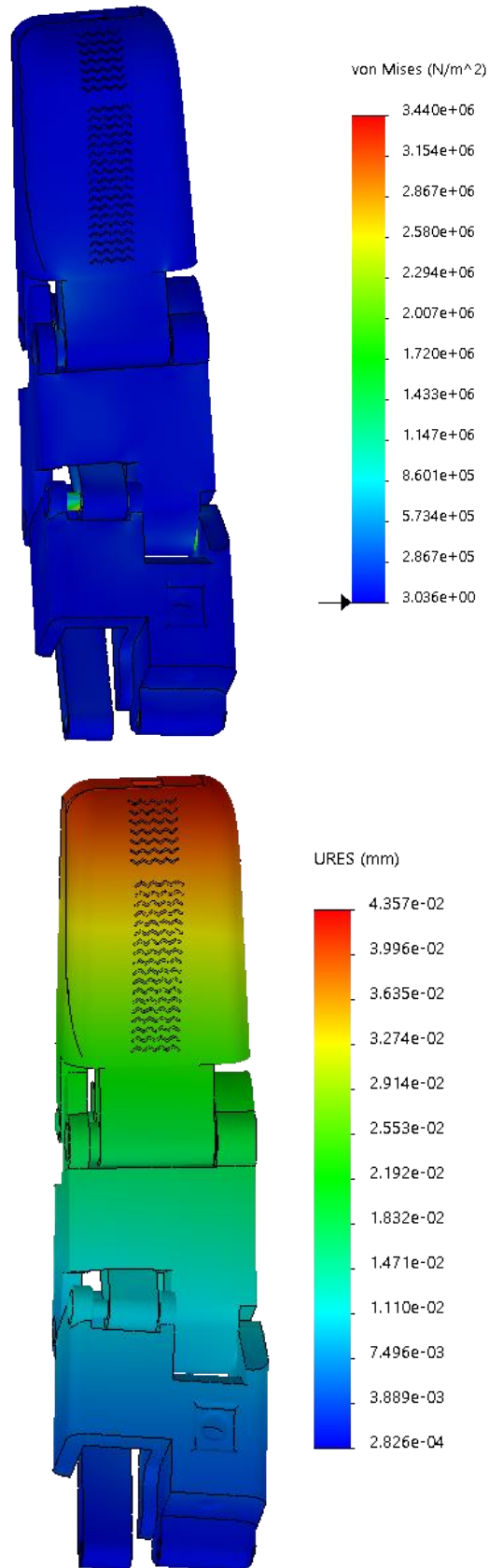


Figura 5-56. Resultados del ensayo de pinza pulgodigital subterminal en el mecanismo completo del dedo pulgar: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®

Los resultados muestran que no se supera el límite elástico del PEEK (103 MPa) en ningún punto del mecanismo. Además, se comprueba que las tensiones internas se concentran en los ejes de unión de los pares de

rotación como se esperaba. A continuación, se realiza un análisis para identificar dónde se dan las máximas tensiones con ayuda de la herramienta *Iso Clipping* de SolidWorks®. Esta herramienta permite mostrar las zonas donde se dan los rangos de tensiones internas que el usuario seleccione. En este caso, se elige un valor mínimo de 30 MPa como se muestra en la Figura 5-57.

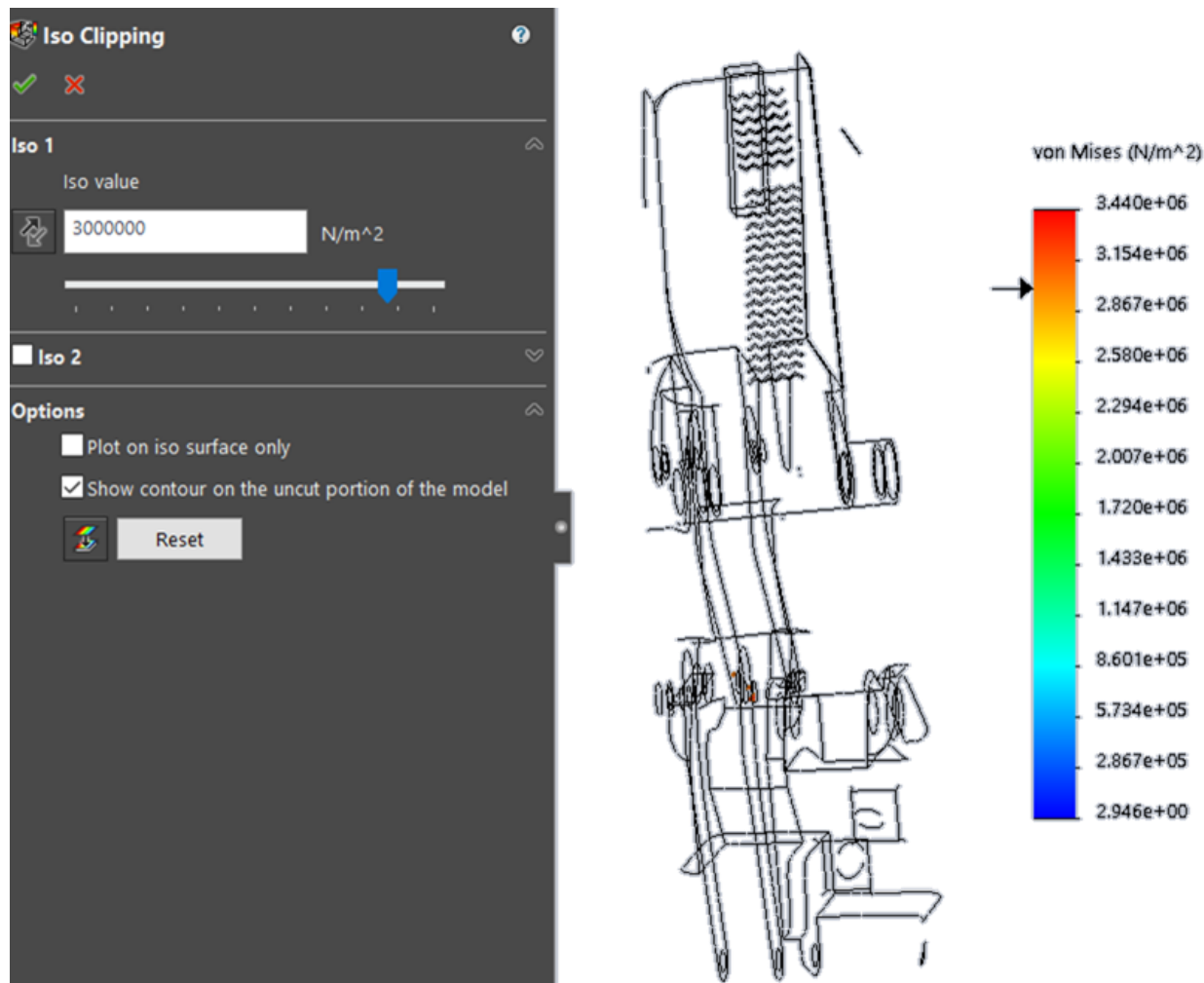


Figura 5-57. Herramienta *Iso Clipping* de SolidWorks®

En la Figura 5-58 se muestran que las tensiones internas del mecanismo superiores a 30 MPa. Estas tensiones máximas se dan en los ejes de rotación B y D. En la figura se muestra en el dedo completo y se añaden dos detalles con marcos circulares para observar mejor las zonas donde se concentran las máximas tensiones. Para apreciar mejor que estas tensiones se dan en los ejes, se modifica el rango de tensiones a mostrar con la herramienta obteniendo como resultado la Figura 5-59.

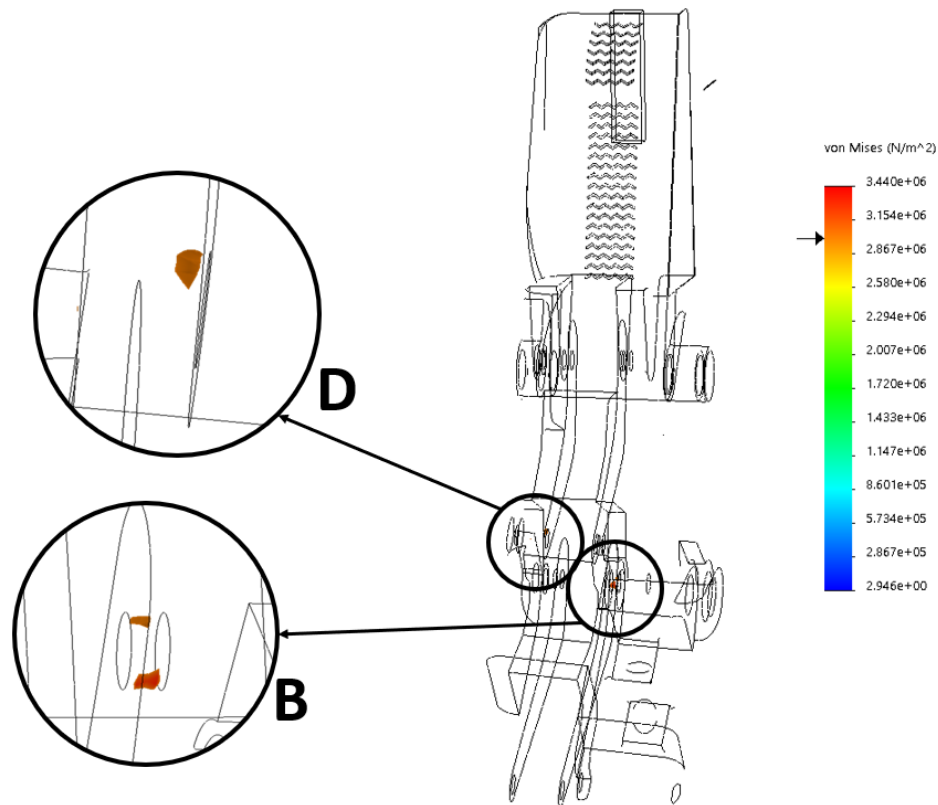


Figura 5-58. Análisis de la situación de los valores máximos de tensiones internas (I)

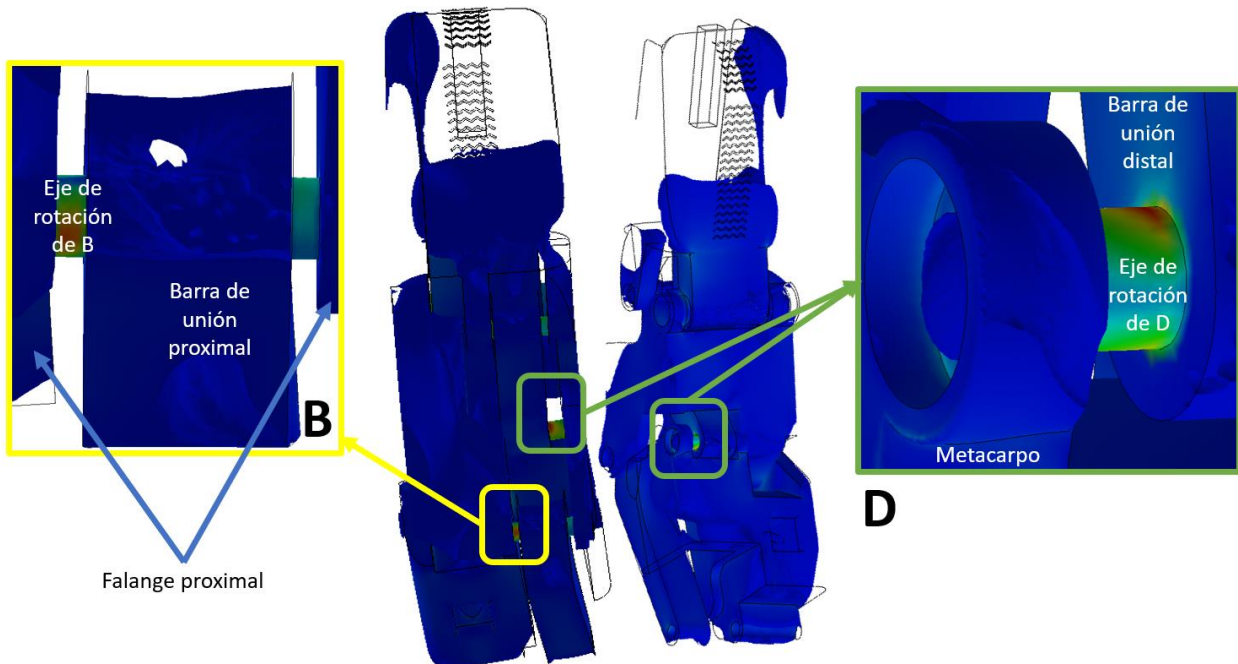


Figura 5-59. Análisis de la situación de los valores máximos de tensiones internas (II)

En conclusión, a los resultados estudiados, el pulgar no se rompe dado que no se supera el límite de rotura (116 MPa). Tampoco supera el límite elástico, por lo que no experimenta deformaciones plásticas. Además, los desplazamientos obtenidos en la falange distal -el sólido que más se desplaza- son despreciables, no se alcanzan los  $5 \times 10^{-2}$  mm

⇒ **Ensayo de agarre palma-digital** (ver apartado 3.5)

Se define un último ensayo con el objetivo de confirmar el correcto funcionamiento del dedo pulgar ya que en el primer ensayo no participa y la carga a la que se le somete en el segundo ensayo planteado no es extrema. Además, la carga se aplicará de un modo distinto. Para este ensayo se utilizarán los datos de distribución de carga de la Tabla 4-4. Se planea un ensayo en el que se agarra un objeto cilíndrico con peso y diámetro dados. El tamaño del objeto agarrado es el factor más influyente en la distribución de presiones en la mano [32].

Se pretende estudiar el caso más crítico para el pulgar. Se observa que la mayor distribución de fuerza para la falange distal se da con el cilindro 7 (90 mm de diámetro y 0.469 Kg de peso) de 32.9 %. Teniendo en este caso una fuerza media de agarre del 23.8 N, se obtiene una fuerza de 7.83 N para esta falange. En este mismo caso, se tiene una distribución del 8.7 % para la falange proximal del mismo dedo. Esto se traduce en una fuerza aplicada de 2.07 N. Se continúa analizando la información para comprobar si este caso es el más crítico. Con el cilindro 6 (65 mm de diámetro y 0.469 Kg de peso) se obtiene el segundo valor máximo de la distribución de fuerza en la falange distal con un valor de 21.4 %. Teniendo una fuerza media de agarre de 36.1 N, se aplican en esta falange 7.73 N que es bastante cercano al valor en el caso del cilindro 7. Sin embargo, se observa que la distribución de fuerza para la falange proximal es más elevada: 10.3 %. Siendo así, en la falange proximal se aplica una fuerza de 3.7 N. La combinación de fuerzas es mayor en el caso del cilindro 6. Se realiza una vez más esta comprobación con el cilindro 2 -el siguiente con mayor porcentaje de distribución de presión en el dedo pulgar-, pero se comprueba que las fuerzas a aplicar en las falanges resultan menores. Por consiguiente, se elige el caso con el cilindro 6 como el más crítico. La configuración del agarre se muestra en la siguiente figura.

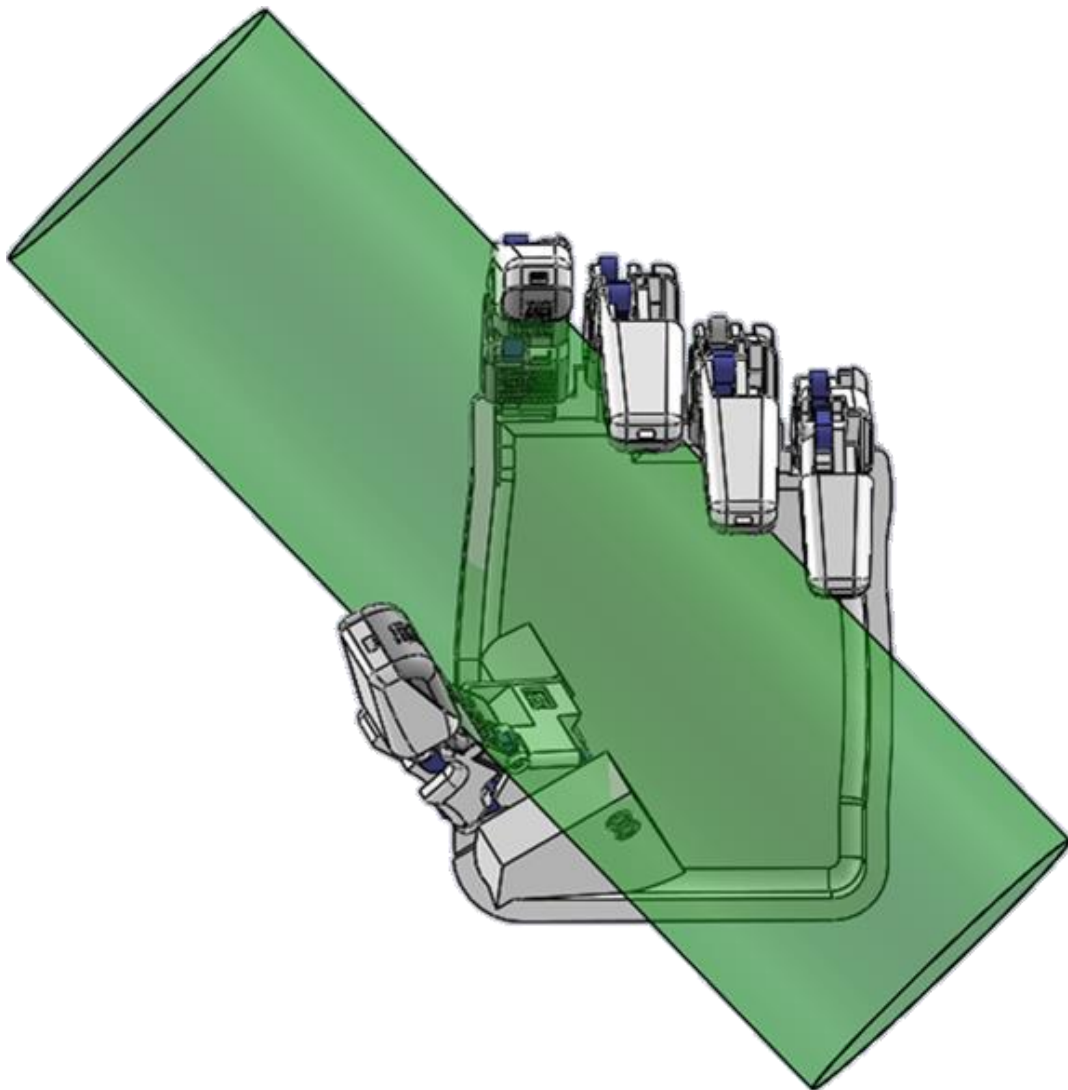


Figura 5-60. Ensayo prensa palmar-digital. Elaboración propia con SolidWorks®

Se aplican las dos fuerzas definidas de manera perpendicular a la superficie de las falanges tal y como se muestra en la Figura 5-61.

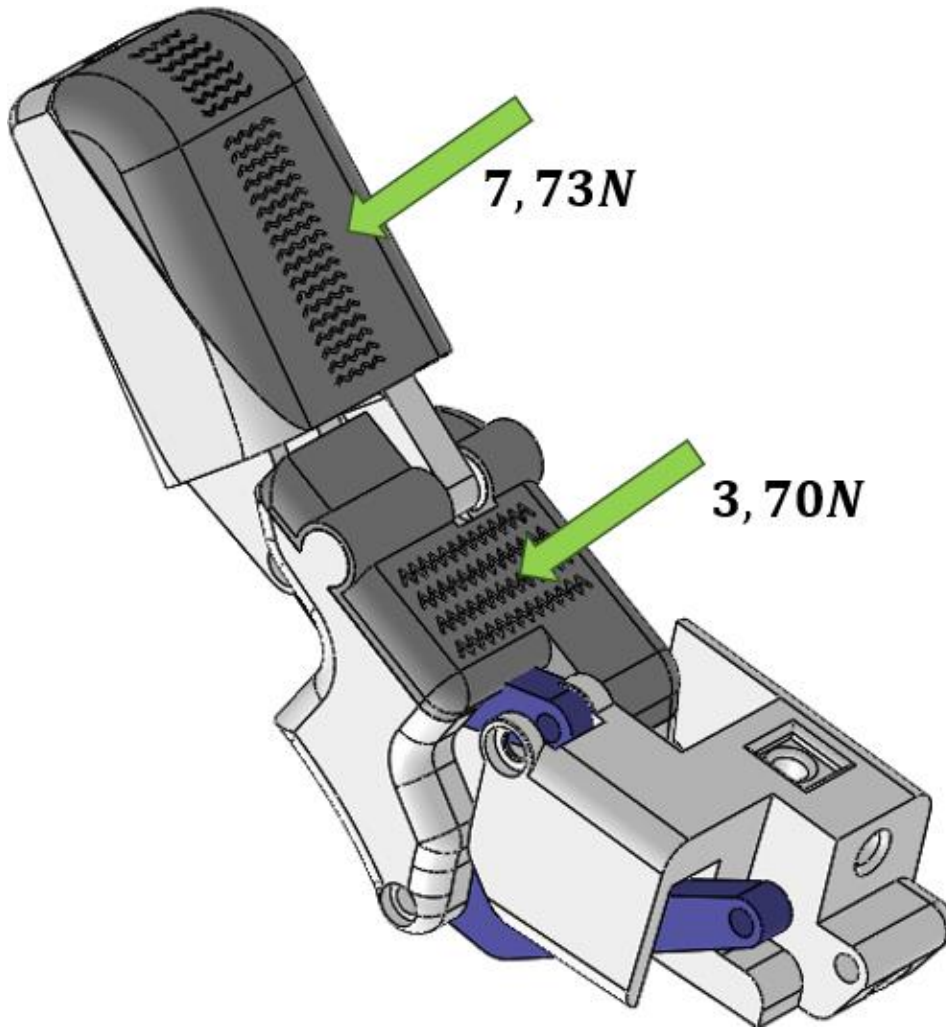


Figura 5-61. Ensayo prensa palma-digital sobre el dedo pulgar

El cálculo de reacciones se realiza como en los anteriores con ayuda del código Matlab® adjuntado en los anexos. El resultado de las reacciones obtenidas está presentado en Figura 5-62. El análisis de tensiones se continúa desarrollándose en SolidWorks®.

A diferencia de los otros ensayos y como similitud con el otro ensayo realizado sobre el dedo pulgar, la configuración del dedo es estática. Es decir, se está estudiando una posición concreta del modelo. Esto ocurre así, porque se ha definido el tamaño del objeto (ver Figura 5-60). Siendo así, en vez de buscar las reacciones y el valor de  $F_c$  máximos, se identifica la posición del dedo y se estudia la combinación de reacciones que se dan en las diferentes articulaciones en ese momento de tiempo. La posición se representa en el siguiente vector de coordenadas de posición:

$$q_2 = \begin{bmatrix} -9.22 \\ 8.28 \\ 32.17 \end{bmatrix}^T, q_3 = \begin{bmatrix} -26.54 \\ 22.39 \\ 53.67 \end{bmatrix}^T, q_4 = \begin{bmatrix} -39.33 \\ 46.06 \\ 69.12 \end{bmatrix}^T, q_5 = \begin{bmatrix} -16.38 \\ 5.55 \\ 10.74 \end{bmatrix}^T \text{ y } q_6 = \begin{bmatrix} -26.44 \\ 23.61 \\ 29.89 \end{bmatrix}^T$$

Esta posición se da a los 33 segundos de simulación. La  $F_c$  para ese momento de tiempo es de 34 N y las reacciones se muestra a continuación.



Ensayo de Agarre Palma-digital en D1

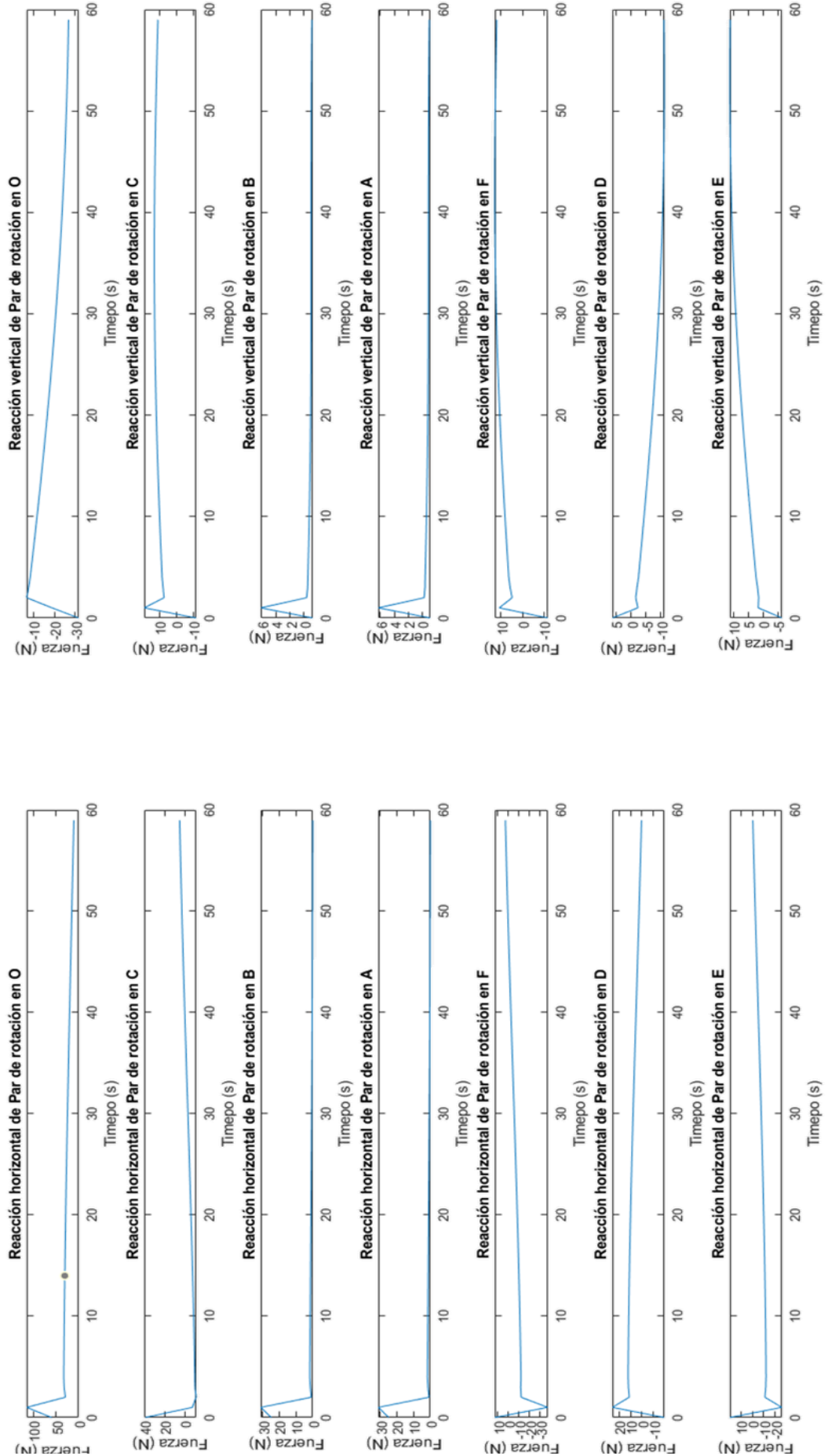


Figura 5-62. Reacciones del dedo pulgar en el ensayo de agarre palma-digital (gráfica generada con el código en el programa Matlab®)

	Reacción horizontal (N)	Reacción vertical (N)
Par de rotación O	23.39	-21.73
Par de rotación C	-1.92	13.06
Par de rotación B	0.36	-1.00
Par de rotación A	0.38	-0.93
Par de rotación F	-4.50	12.53
Par de rotación D	7.04	-9.81
Par de rotación E	-1.17	9.69

Figura 5-63- Valores de fuerzas de reacción del ensayo de agarre palma-digital realizado sobre el dedo pulgar (t = 30s)

Se observa que los mayores valores se encuentran en el par de rotación O que afecta al metacarpo. Se realiza a continuación un análisis sobre esta pieza análogo al realizado sobre la falange proximal del dedo índice en el ensayo de pinza pulgodigital subterminal como se muestra a continuación (ver Figura 5-64).

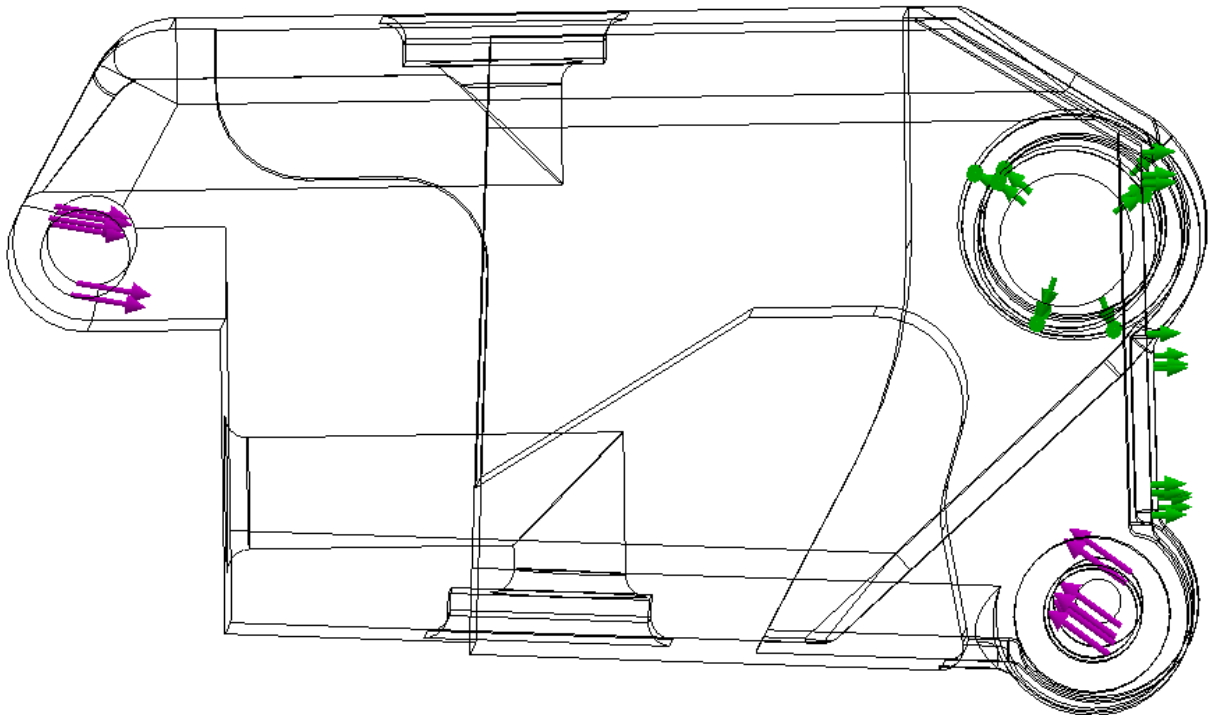


Figura 5-64. Restricción de bisagra en la articulación C y restricción de deslizamiento en la cara posterior del metacarpo para el ensayo de agarre palma-digital y reacciones aplicadas en O y D.

El resultado de este análisis se muestra en la Figura 5-66. Se comprueba que no se alcanza el límite elástico del material -se alcanza un máximo de 23.9 MPa frente a los 103 MPa de límite elástico que posee el PEEK- y las deformaciones son despreciables -del orden de  $1e-2$  mm-. Con esto puede garantizarse que el comportamiento mecánico de esta pieza es fiable frente a las cargas a las que se ve sometida.

En el par de rotación F se observa una combinación de reacciones que, aunque no es muy elevada, es superior a las demás y afecta a una barra de unión. Por seguridad, se analiza también. Para este análisis, como en los anteriores, se fija la otra articulación del modelo y, tras el análisis se comprueba que las reacciones que se han generado debido a la restricción de fijación impuesta son despreciables.

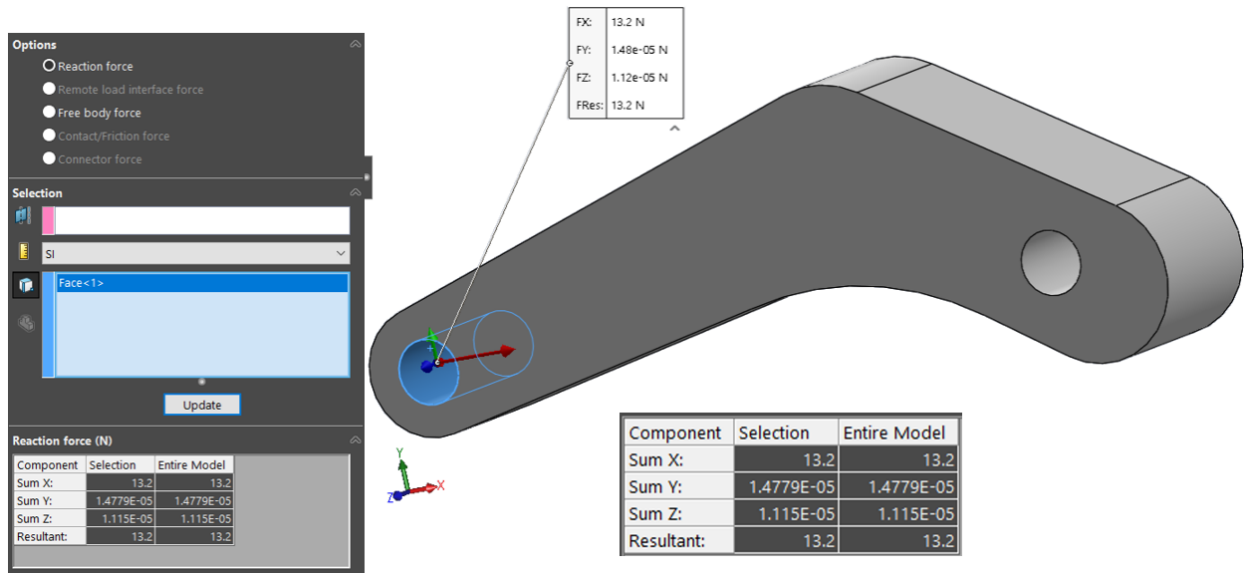


Figura 5-65. Comprobación de reacciones generadas por restricción fija en la articulación D de la barra de unión distal del dedo pulgar. Elaboración propia con SolidWorks®

Al obtenerse reacciones del orden de  $1e-5$  N frente 13.2 N se pueden despreciar sin problema.

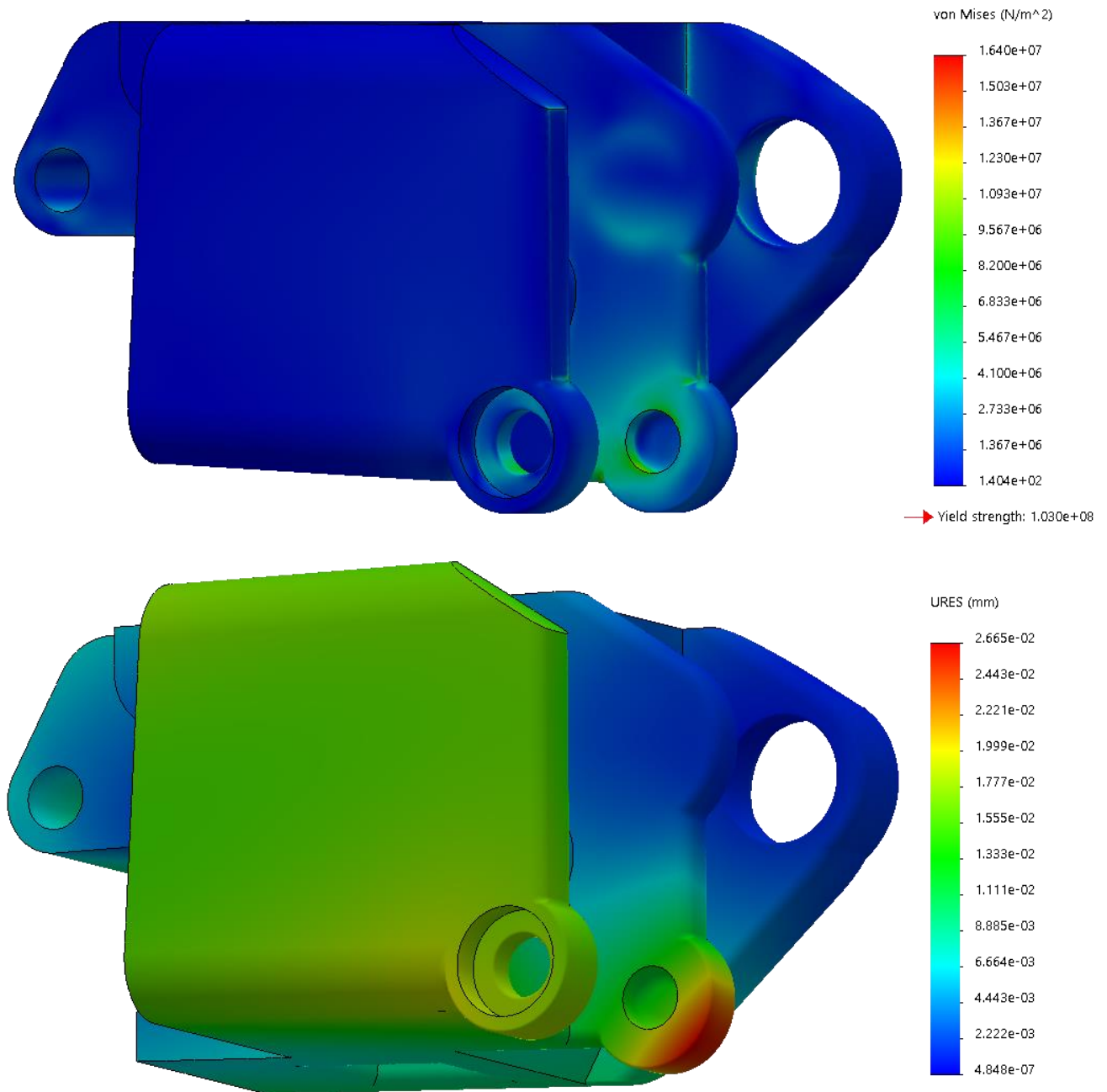


Figura 5-66. Resultados del ensayo de agarre palma-digital en el metacarpo del dedo pulgar: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®

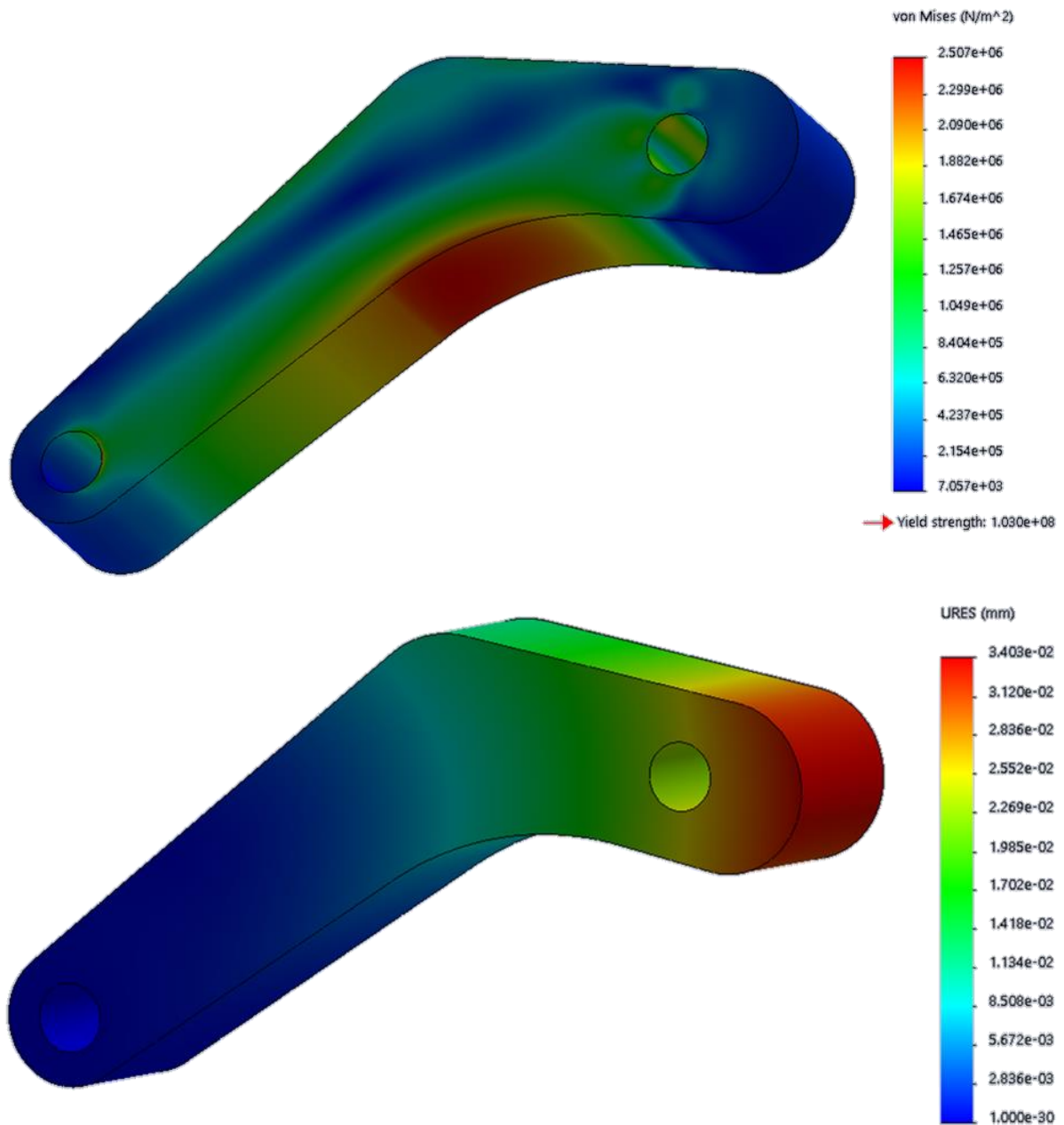


Figura 5-67. Resultados del ensayo de agarre palma-digital en la barra de unión dotal del dedo pulgar: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®

Se comprueba en este último análisis que no se alcanza el límite elástico del material. Por su parte, las deformaciones son despreciables. Por consiguiente, se garantiza que el comportamiento mecánico de esta pieza es fiable frente a las cargas a las que se ve sometida.

### 5.7.4 Dedos: comportamiento a fatiga

A continuación, se plantea la necesidad de analizar el producto a fatiga, ya que una prótesis, como la mano humana, debe ser capaz de realizar movimientos repetitivos de manera frecuente. Un aspecto a destacar son las propiedades mecánicas del PEEK (ver apartado 5.3). La elección de un material con alta resistencia a la abrasión mejorará notablemente el comportamiento del producto a fatiga.

Revisando los ensayos realizados en la etapa de simulación dinámica del proyecto (ver Tabla 5-5), se observa que los valores de las tensiones locales máximas no alcanzan el 25% de la tensión de rotura. En todos los casos las tensiones locales máximas se han comparado con la tensión de rotura del PEEK (116 MPa), excepto en el caso de la tensión local máxima del ensayo de pinza pulgodigital subterminal, ya que esta tensión se da en los ejes de las articulaciones D y B que son de Acero inoxidable, cuyo tensión de rotura es 505 MPa. Esto se traduce en un comportamiento mecánico fiable frente al funcionamiento esperado. Siendo así, se estima innecesario un estudio a fatiga.

Ensayo	Dedo	Pieza	Tensión máxima (MPa)	Porcentaje respecto a la tensión de rotura
Prensa tetradigital	D4	Barra de unión proximal	12.3	10.63%
Prensa tetradigital	D5	Barra de unión proximal	4.12	3.55%
Pinza pulgodigital subterminal	D2	Falange proximal	17.1	14.74%
Pinza pulgodigital subterminal	D1	Ejes de articulaciones D y B	34.4	6.81%
Agarre palma-digital	D1	Metacarpo	16.4	14.14%
Agarre palma-digital	D1	Barra de unión distal	2.51	2.16%

Tabla 5-5. Análisis de tensiones máximas en los ensayos dinámicos

### 5.7.5 Situación de componentes

El modelo posee incorporados los componentes electrónicos mostrados con anterioridad. Se han incluido cinco sondas de temperatura en la prótesis, una en el extremo de cada dedo como se muestra en la Figura 5-68. De este modo, se podrá calcular un promedio de la temperatura del ambiente. El paciente recibirá un solo valor. El nombre de esta pieza modelada viene dado con la misma nomenclatura seguida hasta hora, donde la *C* es *componente*. Componente es la clasificación de elementos modelados que no han sido diseñados en este proyecto. En la figura se puede apreciar que el hueco diseñado para introducir la sonda de temperatura tiene forma de *L*. Mientras que uno de los brazos de esta *L* contiene la sonda, el otro sirve para la conexión de los cables al terminal de la sonda.

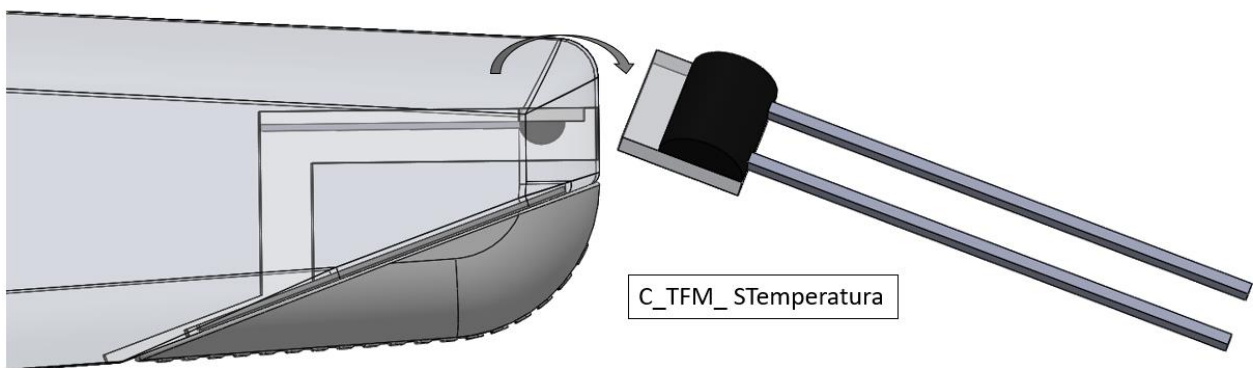


Figura 5-68. Sonda de temperatura sobre el modelo. Elaboración propia en SolidWorks®

Así mismo, la prótesis tendrá cinco sensores de fuerza dactilar. Como muestra la Figura 5-69, los sensores de fuerza se encuentran situados debajo de la huella. Esta localización les permite medir con más precisión la fuerza

que se ejerza con los dedos.

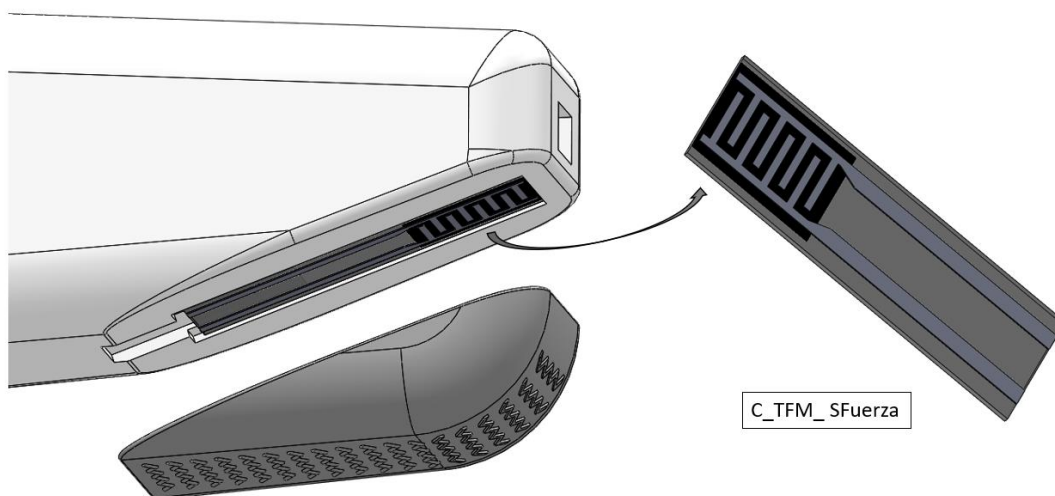


Figura 5-69. Sensor de fuerza sobre el modelo. Elaboración propia en SolidWorks®

### 5.7.6 Modelos de dorso y palma de la mano

Como se ha comprobado en las figuras mostradas a lo largo del apartado de los análisis dinámicos, el modelo de la base de la mano se ha diseñado y se ha ido modificando progresivamente adaptándose a las necesidades cinemáticas del sistema. Esta base consta de dos partes: dorso y palma. Hasta ahora, tan solo se ha mostrado el dorso, ya que es donde se ensamblan los dedos de la prótesis. El ensamblaje de los dedos con este cuerpo también se realizará por medio de ejes de acero inoxidable. Una vez se ha realizado este ensamblaje y se han colocado en su interior los elementos correspondientes, se puede unir con la palma mediante tornillos.

Se necesitarán dos tornillos por dedo para unirlo a la base (ver Figura 5-71), incluyendo al dedo pulgar -que no aparece en la figura-. Se debe seguir un procedimiento de montaje. En primer lugar, se montarán cada uno de los dedos. A continuación, se ensamblarán al dorso D3 y D4. Por último, se montan los dedos D2 y D5. No será posible montar D3 o D4 si se han montado previamente D2 o D5 respectivamente, ya que no será posible introducir correctamente los ejes. El dedo pulgar no influye en este montaje. Puede ser ensamblado en paralelo con este procedimiento. Una vez todos los dedos estén colocados y todos los elementos dentro, se procederá a cerrar la base con el modelo de la palma.

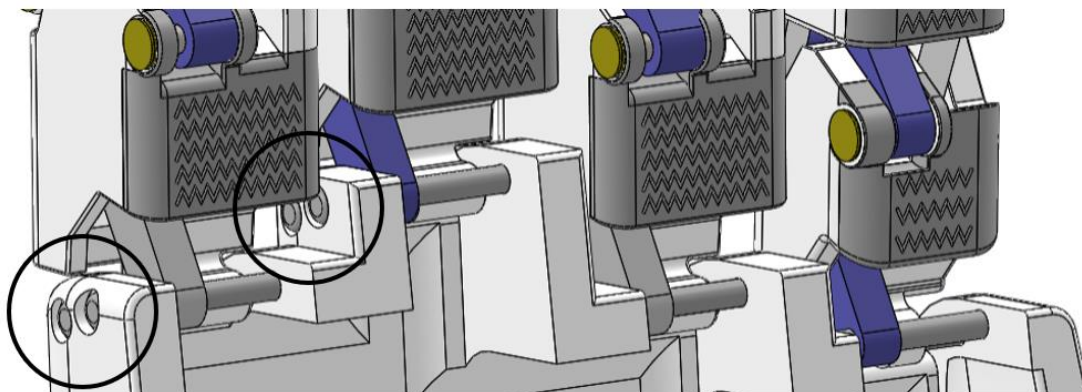


Figura 5-70. Ensamblaje de los dedos a la base de la mano: D2 y D3. Elaboración propia en SolidWorks®

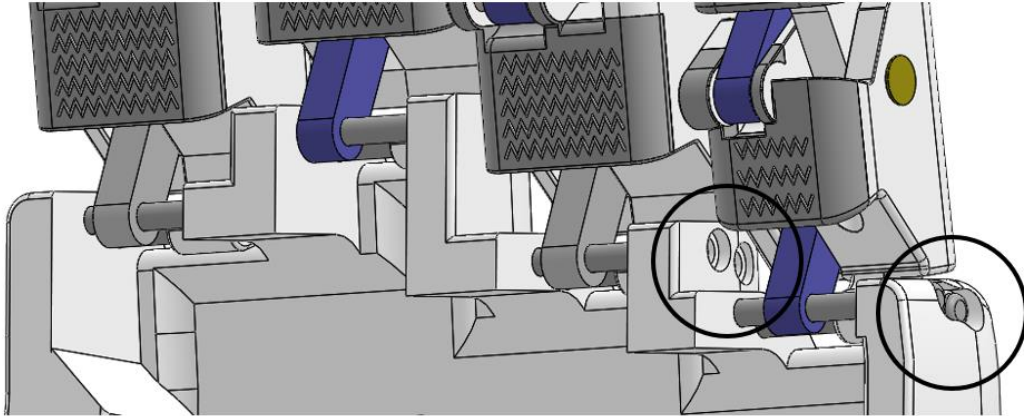


Figura 5-71. Ensamblaje de los dedos a la base de la mano: D4 y D5. Elaboración propia en SolidWorks®

Estos ejes también tendrán de una tapa para evitar que se salgan y que entre la suciedad. Además, con ellos se consigue un mejor acabado estético.

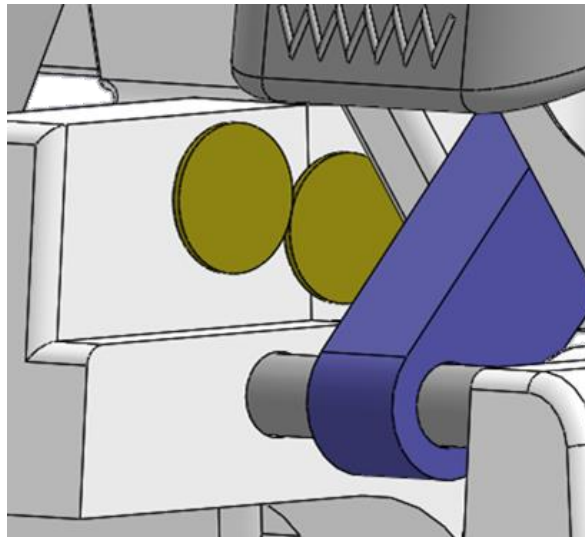


Figura 5-72. Tapas de plástico en los ejes del D4. Elaboración propia en SolidWorks®



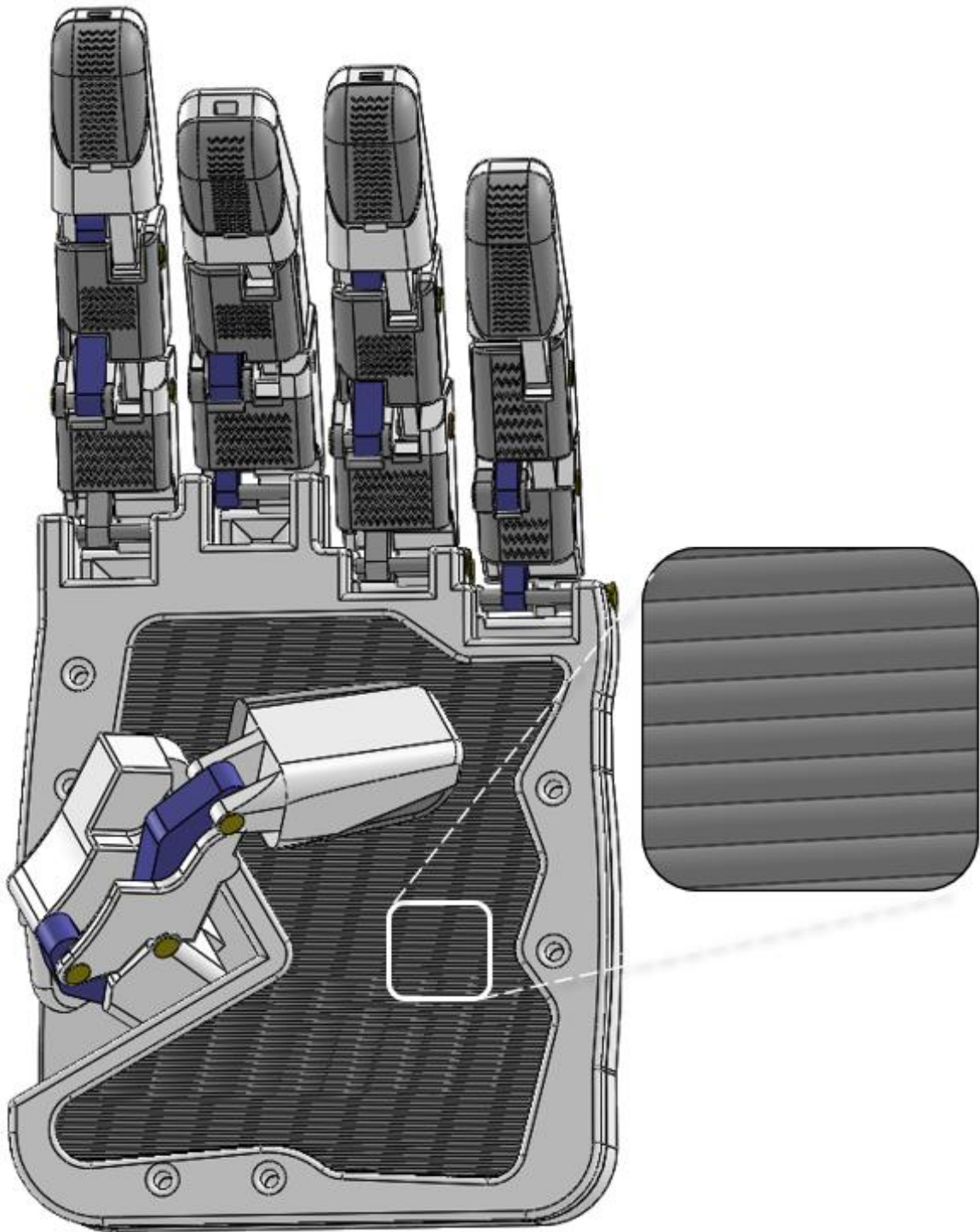


Figura 5-73. Ensamblaje completo de la mano y detalle de parte blanda de la palma. Elaboración propia en SolidWorks®

La palma, al igual que los dedos, posee una parte blanda que tendrá el mismo objetivo que las almohadillas definidas en las falanges de los dedos. Se hará uso de seis tornillos de 2.5 mm de diámetro para la unión entre dorso y palma. Estas características se muestran en la Figura 5-73 y en la Figura 5-74.

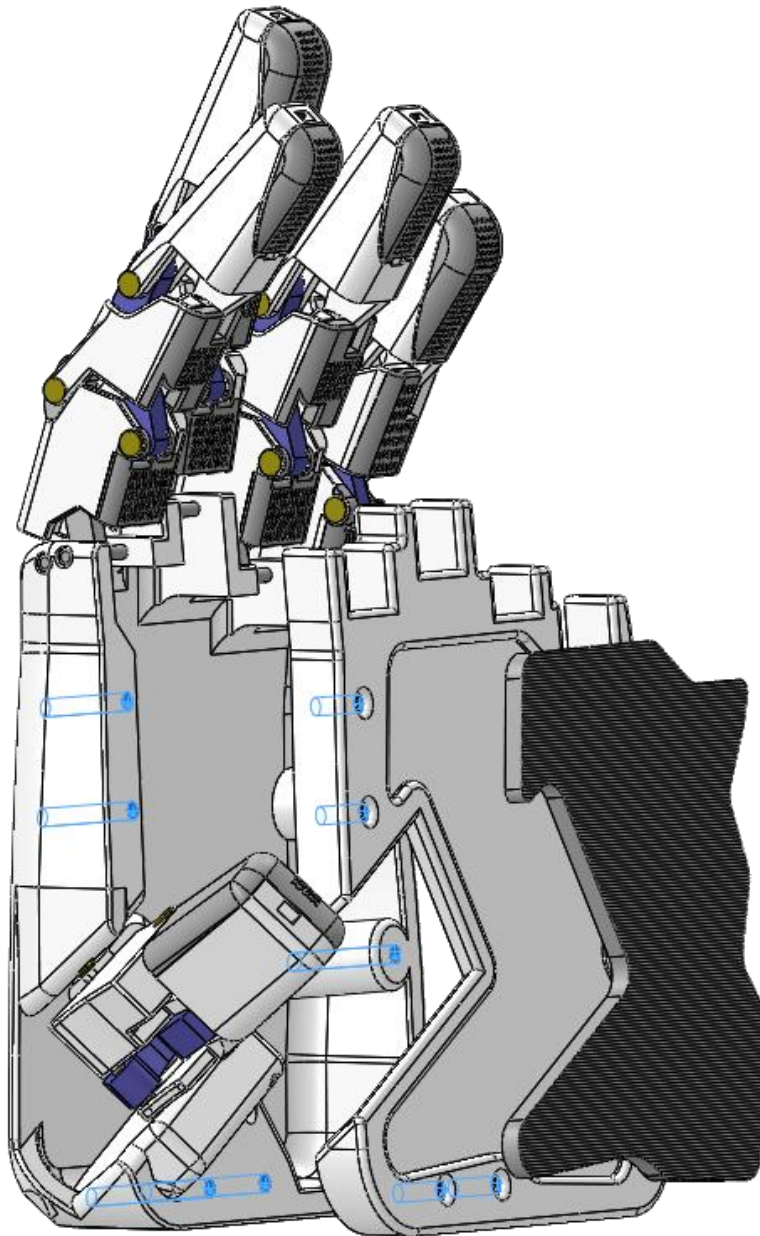


Figura 5-74. Ensamblaje en explosión completo de la mano. Elaboración propia en SolidWorks®

### 5.7.7 Modelado del antebrazo

Como se comentó en apartados previos, la prótesis abarca también la muñeca, por lo que será necesario prever un soporte para incluir esta articulación y la unión de la prótesis al cuerpo humano. Como muestra la Figura 5-75, el antebrazo de la prótesis presenta un hueco donde se introducirá el muñón del paciente. Este hueco poseerá un material blando -no contemplado en la figura- biocompatible, es decir, que no produzca ningún tipo de reacción alérgica al contacto con la piel. Se elige un material blando de textura suave para mejorar su adaptación al paciente y evitar rozaduras y heridas debidas al contacto. El agarre se realizará con ayuda de un arnés con velcro alrededor del brazo que facilitará su colocación sobre el paciente - no contemplado en la figura -. Este soporte de velcro no requiere diseño mecánico, por lo que no se encuentra englobado en este proyecto. La imagen muestra que el hueco posee un agujero en el centro. Este servirá para permitir el paso de los cables que irán conectados a los electrodos que se conectarán al cuerpo humano. Así como de la resistencia que se usará para transmitir la temperatura captada por los sensores situados en los dedos.

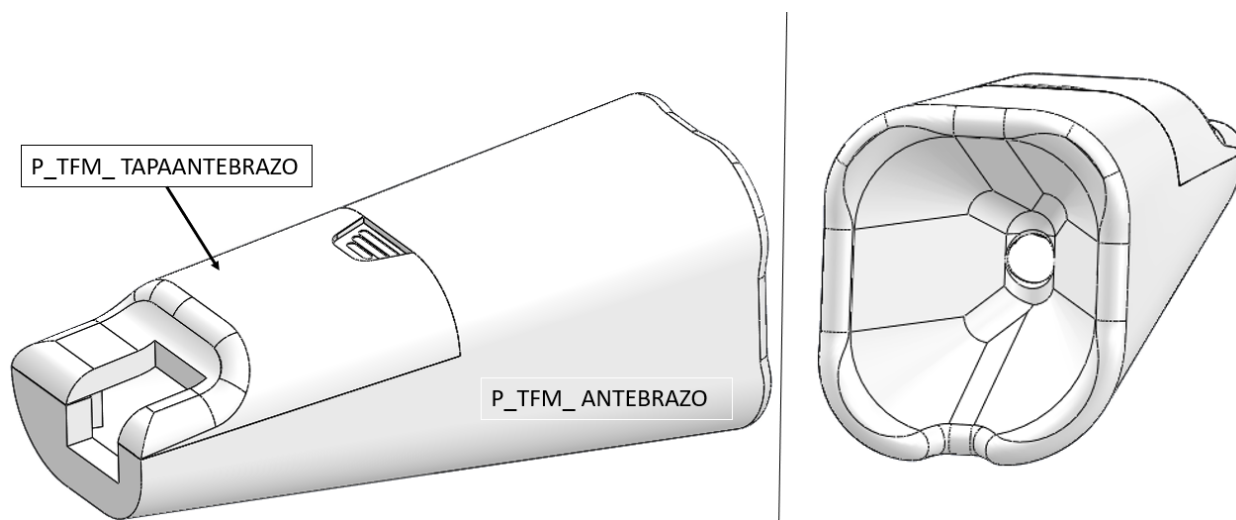


Figura 5-75. Modelo 3D del antebrazo de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®

Este soporte constará de dos piezas fundamentales (ver Figura 5-76): el cuerpo del antebrazo y una tapa para el mismo. Esta apertura facilitará la introducción de la batería de la prótesis y el montaje del mecanismo -conjunto tornillo sin fin y corona- de la articulación de la muñeca y se muestra en el siguiente apartado. La tapa se unirá al resto del soporte con unos ejes con imanes en sus extremos y por medio de una pestaña como muestran en los detalles de la siguiente figura. Existirá una holgura entre los huecos del soporte y los de la tapa permitiendo un pequeño deslizamiento consiguiendo así la correcta apertura de la tapa.

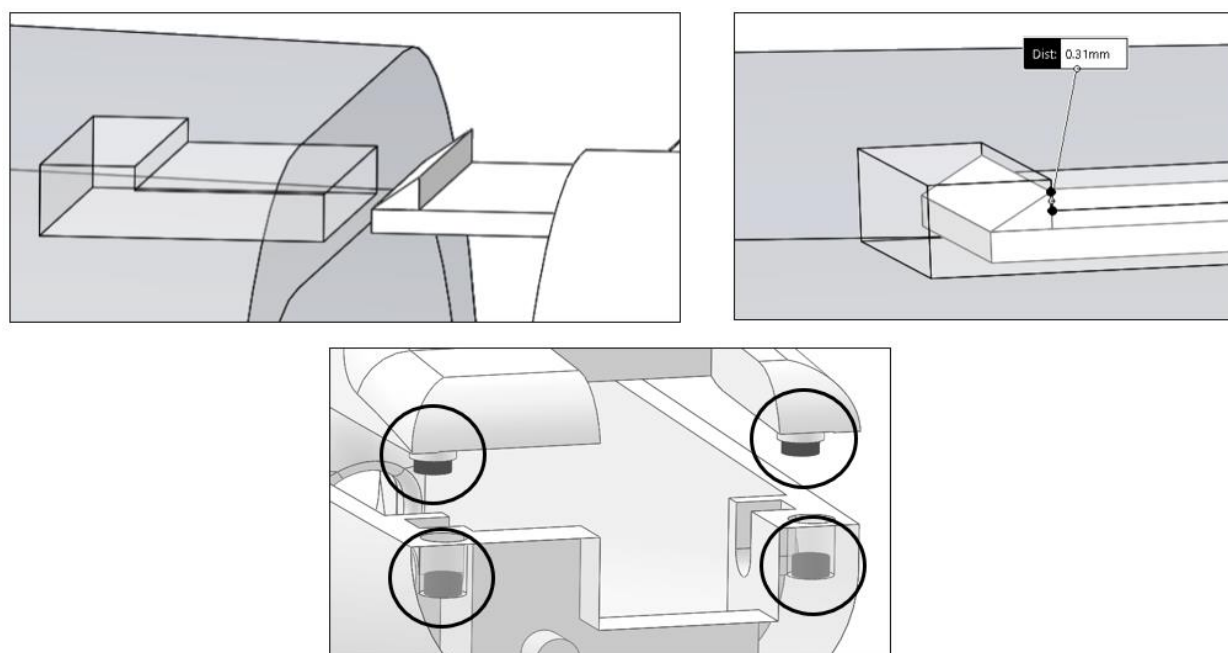


Figura 5-76. Ensamblaje del antebrazo. Elaboración propia en SolidWorks®

Con objeto de saber si la tapa se abrirá correctamente sin romperse, se realiza un análisis de tensiones en la que se aplica en la zona superior donde se encuentra a pestaña una fuerza de 5N. Los resultados del análisis se encuentran a continuación (ver Figura 5-77). Las imágenes muestran que el material no se rompe al aplicar la fuerza, ya que no se alcanza el límite elástico. Por otro lado, se alcanza en el extremo de la pestaña un desplazamiento de 0.34 mm que supera los 0.31 mm de recorrido que tiene superar (ver Figura 5-76) para poder salir del hueco en el antebrazo.

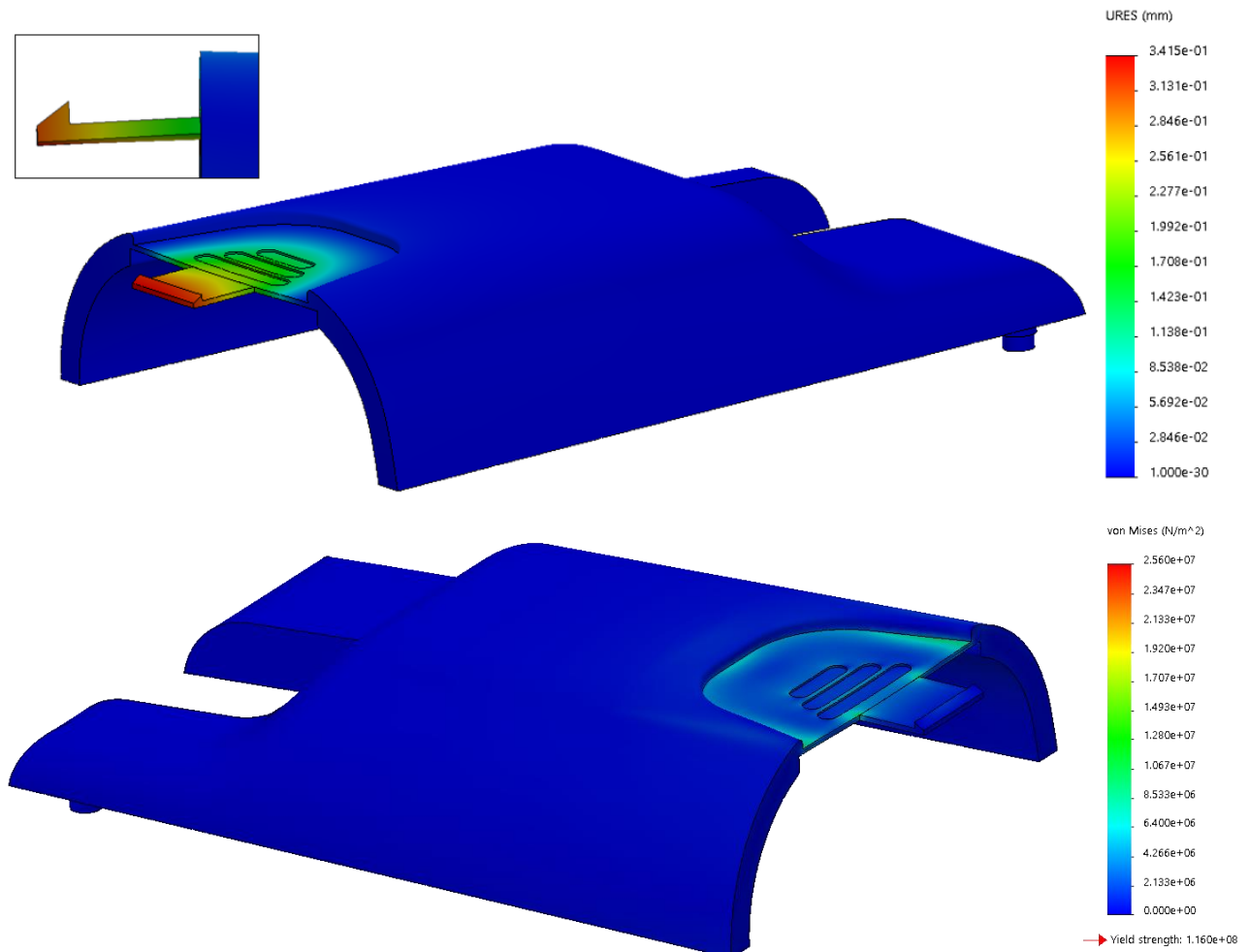


Figura 5-77. Análisis de tensiones en la tapa del antebrazo. Elaboración propia en SolidWorks®

### 5.7.8 Modelado de la muñeca

Como se ha comentado previamente, la rotación de la muñeca se reproducirá con un tornillo sin fin y una corona. Se modela un eje en el dorso donde se colocará el engranaje. Por su parte, el tornillo irá colocado en el antebrazo. En este proyecto no se calcula el mecanismo porque el tornillo sin fin dependerá del servomotor y su conexión con el mismo. El engranaje encontrará un tope en el eje del dorso para definir su situación.

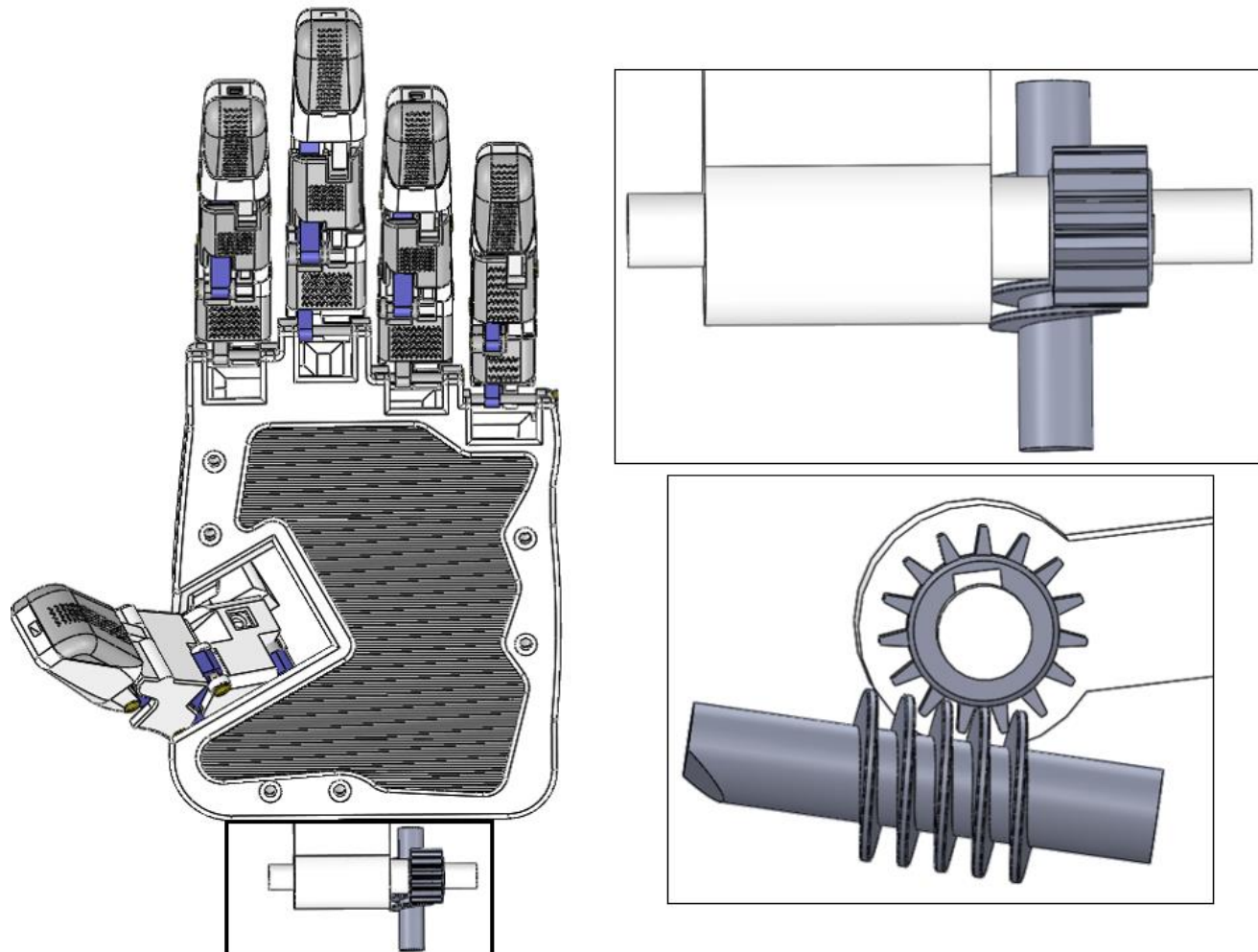


Figura 5-78. Conjunto de tornillo sin fin y corona para la muñeca de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®

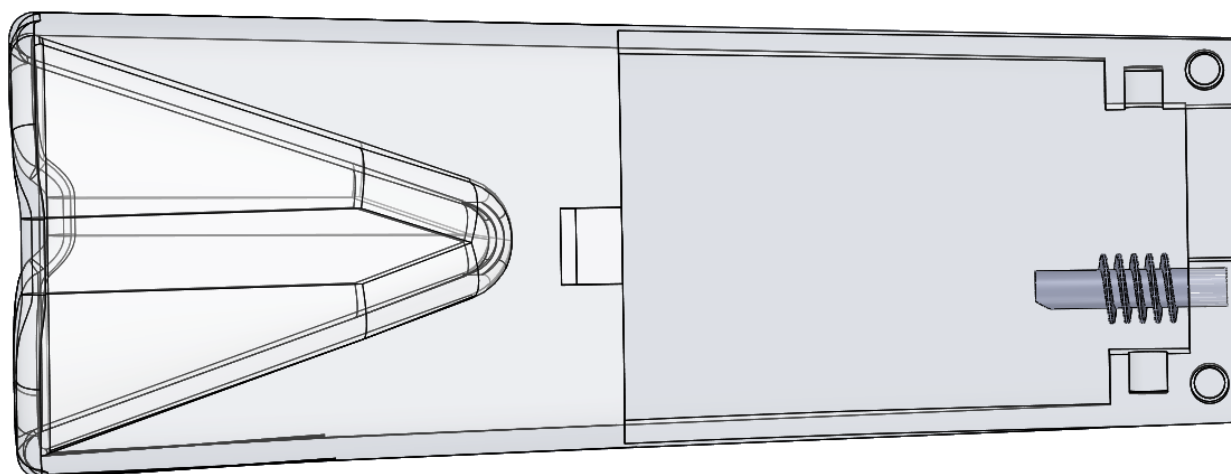


Figura 5-79. Tornillo sin fin colocado en el antebrazo. Elaboración propia en SolidWorks®

Siendo así, a la muñeca se le permite un giro de 90°.

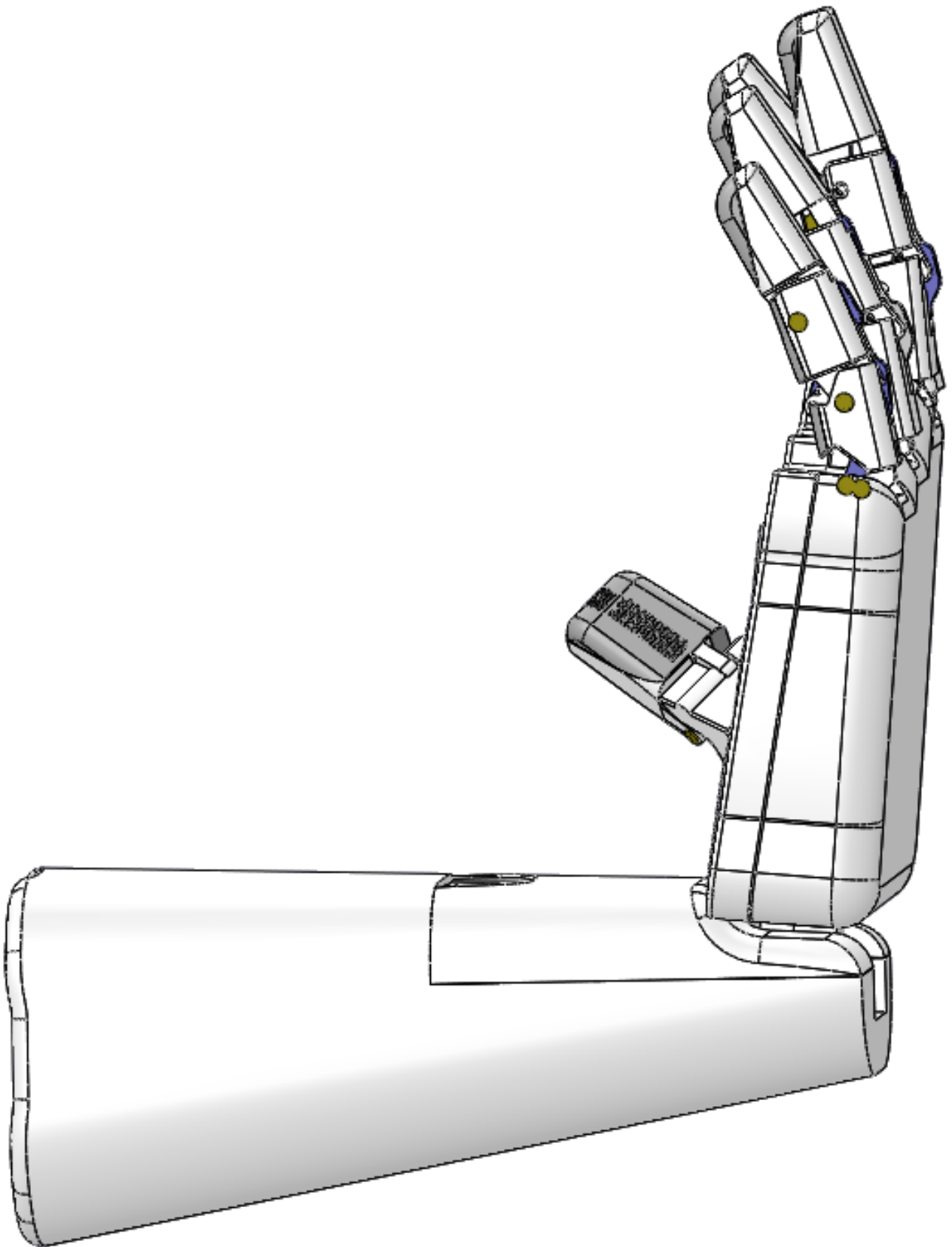


Figura 5-80. Capacidad de giro de la articulación en la muñeca. Elaboración propia en SolidWorks®

Se realiza un análisis de tensiones sencillo para comprobar que la muñeca soporta 5Kg como prensa de gravedad. Para aliviar al procesador del portátil en el que se realiza la simulación, se analiza tan solo el dorso de la mano -sin dedos, ni palma-. Se utiliza un mallado fino (ver la configuración del mallado en la Figura 5-81). A continuación, se usa una restricción fija en el eje de la articulación de la muñeca -presentada en verde en la Figura 5-81-. Lo que se pretende es comprobar si se rompe cuando se le someta a los 5 Kg de carga. Se aplican los 50N según se muestra en morado en la Figura 5-81.

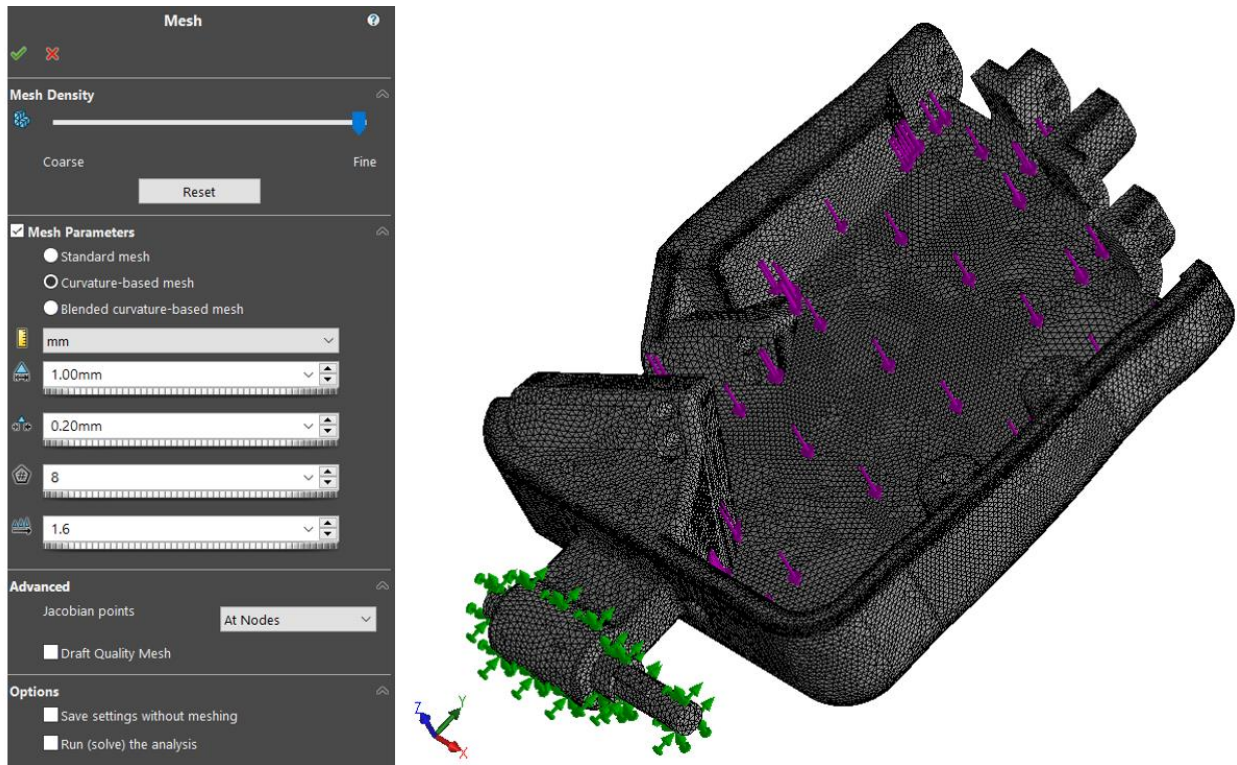


Figura 5-81. Mallado del dorso de la prótesis. Realizado en SolidWorks®

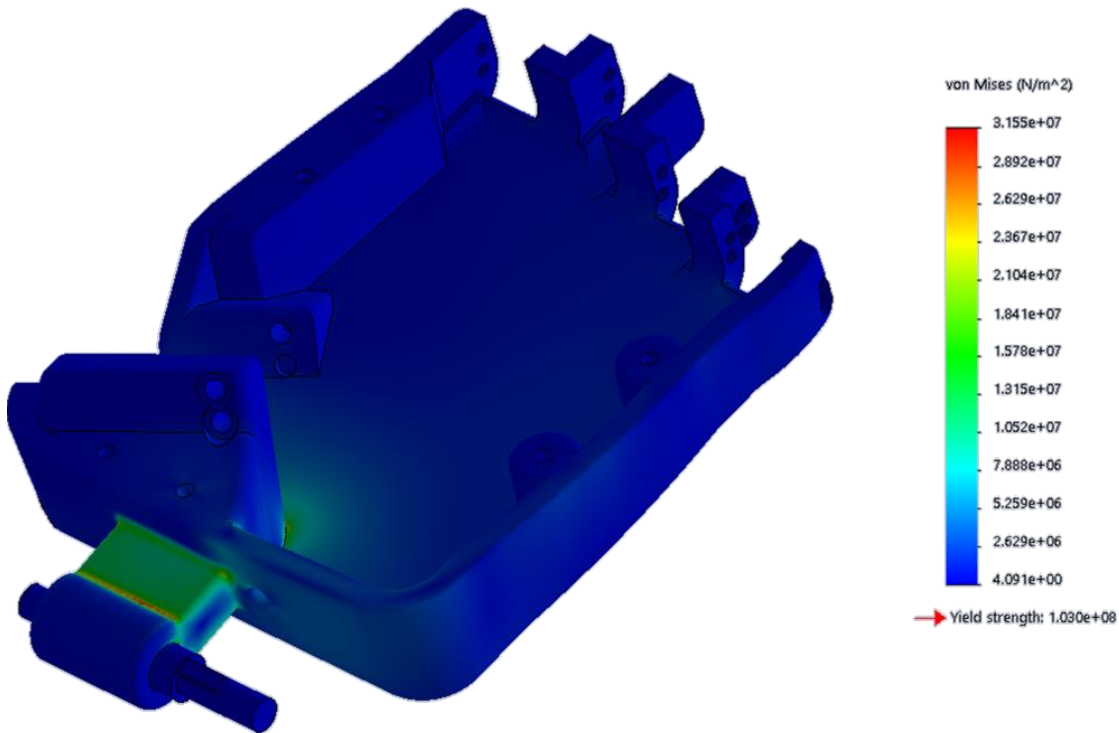


Figura 5-82. Resultados del ensayo realizado sobre el dorso de la mano: tensiones internas de la barra (arriba) y deformaciones internas de la barra (abajo). Elaboración propia con SolidWorks®

En la Figura 5-82 se comprueba que no se supera ni el límite de rotura (116 MPa) ni el elástico (103 MPa). Por consiguiente, la pieza ni rompe ni llega a su zona plástica de deformación aplicando una fuerza de 50N en la palma. Se puede asegurar que bajo esta carga su comportamiento mecánico es fiable.

Sin embargo, se comprueba que siendo su tensión máxima 31.55 MPa, supone más de un 25% de la tensión de rotura del PEEK (27.16%). Por lo tanto, se deberá de realizar un ensayo de fatiga, ya que con los resultados obtenidos actualmente no se puede garantizar que no falle alcanzado cierto número de ciclos debido al daño acumulado.



### 5.7.9 Ensamblaje completo

En este último apartado, se muestra el conjunto de los diferentes sistemas que se han diseñado en este capítulo.

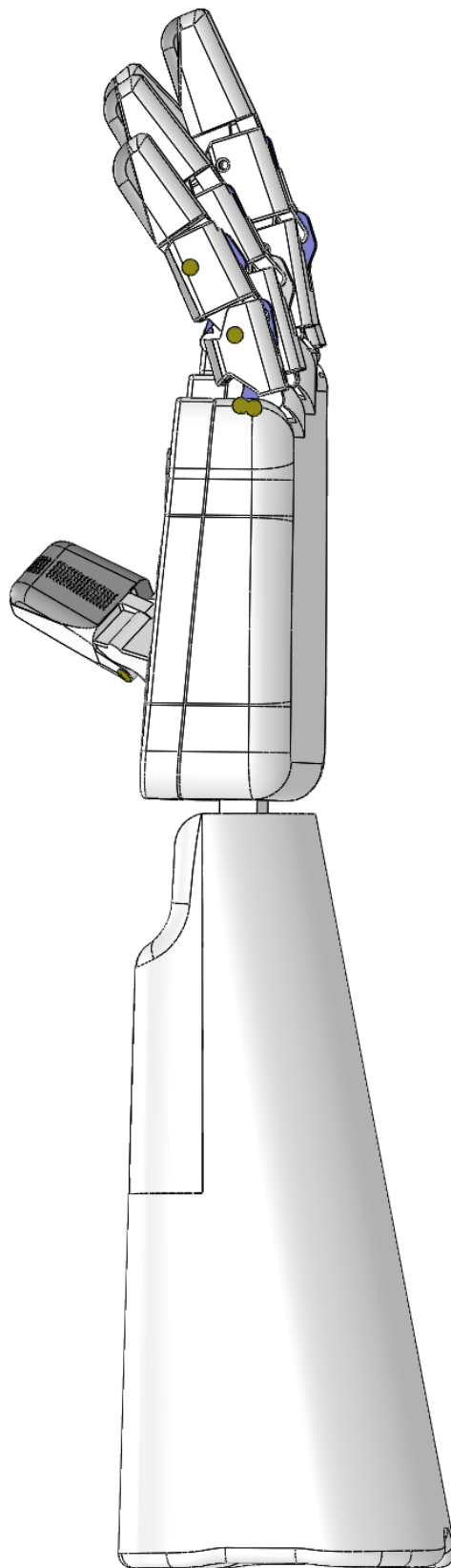


Figura 5-83. Vista de perfil del ensamblaje completo de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®

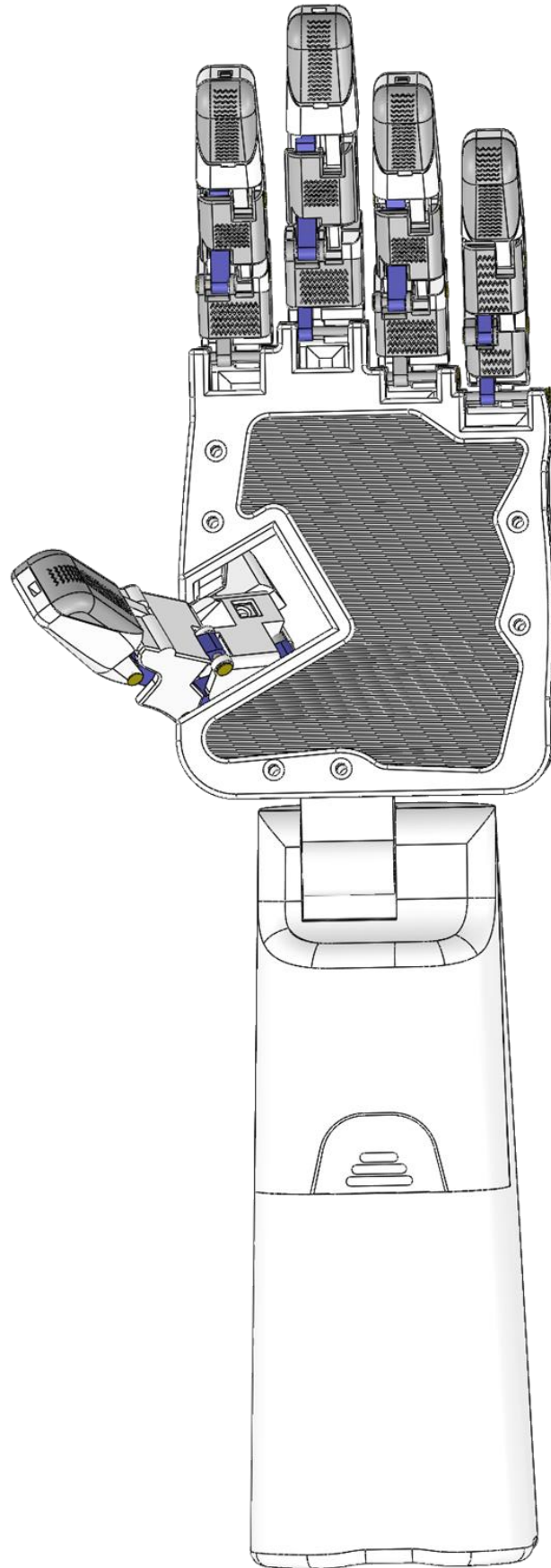


Figura 5-84. Vista frontal del ensamblaje completo de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®

## 5.8 Fabricación aditiva

Como ya se ha comentado antes, el objetivo es fabricar las piezas de PEEK mediante fabricación aditiva. Para ello, una vez se ha completado el modelado 3D, es necesario obtener en el mismo programa un archivo de extensión *stl* de cada una de las piezas a fabricar. La configuración de impresión dependerá de la impresora.

Para obtener el archivo *stl*, se accede a la ventana de *guardar como* -barra de herramientas < archivo < guardar como- y se cambia la extensión del archivo a *stl*. Este proceso se repite hasta obtener un archivo *stl* por cada pieza a imprimir.

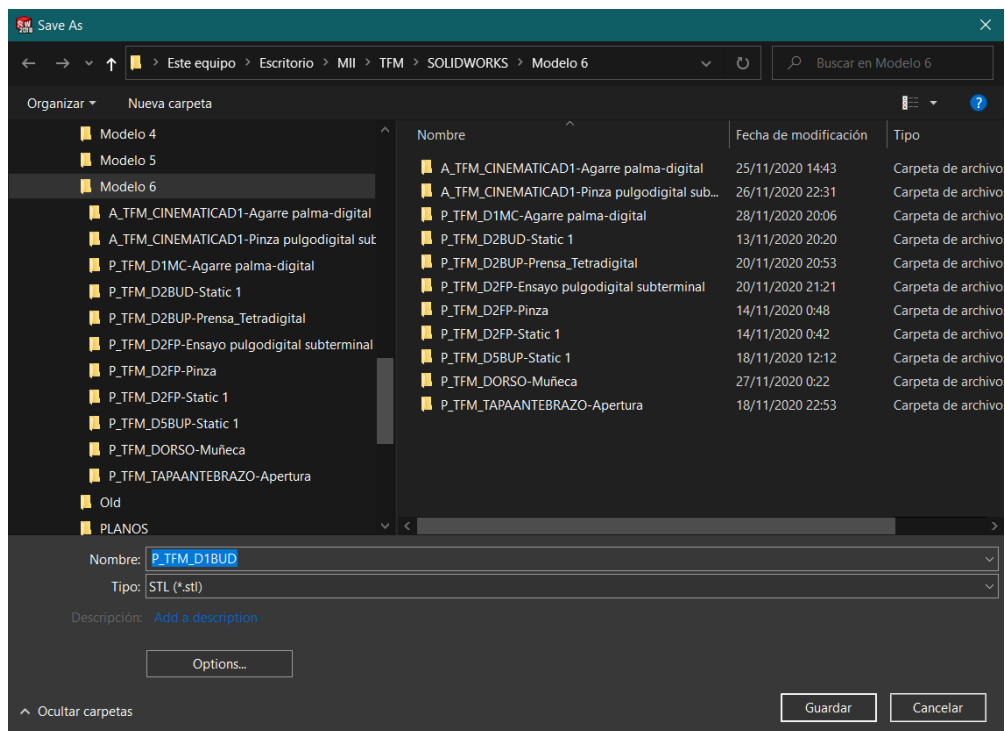


Figura 5-85. Guardar modelo como *stl*. Ventana de SolidWorks®

Para conseguir el ensamblaje completo de la prótesis, se requiere la impresión de las siguientes piezas:

Pieza	Filamento de impresión	Número de unidades	Descripción de la pieza
P_TFM_D1_MC	PEEK	1	Metacarpo del dedo pulgar
P_TFM_D1_FP	PEEK	1	Falange proximal del dedo pulgar
P_TFM_D1_FPY	TPU	1	Almohadilla de la falange proximal del dedo pulgar
P_TFM_D1_FD	PEEK	1	Falange distal del dedo pulgar
P_TFM_D1_FDY	TPU	1	Almohadilla de la falange distal del dedo pulgar
P_TFM_D1_BUP	PEEK	1	Barra de unión proximal del dedo pulgar
P_TFM_D1_BUD	PEEK	1	Barra de unión distal dedo pulgar
P_TFM_D2_FP	PEEK	2	Falange proximal del dedo índice/anular
P_TFM_D2_FPY	TPU	2	Almohadilla de la falange proximal del dedo índice/anular
P_TFM_D2_FM	PEEK	2	Falange intermedia del dedo índice/anular
P_TFM_D2_FMY	TPU	2	Almohadilla de la falange intermedia del dedo índice/anular
P_TFM_D2_FD	PEEK	2	Falange distal del dedo índice/anular
P_TFM_D2_FDY	TPU	2	Almohadilla de la falange distal del dedo índice/anular
P_TFM_D1_BUP	PEEK	2	Barra de unión proximal dedo índice/anular
P_TFM_D1_BUD	PEEK	2	Barra de unión distal dedo índice/anular
P_TFM_D3_FP	PEEK	1	Falange proximal del dedo corazón
P_TFM_D3_FPY	TPU	1	Almohadilla de la falange proximal del dedo corazón
P_TFM_D3_FM	PEEK	1	Falange intermedia del dedo corazón
P_TFM_D3_FMY	TPU	1	Almohadilla de la falange intermedia del corazón
P_TFM_D3_FD	PEEK	1	Falange distal del dedo corazón
P_TFM_D3_FDY	TPU	1	Almohadilla de la falange distal del dedo corazón
P_TFM_D3_BUP	PEEK	1	Barra de unión proximal dedo corazón
P_TFM_D3_BUD	PEEK	1	Barra de unión distal dedo corazón
P_TFM_D5_FP	PEEK	1	Falange proximal del dedo meñique
P_TFM_D5_FPY	TPU	1	Almohadilla de la falange proximal del dedo meñique
P_TFM_D5_FM	PEEK	1	Falange intermedia del dedo meñique
P_TFM_D5_FMY	TPU	1	Almohadilla de la falange intermedia del meñique
P_TFM_D5_FD	PEEK	1	Falange distal del dedo meñique
P_TFM_D5_FDY	TPU	1	Almohadilla de la falange distal del dedo meñique
P_TFM_D5_BUP	PEEK	1	Barra de unión proximal dedo meñique
P_TFM_D5_BUD	PEEK	1	Barra de unión distal dedo meñique
P_TFM_DORSO	PEEK	1	Dorso de la mano
P_TFM_PALMA	PEEK	1	Palma de la mano
P_TFM_PALMA	PEEK	1	Almohadilla de la palma de la mano
P_TFM_ANTEBRAZO	PEEK	1	Antebrazo de la prótesis
P_TFM_TAPAEJEDORSO	PEEL	1	Tapa de la apertura del antebrazo

Tabla 5-6. Lista de piezas a obtener mediante fabricación aditiva

## 6 CONCLUSIONES Y MEJORAS

*“Golpea y bendice, da y recibe, alimenta, presta juramento, edifica la medida, lee para el ciego, habla para el mudo, se tiende hacia el amigo, se alza contra el adversario, y se convierte en martillo, tenaza, alfabeto”  
(sobre la mano humana).*

*- Paul Valéry (poeta y ensayista francés), en 1938-*

El objetivo de este trabajo de fin de Máster es el diseño de una prótesis cuyas características se han descrito en el capítulo 4. El mayor porcentaje de tiempo de trabajo se ha invertido en el diseño de la mano en sí. Comenzando por el mecanismo de los dedos, continuando con su modelado y los correspondientes análisis cinemático y dinámicos. Una vez finalizado estos, se ha seguido el trabajo con la articulación de la muñeca y el modelado del antebrazo, definiendo así la interfaz que une la mano con el resto del cuerpo humano. Este diseño es preliminar y sería necesario un análisis en profundidad, incluyendo la construcción de un prototipo, para asegurar su correcto funcionamiento. Finalmente, se ha alcanzado un prototipo teórico que ha pasado con éxito los ensayos computacionales y cumple las principales funciones que se incluyeron en los requisitos. Aun así, el estudio de las prótesis no ha hecho más que empezar y quedan muchas mejoras por descubrir, analizar y aplicar.

Este apartado recoge ciertas mejoras que han aparecido como ideas a lo largo del diseño de la prótesis, pero que quedaban fuera del alcance definido y cierta información que, aunque aún se encuentra en estudio, es interesante conocer de cara a progresar en el sector.

### 6.1 El dedo pulgar

Conforme se ha realizado el estudio histórico de las prótesis, se ha identificado el dedo pulgar como foco principal de problemas. La complejidad del movimiento a causa de la combinación de grados de libertad que posee el pulgar humano, lo hace difícilmente parametrizable. Reproducir los distintos movimientos del pulgar sin derivar en un mecanismo de varios actuadores y/o un mecanismo complejo y poco robusto es una tarea ardua en la que hoy por hoy trabajan muchos profesionales del campo.

Las prótesis fabricadas y comercializadas más simples cuentan con un pulgar dispuesto de manera opuesta al índice y tan solo pueden flexionar y extender el dedo con un gdl como las prótesis b o d de la Figura 6-1. Se observan que el resto de prótesis de dicha figura -a, c, e y f- poseen una rótula en la base del metacarpo que les permite los movimientos de Abd/Ad. Las prótesis a, c y e se tornan menos conseguidas estéticamente, mientras que la f parece tener un mecanismo más complejo que las demás. Además, todas parecen usar dos grados de libertad, lo que se traduce en dos métodos de accionamiento.

A lo largo del diseño del dedo pulgar mostrado en el trabajo, se ha derivado en otro diseño que podría funcionar consiguiendo la combinación completa de movimiento Abd/Ad y F/E con un solo gdl relacionando las rotaciones de las falanges y el metacarpo entre sí como se ha hecho a lo largo de este trabajo de fin de Máster. El mecanismo quedaría más complejo, ya que implicaría giros cuyos ejes no son paralelos, pero de este modo se conseguiría la rotación del dedo en diferentes planos. Por lo tanto, para este dedo se tendría el mismo número de cuerpos y articulaciones que por el que se ha optado en la prótesis final de este trabajo. Siguiendo la misma nomenclatura utilizada, el modelo de este dedo pulgar queda presentado en la Figura 6-2.

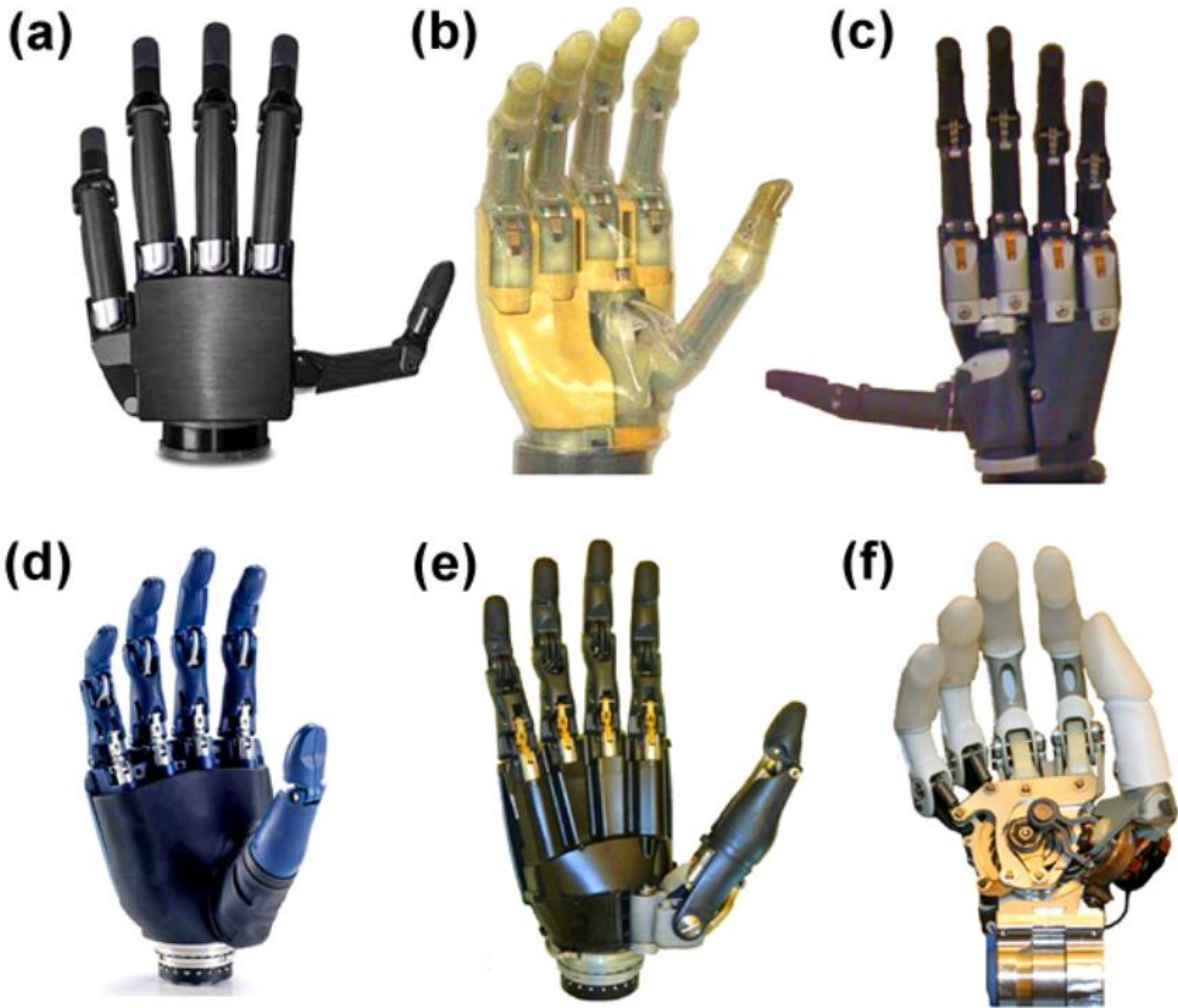


Figura 6-1. Ejemplos de mecanismo del dedo pulgar en prótesis [42]

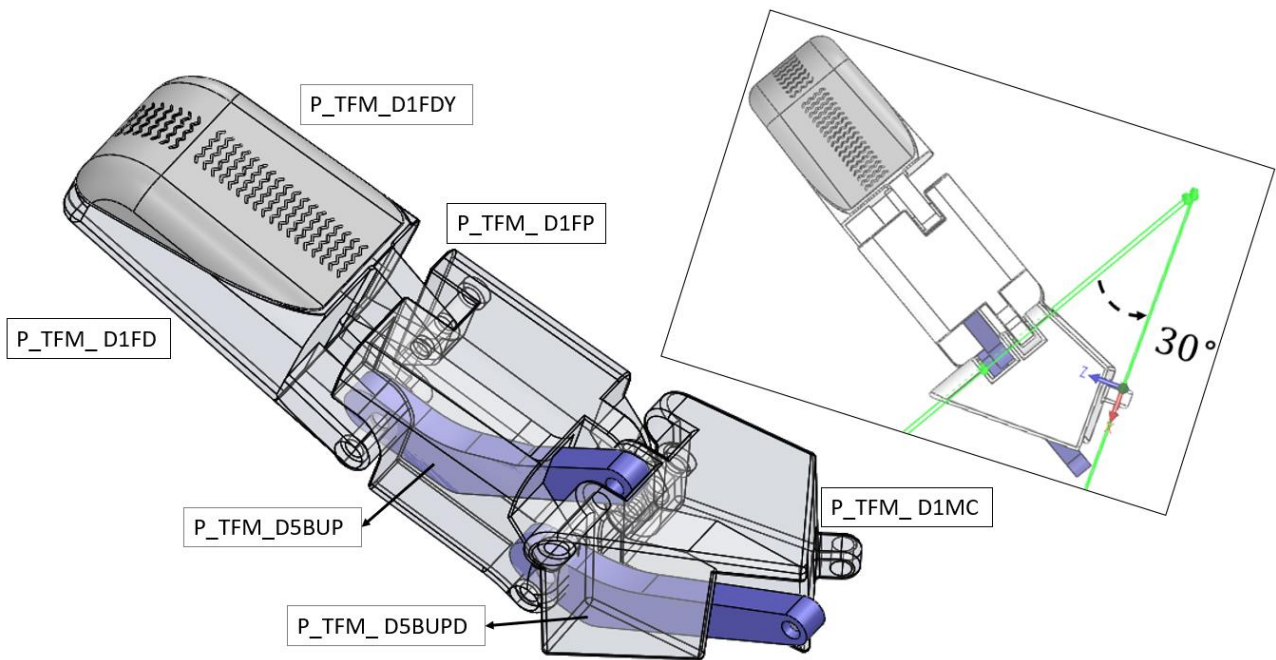


Figura 6-2. Modelo mejorado del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®

Los ejes de rotación de todos los pares excepto del que se encuentra en O se mantendrían paralelos. Esto se debe al ángulo de  $30^\circ$  que se muestra en el detalle de la Figura 6-2. De esta manera, se conseguiría una configuración más parecida a la que se tiene en una mano real, sin perder alcance en su movimiento manteniendo 1 gdl en el sistema. La configuración conseguida se muestra en la Figura 6-3. En la figura mostrada no aparecen todos los elementos de la prótesis.

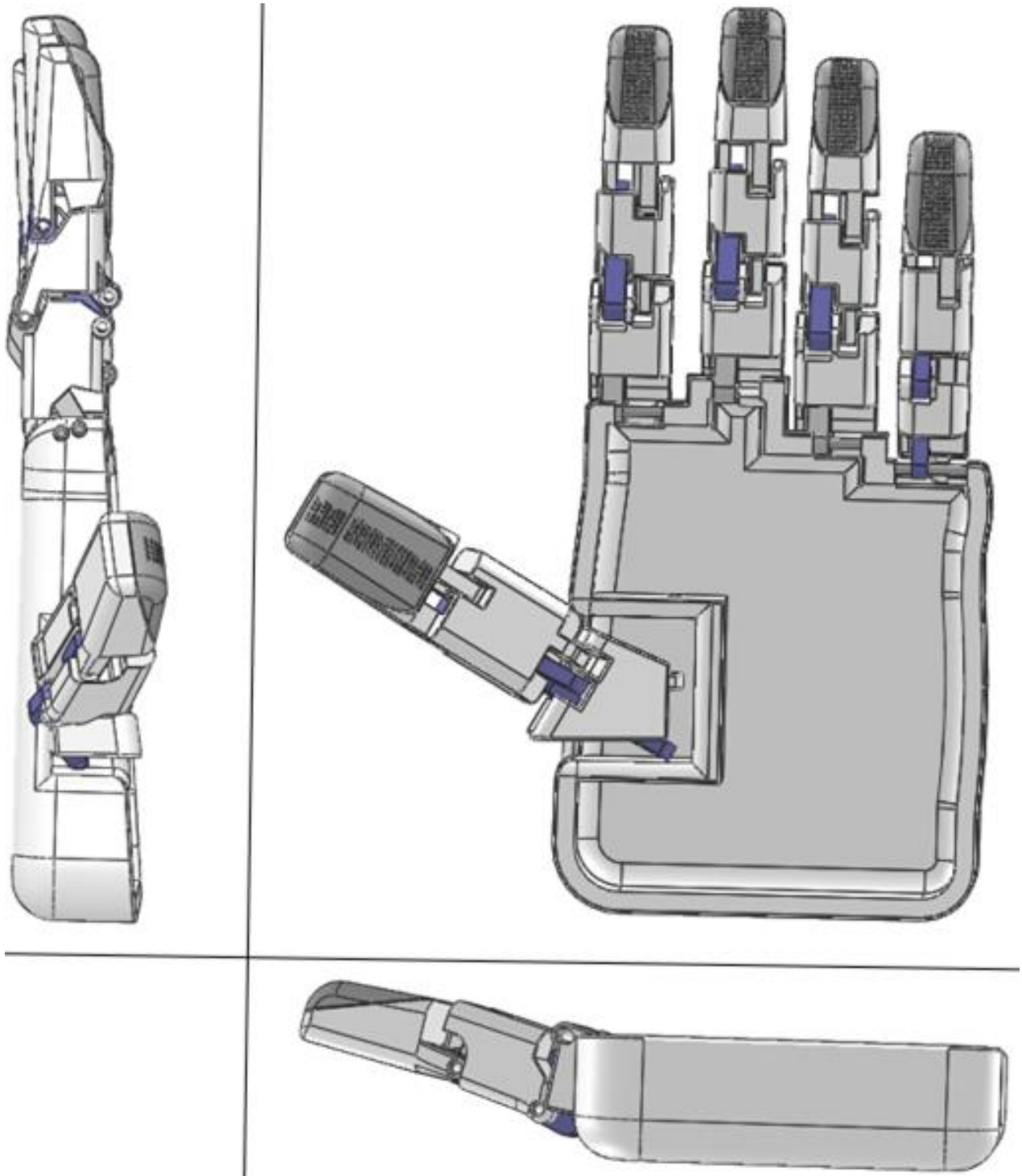


Figura 6-3. Configuración de los dedos de la prótesis. Elaboración propia en SolidWorks®

Como en la prótesis desarrollada en este proyecto, el agarre de pinza es un requisito indispensable. Por lo que se comprueba que este modelo pudiera realizarlo. El resultado final se muestra en la Figura 6-4.

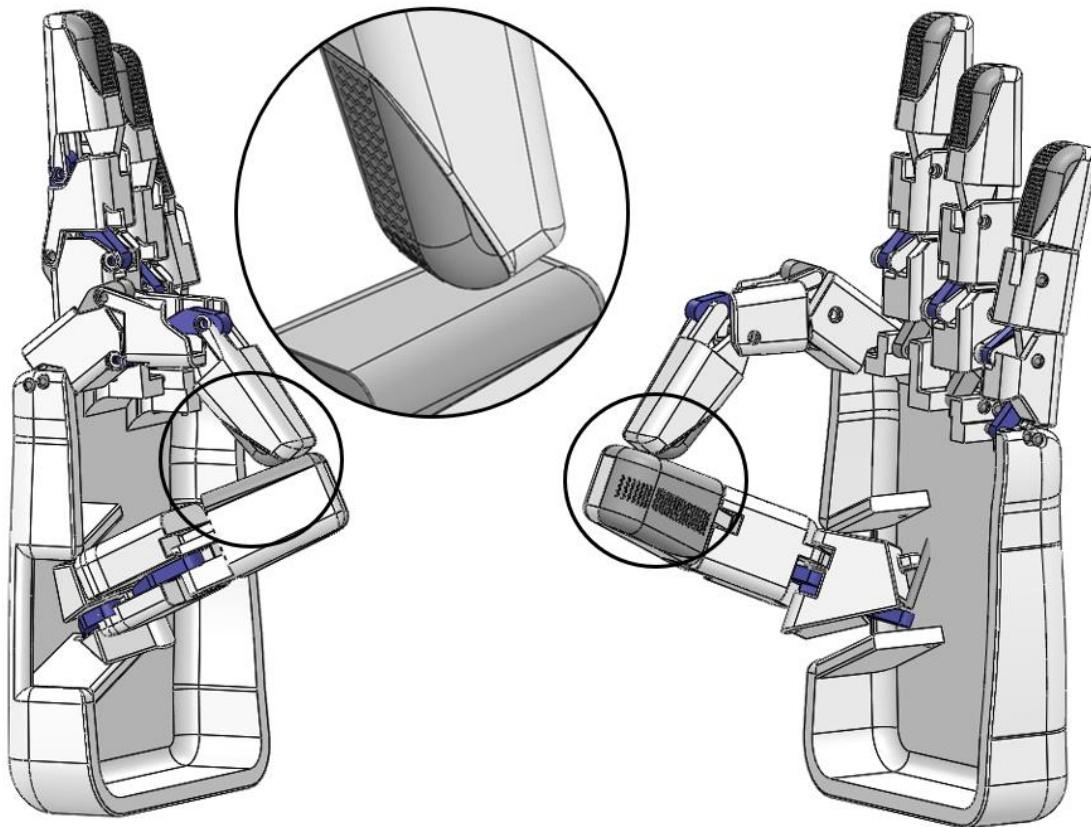


Figura 6-4. Configuración de pinza pulgodigital. Elaboración propia en SolidWorks

El mecanismo de este dedo está basado en el mecanismo utilizado en este proyecto con una gran diferencia. Para conseguir el giro en otro plano, se ha modelado el metacarpo con ejes de rotación no paralelos. Adicionalmente, sería necesario el desplazamiento de la barra de unión proximal para conseguir el movimiento completo -el modelo representado no permitiría este movimiento sin conflictos entre sólidos-. El estudio de este dedo se realizaría con coordenadas relativas, ya que con coordenadas de referencia como he ha hecho tornaría en un problema muy laborioso y el esfuerzo no merecería la pena.

## 6.2 Prótesis adaptativa

En este caso, la prótesis se ha diseñado para una mujer de 25 años cuya constitución variará con los años, pero no significativamente. Es decir, podría seguir utilizando la prótesis sin problemas de proporcionalidad. Sin embargo, esto no es así para los niños.

Desgraciadamente, las amputaciones son un problema que también afecta a los más jóvenes y ello ha llevado a comenzar a estudiar prótesis adaptativa. Esto evita grandes desembolsos económicos por parte del paciente de manera reiterada a lo largo de su etapa de crecimiento comprando una nueva prótesis. Además, es una idea mucho más ecológica, ya que reutiliza elementos en vez de desecharlos para sustituirlos por una prótesis completa mayor. Siendo así, la idea sería realizar prótesis por módulos que podrían combinarse para conseguir más longitud en los dedos o en la mano, adaptado así la prótesis a los niños conforme van creciendo.

## 6.3 Conexión mioeléctrica

Hasta ahora se ha estado hablando de conexión mioeléctrica por medio de electrodos que se conectan con los nervios del cuerpo humano. Aunque esta tecnología es bastante actual, se están investigando otros caminos que consiguen lo mismo de un modo más innovador. Se trata de Sensores neuronales inalámbricos diminutos.



También llamado popularmente *Polvo inteligente* [43] por su tamaño. Estos sensores se pueden usar para analizar y controlar los nervios y los músculos del cuerpo humano pudiendo así estudiar y monitorizar la actividad neuronal de forma remota. Estos sensores aplicados a las prótesis permitirían un soporte más ligero y sencillo. Además de poder controlar la prótesis a distancia sin necesidad de estar en contacto con la piel humana.

## 6.4 Sentido del tacto

La prótesis de este proyecto posee dos sensores -tacto y fuerza- que ya supone un valor añadido frente a prótesis que se están comercializando hoy en día. Sin embargo, aún se sigue perdiendo gran información del entorno.

Percibir bien el entorno es vuelve más complicado habiendo perdido el sentido del tacto. Por ello, ya hay instituciones que estudian Sensores sensoriales [44]-sensores de los sentidos: vista, oído, olfato, gusto y tacto; en este caso, relacionados con este último- con objeto de reproducir esta funcionalidad artificialmente. Un grupo de investigación de Stanford han logrado desarrollar un sistema nervioso artificial capaz de generar un reflejo de contracción. Han reproducido piel artificial con vistas a colocarse en una extremidad protésica. Aún se encuentra en estudio porque la piel es un sistema muy complejo que ayuda a percibir el entorno detectando señales del medio. Este sensor consta de un sensor táctil, una neurona electrónica flexible y un transistor sináptico artificial. La idea es dotar a las prótesis de los reflejos involuntarios musculares.



## REFERENCIAS

- [1] «Introducción a los miembros protésicos - Temas especiales - Manuale Merck versión para el público general.» [En línea]. Available: <https://www.merckmanuals.com/es-us/hogar/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/introducci%C3%B3n-a-los-miembros-prot%C3%A9sicos>.
- [2] R. Lab, «POLITECNICO DI MILANO The Study of the Electromyographic Signal for the Control of a Prosthetic Hand,» 2009.
- [3] W. GAINÉ, C. SMART y M. BRANSBY-ZACHARY, «Upper Limb Traumatic Amputees,» *Journal of Hand Surgery*, vol. 22, nº 1, pp. 73-76, 29 2 1997.
- [4] M. Bellis, «Who Invented Prosthetics?,» ThoughtCo., 24 Septiembre 2018. [En línea]. Available: <https://www.thoughtco.com/brief-history-of-prosthetics-4019665>. [Último acceso: 09 Marzo 2020].
- [5] K. Norton, «A Brief History of Prosthetics,» vol. 17, nº 7, 2007.
- [6] J. Manuel, D. González, P. R. Murillo, I. Flores Luna y A. J. Mendoza, «ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES».
- [7] J. L. Brito, M. X. Quinde, D. Cusco y J. I. Calle, «Estudio del estado del arte de las prótesis de mano,» *INGENIUS*, nº 9, 2013.
- [8] J. F. Mullen, «Mechanical Hand,» 1972.
- [9] «Multifunction mechanical hand with shape adaptation,» 1993.
- [10] K. B. Fite, T. J. Withrow, X. Shen, K. W. Wait, J. E. Mitchell y M. Goldfarb, «A Gas-Actuated Anthropomorphic Prosthesis for Transhumeral Amputees,» *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, vol. 24, nº 1, 2008.
- [11] K. Schorger, J. P. Simon, D. Clark y A. Williams, «Pneumatic Hand Prosthesis Project Spring 2018,» 2018.
- [12] «Open Bionics - turning disabilities into superpowers,» [En línea]. Available: <https://openbionics.com/>.
- [13] G. J. Tortora y B. Derrickson, *Principles of Anatomy and Physiology*.
- [14] L. A. Arias López, «Biomecánica y patrones funcionales de la mano,» 2012.
- [15] Clínica Martín Gómez Traumatólogos, «Lesiones de mano,» [En línea]. Available: <https://clinicamartingomez.es/lesiones-de-mano/>. [Último acceso: Julio 2020].
- [16] Docsity, «Musculatura de antebrazo y mano,» Julio 2017. [En línea]. Available: <https://www.docsity.com/es/musculatura-de-antebrazo-y-mano/2138299/>. [Último acceso: Marzo 2020].
- [17] Robolog, «EMG con Arduino y e-Health Sensor Platform,» Febrero 2016. [En línea]. Available: <https://robologs.net/2016/02/11/emg-con-arduino-y-e-health-sensor-platform-parte-i-leer-los-electrodos/>. [Último acceso: Octubre 2020].
- [18] D. Lopesino Rivera y M. Luisa Martínez Muneta Gregorio Romero Rey, «ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA».
- [19] J. Sancho Bru, M. Vergara, N. Jarque Bou, M. Mora Aguilar y A. Pérez González, «Medición del movimiento de todos los segmentos de la mano,» de *XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*.
- [20] «16 Funciones básicas de mano,» [En línea]. Available: <https://www.yumpu.com/es/document/read/46015292/16-funciones-basicas-de-mano>. [Último acceso: Octubre 2020].
- [21] «Biomecánica de la prensión,» Agosto 2013. [En línea]. Available: <https://www.slideshare.net/OlguisPuerta/biomecánica-de-la-prensión>.
- [22] «Vector de stock (libre de regalías) sobre Vector de paleta de colores de516698563,» [En línea]. Available: <https://www.shutterstock.com/es/image-vector/skin-tones-color-palette-vector-516698563>.
- [23] Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios, «Legislación sobre Productos sanitarios,» 11 Febrero 2020. [En línea]. Available: <https://www.aemps.gob.es/productos-sanitarios/prodsanitarios/legislacion-sobre-productos-sanitarios/>. [Último acceso: Febrero 2020].

- [24] «Medical devices | Internal Market, Industry, Entrepreneurship and SMEs,» [En línea]. Available: [https://ec.europa.eu/growth/single-market/european-standards/harmonised-standards/medical-devices\\_en](https://ec.europa.eu/growth/single-market/european-standards/harmonised-standards/medical-devices_en).
- [25] «Notification of a Body in the framework of a technical harmonization directive».
- [26] P. Espinosa, «PC II Arcos y ángulos de movimiento,» Junio 2013. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/pedroespinosa106/52756563-angulosyarcosdemovimiento>. [Último acceso: Agosto 2020].
- [27] G. Luna, C. Alberto, M. Gómez, D. Laura, M. Bautista, J. De Jesús, L. Lozano, J. Ismael, A. N. Jossendy, C. Vázquez López y J. Gabriel, «VII Congreso Naciocal de la Tecnología Aplicada a la Salud,» de *GUANTE SENSORIAL PARA LA MEDICION DE LA FUERZA DACTILAR EN LOS FALANGES DE LA MANO*, 2016.
- [28] R. Tabilo, D. Suazo y C. Barría, «Slideshare: "Motricidad de la Mano",» 17 Junio 2015. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/ffreddd/motricidad-de-la-mano>. [Último acceso: Julio 2020].
- [29] Jefatura del Estado, ««BOE» núm. 247, de 15 de octubre de 1970, páginas 16829 a 16830».
- [30] Organización Internacional del Trabajo, «R128 - Recomendación sobre el peso máximo, 1967 (núm. 128),» de *Conferencia General de la Organización Internacional del Trabajo*, Ginebra, 1967.
- [31] Á. F. Valencia-Otero, M. F. Maradei-García y F. Espinel-Correal, «Estudio sobre la influencia del diámetro de apertura en la fuerza ejercida por cada dedo,» *Rev. Salud Pública*, vol. 18, nº 6, pp. 935-945, 2016.
- [32] J. C. Bernal, «Tesis doctoral: "Análisis de la distribución de presiones en la mano humana",» Castellón, 2016.
- [33] Ensinger Group, «Ensinger: Filamentos PEEK,» [En línea]. Available: <https://filaments.ensingerplastics.com/collections/peek-3d-printer-filament>. [Último acceso: Agosto 2020].
- [34] AZoNetwork, «AZO Materials,» [En línea]. Available: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1882>. [Último acceso: Agosto 2020].
- [35] 3DFIL, «3DFIL,» [En línea]. Available: [https://www.3dfils.com/es/efil-tpu-85a/efil-tpu-85a-natural.html?id\\_product\\_attribute=1235#/30-diametro-175\\_mm/33-peso-250\\_g](https://www.3dfils.com/es/efil-tpu-85a/efil-tpu-85a-natural.html?id_product_attribute=1235#/30-diametro-175_mm/33-peso-250_g). [Último acceso: 11 2020].
- [36] A. Martínez-Pais González, *Conpection d'un nouveau système de motorization des fenêtres*, Cluses, France, 2017.
- [37] Cousin, «Cousin,» [En línea]. Available: <https://www.cousin-trestec.com/en/produit/dyneema-ultimate-lines/%20&%20https://n9.cl/9u6d>. [Último acceso: Agosto 2020].
- [38] RS Componentes, «RS Componentes: Sensor de Temperatura,» [En línea]. Available: [https://es.rs-online.com/web/p/sensores-de-temperatura-con-resistencia-de-platino/1007531?cm\\_mmc=ES-PLA-DS3A-\\_-google-\\_-CSS\\_ES\\_ES\\_Automatizaci%C3%B3n\\_y\\_Control\\_de\\_Procesos\\_Whoop-\\_\(ES:Whoop!\)+Sensores+de+Temperatura+con+Resistencia+de+Platino\\_-1007531&ma](https://es.rs-online.com/web/p/sensores-de-temperatura-con-resistencia-de-platino/1007531?cm_mmc=ES-PLA-DS3A-_-google-_-CSS_ES_ES_Automatizaci%C3%B3n_y_Control_de_Procesos_Whoop-_(ES:Whoop!)+Sensores+de+Temperatura+con+Resistencia+de+Platino_-1007531&ma). [Último acceso: Agosto 2020].
- [39] Amazon, «Sensor de fuerza,» [En línea]. Available: <https://www.amazon.es/VAILANG-precisi%C3%B3n-pe%C3%ADcula-Flexible-Inteligente/dp/B0841WYJLB>. [Último acceso: Agosto 2020].
- [40] Pololu, «Avancer Technologies Muscle Sensor v3,» [En línea]. Available: <https://www.pololu.com/product/2726>. [Último acceso: Octubre 2020].
- [41] Grupo Preving, «Recomendaciones para la manipulación manual de cargas,» Enero 2019. [En línea]. Available: <https://www.preving.com/recomendaciones-la-manipulacion-manual-cargas/>. [Último acceso: Octubre 2020].
- [42] U. D. o. V. Affairs, «Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review,» *Journal of Rehabilitation Research & Development (JRRD)*, vol. 50, nº 5, pp. 599-618, 2013.
- [43] Redacción de the New Now, «Sensores neuronales inalámbricos diminutos,» *The New Now: La tecnología para conectar el futuro*, 2018.
- [44] K. CRAFT, «Un sistema nervioso artificial para dotar de tacto a los robot,» *Cienciaplus/Laboratorio*,

2018.

- [45] L. W. TAYLOR, «TFG: INSTRUMENTO DE MEDICIÓN DE LA FUERZA DE AGARRE EN LOS,» pp. 23, 24 y 25, Mayo 2017.
- [46] J. Pérez Porto y M. Merino, «Definición.de,» 2018. [En línea]. Available: <https://definicion.de/bioingenieria/>. [Último acceso: Octubre 2020].
- [47] C. N. d. E. T. e. S. (México), «Gobierno de México,» Agosto 2017. [En línea]. Available: <https://www.gob.mx/salud/cenetec/acciones-y-programas/conceptos-de-ingenieria-biomedica>. [Último acceso: Octubre 2020].
- [48] R. A. E. (RAE), «Real Academia Española de la lengua,» [En línea]. Available: <https://www.rae.es/>. [Último acceso: Octubre 2020].
- [49] Universidad de Cantabria. Departamento de Ing. Estructural y Mecánica, «Capítulo I I.2 Nociones generales sobre mecanismos».
- [50] Asociación Española de Esclerosis Múltiple de Albacete, «Rehabilitación de las manos: Pinzas más usadas en las actividades de la vida diaria - Esclerosis múltiple: información y tratamiento,» Octubre 2019. [En línea]. Available: <https://emalbacete.es/pinzas-mas-usadas-en-las-actividades-de-la-vida-diaria/>. [Último acceso: Octubre 2020].



# ANEXO A: CÓDIGO MATLAB I

Código del archivo *Mecanismo\_4barras\_diada.m*

```

%%SIMULACIÓN CINEMÁTICA 2D DE UN DEDO ROBÓTICO%%
%Definición del mecanismo: 6 cuerpo -el primero es un cuerpo fijo- y 7
%pares de rotación entre dichos cuerpos. El mecanismo está dispuesto como
%un cuatro barras (1, 2, 3 y 5) al que se le añade una diada (4 y 6).
% Listado de cuerpos:
%-cuerpo 2: falange próximal (FP)
%-cuerpo 3: falange media (FM)
%-cuerpo 4: falange distal (FD)
%-cuerpo 5: barra de unión próximal (BUP) que une el cuerpo 1 con la FM
%-cuerpo 6: barra de unión distal(BUD) que une el FP con la FD
%Por Alicia Mntz-Pais González, alumna de la ETSI de la US.
%% RESETEO DE ARCHIVO
clc; clear all;
close all;
format short
%% INTRODUCCIÓN DE PARÁMETROS CONOCIDOS
% Todas las longitudes están en mm y los ángulos en grados.
% CUERPO 1
alpha = 15;
% CUERPO 2
b = 16.5;
%% POSICIONES DE ÁNGULOS DE ENTRADA Y SALIDA
n = 3; %Número de posiciones
phi = [92 58 6]; %Ángulo de Entrada
psi = [119 79 13]; %Ángulo de Salida
delta = [0 -105 -205]; %Ángulo de la diada
%% SISTEMA DE ECUACIONES
%Definición de matrices
S = zeros(n,3);
T = zeros(n,1);
for i=1:n
    S(i,1) = cosd(psi(i)-alpha);
    S(i,2) = (-1)*cosd(phi(i)-alpha);
    S(i,3) = 1;
    T(i) = cosd(psi(i)-phi(i));
end
%Resolución del sistema
k = abs(S\T);
%Cálculo de longitudes
a = k(1)*b;
d = a/k(2);
c = sqrt(a^2 + b^2 + d^2 - k(3)*2*b*d);
%% CÁLCULO DE DIMENSIONES
bb = c; ccc = 16;
bbb = sqrt(b^2 + bb^2);
cc = sqrt(c^2 + ccc^2);
f = c;
%% REPRESENTACIÓN GRÁFICA
axis equal
O = [0 0]; %Origen
viscircles(O,0.2,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1);
viscircles(O,0.4,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1);
A = a.*[sind(alpha),-cosd(alpha)]; %Punto A
viscircles(A,0.2,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1);
viscircles(A,0.4,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1)
posColor = {'blue', 'black', 'black'};

```

```

diaColor = {'cyan', 'black', 'black'};
poswidth = {1,0.5,0.5};
for i=1:n
    disp(i)
    % CUERPO 2
    D = bbb.*[cosd(phi(i)-90-22),sind(phi(i)-90-22)]; %Punto D
    C = b.*[cosd(phi(i)-90),sind(phi(i)-90)]; %Punto C
    viscircles(D,0.2,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1);
    viscircles(C,0.2,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1);
    L1 = line([O(1) D(1)],[O(2)
D(2)], 'Color',posColor{i},'Linewidth',poswidth{i});
    L2 = line([O(1) C(1)],[O(2) C(2)], 'Color',posColor{i},'Linewidth',2);
    L3 = line([D(1) C(1)],[D(2)
C(2)], 'Color',posColor{i},'Linewidth',poswidth{i});
    % CUERPO 5
    B = A + d.*[cosd(psi(i)-90),sind(psi(i)-90)]; %Punto B
    viscircles(B,0.2,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1);
    L4 = line([A(1) B(1)],[A(2) B(2)], 'Color',posColor{i},'Linewidth',2);
    % CUERPO 3
    L5 = line([B(1) C(1)],[B(2) C(2)], 'Color',posColor{i},'Linewidth',2);
    ang = atand((B(2)-C(2))/(B(1)-C(1)));
    F = C + ccc*[cosd(ang-90),sind(ang-90)]; %Punto F
    viscircles(F,0.2,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1);
    L6 = line([B(1) F(1)],[B(2)
F(2)], 'Color',posColor{i},'Linewidth',poswidth{i});
    L7 = line([C(1) F(1)],[C(2)
F(2)], 'Color',posColor{i},'Linewidth',poswidth{i});
    % DIADA
    H = F + ccc*[cosd(delta(i)),sind(delta(i))]; %Punto H
    % viscircles(H,cc,'Color','green','LineStyle','--','Linewidth',0.1);
    % viscircles(F,f,'Color','green','LineStyle','--','Linewidth',0.1);
    L11 = line([F(1) H(1)],[F(2)
H(2)], 'Color',diaColor{i},'Linewidth',poswidth{i});
    if (i == 1 || i ==2)
        FunE = @(x) (x-F(1))^2+(H(2)+sqrt(cc^2-(x-H(1))^2)-F(2))^2-f^2;
        E1= fsolve(FunE,F(1)+f);
        E2 = H(2)+ sqrt(cc^2 - (E1-H(1))^2);
        E = [E1 E2]; %Punto E
    end
    if i == 3
        FunE = @(y) (H(1)+sqrt(cc^2-(y-H(2))^2)-F(1))^2+(y-F(2))^2-f^2;
        E2= fsolve(FunE,F(2)-f);
        E1 = H(1)+sqrt(cc^2-(E2-H(2))^2);
        E = [E1 E2]; %Punto E
    end
    viscircles(E,0.2,'Color','black','LineStyle','-','Linewidth',1);
    L8 = line([D(1) E(1)],[D(2)
E(2)], 'Color',diaColor{i},'Linewidth',poswidth{i});
    L9 = line([F(1) E(1)],[F(2)
E(2)], 'Color',diaColor{i},'Linewidth',poswidth{i});
    L10 = line([E(1) H(1)],[E(2)
H(2)], 'Color',diaColor{i},'Linewidth',poswidth{i});
    title("Comportamiento del mecanismo")
    e(i) = pdist2(D,E);
end

```



## ANEXO B: CÓDIGO MATLAB II

Código del archivo *SimulacionCin2D.m*

```

%% SIMULACIÓN 2D DE UN DEDO ROBÓTICO %%
%Definición del mecanismo: 6 cuerpo -el primero es un cuerpo fijo- y 7...
    %pares de rotación entre dichos cuerpos. Listado de cuerpos:
%-cuerpo 2: falange proximal (FP)
%-cuerpo 3: falange media (FM)
%-cuerpo 4: falange distal (FD)
%-cuerpo 5: barra de unión proximal (BUP) que une el cuerpo 1 con la FM
%-cuerpo 6: barra de unión distal (BUD) que une el FP con la FD
%Se define el sistema con coordenadas de referencia q=[Rx, Ry, teta]'
%Por Alicia Mntz-Pais González alumna de la ETSI de la US.
%% RESETEO DE ARCHIVO
clc; clear all;
close all;
% PosicionInicial %Código análogo que posee tan solo la representación
    %gráfica de la primera posición del mecanismo
format short
warning('off')

%% INTRODUCCIÓN DE DATOS
% DatosD1; %Datos del dedo pulgar
DatosD2; %Datos del dedo índice/anular
% DatosD3; %Datos del dedo corazón
% DatosD5; %Datos del dedo meñique
global g; g = 9.81; %Gravedad [m/s^2]
%Propiedades de representación
Width = 0.1;
% REPRESENTACIÓN DEL CUERPO 1: DORSO DE LA MANO
figure(1)
RepGraSim(q0,1.5)
title("Simulación cinemática")
line([O(1)-2 O(1)-2],[O(2)+Fh1(1) O(2)-Fh1(1)], 'Color','red','Linewidth',1);
line([O(1)-2 O(1)-60],[O(2)+Fh1(1)
(O(2)+Fh1(1))], 'Color','red','Linewidth',1);
line([O(1)-60 O(1)-60],[O(2)+Fh1(1) O(2)-
Fh1(1)], 'Color','red','Linewidth',1);
line([O(1)-2 O(1)-60],[O(2)-Fh1(1) O(2)-
Fh1(1)], 'Color','red','Linewidth',1);
% INICIACIÓN DE VARIABLES
k = 1;
q_p = zeros(length(q0),tiempoSim);
q_v = zeros(length(q0),tiempoSim);
q_a = zeros(length(q0),tiempoSim);
F_FD = zeros(length(q0)-1,tiempoSim);
U_FD = zeros(length(q0),tiempoSim);
F_FA = zeros(length(q0)-1,tiempoSim);
U_FA = zeros(length(q0),tiempoSim);
Fc = zeros(1,tiempoSim);
%% ANÁLISIS CINEMÁTICO: MÉTODO NEWTON-RAPHSON
for tSim=1:1:tiempoSim
    %Coordenadas del mecanismo
    syms R2x R2y teta2 R3x R3y teta3 R4x R4y teta4 R5x R5y teta5 R6x R6y teta6 t
    q = [R2x; R2y; teta2; R3x; R3y; teta3; R4x; R4y; teta4; R5x; R5y; teta5;
R6x; R6y; teta6];
    %Definición de matriz de restricciones
    c1 = R2x + u20(1)*cosd(teta2) - u20(2)*sind(teta2);
    c2 = R2y + u20(1)*sind(teta2) + u20(2)*cosd(teta2);

```

```

    c3 = R2x + u2C(1)*cosd(teta2) - u2C(2)*sind(teta2) - R3x - u3C(1)*cosd(teta3)
+ u3C(2)*sind(teta3);
    c4 = R2y + u2C(1)*sind(teta2) + u2C(2)*cosd(teta2) - R3y - u3C(1)*sind(teta3)
- u3C(2)*cosd(teta3);
    c5 = R3x + u3B(1)*cosd(teta3) - u3B(2)*sind(teta3) - R5x - u5B(1)*cosd(teta5)
+ u5B(2)*sind(teta5);
    c6 = R3y + u3B(1)*sind(teta3) + u3B(2)*cosd(teta3) - R5y - u5B(1)*sind(teta5)
- u5B(2)*cosd(teta5);
    c7 = R5x + u5A(1)*cosd(teta5) - u5A(2)*sind(teta5) - rA(1);
    c8 = R5y + u5A(1)*sind(teta5) + u5A(2)*cosd(teta5) - rA(2);
    c9 = R3x + u3F(1)*cosd(teta3) - u3F(2)*sind(teta3) - R4x - u4F(1)*cosd(teta4)
+ u4F(2)*sind(teta4);
    c10 = R3y + u3F(1)*sind(teta3) + u3F(2)*cosd(teta3) - R4y -
u4F(1)*sind(teta4) - u4F(2)*cosd(teta4);
    c11 = R2x + u2D(1)*cosd(teta2) - u2D(2)*sind(teta2) - R6x -
u6D(1)*cosd(teta6) + u6D(2)*sind(teta6);
    c12 = R2y + u2D(1)*sind(teta2) + u2D(2)*cosd(teta2) - R6y -
u6D(1)*sind(teta6) - u6D(2)*cosd(teta6);
    c13 = R4x + u4E(1)*cosd(teta4) - u4E(2)*sind(teta4) - R6x -
u6E(1)*cosd(teta6) + u6E(2)*sind(teta6);
    c14 = R4y + u4E(1)*sind(teta4) + u4E(2)*cosd(teta4) - R6y -
u6E(1)*sind(teta6) - u6E(2)*cosd(teta6);
    c15 = teta2 - w2*t; %Restricción de movimiento
    C = [c1; c2; c3; c4; c5; c6; c7; c8; c9; c10; c11; c12; c13; c14; c15];
    %Definición del Jacobiano
    Cq = simplify(jacobian(C,q));
    %% APLICACIÓN DE DATOS NUMÉRICOS EN LAS COORDENADAS
    R2x = q0(1); R2y = q0(2); teta2 = q0(3); R3x = q0(4); R3y = q0(5); teta3 =
q0(6); R4x = q0(7); R4y = q0(8);
    teta4 = q0(9); R5x = q0(10); R5y = q0(11); teta5 = q0(12); R6x = q0(13); R6y
= q0(14); teta6 = q0(15);
    t = tSim;
    %% RESOLUCIÓN DEL PROBLEMA DE POSICIÓN
    CqEval = double(subs(Cq));
    q_sol = double(q0 - (CqEval\subs(C)));
    q_p(:,k) = q_sol;
    if mod(teta2,20) == 0
        RepGraSim(q_sol, Width) %Función adicional que grafica los resultados
del problema de posición
        Width = Width + 0.1;
    end
    %% RESOLUCIÓN DEL PROBLEMA DE VELOCIDAD
    syms dR2x dR2y dteta2 dR3x dR3y dteta3 dR4x dR4y dteta4 dR5x dR5y dteta5
dR6x dR6y dteta6 t
    dq = [dR2x; dR2y; dteta2; dR3x; dR3y; dteta3; dR4x; dR4y; dteta4;
        dR5x; dR5y; dteta5; dR6x; dR6y; dteta6];
    Ct = simplify(diff(C,t));
    t = tSim;
    q_vsol = double(-CqEval\subs(Ct));
    q_v(:,k) = q_vsol;
    %% RESOLUCIÓN DEL PROBLEMA DE ACELERACIONES
    syms t
    dCt = simplify(diff(Ct,t));
    dCq = simplify(jacobian(Cq*dq,q));
    dR2x = q_vsol(1); dR2y = q_vsol(2); dteta2 = q_vsol(3); dR3x = q_vsol(4);
dR3y = q_vsol(5);...
        dteta3 = q_vsol(6); dR4x = q_vsol(7); dR4y = q_vsol(8); dteta4 =
q_vsol(9); dR5x = q_vsol(10);...
        dR5y = q_vsol(11); dteta5 = q_vsol(12); dR6x = q_vsol(13); dR6y =
q_vsol(14); dteta6 = q_vsol(15);
    t = tSim;
    q_asol = (-1)*double(subs(Cq))\ (double(subs(dCq))*q_vsol+double(subs(dCt)));
    q_a(:,k) = q_asol;

```

```

%% CÁLCULO DE FUERZA CUERDA: PRINCIPIO DE LAS POTENCIAS VIRTUALES
FuerzaEnsTetra = 10/2; FEnsayo = FuerzaEnsTetra*g*DistrDedo;
Fentrada = FEnsayo.*[cosd(-90+q_sol(6)) sind(-90+q_sol(6))]*[q_vsol(4);
q_vsol(5)];
Fc_Tetra(tSim) = PPV(masas,inercias,q_sol,q_vsol,q_asol,Fentrada);
Fentrada = FuerzaDactilar.*[cosd(-90+q_sol(9)) sind(-
90+q_sol(9))]*[q_vsol(7); q_vsol(8)];
Fc_Pinza(tSim) = PPV(masas,inercias,q_sol,q_vsol,q_asol,Fentrada);
%% ANÁLISIS DINÁMICO: D'ALEMBERT
%ENSAYO DE PRENSA TETRADIGITAL (ANULAR/MENIQUÉ)
U_FA(:,k) =
FuerzaExt_Ensayo_Tetradigital(FEnsayo,Fc_Tetra(tSim),masas,teta2,teta3);
F_FA(:,k) = SimulacionDin2D(masas,inercias,U_FA(:,k),CqEval,q_asol);
%ENSAYO DE AGARRE DE PINZA (INDICE)
U_FD(:,k) =
FuerzaExt_Ensayo_Pinza(FuerzaDactilar,Fc_Pinza(tSim),masas,teta2,teta4);
F_FD(:,k) = SimulacionDin2D(masas,inercias,U_FD(:,k),CqEval,q_asol);
%ENSAYO DE AGARRE PALMA-DIGITAL (PULGAR)
%U_FA(:,k) =
FuerzaExt_Ensayo_PalmaDigital(FEnsayo,Fc_Tetra(tSim),masas,teta2,teta3,teta4);
%F_FA(:,k) = SimulacionDin2D(masas,inercias,U_FA(:,k),CqEval,q_asol);
%% ACTUALIZACIÓN DE INFORMACIÓN PARA LA SIGUIENTE ITERACIÓN
q0 = q_sol; %Estimación inicial para la siguiente operación
k = k + 1;
end
%% REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS DE LOS PROBLEMAS DE POSICIÓN,
VELOCIDAD Y ACELACIÓN
figure(2)
sgtitle('Posiciones')
GraficaPosicion
figure(3)
sgtitle('Velocidades')
GraficaVelocidad
figure(4)
sgtitle('Aceleraciones')
GraficaAceleracion
%% REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS RESULTADOS DE LOS ENSAYOS DINÁMICOS
ESTÁTICOS
figure(5)
sgtitle('Ensayo de Agarre de Pinza en D2')
GraficaReacciones(F_FD)
figure(6)
sgtitle('Ensayo de Agarre de Prensa Tetradigital en D2')
GraficaReacciones(F_FA)
figure(7)
plot(0:1:(length(Fc_Tetra)-1),Fc_Tetra)
title('Fuerza de cuerda (Ensayo de Prensa Tetradigital) en D4')
xlabel('Timepo (s)'); ylabel('Fuerza (N)')
figure(8)
plot(0:1:(length(Fc_Pinza)-1),Fc_Pinza)
title('Fuerza de cuerda (Ensayo de Pinza) en D2')
xlabel('Timepo (s)'); ylabel('Fuerza (N)')

```

# ANEXO C: CÓDIGO MATLAB III

## Código del archivo *PPV.m*

```
function Fc = PPV(masas, inercias, q_pos, q_vel, q_avel, Fensayo)
l1 = 1;
dist = 0.4;
global g;
grav = [g 0];
%Fuerzas de inercia & Fuerzas de peso
for ii=1:5
    Finercia = masas(ii).*[q_avel(l1) q_avel(l1+1)].*[q_vel(l1); q_vel(l1+1)] +
inercias(ii)*q_avel(l1+2)*q_vel(l1+2);
    Fpeso = masas(ii).*grav*[q_vel(l1); q_vel(l1+1)];
    l1 = l1 + 3;
end
%% PRINCIPIO DE LAS POTENCIAS VIRTUALES (PPV)
ConsPotencia = @(F) Fensayo - Finercia + Fpeso + F*[cosd(-90+q_pos(3)) sind(-
90+q_pos(3))].*[q_vel(1); q_vel(2)] + F*dist*q_avel(3)*q_vel(3);
Fc = fzero(ConsPotencia,0);
```

## Código del archivo *SimulacionDin2D.m*

```
function F = SimulacionDin2D(masas, inercias, U, CqEval, q_avel)
%% ANÁLISIS DINÁMICO
%%Los datos se obtendrán tras el análisis cinemático (SimulacionCinDin2D.m)
CqEval(length(CqEval), :) = [];
%Matriz de masas
M = zeros(length(q_avel));
kk = 1;
for l=1:3:(length(q_avel))
    M(l,l) = masas(kk);
    M(l+1,l+1) = masas(kk);
    M(l+2,l+2) = inercias(kk);
    kk = kk + 1;
end
%%RESOLUCIÓN DE PROBLEMA DINÁMICO
F = CqEval'\(U-M*q_avel);
```

## Código del archivo *DatosD2.m*<sup>17</sup>

```
%% ARCHIVO DE INTRODUCCIÓN DE DATOS %%
%DEDO INDICE/ANULAR
%% INTRODUCCIÓN DE DATOS
global O; O = [0 0]; %Origen del SRG
RepCentro(O);
w2 = -1; %Velocidad angular [°/s]
%%Coordenadas dependientes del mecanismo
q0 = [13.65 0.46 0.21 32.6 -1 0.9 57.43 -0.22 0.96 12.84 3.9 27.87 28.56 -1.97
21.4]'; %Estimación inicial del Meñique
tiempoSim = 80; %Tiempo de simulación

%%DATOS GEOMÉTRICOS DE LAS FALANGES DEL MEÑIQUE:
```

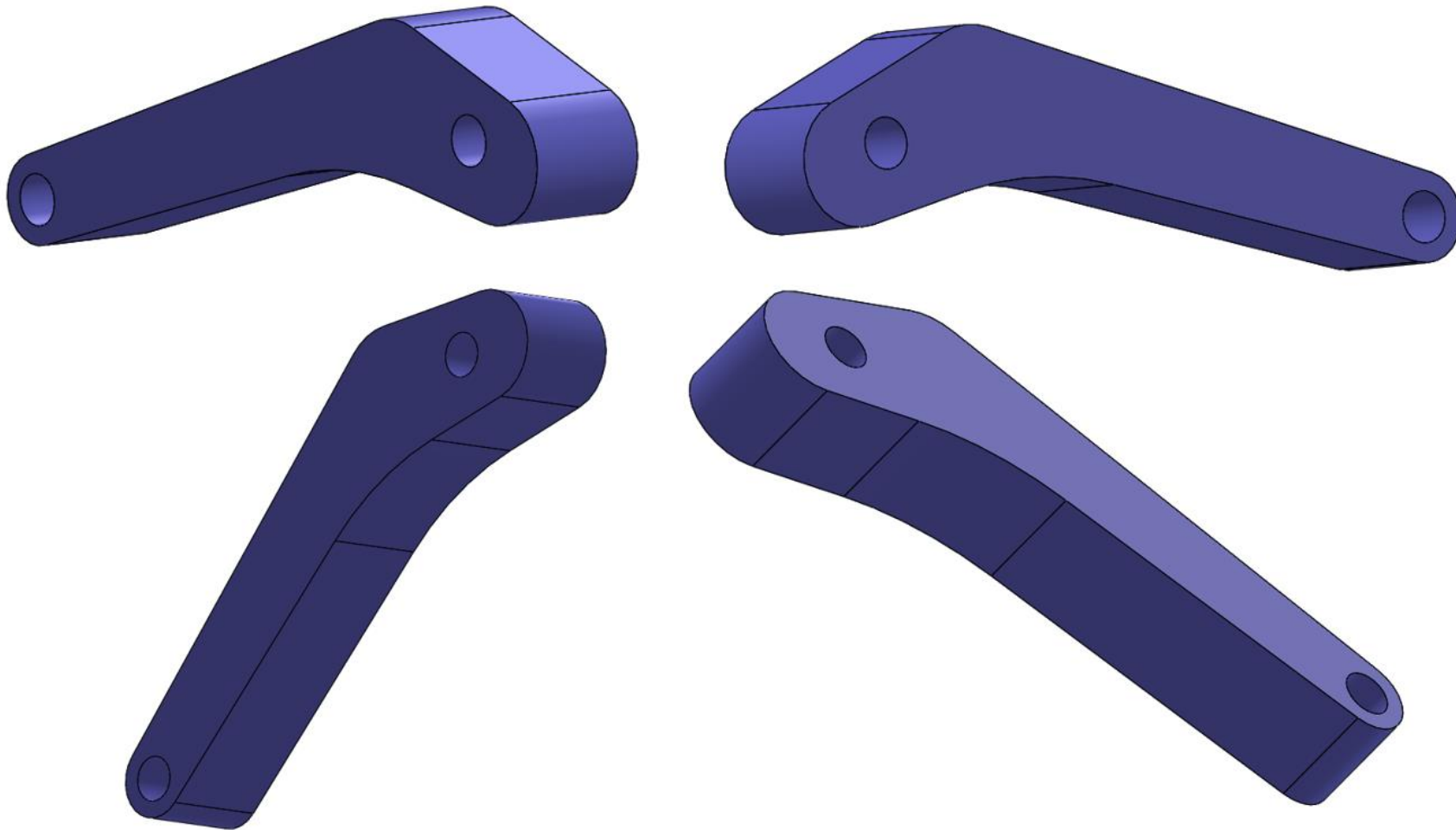
<sup>17</sup> El resto de archivos referentes a los datos de los dedos será análogo al adjunto.

```
%w es ancho y h1 y h2 son alturas.
%Todas las dimensiones están en milímetros[mm]
global Fw Fh1 Fh2 BUPp1 BUPp2 BUDp1 BUDp2
Fw(1) = 22.45; Fh1(1) = 7.5; Fh2(1) = 7.5; %[mm] Falange Proximal (FP)
Fw(2) = 22.7; Fh1(2) = 7; Fh2(2) = 6.5; %[mm] Falange Media (FM)
Fw(3) = 30.61; Fh1(3) = 6.5; Fh2(3) = 5.5; %[mm] Falange Distal (FD)
BUPp1 = [-5.87 0]'; BUPp2 = [3.44 0]'; %Coordenadas de ptos en la BUP
BUDp1 = [-6.15 0]'; BUDp2 = [3.64 0]'; %Coordenadas de ptos en la BUD
%% ANÁLISIS CINEMÁTICO: MÉTODO NEWTON-RAPHSON
%Distancias del mecanismo (Obtenidas en Solidworks)
global u2O; u2O = [-13.65 -0.46]'; %Par de rotación O
global rA; rA = [0.91 -3.38]'; u5A = [-13.43 -0.38]'; %Par de rotación A
RepCentro(rA');
global u2C u2D u3B u3C u3F u4E u4F u5B u6D u6E
u3B = [-11.5 7.28]'; u5B = [7.57 -0.36]'; %Par de rotación B
u2C = [6.34 -0.41]'; u3C = [-12.62 0]'; %Par de rotación C
u2D = [6.32 -7.81]'; u6D = [-13.34 -0.85]'; %Par de rotación D
u4E = [-18.6 4.67]'; u6E = [7.67 -0.76]'; %Par de rotación E
u3F = [7.16 -3]'; u4F = [-17.75 -2.68]'; %Par de rotación F
%% ANÁLISIS DINÁMICO
%%MASAS [kg] Y MOMENTOS DE INERCIA [kg*m^2]
masas = [4.1 3.15 5 0.46 0.46].*(1e-3);
inercias = [97.7 65 194 5.6 3.4].*(1e-8);
DistrDedo = 0.378;
FuerzaDactilar = 3.8; %[N]
```

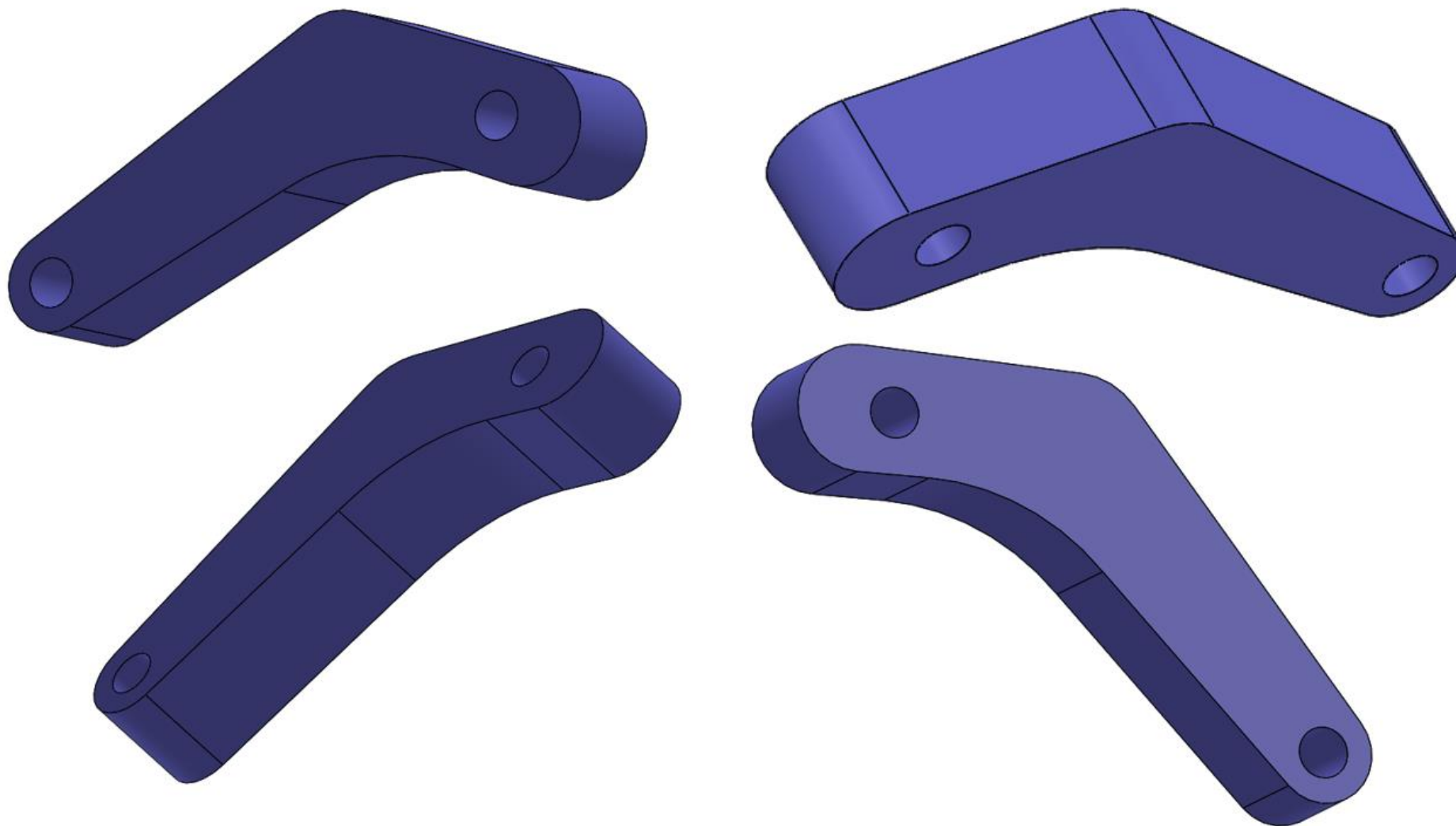


## ANEXO D: ISOMÉTRICA DE LAS PIEZAS A IMPRIMIR

---

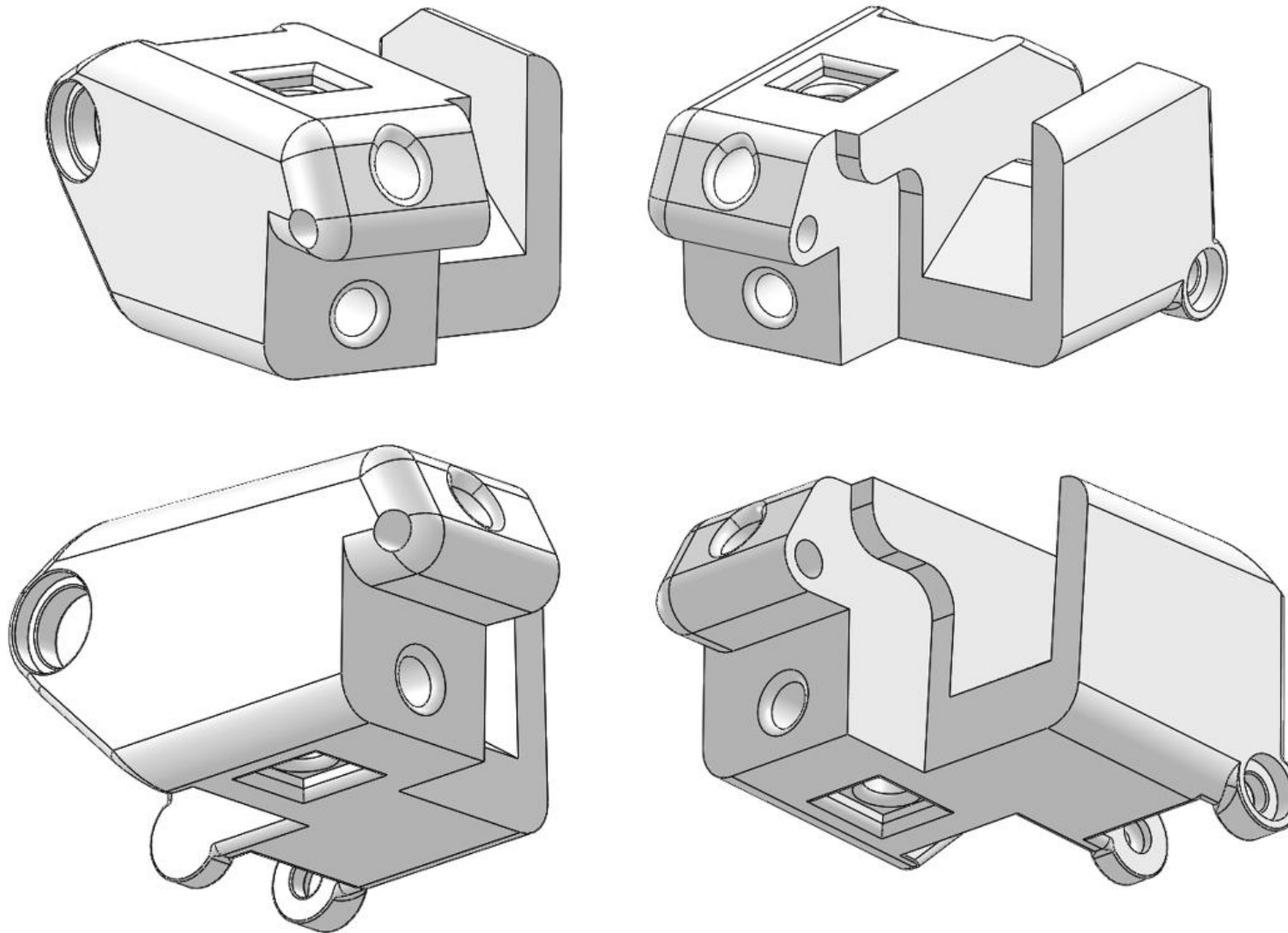


Vista de Anexo D 1. Barra de unión proximal del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®

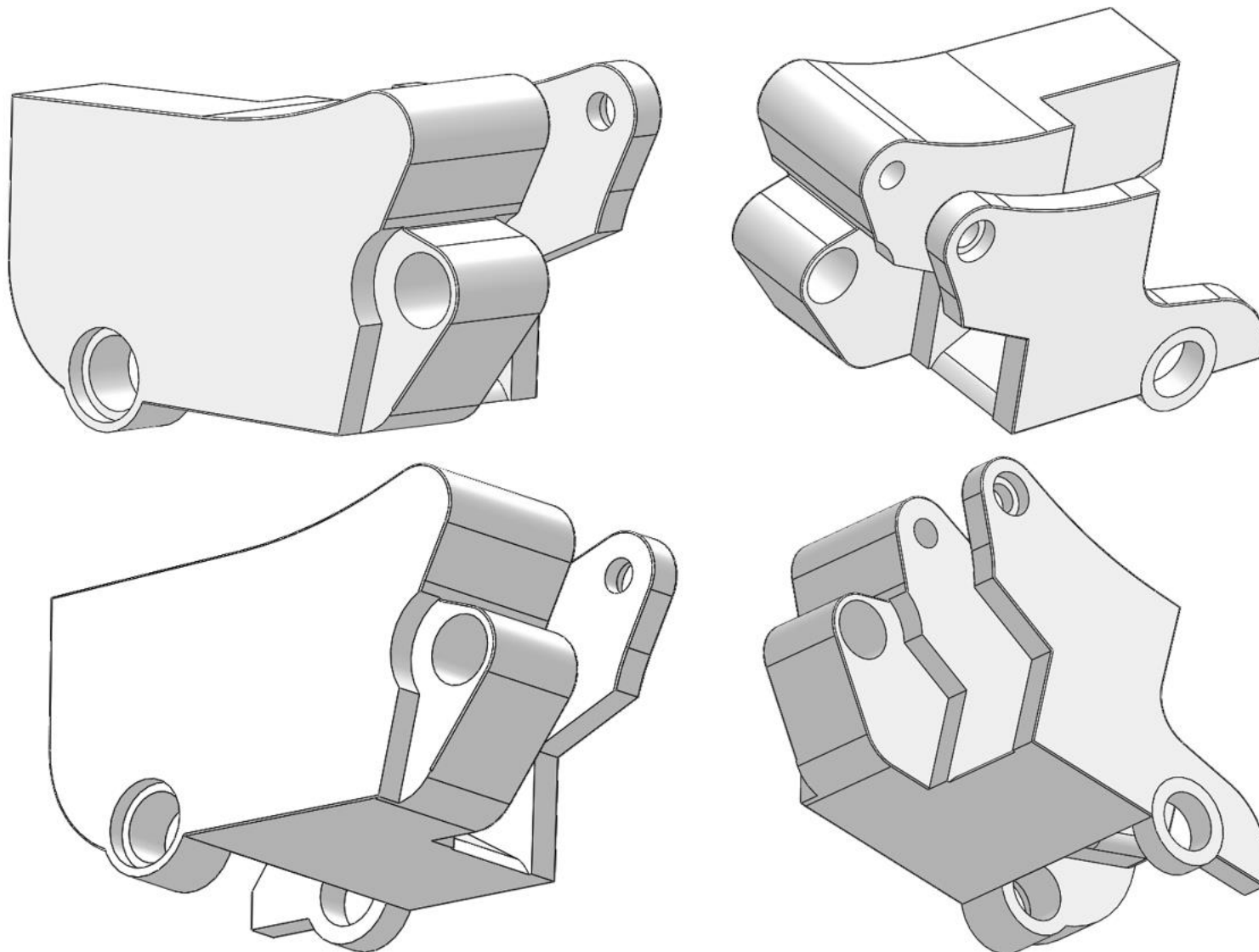


Vista de Anexo D 2. Barra de unión distal del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®

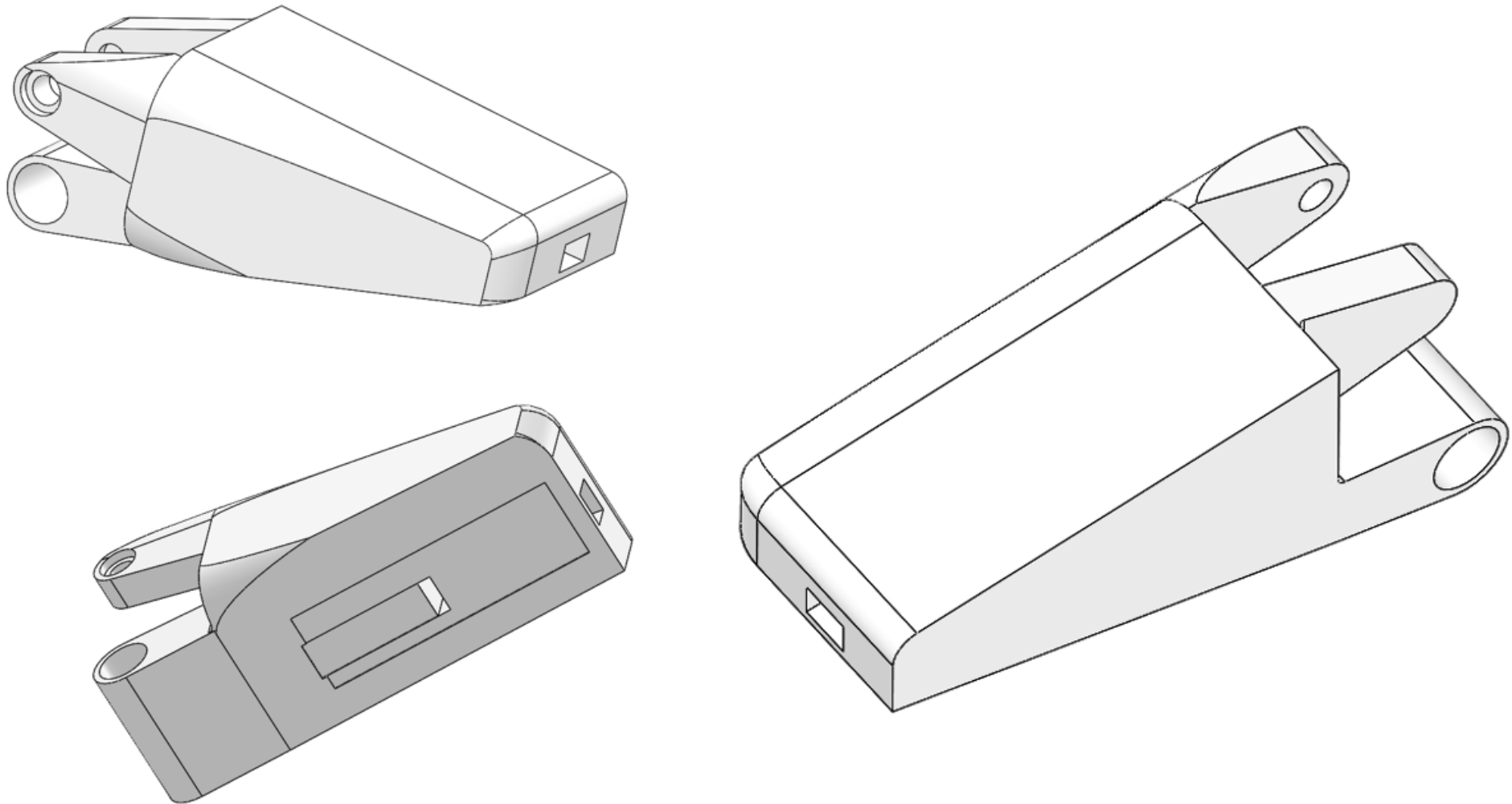




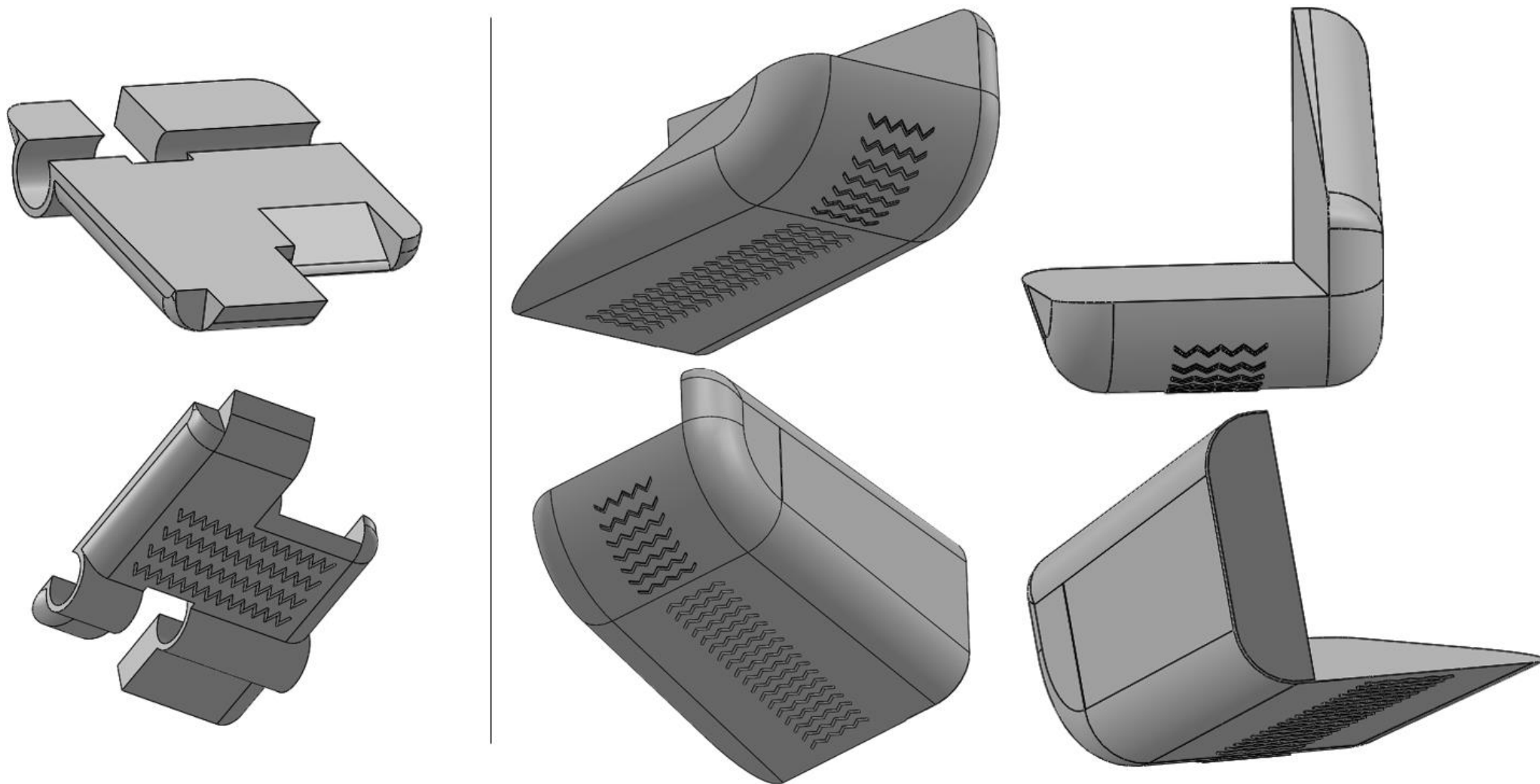
Vista de Anexo D 3. Metacarpo del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®



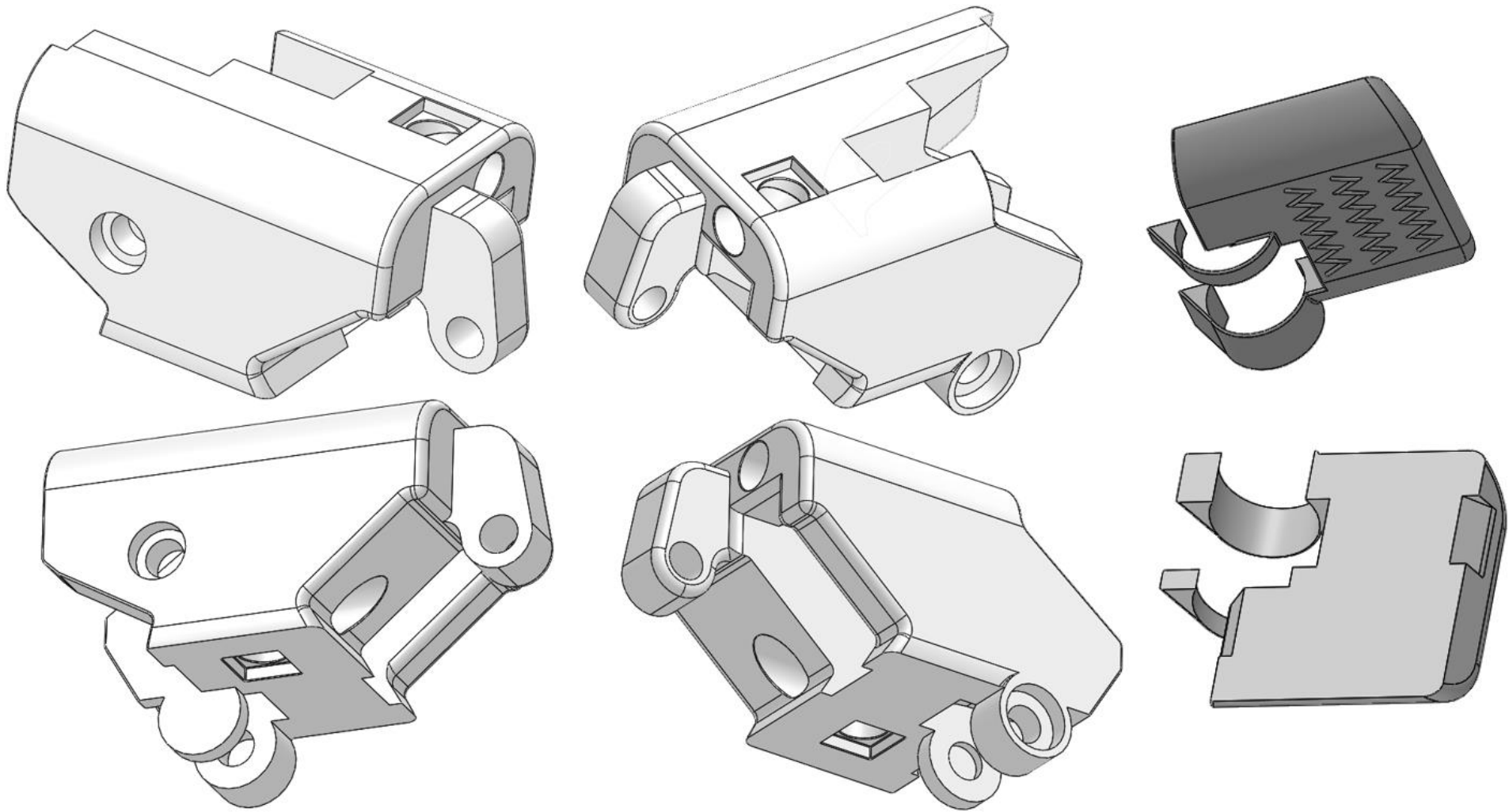
Vista de Anexo D 4.Falange proximal del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®



Vista de Anexo D 5. Falange distal del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®

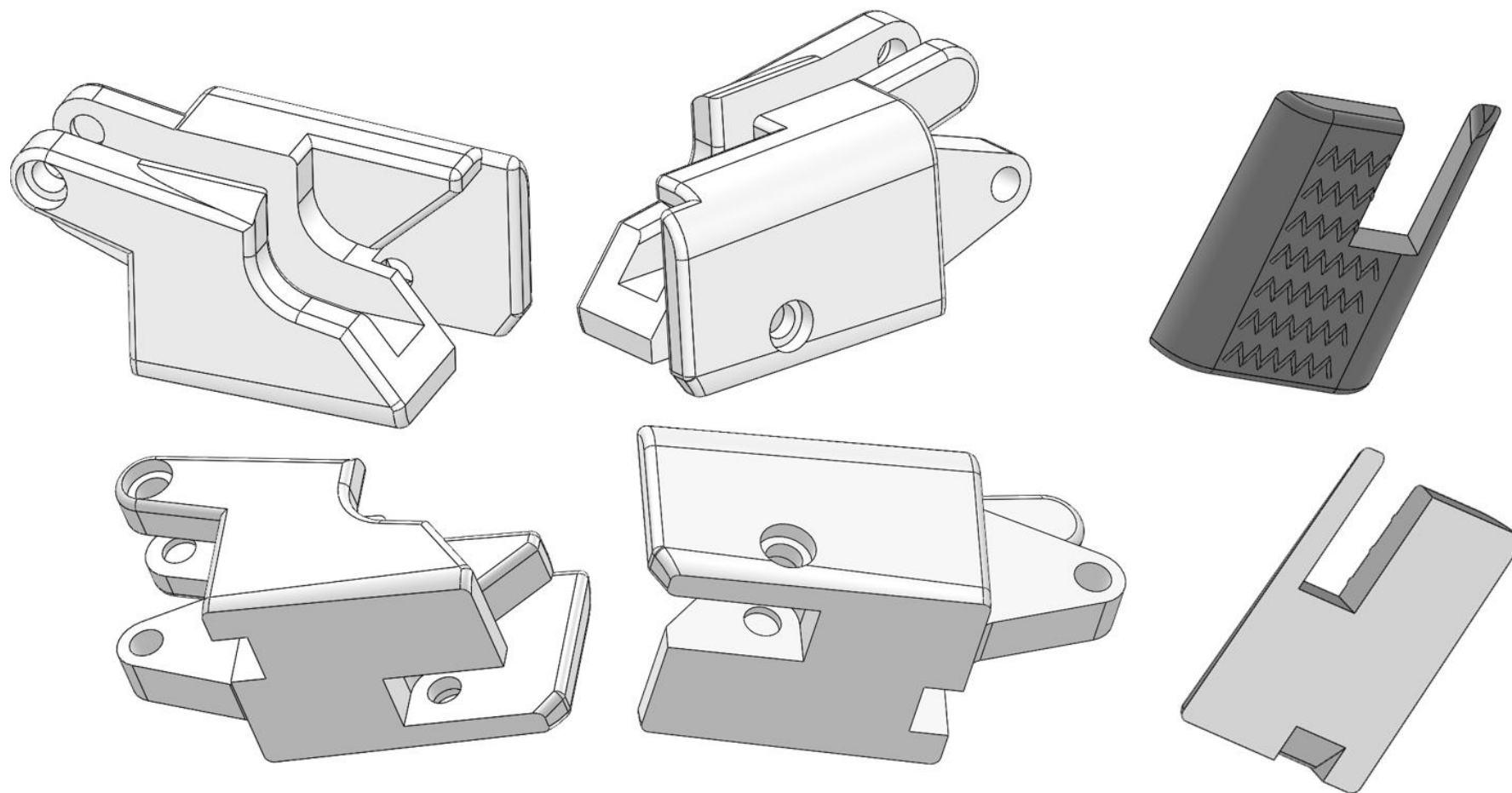


Vista de Anexo D 6, Almohadillas de las falanges proximal (izq.) y distal (drcha..) del dedo pulgar. Elaboración propia en SolidWorks®



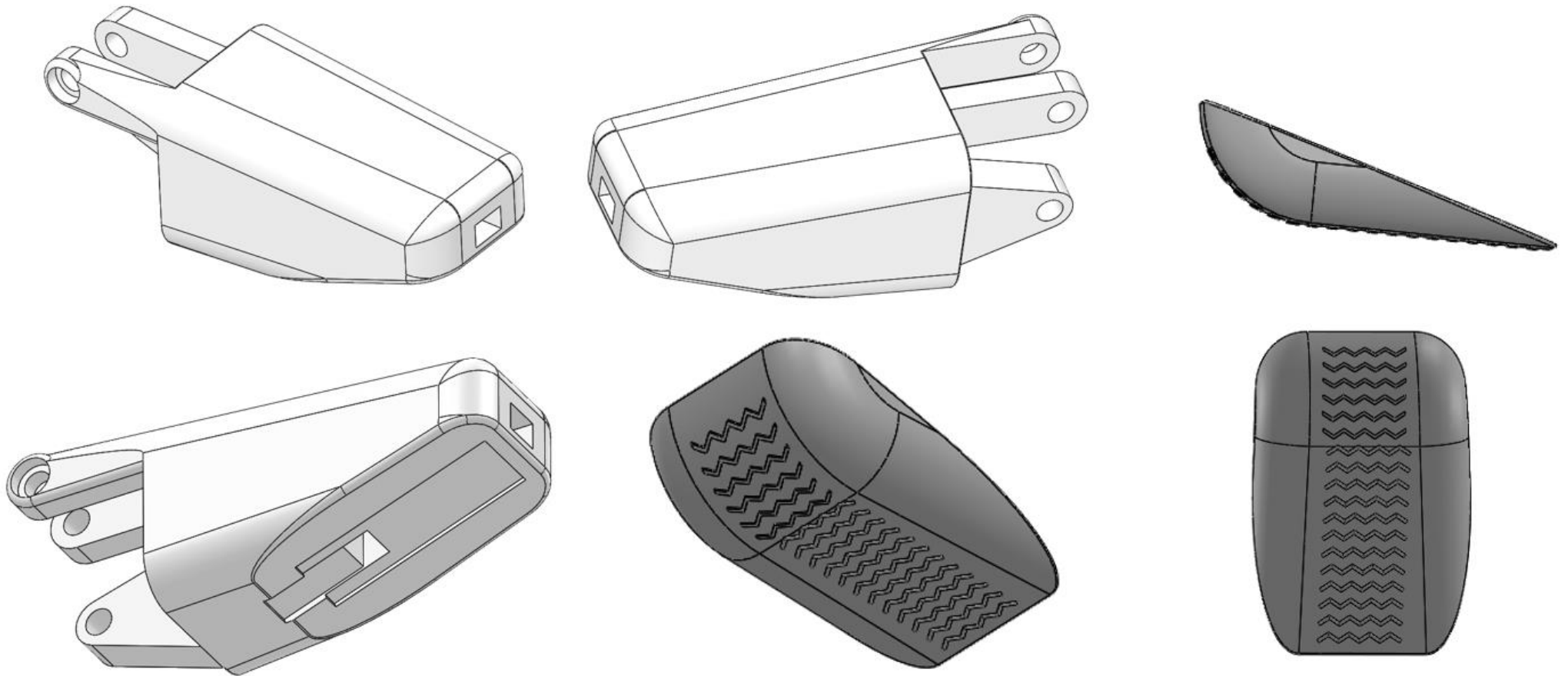
Vista de Anexo D 7. Falange proximal del dedo meñique y su almohadilla<sup>18</sup>. Elaboración propia en SolidWorks®

<sup>18</sup> Para el resto de los dedos 2, 3 y 4 son análogas.



Vista de Anexo D 8. Falange intermedia del dedo meñique y su almohadilla<sup>19</sup>. Elaboración propia en SolidWorks®

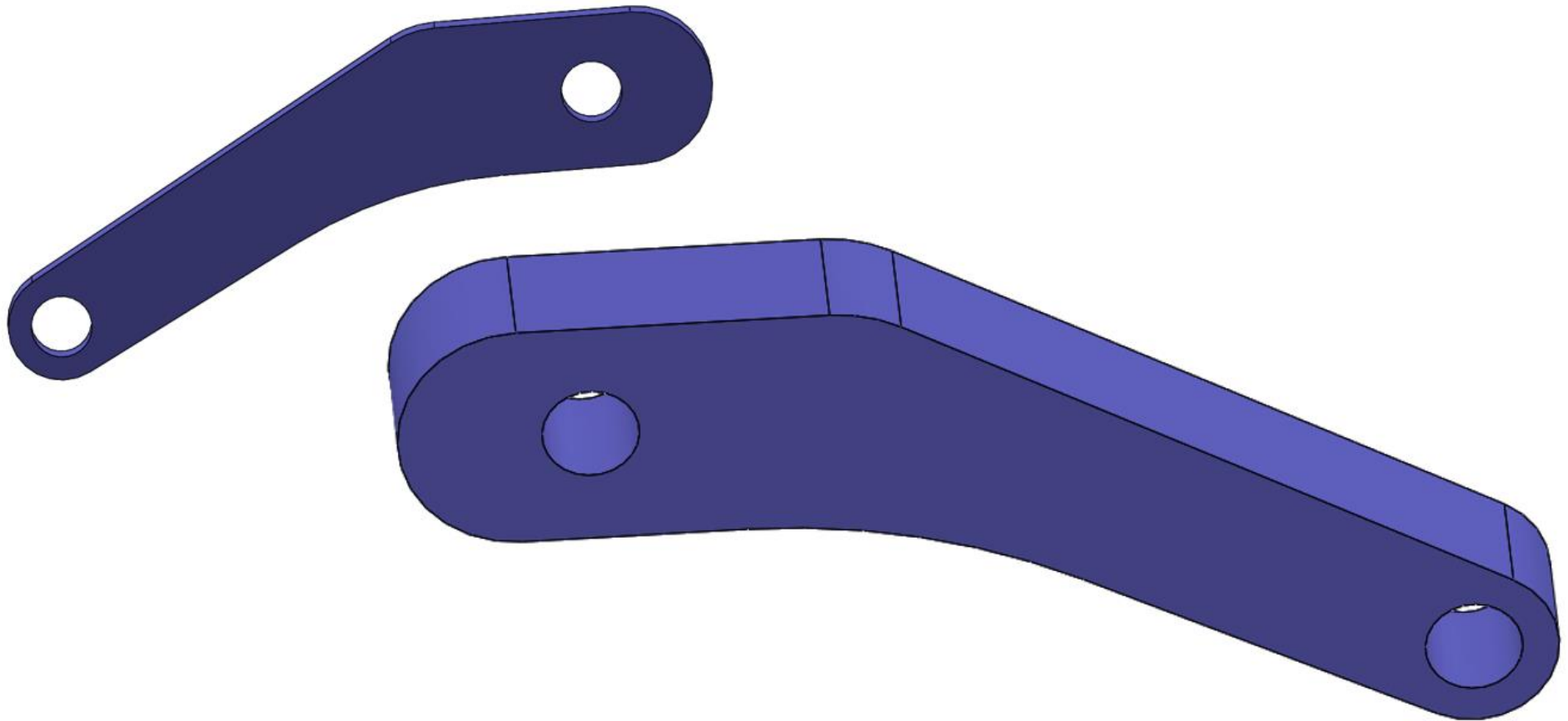
<sup>19</sup> Para el resto de los dedos 2, 3 y 4 son análogas.



Vista de Anexo D 9. Falange distal del dedo meñique y su almohadilla<sup>20</sup>. Elaboración propia en SolidWorks®

---

<sup>20</sup> Para el resto de los dedos 2, 3 y 4 son análogas.

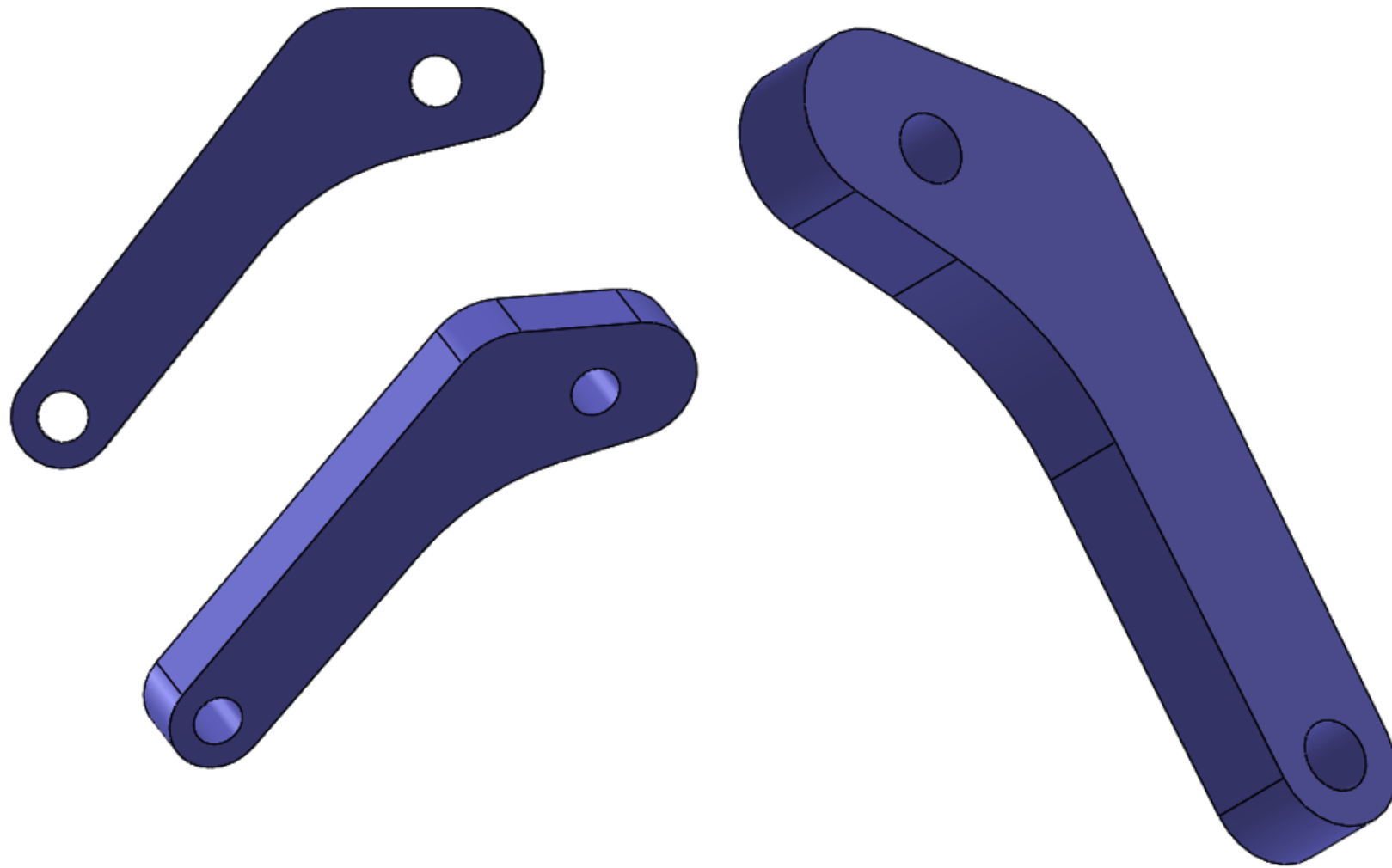


Vista de Anexo D 10. Barra de unión proximal del dedo meñique<sup>21</sup>. Elaboración propia en SolidWorks®

---

<sup>21</sup> Para el resto de los dedos 2, 3 y 4 es análoga.





Vista de Anexo D 11. Barra de unión distal del dedo meñique<sup>22</sup>. Elaboración propia en SolidWorks®

---

<sup>22</sup> Para el resto de los dedos 2, 3 y 4 es análoga.