

INSTITUTO TECNOLÓGICO SUPERIOR DEL SUR DE GUANAJUATO



DISEÑO Y MODELADO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA CONDUCTORES AMPUTADOS

Opción 2: Titulación Integral – Tesis Profesional

Elaborada por:

Christian Enrique Nava Alcantar

Que presenta para obtener el título de:

INGENIERO EN SISTEMAS AUTOMOTRICES

Asesor Interno:

M.C. Marco Antonio Martínez Bocanegra

Asesor Externo:

Dr. Israel Miguel Andrés

“DISEÑO Y MODELADO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA CONDUCTORES AMPUTADOS”

Elaborada por:

Christian Enrique Nava Alcantar

Aprobado por.

M.C. Marco Antonio Martínez Bocanegra

Docente de la carrera de Ingeniería en Sistemas Automotrices

Asesor de la Tesis Profesional

Revisado por.

M.C. Mariano Braulio Sánchez

Jefe de División de la carrera de Ingeniería en Sistemas Automotrices

Revisor de la Tesis Profesional

Revisado por.

M.C. Pedro Durán Reséndiz

Docente de la carrera de Ingeniería en Sistemas Automotrices

Revisor de la Tesis Profesional



DEPARTAMENTO
ACADEMICO

CLAVE:11EIT0002E
ISA-ACAD/TITAD2024/12

Uriangato, Guanajuato, **16/OCTUBRE/2024**

Asunto: Aprobación de impresión de trabajo profesional

C. Christian Enrique Nava Alcantar
PRESENTE:

Por medio de este conducto, le comunico a usted que después de haber sido revisado su trabajo de titulación bajo la del cual se derivó la Monografía Titulada:

“Diseño y modelado de prótesis transradial para conductores amputados”

La comisión revisora, ha tenido a bien aprobar la impresión de este trabajo.

ATENTAMENTE

“Excelencia en Educación Tecnológica”
“Tecnología y Calidad para la Vida”

M.C Mariano Braulio Sánchez
Jefe de División de Ingeniería en Sistemas Automotrices



Instituto Tecnológico Superior
del Sur de Guanajuato
COORDINACIÓN INGENIERÍA
EN SISTEMAS AUTOMOTRICES

c.p Unidad de Servicios Escolares
C.c.p División de Ingeniería en Sistemas Automotrices
C.c.p Archivo Consecutivo



LIBERACIÓN DE PROYECTO PARA LA TITULACIÓN INTEGRAL

Uriangato, Gto., 15/octubre/2024

Asunto: Liberación de proyecto para la titulación integral

M.C. José Gabriel Aguilera González
Director Académico
ITSUR
PRESENTE

Por este medio informo que ha sido liberado el siguiente proyecto para la titulación integral:

Nombre de estudiante y/o egresado(a): Nava Alcantar Christian Enrique	
Carrera: Ingeniería en Sistemas Automotrices	Núm. de control: T19120055
Nombre del proyecto: DISEÑO Y MODELADO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA CONDUCTORES AMPUTADOS	
Producto: Tesis Profesional	

Agradezco de antemano su valioso apoyo en esta importante actividad para la formación profesional de nuestras y nuestros egresados.

ATENTAMENTE

M.C. Mariano Braulio Sánchez
Jefe de División de Ingeniería en Sistemas Automotrices
ITSUR

La comisión revisora ha tenido a bien aprobar la reproducción de este trabajo.

M.C. Marco Antonio Martínez Bocanegra Asesor de la Tesis Profesional	M.C. Mariano Braulio Sánchez Revisor de la Tesis Profesional	M.C. Pedro Durán Reséndiz Revisor de la Tesis Profesional

c.c.p.- Expediente

Julio 2017

Resumen

Esta tesis se centra en el diseño de una prótesis mecánica transradial para conductores con amputación del antebrazo derecho. El objetivo es replicar las funciones del antebrazo humano de manera precisa y eficiente.

Se realizó un modelado anatómico de la estructura ósea del miembro superior, un modelado mecánico antropométrico de la prótesis y un análisis estructural del dispositivo. Se utilizó un modelo CAD para el diseño y se realizó un análisis estructural por elementos finitos para evaluar la resistencia del prototipo.

Se revisó el estado del arte de las prótesis de extremidad superior, la anatomía, fisiología, antropometría y biomecánica del antebrazo humano, y los tipos de mecanismos implementados en prótesis de miembro superior. Se diseñó una prótesis que replica la biomecánica del antebrazo, considerando la ergonomía, funcionalidad y estética.

Los resultados preliminares indican que la prótesis presenta un índice de seguridad elevado, aunque existen áreas donde este factor disminuye. Sin embargo, en condiciones de carga menos demandantes, la estructura general de la prótesis presenta un factor de seguridad elevado, sugiriendo robustez y durabilidad en el diseño. La prótesis es óptima para la implementación de electrónica, siempre y cuando se realicen las modificaciones necesarias para reforzar la seguridad estructural.

Abstract

This thesis focuses on the design of a transradial mechanical prosthesis for drivers who have undergone right forearm amputation. The goal is to accurately and efficiently replicate the functions of the human forearm. Anatomical modeling of the upper limb's bone structure, anthropometric mechanical modeling of the prosthesis, and structural analysis of the device were conducted. A CAD model was used for the design, and a finite element structural analysis was performed to evaluate the resistance of the prototype.

The state of the art of upper limb prostheses, the anatomy, physiology, anthropometry, and biomechanics of the human forearm, as well as the types of mechanisms

implemented in upper limb prostheses, were reviewed. A prosthesis was designed to replicate the biomechanics of the forearm, considering ergonomics, functionality, and aesthetics.

Preliminary results indicate that the prosthesis has a high safety factor, although there are areas where this factor significantly decreases. However, under less demanding load conditions, the overall structure of the prosthesis presents a high safety factor, suggesting robustness and durability in the design. The prosthesis is optimal for the implementation of electronics, provided the necessary modifications are made to reinforce its structural safety.

Palabras clave:

Amputaciones, Automotriz, Biomecánica, Diseño mecánico, Ergonomía, Modelado 3D, Prótesis, Simulación.

Keywords:

Amputations, Automotive, Biomechanics, Mechanical design, Ergonomics, 3D Modeling, Prosthetics, Simulation.

Agradecimientos

Quisiera expresar mi más profundo agradecimiento a las siguientes personas que han sido fundamentales en mi camino para terminar mi carrera:

- A Enrique Nava Gómez, mi padre, por su amor y apoyo incondicional, su constante apoyo en cada paso que he dado me ha hecho el hombre que soy hasta el día de hoy.
- A Salvador y Amparo Alcantar Alcantar, mis tíos, por su apoyo incondicional y que siempre han estado presentes en mi vida.
- A Artemisa Alcantar Alcantar, mi madre, por su amor eterno que me ha inspirado a ser la mejor versión de mí mismo.
- A Marco Antonio Martínez Bocanegra, asesor en ITSUR y un valioso amigo, por su mentoría a lo largo de los tres últimos años, siendo una de las primeras personas que creyeron en mi durante la carrera y que me impulsó a plantearme metas más allá de terminar la ingeniería y por confiar en mí.
- A Israel Miguel Andrés, asesor en CIATEC A.C., por su mentoría y valiosos consejos que han enriquecido mi trabajo, que me ha enseñado muchas cosas, por apoyarme y el haber influido en mi para ser mejor persona.
- A Carlos Alberto Hernández Fuentes, investigador y asesor en ITSUR, cuyo impulso me introdujo al mundo de la investigación y me motivó al ponerme a cargo de proyectos.
- Finalmente, a Mariano Braulio Sánchez, jefe de la división de la carrera de sistemas automotrices, a Rogelio Orozco Martínez, Pedro Durán Reséndiz, Miguel Ángel López, profesores del ITSUR, y al resto de la academia de Ingeniería en Sistemas Automotrices, por su apoyo durante mi carrera. Y a mis verdaderos amigos.

A todos ustedes, mi más sincero agradecimiento. Su contribución ha sido esencial en mi camino y siempre será recordada con gratitud.

Dedicatoria

A mi amada familia.

Dedico estas palabras a ustedes, quienes han sido mis pilares a lo largo de mi carrera, gracias a ustedes me he forjado en el camino de la disciplina y el esfuerzo. La disciplina no es más que la decisión de cumplir con los objetivos que uno se propone, y que el esfuerzo es el camino hacia la excelencia.

Con todo mi cariño y gratitud.

Índice general

Capítulo 1.....	19
Introducción.....	19
Capítulo 2.....	22
Marco teórico (Antecedentes).....	22
2.1 Introducción a las prótesis	22
2.1.1 Tipos de prótesis	27
2.1.2 Métodos de manufactura	30
2.1.3 Materiales de manufactura.....	32
2.2 Prótesis de miembro superior	36
2.2.1 Niveles de amputación de miembro superior	37
2.2.2 Tipos de prótesis de antebrazo para amputación transradial	42
2.2.3 Principales componentes de prótesis de antebrazo	43
2.2.4 Tipos de mecanismos implementados de prótesis de antebrazo	44
2.2.4.1 Biela-manivela-corredera	44
2.2.4.2 Transmisión de engranajes.....	45
2.2.4.3 Sistema de poleas	46
2.2.4.4 Mecanismo tensor	47
2.2.4.5 Mecanismo tipo bisagra	48
2.2.5 Factor de seguridad en prótesis.....	48
2.3 Biomecánica de la mano.....	49
2.3.1 Anatomía de la mano.....	50
2.3.1.1 Arquitectura de la mano.....	50
2.3.1.2 Articulaciones de la mano	51
2.3.1.3 Rangos de movimiento de la mano.....	53
Capítulo 3.....	56
Planteamiento del problema	56

3.1	Justificación	57
3.2	Alcance.....	58
Capítulo 4.....		59
Objetivos		59
4.1	Objetivos generales	59
4.2	Objetivos específicos.....	59
Capítulo 5.....		60
Metodología		60
5.1	Modelado de la estructura ósea.....	62
5.1.1	Refinado de superficies	68
5.1.2	Conversión de superficies a sólidos.....	71
5.2	Diseño mecánico de la mano.....	73
5.2.1	Modelado 3D	74
5.2.2	Diseño de socket	82
Capítulo 6.....		89
Resultados		89
6.1	Análisis estructural de los componentes de la prótesis	91
6.2	Análisis estructural con respecto al movimiento de manejo del volante	93
6.3	Análisis estructural con respecto al movimiento de la palanca de velocidades	99
Capítulo 7.....		103
Análisis de Resultados		103
7.1	Primer caso: Prótesis sometida a una carga axial.....	103
7.1.1	Esfuerzo a la tensión de von Mises de la prótesis.....	103
7.1.2	Deformación unitaria de la estructura de la prótesis.....	105
7.1.3	Factor de seguridad de la prótesis	107
7.2	Segundo caso: Prótesis en conjunto al giro de un volante	108

7.2.1	Esfuerzo a la tensión de von Mises de la prótesis con respecto al movimiento que le ejerce al volante	108
7.2.2	Deformación unitaria de la estructura de la prótesis con respecto al movimiento que le ejerce al volante	110
7.2.3	Factor de seguridad de la prótesis con respecto al movimiento que le ejerce al volante	110
7.3	Tercer caso: Prótesis en conjunto al accionar de una palanca de velocidades	112
7.3.1	Esfuerzo a la tensión de von Mises con respecto a la manipulación de la palanca de velocidades	112
7.3.2	Deformación unitaria de la estructura con respecto a la manipulación de la palanca de velocidades	113
7.3.3	Factor de seguridad con respecto a la manipulación de la palanca de velocidades	114
Capítulo 8	115
Conclusiones	115
Trabajo a futuro	118
Referencias bibliográficas	119
Anexos	129

Índice de figuras

Figura 1. Ejemplo de prótesis corporales. a) Prótesis de miembro superior [10]. b) Prótesis de miembro inferior [11].	23
Figura 2. El ojo de Shahr-i Shōkhtha [12]. b) El dedo de Greville Chester [14].	23
Figura 3. a) La mano de hierro del general Marcus Sergius [15]. b) La mano de hierro de Götz von Berlichingen [15].	24
Figura 4. La mano de hierro de alt-Ruppín construida en el siglo XV [16].	25
Figura 5. La mano Le petit Loraine diseñada por Ambroise Paré [10].	26
Figura 6. Ex soldado muestra prótesis de brazo perdido durante la guerra [17]. a) Vista coronal. b) Vista sagital derecha.	27
Figura 7. Ejemplo de prótesis mecánica simple [18]. a) Vista coronal anterior. b) Vista coronal posterior.	28
Figura 8. Ejemplo de prótesis mioeléctrica [20].	29
Figura 9. Ejemplos de prótesis cosméticas [22].	30
Figura 10. Mano prostética fabricada mediante manufactura aditiva FDM [24].	31
Figura 11. Mecanizado en torno CNC de cinco ejes fabricando prótesis de cadera [25].	31
Figura 12. Inyectado de resina en molde para la fabricación de una prótesis dental [26].	32
Figura 13. Trabajador de fábrica de prostéticos poniendo láminas termoplásticas en prótesis [27].	33
Figura 14. Metales empleados para la fabricación de prostéticos [11]. a) Prótesis de pierna elaborada con aluminio. b) Prótesis de cadera elaborada con titanio [30].	34
Figura 15. Materiales empleados para la fabricación de prostéticos mediante manufactura aditiva. a) Prótesis de mano elaborada con PLA [31]. b) Prótesis de pierna con una combinación entre nylon y fibra de carbono [32].	34
Figura 16. Materiales compuestos empleados para la fabricación de elementos prostéticos. a) Prótesis deportiva de pie elaborada con fibra de carbono [36]. b) Mecanismo instalado en una prótesis modular de rodilla, tubo de extensión de la tibia,	

acoplador de mecanismo con extensión en la zona proximal al socket, socket en fibra de vidrio con sistema de succión y pie tipo SACH [37].	35
Figura 17. Diferentes tipos de prótesis de extremidad superior. a) Prótesis de mano [40]. b) Prótesis de antebrazo [41]. c) Prótesis de brazo completo [42]. d) Prótesis de dedo [43].	36
Figura 18. Amputación parcial de dedo. a) Amputación de dedo anular. b) Amputación de dedo pulgar [46].	37
Figura 19. Amputación metacarpiana de la mano derecha [47].	38
Figura 20. Desarticulación de muñeca del brazo izquierdo [38].	38
Figura 21. Amputación transradial del brazo izquierdo [48].	39
Figura 22. Desarticulación del codo del brazo izquierdo [50].	40
Figura 23. Amputación transhumeral del brazo izquierdo [52].	41
Figura 24. a) Desarticulación del hombro del brazo derecho [53]. b) Amputación del cuarto delantero del brazo derecho [54].	42
Figura 25. Movimiento del mecanismo biela-manivela-corredera [55].	44
Figura 26. Partes de un sistema de engranajes [56].	45
Figura 27. Partes de un sistema de poleas [57].	46
Figura 28. Sistema de tensores implementados en una prótesis mecánica [58].	47
Figura 29. Mecanismo tipo bisagra convencional.	48
Figura 30. Estructura ósea de la mano y sus partes [61].	51
Figura 31. Articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas [61].	53
Figura 32. Principales movimientos que puede realizar la mano [61].	54
Figura 33. Conductor de un automóvil con amputación de miembro superior [8].	56
Figura 34. Metodología para diseñar y modelar un dispositivo protésico.	61
Figura 35. CTScan (Tomografía computarizada) del miembro superior derecho humano. a) Vista	62
Figura 36. Volumen renderizado que muestra una vista palmar del miembro superior completo.	63
Figura 37. Volumen renderizado que muestra una vista palmar del esqueleto del miembro superior completo.	64

Figura 38. Volumen renderizado que muestra un punto de referencia en la vista palmar del esqueleto del miembro superior completo.....	65
Figura 39. Volumen renderizado que muestra un corte transversal en una vista palmar del miembro superior completo	65
Figura 40. Volumen renderizado que muestra un corte transversal en una vista palmar del esqueleto del miembro superior completo.....	66
Figura 41. Volúmenes renderizados del antebrazo y el resto de la extremidad simulando una amputación transradial.	66
Figura 42. Segmentación de contornos modelados en un modelo de superficie del antebrazo mano derecha.	67
Figura 43. Modelo de superficies de malla de una sección del antebrazo derecho simulando el miembro perdido de una amputación transradial.	68
Figura 44. Modelo de superficies de malla del antebrazo importado en la interfaz de Autodesk® Meshmixer.	69
Figura 45. Modelo de superficies de malla convertido en sólido de malla, suavizado (por partes).	70
Figura 46. Mallado del modelo solido de malla refinado. a) Modelo completamente refinado. b) Modelo con los polígonos de la malla reducida.....	71
Figura 47. Modelo sólido de malla de la sección del antebrazo derecho importado en la interfaz de Autodesk® Fusion 360.	72
Figura 48. Modelo sólido de la sección del antebrazo derecho.....	72
Figura 49. Principales componentes del mecanismo de la mano protésica. a) Componentes de unión. b) Componentes de transmisión. c) Elemento fijo.	73
Figura 50. Croquis del hueso metacarpiano del segundo dedo a partir del contorno de su geometría.	74
Figura 51. Modelado del hueso metacarpiano del primer dedo a partir del contorno de su geometría.	75
Figura 52. Modelado del segundo dedo a partir del contorno de la geometría esquelética.	75
Figura 53. Comparación del dedo modelado con la estructura ósea de la mano original (Vista palmar).	76

Figura 54. Modelado de los cuatros dedos a partir del contorno de la geometría esquelética.....	76
Figura 55. Modelado de la palma de la mano uniendo los metacarpianos entre sí para formarla.....	77
Figura 56. Modelado de la mano con cuatro dedos y de la palma.....	77
Figura 57. Modelado del primer metacarpiano del primer dedo.....	78
Figura 58. Modelado de la mano con cuatro dedos y el metacarpiano del primer dedo	78
Figura 59. Modelado de la mano completa	79
Figura 60. Corte de sección del modelado de la mano dividiéndolos para crear la articulación de bisagra metacarpofalángica del primer dedo.....	79
Figura 61. Modelado de la mano completa con la palma de la mano dividida en dos modelos independientes.....	80
Figura 62. Mecanismo de rotación y bisagra integrado que realiza los movimientos de la muñeca.....	80
Figura 63. Saliente extruido integrado a la estructura de la mano para el ensamble de ambos mecanismos.....	81
Figura 64. Ensamblado del mecanismo de la mano y del mecanismo de la muñeca...	81
Figura 65. Resultado final del diseño y modelado de la mano	82
Figura 66. Segmentación de contornos modelados en un modelo de superficie de la sección restante del miembro.....	82
Figura 67. Modelo de superficies de malla del muñón importado en la interfaz de Autodesk® Meshmixer.....	83
Figura 68. Modelo de superficies de malla del muñón convertido en sólido, suavizado y reducido de malla.....	83
Figura 69. Delimitación de fronteras entre el miembro y el área de interés para el modelado del socket.....	84
Figura 70. Modelado del socket sobre el muñón del miembro amputado.....	84
Figura 71. Modelado del antebrazo del socket sobre el muñón del miembro amputado.....	85
Figura 72. Modelado del antebrazo del socket sobre el muñón del miembro amputado en sólido de malla.....	85

Figura 73. Modelo de sólido del muñón-socket.....	86
Figura 74. Conjunto del muñón-socket importado al área de trabajo de la prótesis de antebrazo.	86
Figura 75. Ensamblaje del conjunto del muñón-socket con la prótesis de antebrazo. ...	87
Figura 76. Renderizado de la prótesis de antebrazo desde una vista isométrica.	87
Figura 77. Renderizado de la prótesis de antebrazo en vista sagital derecha.	88
Figura 78. Modelado de elementos automotrices. a) Volante automovilístico básico. b) Palanca de velocidades básica.	88
Figura 79. Ensamble de la prótesis importado en la interfaz de Autodesk® Inventor. Professional 2024.....	89
Figura 80. Primera prueba estructural de la prótesis sometido a una carga sobre la palma de la mano.	91
Figura 81. Esfuerzo de von Mises mostrado sobre la palma de la mano luego de aplicar cargas.	92
Figura 82. Deformación mostrada sobre la palma de la mano luego de aplicar cargas.	92
Figura 83. Factor de seguridad obtenido al ejercer cargas sobre la palma de la mano.	92
Figura 84. Propiedades físicas del volante de conducción con el material aluminio 6061 y un recubrimiento de goma.	94
Figura 85. Posición angular del volante cuando se da medio giro al contrario de las manecillas del reloj.....	96
Figura 86. Ensamblaje del volante de automóvil con la prótesis.....	97
Figura 87. Esfuerzo de von Mises mostrado sobre la prótesis y el volante luego de aplicar cargas.	98
Figura 88. Deformación mostrada sobre la prótesis y el volante luego de aplicar cargas.	98
Figura 89. Factor de seguridad obtenido al ejercer cargas sobre la prótesis y el volante.	98
Figura 90. Diferentes tipos de palancas. a) Palanca de primer grado. b) Palanca de segundo grado. c) Palanca de tercer grado.	100
Figura 91. Diagrama de fuerza y resistencia de la palanca de velocidades (Palanca de segundo grado).	100

Figura 92. Ensamblaje de la palanca de velocidades del automóvil con la prótesis. ...	101
Figura 93. Esfuerzo de von Mises mostrado sobre la prótesis y la palanca de velocidades luego de aplicar cargas.	102
Figura 94. Deformación mostrada sobre la prótesis y la palanca de velocidades de aplicar cargas.	102
Figura 95. Factor de seguridad obtenido al ejercer cargas sobre la prótesis y la palanca de velocidades.	102
Figura 96. Esfuerzo a la tensión de von Mises ejercido en la mano de la prótesis.	104
Figura 97. Principales esfuerzos de la prótesis. a) 1er esfuerzo principal. b) 3er esfuerzo principal.....	104
Figura 98. Desplazamiento ejercido en la mano de la prótesis.	105
Figura 99. Deformación ejercida en la mano de la prótesis.	106
Figura 100. Deformación ejercida en la muñeca de la prótesis.....	106
Figura 101. Factor de seguridad obtenido en la prótesis.	107
Figura 102. Factor de seguridad obtenido en la muñeca de la prótesis.	108
Figura 103. Esfuerzo a la tensión de von Mises ejercido en la interacción entre la prótesis y el volante.....	109
Figura 104. Desplazamiento ejercido en la interacción entre la prótesis y el volante.	109
Figura 105. Deformación ejercida en la interacción entre la prótesis y el volante.....	110
Figura 106. Factor de seguridad obtenido en la interacción entre la prótesis y el volante.	111
Figura 107. Esfuerzo a la tensión de von Mises ejercido en la interacción entre la prótesis y la palanca de velocidades.	112
Figura 108. Desplazamiento ejercido en la interacción entre la prótesis y la palanca de velocidades.	113
Figura 109. Deformación ejercida en la interacción entre la prótesis y la palanca de velocidades.	113
Figura 110. Factor de seguridad obtenido en la interacción entre la prótesis y la palanca de velocidades.	114

Índice de tablas

Tabla 1. Componentes de una prótesis de transradial [1].	43
Tabla 2. Índice de factores de seguridad [55].	49
Tabla 3. Articulación metacarpofalángica [61].	52
Tabla 4. Articulación interfalángica [61].	52
Tabla 5. Rangos de movimiento de la mano [64].	55
Tabla 6. Materiales asignados para la simulación MEF de la prótesis [76], [77], [78]. ..	90
Tabla 7. Materiales asignados para los componentes automotrices [78], [80].	90
Tabla 8. Factores de seguridad promedio de la prótesis en los distintos casos de análisis de modelos.	116

Capítulo 1

Introducción

El creciente avance de las tecnologías actuales de la ingeniería y la medicina han dado origen a soluciones que afectan a la vida de pacientes que han sufrido de amputaciones que transforman radicalmente la calidad de vida de individuos con estas limitaciones físicas. Las extremidades prostéticas han evolucionado considerablemente en las últimas décadas, ofreciendo soluciones cada vez más personalizadas y eficientes en pacientes con estas afecciones [1].

La población con amputaciones experimenta diariamente desafíos significativos al llevar a cabo tareas rutinarias, para abordar esta realidad, se vislumbra una posible mejora sustancial en la calidad de vida de estos individuos a través del diseño eficiente y el control avanzado de prótesis [2] adoptando un enfoque centrado en el usuario durante el proceso abordando las funciones básicas del miembro perdido con tal de mejorar la experiencia del usuario, facilitando la realización de tareas cotidianas de manera más eficiente y cómoda, especialmente cuando se trata de actividades que requieren destreza manual, como conducir un automóvil.

Las amputaciones traumáticas, especialmente las de origen accidental, son una causa común de discapacidad permanente en México, y han mostrado un aumento en los últimos años. Según datos del INEGI de 2010, había 785,000 personas con una o más extremidades amputadas en el país. Se estima que para el año 2014, el número total de amputados era cercano a los 935,000 [3]. Este fenómeno representa un significativo problema de salud que afecta a miles de mexicanos anualmente. Durante el período de cinco años posterior a 2010, se reportaron en promedio 2,126 amputaciones traumáticas en toda la población afectando principalmente las extremidades superiores [3].

Las amputaciones traumáticas son aquellas que resultan de accidentes o lesiones accidentes viales, entre otros. En 2014, se registraron 1,347 amputaciones de origen accidental, siendo los hombres el grupo más afectado con el 75% de los casos.

Capítulo 1. Introducción.

Específicamente, los adultos jóvenes de entre 20 y 39 años se ven especialmente impactados, aunque los niños y adolescentes también representan un porcentaje considerable, con el 39.4% de todas las lesiones, lo que los convierte en una población particularmente vulnerable [3].

La situación de las personas con amputaciones en México ha permanecido relativamente constante en los últimos años. En 2020, de la población total del país (126,014,024), el 5.7% (7,168,178) tenía una discapacidad debido a una amputación [4]. A partir de 2021, se registraron más de 14,500 amputaciones al año, de las cuales 12,000 fueron amputaciones de la mano [5]. En 2022, según la Academia Nacional de Medicina de México (ANMM), se realizaban aproximadamente 75 amputaciones diarias en México. Esto implica que más de 25,000 personas al año sufren la amputación de alguna de sus extremidades [6].

En México, el método Muenster es el más comúnmente empleado para amputaciones que ocurren por debajo del codo, también conocidas como amputaciones transradiales. Este sistema fue creado con el propósito de sostener el miembro entre el antebrazo y el codo [7].

Aquellos conductores que han sufrido la amputación de un miembro superior suelen encontrar obstáculos al intentar manejar un vehículo de forma segura y eficaz. Esta situación puede restringir su movilidad e independencia, impactando negativamente en su calidad de vida. Además, adaptarse a la vida tras una amputación puede ser un desafío emocionalmente exigente, la pérdida de un miembro puede tener un efecto psicológico considerable, lo que puede influir en la confianza del individuo para retomar actividades como la conducción.

Existen varias modificaciones que se pueden realizar en los automóviles para adaptarlos a las necesidades de los conductores que han experimentado una amputación como controles manuales, volantes adaptados, asientos ajustables, sistemas de entrada y salida, modificaciones en la palanca de cambios, sin embargo, se ha examinado la posibilidad de tener dispositivos prostéticos que suplan completamente estas modificaciones que permitan a estos el conducir con normalidad.

Capítulo 1. Introducción.

Esta tesis se enfoca en el diseño y desarrollo de una prótesis mecánica transradial, específicamente diseñada para personas que han sufrido la amputación de un miembro superior, comúnmente por debajo del codo.

El objetivo principal es abordar los principales desafíos que estos individuos enfrentan al intentar operar un vehículo de manera segura y eficiente, de los cuales destacan el cambio de velocidades del vehículo y el manejo del mismo.

El diseño de esta prótesis busca mejorar la movilidad y funcionalidad de los conductores que han experimentado amputaciones, permitiéndoles superar las dificultades que a menudo encuentran al manejar. A lo largo de este trabajo, se detallará el proceso de diseño y modelado biomecánico de la prótesis mecánica.

Capítulo 2

Marco teórico (Antecedentes)

El diseño de una prótesis requiere un enfoque cuidadoso tanto en la compatibilidad anatómica como en el diseño biomecánico. La compatibilidad anatómica, también conocida como personalización, se refiere a la habilidad de la prótesis para adaptarse de manera precisa a la forma, tamaño y características anatómicas del cuerpo humano o del miembro al que está destinada. Esto implica que la prótesis debe ajustarse de manera segura y cómoda al miembro del usuario, sin causar molestias ni interferir con el movimiento natural, lo cual es un aspecto clave de la ergonomía [1].

Un buen diseño de prótesis implica comprender profundamente la anatomía del miembro que se va a diseñar. Esto incluye tomar medidas en diferentes puntos del miembro, entender la forma del muñón si existe uno, y considerar cualquier otra característica anatómica única que pueda influir en el ajuste y la funcionalidad del dispositivo que se está diseñando. Es crucial que la prótesis sea compatible anatómicamente, ya que una prótesis que no se ajuste correctamente puede causar incomodidad, dolor, lesiones en la piel del usuario y puede dificultar el movimiento y el uso adecuado de la prótesis [9]. Para esto se requiere un enfoque de diseño biomecánico y comprender cómo funciona el cuerpo humano.

2.1 Introducción a las prótesis

Por definición, una prótesis es una extensión artificial que sustituye o proporciona un miembro del cuerpo desempeñando prácticamente la misma función que un miembro natural, ya sea una pierna, un brazo, un pie, una mano, entre otros como se muestra en la Figura 1a y b. Existen diversos tipos de prótesis, algunas diseñadas para reemplazar funciones perdidas del cuerpo, mientras que otras tienen un propósito principalmente estético.

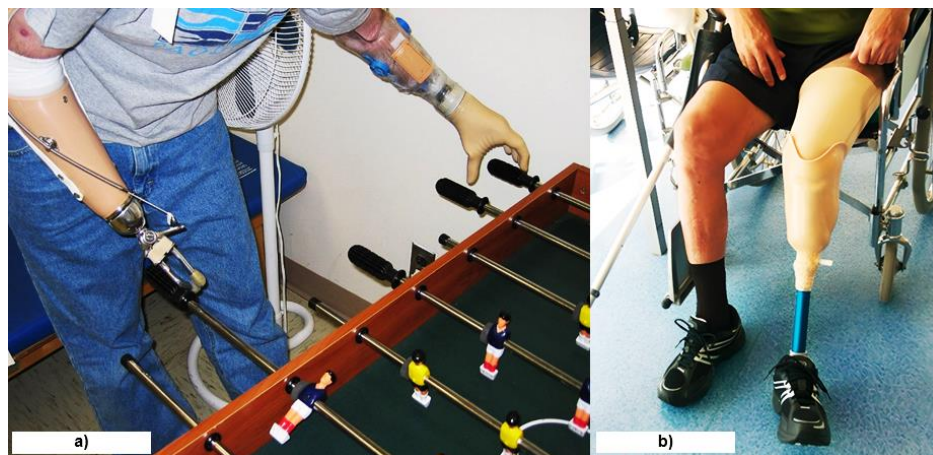


Figura 1. Ejemplo de prótesis corporales. a) Prótesis de miembro superior [10]. b) Prótesis de miembro inferior [11].

Las evidencias históricas de las prótesis se remontan al antiguo Cercano Oriente con la primera mención registrada de prótesis oculares en la historia egipcia del Ojo de Horus alrededor del año 3000 a.C. Este relato, que narra la restauración del ojo izquierdo de Horus marcando uno de los primeros indicios de la ingeniería biomédica en la antigüedad. Posteriormente, alrededor del 2800 a.C., la evidencia arqueológica más antigua de prótesis se remonta al antiguo Irán en Shahr-i Shōkhta, donde una prótesis ocular fue descubierta junto a los restos de su dueña [12] (véase en la Figura 2a). En la antigua Grecia se tiene registro del relato de Hegesístrato, un adivino griego que presuntamente al momento de enfrentar su captura por parte de soldados espartanos optó por cortarse su propio pie y posteriormente reemplazarlo con una prótesis de madera [13].

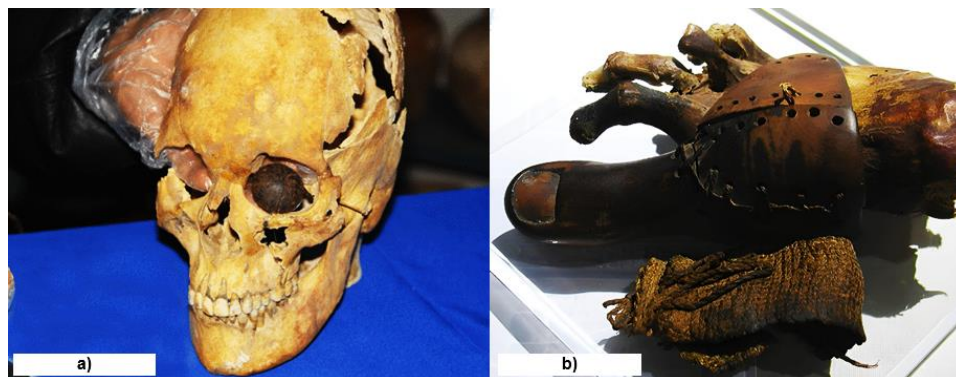


Figura 2. El ojo de Shahr-i Shōkhta [12]. b) El dedo de Greville Chester [14].

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

Se tiene registro de que los antiguos egipcios fueron pioneros de las primeras prótesis para el pie con el hallazgo del dedo de Greville Chester, un dedo de madera encontrado en un cuerpo del Imperio Nuevo alrededor del año 1000 a. C. (Véase en la Figura 2b). El primer testimonio confirmado del uso de una prótesis data del periodo entre el 950 y el 710 a.C., cuando, en el año 2000, se descubrió una momia en la necrópolis egipcia cercana a la antigua Tebas que portaba un dedo gordo del pie artificial [14].

Con el advenimiento del Renacimiento, el desarrollo de las prótesis experimentó avances significativos al incorporar materiales como hierro, acero, cobre y madera. La aplicación del hierro permitió la fabricación de diseños más robustos capaces de manejar objetos pesados, se tiene registro del general romano Marcus Sergius, quien durante la Segunda Guerra Púnica en el periodo del 218 y el 202 a.C. creó la primera mano de hierro registrada [15] (véase la Figura 3a). Otro caso famoso es el de la mano de hierro de Götz von Berlichingen. Después de que Götz perdiera su mano durante el asedio de Landshut alrededor de 1505 en Baviera, un artesano le fabricó una mano de hierro con dedos que podían flexionarse y extenderse pasivamente en las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángicas proximales e interfalángicas distales, así como en la articulación interfalángica del pulgar [15] (Véase la Figura 3b).



Figura 3. a) La mano de hierro del general Marcus Sergius [15]. b) La mano de hierro de Götz von Berlichingen [15].

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

En la implementación constante de mejoras, en el periodo del siglo XV fue creada la mano de alt-Ruppin (Figura 4). Esta prótesis presentaba un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles que podían ser flexionados mediante un mecanismo de trinquete e incorporaba una muñeca móvil. Fue durante la primera década del siglo XVI cuando las prótesis funcionales comenzaron a emerger, marcando un avance significativo en la evolución de esta tecnología [16].



Figura 4. La mano de hierro de alt-Ruppin construida en el siglo XV [16].

En el siglo XVI hubo mejoras significativas en el diseño de los mecanismos de las prótesis de miembros superiores, gracias al médico militar francés Ambroise Paré que desarrolló el primer brazo artificial móvil conocido como Le petit Loraine (Figura 5), que permitía que los dedos abrieran o cerraran mediante presión o tracción e incorporaba una palanca que posibilitaba la flexión o extensión del brazo a nivel del codo [10]. En el siglo XIX, se introdujeron nuevos materiales como cuero, polímeros y madera en la fabricación de prótesis junto a la incorporación de resortes dando origen a las prótesis autopropulsadas.

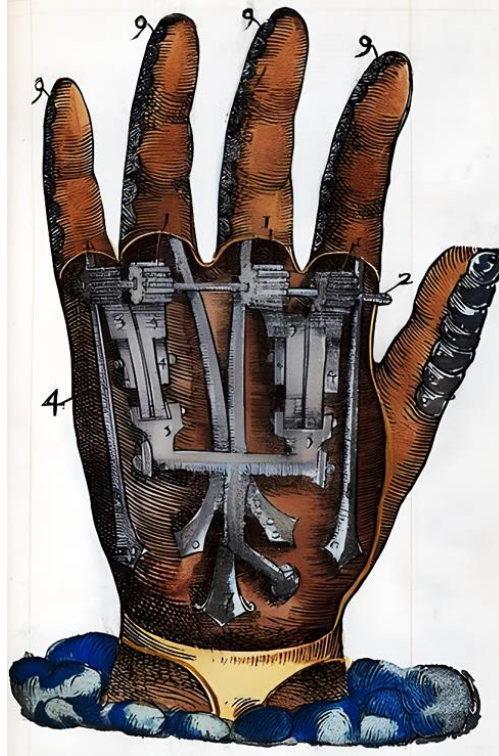


Figura 5. La mano Le petit Loraine diseñada por Ambroise Paré [10].

Desde el siglo XX hasta la actualidad, se han producido notables innovaciones en materiales, diseño y funcionalidad de las prótesis brindando a los usuarios una mayor movilidad y autonomía en cuanto al desarrollo mecánico y de materiales (Figura 6). En los primeros años del siglo XX, las prótesis mecánicas experimentaron mejoras considerables, se incorporaron materiales más ligeros como aleaciones de aluminio y polímeros para hacer las prótesis más manejables y cómodas. La introducción de sistemas hidráulicos y neumáticos permitieron un mejor control del movimiento, y los usuarios comenzaron a experimentar prótesis más funcionales y adaptables. Durante y posterior a las guerras mundiales, la necesidad de asistir a los veteranos heridos impulsó la investigación y desarrollo de prótesis más avanzadas surgiendo así las prótesis mioeléctricas que utilizan señales eléctricas generadas por los músculos para controlar el movimiento de la prótesis. Con el advenimiento de la revolución electrónica, las prótesis se volvieron más sofisticadas en las décadas de 1970 y 1980. Los sensores y los circuitos integrados permitieron un control más preciso y natural de los movimientos de las prótesis que se adaptaban a las necesidades específicas de cada usuario.

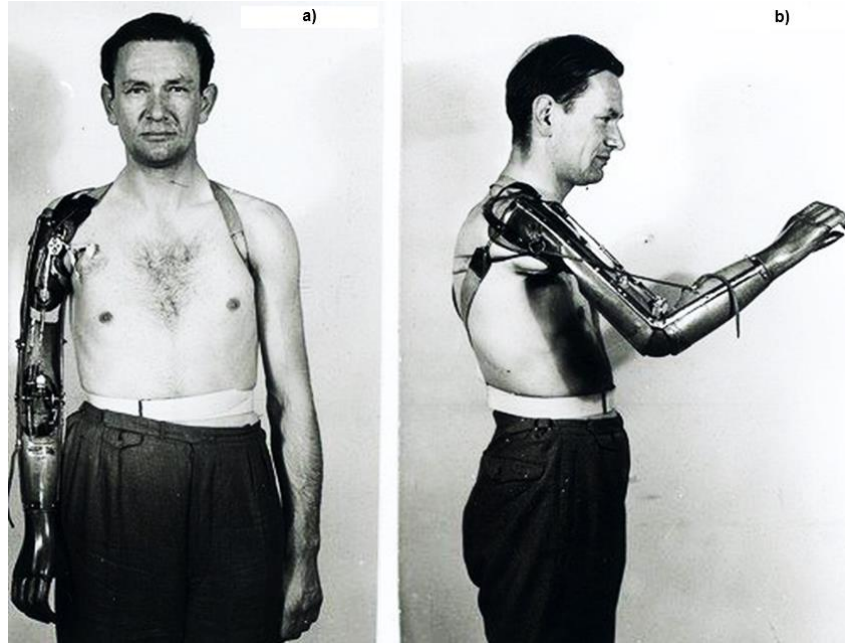


Figura 6. Ex soldado muestra prótesis de brazo perdido durante la guerra [17]. a) Vista coronal. b) Vista sagital derecha.

En el siglo XXI, la biónica marcó un antes y después en la historia de las prótesis. La creación de prótesis biónicas que imitan los movimientos naturales de las extremidades humanas gracias a la integración de sensores avanzados y actuadores controlados por computadora. Además, las interfaces cerebro-computadora han abierto nuevas posibilidades al poder conectar directamente las señales cerebrales con la prótesis donde se logra un control más intuitivo y preciso.

2.1.1 Tipos de prótesis

Las prótesis son diseñadas según su funcionalidad y el área del cuerpo que cubren, las prótesis se clasifican en tres principales tipos.

Prótesis mecánicas: Las prótesis mecánicas son controladas directamente por el usuario, el individuo debe realizar movimientos específicos como flexionar o extender ciertas partes de su cuerpo para activar la prótesis y lograr el movimiento deseado [17]. Estas prótesis utilizan componentes mecánicos como engranajes, resortes y articulaciones para replicar la función natural de la parte del cuerpo que están

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

reemplazando (Figura 7). Las prótesis mecánicas son conocidas por su simplicidad y durabilidad, tienen menos componentes electrónicos en comparación con las prótesis mioeléctricas, lo que las hace más robustas y menos propensas a fallas dado que su funcionamiento depende en gran medida de componentes mecánicos simples, las prótesis mecánicas son relativamente fáciles de mantener y reparar en comparación con las prótesis más complejas.

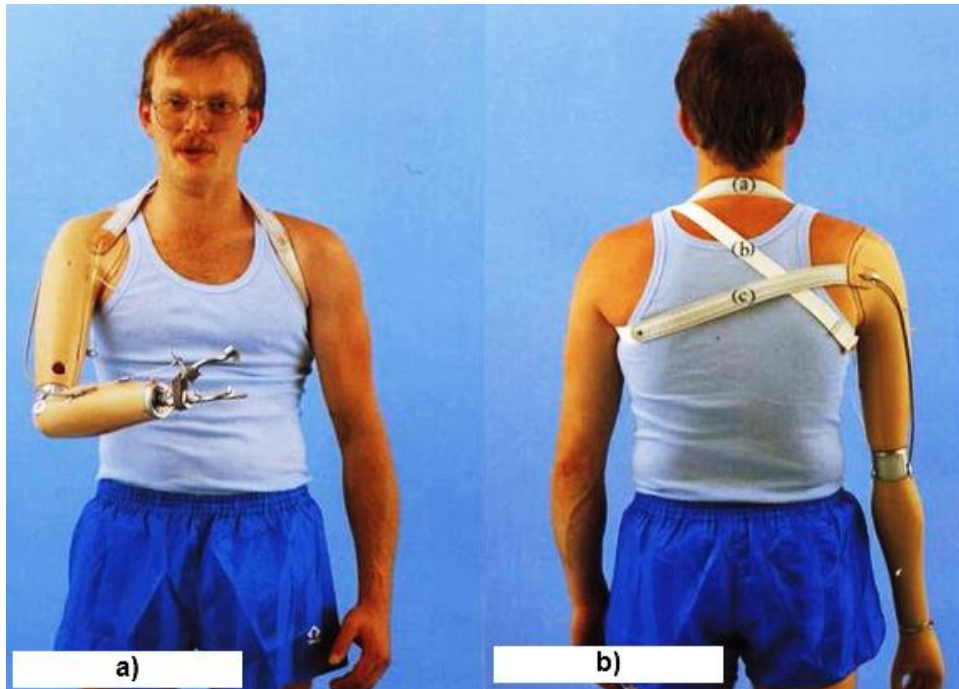


Figura 7. Ejemplo de prótesis mecánica simple [18]. a) Vista coronal anterior. b) Vista coronal posterior.

Prótesis robóticas/mioeléctricas/biónicas: Son prótesis avanzadas de prótesis que utilizan componentes electrónicos como actuadores que procesan señales eléctricas para controlar el movimiento de la prótesis (Figura 8) [19].

Estas prótesis están diseñadas para imitar más de cerca los movimientos naturales del cuerpo humano y ofrecen un mayor nivel de control y precisión en comparación con las prótesis mecánicas convencionales. Ejemplo de ello son las prótesis mioeléctricas que aprovechan la actividad eléctrica producida por los músculos cuando se contraen, se colocan electrodos sobre la piel en áreas donde los músculos residuales que aún están

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

presentes, estos electrodos capturan las señales eléctricas generadas por los músculos al contraerse y un procesador integrado en la prótesis las interpreta para controlar los movimientos de la misma.

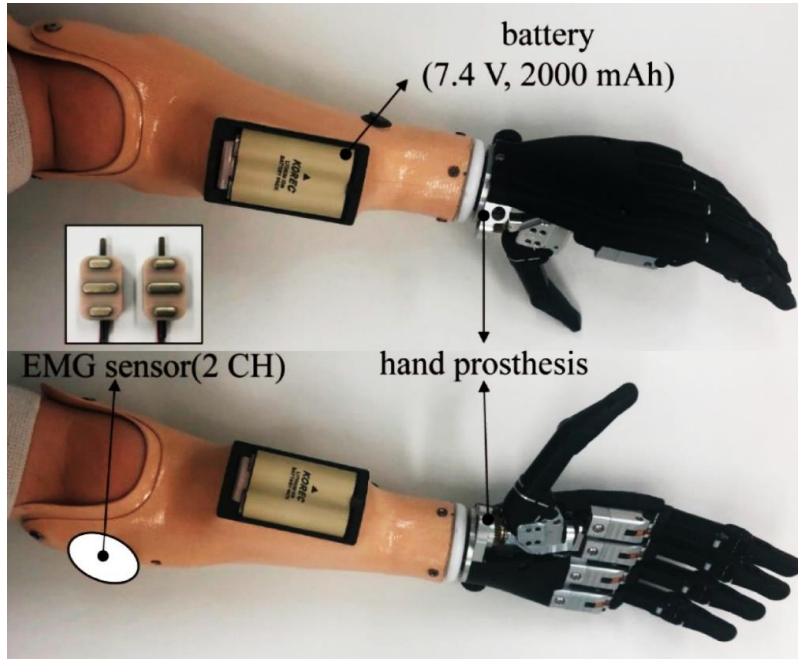


Figura 8. Ejemplo de prótesis mioeléctrica [20].

Este tipo de prótesis suelen ser más caras y requieren un período de entrenamiento para que el usuario pueda aprender a utilizar eficientemente para controlar la prótesis. Sin embargo, ofrecen beneficios significativos en términos de funcionalidad y naturalidad en comparación con otras opciones protésicas.

Prótesis cosméticas: Una prótesis cosmética es un tipo de prótesis diseñada principalmente con fines estéticos y para mejorar la apariencia externa en lugar de proporcionar funcionalidad o movimiento (Véase Figura 9) [21].

A diferencia de las prótesis mecánicas o mioeléctricas que se centran en restaurar la función y el control del movimiento, las prótesis cosméticas están diseñadas para parecerse lo más posible a la parte del cuerpo que se ha perdido. Estas prótesis están hechas generalmente de materiales que imitan la apariencia y textura de la piel y se utilizan para cubrir una extremidad amputada o dañada proporcionando una apariencia

más natural y simétrica. Las prótesis cosméticas son comúnmente utilizadas por personas que valoran la estética y desean una solución que les permita integrarse visualmente con mayor facilidad en su entorno social y laboral.



Figura 9. Ejemplos de prótesis cosméticas [22].

2.1.2 Métodos de manufactura

La fabricación de prótesis implica varios métodos de manufactura que se complementan entre sí unos a otros, no hay un método específico o predilecto para fabricar un prótesis, esto depende de varios factores, incluyendo el tipo de prótesis, los materiales utilizados, el nivel de personalización requerido y el costo.

Manufactura aditiva: También conocida como impresión 3D, es una herramienta frecuentemente utilizada en la fabricación de prótesis, este método implica la fabricación de objetos tridimensionales capa por capa a partir de un modelo digital (Figura 10). Además de adaptarse a la anatomía del usuario, la manufactura aditiva también permite la integración de características funcionales específicas en la prótesis. Esto puede incluir la incorporación de soportes, amortiguadores, o áreas con diferentes niveles de flexibilidad según las necesidades del usuario. La capacidad de imprimir prótesis a medida según la anatomía de cada individuo es una de las mayores fortalezas de la manufactura aditiva [23].

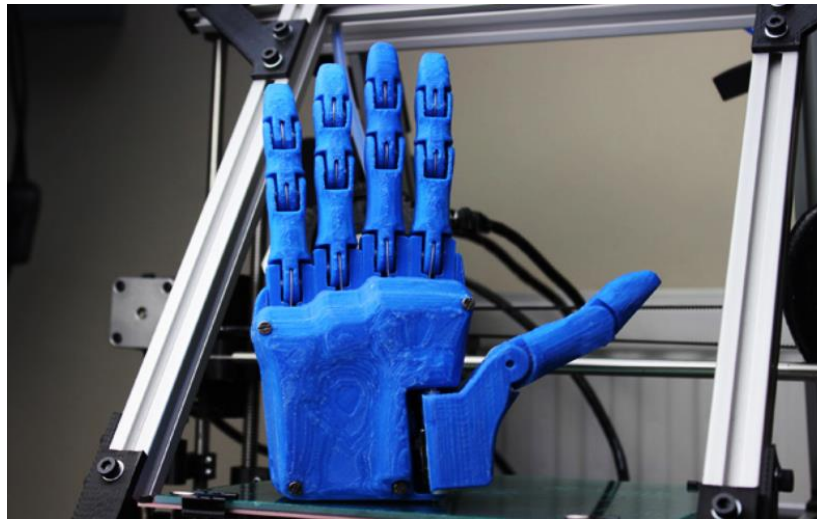


Figura 10. Mano protésica fabricada mediante manufactura aditiva FDM [24].

Manufactura asistida por computadora (CAM): Este método es versátil y puede adaptarse a una variedad de procesos de fabricación, incluyendo fresado, torneado y corte láser. Implica el uso de software especializado para guiar máquinas y herramientas en la producción de componentes protésicos. Entre estos destacan el maquinado CNC (Control Numérico Computarizado) que ofrece precisión milimétrica en la fabricación de componentes a partir de bloques sólidos de materiales como metales y plásticos. Este método es especialmente útil para la producción de componentes estándar o personalizados que requieren tolerancias ajustadas (Figura 11).

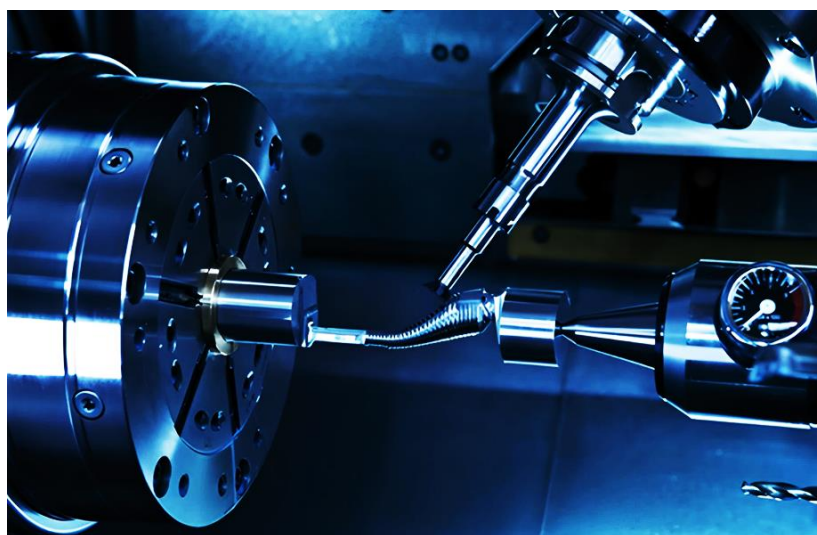


Figura 11. Mecanizado en torno CNC de cinco ejes fabricando prótesis de cadera [25].

Moldeo por Inyección: Es un método de manufactura ampliamente utilizado en la producción de componentes de prótesis, especialmente aquellos fabricados con materiales plásticos. Este proceso implica la inyección de material fundido o resinas termoplásticas o termoendurecibles en un molde (Figura 12), que luego se solidifica para formar la pieza deseada. Es ideal para la producción en masa de componentes protésicos estándar o semi-personalizados permitiendo la fabricación rápida y eficiente de un gran número de piezas idénticas [26].

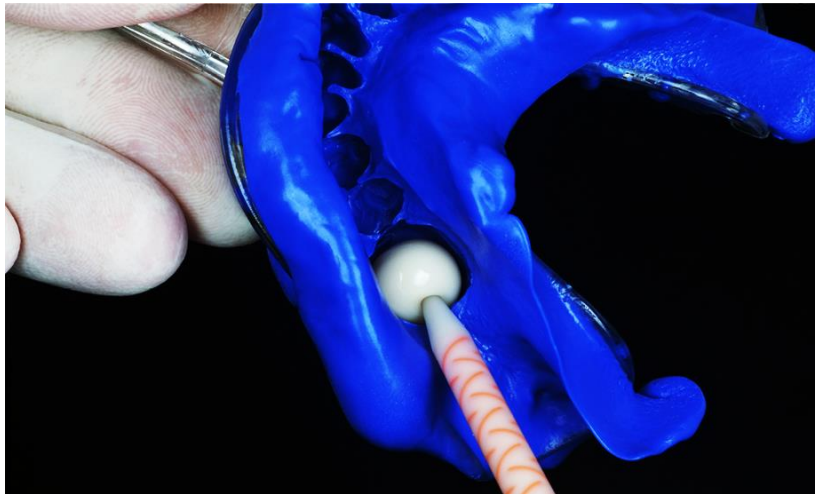


Figura 12. Inyectado de resina en molde para la fabricación de una prótesis dental [26].

A pesar de que el moldeo por inyección es más adecuado para piezas con geometrías simples o moderadamente complejas, se pueden fabricar componentes protésicos con detalles intrincados o características específicas mediante la combinación de técnicas de moldeo y post-procesamiento.

2.1.3 Materiales de manufactura

Una de las consideraciones principales en el diseño y manufactura de prótesis para extremidades es el material que se usa para su fabricación y pueden variar según el tipo de prótesis y necesidades del usuario.

Las láminas termoplásticas son empleadas en la fabricación de conexiones protésicas y componentes estructurales (Figura 13). Entre los tipos más fundamentales se encuentran

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

el polipropileno y el polietileno. El polipropileno (PP), conocido por su extrema rigidez, se utiliza ampliamente común en la construcción de la estructura de soporte de las conexiones protésicas. Por otro lado, el polietileno (PE) de baja densidad destaca como un termoplástico suave y flexible, siendo una opción adecuada para las conexiones protésicas. Una ventaja clave de estos termoplásticos, y otros similares, es su capacidad de ser remodelados según las necesidades específicas [17].



Figura 13. Trabajador de fábrica de prótesis poniendo láminas termoplásticas en prótesis [27].

En la fabricación de prótesis se emplean diversos metales. El aluminio se es utilizado para componentes estructurales debido a su ligereza y resistencia a la corrosión, siendo común en la fabricación de bastidores y elementos de soporte [28]. El acero es utilizado por su durabilidad y resistencia a la corrosión, siendo empleado en algunos componentes estructurales de prótesis debido a su capacidad para soportar cargas y tensiones. [28]. El titanio surge como una alternativa resistente y ligera, aunque su precio es elevado. Conocido por su resistencia y durabilidad, el titanio se emplea en diversas partes para proporcionar una estructura robusta. [28].

Otros materiales empleados incluyen diversas aleaciones metálicas, siendo notables las aleaciones de aluminio y titanio como se muestran en los ejemplos de la Figura 14a y b. que se incorporan para aprovechar las ventajas combinadas de ambos metales, como la ligereza del aluminio y la resistencia del titanio. El Cromo-molibdeno (acero CrMo) se

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

utiliza en la fabricación de componentes estructurales y articulaciones debido a su resistencia y capacidad para soportar tensiones repetidas. Por otro lado, las aleaciones de níquel-titanio (Nitinol) poseen propiedades de memoria de forma y se emplean en ciertos dispositivos protésicos para facilitar movimientos controlados [29].

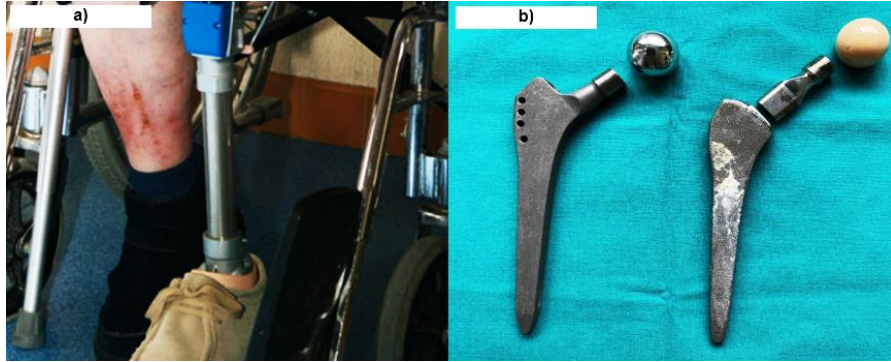


Figura 14. Metales empleados para la fabricación de prótesis [11]. a) Prótesis de pierna elaborada con aluminio. b) Prótesis de cadera elaborada con titanio [30].

En el ámbito de la manufactura aditiva, el PLA (ácido poliláctico) es utilizado debido a su facilidad de impresión y baja toxicidad (Figura 15a), aunque es menos resistente que algunos otros materiales, es adecuado para prototipos y componentes menos exigentes. El PETG (tereftalato de polietileno glicol) ofrece una mayor resistencia y durabilidad en comparación con el PLA. El Nylon es conocido por su resistencia y flexibilidad y es utilizado para fabricar componentes que requieren durabilidad y una cierta cantidad de elasticidad (Figura 15b).

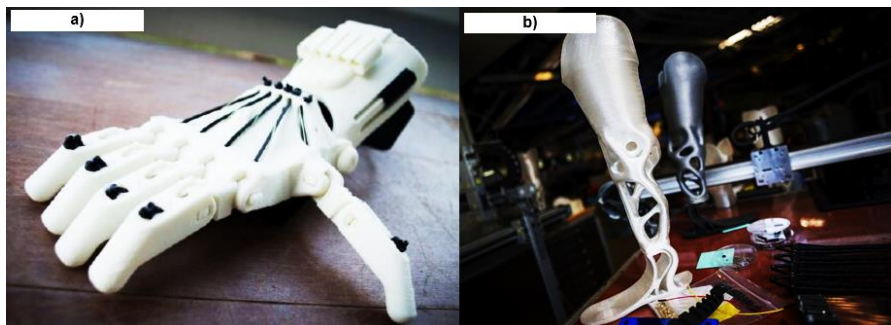


Figura 15. Materiales empleados para la fabricación de prótesis mediante manufactura aditiva. a) Prótesis de mano elaborada con PLA [31]. b) Prótesis de pierna con una combinación entre nylon y fibra de carbono [32].

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

Otros materiales como el TPU (poliuretano termoplástico) es un material flexible y elástico es ideal para partes que necesitan adaptarse cómodamente al cuerpo y proporcionar flexibilidad. El ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), aunque es menos común en comparación con otros materiales, el ABS se utiliza para imprimir componentes estructurales de alta demanda. Algunos filamentos incluyen partículas de fibra de vidrio, carbono u otros materiales para mejorar la resistencia y rigidez [33].

Los materiales compuestos se destacan por su ligereza, dureza y resistencia. La fibra de vidrio es una opción destacada en la fabricación de elementos prostéticos debido a su alta resistencia en relación con su peso manteniendo un balance entre la resistencia del material la reducción del peso total y la flexibilidad controlada (Figura 16b) [34]. Por otro lado, la fibra de carbono es una elección frecuente en la fabricación de prótesis debido a su ligereza, resistencia, durabilidad y adaptabilidad (Figura 16a). Su durabilidad y resistencia a la fatiga para componentes que experimentan cargas repetidas durante el movimiento [35].

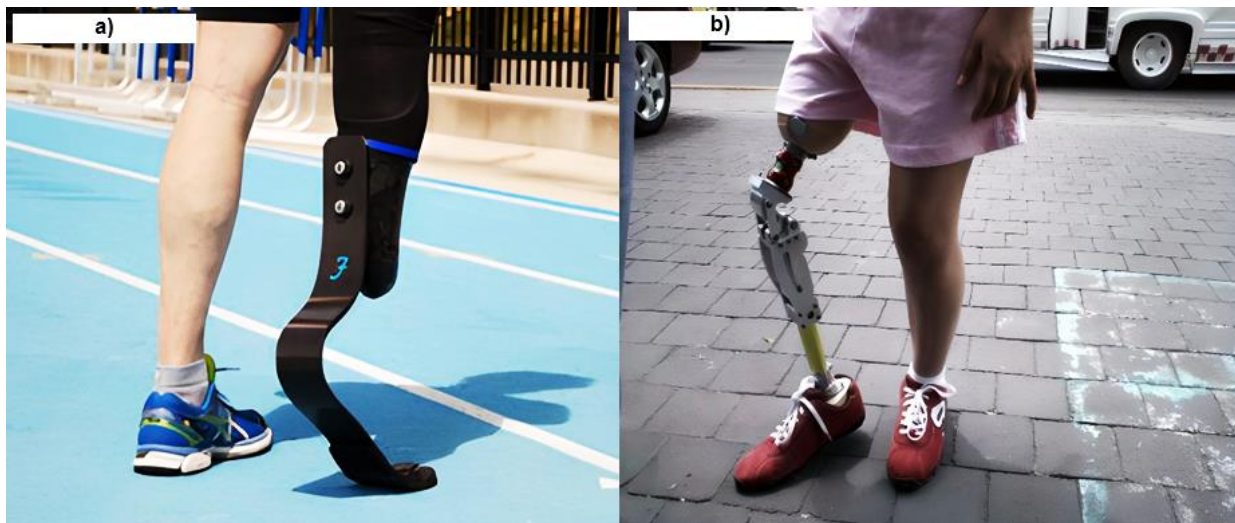


Figura 16. Materiales compuestos empleados para la fabricación de elementos prostéticos. a) Prótesis deportiva de pie elaborada con fibra de carbono [36]. b) Mecanismo instalado en una prótesis modular de rodilla, tubo de extensión de la tibia, acoplador de mecanismo con extensión en la zona proximal al socket, socket en fibra de vidrio con sistema de succión y pie tipo SACH [37].

2.2 Prótesis de miembro superior

Las prótesis de miembro superior son dispositivos diseñados para suplir la función de un brazo o mano amputados [38]. Estas prótesis abarcan una amplia variedad de configuraciones y tecnologías para adaptarse a diferentes tipos de amputaciones, Las prótesis para miembro superior buscan restaurar la capacidad de realizar actividades. Las amputaciones del miembro superior son relativamente raras. Requieren un tratamiento triple: quirúrgico, de rehabilitación (médica, kinesiterapéutica, ergoterapéutica) y de protetización con la finalidad restaurar la funcionalidad perdida [39]. La protetización del miembro superior tiene por objetivo restablecer la funcionalidad comprometida debido a una amputación. Entre ellas se encuentran:

- **Prótesis parciales de dedo/metacarpianas/muñeca:** Diseñadas para reemplazar la funcionalidad de la mano y los dedos, permitiendo agarres y movimientos precisos (Figura 17a y d).
- **Prótesis transradiales:** Incluyen desde la muñeca hasta el codo, proporcionando apoyo para diversas actividades diarias (Figura 17b).
- **Prótesis de codo/transhumeral/hombro/cuarto delantero:** Involucra desde la mano hasta la parte superior del brazo ofreciendo un rango más amplio de movimientos (Figura 17c).

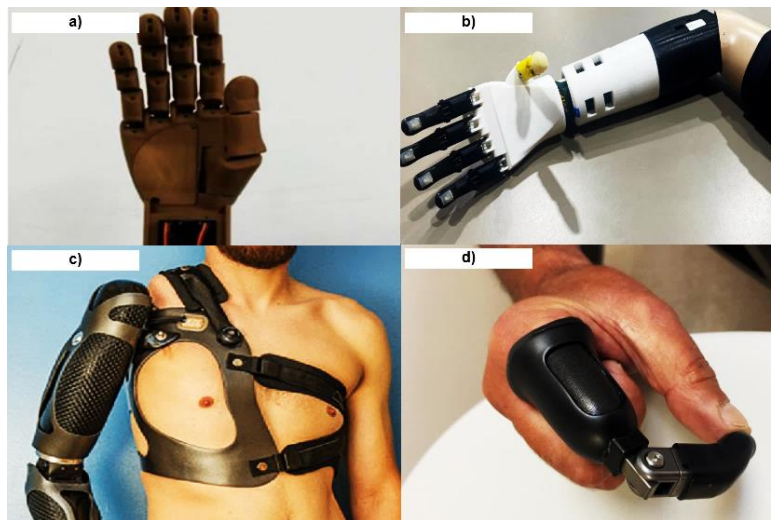


Figura 17. Diferentes tipos de prótesis de extremidad superior. a) Prótesis de mano [40]. b) Prótesis de antebrazo [41]. c) Prótesis de brazo completo [42]. d) Prótesis de dedo [43].

2.2.1 Niveles de amputación de miembro superior

La amputación de un miembro superior representa una intervención quirúrgica de gran envergadura cuyo grado suele estar determinado por la condición y la severidad de la lesión.

Amputaciones parciales de dedo: Son lesiones relativamente poco frecuentes pero devastadoras por las consecuencias que provocan [44]. Este tipo de amputación generalmente se produce como consecuencia de un accidente traumático o una anomalía congénita. Durante el procedimiento, se extirpa la porción del dedo que sea necesaria y en ocasiones, la porción remanente del dedo aún puede ser útil para agarrar objetos y llevar a cabo las actividades diarias [45]. Véase la Figura 18.



Figura 18. Amputación parcial de dedo. a) Amputación de dedo anular. b) Amputación de dedo pulgar [46].

Amputación metacarpiana: Este procedimiento quirúrgico implica la extirpación del metacarpiano, los huesos largos de la mano que se conectan con los huesos de la muñeca (Figura 19) [47]. En algunos casos, además de la remoción de los huesos afectados, puede involucrar la extirpación de músculos, nervios y tendones ubicados en la zona circundante. La finalidad de esta intervención puede ser diversa, desde tratar condiciones patológicas como tumores óseos o enfermedades degenerativas hasta corregir deformidades congénitas o lesiones traumáticas graves. [45].



Figura 19. Amputación metacarpiana de la mano derecha [47].

Desarticulación de la muñeca: La amputación por desarticulación de muñeca, conocida también como amputación por debajo del codo, es un procedimiento quirúrgico que conlleva la extirpación de los tres huesos principales del antebrazo: el radio, el cúbito y el húmero, así como de todos los tejidos blandos y tendones asociados a estos huesos (Figura 20) [38]. A pesar de esta extirpación, los músculos, ligamentos y la piel que se encuentran por encima del punto de amputación generalmente permanecen intactos. Este tipo de amputación se realiza en situaciones donde la preservación de la función y la movilidad del codo y del hombro es crucial para mantener la funcionalidad y la independencia del individuo [45].

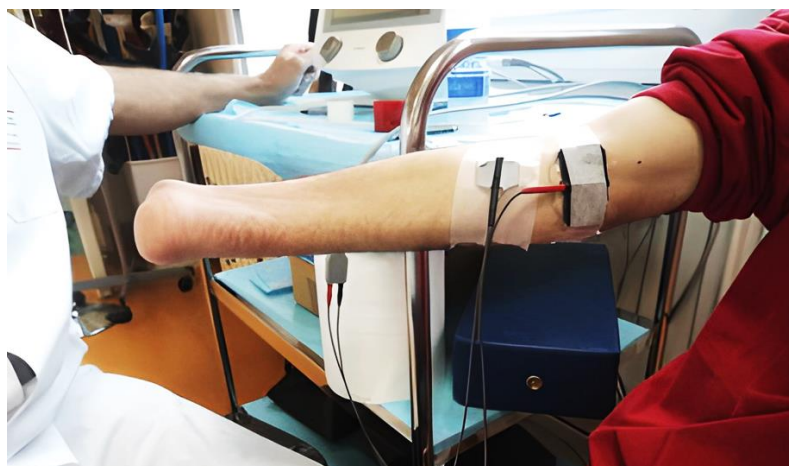


Figura 20. Desarticulación de muñeca del brazo izquierdo [38].

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

Amputación transradial: Las amputaciones transradiales constituyen una de las intervenciones más comunes en el ámbito de las extremidades superiores, caracterizadas por la extirpación de la mano, la muñeca y/o el antebrazo (Figura 21) [48]. Estas amputaciones se llevan a cabo para abordar lesiones graves, anomalías congénitas o problemas vasculares que comprometan de manera significativa la funcionalidad de la extremidad afectada e implican la pérdida de una porción significativa de la extremidad. Durante el procedimiento quirúrgico, el cirujano realiza la extirpación del tejido afectado de forma meticulosa, con el objetivo de preservar en la medida de lo posible los músculos, nervios y vasos sanguíneos circundantes. Esta preservación es esencial para facilitar una adecuada rehabilitación postoperatoria y minimizar las posibles complicaciones, como el dolor fantasma o la pérdida de sensibilidad en la zona. Además, la conservación de estos tejidos facilita la posterior adaptación de una prótesis, al proporcionar puntos de anclaje y control para el dispositivo protésico [45].



Figura 21. Amputación transradial del brazo izquierdo [48].

Desarticulación del codo: La desarticulación del codo es una intervención quirúrgica que implica la completa separación del húmero del radio y el cúbito, los dos huesos del antebrazo. Este procedimiento se lleva a cabo en situaciones en las que es necesario eliminar una parte significativa del miembro superior debido a traumas graves, enfermedades degenerativas o anomalías congénitas (Figura 22) [49].

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

Como consecuencia de la desarticulación del codo, el paciente experimenta una reducción significativa en la amplitud de movimiento del brazo, aunque aún conserva cierta funcionalidad en la articulación del codo. Esta limitación en el movimiento puede afectar las actividades diarias y la independencia del individuo, pero con la ayuda de terapias de rehabilitación y el uso de prótesis adecuadas, es posible recuperar parte de la funcionalidad perdida [45].



Figura 22. Desarticulación del codo del brazo izquierdo [50].

Amputación transhumeral: La amputación transhumeral se define como la extirpación del brazo en una posición ubicada a la altura o por encima de la articulación del codo. Este procedimiento quirúrgico conlleva la remoción completa del brazo, incluyendo el hueso húmero, y se lleva a cabo típicamente en situaciones de traumatismo grave, enfermedades vasculares avanzadas, tumores óseos o como parte del tratamiento para diversas afecciones médicas graves (Figura 23) [45].

Las amputaciones transhumerales representan el tipo más frecuente de amputación en el miembro superior junto a las amputaciones transradiales debido a su prevalencia en una amplia gama de condiciones clínicas. Esta intervención se realiza con el objetivo de eliminar tejido dañado, infecciones graves o tumores malignos, y al mismo tiempo buscar

preservar la funcionalidad y la calidad de vida del paciente en la medida de lo posible [51].



Figura 23. Amputación transhumeral del brazo izquierdo [52].

Desarticulación del hombro: La amputación por desarticulación del hombro, también conocida como amputación por encima del hombro, es un procedimiento quirúrgico que implica la extirpación de toda la parte superior del brazo de una persona, comenzando desde la articulación del hombro. Se considera una de las cirugías de amputación más extensas y complejas de la parte superior del cuerpo humano (Figura 24a) [53].

Este procedimiento es poco frecuente y se reserva para casos en los que otras opciones de tratamiento no son viables o no logran controlar eficazmente la enfermedad o la lesión subyacente. Por lo general, se recomienda en situaciones donde la extremidad está en peligro debido a condiciones médicas graves, como tumores malignos, infecciones severas o traumatismos irreparables que comprometen la integridad estructural y funcional del hombro y el brazo [35]

Amputación del cuarto delantero: La amputación torácica intracapsular, conocida también como amputación de antebrazo, implica la extirpación completa del brazo, el hombro, la escápula y la clavícula. Esta intervención, que afecta a una parte significativa del miembro superior, requiere un enfoque protésico integral que abarca diversos

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

componentes para garantizar la funcionalidad y el soporte adecuados al paciente (Figura 24b) [54].

El diseño de una prótesis para este tipo de amputación es altamente complejo y requiere la incorporación de múltiples elementos, como un encaje adaptado para la escápula y la clavícula, una articulación protésica para el hombro, otra para el codo, un encaje en la muñeca y un dispositivo terminal, como una mano protésica. La selección y adaptación de estos componentes deben realizarse de manera individualizada, considerando las necesidades específicas del paciente y sus objetivos funcionales [45].



Figura 24. a) Desarticulación del hombro del brazo derecho [53]. b) Amputación del cuarto delantero del brazo derecho [54].

2.2.2 Tipos de prótesis de antebrazo para amputación transradial

Una prótesis transradial se utiliza en casos de amputación que ocurren a nivel del antebrazo, específicamente debajo del codo. La amputación puede variar en su extensión, pudiendo clasificarse como larga, media, corta o muy corta, dependiendo de la cantidad de tejido remanente y la ubicación del corte. Este tipo de prótesis está

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

diseñado para proporcionar apoyo funcional y estético a las personas que han experimentado este tipo de pérdida de extremidad, permitiéndoles realizar una variedad de actividades diarias con mayor comodidad y autonomía.

Después de la amputación, lo más probable es que se le coloque algún tipo de prótesis. Existen 3 tipos básicos de prótesis transradiales:

- La prótesis cosmética, que es solo para la apariencia y no se mueve.
- La prótesis mecánica accionada por el cuerpo, que está conectada al cuerpo por una serie de cables. Al mover el cuerpo de diferentes maneras, es posible mover la prótesis e incluso abrir y cerrar la mano artificial.
- La prótesis mioeléctrica, que conecta el prótesis a los músculos del brazo. A medida que los músculos se contraen, los electrodos envían una señal lo que hace que se mueva de la misma manera que su mano real.

2.2.3 Principales componentes de prótesis de antebrazo

Se debe contemplar en primera instancia el enfoque del dispositivo protésico, si será de características pasiva o activa, aspectos que serán determinados de acuerdo a la situación de salud y necesidades de cada usuario en particular. Los componentes generales de las prótesis de miembro superior se muestran en la Tabla 1:

Tabla 1. Componentes de una prótesis de transradial [1].

Componentes básicos	
Encaje	Socket
Suspensión	Arnés, amortiguadores, resortes
Articulaciones	Hombro, codo, muñeca
Elementos de control	Actuadores, sensores, controladores
Dispositivo terminal	Mano, dedos o gancho

2.2.4 Tipos de mecanismos implementados de prótesis de antebrazo

Los mecanismos en prótesis son componentes diseñados para transferir y/o convertir energía de fuerzas y/o movimientos con el fin de llevar a cabo tareas específicas. Cada mecanismo consta de un elemento emisor, responsable de generar la energía o fuerza necesaria para activar el sistema, y un elemento transmisor, encargado de transmitir la acción del emisor en otra forma de energía, fuerza o movimiento.

2.2.4.1 Biela-manivela-corredera

El mecanismo de biela-manivela-corredera es un mecanismo que transforma un movimiento circular en un movimiento de traslación y viceversa [55].

Este mecanismo consta de dos barras conectadas mediante una unión de revoluta. La barra gira desde su extremo, denominado manivela, que está unido a un punto fijo, el centro de giro, mientras que el otro extremo se une a la biela. A su vez, el extremo restante de la biela se conecta a un pistón que ejecuta un movimiento rectilíneo.

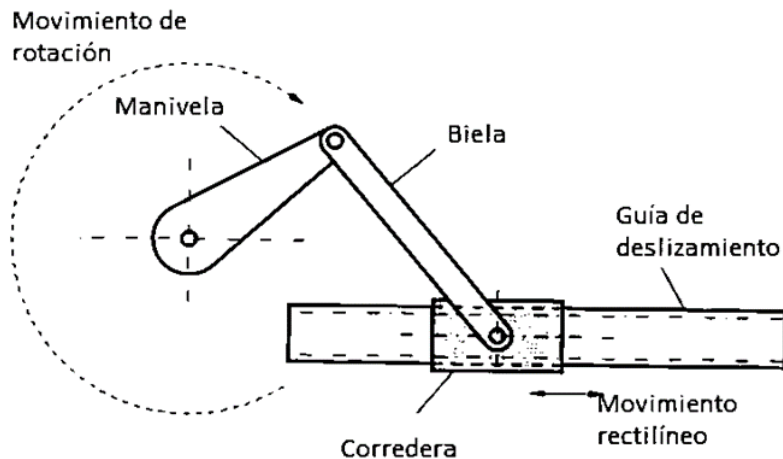


Figura 25. Movimiento del mecanismo biela-manivela-corredera [55].

Este mecanismo consta de un solo grado de libertad, lo que implica que el movimiento independiente de uno de sus componentes limita el movimiento de los demás. Está

compuesto principalmente por dos elementos: la biela, que consta de una cabeza, un cuerpo y un pie que permiten la unión articulada entre la manivela y el émbolo; y la manivela, una palanca con un punto de pivote en un extremo y unida a la cabeza de la biela en el otro extremo, que se utiliza como herramienta universal. Cuando la biela se mueve hacia adelante y hacia atrás alternativamente, se logra hacer girar la manivela debido al movimiento global de la biela. Del mismo modo, al girar la manivela, se logra el movimiento alternativo hacia adelante y hacia atrás de la biela y el émbolo. Se incluye una corredera que efectúa un movimiento de traslación lineal y se combina con el movimiento de rotación y traslación de la biela. (Véase la Figura 25)

2.2.4.2 Transmisión de engranajes

La transmisión por engranajes es un mecanismo que transfiere potencia mecánica de un componente a otro. Consiste en dos ruedas dentadas que se activan cuando se aplica un esfuerzo de torsión [55]. Estos dispositivos pueden alterar el par, la velocidad y la dirección de la energía. Los engranajes facilitan la transmisión del movimiento circular a través del contacto entre las ruedas dentadas. Por lo general, estos sistemas constan de dos o más ruedas dentadas. Cuando estas tienen tamaños diferentes, la más grande se llama corona y la más pequeña, piñón, (Figura 26).

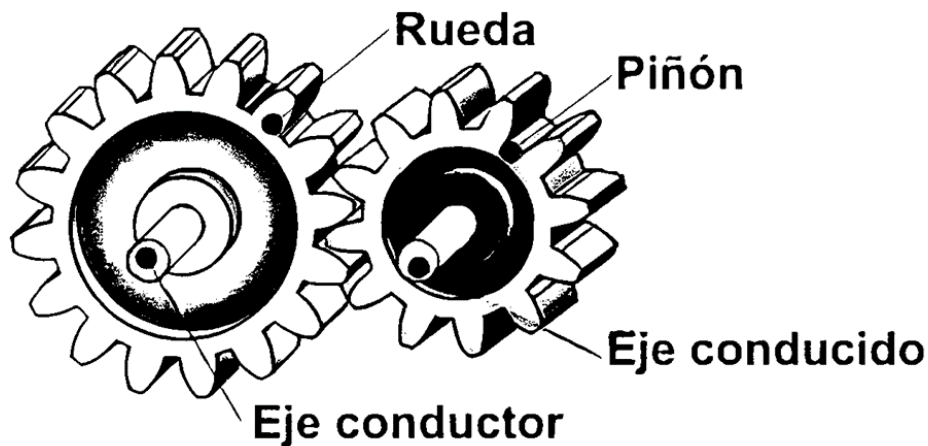


Figura 26. Partes de un sistema de engranajes [56].

2.2.4.3 Sistema de poleas

Una polea es un dispositivo mecánico utilizado para la transmisión de fuerza. Consiste en una rueda con un canal en su perímetro, a través del cual pasa una cuerda que gira alrededor de un eje central, formando conjuntos de aparejos o polipastos que reducen la cantidad de fuerza necesaria para mover un peso [55].

Estos sistemas están compuestos por pares de ruedas o poleas dispuestas a cierta distancia, con ejes normalmente paralelos, que giran simultáneamente transmitiendo el movimiento desde el eje de entrada o motriz hasta el eje de salida o conducido mediante una correa.

El sistema se compone principalmente de cinco partes: el eje, una porción fija alrededor de la cual se inserta o suspende la polea y que permite su giro libre; la llanta, la parte externa de la polea donde se encuentra el canal por donde pasa la cuerda; el cuerpo, la parte media de la polea entre el cubo y la llanta, diseñada para girar ante la acción de la fuerza, provista de brazos o nervios para facilitar su movimiento; el cubo, la parte interna de la polea donde se acopla el eje; y la correa, que conecta y transmite el movimiento entre los componentes (Figura 27).

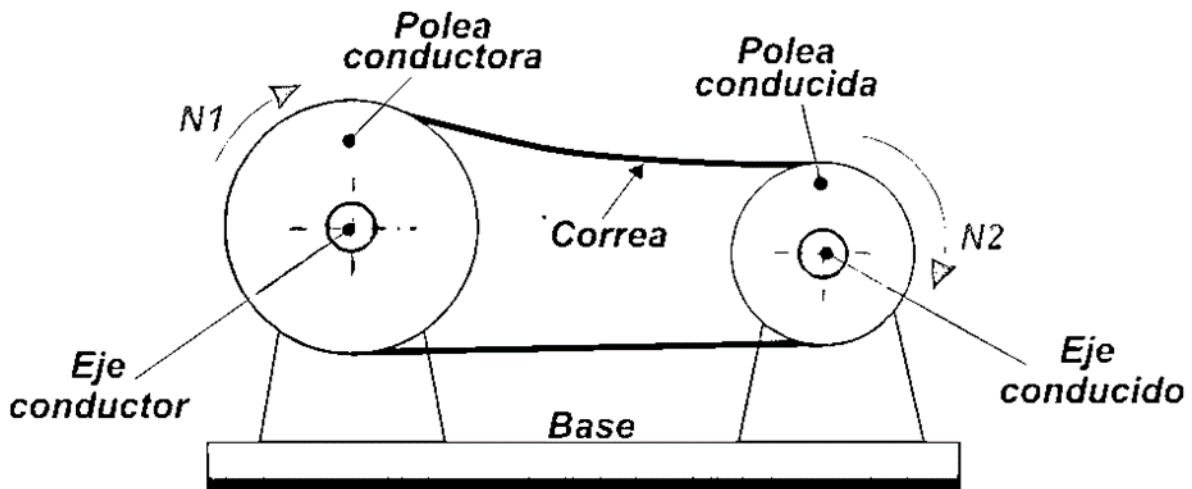


Figura 27. Partes de un sistema de poleas [57].

2.2.4.4 Mecanismo tensor

Los tensores son mecanismos que introducen tracciones en la estructura mediante el accionamiento de ciertas piezas. En el diseño de prótesis, los tensores son componentes diseñados para facilitar el movimiento de flexión en una articulación. Pueden ajustarse para cumplir con un nivel de resistencia deseado, el rango de movimiento requerido o la velocidad de respuesta necesaria [58].

Usualmente, los tensores para la flexión constan de sistemas de cables y poleas que conectan la articulación con un sistema de control. Cuando el usuario realiza un movimiento, los cables se tensan o relajan, permitiendo dicho movimiento (Figura 28).

En sistemas más avanzados, los tensores para la flexión pueden integrarse con sistemas electrónicos de control que emplean sensores para detectar los movimientos del usuario y ajustar la tensión de los tensores en consecuencia. Esto permite un control más preciso y adaptable sobre el movimiento de la prótesis.

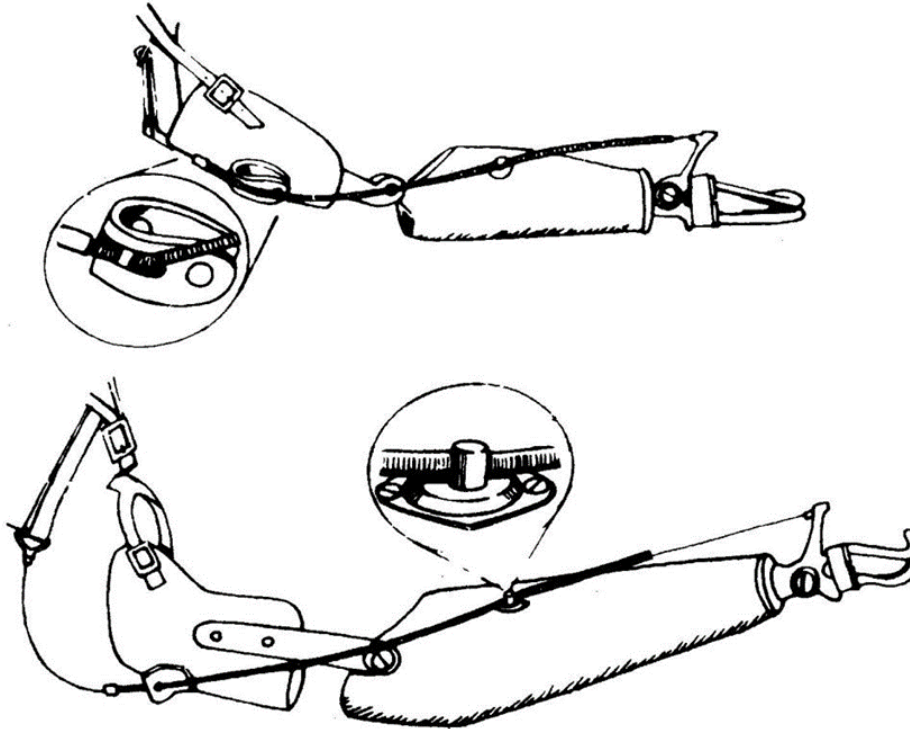


Figura 28. Sistema de tensores implementados en una prótesis mecánica [58].

2.2.4.5 Mecanismo tipo bisagra

Un mecanismo tipo bisagra es una estructura que facilita el movimiento de rotación alrededor de un eje fijo. Este tipo de mecanismo se emplea para permitir el movimiento de apertura y cierre. Consiste en dos elementos conectados entre sí mediante un eje que les posibilita girar en torno a este punto (Figura 29) [55]. Dependiendo de su aplicación, las bisagras pueden variar en su grado de apertura, que puede alcanzar hasta los 180°.

La función principal de una bisagra es proporcionar una conexión móvil entre dos superficies, permitiendo que una de ellas gire en relación con la otra alrededor de un eje fijo. Esto se logra mediante la unión de dos piezas, comúnmente llamadas las hojas de la bisagra, con un eje o pasador central. El diseño básico de una bisagra consta de dos placas planas perforadas en el centro para permitir la inserción del pasador o eje, el cual actúa como punto de pivote.

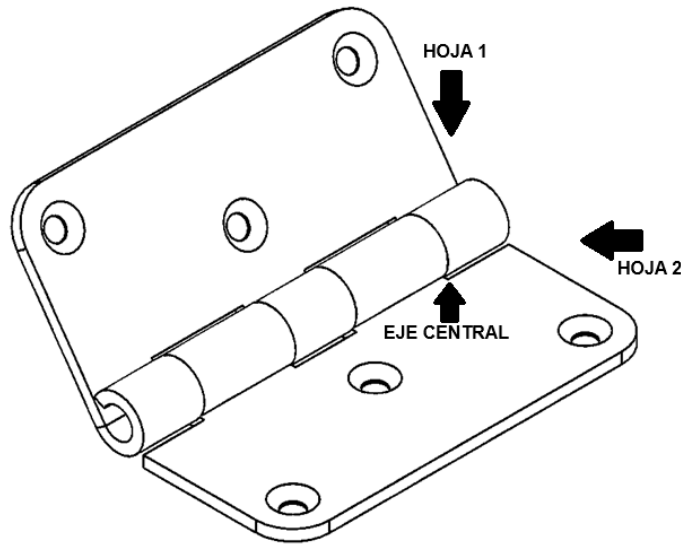


Figura 29. Mecanismo tipo bisagra convencional.

2.2.5 Factor de seguridad en prótesis

El factor de seguridad es la relación entre la capacidad máxima estimada de un sistema y el valor real esperado de la demanda a la que se enfrentará y demuestra la capacidad

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

adicional que posee el sistema más allá de sus necesidades. Se emplea para determinar la habilidad de un componente o sistema para resistir cargas o tensiones sin experimentar fallos o deformaciones duraderas como se muestra en la Tabla 2 [55].

Tabla 2. Índice de factores de seguridad [55].

Índice de medición del factor de seguridad	
0	Inseguro: No hay margen de seguridad. Cualquier carga puede causar falla.
1	Límite: La carga máxima que puede soportar es igual a la carga de diseño.
2 - 3	Normal: Proporciona un margen de seguridad adecuado para la mayoría de las aplicaciones.
4 - 5	Alta seguridad: Utilizado en aplicaciones críticas donde el fallo puede tener consecuencias graves.
6 - 10	Muy alta seguridad: Utilizado en aplicaciones extremadamente críticas.
11 - 15	Extremadamente alto: Raramente utilizado, excepto en circunstancias excepcionales donde el fallo no es una opción.

El factor de seguridad ideal para una prótesis de miembro superior depende de factores como el material de la prótesis, el diseño, la funcionalidad deseada, y las condiciones específicas de uso.

En general, un factor de seguridad de 2 a 3 es común y proporciona un margen de seguridad adecuado para la mayoría de las aplicaciones. Sin embargo, en el caso de las prótesis de miembro superior, se podría considerar un factor de seguridad más alto, especialmente si la prótesis va a ser utilizada para actividades de alto impacto.

2.3 Biomecánica de la mano

La biomecánica de la mano se centra en el estudio de los movimientos y funciones de este complejo anatómico desde una perspectiva mecánica. Analiza cómo interactúan las articulaciones, los músculos y los huesos para llevar a cabo una variedad de acciones, entre los aspectos cruciales de este campo se encuentra la comprensión de la estructura

anatómica de la mano, así como el análisis detallado de los movimientos de las articulaciones y los dedos en términos de sus direcciones y rangos de movimiento [59].

2.3.1 Anatomía de la mano

La mano se encuentra en la parte distal del antebrazo y está dividida en tres regiones anatómicas: el carpo, el metacarpo y las falanges. En total, cada mano consta de 27 huesos, con 8 en el carpo, 5 metacarpianos y un total de 14 falanges. Estos huesos forman un canal con una concavidad anterior por donde pasan los tendones de los músculos flexores de los dedos [60].

2.3.1.1 Arquitectura de la mano

Los ocho huesos del carpo se disponen en dos filas, una superior y otra inferior. En la fila superior, de radial a cubital, se encuentran el escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. La fila inferior está compuesta por el trapecio, trapecoide, hueso grande y hueso ganchoso. A excepción del piramidal, pisiforme y ganchoso, la mayoría de los huesos del carpo tienen forma cuboide y constan de seis caras. Las caras anteriores y posteriores son rugosas y corresponden a las caras palmar y dorsal de la mano. Las caras superior, inferior y lateral o medial son articulares, a excepción de las caras laterales de los huesos que se encuentran en los extremos de ambas filas del carpo [59] (Véase la Figura 30).

La estructura ósea de la mano comprende 8 huesos carpianos dispuestos en dos filas: la fila proximal, que se articula con las porciones distales del radio y el cúbito, y los cuatro huesos cárpales distales, que se articulan con los cinco metacarpianos. Estos 8 huesos cárpales, situados entre el antebrazo y los huesos metacarpianos, forman la articulación compleja de la muñeca.

La mano está unida al antebrazo mediante la muñeca, cuyos huesos conforman el carpo, y consiste en una palma central formada por los huesos del metacarpo, de los cuales emergen los cinco dedos divididos en falanges. Los dedos de las manos se componen de falanges, identificándose generalmente tres segmentos en cada uno: falange

proximal, media y distal, excepto en el pulgar, que solo tiene las falanges proximal y distal. Estos dedos tienen nombres individuales: pulgar, índice, medio, anular y meñique [61].

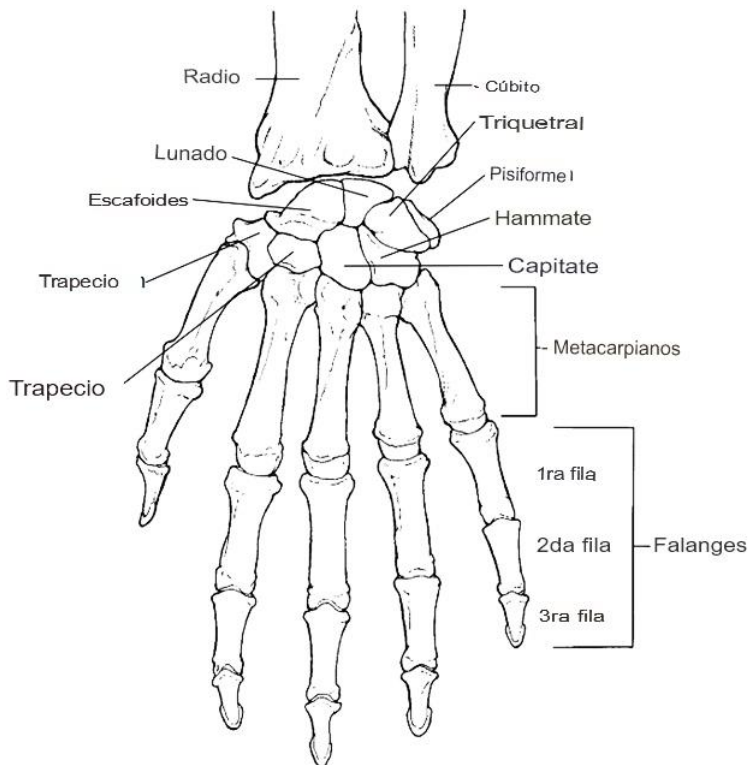


Figura 30. Estructura ósea de la mano y sus partes [61].

En cuanto a la funcionalidad, los segmentos de la mano se dividen en unidades fijas y unidades móviles. La unidad fija de la mano está formada por el segundo y tercer metacarpianos y la fila distal del carpo, y su movimiento está muy limitado en las articulaciones intermetacarpianas y en las articulaciones carpometacarpianas del segundo y tercer dedo [60].

2.3.1.2 Articulaciones de la mano

Las articulaciones de la mano y los dedos consisten en articulaciones metacarpofalángicas (Véase la Figura 31), que conectan los metacarpianos, los huesos largos de la mano, con los dedos. Estas articulaciones posibilitan la flexión, extensión,

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

abducción y aducción como se muestra en la Tabla 3, lo que permite la destreza y precisión necesarias para diversas actividades [61].

Por otro lado, las articulaciones interfalángicas se localizan entre las falanges de los dedos y son esenciales para la flexión y extensión (Véase la Figura 31).

Tabla 3. Articulación metacarpofalángica [61].

Articulación	Zona	Tipo	Componentes	Función
Metacarpofalángica	1er dedo	Bisagra	Cabeza del metacarpiano y extremo proximal de la falange proximal	<ul style="list-style-type: none"> • Flexión • Extensión
	2do - 5to dedo	Elipsoidal	Cabezas del metacarpiano y el extremo proximal de las falanges proximales	<ul style="list-style-type: none"> • Flexión • Extensión • Abducción • Aducción

Y como se muestra en la Tabla 4, estas articulaciones actúan como bisagras que facilitan los movimientos de flexión hacia adelante y extensión hacia atrás [61].

Tabla 4. Articulación interfalángica [61].

Articulación	Tipo	Componentes	Función
Interfalángica	Bisagra	Articulaciones interfalángicas proximales e interfalángicas distales El pulgar tiene una articulación interfalángica.	<ul style="list-style-type: none"> • Flexión • Extensión

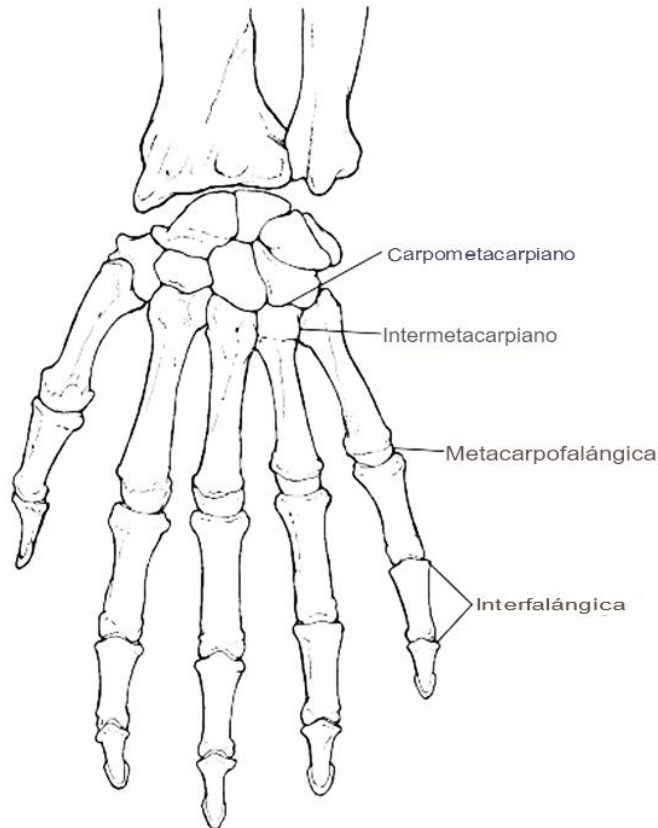


Figura 31. Articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas [61].

2.3.1.3 Rangos de movimiento de la mano

La mano está compuesta por una variedad de huesos que se interconectan a través de distintas articulaciones, proporcionándole un total de 25 grados de libertad. Estos grados de libertad se expresan mediante ángulos de rotación fisiológicos, conocidos como flexión/extensión, abducción/aducción y pronación/supinación (producido en el codo) (Véase en la Figura 32) [62].

En los dedos, específicamente en las articulaciones interfalángicas distales y proximales del índice al meñique, así como en la interfalángica del pulgar, comúnmente se considera un solo grado de libertad. Por otro lado, en las articulaciones metacarpofalángicas se reconocen dos grados de libertad [62].

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

El movimiento de las articulaciones metacarpocarpianas es más complejo, ya que además de los movimientos mencionados previamente, incluyen flexión/extensión, abducción/aducción y pronación/supinación. Respecto al pulgar, se destaca su funcionamiento con dos grados de libertad predominantes, mientras que las articulaciones de los dedos índice y medio presentan un movimiento limitado. Por último, los dedos anular y meñique exhiben un movimiento de amplitud reducida, por lo que frecuentemente se simplifica considerando un solo grado de libertad [62].

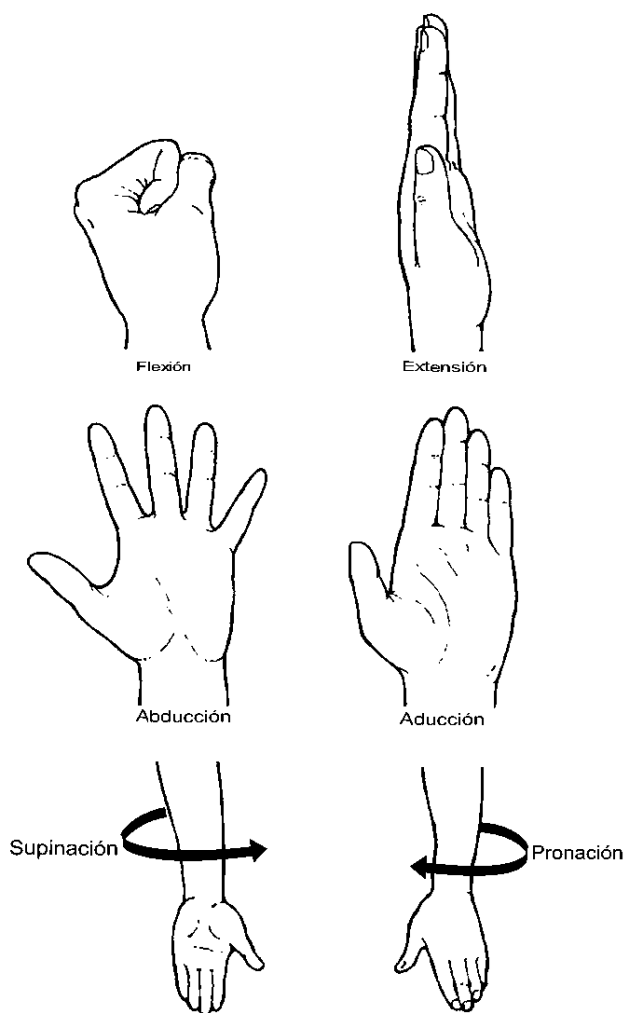


Figura 32. Principales movimientos que puede realizar la mano [61].

El rango de movimiento es la amplitud y dirección en la que puede moverse la articulación de la muñeca y sus límites en los movimientos de flexión (doblar la muñeca hacia adelante), la extensión (doblar la muñeca hacia atrás), la abducción (mover la muñeca

Capítulo 2. Marco teórico (Antecedentes).

hacia el pulgar), la aducción (mover la muñeca hacia el meñique), y la pronación (rotar la muñeca hacia adentro) y la supinación (rotar la muñeca hacia afuera) [63]. A continuación, en la Tabla 5 se muestran estos rangos de movimientos articular de la mano.

Tabla 5. Rangos de movimiento de la mano [64].

Rango de movimientos de la mano	
Flexión de la muñeca	80°- 90°
Extensión de la muñeca	70°- 90°
Desviación radial	15°
Desviación del cúbito	30°- 45°
Flexión de los dedos	MCP: 85°- 90°
	PIP: 100°- 115°
	DIP: 80°- 90°
Extensión de los dedos	MCP: 30°- 45°
	PIP: 0°
	DIP: 20°
Flexión del pulgar	CMC: 45°-50°
	MCP: 50°- 55°
	IP: 85°- 90°
Extensión del pulgar	MCP: 0°
	IP: 0°- 5°
Abducción de dedos	20°- 30°
Aducción de los dedos	0°
Abducción del pulgar	60°- 70°
Aducción del pulgar	30°
Oposición del pulgar	Presionar contra los otros cuatro dedos
Pronación (Producido en el codo)	90°
Supinación (Producido en el codo)	90°

Capítulo 3

Planteamiento del problema

La amputación puede ser causada por accidentes traumáticos, enfermedades graves, anomalías congénitas, o incluso procedimientos médicos necesarios para tratar una condición específica. Atravesar la experiencia de una amputación y el consiguiente cambio en el estilo de vida puede ser desafiante, y a veces implica la necesidad de reeducarse en diversas tareas, como la conducción como se muestra en la Figura 33. La conducción, que es una actividad compleja, debe ser reaprendida tras la pérdida de un miembro, ya que esto permitirá mantener un sentido de independencia a pesar de la amputación [8].



Figura 33. Conductor de un automóvil con amputación de miembro superior [8].

La pérdida de una extremidad puede tener un impacto profundo en la vida de una persona, ya que afecta su movilidad, autonomía y, en algunos casos, la percepción de la propia imagen corporal. La rehabilitación después de una amputación a menudo implica el uso de prótesis, terapia física y ocupacional, así como apoyo psicológico para

adaptarse a los cambios físicos y emocionales asociados con la pérdida de una extremidad.

Conducir un vehículo es una actividad que requiere una coordinación precisa de manos y brazos. Para las personas que han sufrido la amputación de una extremidad superior, esta tarea representa un desafío importante. La falta de una mano o un brazo puede dificultar girar el volante, cambiar de marcha u operar los controles del vehículo. Además, es posible que las prótesis tradicionales no proporcionen el nivel de control y sensibilidad necesarios para conducir de forma segura y eficiente. Debido a este problema, surge la necesidad de desarrollar una prótesis especializada que pueda facilitar la conducción de un vehículo a personas con amputaciones de extremidades superiores. Este proyecto propone el diseño y desarrollo de una prótesis transradial dirigida específicamente a mejorar la capacidad motriz del usuario.

La prótesis se diseñará teniendo en cuenta la ergonomía y la antropometría humana, asegurando que se ajuste cómodamente al usuario y pueda replicar de manera efectiva los movimientos naturales de una mano y un brazo humanos considerando factores como el tamaño, la forma y la proporción. del miembro amputado, así como la fuerza y destreza necesarias para realizar tareas de conducción y control.

3.1 Justificación

Según la Academia Nacional de Medicina de México (ANMM), aproximadamente se realizan 75 amputaciones al día en nuestro país, lo que equivale a más de 25 mil personas que experimentan la pérdida de alguna extremidad cada año. Además, la cantidad de ortesistas y protesistas en nuestra nación es insuficiente [3]. Los amputados del miembro superior constituyen el 14% del total de amputados. Sin embargo, los estudios epidemiológicos sobre este grupo son escasos, antiguos y frecuentemente parciales, a diferencia de los estudios sobre amputados de miembros inferiores [3].

La principal causa de la amputación transradial en conductores automovilísticos suele ser un traumatismo en la mano o el brazo. Cuando los huesos del brazo están gravemente dañados y no pueden repararse [65]. Las personas con amputaciones de

extremidades superiores enfrentan desafíos significativos al momento de volver a conducir [66].

Surge de la necesidad de diseñar una prótesis específica para la conducción y el control de automóviles, donde las prótesis tradicionales pueden no proporcionar el nivel de control necesario para conducir de forma segura y eficiente. Este proyecto propone el diseño mecánico de una prótesis transradial ergonómica especializada que pueda facilitar la conducción de un vehículo. Entre los inconvenientes que busca solucionar este proyecto se encuentra la dificultad para girar el volante y cambiar de marcha. La prótesis propuesta busca analizar y encontrar una respuesta para superar estos desafíos proporcionando una prótesis de mano con dedos articulados capaces de agarrar y girar el volante.

3.2 Alcance

Este proyecto se centra en el diseño biomecánico de una prótesis mecánica para reemplazar el antebrazo derecho, específicamente para conductores que han experimentado la amputación de un miembro superior. El objetivo principal es diseñar un dispositivo que pueda emular con precisión las funciones del antebrazo humano, aplicando principios biomecánicos para garantizar un movimiento que se asemeje de forma natural y eficiente al de un antebrazo humano real.

El desarrollo del proyecto se llevará a cabo en múltiples fases, centradas en el diseño de la prótesis como el modelado anatómico de la estructura ósea del miembro superior, el modelado mecánico antropométrico de la prótesis y el análisis estructural del dispositivo para encontrar posibles fallas y realizar mejoras a posteriori. La propuesta de diseño será un modelo CAD y se realizará un análisis estructural por elementos finitos para determinar la resistencia del prototipo bajo las condiciones de carga a las que estaría sometido el dispositivo durante la conducción de un automóvil. Se evaluarán los esfuerzos, las deformaciones y el factor de seguridad como aspectos de diseño para asegurar que cumple con los criterios establecidos en esta investigación. El proyecto abarcará todas las etapas del diseño, la investigación inicial, el análisis y resultados del diseño mediante simulación estructural con el método de elementos finitos.

Capítulo 4

Objetivos

El diseño biomecánico de una prótesis mecánica transradial implica una serie de objetivos específicos a seguir para cumplir con el objetivo principal de esta investigación.

4.1 Objetivos generales

Diseñar y modelar una prótesis mecánica para personas con amputaciones transradiales que ayude a las personas a enfrentar de manera segura los desafíos que implica conducir un vehículo.

4.2 Objetivos específicos

- Revisar el estado del arte de las prótesis de extremidad superior, sus distintos tipos de diseño, materiales de manufactura, grado de desarrollo, etcétera. Además, revisar la anatomía, fisiología, antropometría y biomecánica humana del antebrazo y los tipos de mecanismos implementados en prótesis de miembro superior.
- Diseñar una prótesis capaz de replicar la biomecánica del antebrazo, teniendo en cuenta la ergonomía, funcionalidad y estética del protésico utilizando técnicas de modelado que imiten la fisiología humana.
- Modelar en 3D el miembro superior derecho de una persona a partir de una tomografía computarizada mediante el software 3D Slicer y Autodesk® Meshmixer.
- Diseñar los mecanismos de la prótesis mediante que permitan una amplia gama de movimientos del antebrazo y la mano mediante el software CAD Autodesk® Fusion 360.
- Evaluar la seguridad, la fiabilidad y obtener resultados aproximados del diseño mediante simulaciones en el software Autodesk® Inventor Professional.

Capítulo 5

Metodología

El diseño de esta prótesis se fundamenta en las características mecánicas y fisiológicas de la mano, muñeca y antebrazo del ser humano. El objetivo es imitar tanto su apariencia como sus funcionalidades. Durante el proceso de diseño, se consideró tanto el aspecto físico como el funcionamiento mecánico, plasmando en el diseño un esqueleto que sirve como estructura base. A continuación, se describe la metodología empleada.

En la Figura 34 se muestra las etapas de diseño de la prótesis. Durante la fase de evaluación inicial al paciente se recopilan datos detallados sobre las necesidades específicas del individuo, información fundamental para la personalización de la prótesis.

El desarrollo de dispositivos prostéticos comienza con la creación de prótesis que replican con precisión la forma, función y características específicas de la parte del cuerpo que se sustituye. Para lograr un diseño personalizado, se evalúan las necesidades y preferencias del paciente, considerando aspectos como forma, tamaño, función y estética. Además, se requiere un conocimiento detallado de la anatomía humana, incluyendo la disposición de los huesos y sus formas y tamaños.

Posteriormente, se aborda el diseño conceptual de la prótesis. Durante esta etapa, se generan diversos conceptos de diseño que pueden variar en términos de mecanismos de acción e interfaces con el cuerpo. Estos conceptos se evalúan y refinan. Una vez establecido el diseño conceptual, se utilizan herramientas de modelado computacional y prototipado para crear versiones virtuales de la prótesis.

El estudio del diseño mecánico estructural implica la comprensión de la interacción de los componentes entre sí para formar sistemas complejos y funcionales, la relación entre la forma y la función de las estructuras corporales, etcétera.

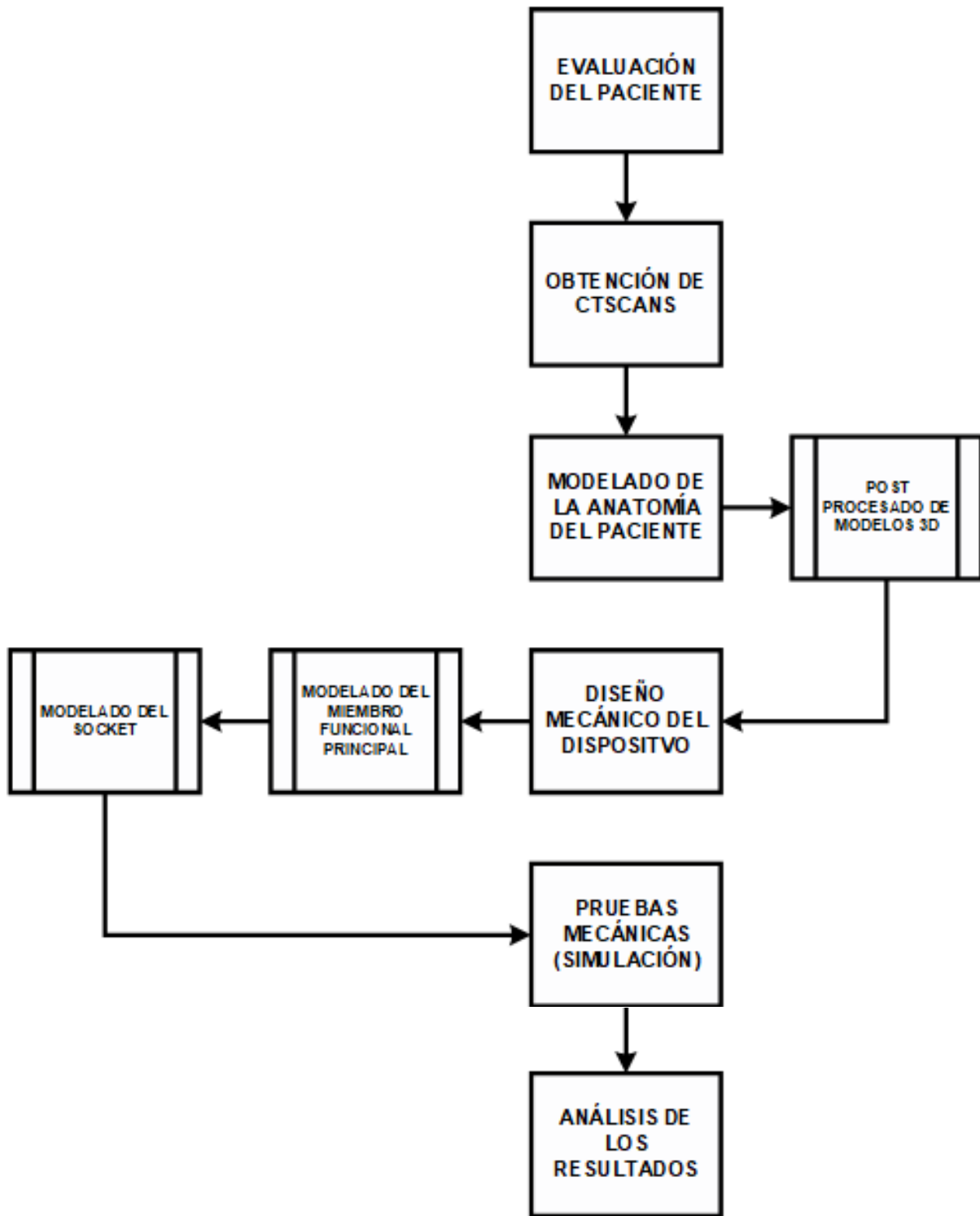


Figura 34. Metodología para diseñar y modelar un dispositivo protésico.

5.1 Modelado de la estructura ósea

Para desarrollar el diseño de la prótesis se optó por utilizar la estructura ósea de esta extremidad como punto de partida para el modelado mecánico del dispositivo. Esta metodología de diseño permite la personalización de prótesis se adapte de manera óptima a la anatomía del usuario.

Para ello, este proceso comenzó con la obtención de una tomografía computarizada de la extremidad superior derecha humana (Figura 35). Esta tomografía fue adquirida de un repositorio de CTScans disponible en internet [67], proporcionando una imagen detallada de la estructura ósea de la mano. Para llevar a cabo la reconstrucción digital de esta estructura, se empleó el software 3D Slicer v5.6.1 [68].

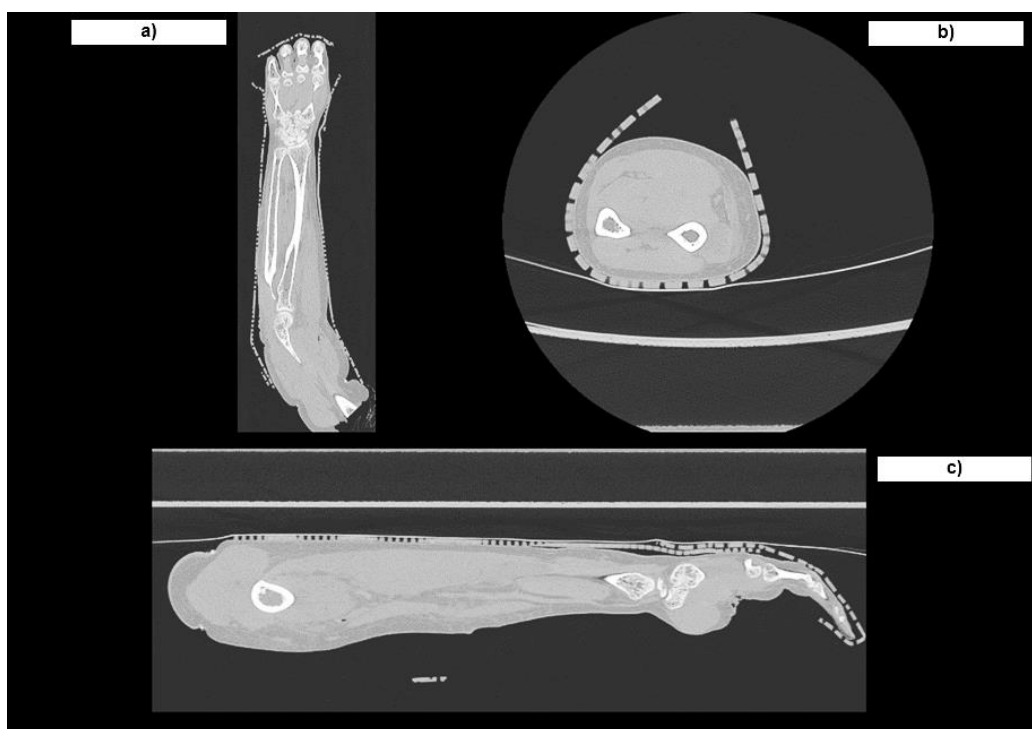


Figura 35. CTScan (Tomografía computarizada) del miembro superior derecho humano. a) Vista coronal. b) Vista transversal. c) Vista sagital.

3D Slicer es una herramienta especializada para la visualización, procesamiento, segmentación, registro y análisis de imágenes y mallas médicas, biomédicas, así como otras imágenes y mallas 3D. Gracias a la capacidad de 3D Slicer para modelar superficies por medio de la segmentación de imágenes se pudo generar una representación digital (modelo 3D de superficies) de la estructura ósea de la mano derecha humana.

Para visualizar el miembro de mejor manera realizó un procesamiento conocido como volumen renderizado que es una representación tridimensional de los datos médicos obtenidos de imágenes de tomografía facilitando la comprensión de la anatomía del paciente, esto se puede observar en la Figura 36.

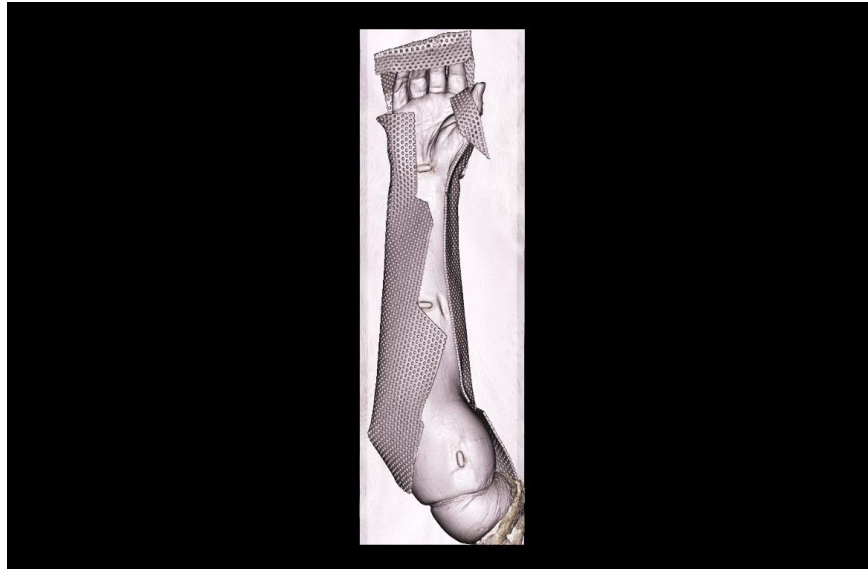


Figura 36. Volumen renderizado que muestra una vista palmar del miembro superior completo

Gracias a esta herramienta también podemos observar las estructuras internas de la extremidad, en este caso la estructura de interés es el esqueleto que será la base del modelado mecánico de la prótesis adecuándola a la anatomía presentada como se muestra en la Figura 37, este se le es conocido como personalización en el contexto de prótesis.

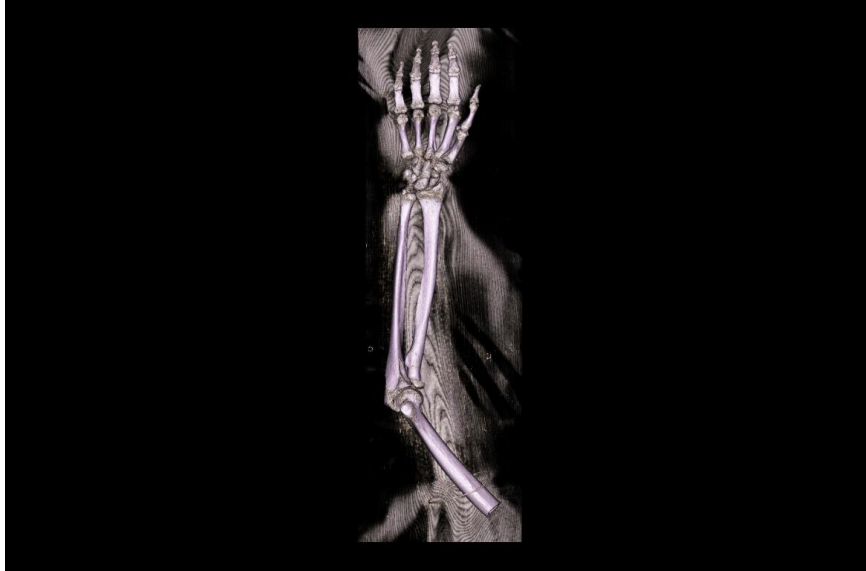


Figura 37. Volumen renderizado que muestra una vista palmar del esqueleto del miembro superior completo

En este caso específico, aunque no se trata de una amputación transradial completa que abarque desde la mitad del antebrazo hasta la mano, se optó por simular una amputación parcial del miembro. Para llevar a cabo el diseño de la prótesis, se realizó un corte transversal en el antebrazo dividiéndolo en dos segmentos. Esta acción generó un muñón cuadrangular en la parte superior de la extremidad, mientras que el resto del antebrazo se utilizó como base para el modelado.

El punto de corte transversal se ubicó estratégicamente en la mitad del antebrazo, tomando como referencia una marca anatómica específica, tal como se ilustra en la Figura 38 y Figura 39. Esta elección se basó en la correspondencia entre la marca anatómica y el objetivo de crear una división en esa región del antebrazo. De esta manera, el muñón resultante proporciona una base adecuada para el modelado del encaje prostético (socket), permitiendo que este se ajuste perfectamente a las dimensiones del paciente permitiendo una adaptación personalizada de la prótesis.

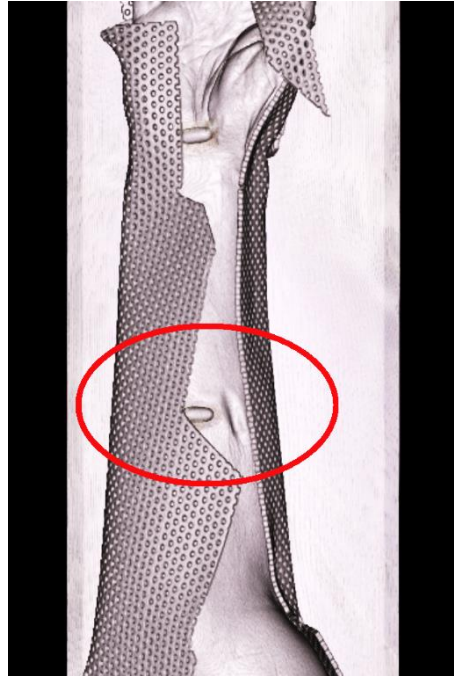


Figura 38. Volumen renderizado que muestra un punto de referencia en la vista palmar del esqueleto del miembro superior completo

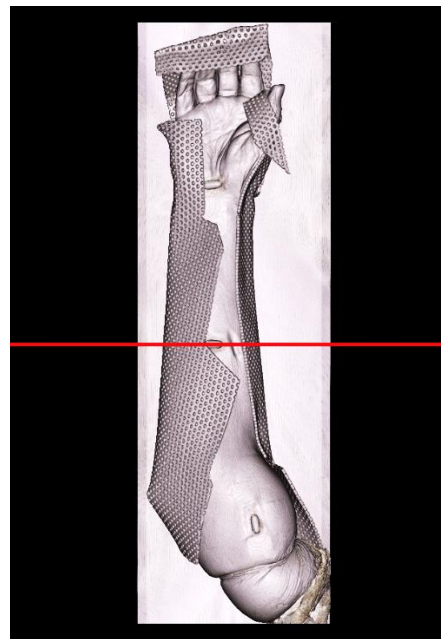


Figura 39. Volumen renderizado que muestra un corte transversal en una vista palmar del miembro superior completo

Así es como se muestra el corte transversal en la estructura ósea de la extremidad (Figura 40 y Figura 41).



Figura 40. Volumen renderizado que muestra un corte transversal en una vista palmar del esqueleto del miembro superior completo

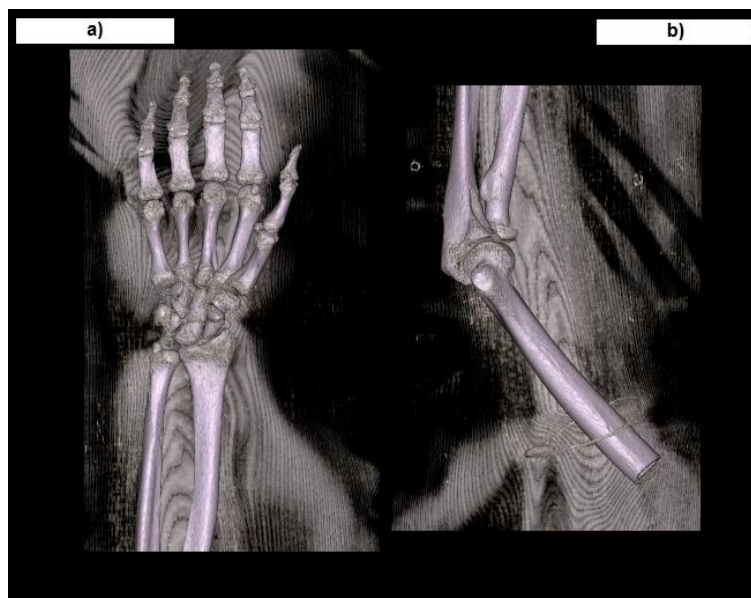


Figura 41. Volúmenes renderizados del antebrazo y el resto de la extremidad simulando una amputación transradial.

Para el modelado del antebrazo se utilizó la técnica de modelado de superficies. El modelado de superficies en el software 3D Slicer se utiliza principalmente para crear y modificar modelos 3D de estructuras anatómicas a partir de datos de imágenes médicas, como tomografías computarizadas; se deben importar los datos de imágenes médicas en el software, esto puede hacerse mediante la carga de archivos DICOM (el formato estándar para datos de imágenes médicas, o mediante la importación de otros tipos de archivos de imágenes médicas compatibles) (Figura 42).

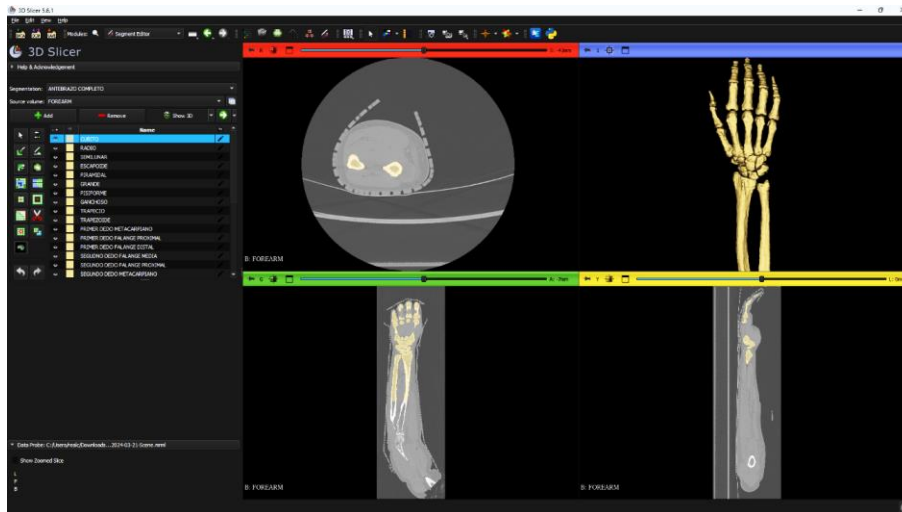


Figura 42. Segmentación de contornos modelados en un modelo de superficie del antebrazo mano derecha.

Una vez que se han cargado los datos de imágenes el siguiente paso fue identificar y segmentar las áreas de interés. La segmentación es el proceso de delimitar y etiquetar las regiones de interés en las imágenes para separar las estructuras que se desea modelar. Una vez que se han segmentado las áreas de interés, se pueden utilizar diversas herramientas de modelado de superficies en 3D Slicer para crear modelos 3D de estas estructuras, en este caso la generación de superficies basadas en contornos segmentados para la creación automática de superficies mediante el “relleno entre segmentos”.

Una vez completado el modelado de superficies como se puede apreciar en la Figura 43, los modelos 3D resultantes se exportan en formato .stl para un post procesado en su mallado para realizar ajustes y refinamientos para mejorar su precisión y apariencia.

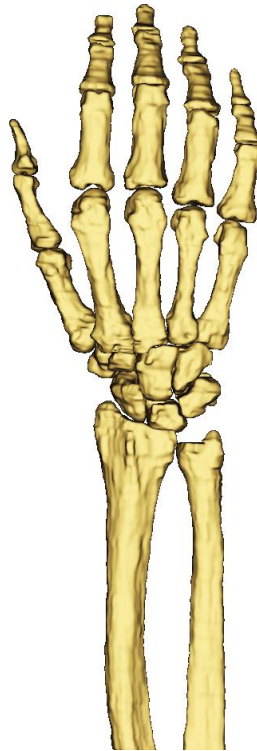


Figura 43. Modelo de superficies de malla de una sección del antebrazo derecho simulando el miembro perdido de una amputación transradial.

5.1.1 Refinado de superficies

Una vez creado los modelos de superficies, es necesario realizar ajustes al modelo mediante un post procesamiento para eliminar imperfecciones, la suavización de superficies, la corrección de bordes irregulares y la fusión de múltiples superficies en un único modelo.

Para esto fue utilizado el software Autodesk® Meshmixer v3.5 [69]; se utiliza principalmente para editar y manipular modelos tridimensionales, especialmente modelos que consisten en mallas poligonales. Meshmixer ofrece una variedad de herramientas para modificar y combinar modelos, incluyendo operaciones de unión, corte, suavizado, escultura digital, relleno de huecos, solidificación de superficies, etcétera.



Figura 44. Modelo de superficies de malla del antebrazo importado en la interfaz de Autodesk® Meshmixer.

En Meshmixer, tras la importación del modelo como se muestra en la Figura 44, se llevó a cabo un proceso detallado para asegurar que cada hueso de la estructura fuera tratado como un componente independiente dentro de un solo modelo integrado. Se aplicó la función de "Separar" a cada uno de los huesos. Este paso permitió aislar individualmente cada componente óseo, lo que facilitó su manipulación y edición de manera independiente.

Una vez que cada hueso fue separado, se procedió a aplicar la función denominada "Hacer sólido". Esta función convierte la superficie de malla en un objeto sólido (sólido de malla, por lo que aún no es un modelo sólido que permita calcular propiedades como el peso, volumen y demás propiedades físicas) para que el objeto sea estanco y no tenga errores en la malla, que significa que no habrá fugas o huecos indeseados en la estructura final. Además, el objeto sólido resultante es más robusto y menos propenso a errores durante la manipulación y procesamiento del modelo.

Una convertido el modelo de superficie de malla en sólido, se procedió a refinar el modelo con la función de "Suavizado"; el suavizado se utiliza para mejorar la apariencia de los

modelos 3D alisando sus superficies, útil para modelos que tienen superficies ásperas y poligonales (Figura 45).

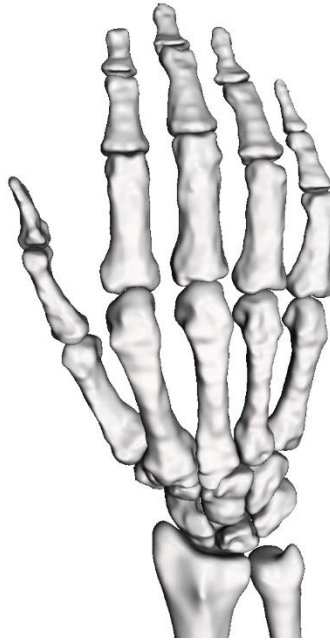


Figura 45. Modelo de superficies de malla convertido en sólido de malla, suavizado (por partes).

A consecuencia del suavizado del modelo, la malla que conforma el modelo también fue refinada contando con una cantidad de 962,155 vértices y 1,924,194 de triángulos en la malla (Figura 46a). Esto es contraproducente al momento de exportarlo y convertirlo a sólido para su manipulación en otros softwares CAD por su gran cantidad de triángulos y vértices, para ello se utilizó la función “Reducir”; se refiere a la reducción del conteo poligonal de un objeto 3D para simplificar modelos que son demasiado complejos y tienen más polígonos de los necesarios, lo cual puede hacer que el archivo sea demasiado, al reducir la cantidad de polígonos, se puede mantener la misma forma (en otros casos, una forma similar) con menos detalle, lo que resulta en un modelo más ligero y manejable reduciendo el modelo a 10,675 vértices y 21,234 triángulos como puede apreciarse en la Figura 46b.

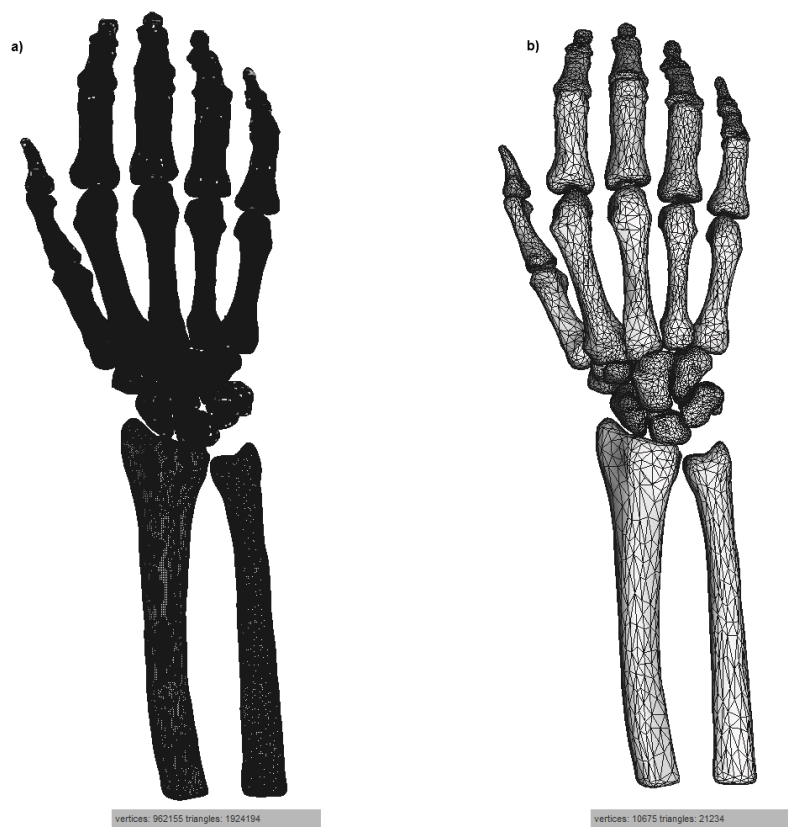


Figura 46. Mallado del modelo solido de malla refinado. a) Modelo completamente refinado. b) Modelo con los polígonos de la malla reducida.

5.1.2 Conversión de superficies a sólidos

Finalmente, para terminar con el post procesado del modelo se hizo una conversión del modelo a un cuerpo completamente sólido. Utilizando el software Autodesk® Fusion 360 v2.0.18719 [70] para la conversión de solido de malla a un cuerpo sólido (Figura 47), la conversión de superficies y mallas a sólidos es un proceso que permite transformar geometrías más simples o complejas en cuerpos sólidos, que son más adecuados para operaciones de modelado (Véase la Figura 48).

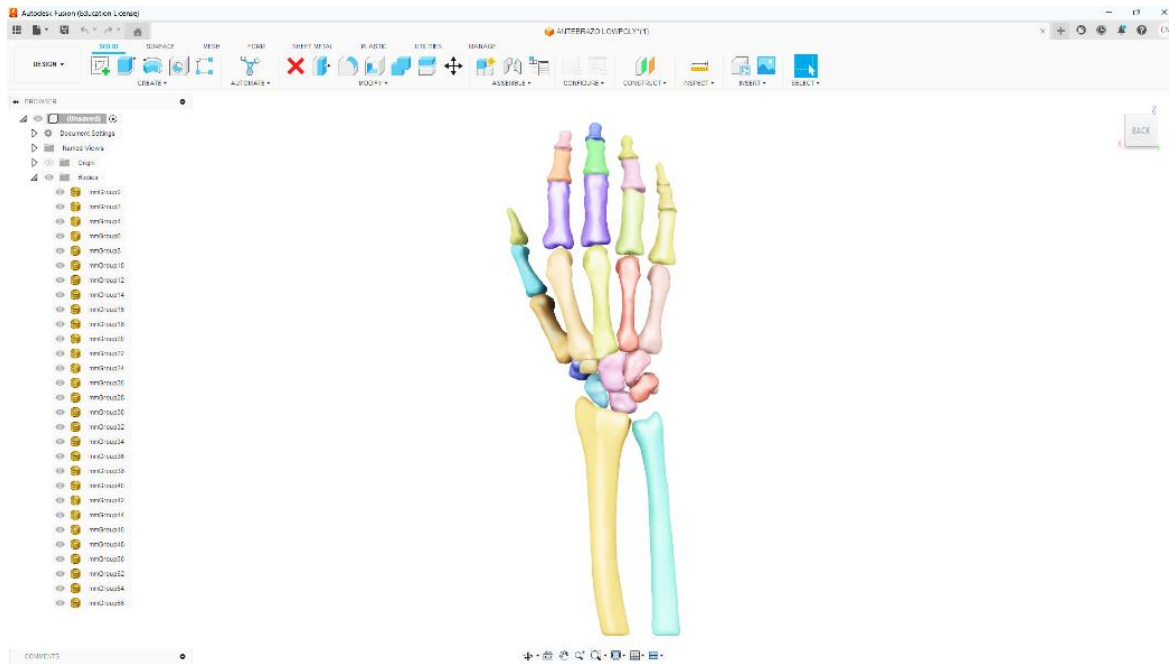


Figura 47. Modelo sólido de malla de la sección del antebrazo derecho importado en la interfaz de Autodesk® Fusion 360.



Figura 48. Modelo sólido de la sección del antebrazo derecho.

5.2 Diseño mecánico de la mano

Para formar un mecanismo, se necesitan al menos tres componentes: componentes de transmisión (Figura 49b), componentes de unión (Figura 49a) y el elemento fijo donde se ensambla el mecanismo (Figura 49c). De esta forma tenemos mecanismos de barras articuladas tipo bisagra que conforman los dedos de la mano. Las medidas anatómicas fueron tomadas directamente del modelo del esqueleto para adecuar la personalización del dispositivo a la anatomía del paciente replicando cercanamente la morfología de las falanges, los metacarpianos y los carpos que conforman toda la estructura de la mano dándole una forma más natural y orgánica al modelado de la mano.

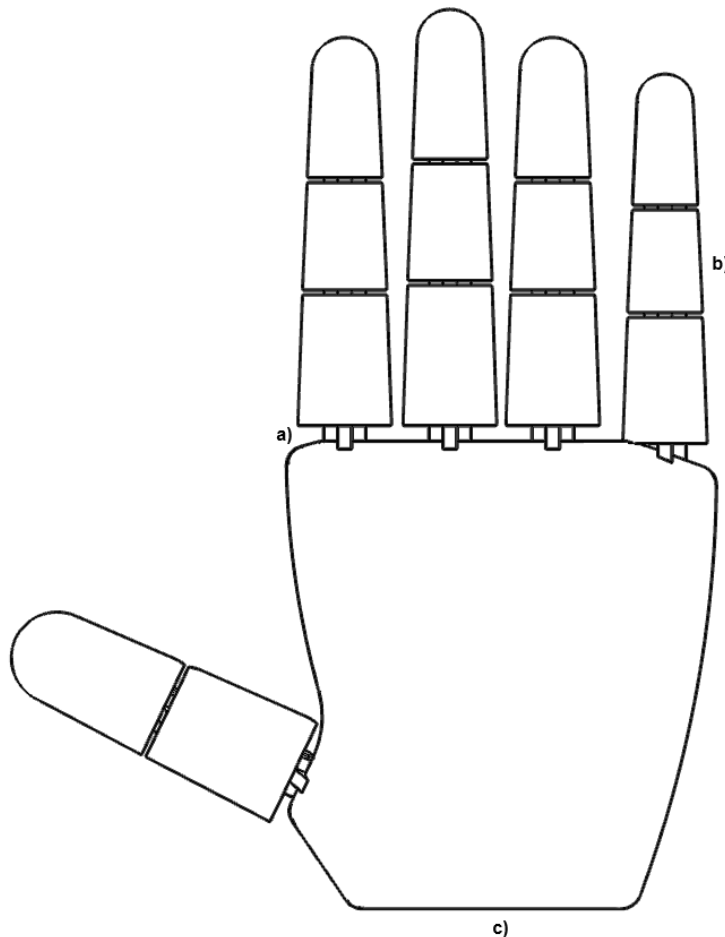


Figura 49. Principales componentes del mecanismo de la mano protésica. a) Componentes de unión. b) Componentes de transmisión. c) Elemento fijo.

5.2.1 Modelado 3D

Tomando como base la estructura anatómica de la mano se comenzó con el modelado de los huesos metacarpianos para formar la palma de mano que fungirá como el elemento fijo donde se ensamblaran los demás componentes. Como se puede observar en la Figura 50 , trazando una geometría de referencia, las medidas aproximadas de metacarpiano del segundo dedo (dedo índice) son de 7.50 cm de largo, 2.3cm de alto y 0.7 cm de ancho, dentro de esta geometría de referencia utilizando líneas spline, líneas que interpolan su forma entre puntos para darle la forma deseada que sea adecuada al metacarpiano con las splines siendo equidistantes al hueso aproximadamente 0.3 cm recubriendo la estructura.

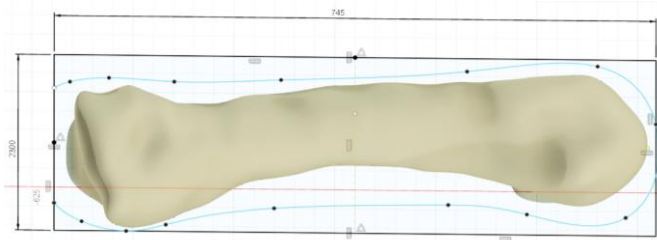


Figura 50. Croquis del hueso metacarpiano del segundo dedo a partir del contorno de su geometría.

Como se puede apreciar en la Figura 51 el modelado creado a partir del metacarpiano del segundo dedo que fue extruido a 0.7 cm de ancho, aunado a esto se le fue modelado un eslabonamiento con un pasador en la parte coronal anterior del metacarpiano donde podrá ser ensamblado el modelado de las falanges que conforman el dedo.



Figura 51. Modelado del hueso metacarpiano del primer dedo a partir del contorno de su geometría.

De la misma manera que fue modelado el metacarpiano del segundo dedo fue utilizada la misma metodología para el modelado de las falanges que conforman el dedo índice como puede apreciarse en la Figura 52 e integrándola a la estructura ósea de la mano como se puede observar en la Figura 53.



Figura 52. Modelado del segundo dedo a partir del contorno de la geometría esquelética.



Figura 53. Comparación del dedo modelado con la estructura ósea de la mano original (Vista palmar).

De la misma manera se fueron modelado del resto de metacarpianos y de falanges separándolas entre sí de acuerdo las medidas de la anatomía de la mano, este se puede apreciar en la Figura 54.



Figura 54. Modelado de los cuatros dedos a partir del contorno de la geometría esquelética.

Con la función de “Saliente base”, la cual se utiliza para crear una proyección o extensión desde una superficie plana o curva para formar una parte sólida para unir dos cuerpos

sólidos o para reforzar áreas finas de un diseño, uniendo entre si los perfiles laterales de los modelos metacarpianos formando así la palma de la mano como se puede ver en la Figura 55.

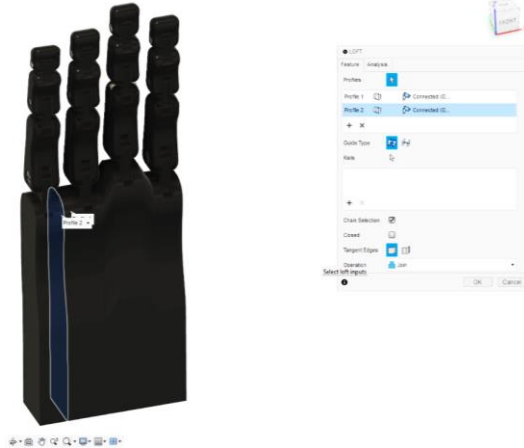


Figura 55. Modelado de la palma de la mano uniendo los metacarpianos entre sí para formarla.

Como se observa en la Figura 56 se hicieron pequeños ajustes a la geometría de la mano, un corte extruido para darle la forma curva que tiene la mano a la palma.



Figura 56. Modelado de la mano con cuatro dedos y de la palma.

El modelado del primer metacarpiano del dedo pulgar se realizó siguiendo el mismo procedimiento anterior, como se ilustra en las Figura 57 y Figura 58. Este se unió al resto de la mano utilizando la operación de saliente base, la misma técnica aplicada

previamente para las uniones de los metacarpianos en la estructura del elemento fijo, que incluye los elementos de unión integrados. El proceso culminó con el modelado del dedo pulgar posicionado sobre el primer metacarpiano, detallado en la Figura 59.

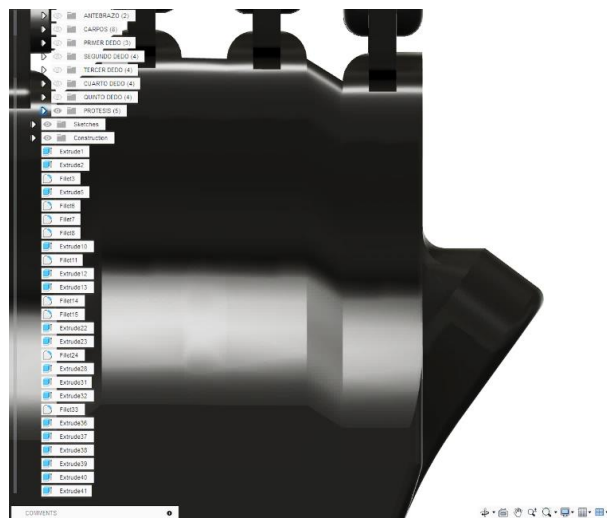


Figura 57. Modelado del primer metacarpiano del primer dedo.

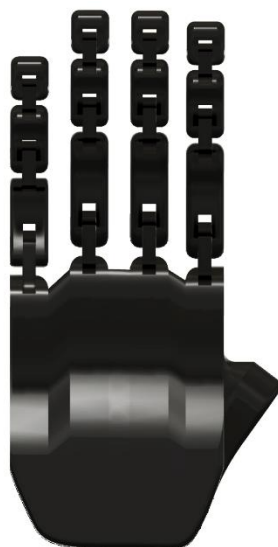


Figura 58. Modelado de la mano con cuatro dedos y el metacarpiano del primer dedo

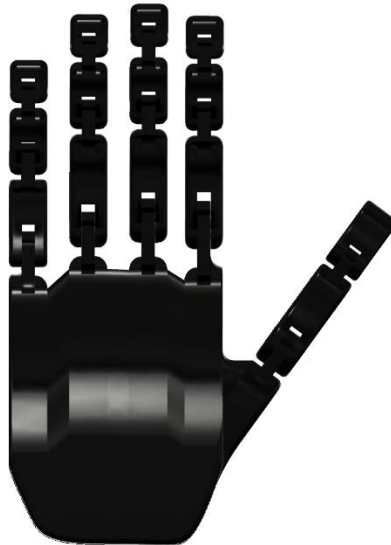


Figura 59. Modelado de la mano completa

Para realizar el movimiento del dedo pulgar en la articulación metacarpofalángica, se dividió el modelo de la palma en dos partes. Esto se logró utilizando la función 'Separar cuerpos a lo largo de una geometría trazada sobre la palma como se ilustra en la Figura 60 y Figura 61. Esta modificación permite que el dedo pulgar ejecute adecuadamente los movimientos de flexión y extensión.

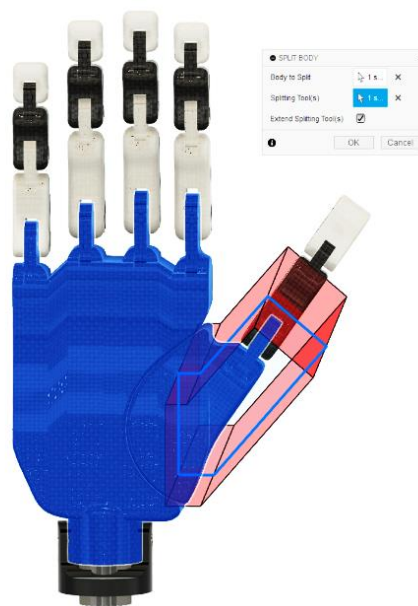


Figura 60. Corte de sección del modelado de la mano dividiéndolos para crear la articulación de bisagra metacarpofalángica del primer dedo.

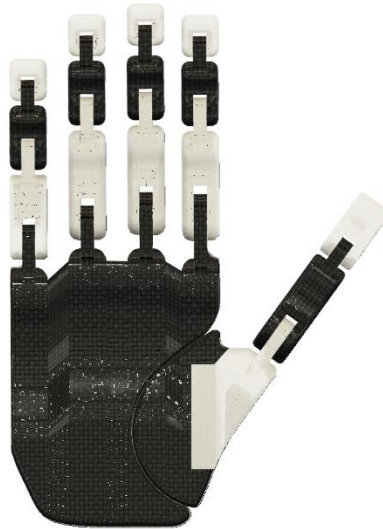


Figura 61. Modelado de la mano completa con la palma de la mano dividida en dos modelos independientes.

Se diseñó un mecanismo rotatorio en la parte inferior de la mano, empleando un piñón como elemento de transmisión de movimiento. Este mecanismo cumple con la función de muñeca, permitiendo movimientos de flexión, extensión, pronación y supinación, tal como se detalla en la Figura 62. Consta de un pasador que se integra junto a un saliente extruido en la base de la mano como se ilustra en la Figura 63 que permite los movimientos de flexión y extensión, mientras que el piñón los de pronación y supinación.



Figura 62. Mecanismo de rotación y bisagra integrado que realiza los movimientos de la muñeca.



Figura 63. Saliente extruido integrado a la estructura de la mano para el ensamble de ambos mecanismos.



Figura 64. Ensamblado del mecanismo de la mano y del mecanismo de la muñeca.

La Figura 65 muestra con claridad el acoplamiento del mecanismo de la muñeca en la estructura de la mano. En la imagen, se puede observar que la mano ha sido completamente ensamblada y todas las articulaciones están correctamente posicionadas.

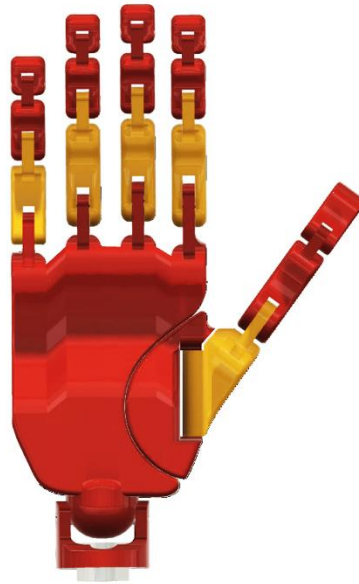


Figura 65. Resultado final del diseño y modelado de la mano

5.2.2 Diseño de socket

De la misma manera, siguiendo la metodología pasada aplicada en la estructura ósea de la sección del antebrazo fue modelada la parte de restante del miembro, la sección que abarca desde el corte transversal de la amputación hasta un corte distal al hombro (Figura 66) y posteriormente refinando el modelo (Figura 67 y Figura 68).

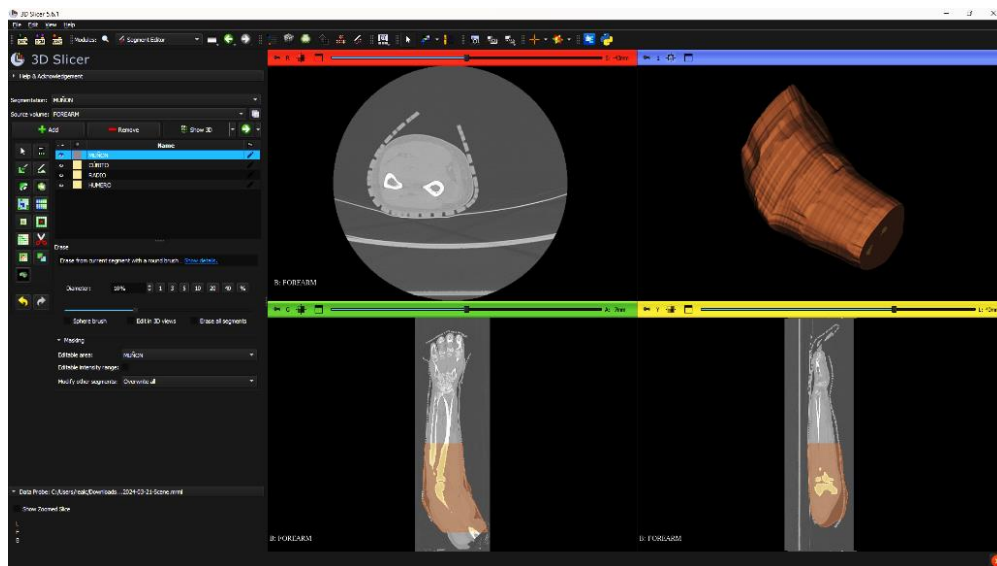


Figura 66. Segmentación de contornos modelados en un modelo de superficie de la sección restante del miembro.

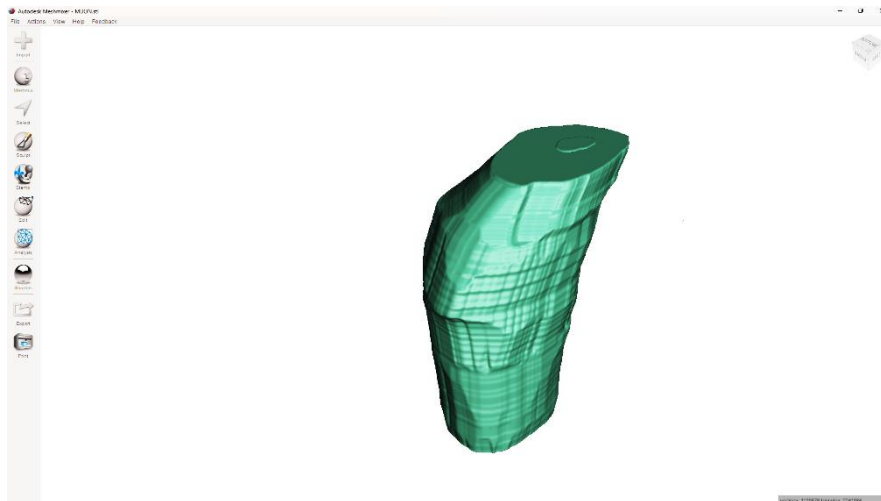


Figura 67. Modelo de superficies de malla del muñón importado en la interfaz de Autodesk® Meshmixer.



Figura 68. Modelo de superficies de malla del muñón convertido en sólido, suavizado y reducido de malla.

Para el modelado del socket, teniendo como geometría base el muñón amputado sobre de él se delimita una región la cual se conoce como “Fronteras”, estas fronteras son las que delimitan las regiones del muñón y del socket a modelar, es el límite o el borde de la malla 3D donde termina una superficie (el resto del miembro) y comienza otra (el muñón). Con la función “Suavizar fronteras” un contorno se define y delimita la forma del área de interés para el socket como se puede observar en la Figura 69.



Figura 69. Delimitación de fronteras entre el miembro y el área de interés para el modelado del socket.

Con la función “Offset”; la distancia a la que se aleja una extrusión de la superficie seleccionada, creando una superficie equidistante del área delimitada por las fronteras en el modelo creando así nuevas superficies sobre de la superficie, esto con el fin de que el muñón pueda encastrar dentro del socket, esto se puede apreciar en la Figura 70. Con el offset también definimos el espesor que tendrá el socket hacia afuera.

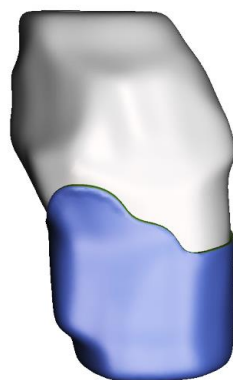


Figura 70. Modelado del socket sobre el muñón del miembro amputado.

Posteriormente con la función “Unir”, que es similar a la función “Saliente base” se termina de modelar el resto del antebrazo uniéndolo a una primitiva cilíndrica como se es mostrado en la Figura 71 formando el socket completo del miembro amputado.



Figura 71. Modelado del antebrazo del socket sobre el muñón del miembro amputado.

Seguido de esto se procedió a aplicar las metodologías anteriores en cuestión de solidificar la malla del modelo de superficies y que este cuente con relleno solido (Figura 72) para posteriormente ser convertido en un sólido como se muestra en la Figura 73.



Figura 72. Modelado del antebrazo del socket sobre el muñón del miembro amputado en sólido de malla.



Figura 73. Modelo de sólido del muñón-socket.

Como se puede observar en la Figura 74, el modelo combinado de muñón-socket fue incorporado al área de trabajo del modelo de la prótesis. Se ajustó la diferencia de distancias entre la muñeca y el socket, tomando como referencia las medidas del cúbito y del radio del antebrazo, resultando en la configuración que se muestra.

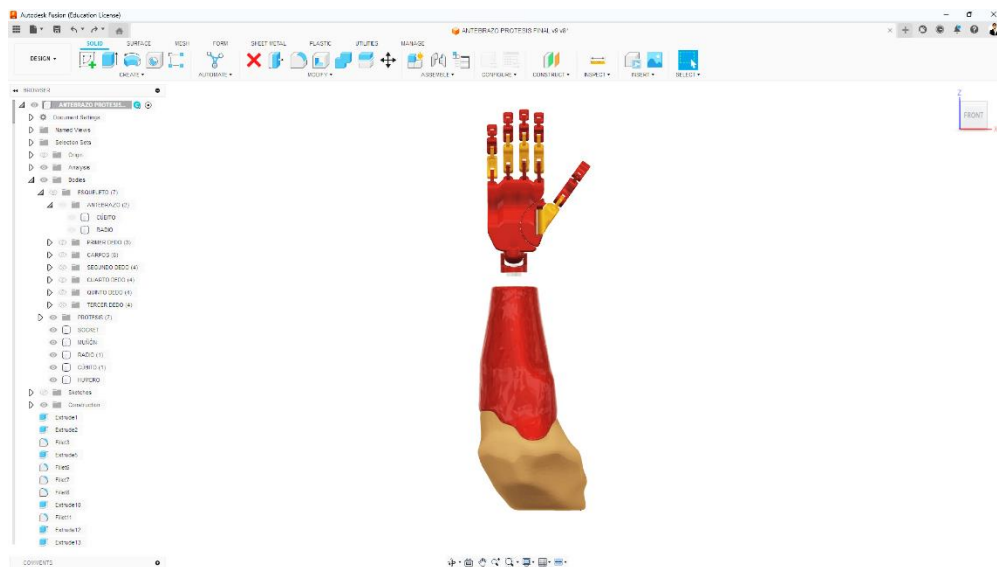


Figura 74. Conjunto del muñón-socket importado al área de trabajo de la prótesis de antebrazo.

Esta distancia se ajusta al unir ambas partes mediante la operación "Saliente base", que se ha utilizado previamente. El resultado de esta compensación de distancias anatómicas se muestra en la Figura 75.



Figura 75. Ensamblaje del conjunto del muñón-socket con la prótesis de antebrazo.

Teniendo como resultado final el siguiente modelo que se muestra a continuación en la Figura 76.



Figura 76. Renderizado de la prótesis de antebrazo desde una vista isométrica.



Figura 77. Renderizado de la prótesis de antebrazo en vista sagital derecha.

En la siguiente sección, tal como se ilustra en la Figura 78, se fueron modelados dos componentes automotrices: un volante (Figura 78a) y una palanca de cambios (Figura 78b). Estos componentes representan parte de los mayores desafíos en términos de habilidad requerida para ser manejados por pacientes con amputaciones durante la conducción [71]. Estos modelos se utilizarán para validar los modelos de la prótesis.



Figura 78. Modelado de elementos automotrices. a) Volante automovilístico básico. b) Palanca de velocidades básica.

Capítulo 6

Resultados

Los modelos 3D creados fueron sometidos a simulación para adquirir resultados preliminares aproximados del modelo de la prótesis con respecto al conceptual, en la sección de Anexos se encuentran los planos resultantes del modelo que muestran las medidas de los componentes de la prótesis. El modelo de la prótesis se sometió a simulación numérica MEF (Método de elementos finitos) para obtener una verificación aproximada de capacidad su estructural y determinar si el modelo es capaz de ser apta de implementarse.

Se empleó el software Autodesk® Inventor Professional 2024.3 [72] para ensamblar los componentes modelados en Autodesk® Fusion 360. Los componentes modelados se exportaron al formato de Inventor (.ipt, .iam), formando un ensamblaje automático similar al formado en Fusion 360. Sin embargo, este nuevo ensamblaje en Inventor no tiene asignadas las relaciones de posición requeridas para el correcto ensamblaje del modelo. Por lo tanto, se incorporaron estas relaciones de posición para posteriormente conectar todos los componentes uno al otro, esto para que interactúen entre sí en la simulación por medio de la adición de contactos de pegado, mismos que se encuentran entre cada componente ensamblado y realizar pruebas de simulación estructural, como se ilustra en la Figura 79.

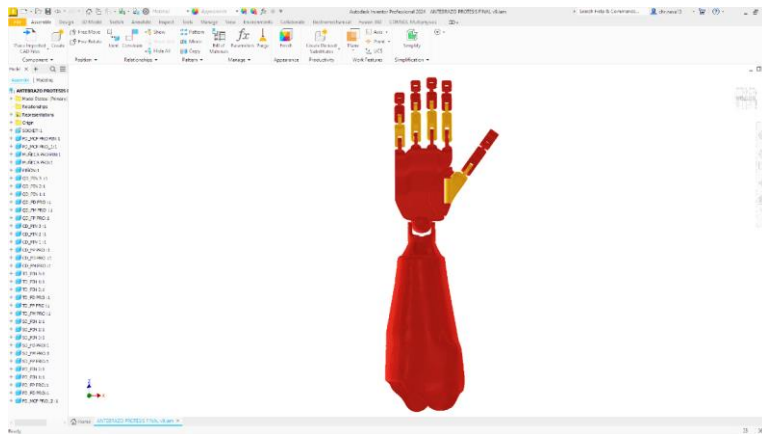


Figura 79. Ensamble de la prótesis importado en la interfaz de Autodesk® Inventor. Professional 2024.

Capítulo 6. Resultados

Se utilizaron los materiales indicados en la Tabla 6. Estos materiales son comúnmente empleados en la fabricación de prótesis. El aluminio, un metal ligero pero resistente, se utiliza a menudo para componentes que requieren una alta demanda mecánica [73]. Por su parte, el ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno), polímero reconocido por su alta resistencia a los impactos y su dureza, se utiliza en la fabricación de dispositivos protésicos mediante manufactura aditiva [74].

Tabla 6. Materiales asignados para la simulación MEF de la prótesis [75], [76], [77].

Materiales del dispositivo protésico					
Componente	Material	Módulo de Young	Esfuerzo último	Límite elástico	Coefficiente de Poisson
Prótesis					
	ABS	1.63 GPa	22.10 MPa	22.10 MPa	0.38
Socket					
Pines	Aluminio 6061	68.90 GPa	241.00 MPa	145.00 MPa	0.33

Los materiales utilizados para la fabricación de componentes automotrices son el aluminio [78], y los recubrimientos, que suelen ser de goma como se muestra en la Tabla 7.

Tabla 7. Materiales asignados para los componentes automotrices [77], [79].

Materiales de los componentes automotrices					
Componente	Material	Módulo de Young	Esfuerzo último	Límite elástico	Coefficiente de Poisson
Volante					
Palanca	Aluminio 6061	68.90 GPa	241.00 MPa	145.00 MPa	0.33
Recubrimiento del volante	Goma, Nitrilo	0.002 GPa	15.00 MPa	15.00 MPa	0.49
Mango de la palanca					

6.1 Análisis estructural de los componentes de la prótesis

Para el primer caso de análisis estructural se centró en la distribución de la carga a través de la palma de la prótesis, evaluando cómo las fuerzas se transmiten a través de los diversos componentes de la prótesis como se muestra en la Figura 80. Se presta especial atención a la identificación de cualquier punto de estrés elevado que pueda indicar áreas de posible fallo o desgaste excesivo.

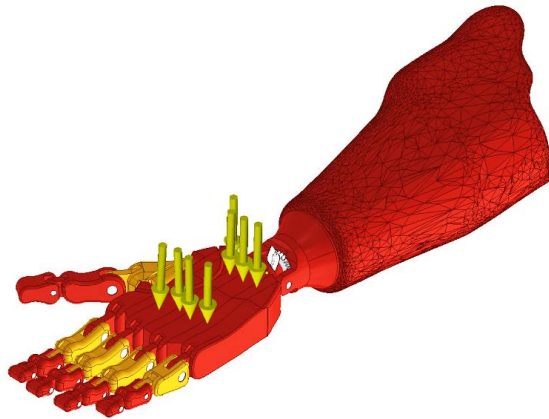


Figura 80. Primera prueba estructural de la prótesis sometido a una carga sobre la palma de la mano.

Con lo mostrado en la Figura 80, se aplicaron los materiales adecuados al modelo de la prótesis y se impusieron cargas en la zona de la palma de la mano. El objetivo es tener el aproximado cómo reacciona la prótesis al sostener un objeto. Para evitar cualquier movimiento, se fijó la muñeca con una restricción y se estableció una relación de contacto entre los componentes de la prótesis para observar la interacción de las reacciones entre ellos.

La carga aplicada sobre la palma de la prótesis fue de 100 N (equivalente a aproximadamente 10.1972 kg * F), en dirección opuesta (hacia abajo) a la mano. A partir de esta configuración, se obtuvieron resultados sobre tres aspectos clave que se analizarán en el siguiente capítulo: el esfuerzo máximo de von Mises (Figura 81), el desplazamiento (Figura 82) y el factor de seguridad del dispositivo protésico (Figura 83), mostrándonos en particular que la estructura de la muñeca es la zona más frágil.

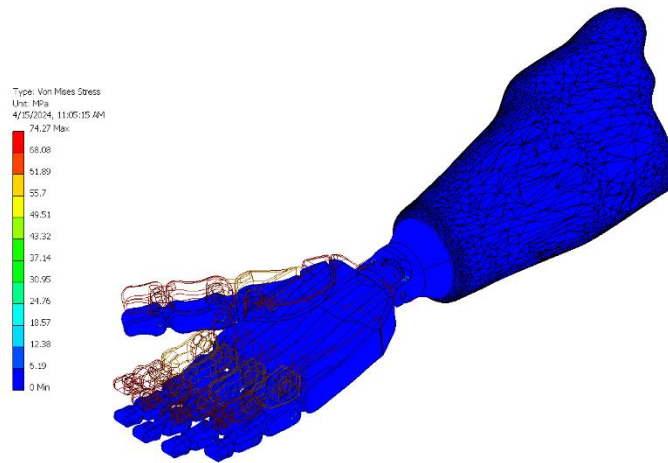


Figura 81. Esfuerzo de von Mises mostrado sobre la palma de la mano luego de aplicar cargas.

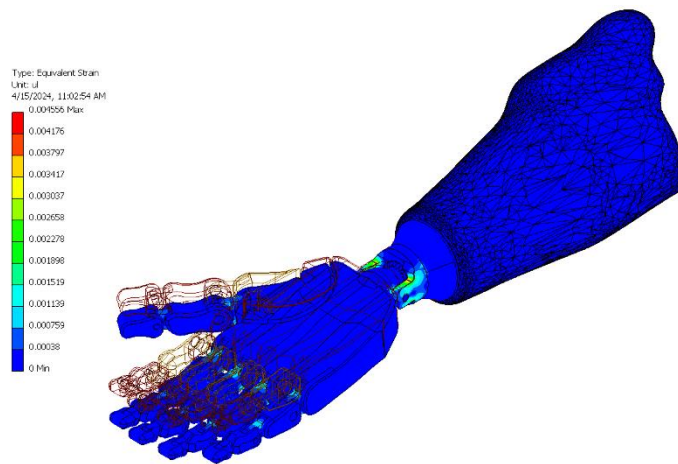


Figura 82. Deformación mostrada sobre la palma de la mano luego de aplicar cargas.

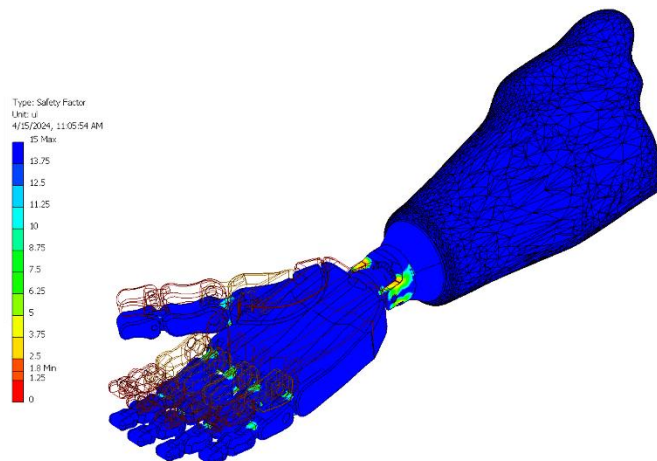


Figura 83. Factor de seguridad obtenido al ejercer cargas sobre la palma de la mano.

6.2 Análisis estructural con respecto al movimiento de manejo del volante

La fuerza necesaria para girar el volante de un automóvil depende de varios factores, como el tamaño y el peso del volante y la velocidad a la que debe girar. En general, la fuerza requerida para girar un volante se puede calcular usando la ecuación (1) :

$$F = I\alpha + \tau \quad (1)$$

Donde:

- I es el momento de inercia, que es la resistencia del volante al movimiento de rotación. Esto determinado por la masa y la distribución del peso del volante. Se calcula mediante la ecuación (2):

$$I = \frac{1}{2}mr^2 \quad (2)$$

- m es la masa total del volante y r es la distancia desde el centro del volante hasta su borde exterior (El radio de la circunferencia).
- α es la aceleración angular, es decir, la velocidad a la que gira el volante.
- τ es el par friccional, que es la resistencia al movimiento del volante causada por la fricción entre el volante.

Tal como se muestra en la Figura 84, la masa del volante es de 4.222 lb, convertidos a kilogramos se tienen 1.915 kg de masa del volante, y de radio 125 mm, convertidos a metros se tienen 0.125 m, aplicando la ecuación (3) tenemos que:

$$I = \frac{1}{2}(1.760 \text{ kg})(0.125 \text{ m})^2 = 0.263 \text{ kg} * \text{m}^2 \quad (3)$$

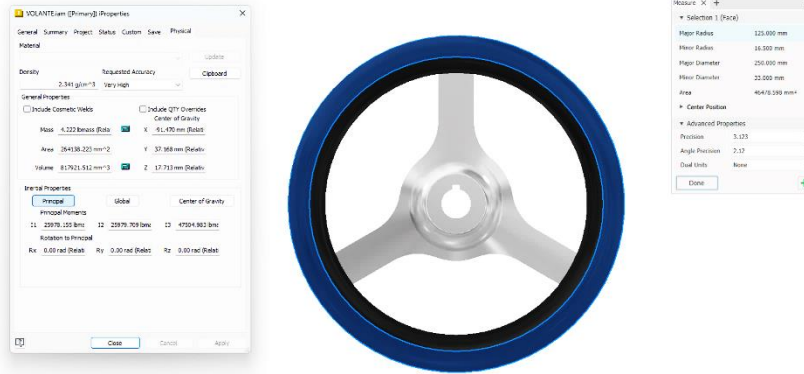


Figura 84. Propiedades físicas del volante de conducción con el material aluminio 6061 y un recubrimiento de goma.

El par friccional es la medida de la resistencia al movimiento rotacional causada por la fricción. En el caso de un volante de automóvil, este par friccional representa la resistencia que se debe superar para girar el volante. El valor promedio del par friccional varía por varios factores como el material de contacto, la velocidad de rotación y la presión de contacto. La ecuación (4) muestra que para calcular el par friccional es:

$$\tau = \mu_s F_n r \quad (4)$$

Donde:

- μ_s es el coeficiente de fricción del material.
- F_n es la fuerza normal, que es la fuerza perpendicular a las superficies en contacto.
- r es el radio de giro.

Como anteriormente se mencionó, la estructura base del volante es de metal realizado con metales ligeros como el magnesio, acero y aluminio, no obstante, los volantes cuentan con un recubrimiento que cubre esta estructura, por lo general son fundas elaboradas de cuero sintético o goma rellenas de resinas de éster de vinilo moldeadas o de uretano pigmentado moldeado por inyección de reacción cuando se requiere de un

Capítulo 6. Resultados

material dúctil para la fabricación de la estructura como lo es el aluminio, siendo esta la verdadera superficie de contacto con nuestra mano. Siendo la goma el material más común para este tipo de recubrimientos del volante teniendo un coeficiente de fricción de 0.80.

Suponiendo que la fuerza normal ejercida en el volante es de 10 N (aproximadamente 1.0197 kg * F) utilizando lo que se muestra en la ecuación (5), utilizando el mismo radio del volante se tiene que el par friccional es:

$$\tau = (0.80)(10 N)(0.125 m) = 10 N * m \quad (5)$$

La aceleración angular se calcula como el cambio en la velocidad angular dividido por el cambio en el tiempo como se muestra en la ecuación (6):

$$\alpha = \frac{\omega_f - \omega_i}{t} \quad (6)$$

Donde:

- ω_f es la velocidad angular final.
- ω_i es la velocidad angular inicial.
- t es el cambio en el tiempo.

Teniendo en cuenta que se pretende que el movimiento del volante sea medio giro al contrario de las manecillas del reloj tomando 0° (0 radianes) como la posición inicial y 180° (π radianes) como la posición final como se ilustra en la Figura 85. Para obtener la velocidad angular final se utiliza la ecuación (7):

$$\omega_f = \frac{\theta}{t} \quad (7)$$

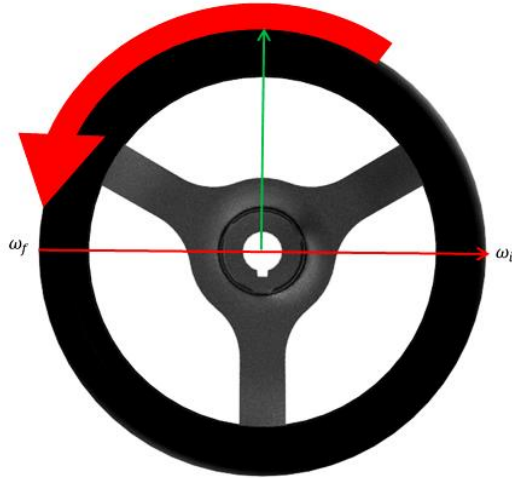


Figura 85. Posición angular del volante cuando se da medio giro al contrario de las manecillas del reloj.

Suponiendo que el giro se efectúa en aproximadamente tres segundos, se tiene en la ecuación (8) que:

$$\omega_f = \frac{\pi \text{ rad}}{3 \text{ s}} = \frac{1}{3} \pi \frac{\text{rad}}{\text{s}} \quad (8)$$

Teniendo este dato se la aceleración angular se calcula como se muestra en la ecuación (9):

$$\alpha = \frac{\frac{1}{3} \pi \frac{\text{rad}}{\text{seg}} - 0 \frac{\text{rad}}{\text{seg}}}{3 \text{ s}} = \frac{1}{9} \pi \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \quad (9)$$

Y finalmente como se muestra en la ecuación (10) se calcula la fuerza mínima requerida que se necesita para girar el volante:

$$F = (0.263 \text{ kg} * \text{m}^2) \left(\frac{1}{9} \pi \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \right) + 10 \text{ N} * \text{m} = 10.0918 \text{ N} * \text{m} \quad (10)$$

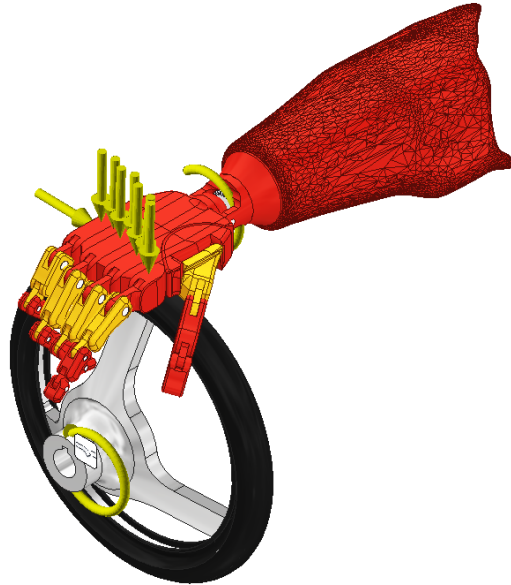


Figura 86. Ensamblaje del volante de automóvil con la prótesis.

La Figura 86 muestra la aplicación de cargas en la zona dorsal de la palma (parte superior de la mano) y una fuerza en la zona sagital derecha de la mano, así como un momento en la muñeca. Estas fuerzas fueron de 30 N para las cargas y 30 N * m (aproximadamente 3.0591 kg * F), con el objetivo de superar el momento de inercia opositora del volante, que según cálculos anteriores es de 10.018 N * m.

El propósito de este análisis fue comprender el aproximado cómo reacciona la prótesis al girar el volante para controlar la dirección del automóvil. Para ello, se fijó el volante con una restricción y se estableció una relación de contacto de pegado entre los componentes de la prótesis y el conjunto del volante, que incluye el volante sólido de metal y su recubrimiento, que también están en contacto entre sí.

Los resultados obtenidos incluyeron el esfuerzo máximo de von Mises (Figura 87), el desplazamiento (Figura 88) y el factor de seguridad del dispositivo protésico, destacando nuevamente la zona de la muñeca como la más frágil de todas las estructuras como se muestra en la Figura 89.

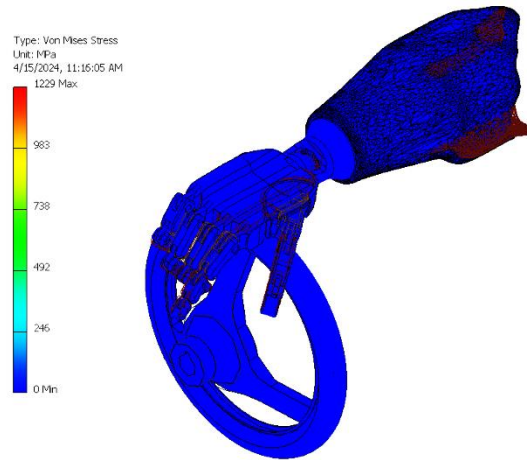


Figura 87. Esfuerzo de von Mises mostrado sobre la prótesis y el volante luego de aplicar cargas.

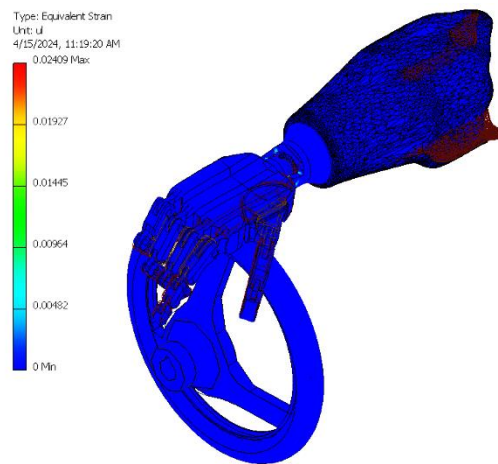


Figura 88. Deformación mostrada sobre la prótesis y el volante luego de aplicar cargas.

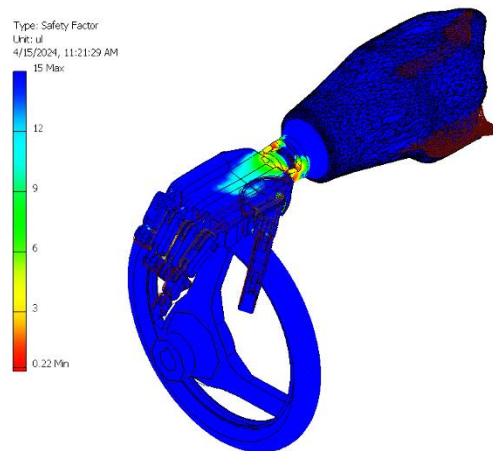


Figura 89. Factor de seguridad obtenido al ejercer cargas sobre la prótesis y el volante.

6.3 Análisis estructural con respecto al movimiento de la palanca de velocidades

Calcular la fuerza necesaria para mover una palanca de velocidades en un automóvil implica entender específicamente la ley de la palanca y cuanto torque se ejerce.

La ley de la palanca establece que el producto de la fuerza (potencia) por la longitud de su brazo es equivalente al producto de la resistencia (la carga que se debe vencer) por la longitud de su brazo. En términos matemáticos, esto se expresa como:

$$Fd = Rr \quad (11)$$

Donde:

- F es la fuerza o potencia que se aplica a la palanca.
- d es la distancia entre la potencia y el fulcro.
- R es la resistencia o carga que se debe vencer.
- r es la distancia entre la resistencia y el fulcro.

Como se muestra en la Figura 90, existen tres tipos principales de palancas, que se clasifican según la posición relativa del punto de apoyo (fulcro), la fuerza aplicada (potencia) y la resistencia:

- Palanca de primer grado (Figura 90a): En este tipo de palanca, el fulcro se encuentra entre la potencia y la resistencia.
- Palanca de segundo grado (Figura 90b): En estas palancas, la resistencia está entre la potencia y el fulcro.
- Palanca de tercer grado (Figura 90c): Este tipo de palanca tiene la potencia entre la resistencia y el fulcro.

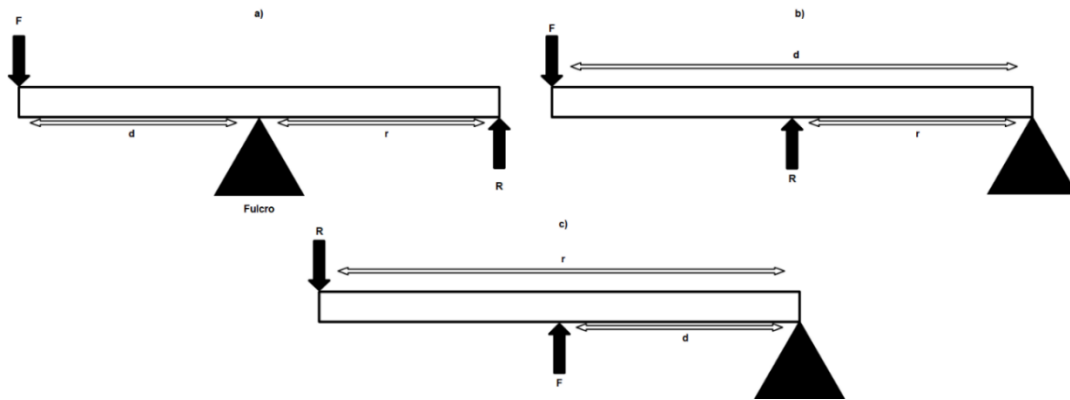


Figura 90. Diferentes tipos de palancas. a) Palanca de primer grado. b) Palanca de segundo grado. c) Palanca de tercer grado.

La palanca de velocidades de los automóviles se consideran palancas de segundo grado, ya que, la resistencia del mecanismo del cambio de marchas se encuentra entre la potencia, que es la fuerza que ejerce el conductor al mover la palanca, y el fulcro, que es el punto de pivote de la palanca, generalmente en la base de la palanca de cambios.

En una palanca de segundo grado como se muestra en la Figura 91, la potencia necesaria para mover la resistencia es menor que la resistencia misma ($F < R$), lo que permite al conductor cambiar de marcha con un esfuerzo relativamente pequeño. La distancia que la potencia debe moverse es mayor que la distancia que se mueve la resistencia ($d > r$). Esto significa que el conductor debe mover la palanca de cambios una distancia mayor para lograr el cambio de marcha y lograr vencer la resistencia.

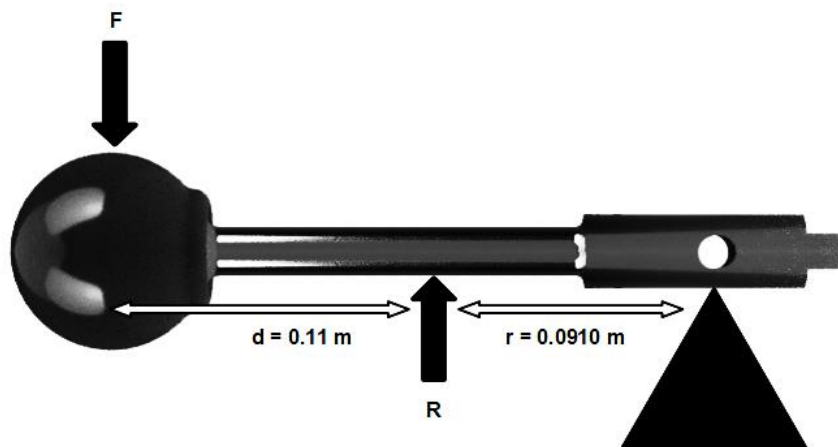


Figura 91. Diagrama de fuerza y resistencia de la palanca de velocidades (Palanca de segundo grado).

Suponiendo una fuerza para la resistencia de 20 N, se tiene en la ecuación (12) la fuerza mínima requerida que se necesita para mover la palanca de velocidades:

$$F = \frac{(20 \text{ N})(0.0910 \text{ m})}{0.11 \text{ m}} = 16.54 \text{ N} \quad (12)$$



Figura 92. Ensamblaje de la palanca de velocidades del automóvil con la prótesis.

Como se ilustra en la Figura 92, se aplicaron cargas en la parte frontal de la mano con una fuerza de 16.54 N (aproximadamente 1.6866 kg * F), según los cálculos previos. El objetivo era superar la resistencia opositora de la palanca, que se situó en sentido contrario al movimiento de la mano sobre el cuerpo de la palanca con una fuerza de 20 N (aproximadamente 2.0394 kg * F).

Este análisis se realizó para obtener una aproximación de cómo reacciona la prótesis al mover la palanca de velocidades para cambiar de velocidad. Para ello, se fijó la palanca con una restricción y se estableció una relación de contacto de pegado entre los componentes de la prótesis y el conjunto de la palanca, que incluye la palanca sólida de metal y su recubrimiento, ambos en contacto entre sí. Los resultados que se obtuvieron abarcaron el esfuerzo máximo de von Mises (Figura 93), el desplazamiento (Figura 94) y el factor de seguridad del dispositivo protésico (Figura 95) donde aparentemente no se muestran cambio alguno en la estructura de la prótesis y solo se muestra la interacción con la palanca.

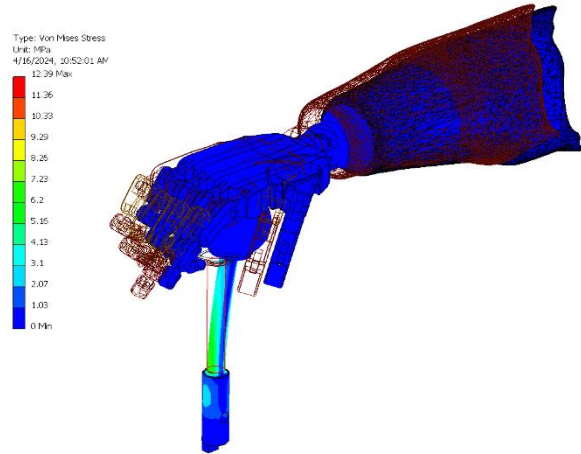


Figura 93. Esfuerzo de von Mises mostrado sobre la prótesis y la palanca de velocidades luego de aplicar cargas.

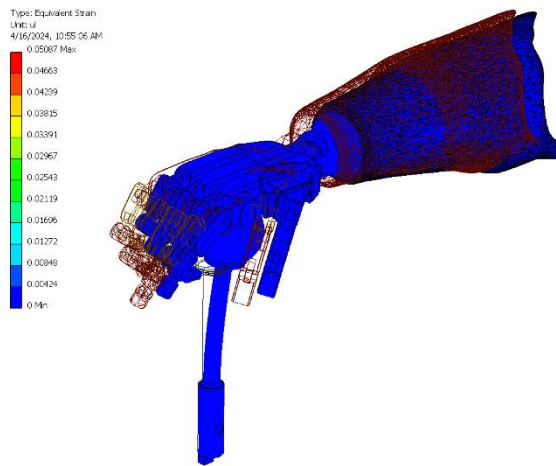


Figura 94. Deformación mostrada sobre la prótesis y la palanca de velocidades de aplicar cargas.

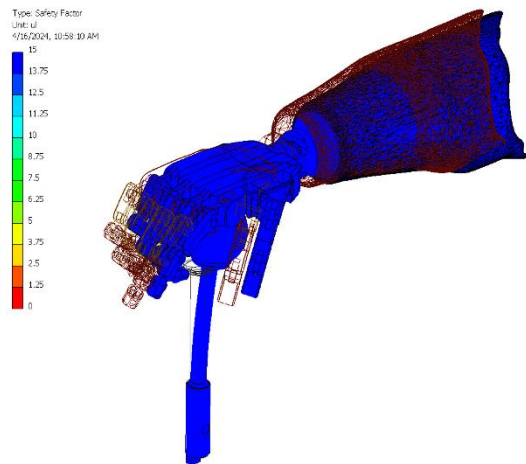


Figura 95. Factor de seguridad obtenido al ejercer cargas sobre la prótesis y la palanca de velocidades.

Capítulo 7

Análisis de Resultados

En esta sección, se realizó una evaluación de la prótesis para garantizar su funcionalidad, seguridad y comodidad mediante el método de elementos finitos para estudios estructurales. Este análisis revisó la identificación de áreas propensas a deformaciones y concentraciones de carga, con el objetivo de determinar si necesitan refuerzos o ajustes de diseño. Se evaluará el factor de seguridad en varias áreas críticas que están sujetas a altas cargas o tensiones, como la muñeca y las uniones entre la palma y las falanges. Finalmente, se analizaron las interacciones de la prótesis con objetos del entorno, como el giro de un volante y la maniobra de la palanca de velocidades, para identificar si existen áreas que podrían estar sujetas a fallas durante estas interacciones.

7.1 Primer caso: Prótesis sometida a una carga axial

El primer escenario de análisis estructural se enfocó en evaluar la distribución de la carga axial a lo largo de la palma de la prótesis. Este análisis permitió tener un aproximado de cómo se propagan las fuerzas a través de los diferentes componentes de la prótesis.

7.1.1 Esfuerzo a la tensión de von Mises de la prótesis

Basándonos en la información proporcionada y observando la Figura 96, la estructura de la mano de la prótesis mostró un esfuerzo mínimo cuando se aplica una carga axial de 100 N. Esto indica que la prótesis está diseñada para soportar eficientemente las cargas axiales, distribuyéndolas de manera que minimice el esfuerzo en la estructura de la mano.

Sin embargo, se observaron esfuerzos ligeramente mayores en la parte de la muñeca y en las uniones de las falanges que están en contacto con los pines que las unen. Estas zonas mostraron un esfuerzo aproximado de 13.38 MPa. Esto podría indicar que estas áreas están sometidas a una mayor tensión durante la aplicación de la carga.

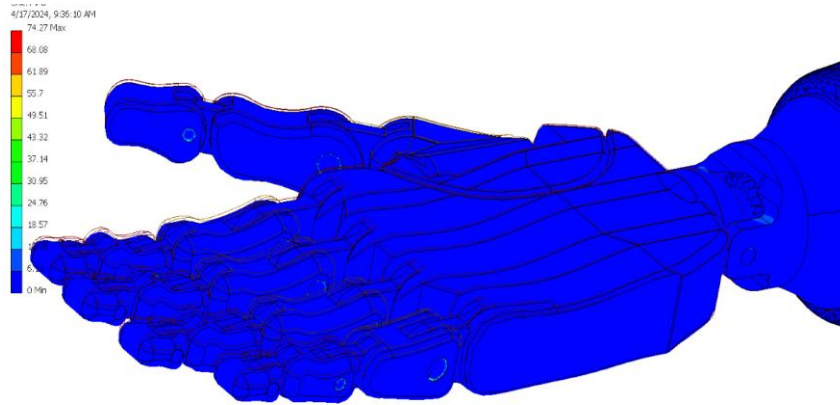


Figura 96. Esfuerzo a la tensión de von Mises ejercido en la mano de la prótesis.

La Figura 97 muestra los esfuerzos principales en la prótesis. Aquí, se puede apreciar claramente que la zona de la muñeca es la que está sometida a la mayor tensión. Esto respalda la afirmación anterior y proporciona una visualización más clara de la distribución del esfuerzo. En particular, la Figura 97b destaca el tercer esfuerzo principal. Esta figura muestra que la zona más afectada por la carga es, efectivamente, la muñeca, con un valor de 0.5 MPa. Este valor se encuentra en un rango de -61.9 MPa a 20.69 MPa.

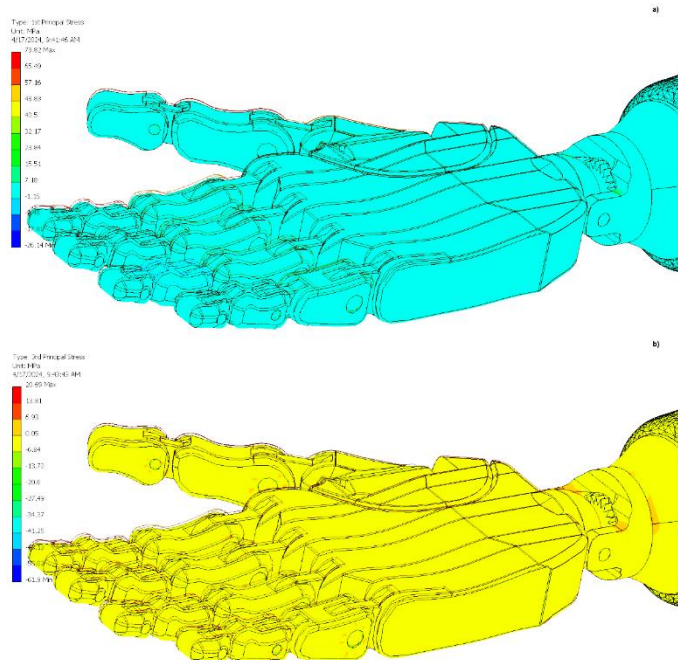


Figura 97. Principales esfuerzos de la prótesis. a) 1er esfuerzo principal. b) 3er esfuerzo principal.

El desplazamiento en la prótesis varió desde un mínimo de 0.113 mm hasta un máximo de 1.351 mm como se muestra en la Figura 98. Este rango de desplazamiento indica la cantidad de movimiento que experimenta la prótesis bajo la carga aplicada.

El desplazamiento máximo se encontró en la zona de las falanges. Esto sugiere que las falanges de la prótesis son las que experimentan el mayor grado de movimiento en respuesta a la carga. Puede ser necesario reforzar esta área o ajustar la forma en que se une a otros componentes para minimizar el desplazamiento y mejorar la estabilidad de la prótesis. Por otro lado, el desplazamiento mínimo indicó las áreas de la prótesis que permanecen más estables y experimentan menos movimiento bajo la carga. Estas áreas pueden proporcionar una base sólida y estable para el resto de la prótesis.

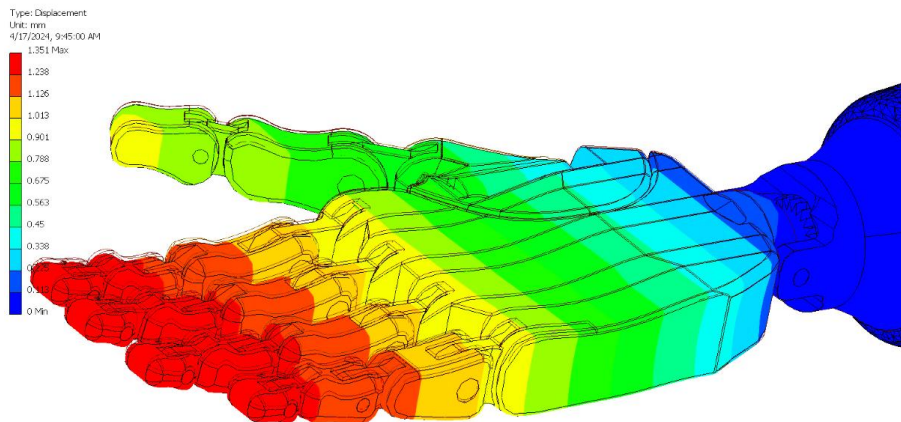


Figura 98. Desplazamiento ejercido en la mano de la prótesis.

7.1.2 Deformación unitaria de la estructura de la prótesis

La estructura de la prótesis experimentó una deformación unitaria mínima en proporción del cambio en longitud con respecto a la longitud original, lo que indica que la prótesis es resistente a las cargas aplicadas y no sufrirá deformaciones significativas. Esto es un indicativo positivo de robustez en la prótesis.

Sin embargo, la Figura 99 muestra ciertas áreas de la prótesis que experimentaron una deformación ligera. Aunque estas deformaciones son mínimas, con valores que oscilaron entre 0.001139 y 0.001898, es importante tenerlas en cuenta, ya que incluso las

deformaciones pequeñas pueden afectar la funcionalidad y la comodidad de la prótesis a largo plazo.

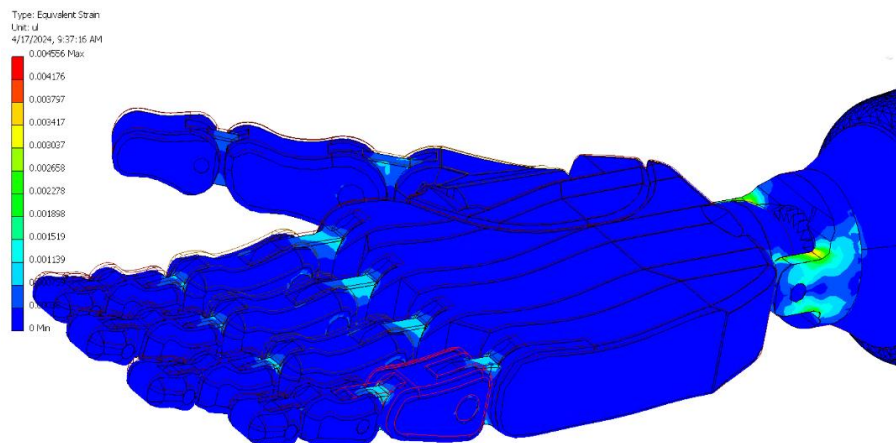


Figura 99. Deformación ejercida en la mano de la prótesis.

La Figura 100 muestra que una de las aristas de la muñeca, específicamente la que une la muñeca con el eslabón que conecta con la mano, experimentó una deformación mayor. Esta deformación oscila entre 0.003037 y 0.003417.

Esto indica que esta área específica de la prótesis está sometida a una tensión considerable cuando se aplica la carga. Aunque la deformación es aun relativamente pequeña, es importante tenerla en cuenta, ya que las áreas de mayor deformación pueden ser más propensas al desgaste o al fallo a largo plazo.

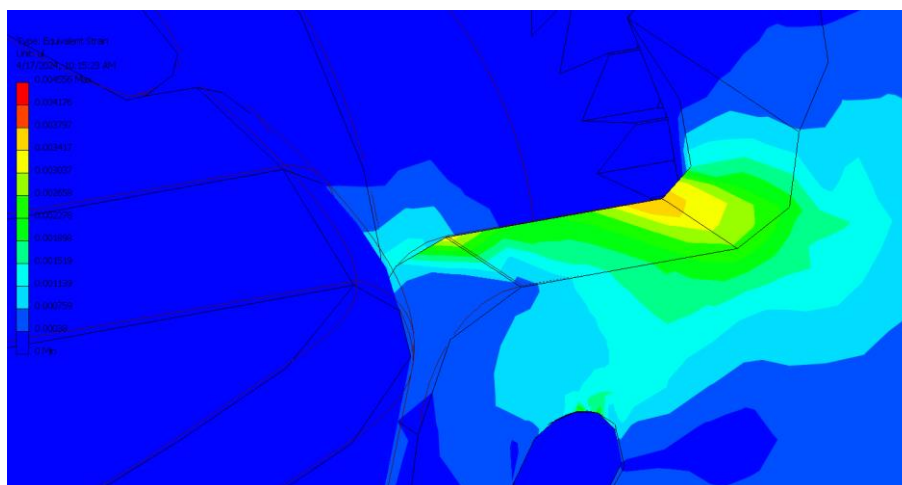


Figura 100. Deformación ejercida en la muñeca de la prótesis.

7.1.3 Factor de seguridad de la prótesis

La Figura 101 muestra que el factor de seguridad en la estructura general de la prótesis es elevado, lo cual es un buen indicativo de la robustez del diseño.

Se observaron valores de factor de seguridad ligeramente más bajos que rondaron entre 10 y 6.5, en las zonas donde hay una concentración de esfuerzos. Aunque estos valores son más bajos en comparación con el resto de la estructura, aún se mantienen dentro de un rango que se considera seguro y aceptable.

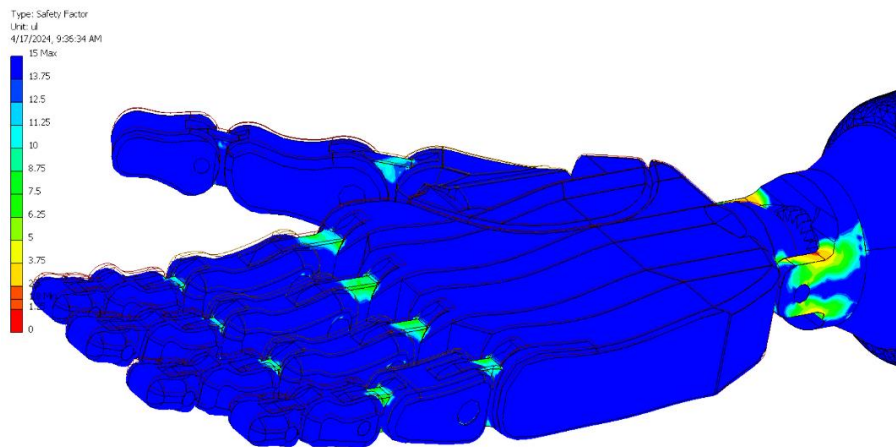


Figura 101. Factor de seguridad obtenido en la prótesis.

Se observa en la Figura 102 que, en la zona de la arista de la muñeca, donde la muñeca se une con el eslabón que conecta con la mano, el factor de seguridad de la estructura disminuye considerablemente hasta un mínimo de 1.8. Esta es la misma zona que anteriormente se identificó como el área con la mayor concentración de esfuerzos.

Un factor de seguridad de 1.8 es relativamente bajo, lo que indica que esta área de la prótesis está cerca de su límite de resistencia bajo las cargas aplicadas. Esto sugiere que esta parte de la prótesis podría ser más propensa a fallar o sufrir daños bajo condiciones de carga extremas.

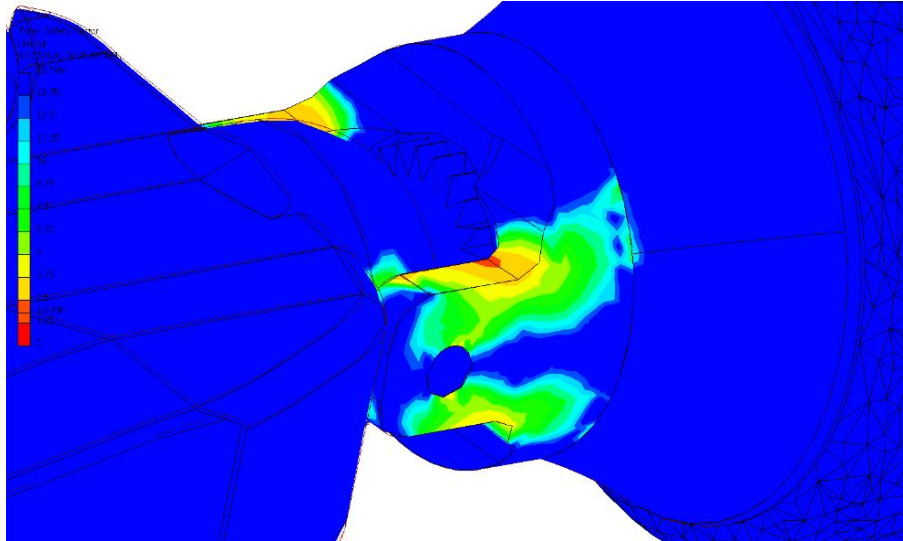


Figura 102. Factor de seguridad obtenido en la muñeca de la prótesis.

7.2 Segundo caso: Prótesis en conjunto al giro de un volante

El segundo escenario de análisis estructural se centró en evaluar la interacción entre la prótesis y los componentes automotrices del vehículo, específicamente, un volante. Este análisis proporcionó una aproximación de cómo se distribuyen las fuerzas a través de la prótesis cuando se gira el volante para controlar la dirección del vehículo.

7.2.1 Esfuerzo a la tensión de von Mises de la prótesis con respecto al movimiento que le ejerce al volante

La Figura 103 muestra que no hay una concentración de esfuerzos de tensión muy elevados en la estructura general de la prótesis. Los valores oscilan entre un mínimo de 10 MPa y un máximo de 1,229 MPa.

Esto indica que la prótesis está diseñada para distribuir eficientemente las fuerzas al momento de girar el volante, evitando la concentración de esfuerzos de tensión en áreas específicas. Un esfuerzo de tensión elevado en una zona concentrada podría indicar un área de posible fallo o desgaste excesivo.

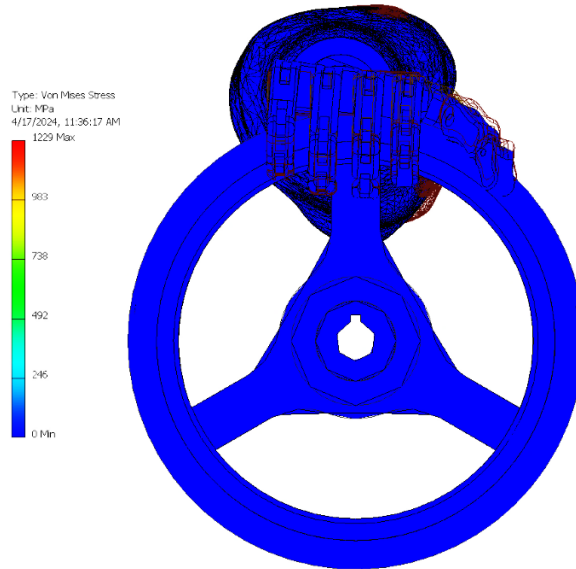


Figura 103. Esfuerzo a la tensión de von Mises ejercido en la interacción entre la prótesis y el volante.

La Figura 104 muestra que existe un desplazamiento en toda la estructura del socket, que es la unión entre el muñón y la prótesis. Este desplazamiento alcanzó hasta 1.786 mm cuando se gira el volante. Este desplazamiento indica que la prótesis se mueve en respuesta a la acción de girar el volante. Aunque un cierto grado de movimiento es normal, un desplazamiento excesivo podría indicar que la prótesis no está ajustada correctamente o que el diseño necesita ser optimizado para mejorar la estabilidad.

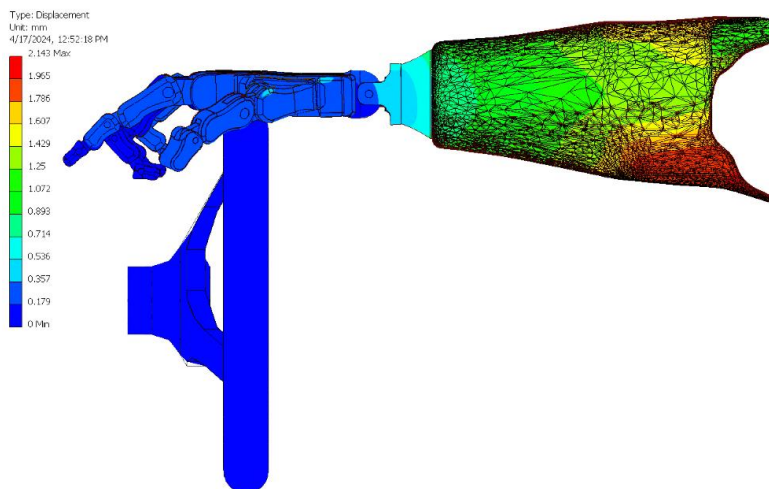


Figura 104. Desplazamiento ejercido en la interacción entre la prótesis y el volante.

7.2.2 Deformación unitaria de la estructura de la prótesis con respecto al movimiento que le ejerce al volante

La Figura 105 muestra que la deformación se concentra principalmente en la unión entre la muñeca y la mano, específicamente en el eslabón que los une. La deformación unitaria del cambio en longitud con respecto a la longitud original antes de ser sometida a cargas en esta área es de 0.00602, y de 0.01205 en la zona del pivote. A pesar de que este valor de deformación es bajo y se encuentra dentro de un rango aceptable.

Sin embargo, es importante tener en cuenta que la zona de la muñeca es propensa a sufrir este tipo de deformaciones y concentraciones de carga por lo que será necesario realizar ajustes preventivos para que la estructura sea comprometida y evitar posibles fallas que desemboquen en un accidente.

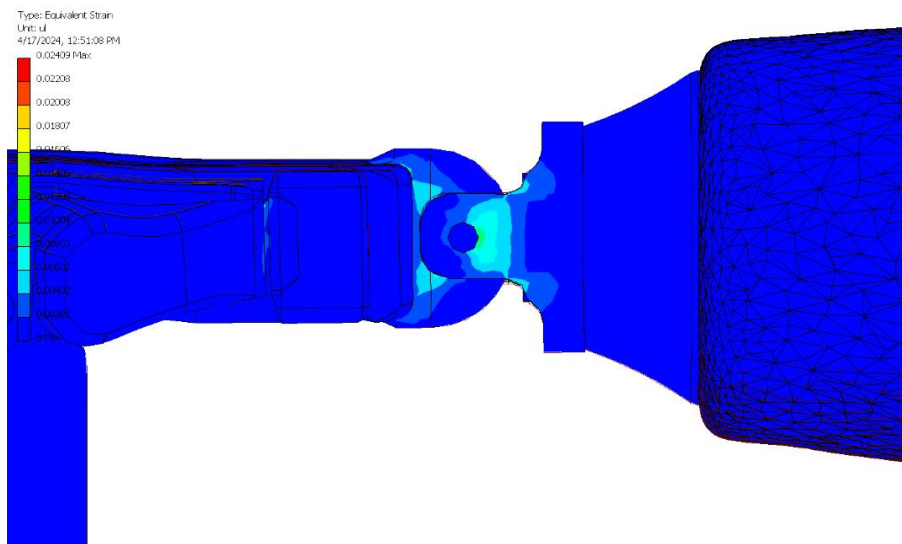


Figura 105. Deformación ejercida en la interacción entre la prótesis y el volante.

7.2.3 Factor de seguridad de la prótesis con respecto al movimiento que le ejerce al volante

Como se logra ver en la Figura 106, aunque la prótesis en general tiene un factor de seguridad elevado, existen ciertas zonas donde este factor disminuye. Esto no es tan

Capítulo 7. Análisis de Resultados.

severo en la zona de las uniones entre la palma y las falanges, donde el factor de seguridad es de 11.25, un valor todavía elevado. Sin embargo, en ciertas zonas de concentración de cargas, como la muñeca, donde las concentraciones son más fuertes, los factores de seguridad disminuyen, llegando hasta un mínimo de 0.83 en el pivote. Los alrededores oscilan entre un factor de seguridad de 1.25. En ciertas zonas de la estructura de la muñeca, se encuentran con un valor de 3.75 y alrededores de un valor 6.25. Esta situación se extiende en menor medida en la mano, donde la unión de la muñeca también se ve comprometida, extendiéndose hasta la palma con valores de 1.25 hasta 11.25. Esto también se ve, pero en menor medida, en la zona del dedo pulgar.

Estos factores de seguridad bajos sugieren que estas áreas de la prótesis pueden ser propensas a fallas, especialmente cuando la prótesis interactúa con el giro de un volante.

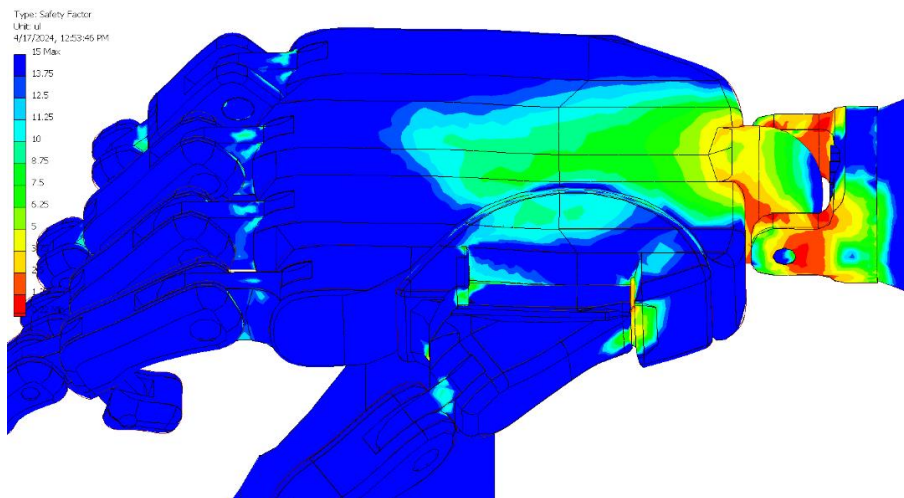


Figura 106. Factor de seguridad obtenido en la interacción entre la prótesis y el volante.

El factor de seguridad más bajo se encontró en el pivote de la muñeca, con un valor mínimo de 0.83, esto indica que esta área es particularmente vulnerable a fallas, especialmente durante la interacción con el giro de un volante, los alrededores del pivote también presentan un factor de seguridad bajo, oscilando alrededor de 1.25. En algunas zonas de la estructura de la muñeca tuvieron un factor de seguridad de 3.75, lo que, aunque es mayor que en el pivote y sus alrededores, sigue siendo relativamente bajo. La unión de la muñeca y la palma también se ve comprometida, con valores que se

extienden desde 1.25 hasta 11.25. Esto indica que esta área puede ser susceptible a fallas, especialmente en las zonas donde el factor de seguridad es más bajo.

7.3 Tercer caso: Prótesis en conjunto al accionar de una palanca de velocidades

El tercer escenario de análisis estructural se enfocó en evaluar cómo la prótesis interactúa al mover la palanca de velocidades para realizar un cambio de marcha. Este análisis permitió entender cómo se distribuyen las fuerzas a través de la prótesis durante esta maniobra. De esta manera, se pudo aproximar cómo la prótesis responde a estas fuerzas durante la conducción.

7.3.1 Esfuerzo a la tensión de von Mises con respecto a la manipulación de la palanca de velocidades

En este tercer escenario, como se muestra en la Figura 107 la cantidad de esfuerzo requerido para maniobrar la palanca de velocidades es mínimo. Esto se debe a la facilidad con la que se puede manipular esta palanca, ya que no se necesita mucha fuerza para moverla.

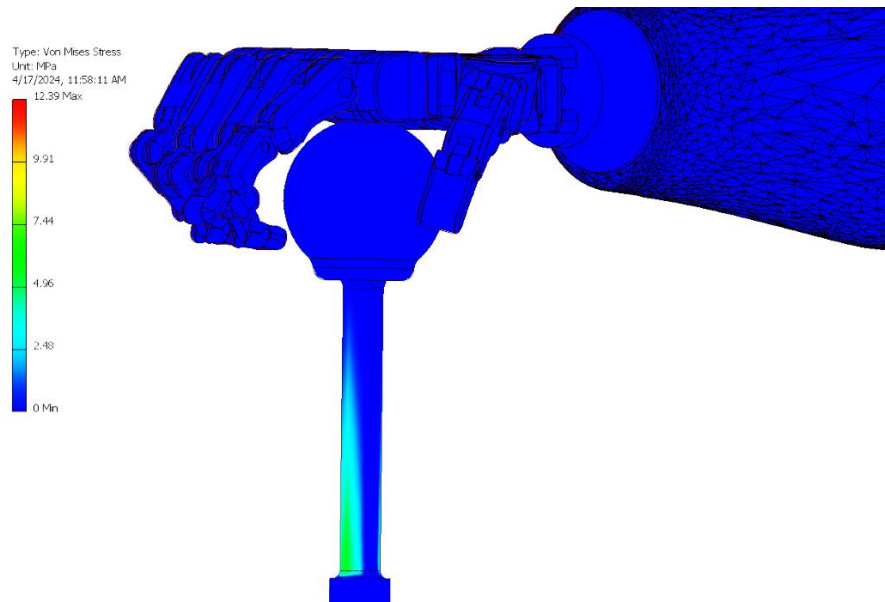


Figura 107. Esfuerzo a la tensión de von Mises ejercido en la interacción entre la prótesis y la palanca de velocidades.

El desplazamiento mostrado en la Figura 108 se atribuye al movimiento de jalón necesario para mover la palanca hacia atrás. Este desplazamiento es de 0.1731 mm. Es importante destacar que este desplazamiento ocurre únicamente cuando se interactúa con la palanca de esta manera. Esto podría indicar que la prótesis está diseñada para manejar este tipo de interacciones sin problemas.

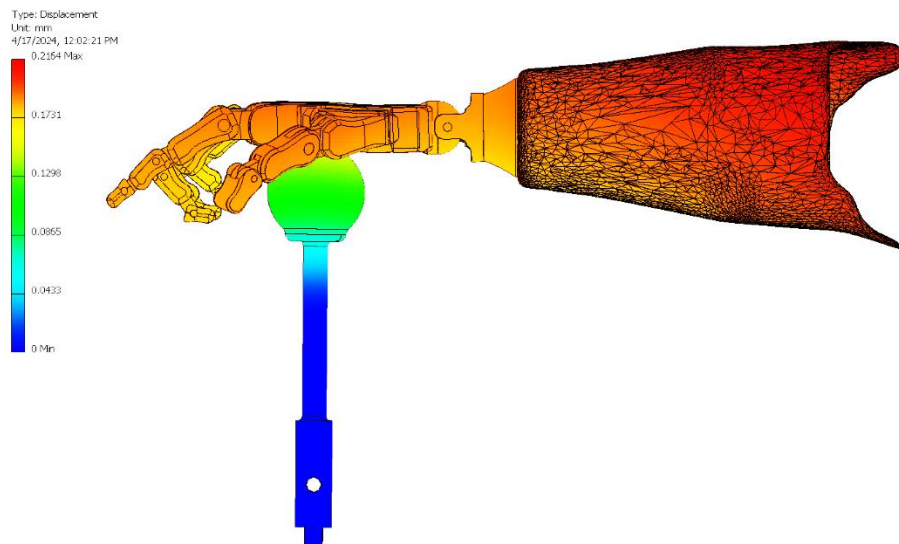


Figura 108. Desplazamiento ejercido en la interacción entre la prótesis y la palanca de velocidades.

7.3.2 Deformación unitaria de la estructura con respecto a la manipulación de la palanca de velocidades

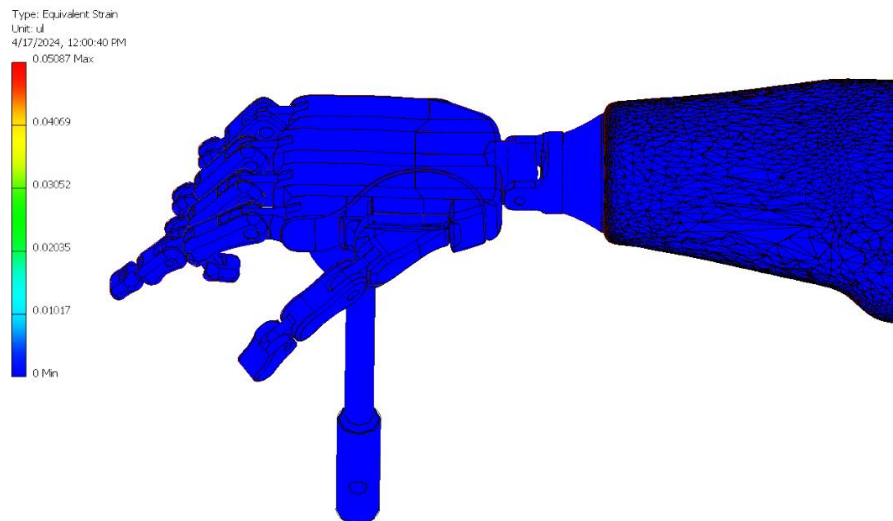


Figura 109. Deformación ejercida en la interacción entre la prótesis y la palanca de velocidades.

Como se muestra en la Figura 109 no se observaron deformaciones significativas en la prótesis, especialmente en la zona de la muñeca. Esto se debe a la poca fuerza que se necesita para mover la palanca. Esto es un indicativo positivo de la resistencia y durabilidad de la prótesis en estas condiciones de uso, no obstante, esto puede cambiar si las condiciones de carga varían por lo que sería necesario un caso donde esté implicada una carga mayor a la propuesta.

7.3.3 Factor de seguridad con respecto a la manipulación de la palanca de velocidades

La Figura 110 muestra que el factor de seguridad durante la maniobra de la palanca es elevado. Esto se debe a que la fuerza requerida para mover la palanca es relativamente baja en comparación con otros casos de carga más exigentes. Esto sugiere que la prótesis está diseñada para manejar este tipo de interacciones sin comprometer su integridad estructural. Sin embargo, es importante tener en cuenta que este alto factor de seguridad podría no mantenerse en situaciones de carga más exigentes. Las falanges ayudan al arrastre de la palanca, sin embargo, la palma es la que ejerce la fuerza necesaria y el movimiento para poder ejercer esta fuerza sobre la palanca.

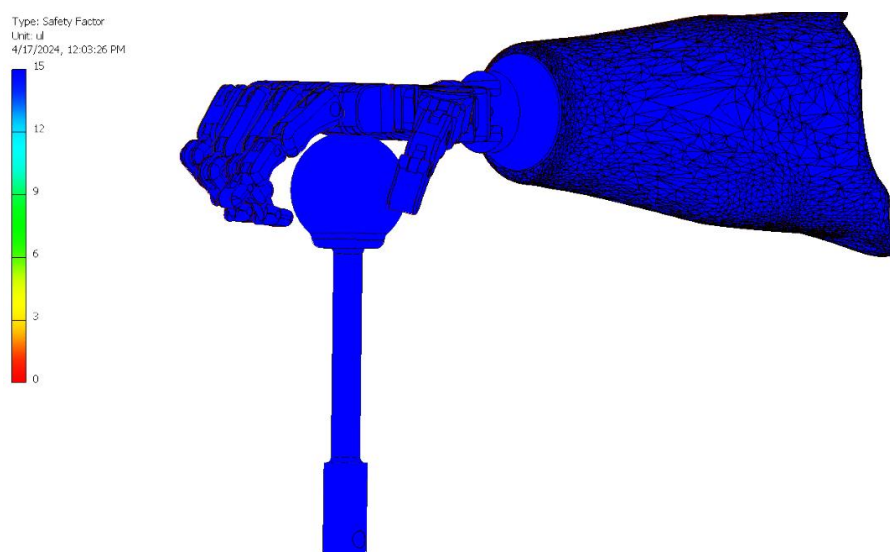


Figura 110. Factor de seguridad obtenido en la interacción entre la prótesis y la palanca de velocidades.

Capítulo 8

Conclusiones

A través de la investigación y el desarrollo de modelado 3D se ha logrado diseñar una prótesis que presenta un factor de seguridad elevado en la mayoría de sus estructuras. Sin embargo, se han identificado áreas, como la arista de la muñeca, donde el factor de seguridad es relativamente bajo, lo que indica la necesidad de mejoras en estas áreas.

Basándonos en las simulaciones del capítulo anterior, se recopilaron datos que se presentan en la Tabla 8. Estos datos representan el promedio aproximado de los valores del factor de seguridad en diferentes escenarios de análisis.

De estos resultados, se puede concluir que el escenario más exigente para la prótesis ocurre durante la conducción al girar el volante. La mayor concentración de esfuerzos se localiza en la muñeca y, en menor medida, en la unión entre la mano y la muñeca, como se ilustró en la Figura 106 del capítulo anterior.

En general, la mayoría de los componentes superan con creces las especificaciones requeridas para los escenarios de análisis. La prótesis mantiene un factor de seguridad que oscila entre 11.25 y 15 en gran parte de su estructura. Este es un valor excepcionalmente alto que se utiliza raramente, excepto en circunstancias extraordinarias donde el fallo no es una opción, como en el caso crítico del giro del volante.

Aunque este factor de seguridad podría optimizarse para mejorar las capacidades de la prótesis sin comprometer su fiabilidad. Esto podría lograrse mediante la implementación de técnicas como la optimización de formas, la optimización topológica o el diseño generativo en futuros diseños. Sin embargo, dentro de los parámetros de seguridad establecidos, los modelos cumplen con los requisitos necesarios.

Capítulo 8. Conclusiones y trabajo a futuro.

Tabla 8. Factores de seguridad promedio de la prótesis en los distintos casos de análisis de modelos.

Factores de seguridad promedio					
Componente	Tipo de elemento	Material	Factor de seguridad mínimo	Factor de seguridad máximo	Resultados
Mano	Elemento fijo		1.25	11.25	Cumple lo necesario, pero se necesita implementar mejoras
Muñeca	Elemento de transmisión		0.83	3.75	Necesita un rediseño más robusto
		ABS			
Falanges	Elemento de transmisión		3.75	15	Cumple, pero se necesitan implementar mejoras en el mecanismo del pulgar
Socket	Elemento fijo		15	15	Cumple, pero podría optimizarse
Pines	Elemento de unión	Aluminio 6061	15	15	Cumple

El diseño actual de la prótesis presenta una debilidad significativa en la zona de la muñeca. Esta área es particularmente susceptible a fallas en ciertos escenarios, ya que es donde se concentran los esfuerzos al realizar determinadas acciones. Por lo tanto, es imperativo rediseñar la sección de la muñeca, tanto en la unión de la mano, que conecta la palma con un eslabón que a su vez se une a la estructura de unión del socket, como en el propio socket.

Estos factores de seguridad relativamente bajos sugieren que estas áreas de la prótesis son propensas a fallar, especialmente cuando la prótesis interactúa con el giro de un volante, donde el factor de seguridad alcanza un máximo de 1.25. Esto implica que la carga máxima que puede soportar es igual a la carga de diseño.

Comparativamente, la muñeca humana es la parte más frágil del miembro superior debido a su estructura, que permite una amplia gama de movimientos, pero también la hace susceptible a lesiones, especialmente cuando se somete a fuerzas o movimientos extremos. Por lo tanto, es esencial realizar un rediseño más robusto en esta área para

Capítulo 8. Conclusiones y trabajo a futuro.

prevenir la falla de la prótesis. La estructura de la muñeca es uno de los soportes más vitales de la prótesis, ya que une el principal mecanismo de todo el dispositivo, es decir, la mano. Además, la muñeca recibe la mayor concentración de esfuerzos, por lo que su diseño debe ser mejorado. Incluso se podría considerar la posibilidad de cambiar a una alternativa de material más resistente y ligero, como el aluminio. Es importante destacar que estos son valores preliminares y aproximados, y se requiere una validación adicional en futuras investigaciones para validar estos valores.

Los resultados preliminares de esta investigación indican que, aunque la mayoría de la prótesis, incluyendo las uniones entre la palma y las falanges, presenta un factor de seguridad elevado de 11.25, existen áreas donde este factor disminuye significativamente. En particular, en la muñeca y en ciertas áreas de concentración de cargas, los factores de seguridad pueden llegar a ser tan bajos como 0.83, como en el caso del pivote.

Además, se observa que las áreas circundantes al pivote y algunas partes de la estructura de la muñeca tienen factores de seguridad que varían entre 1.25 y 3.75. Esta situación también se extiende, aunque en menor grado, a la mano, donde la unión de la muñeca se ve afectada, con valores que van desde 1.25 hasta 11.25. Estos bajos factores de seguridad sugieren que estas áreas de la prótesis podrían ser propensas a fallas, especialmente cuando la prótesis interactúa con el giro de un volante. En particular, el área del pivote de la muñeca, con un factor de seguridad mínimo de 0.83, parece ser especialmente propensa a fallas.

No obstante, en condiciones de carga menos demandantes, la estructura general de la prótesis presenta un factor de seguridad elevado, lo que sugiere robustez y durabilidad en el diseño. Aunque se observan valores de factor de seguridad ligeramente más bajos, entre 10 y 6.5, en las zonas de concentración de esfuerzos, estos valores aún se mantienen dentro de un rango considerado seguro y aceptable. Por lo tanto, la prótesis es óptima para la implementación de electrónica, siempre y cuando se realicen las modificaciones necesarias para reforzar la seguridad estructural de la prótesis y se realicen las adaptaciones necesarias para implementar elementos como cables tensores para el movimiento de las falanges, así como la adaptación del socket para implementar los componentes electrónicos y elementos ergonómicos para la comodidad del usuario.

Trabajo a futuro

La investigación futura se centrará en el rediseño parcial de la prótesis, con dos aspectos clave para mejorar: la optimización estructural y el fortalecimiento de las partes más frágiles. El objetivo de la optimización estructural es mejorar la eficacia, funcionalidad y seguridad de las estructuras. Además, se planea reforzar ciertas partes de la prótesis en una segunda versión del proyecto, con un enfoque total en situaciones críticas de conducción.

Un enfoque adicional para el futuro es la implementación de electrónica en la prótesis. Este enfoque biónico implica la integración de tecnología mioeléctrica, utilizando sistemas embebidos como Arduino o placas ESP, microcontroladores, actuadores y sensores, como los sensores EMG (Electromiografía). Esta integración no solo permite una mayor funcionalidad y versatilidad en las prótesis, sino que también proporciona movimiento, permitiendo que se utilice como un miembro más del cuerpo. La tecnología mioeléctrica puede proporcionar una interfaz más intuitiva y natural para el usuario, ya que utiliza las señales eléctricas generadas por los músculos del usuario para controlar el movimiento de la prótesis. Además, la prótesis podría incluir mecanismos de retroalimentación sensorial que permitan al usuario sentir la resistencia del volante o la presión de los botones, proporcionando una experiencia de conducción más intuitiva y segura.

El trabajo futuro se centrará en las áreas de la prótesis donde el factor de seguridad es más bajo, como la muñeca. Estas áreas podrán ser rediseñadas con un diseño reforzado para mejorar su resistencia y durabilidad. Además, se podría explorar la integración de componentes electrónicos para permitir funcionalidades avanzadas como el control motorizado de las articulaciones y la retroalimentación sensorial.

Para validar y optimizar el diseño de la prótesis, se realizarán más pruebas y análisis. Estos incluirán pruebas de carga en entornos automotrices para determinar la robustez de la prótesis bajo diferentes condiciones de carga, como cerrar la puerta del coche o accionar la palanca de freno. Estos aspectos serán validados en el futuro mediante su manufactura, asegurando así la efectividad y seguridad de la prótesis.

Referencias bibliográficas

- [1] F. E. Johnson, K. S. Virgo, T. C. Lairmore, R. A. Audisio, and A. E. Baue, *The bionic human: Health promotion for people with implanted prosthetic devices*, 1st ed. Totowa, NJ: Humana Press, 2006. doi: 10.1007/978-1-59259-975-2.
- [2] T. K. Uchida and S. L. Delp, *Biomechanics of Movement: The Science of Sports, Robotics and Rehabilitation*, 1st ed. MIT, 2020.
- [3] E. Vázquez and E. Wiecher, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el estado*. 2016. [Online]. Available: https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf
- [4] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, *Estadísticas a propósito del Día Internacional de las personas con discapacidad (datos nacionales)*, no. 713/21. 2020, pp. 1–5. [Online]. Available: <https://www.inegi.org.mx/app/glosario/default.html?p=cpv2020#letraGloP>
- [5] J. Utrilla, “Al año 14 mil 500 mexicanos sufren amputaciones y solo 1 de cada 10 tienen acceso a una prótesis,” NV Noticias. Accessed: May 06, 2024. [Online]. Available: <https://nvnoticias.mx/index.php/2021/08/26/al-ano-14-mil-500-mexicanos-sufren-amputaciones-y-solo-1-de-cada-10-tienen-acceso-a-una-protesis/>
- [6] UNAM, “75 amputaciones diarias en México,” UNAM Global. Accessed: May 06, 2024. [Online]. Available: https://unamglobal.unam.mx/global_revista/75-amputaciones-diarias-en-mexico/
- [7] J. E. Ricardez-sánchez, “Disminución de lesiones causadas por prótesis de miembro superior con mecanismo de tenaza en niños mexicanos a través de propuesta de prótesis impresa en 3D,” *Rev. Int. Investig. e Innovación Tecnológica*, vol. 9, no. 50, pp. 61–94, 2021.
- [8] S. Edge, “Driving After Upper Limb Loss,” <https://www.armdynamics.com>. Accessed: Apr. 09, 2024. [Online]. Available:

Referencias bibliográficas.

- <https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/driving-after-upper-limb-loss>
- [9] I. M. Yero-Mierl, L. M. Pérez-García, and J. M. Fernández-Serrano, “Lesiones paraprotésicas en pacientes geriátricos portadores de prótesis removibles,” *Rev. Inf. Cient.*, vol. 100, no. 4, pp. 1–8, 2021.
- [10] N. Jarrasse, M. Maestrutti, G. Morel, and A. Roby-Brami, “Robotic Prosthetics: Moving Beyond Technical Performance,” *IEEE Technol. Soc. Mag.*, vol. 34, no. 2, pp. 71–79, Jun. 2015, doi: 10.1109/MTS.2015.2425813.
- [11] F. Lamandé, J.-C. Dupré, E. Dechamps, J. Sénégas-Rouvière, I. Petit, and O. Salze, “Prótesis para amputados de miembro inferior,” *EMC - Kinesiterapia - Med. Física*, vol. 32, no. 1, pp. 1–16, 2011, doi: 10.1016/S1293-2965(11)70992-6.
- [12] K. R. Pine, B. H. Sloan, and R. J. Jacobs, “The Anophthalmic Patient,” in *Clinical Ocular Prosthetics*, 1st ed., Auckland, New Zealand: Springer Cham, 2015, pp. 1–23. doi: 10.1007/978-3-319-19057-0_1.
- [13] Herodotus, “The Histories,” in *Herodotus: The Histories*, 1st ed., S. Hornblower, Ed., Cambridge University Press, 1975, p. 593. doi: 10.1515/9783110826944.
- [14] A. G. Nerlich, A. Zink, U. Szeimies, and H. G. Hagedorn, “Ancient Egyptian prosthesis of the big toe,” *Lancet*, vol. 356, no. 9248, pp. 2176–2179, Dec. 2000, doi: 10.1016/S0140-6736(00)03507-8.
- [15] K. J. Zuo and J. L. Olson, “The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation,” *Plast. Surg.*, vol. 21, no. 1, 2014, doi: 10.4172/plastic-surgery.1000852.
- [16] V. Putti, “Historical Prostheses,” *J. Hand Surg. Am.*, vol. 30, no. 3, pp. 310–325, Jun. 2005, doi: 10.1016/J.JHSB.2005.01.001.
- [17] M. Sinke, A. Chadwell, and G. Smit, “State of the art of prosthesis simulators for the upper limb: A narrative review,” *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 65, no. 6, p. 101635, Nov. 2022, doi: 10.1016/j.rehab.2022.101635.

Referencias bibliográficas.

- [18] V. Artigue and G. Thomann, "Development of a prosthetic arm: Experimental validation with the user and an adapted software," *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, no. September, pp. 3079–3084, 2009, doi: 10.1109/ROBOT.2009.5152373.
- [19] R. N. Scott and P. A. Parker, "Myoelectric Prostheses: state of the art," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 12, no. 4, pp. 143–151, Jan. 1988, doi: 10.3109/03091908809030173.
- [20] S. Y. Jung, S. G. Kim, J. H. Kim, and S. H. Park, "Development of multifunctional myoelectric hand prosthesis system with easy and effective mode change control method based on the thumb position and state," *Appl. Sci.*, vol. 11, no. 16, 2021, doi: 10.3390/app11167295.
- [21] D. J. Thomas and D. Singh, "3D printing for developing patient specific cosmetic prosthetics at the point of care," *Int. J. Surg.*, vol. 80, pp. 241–242, Aug. 2020, doi: 10.1016/j.ijisu.2020.04.023.
- [22] J. Brito, M. Quinde, D. Cusco, and J. Calle, "Estudio del estado del arte de las prótesis de mano," *Ingenius*, no. 9, pp. 57–64, 2013, doi: 10.17163/ings.n9.2013.08.
- [23] R. Mendaza-DeCal, S. Peso-Fernandez, and J. Rodriguez-Quiros, "Orthotics and prosthetics by 3D-printing: Accelerating its fabrication flow," *Res. Vet. Sci.*, vol. 162, p. 104960, Sep. 2023, doi: 10.1016/j.rvsc.2023.104960.
- [24] Open Hand Project, "3D Printed Prosthetic Hand," <http://www.openhandproject.org>. Accessed: Feb. 04, 2024. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=6dI-dNE2yQ0>
- [25] F. Tobe, "CNC technology helps makes high precision medical implants," <https://www.designworldonline.com>. Accessed: Feb. 07, 2024. [Online]. Available: <https://www.designworldonline.com/cnc-technology-helps-makes-high-precision-medical-implants/>

Referencias bibliográficas.

- [26] D. Rokaya, V. Srimaneepong, J. Sapkota, J. Qin, K. Siraleartmukul, and V. Siriwongrunson, "Polymeric materials and films in dentistry: An overview," *J. Adv. Res.*, vol. 14, pp. 25–34, Nov. 2018, doi: 10.1016/j.jare.2018.05.001.
- [27] Pressmaster, "Trabajador de fábrica de prótesis poniendo láminas termoplásticas en extremidades artificiales," <https://www.freepik.es>. Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: https://www.freepik.es/fotos-premium/trabajador-fabrica-protesis-poniendo-laminas-termoplasticas-extremidades-artificiales_24073131.htm
- [28] J. E. Uellendahl, "Materiales usados en la protésica – Segunda parte," <https://www.amputee-coalition.org>. Accessed: Feb. 04, 2024. [Online]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-2/>
- [29] D. C. Ludwigson and D. C. Mears, "Today's prosthetic metals," *JOM*, vol. 16, no. 3, pp. 226–231, Mar. 1964, doi: 10.1007/BF03378265.
- [30] J. Zajc, A. Moli, and S. K. Fokter, "Mechanisms and Suggested Clinical Approaches," *Materials (Basel)*, vol. 14, no. 11, p. 3078, 2021, [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/11/3078>
- [31] B. Phillips, G. Zingalis, S. Ritter, and K. Mehta, "A review of current upper-limb prostheses for resource constrained settings," *Proc. 5th IEEE Glob. Humanit. Technol. Conf. GHTC 2015*, no. December, pp. 52–58, 2015, doi: 10.1109/GHTC.2015.7343954.
- [32] I. Patringenaru, "Student startup limber makes 3D-printed prostheses affordable and accessible," Jacobs School of Engineering. Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <https://jacobsschool.ucsd.edu/news/release/3455?id=3455>
- [33] M. Kumar, Krishnanand, A. Varshney, and M. Taufik, "Hand prosthetics fabrication using additive manufacturing," *Mater. Today Proc.*, Jul. 2023, doi: 10.1016/j.matpr.2023.06.396.
- [34] S. Kumar and V. B. Gupta, "Manufactured fibres for high performance, industrial

Referencias bibliográficas.

- and non-conventional applications,” in *Manufactured Fibre Technology*, 1st ed., V. B. Gupta and V. K. Kothari, Eds., Dordrecht: Springer Netherlands, 1997, pp. 514–559. doi: 10.1007/978-94-011-5854-1_18.
- [35] P. Bajpai, “Future research on carbon fibers,” in *Carbon Fiber*, 2nd ed., Elsevier, 2021, pp. 183–186. doi: 10.1016/B978-0-12-821890-7.00011-2.
- [36] L. Contreras, “3D Hubs y Fillauer Composites diseñan una prótesis de pie con fibra de carbono - 3Dnatives,” <https://www.3dnatives.com/es/>. Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/3d-hubs-y-fillauer-composites-protesis-fibra-carbono-031220192/>
- [37] A. Altamirano, L. Leija, A. Vera, R. Munoz, and A. Valentino, “Low cost knee bionic prosthesis based on polycentric mechanisms,” in *2012 Pan American Health Care Exchanges*, IEEE, Mar. 2012, pp. 89–94. doi: 10.1109/PAHCE.2012.6233447.
- [38] F. Lamandé, J.-C. Dupré, P. Talbot, M. Gillet, T. Januscevic, and M. Dréjas-Zielinska, “Amputación del miembro superior,” *EMC - Kinesiterapia - Med. Física*, vol. 35, no. 2, pp. 1–20, Apr. 2014, doi: 10.1016/S1293-2965(14)67307-2.
- [39] H. Barouti, M. Agnello, and P. Volckmann, “Amputations du membre supérieur,” in *Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation*, 1st ed., Elsevier, Ed., Paris: Elsevier, 1998, pp. 1–10. [Online]. Available: http://adepa.free.fr/Documents/amputation_mbsup
- [40] M. Y. bin Yakob, M. Z. bin Baharuddin, A. R. M. Khairudin, and M. H. B. A. Karim, “Telecontrol of Prosthetic Robot Hand Using Myo Armband,” *2021 IEEE Int. Conf. Autom. Control Intell. Syst. I2CACIS 2021 - Proc.*, no. June, pp. 288–293, 2021, doi: 10.1109/I2CACIS52118.2021.9495919.
- [41] P. L. Bishay *et al.*, “Controlling a Below-the-Elbow Prosthetic Arm Using the Infinity Foot Controller,” *Prosthesis*, vol. 5, no. 4, pp. 1206–1231, 2023, doi: 10.3390/prosthesis5040084.
- [42] L. Trent *et al.*, “A narrative review: current upper limb prosthetic options and

Referencias bibliográficas.

- design,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 15, no. 6, pp. 604–613, 2020, doi: 10.1080/17483107.2019.1594403.
- [43] H. Miller, “Partial Hand Solutions 3D Prints Prosthetics With Fusion 360,” <https://www.autodesk.com>. Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.autodesk.com/products/fusion-360/blog/partial-hand-solutions-3d-prints-finger-hand-prosthetics-fusion-360-formlabs/>
- [44] B. Murali, S. Huddle, and R. F. ff Weir, “Design and evaluation of a distally actuated powered finger prosthesis with self-contained transmission for individuals with partial hand loss,” *Adv. Mech. Eng.*, vol. 11, no. 4, p. 168781401983411, Apr. 2019, doi: 10.1177/1687814019834114.
- [45] E. Zepeda, “¿Cómo funcionan las prótesis de brazo?,” <https://www.primecareprosthetics.com>. Accessed: Mar. 05, 2024. [Online]. Available: <https://primecareprosthetics.com/es/blog/what-you-should-know-before-getting-a-prosthetic-arm>
- [46] Núcleo Ortopédico, “Actualizaciones sobre la rehabilitación protésica tras la amputación parcial de la mano,” <http://www.nucleo-ortopedico.com.ar>. Accessed: Mar. 05, 2024. [Online]. Available: <http://nucleo-ortopedico.com.ar/inicio/?notas=actualizaciones-sobre-la-rehabilitacion-prostetica-tras-la-amputacion-parcial-de-la-mano>
- [47] L. E. Nieto-Ramírez, L. M. Rodríguez, and F. Carvajal, “Experiencia personal en mano metacarpiana,” *Cir. Plast. Ibero-Latinoamericana*, vol. 42, no. 1, pp. 57–63, 2016.
- [48] I. González-Vargas *et al.*, “Úlcera de Marjolin y carcinoma espinocelular en paciente con antecedente de quemaduras,” *Cirugía Plástica*, vol. 31, no. 2, pp. 72–76, 2021, doi: 10.35366/102749.
- [49] J. T. Andrew, “Transhumeral and elbow disarticulation anatomically contoured socket considerations,” *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 20, no. 3, pp. 107–117, 2008,

Referencias bibliográficas.

- doi: 10.1097/JPO.0b013e31817ded98.
- [50] A. Esquenazi, "Amputation Rehabilitation and Prosthetic Rx," *Public Health Papers*, vol. 52. MossRehab, pp. 26–39, 2018. doi: 10.5005/jp/books/11904_6.
- [51] R. V. S. Diego, "Life After Amputation: A Case Study," *Int. Sch. Conf.*, vol. 7, no. 1, pp. 530–549, 2007, doi: <https://doi.org/10.35974/isc.v7i1.1139>.
- [52] S. Calderón Montiel and V. Peña, Fernández, "Diario de una Amputación: a propósito de un caso," <https://www.efisioterapia.net>. Accessed: Mar. 05, 2024. [Online]. Available: <https://www.efisioterapia.net/articulos/diario-amputacion-proposito-caso>
- [53] C. Castellini *et al.*, "Proceedings of the first workshop on peripheral machine interfaces: Going beyond traditional surface electromyography," *Front. Neurobot.*, vol. 8, no. AUG, pp. 1–17, 2014, doi: 10.3389/fnbot.2014.00022.
- [54] A. Pawar Bayas, "Forequarter Amputation: Definition, Indication, Multidisciplinary team, Responsibilities of the team?, Treatment, Prosthesis, Complication," <http://www.mobilephysiotherapyclinic.net>. Accessed: Mar. 05, 2024. [Online]. Available: [mobilephysiotherapyclinic.net/forequarter-amputation/](http://www.mobilephysiotherapyclinic.net/forequarter-amputation/)
- [55] Robert L. Norton, *Diseño de maquinaria: síntesis y análisis de máquinas y mecanismos*, 4ta ed. McGRAW-HILL, 2009.
- [56] MecanESO, "Sistema de engranajes," <http://concurso.cnice.mec.es/cnice2006/material107/index.htm>. Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: http://concurso.cnice.mec.es/cnice2006/material107/mecanismos/mec_eng_multiplicador.htm
- [57] MecanESO, "Multiplicador de velocidad con poleas," <http://concurso.cnice.mec.es/cnice2006/material107/index.htm>. Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: http://concurso.cnice.mec.es/cnice2006/material107/mecanismos/mec_pol_multip

Referencias bibliográficas.

licador.htm

- [58] M. J. Fletcher, "The upper-extremity prosthetics armamentarium.," *Artif. Limbs*, vol. 13, pp. 15–24, 1954.
- [59] L. Amparo, A. López, M. Segundo, S. Maestría, and H. Departamento, "Biomecánica y patrones funcionales de la mano," *Morfología*, vol. 4, no. 1, pp. 14–24, 2012.
- [60] S. F. M. Duncan, C. E. Saracevic, and R. Kakinoki, "Biomechanics of the hand," *Hand Clin.*, vol. 29, no. 4, pp. 483–492, 2013, doi: 10.1016/j.hcl.2013.08.003.
- [61] S. J. Hall, *Basic Biomechanics*, 9th ed. McGraw-Hill, 2022.
- [62] S. Gandolfi, I. Auquit-Auckbur, B. Chaput, and F. Duparc, "Innervation of digital joints: an anatomical overview," *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 43, no. 10, pp. 1635–1646, 2021, doi: 10.1007/s00276-021-02754-1.
- [63] C. E. M. Gonzalez, M. B. Rodríguez, and F. M. Martínez, "El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio," *Medisur*, vol. 14, no. 4, p. 2016, 2016.
- [64] K. M. K. Joseph Hamill, *Biomechanical Basis of Human Movement*, 4th ed., vol. 53. Wolters Kluwer, 2013.
- [65] A. Fernández, M. J. López, and R. Navarro, "Performance of persons with juvenile-onset amputation in driving motor vehicles," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 81, no. 3, pp. 288–291, Mar. 2000, doi: 10.1016/S0003-9993(00)90073-X.
- [66] A. E. Orr, "Rehabilitation for Persons With Upper Extremity Amputation," in *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*, Elsevier, 2020, pp. 784–797. doi: 10.1016/B978-0-323-60913-5.00031-3.
- [67] K. Kerkhof, "Digital Human Forearm Skin (Kerkhof et al., 2018) 1.0.0,"

Referencias bibliográficas.

- <https://www.embodi3d.com>. [Online]. Available: <https://www.embodi3d.com/files/file/56166-digital-human-forearm-skin-kerkhof-et-al-2018/>
- [68] K. R. Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Fillion-Robin J-C., Pujol S., Bauer C., Jennings D., Fennessy F.M., Sonka M., Buatti J., Aylward S.R., Miller J.V., Pieper S., “3D Slicer.” p. 1, 2022. [Online]. Available: <https://www.slicer.org>
- [69] Autodesk, “Meshmixer.” Autodesk, 2018. [Online]. Available: <https://meshmixer.com>
- [70] Autodesk, “Fusion 360.” Autodesk, 2013. [Online]. Available: <https://latinoamerica.autodesk.com/products/fusion-360>
- [71] H. Burger and Č. Marinček, “Driving ability following upper limb amputation,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 37, no. 5, pp. 391–395, 2013, doi: 10.1177/0309364612473500.
- [72] Autodesk, “Inventor Professional.” Autodesk, p. 1, 1999. [Online]. Available: <https://latinoamerica.autodesk.com/products/inventor/overview?term=1-YEAR&tab=subscription>
- [73] T. Mangera, F. Kienhöfer, K. J. Carlson, M. Conning, A. Brown, and G. Govender, “Optimal material selection for the construction of a paediatric prosthetic knee,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part L J. Mater. Des. Appl.*, vol. 232, no. 2, pp. 137–147, Feb. 2018, doi: 10.1177/1464420715620228.
- [74] G. K. Jones and R. Stopforth, “Mechanical Design and Development of the Touch Hand II Prosthetic Hand,” *J. South African Inst. Mech. Eng.*, vol. 32, no. January, pp. 23–34, 2016, [Online]. Available: <http://www.saimeche.org.za>
- [75] Matweb, “3D Systems Fused Deposition Modeling Material ABS,” <https://www.matweb.com>. Accessed: Apr. 12, 2024. [Online]. Available: <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=117ad852f5a945b3a4e7e35856c48568&ckck=1>

Referencias bibliográficas.

- [76] Matweb, "A-Glass Fiber, Generic," <https://www.matweb.com>. Accessed: Apr. 12, 2024. [Online]. Available: <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=8f9003366c9044bdb91bcd86e1fa6e42>
- [77] Matweb, "Aluminum 6061-T4; 6061-T451," <https://www.matweb.com>. Accessed: Apr. 12, 2024. [Online]. Available: <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=d5ea75577b1b49e8ad03caf007db5ba8&ckck=1>
- [78] M. Tanwir Alam and A. Husain Ansari, "Review On Aluminium And Its Alloys For Automotive Applications," *Int. J. Adv. Technol. Engieneering Sci.*, vol. 5, no. 5, pp. 278–294, 2017, [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/317075488>
- [79] Matweb, "Nitrile Rubber (NBR, Acrylonitrile-Butadiene Rubber)," <https://www.efisioterapia.net>. Accessed: Apr. 12, 2024. [Online]. Available: <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=75d3830136414f58802f3f8a1a1ed9a3>

Anexos

“Optimización de modelo de muñeca para una prótesis transradial para el control del volante en la conducción de automóviles”

Christian Enrique Nava Alcantar^{*a}, Israel Miguel Andrés^b, Marco Antonio Martínez Bocanegra^a, Luis Ángel Ortiz Lango^b

^aTecNM: Instituto Tecnológico Superior del Sur de Guanajuato, Colonia Juárez, Uriangato, 38982, Guanajuato, México.

^bLaboratorio Nacional CONAHCYT en Biomecánica del Cuerpo Humano, CIATEC, Industrial Delta, León, 37545, Guanajuato, México.

Autor de contacto: chr.nava13@gmail.com

RESUMEN

En la actualidad las amputaciones traumáticas son causa común de discapacidad permanente en México. Las amputaciones los miembros superiores representan una limitación importante en el desarrollo de las actividades de la vida diaria, tales como la conducción. El objetivo del presente trabajo es desarrollar una prótesis mecánica transradial diseñada para conductores que han sufrido la amputación de una extremidad superior. El proyecto fue centrado principalmente en la creación de un modelo CAD, con un enfoque en el modelado mecánico antropométrico de la prótesis. Se le realizaron tres configuraciones distintas de muñeca (alfa, beta y gamma) con dos materiales diferentes (ABS y Aluminio 6061). Las propuestas de diseño basadas en aluminio presentan los mejores resultados con un esfuerzo promedio de 55.32 MPa, que es solo el 20.04% del límite elástico del aluminio. Esto indica que las estructuras de aluminio son considerablemente más resistentes y menos propensas a la deformación y falla.

Palabras Clave: Biomecánica, Diseño mecánico, Optimización, Prótesis, Simulación MEF.

ABSTRACT

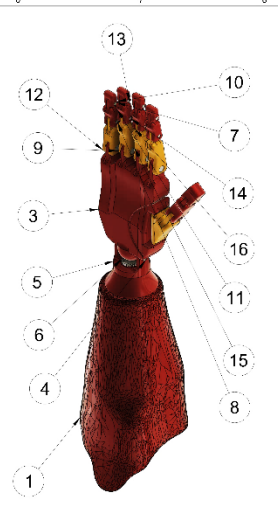
Currently, traumatic amputations are a common cause of permanent disability in Mexico. Amputations of upper limbs represent a significant limitation in the development of activities of daily living, such as driving. The objective of this work is to develop a transradial mechanical designed for drivers who have suffered the amputation of an upper limb. The project was primarily focused on the creation of a CAD model, with a focus on anthropometric mechanical modeling of the prosthesis. Three different wrist configurations (alpha, beta, and gamma) were made with two different materials (ABS and 6061 Aluminum). The design proposals based on aluminum present the best results with an average stress of 55.32 MPa, which is only 20.04% of its elastic limit. This indicates that aluminum structures are considerably stronger and less prone to deformation and failure.

Keywords: Automotive, Biomechanics, Mechanical design, Optimization, Prosthetics, Simulation FEM.

https://somim.org.mx/memorias/memorias2024/articulos/M/A3_15.pdf

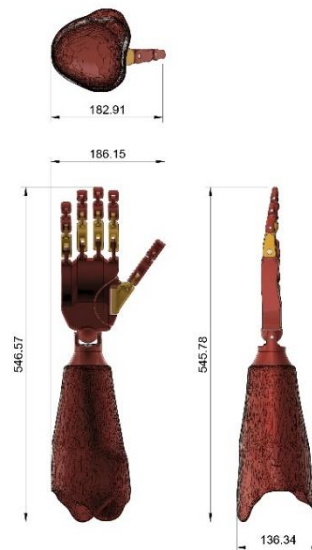
Anexos.

Parts List			
Item	Qty	Part Number	Material
1	1	SOCKET	ABS Plastic
2	1	PD_MCP PRO PIN	Aluminum 6061
3	1	PD_MCP PRO_1	ABS Plastic
4	1	MUÑECA PRO PIN	Aluminum 6061
5	1	MUÑECA PRO	ABS Plastic
6	1	PIÑÓN	Aluminum 6061
7	1	QD_PIN 3	Aluminum 6061
8	1	QD_PIN 2	Aluminum 6061
9	1	QD_PIN 1	Aluminum 6061
10	1	QD_FD PRO	ABS Plastic
11	1	QD_FM PRO	ABS Plastic
12	1	QD_FP PRO	ABS Plastic
13	1	CD_PIN 3	Aluminum 6061
14	1	CD_PIN 2	Aluminum 6061
15	1	CD_PIN 1	Aluminum 6061
16	1	CD_FP PRO	ABS Plastic
17	1	CD_FD PRO	ABS Plastic
18	1	CD_FM PRO	ABS Plastic
19	1	TD_PIN 3	Aluminum 6061
20	1	TD_PIN 1	Aluminum 6061
21	1	TD_PIN 2	Aluminum 6061
22	1	TD_FD PRO	ABS Plastic
23	1	TD_FP PRO	ABS Plastic
24	1	TD_FM PRO	ABS Plastic
25	1	SD_PIN 1	Aluminum 6061
26	1	SD_PIN 2	Aluminum 6061
27	1	SD_PIN 3	Aluminum 6061
28	1	SD_FD PRO	ABS Plastic
29	1	SD_FM PRO	ABS Plastic
30	1	SD_FP PRO	ABS Plastic
31	1	PD_PIN 2	Aluminum 6061
32	1	PD_PIN 1	Aluminum 6061
33	1	PD_FP PRO	ABS Plastic
34	1	PD_FD PRO	ABS Plastic
35	1	PD_MCP PRO_2	ABS Plastic



Usp:	Technical reference:	Created by: CRISTIAN BRUNO ESCOBAR 4/19/2024	Approved by:
		Document type:	Document status:
		Title: ANTEBRAZO PROTESIS FINAL v9	Sheet: 1/37
		Rev:	Date of issue:

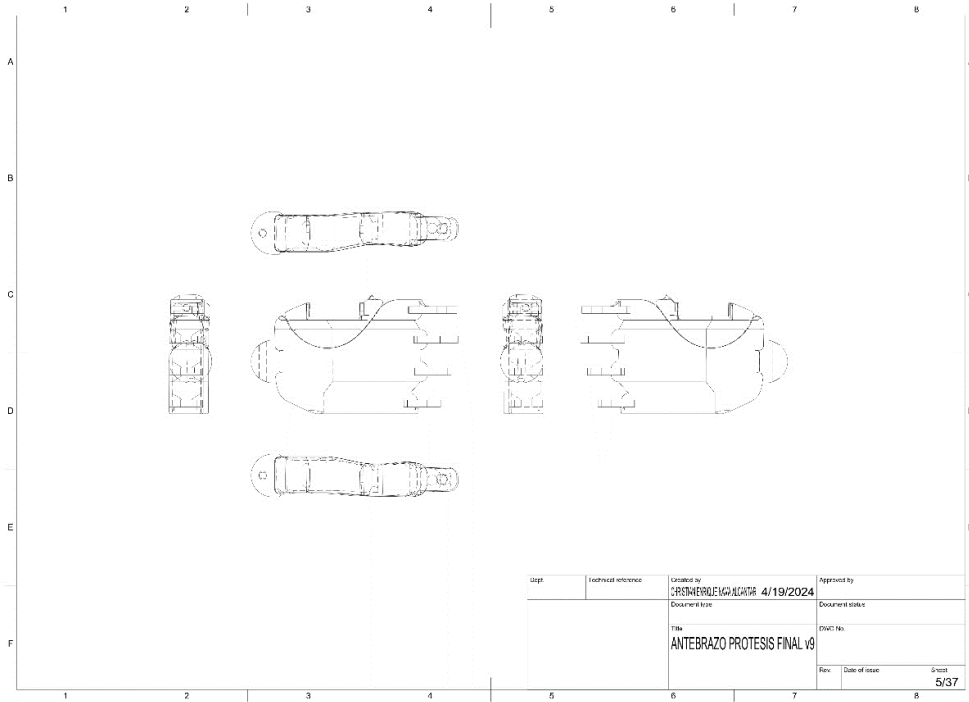
Anexo 1. Partes de la prótesis.



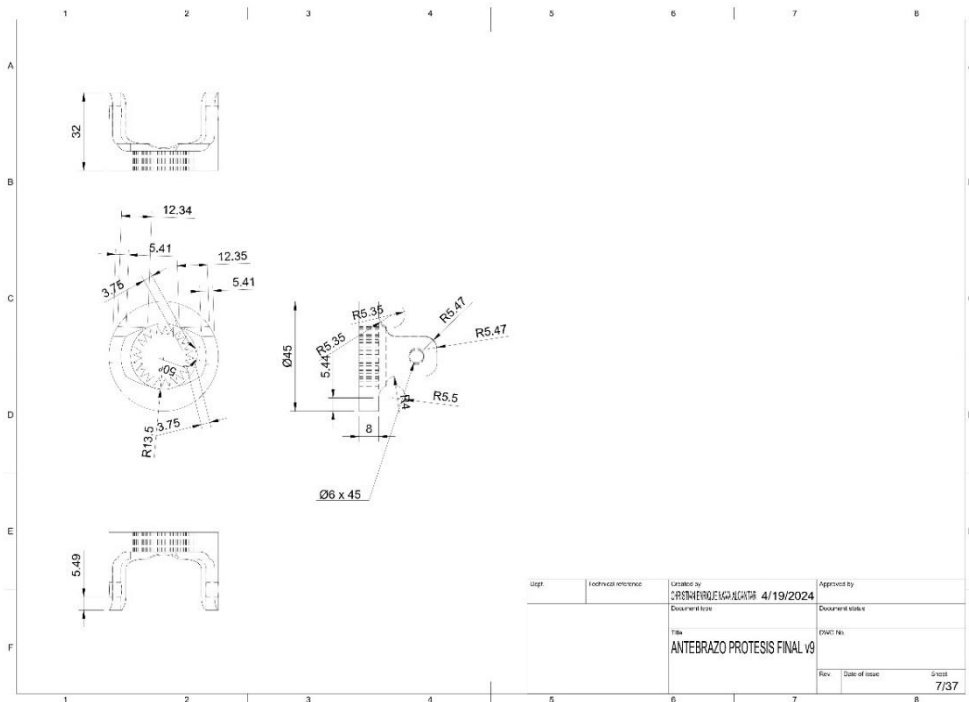
Usp:	Technical reference:	Created by: CRISTIAN BRUNO ESCOBAR 4/19/2024	Approved by:
		Document type:	Document status:
		Title: ANTEBRAZO PROTESIS FINAL v9	Sheet: 2/37
		Rev:	Date of issue:

Anexo 2. Medidas de la prótesis completa.

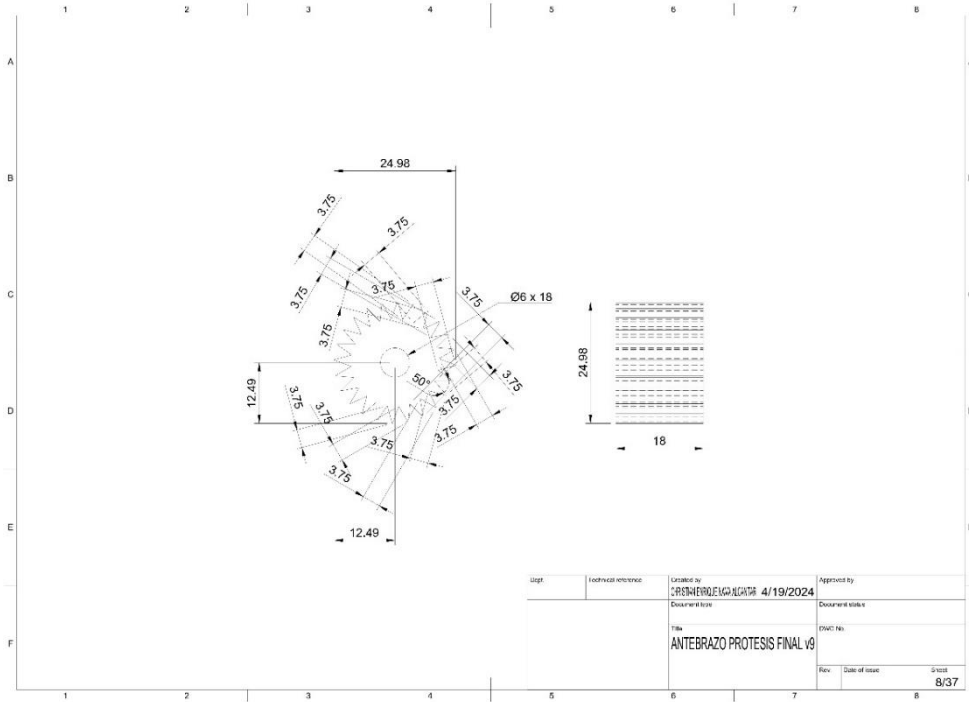
Anexos.



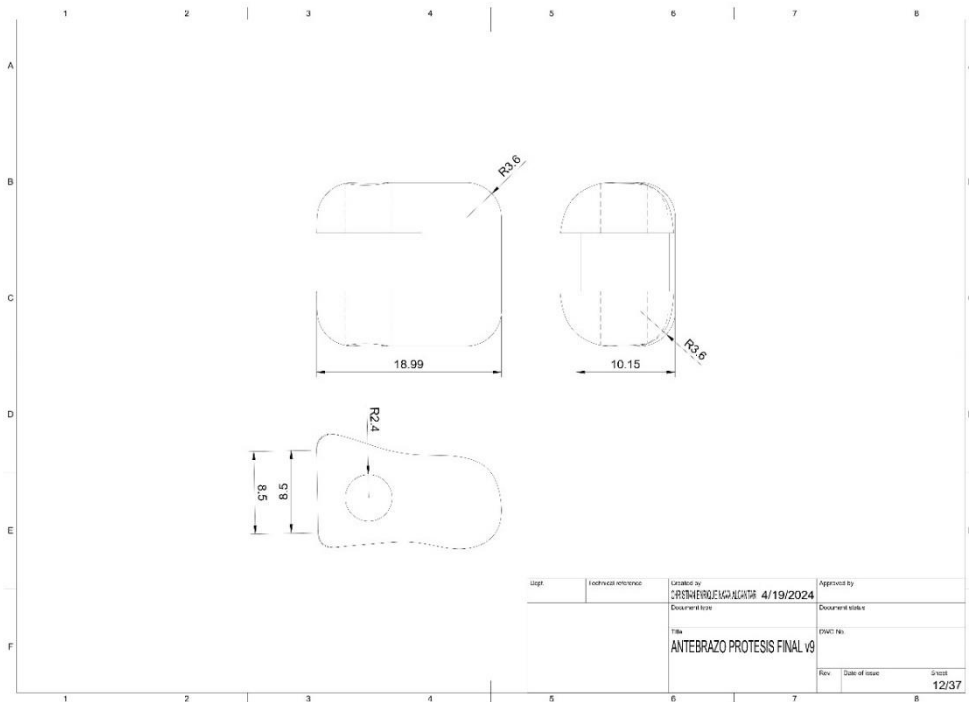
Anexo 3. Plano de la palma de la mano.



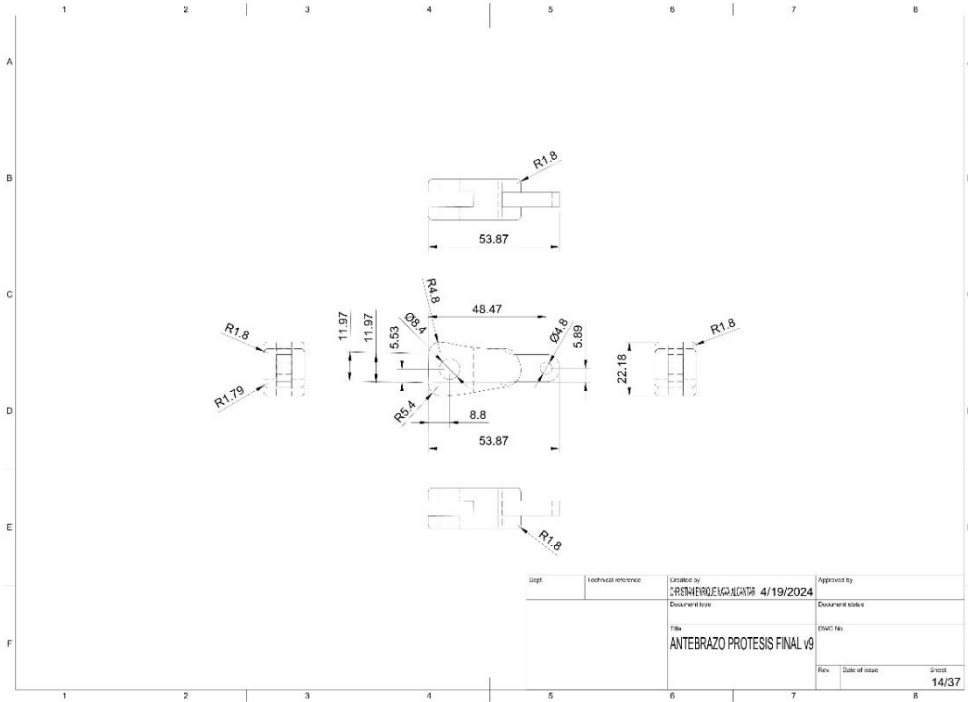
Anexo 4. Plano de la mu1eca.



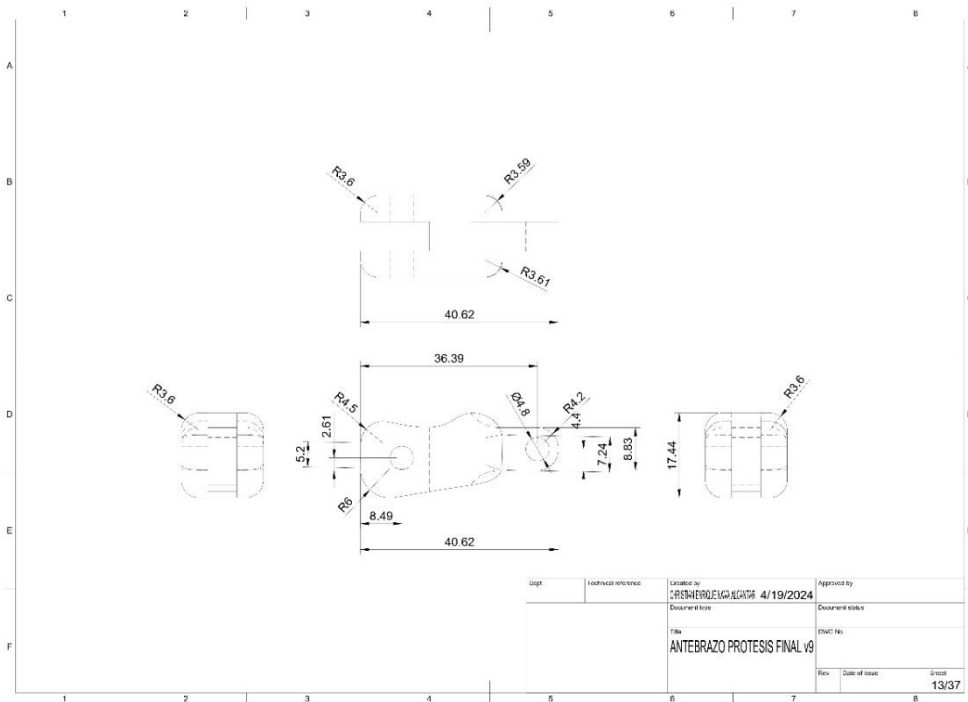
Anexo 5. Plano del piñón de la muñeca.



Anexo 6. Plano de la falange distal.

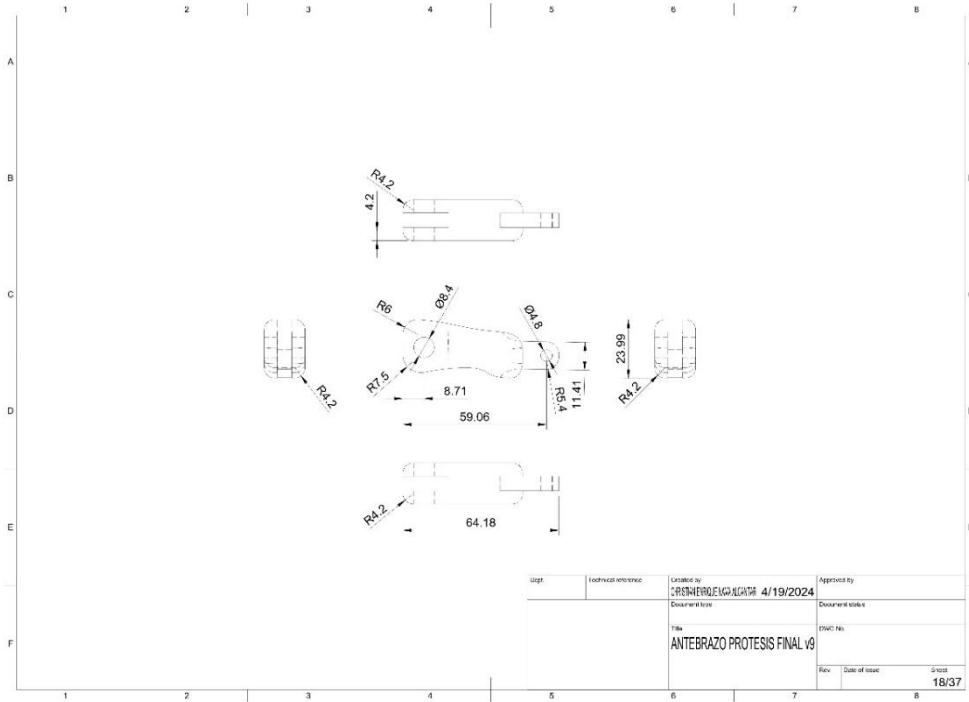


Anexo 7. Plano de la falange media.

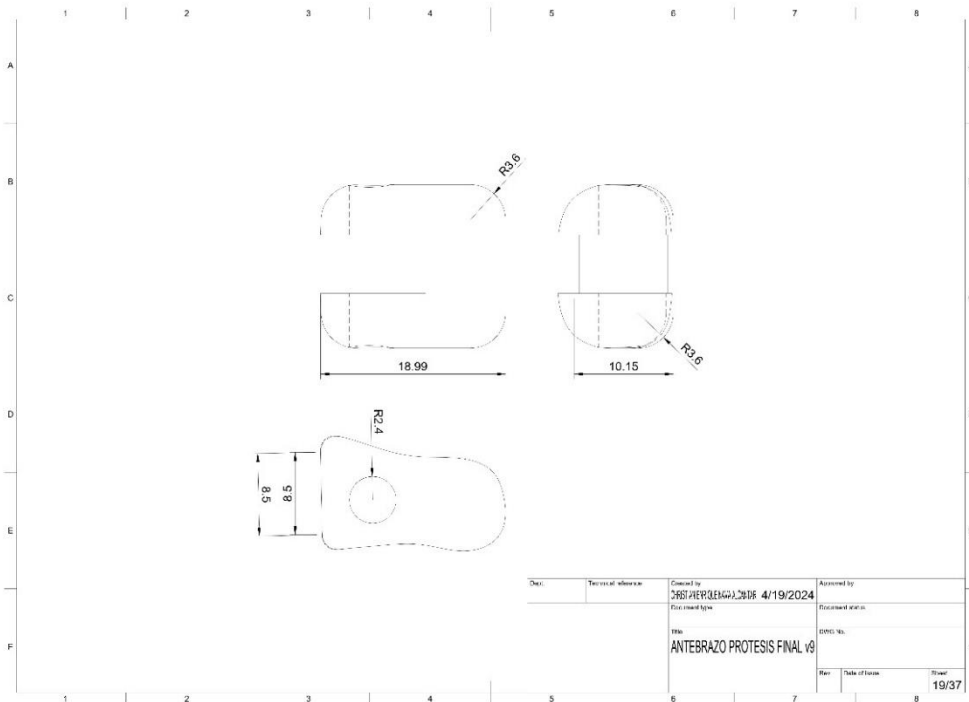


Anexo 8. Plano de la falange proximal.

Anexos.

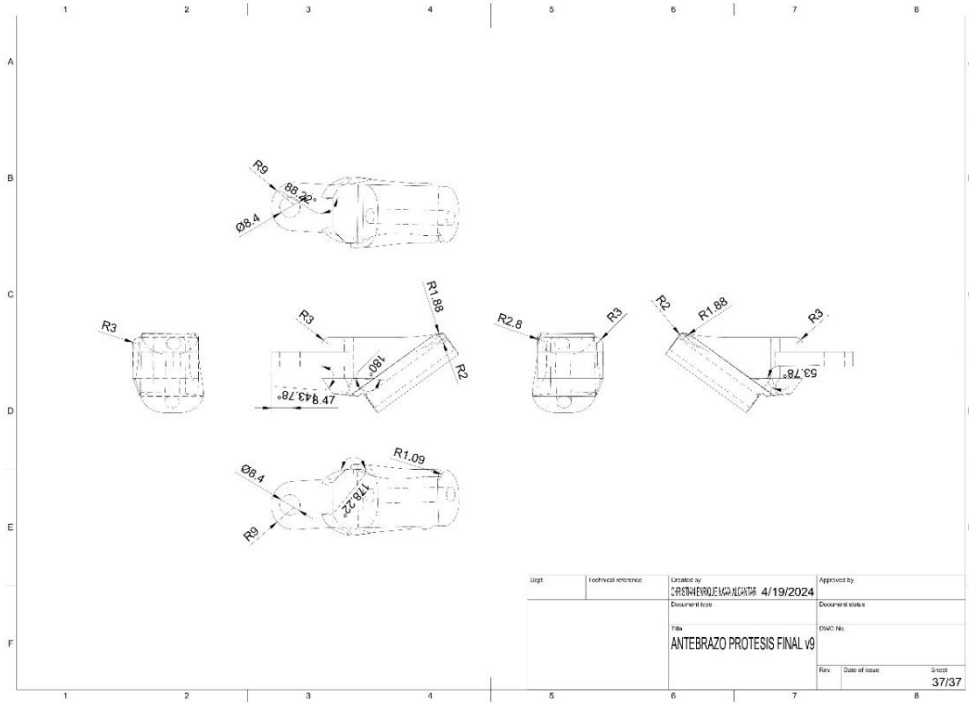


Anexo 9. Plano de la falange proximal del primer dedo.

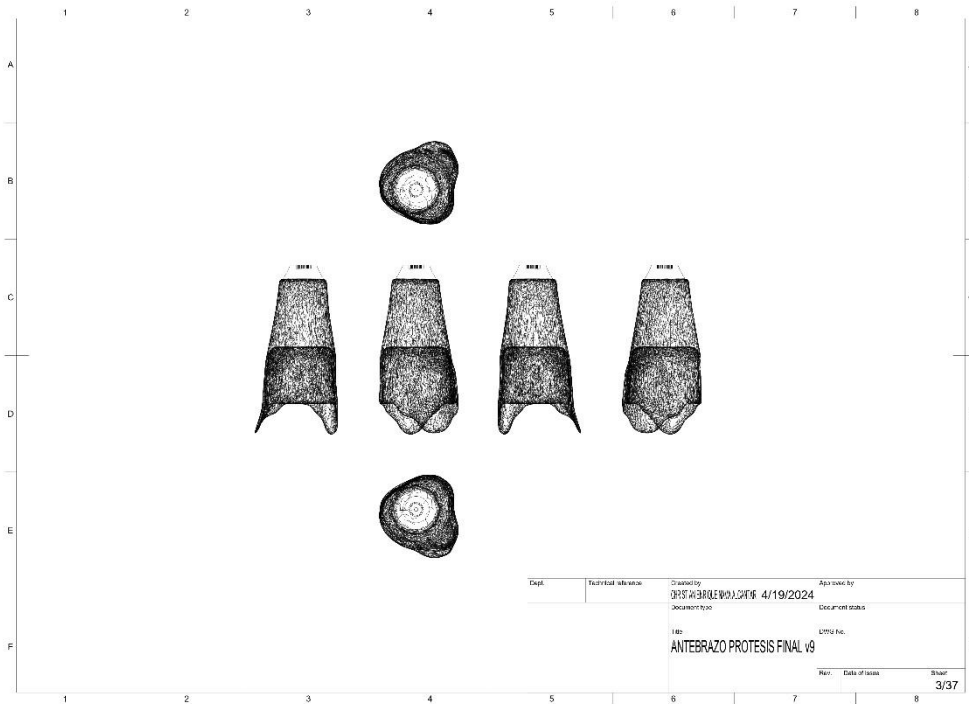


Anexo 10. Plano de la falange distal del primer dedo.

Anexos.



Anexo 11. Plano del primer metacarpiano de la mano.



Anexo 12. Plano del socket.