IMPLEMENTACIÓN DE HERRAMIENTAS MODERNAS DE INGENIERÍA PARA EL DISEÑO Y MANUFACTURA DE FÉRULAS PERSONALIZADAS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D.

ANDRES FELIPE ARIAS BERNAL

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTÁ D.C.
2025

IMPLEMENTACIÓN DE HERRAMIENTAS MODERNAS DE INGENIERÍA PARA EL DISEÑO Y MANUFACTURA DE FÉRULAS PERSONALIZADAS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D.

ANDRES FELIPE ARIAS BERNAL

PROYECTO DE TRABAJO DE GRADO EN LA MODALIDAD DE SOLUCIÓN A UN PROBLEMA DE INGENIERÍA, PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

DIRECTOR
ÓSCAR RODRIGO LÓPEZ VACA

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTÁ D.C.
2025

CONTENIDO

Pág.

1. INTRODUCCIÓN 15

2. OBJETIVOS 16

3. ANÁLISIS ANTROPOMÉTRICO Y BIOMECÁNICO COMO CONSIDERACIÓN PARA LA FABRICACIÓN DE FÉRULAS 17

3.2 BIOMECÁNICA DE LA MANO Y MUÑECA 19

3.2.1 Cinemática del carpo y el complejo articular de la muñeca. 19

3.3 PRINCIPIO DE PALANCA 21

3.4 POSICIÓN DE REPOSO DE LA MANO 23

3.5 POSICIÓN DE SEGURIDAD PARA LA INMOVILIZACIÓN DE LA MANO 24

4. MÉTODOS DE DIGITALIZACIÓN Y ESCANEO DE ESTRUCTURAS BIORGÁNICAS. 25

4.1 ESCANEO 3D 25

4.1.1 Escaneo 3D por contacto. 26

4.1.2 Escaneo 3D sin contacto (Escáner Activo) 27

4.1.3 Escáner 3D sin contacto (Pasivos) 30

5. ANÁLISIS DE DISTINTOS SISTEMAS DE MANUFACTURA ADITIVA 32

5.1 FOTOPOLIMERIZACIÓN 33

5.2 FUSIÓN. 34

5.3 INYECCIÓN DE AGLUTINANTE. 35

5.4 INYECCIÓN DE MATERIAL. 36

5.5 EXTRUSIÓN DE MATERIAL. 37

6. MATERIALES DE IMPRESIÓN PARA TECNOLOGÍA FDM. 38

6.1 PLA.....38
6.2 ABS.....38
6.3 PVA.....38
6.4 TPU.....39
6.5 NILÓN.....39
7. METODOLOGÍA.....40
7.1 ESTUDIO PATOLÓGICO.....41
7.2 EVALUACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR EN LA MUÑECA.....42
7.2.1 Conversión a Newtons.....44
7.3 CUMPLIMIENTO DE CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS. 45
7.4 ESCANEO TRIDIMENSIONAL DE LA EXTREMIDAD 46
7.4.1 Equipo utilizado.....46
7.5 POSTPROCESADO ESCANEO 3D. 53
7.5.1 Escalado de modelo a partir de la medida real de la extremidad.....55
7.6. MODELADO CAD DE ORTESIS Y SISTEMA DE AJUSTE.....56
7.6.1 Modelado de la superficie de la férula.....57
7.6.2 Sistema de colocación y ajuste 63
7.7 SIMULACIÓN Y ANÁLISIS ESTRUCTURAL MEDIANTE MEF. 67
7.7.1 Selección y asignación del material para la férula. 68
7.7.2 Enmallado del dominio para una malla con buena relación de aspecto. 69
7.7.3 Selección y revisión de contactos mecánicos.....79
7.7.4 Modelo de cargas.....82
7.8 OPTIMIZACIÓN DE LA FÉRULA MEDIANTE REDUCCIÓN DE MATERIAL. 92
7.8.1 Modelo con estructura lattice diseñado en Fusion 360.....94

7.8.2 Modelo con estructura lattice diseñado en Ansys SpaceClaim. 97

7.9 PREPARACIÓN PARA IMPRESIÓN 3D. 100

7.9.1 Importación y procesamiento del modelo. 100

7.9.2 Escalado y ajuste anatómico.....101

7.9.3 Configuración de parámetros para el Acrilonitrilo Butadieno Estireno. (ABS).....102

7.9.4 Aplicación de soportes.....103

7.9.5 Previsualización.....104

7.9.6 Exportación del archivo G-code.....104

7.10 IMPRESIÓN MEDIANTE FDM. 105

7.10.1 Preparación del entorno de impresión. 105

7.10.2 Parámetros técnicos durante la impresión. 106

7.10.3 Postproceso de la férula impresa 108

8. RESULTADOS 111

9. CONCLUSIÓN FINAL 113

10. RECOMENDACIONES 114

10.1 Estandarización del proceso de escaneo y diseño 114

10.2 Validación funcional en contextos clínicos 114

10.3 Adopción progresiva en entornos hospitalarios.....114

10.4 Uso de férulas impresas en 3D como fase posterior a la inmovilización con escayola 114

11. REFERENCIAS. 115

LISTA DE FIGURAS

Pág.

Figura 1. Longitudes de segmentos corporales 18

Figura 2. Movimiento de flexo-Extensión de muñeca. 20

Figura 3. Movimiento de desviación radial y cubital. 21

Figura 4. Palanca de primer grado. 22

Figura 5. Principio de palanca aplicado a las férulas. 23

Figura 6. Posición de reposo. 24

Figura 7. Posición de seguridad de la mano. 25

Figura 8. Proceso de digitalización de un objeto. 26

Figura 9. Escaneo de mandíbula mediante sonda de contacto. 27

Figura 10. Esquema de triangulación láser. 28

Figura 11. Incidencia de la rejilla frente a un objeto 29

Figura 12. Tiempo de vuelo para un impulso láser. 30

Figura 13. Múltiples imágenes superpuestas tomadas desde diferentes posiciones y ángulos. 31

Figura 14. Impresión 3D mediante resina. 34

Figura 15. Fusión láser en cama de polvos. 35

Figura 16. Funcionamiento de inyección de aglutinante 36

Figura 17. Dispositivo de impresión 3D por inyección de material 37

Figura 18. Diagrama de flujo; Metodología 40

Figura 19. Dinamómetro de precisión. 42

Figura 20. Fuerza muscular de la muñeca aplicada al dinamómetro. 43

Figura 21. Escáner 3D Artec Space Spider. 46
Figura 22. Proceso para el escaneo y procesado 3D. 47
Figura 23. Escaneo 3D brazo y muñeca. 48
Figura 24. Configuraciones en el proceso de escaneado. 49
Figura 25. Imagen con ruido debido a movimientos bruscos en el escaneo. 50
Figura 26. Imágenes tomadas durante el proceso de escaneado. 51
Figura 27. Alineación y fusión de imágenes. 51
Figura 28. Objeto Fusionado y suavizado. 52
Figura 29. Corrección de errores y creación de malla. 53
Figura 30. Inspección de fallos de modelo 3D. 54
Figura 31. Corrección manual de errores. 54
Figura 32. Foto referencia a tamaño real. 55
Figura 33. Comparación modelo 3D y foto de referencia. 55
Figura 34. Modelo STL de brazo. 56
Figura 35. Diferencia entre STL y CAD. 57
Figura 36. Medición de la posición de la férula. 58
Figura 37. Cilindro base para modelado. 58
Figura 38. Moldeado de geometría sobre el brazo. 59
Figura 39. Geometría del antebrazo adaptada al paciente. 60
Figura 40. Geometría de ortesis Adaptada al paciente. 60
Figura 41. Tolerancia de acople. 61
Figura 42. Extrusión de malla. 62
Figura 43. Corte transversal férula. 62
Figura 44. Sistema de seguros tipo pin. 63

Figura 45. Ubicación de los seguros A. 64
Figura 46. Deformación de la férula en Extensión de muñeca. 65
Figura 47. Ubicación de los seguros B.....66
Figura 48. Tolerancia interna sistema de sujeción. 67
Figura 49. Engineering Data. Ansys Workbench.....68
Figura 50. Asignación de material de trabajo. 68
Figura 51. Propiedades mecánicas del material (ABS).....69
Figura 52. Malla generada por defecto.....69
Figura 53. Gráfica de calidad de elementos (enmallado base).....70
Figura 54. Body Sizing y método de malla.....71
Figura 55. Defectos de malla en geometría compleja. 72
Figura 56. Cortes de cara a causa de la geometría irregular. 73
Figura 57. Pinch Control. 74
Figura 58. Malla con superficie irregular.....75
Figura 59. Malla demasiado grande en zonas de interés.....76
Figura 60. Malla mejorada en las superficies de contacto. 77
Figura 61. Gráfica de calidad de elementos (enmallado corregido). 78
Figura 62. Movimientos principales de la muñeca. 79
Figura 63. Contactos aplicados a los movimientos de flexión y extensión.....80
Figura 64. Contactos aplicados para los movimientos de desviación cubital y radial. 81
Figura 65. Organigrama ANSYS Mechanical.....82
Figura 66. Modelo de cargas extensión de muñeca. 83
Figura 67. Deformaciones de la férula en la extensión de muñeca.....84
Figura 68. Esfuerzos de la férula en extensión.....84

Figura 69. Modelo de cargas Flexión de muñeca.....85
Figura 70. Deformación de la férula en movimientos de flexión de muñeca. 86
Figura 71. Esfuerzos de la férula en flexión.....86
Figura 72. Modelo de cargas Desviación cubital.....87
Figura 73. Deformación de la férula en movimientos de la desviación cubital. 88
Figura 74. Esfuerzos de la férula en Desviación Cubital. 88
Figura 75. Modelo de cargas Desviación Radial.....89
Figura 76. Deformación de la férula en movimientos de la desviación radial. 90
Figura 77. Esfuerzos de la férula en Desviación Radial. 90
Figura 78. Propiedades físicas de la férula sin optimización. 92
Figura 79. Contorno de contacto de la férula. 93
Figura 80. Zonas límite de desfase.....94
Figura 81. Tipos de geometría para la celosía.....95
Figura 82. Parámetros de operación.....95
Figura 83. Peso final de la férula.....96
Figura 84. Zonas donde convertir a entramado.....97
Figura 85. Entramado de Schwarz P. 98
Figura 86. Parámetros de entramado.....99
Figura 87. Férula con celosía. 100
Figura 88. Conversión de modelo 3D a STL. 101
Figura 89. Escalado modelo 3D. 102
Figura 90. Configuración de soporte.....103
Figura 91. Previsualización de laminado. 104
Figura 92. Impresora Anycubic Kobra S1. 105

Figura 93. Entorno de visualización de impresión.....107

Figura 94. Impresión férula.....108

Figura 95. Extracción de soportes de impresión. 109

Figura 96. Filamentos sobrantes en voladizos. 110

Figura 97. Postproceso térmico.....110

Figura 98. Resultado final.....111

LISTA DE TABLAS

Pág.

Tabla 1. Tipos de tecnología de impresión 3D.....32

Tabla 2. Fuerzas medidas por el dinamómetro. 44

Tabla 3. Parámetros de impresión para el ABS 103

LISTA DE ANEXOS

Pág.

ANEXO 1. Datashet Filamento.....116

ANEXO 2. Calculadora de impresión.....116

RESUMEN

El presente trabajo de grado expone la implementación de herramientas modernas de ingeniería para el diseño y fabricación de férulas personalizadas mediante impresión 3D, como una alternativa eficiente, ergonómica y económica frente a los métodos tradicionales de inmovilización con yeso. Se parte de un análisis antropométrico y biomecánico de la mano y muñeca, con el fin de entender sus dinámicas funcionales y estructurales, lo cual permite diseñar dispositivos ortopédicos adaptados a la morfología de cada paciente.

Se emplean tecnologías de escaneo tridimensional, utilizando escáneres de luz estructurada, para digitalizar la extremidad afectada. Posteriormente, se realiza el modelado tridimensional de la ortesis en un software CAD, seguido de simulaciones estructurales mediante el método de elementos finitos (FEM), evaluando la resistencia y deformación de la férula ante distintos movimientos y cargas mecánicas.

El prototipo fue fabricado con tecnología FDM utilizando ABS, optimizando peso y consumo de material mediante estructuras tipo celosías internas. Los resultados demuestran un diseño funcional con un factor de seguridad elevado y mejoras significativas frente a las férulas tradicionales: reducción de peso, mayor confort, fácil remoción, resistencia al agua y adaptabilidad anatómica.

Este trabajo concluye que la manufactura aditiva, combinada con técnicas de escaneo y modelado avanzado, permite desarrollar dispositivos médicos personalizados que mejoran la calidad de vida de los pacientes y optimizan los recursos del sistema de salud.

ABSTRACT

This study presents the implementation of modern engineering tools for designing and fabricating customized splints, utilizing 3D printing as an efficient, ergonomic, and cost-effective alternative to traditional plaster-based immobilization methods. The process begins with an anthropometric and biomechanical analysis of the hand and wrist to understand their functional and structural dynamics, enabling the creation of orthopedic devices tailored to each patient's unique morphology.

Structured light scanning technology is employed to digitize the affected limb, generating a precise 3D representation. A digital model of the orthosis is then developed using computer-aided design (CAD) software, followed by structural simulations through the Finite Element Method (FEM) to assess the splint's mechanical performance under various movements and loading conditions.

The prototype is fabricated using Fused Deposition Modeling (FDM) with ABS material, incorporating internal lattice structures to optimize weight and material usage. The results demonstrate a functional design with a high safety factor and notable improvements over conventional splints, including reduced weight, enhanced comfort, ease of use, water resistance, and anatomical adaptability.

This work concludes that additive manufacturing, combined with advanced scanning and modeling techniques, facilitates the development of personalized medical devices that enhance patient quality of life while optimizing healthcare system resources.

1. INTRODUCCIÓN

Las extremidades humanas son una herramienta esencial y altamente sofisticada que involucra una combinación única de destreza, fuerza y coordinación que permite a las personas llevar a cabo una infinidad de actividades necesarias para su vida diaria [1]. De acuerdo a la Organización Mundial De la Salud (OMS). Unos 5.8 millones de personas mueren cada año como resultado de traumatismos y lesiones, representando el 10% de todas las defunciones registradas en el mundo. Entre 20 y 50 millones de personas sufren traumatismos o lesiones no mortales, las cuales muchas pueden llegar a convertirse en una discapacidad permanente a causa de la falta de tratamiento [2], exponiendo así el impacto significativo de los accidentes relacionados con las extremidades humanas. Con el aumento constante de la actividad física y las demandas de la vida moderna, el tratamiento de lesiones en estas áreas se vuelve crucial.

Por lo general, las lesiones y traumas más frecuentes involucran la fractura de distintos huesos del cuerpo, las cuales deben ser atendidas en el menor tiempo posible para no generar más daños al paciente. En el caso de lesiones menores, se recurre a la inmovilización del área afectada, mientras que las fracturas más graves o complicadas requieren intervención quirúrgica. Hasta la fecha, el tratamiento estándar para la inmovilización implica el uso de órtesis de yeso, comúnmente conocida como escayola, la cual a lo largo de la historia ha sido un dispositivo muy eficiente para la recuperación de estas lesiones. Sin embargo, a pesar de ser un tratamiento sencillo y confiable, esta presenta diversas desventajas y causa molestias en los pacientes que la utilizan [3].

Uno de los problemas más evidentes es la disminución de la masa muscular, debido a una prolongada falta de movimiento, ya que no es posible remover una escayola sin romperla. Así mismo, puede provocar sensaciones incómodas de comezón e irritación en la zona inmovilizada, debido a que las vendas de yeso absorben la humedad del brazo, lo que en algunos casos puede resultar en la aparición de infecciones o reacciones alérgicas en la piel. Además, estas escayolas no son aptas para el contacto con el agua, lo que restringe considerablemente las actividades diarias [4].

Combinando conceptos de ingeniería y medicina, haciendo uso de técnicas como el escaneo 3D, la manufactura aditiva y los diferentes avances tecnológicos, es posible superar e incluso evitar completamente las desventajas de una férula de yeso, sin renunciar a su eficacia y su versatilidad. Es posible fabricar un tipo de férula que se adapte por completo a las necesidades de cada paciente, aprovechando las herramientas computacionales de diseño CAD [5]. Estas férulas pueden ser manufacturadas a través de la impresión 3D utilizando materiales termoplásticos, los cuales son más ligeros y ergonómicos. Además, poseen la ventaja de poder retirarse en cualquier momento y al estar hechas de plástico, también tienen la particularidad de ser sumergibles en agua sin que sus propiedades estructurales se vean afectadas, presentándose como una alternativa altamente viable para solucionar las desventajas asociadas a las férulas convencionales de yeso.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

Implementar herramientas modernas de ingeniería para el diseño y manufactura de férulas personalizadas mediante impresión 3D.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar los requerimientos de diseño de la férula de acuerdo con la antropometría del paciente mediante escaneo tridimensional.

- Establecer la geometría y configuración de la férula mediante modelado avanzado en software CAD.

- Determinar el comportamiento estructural de la férula mediante análisis por elementos finitos.

- Aplicar técnicas de impresión 3D para reducir tiempos y material en el proceso de fabricación.

3. ANÁLISIS ANTROPOMÉTRICO Y BIOMECÁNICO COMO CONSIDERACIÓN PARA LA FABRICACIÓN DE FÉRULAS

El estudio de las mediciones del cuerpo humano desempeña un papel fundamental en el desarrollo de férulas, órtesis y diversos dispositivos prostéticos. Estas mediciones brindan una aproximación más precisa a los requisitos médicos y a las dimensiones específicas del paciente, considerando que estas varían significativamente entre un individuo y otro, según diversas características, como el peso, la edad, el género y la ascendencia, entre otros factores [6].

Aunque la mayoría de estas necesidades se abordan mediante medidas básicas lineales, de área y de volumen, el análisis del movimiento humano requiere también mediciones cinéticas, como masas, momentos de inercia y sus ubicaciones. Además, es crucial tener un conocimiento moderado sobre los centros de rotación de las articulaciones, el origen e inserción de los músculos, los ángulos de tracción de los tendones, la longitud y área transversal de los músculos. Este enfoque integral en las mediciones garantiza una atención más completa a las complejas interacciones biomecánicas del cuerpo humano, permitiendo el diseño y la fabricación de dispositivos ortopédicos más eficientes y personalizados.

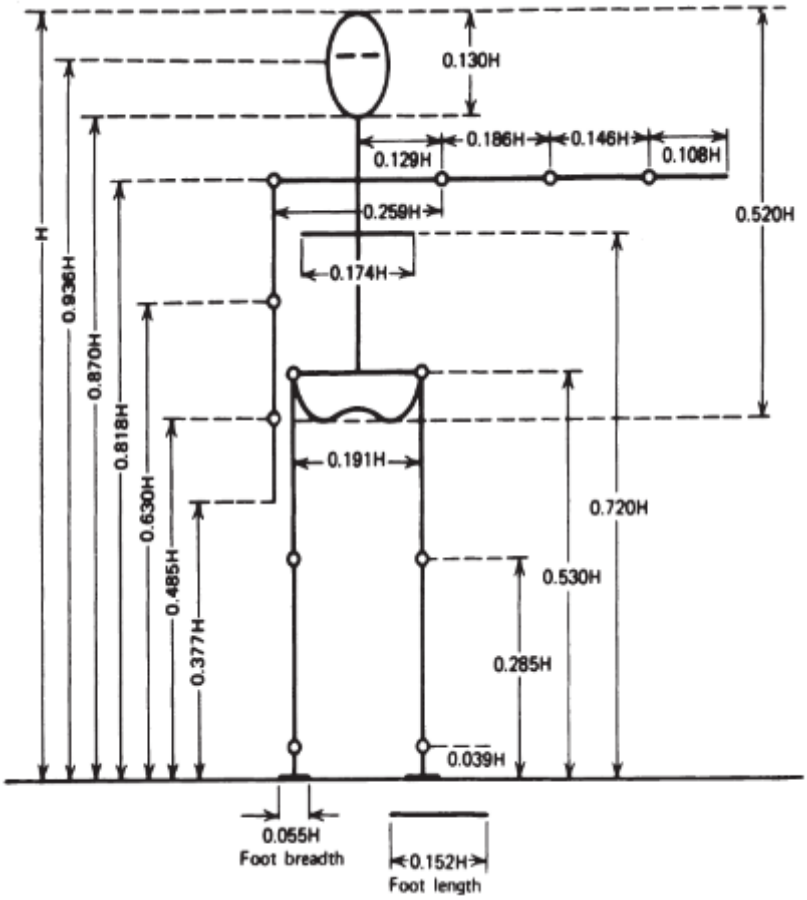
3.1 DIMENSIONES DE LOS SEGMENTOS ARTICULARES (PORCENTAJE DE ALTURA CORPORAL)

Debido a la gran cantidad de factores que afectan en las medidas antropométricas de un individuo, es esencial llevar a cabo análisis estadísticos que contribuyan a establecer un diseño inicial de la órtesis. Esto posibilita la parametrización y dimensionamiento del diseño de manera aproximada a la realidad antes de realizar mediciones específicas en el paciente [6].

La dimensión corporal fundamental está vinculada a la longitud de los segmentos entre las articulaciones, una variable que experimenta notables cambios según la constitución física, el género y el origen racial de cada individuo. Con el paso del tiempo se han formulado una serie de estimaciones precisas acerca de estas longitudes y las ubicaciones de los centros articulares en relación con puntos anatómicos clave.

Este conjunto de longitudes de los segmentos se ha expresado mediante el porcentaje de altura corporal, como se ilustra en la Figura 1. Estos porcentajes constituyen una sólida aproximación en ausencia de datos más específicos obtenidos mediante mediciones directas del paciente [7]. Este enfoque estadístico previo hace que el diseño de órtesis sea más preciso y eficiente, permitiendo anticipar y priorizar las necesidades individuales de manera más asertiva y ajustada a la diversidad antropométrica y patológica de la población.

Figura 1. Longitudes de segmentos corporales



Fuente: [7].

3.2 BIOMECÁNICA DE LA MANO Y MUÑECA

La muñeca y la mano son herramientas esenciales para la realización de numerosas actividades diarias, que requieren una coordinación motora fina. La mano, en particular, es capaz de realizar tareas delicadas y precisas, como la escritura, el uso de cubiertos, vestirse, dibujar, modelar, tejer, etc.

La complejidad de estas funciones se debe a la interacción de numerosos huesos, articulaciones y músculos presentes en la mano y la muñeca. Esta intrincada red anatómica se convierte en un sistema altamente coordinado, capaz de realizar un amplio rango de movimientos.

En este contexto, es importante considerar cómo estas estructuras biomecánicas influyen en la ergonomía y el soporte. El análisis detallado de la biomecánica de la muñeca proporciona información valiosa para adaptar las férulas de manera efectiva, asegurando no solo la estabilidad y protección necesarias, sino también la preservación de la funcionalidad y el rango de movimiento natural [8].

3.2.1 Cinemática del carpo y el complejo articular de la muñeca. La muñeca es una articulación sumamente compleja, compuesta por una amalgama de huesos, tendones, ligamentos y músculos. Esta complejidad anatómica no solo contribuye a estabilizar la muñeca y permitir el desarrollo de movimientos complejos en diferentes planos del espacio, sino que también posibilita una transmisión eficiente de fuerza hacia la mano [9].

Es importante destacar que la muñeca carece de músculos internos, ya que está principalmente conformada por ligamentos y tendones. Los músculos responsables de dirigir el movimiento de la mano residen en el antebrazo y se extienden hacia la muñeca a través de tendones. Si bien estos músculos tienen su origen en el antebrazo, su acción se extiende hacia la muñeca y finalmente alcanza los dedos. Operando como palancas de primer grado, lo que facilitan la transmisión de la contracción y relajación muscular desde el antebrazo hasta los huesos de la muñeca y los dedos. Esta acción conjunta permite una amplia gama de movimientos tanto en el plano sagital, (flexión y extensión), como en el plano frontal, (abducción y aducción) de la muñeca [10].

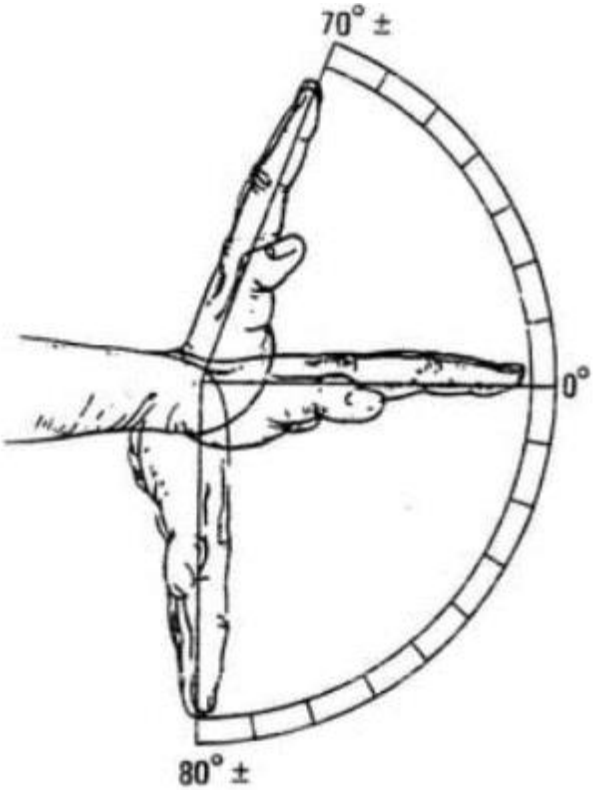
3.2.1.1 Movimiento de Flexo-extensión de la muñeca. Los movimientos de flexo-extensión de la muñeca posibilitan acercar o alejar la palma de la mano respecto al antebrazo (Figura 2).

La flexión de la muñeca implica la inclinación de la palma de la mano hacia la cara anterior del antebrazo, con un rango de movimiento que oscila entre los 70° y 80° grados. Los músculos activos en este proceso son el palmar mayor, cubital anterior, abductor del pulgar y los flexores de los dedos, siendo estos últimos los responsables de la extensión. La

realización eficiente de la flexión se logra de manera sinérgica, evitando la previa flexión de los dedos.

Por otro lado, la extensión de la muñeca se caracteriza por la aproximación de la cara dorsal de la mano hacia el dorso del antebrazo, con un rango de movimiento que se sitúa entre 65° y 85° grados. Los músculos fundamentales en este proceso son el extensor ulnar del carpo, el extensor radial corto y el extensor radial largo, los cuales también desempeñan una función estabilizadora en la articulación [9], [10].

Figura 2. Movimiento de flexo-Extensión de muñeca.



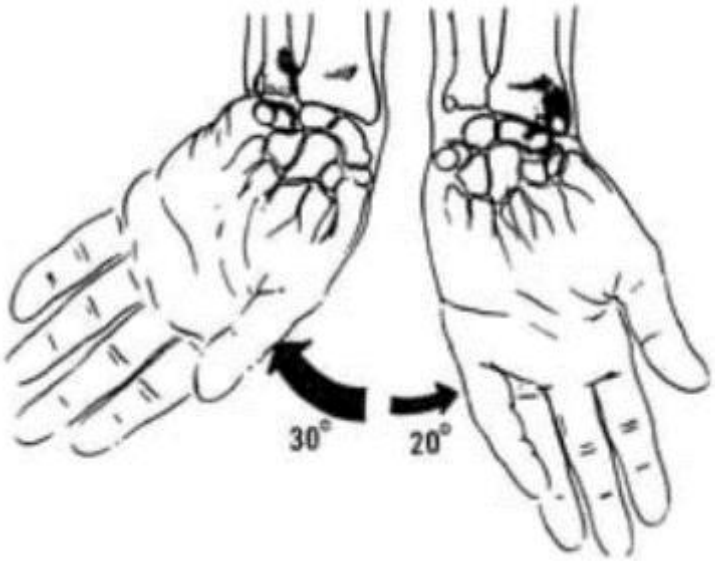
Fuente: [11].

3.2.1.2 Movimiento de desviación radial y cubital de la muñeca. Por otra parte, la abducción o desviación radial y cubital posibilita el alejamiento o acercamiento de la mano con respecto al plano medial del antebrazo, como se ilustra en la Figura 3. La abducción o

desviación radial permite distanciar la mano del plano medial, alcanzando aproximadamente un ángulo de movilidad de 15° y 25°. En contraste, la aducción o desviación cubital posibilita la aproximación de la mano hacia el plano medial, con un rango de movimiento que varía entre 30° y 45°.

Los músculos involucrados son el flexor radial del carpo, el extensor radial largo y corto. Estos músculos actúan de manera coordinada para generar simultáneamente abducción y extensión [9], [10].

Figura 3. Movimiento de desviación radial y cubital.



Fuente: [11].

3.3 PRINCIPIO DE PALANCA

El concepto de palanca en el cuerpo humano abarca tanto su aspecto físico, enfatizando las fuerzas involucradas, como su dimensión biológica, donde los músculos, articulaciones y huesos se entrelazan para formar un sistema de movilidad y estabilidad. Desde una perspectiva física, las fuerzas se distribuyen y aprovechan para generar movimientos eficientes, mientras que, en el ámbito biológico, la coordinación precisa entre estos elementos es esencial para mantener el equilibrio y ejecutar acciones con precisión. Así, comprender la palanca en el cuerpo humano implica no solo conocer sus principios mecánicos, sino también apreciar la complejidad y la interacción entre las estructuras biológicas que la componen.

El principio de palanca es un aspecto fundamental a considerar en el diseño y la aplicación de férulas para lesiones en diversas extremidades. Este principio establece que la eficacia de una palanca de primer grado depende de la relación entre la distancia del punto de aplicación de la fuerza (potencia), el punto de apoyo y el objeto que se está moviendo (resistencia) [12], como se muestra en la Figura 4. En el contexto específico del conjunto de mano, muñeca y antebrazo, es importante destacar que el antebrazo actúa como una palanca de primer grado, dado que es desde donde los músculos se extienden hacia los dedos y la muñeca. Por lo tanto, comprender cómo aplicar este principio en el diseño de férulas es crucial para asegurar un soporte óptimo y facilitar la recuperación.

Figura 4. Palanca de primer grado.

Fuente: [12].

Al utilizar una férula en el antebrazo, se establece un punto de apoyo, generalmente en la articulación de la muñeca. El antebrazo actúa como el brazo de potencia, aplicando la fuerza necesaria para mover la mano o realizar otras acciones, mientras que los músculos y tendones palmares proporcionan resistencia (Figura 5), estabilizando la mano y el antebrazo contra la fuerza aplicada [8]. Esto es especialmente relevante en casos de lesiones o cirugías, donde se requiere inmovilización para permitir la curación adecuada de los tejidos afectados.

Figura 5. Principio de palanca aplicado a las férulas.

Fuente: [8].

Es importante considerar la longitud y la posición de la férula durante el proceso de diseño. Una férula demasiado corta, al reducir la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza y el punto de apoyo, puede aumentar la carga en la articulación de la muñeca y causar molestias o incluso lesiones adicionales. Por otro lado, una férula que se extienda hasta el tercio proximal del antebrazo proporcionará un punto de apoyo más estable y distribuirá mejor las fuerzas a lo largo del antebrazo, minimizando la tensión en las articulaciones y los tejidos circundantes [8], [12].

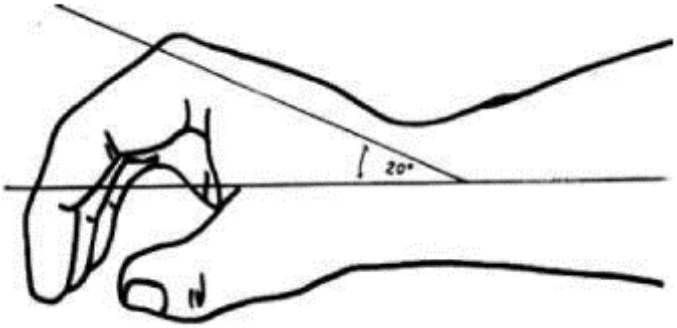
Además, la elección de materiales para la férula también influye en su capacidad para soportar dicha palanca de manera efectiva. Los materiales deben ser lo suficientemente rígidos como para proporcionar el soporte necesario, pero también deben permitir cierta flexibilidad para adaptarse a los contornos del antebrazo y garantizar la comodidad del paciente durante el uso prolongado.

3.4 POSICIÓN DE REPOSO DE LA MANO

La posición de reposo de la mano es una posición anatómica que busca proporcionar comodidad y relajación a las estructuras articulares y musculares de la extremidad superior. En esta posición, la muñeca se encuentra ligeramente extendida, aproximadamente entre 20° y 30° grados (Figura 6), permitiendo un equilibrio adecuado entre el descanso y la funcionalidad. La articulación metacarpofalángica se encuentra en una posición de flexión de aproximadamente 45° grados [8], mientras que las articulaciones interfalángicas adoptan

una semiflexión. La disposición del pulgar e índice en forma de C contribuye a minimizar la tensión muscular y articular, facilitando la posición de reposo y preparando la mano para realizar movimientos más eficientes. Este posicionamiento ergonómico promueve la relajación y previene la fatiga durante periodos de inactividad, contribuyendo así al bienestar general de la mano y la muñeca.

Figura 6. Posición de reposo.

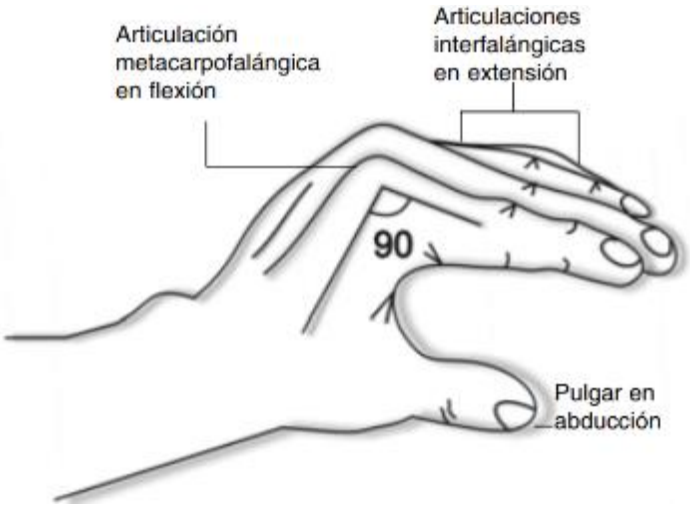


Fuente: [8].

3.5 POSICIÓN DE SEGURIDAD PARA LA INMOVILIZACIÓN DE LA MANO

Los ligamentos colaterales de las articulaciones metacarpo-falángicas están relajados cuando se extienden y se tensan cuando se flexionan. Si las articulaciones se mantienen en posición extendida durante la inmovilización de la mano, los ligamentos colaterales se acortan y causan rigidez, impidiendo la flexión. Por lo tanto, la posición adecuada para inmovilizar estas articulaciones es con un ángulo de flexión de 80-90 grados, mientras que las interfalángicas deben mantenerse en extensión completa y el pulgar en extensión o abducción. Esta posición, conocida como posición de seguridad (Figura 7), se recomienda especialmente durante la inmovilización prolongada para prevenir deformidades, ya que preserva la longitud de los ligamentos colaterales [13].

Figura 7. Posición de seguridad de la mano.



Fuente: [13].

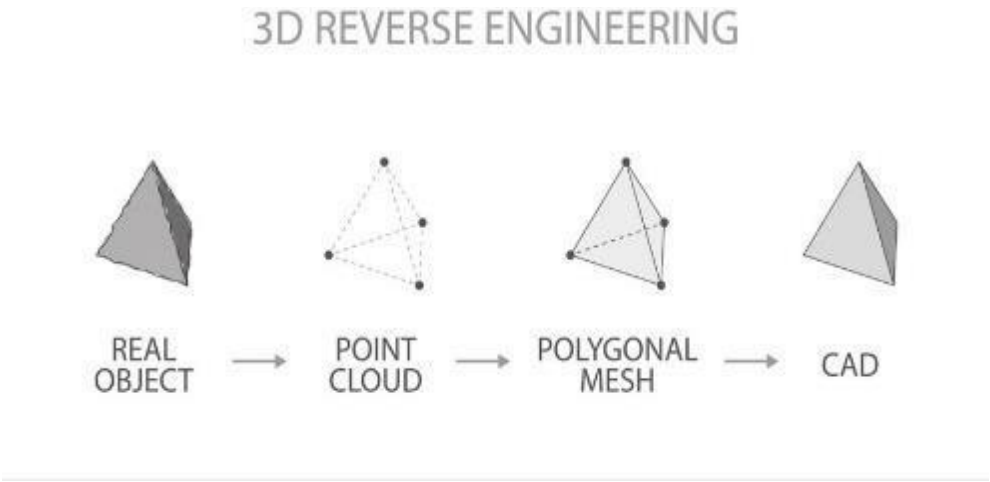
4. MÉTODOS DE DIGITALIZACIÓN Y ESCANEO DE ESTRUCTURAS BIORGÁNICAS.

4.1 ESCANEO 3D

Un escáner 3D es un dispositivo utilizado para convertir un objeto físico a uno digital. Mediante un proceso de detección, el escáner emplea diversas tecnologías para recopilar datos acerca de la geometría y las medidas del objeto en cuestión. También dependiendo de la tecnología empleada se puede capturar características más complejas como la textura o el color del objeto. Los datos escaneados se componen de nubes de puntos; esto significa que cada punto escaneado tiene una posición en el espacio en términos de un sistema de coordenadas [14].

Los datos obtenidos son compilados mediante un software especializado, diseñado para procesar y gestionar la nube de puntos, pero es necesario recalcar que esto variará según el fabricante. Estos programas se encargan de proporcionar una interfaz digital donde el usuario puede manipular y manejar esta nube de puntos. El proceso básico de digitalización de la nube de puntos se muestra en la Figura 8.

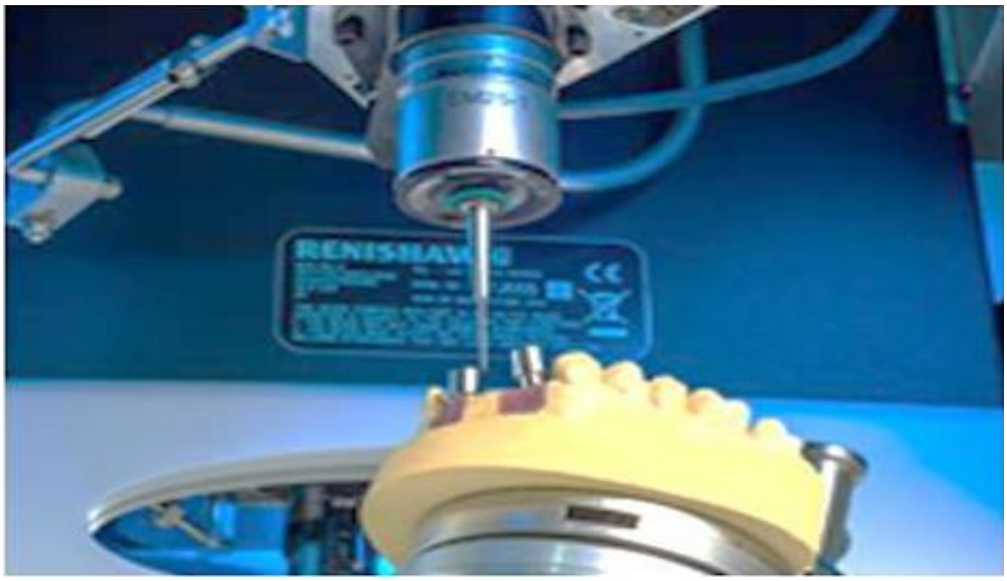
Figura 8. Proceso de digitalización de un objeto.



Fuente: [15].

4.1.1 Escaneo 3D por contacto. Este dispositivo de escaneo tridimensional utiliza sondas de contacto, que recorren toda la superficie de un objeto, como se muestra en la Figura 9, registrando su geometría a medida que se desplaza sobre la pieza. No obstante, la sonda puede ocasionar daños en objetos de valor artístico, histórico u otro tipo. Su principal aplicación se encuentra en el ámbito de la fabricación, donde su precisión es excepcionalmente alta y resulta especialmente útil para el control dimensional [16].

Figura 9. Escaneo de mandíbula mediante sonda de contacto.



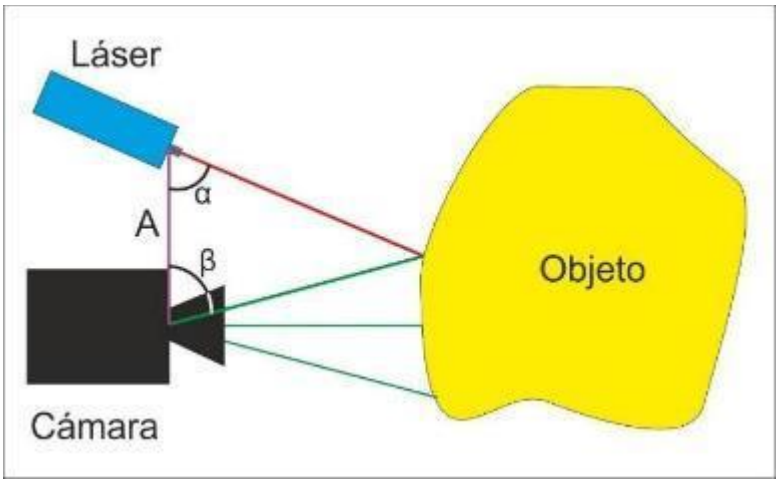
Fuente: [16].

4.1.2 Escaneo 3D sin contacto (Escáner Activo).

4.1.2.1 Triangulación. La técnica de triangulación utiliza un láser para medir la forma y la posición de un objeto. El láser emite luz que golpea el objeto y luego es recogida por un sensor. Usando cálculos trigonométricos, se determina la distancia entre el objeto y el escáner [5].

Se llama "triangulación" porque el láser, la cámara y el objeto forman un triángulo. Como se muestra en la Figura 10, se conoce el lado A y el ángulo α, con los que se puede calcular el ángulo β de la cámara. Estos datos permiten calcular las dimensiones del triángulo y la posición de cada punto en el espacio para crear una nube de puntos. La precisión puede ser muy alta, pero depende del ángulo β, lo que limita el alcance máximo a 20-30 cm [17].

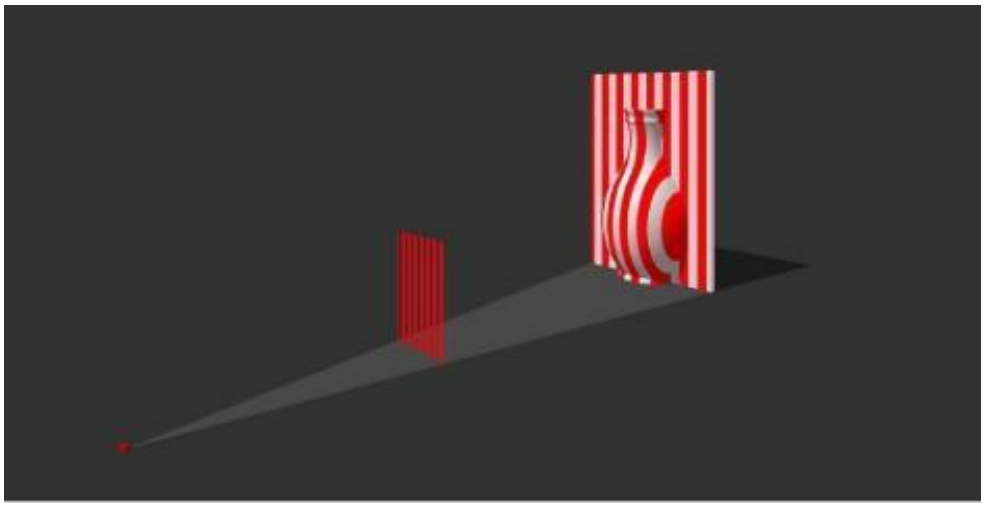
Figura 10. Esquema de triangulación láser.



Fuente: [17].

4.1.2.2 Luz estructurada. La técnica de luz estructurada implica proyectar un patrón de luz, generalmente compuesto por líneas o una cuadrícula, sobre un objeto que se desea escanear con un escáner 3D. Cuando esta luz incide en el objeto, se distorsiona debido a las curvas, huecos o relieves del objeto (Figura 11). Una cámara en el escáner captura fotograma por fotograma estos patrones de luz distorsionados al reflejarse en el objeto. Luego, un software de escaneo analiza estos patrones y los utiliza para crear una representación precisa y tridimensional de todas las superficies del objeto escaneado [18].

Figura 11. Incidencia de la rejilla frente a un objeto.

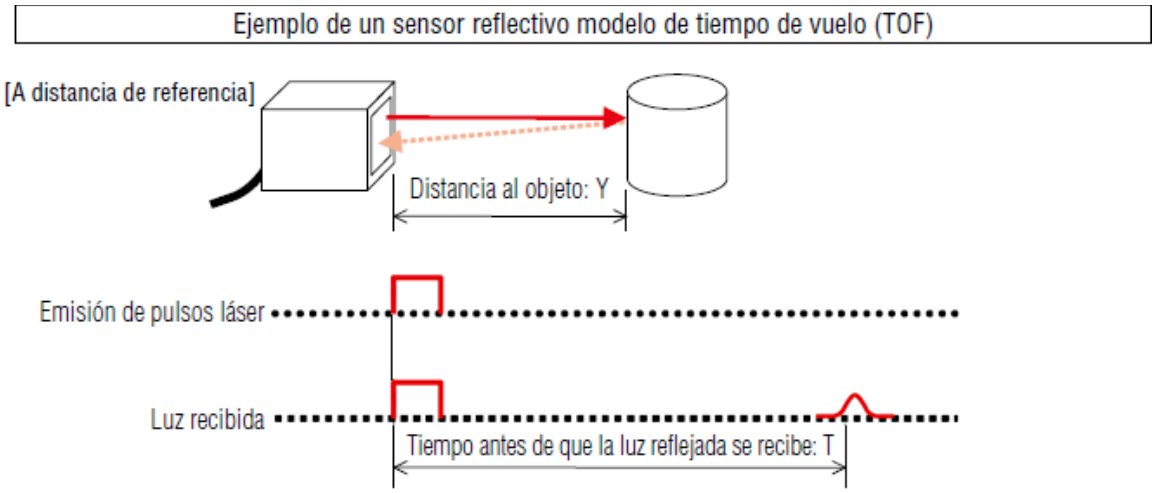


Fuente: [18].

El número de fotogramas capturados en una sesión de escaneo depende del tamaño del objeto y de la duración del proceso, y puede llegar a ser cientos o incluso miles de imágenes.

4.1.2.3 Tiempo de vuelo. Los escáneres láser de pulso, también llamados escáneres de tiempo de vuelo, emiten haces de luz pulsada hacia un objeto y mide el tiempo que tardan en regresar al sensor (Figura 12), determinando la distancia hasta ese objeto. Estos sistemas utilizan circuitos extremadamente precisos que operan a escalas de tiempo del orden de los picosegundos, lo que les permite calcular el tiempo de retorno de millones de pulsos láser y así calcular la distancia [15].

Figura 12. Tiempo de vuelo para un impulso láser.



Fuente: [15].

4.1.2.4 Diferencia de fase. Los escáneres láser de cambio de fase son una tecnología de escaneo 3D que utiliza rayos láser modulados para medir la distancia a un objeto. Funcionan emitiendo ondas láser de diferentes longitudes de onda sobre el objeto y luego comparando la fase de las ondas emitidas con las recibidas. Esto permite determinar la distancia del objeto con alta precisión, aproximadamente 2 mm por cada 25 m de distancia.

Los escáneres láser de cambio de fase son precisos y rápidos, pero su alcance se encuentra en un punto intermedio entre los dispositivos de tiempo de vuelo y los escáneres por triangulación. Son adecuados para aplicaciones como la generación de planos de plantas industriales y la comprobación de túneles [5].

4.1.3 Escáner 3D sin contacto (Pasivos)

4.1.3.1 Fotogrametría. La fotogrametría es una disciplina que se destaca por su versatilidad y aplicación en diversas áreas. Se basa en la creación de modelos tridimensionales a partir de fotografías bidimensionales capturadas mediante cámaras (Figura 13), lo que permite obtener información precisa sobre la geometría, dimensiones y posición espacial de objetos o escenas. Esta técnica se ha popularizado con el tiempo y encuentra aplicaciones en campos tan variados como la cartografía, la arquitectura, la ingeniería, la arqueología y la industria cinematográfica, entre otros. Para llevar a cabo la fotogrametría, se pueden emplear tanto cámaras profesionales como smartphones, aunque la precisión dependerá en gran medida del equipo utilizado y del software empleado para procesar las imágenes y crear un modelo tridimensional a partir de la nube de puntos

generada. A pesar de su accesibilidad y amplio rango de aplicaciones, es importante tener en cuenta que la calidad de los resultados puede verse afectada por condiciones de iluminación y contraste, así como por brillos indeseados en las imágenes. Por tanto, la elección de utilizar la fotogrametría dependerá de la naturaleza de la tarea y las condiciones específicas de captura de las imágenes [19]

Figura 13. Múltiples imágenes superpuestas tomadas desde diferentes posiciones y ángulos.

Fuente: [19].

4.1.3.2 Estereoscopia. Los sistemas estereoscópicos utilizan el mismo principio de la fotogrametría, generalmente se utilizan dos cámaras, con una leve separación, mirando a la misma escena. Posteriormente, analizando las leves diferencias entre las imágenes vistas por cada cámara, es posible determinar la distancia en cada punto en las imágenes. Este método se basa en la visión estereoscópica humana [20].

5. ANÁLISIS DE DISTINTOS SISTEMAS DE MANUFACTURA ADITIVA

La impresión 3D ha transformado la manufactura moderna al facilitar el uso de tecnologías de fabricación aditiva, permitiendo la creación precisa de piezas complejas y reduciendo significativamente tanto los tiempos de producción como los costos asociados.

Dentro del ámbito de la impresión 3D, destacan dos tecnologías fundamentales: la deposición de hilo fundido y la estereolitografía. La deposición de hilo fundido implica la extrusión de material fundido a través de un extrusor, que se enfría y solidifica gradualmente en la plataforma de impresión mediante la superposición de capas sucesivas. Por otro lado, la estereolitografía utiliza resinas líquidas especiales que se solidifican mediante la exposición controlada a luz ultravioleta emitida por un láser.

En la actualidad, se han desarrollado diversas metodologías para la impresión 3D, destacando cinco tecnologías principales que se detallan en la Tabla 1:

Tabla 1. Tipos de tecnología de impresión 3D.

TIPO	TÉRMINO	TECNOLOGÍA
1 Fotopolimerización	SLA	Stereolithography
	DLP	Digital Light Processing
2 Fusión	EBM	Electron Beam Melting
	SLS	Selective Laser Sintering
	SHS	Selective Heat Sintering
	SLM	Selective Laser Melting
	DMLS	Direct Metal Laser Sintering
3 Inyección de aglutinante	PBIH	Powder Bed and Inker Head
	PP	Plaster based 3D Printing
4 Inyección de material	MJM	MultiJet Modeling
5 Extrusión	FDM	Fused Deposition Modeling

Fuente: [5].

5.1 FOTOPOLIMERIZACIÓN

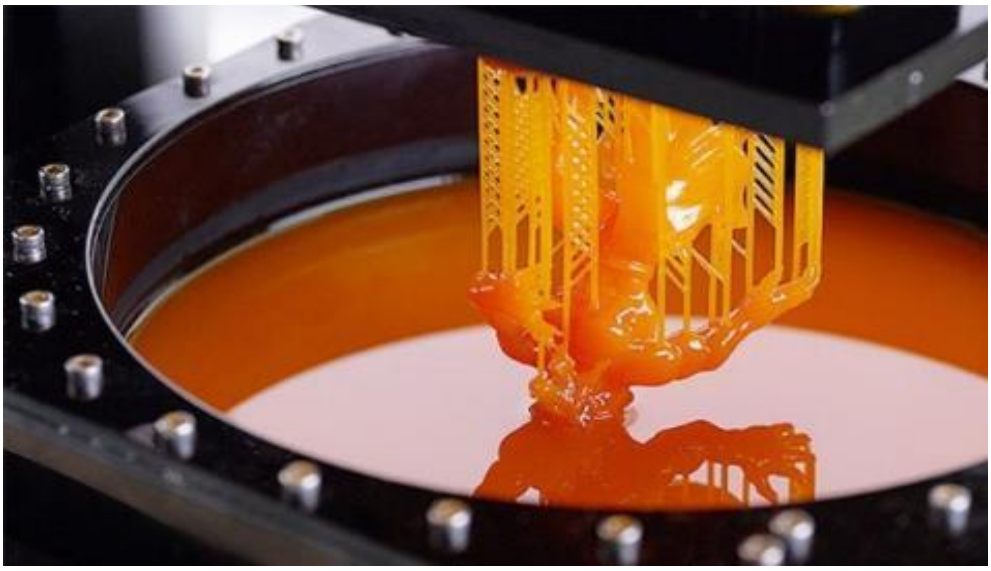
La tecnología de impresión 3D por fotopolimerización es un proceso en el que se utiliza un fotopolímero líquido contenido en un tanque, que se endurece selectivamente mediante una fuente de calor, donde se construye un objeto en 3D capa por capa hasta ser completado.

Existen diferentes tipos de dispositivos de curado, como láseres, proyectores de luz digital y pantallas LCD. Los proyectores y las pantallas LCD son populares debido a su bajo costo y alta resolución, ya que pueden curar una capa completa de resina al mismo tiempo, mientras que el láser debe iluminar gradualmente toda la superficie.

Dentro de la impresión 3D por fotopolimerización, hay dos enfoques: el enfoque descendente, que coloca la fuente de calor debajo del tanque y construye la pieza boca abajo mientras la plataforma se eleva (Figura 14); y el enfoque bottom-up, que coloca la fuente de calor por encima del tanque y sumerge la plataforma gradualmente.

Esta tecnología se utiliza con éxito para crear modelos 3D precisos a partir de escáneres. También es ideal para prototipos y producción en masa, especialmente para joyería, fundición a la cera perdida y aplicaciones dentales y médicas debido a su alta resolución y acabado suave. Además, se han desarrollado materiales que permiten la impresión de moldes de inyección de baja tirada. Sin embargo, sus principales limitaciones son el tamaño de construcción y la resistencia de las piezas [21].

Figura 14. Impresión 3D mediante resina.



Fuente: [22].

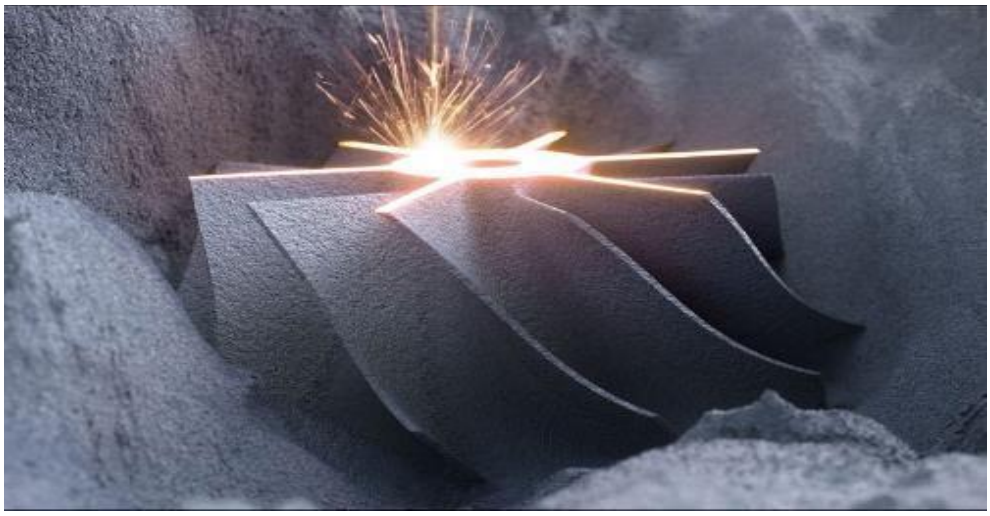
5.2 FUSIÓN.

La tecnología de impresión 3D por fusión de lechos de polvo (PBF) es un proceso avanzado que se utiliza para fabricar objetos con gran precisión y complejidad geométrica. Funciona mediante la fusión de partículas de polvo, capa por capa, utilizando una fuente de calor, ya sea un rayo láser o un haz de electrones, para solidificar el material y construir una pieza sólida tridimensional, como se muestra en la Figura 15.

Uno de los principales aspectos destacados de la fusión láser de lecho de polvo es su capacidad para trabajar con una variedad de materiales, especialmente polvos metálicos y aleaciones. Estos materiales incluyen acero inoxidable, cobalto-cromo, aluminio, titanio e Inconel, además, la tecnología PBF también se emplea en la joyería, donde se pueden utilizar metales preciosos como oro, platino y plata para crear piezas de alta calidad.

La resistencia de las piezas producidas mediante PBF muestra excelentes resultados, siendo comparable a las obtenidas a través de técnicas tradicionales de fundición o mecanizado. Esto ha llevado a la adopción de esta tecnología en la producción industrial, donde se utilizan para fabricar componentes precisos y complejos, especialmente en la industria aeroespacial y automotriz [23].

Figura 15. Fusión láser en cama de polvos.

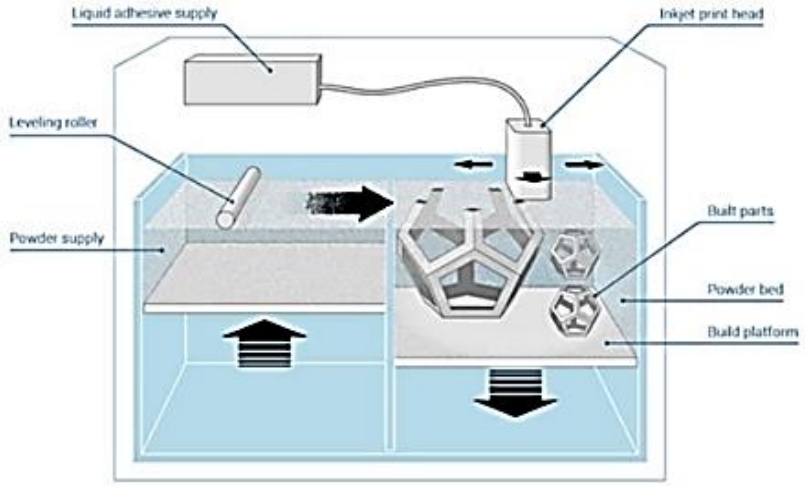


Fuente: [23].

5.3 INYECCIÓN DE AGLUTINANTE.

Esta técnica se basa principalmente en la pulverización de aglutinantes líquidos o de naturaleza resinosa sobre una capa de polvo que luego se solidifica en la sección transversal (Figura 16). Cada capa del objeto se imprime de manera similar a como lo hacen las impresoras tradicionales mediante inyección de tinta. La diferencia principal radica en que cada capa de aglutinante se imprime sobre una cama de polvo. Para esta tecnología se destacan dos métodos principales: la cama de polvo y la impresión 3D basada en yeso. Sus aplicaciones más comunes se encuentran en el ámbito del prototipado rápido, y los materiales más utilizados incluyen resinas, vidrio, metal, ceras, entre otros [24]

Figura 16. Funcionamiento de inyección de aglutinante.



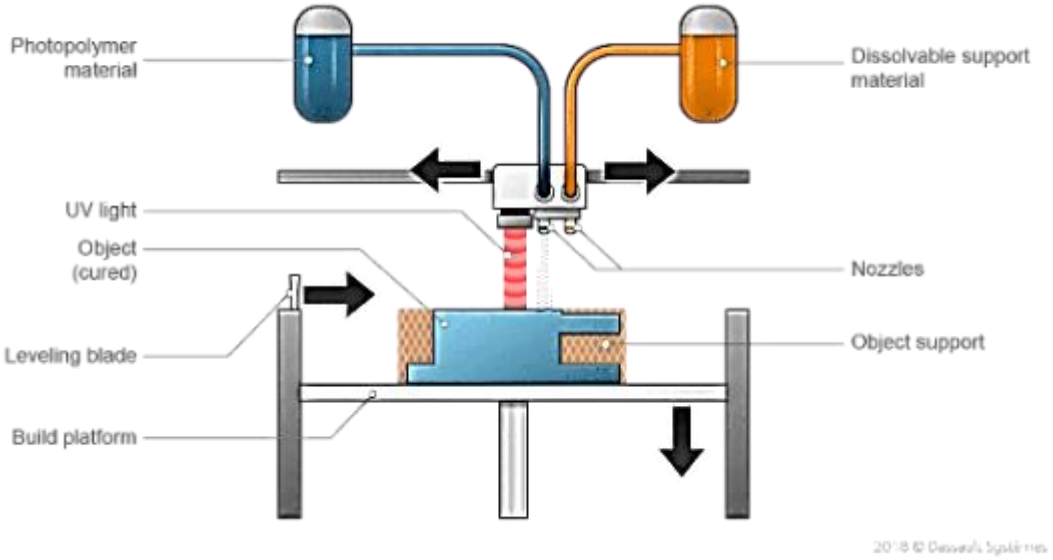
Fuente: [24].

5.4 INYECCIÓN DE MATERIAL.

La técnica de impresión 3D por inyección de material tiene un principio similar al del proceso de impresión por inyección de tinta 2D, pero se utiliza para crear objetos tridimensionales. Se emplean materiales como fotopolímeros, metales o cera que se endurecen por medio de luz o calor, garantizando que se construyan objetos sólidos capa por capa y permitiendo imprimir diferentes materiales en una misma pieza.

La inyección de material dispensa un fotopolímero desde cientos de boquillas diminutas en un cabezal de impresión para construir una pieza capa por capa. Esto permite que las operaciones de inyección de material depositen el material de construcción de forma rápida y lineal. La máquina deposita gotas en la plataforma de construcción y, a continuación, las luces UV las curan y solidifican directamente (Figura 17). Los procesos de inyección de material requieren un soporte, que a menudo se imprime en 3D simultáneamente durante la construcción a partir de un material disoluble [25].

Figura 17. Dispositivo de impresión 3D por inyección de material.



Fuente: [25].

5.5 EXTRUSIÓN DE MATERIAL.

La impresión 3D mediante la técnica de FDM, que significa Fabricación por Deposición Fundida en inglés, involucra el uso de una bobina de filamento que alimenta un extrusor. Este dispositivo derrite el material a una temperatura superior a su punto de fusión, lo que lo convierte en una especie de estado semilíquido, permitiendo que sea extruido a través de una boquilla de diversos diámetros. Esta boquilla deposita el material sobre las capas previamente enfriadas. El extrusor tiene la capacidad de moverse en las tres direcciones para aplicar el material de acuerdo con la geometría del modelo tridimensional [4].

6. MATERIALES DE IMPRESIÓN PARA TECNOLOGÍA FDM.

La impresión 3D mediante FDM. Cuenta con una gran variedad de materiales con propiedades muy diferentes, pudiendo trabajar con materiales plásticos y metálicos. Para este caso se toman en cuenta los materiales termoplásticos más comunes para este tipo de impresión 3D.

6.1 PLA

El PLA o polilactida es un tipo de termoplástico biodegradable y versátil que se elabora a partir de ácido láctico, un compuesto que puede obtenerse de fuentes 100% renovables como el maíz y la remolacha azucarera. Este polímero es conocido por su capacidad para degradarse de manera natural en el medio ambiente, lo que lo hace una alternativa respetuosa con el entorno a los plásticos tradicionales derivados del petróleo. El PLA se utiliza en una amplia gama de aplicaciones, incluyendo envases, productos médicos, filamentos de impresión 3D y otros productos de consumo [26].

6.2 ABS

El Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) es un tipo de plástico de ingeniería de bajo costo que se caracteriza por su facilidad de mecanizado y capacidad para ser impreso en 3D. Este material es especialmente adecuado para aplicaciones estructurales donde se requiere resistencia al impacto, solidez y rigidez. El ABS ocupa un lugar intermedio en términos de propiedades y precio entre los plásticos básicos y los termoplásticos de ingeniería de alto rendimiento, lo que lo convierte en una elección popular para una variedad de aplicaciones. Las resinas de ABS están compuestas principalmente por estireno, butadieno y acrilonitrilo, cada uno de los cuales aporta propiedades específicas al material. El estireno proporciona rigidez y facilidad de procesamiento, el acrilonitrilo aporta resistencia química y estabilidad térmica, y el butadieno confiere dureza y resistencia al impacto. Las aplicaciones comunes para el ABS incluyen tuberías de plástico y piezas para automóviles y electrodomésticos [27].

6.3 PVA

El PVA, o alcohol polivinílico, es un polímero blando y biodegradable cuya característica principal es su capacidad para disolverse en agua, lo que lo convierte en un material de estructura de soporte altamente valioso en la impresión 3D. En situaciones en las que se imprimen formas extremadamente complejas o con cavidades parcialmente cerradas, los soportes de PVA se utilizan para brindar soporte adicional durante la impresión y luego

pueden retirarse de manera sencilla disolviéndolos en agua caliente. Esto contrasta con los soportes estándar que pueden resultar difíciles de imprimir o retirar en tales circunstancias.

Además de su función como material de soporte, el PVA también puede ser empleado como material para la creación de modelos en procesos de prototipado rápido. Su biodegradabilidad y su capacidad de disolverse en agua lo hacen versátil y respetuoso con el medio ambiente, lo que lo convierte en una elección destacada en la fabricación aditiva y la impresión 3D para lograr resultados de alta calidad y facilitar la eliminación de estructuras de soporte en diseños complejos [28].

6.4 TPU

El Poliuretano Termoplástico (TPU) es un filamento de impresión 3D que combina flexibilidad y durabilidad, posee propiedades únicas que le confieren elasticidad similar a la del caucho y resistencia semejante a la del plástico.

Este material exhibe notables características, como la capacidad para absorber vibraciones y amortiguar impactos, además de una impresionante capacidad de elongación. Estas propiedades hacen que el TPU sea sumamente versátil y apropiado para diversas aplicaciones de alto rendimiento.

El TPU es utilizado en una amplia variedad de sectores y aplicaciones, destacándose en la fabricación de prótesis y órtesis, como las plantillas de calzado, debido a su capacidad de amortiguar impactos y su textura suave y realista. También es un material de elección en la fabricación de artículos deportivos y equipamiento atlético, donde su flexibilidad y durabilidad son altamente valoradas [29].

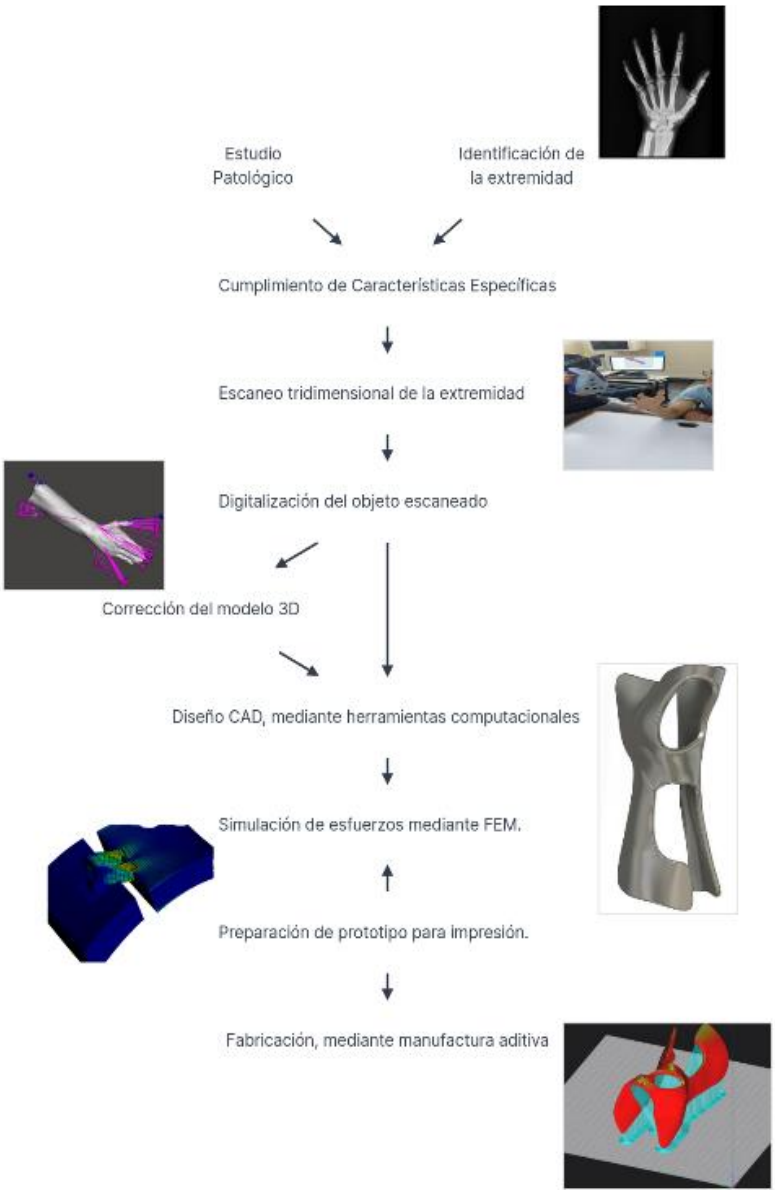
6.5 NILÓN

La Poliamida (PA), también conocida como filamento de Nilón en el contexto de la impresión 3D, es un tipo de plástico de ingeniería con una alta resistencia al impacto y su capacidad para mantenerse operativo a temperaturas continuas de hasta 120 °C durante largos períodos. Este material, de naturaleza semiflexible, obtiene sus propiedades de una estructura semicristalina, lo que le confiere una notoria resistencia y durabilidad. Su principal aplicación se encuentra en las demandantes tareas de la impresión 3D para propósitos técnicos, donde su bajo coeficiente de fricción permite su uso temporal en contacto con partes móviles [30].

7. METODOLOGÍA

El esquema representado en la Figura 18, muestra los pasos seguidos para la realización del diseño y la fabricación de una ortesis funcional para miembro superior.

Figura 18. Diagrama de flujo; Metodología.



Fuente: Autor.

7.1 ESTUDIO PATOLÓGICO

La ortesis propuesta para este proyecto es una férula inmovilizadora rígida de muñeca la cual puede ser utilizada para el tratamiento de diferentes patologías, como el síndrome del túnel carpiano, artritis reumatoidea, esguinces de ligamentos Radiocarpianos o para el reposo de fracturas ya consolidadas, entre muchas otras.

- Síndrome del túnel Carpiano: La inmovilización de la muñeca ayuda a lograr que los tendones se desinflamen y disminuyan su tamaño liberando la presión sobre el nervio. Si los síntomas no mejoran, el tratamiento es quirúrgico seccionando el ligamento carpiano transverso.

- Artritis Reumatoidea: La inmovilización en la artritis reumatoidea disminuye el riesgo de desarreglo articular en la muñeca, brindando apoyo a las articulaciones y reposo.

- Lesiones y esguinces de muñeca: La inmovilización contribuye a mantener la alineación y descanso de la articulación durante el tiempo que dure la curación.

- Tratamiento de fracturas: La inmovilización puede mantener la posición de reducción de una fractura, y necesitan supervisión por el terapeuta y por el médico prescriptor. Las férulas termoplásticas permiten una adaptación cuidadosa a los contornos del paciente, lo que es más fácil que con las típicas escayolas [31].

7.2 EVALUACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR EN LA MUÑECA

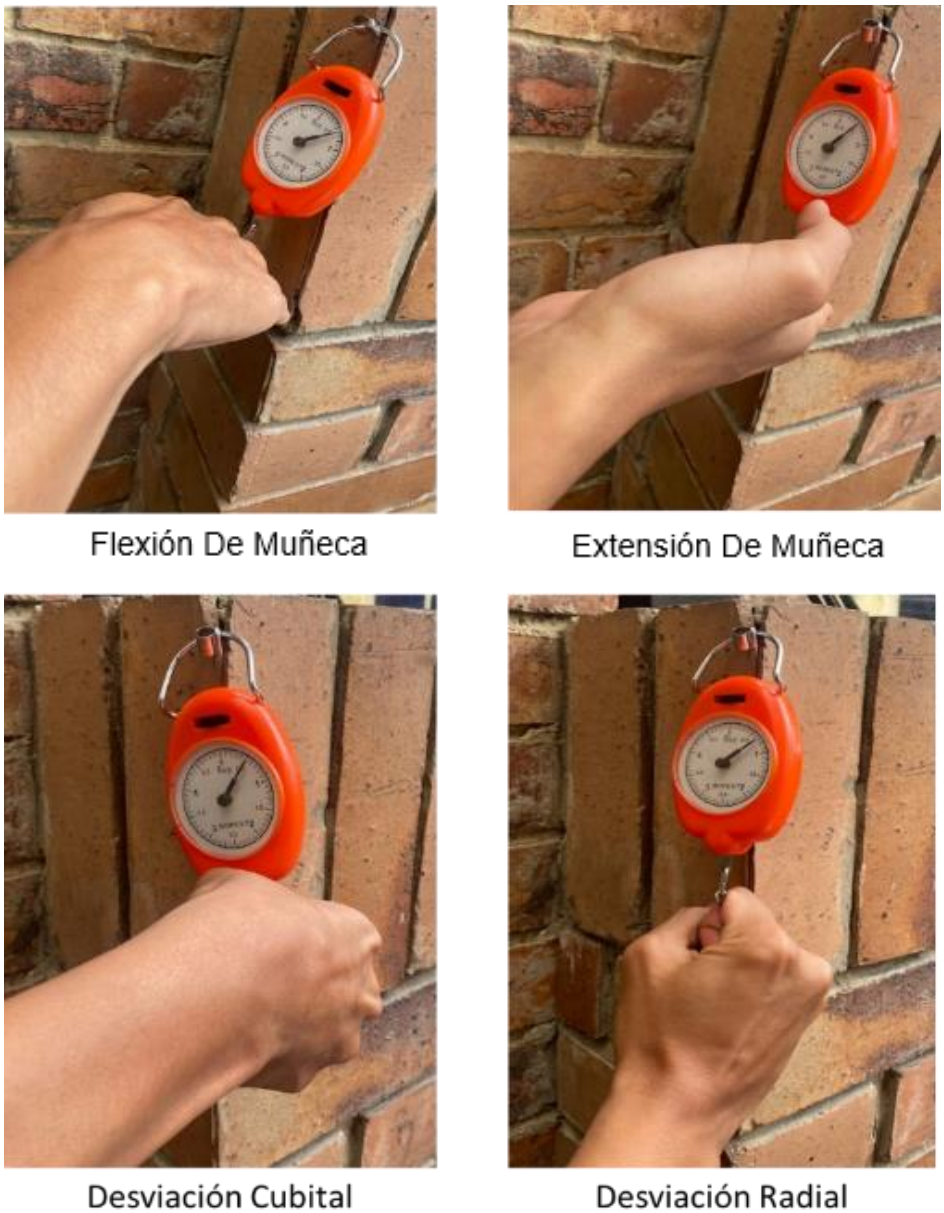
Para analizar los esfuerzos generados durante los diferentes movimientos de la muñeca, se recopilaron datos reales mediante un dinamómetro de precisión (Figura 19). Este instrumento permite medir la fuerza aplicada, proporcionando resultados cuantificables que facilitan la evaluación del rendimiento muscular y dando un punto de partida para el análisis computacional.

Figura 19. Dinamómetro de precisión.

Fuente: Autor.

Los movimientos evaluados incluyeron la flexión, extensión, desviación radial y desviación cubital. Cada uno de estos gestos fue ejecutado de forma controlada, solicitando al participante que aplicara la máxima fuerza posible contra el dinamómetro, como se muestra en la Figura 20.

Figura 20. Fuerza muscular de la muñeca aplicada al dinamómetro.



Fuente: Autor.

Para asegurar la fiabilidad de los datos, se realizaron tres repeticiones por cada tipo de movimiento, tomando como resultado final el promedio de las mediciones en la Tabla 2. Esta metodología permitió obtener valores representativos de la fuerza máxima generada por la musculatura implicada en cada acción de la muñeca.

Tabla 2. Fuerzas medidas por el dinamómetro.

Medición Fuerza Mediante Dinamómetro			
Medida (Kgf) / ***Movimiento***	1	2	3
Flexión de muñeca	1.1	1.2	1.4
Extensión de muñeca	1.2	1.2	1.0
Desviación cubital	1.0	1.0	1.1
Desviación radial	0.9	1.0	1.1

Fuente: Autor.

7.2.1 Conversión a Newtons.

- $Flexión\ de\ muñeca = \frac{1.1+1.2+1.4}{3} = 1.23 * 9.81 = 12.06N$
- $Extensión\ de\ muñeca = \frac{1.2+1.2+1.0}{3} = 1.13 * 9.81 = 11.08N$
- $Desviación\ cubital = \frac{1.0+1.0+1.1}{3} = 1.03 * 9.81 = 10.13N$
- $Desviación\ radial = \frac{0.9+1.0+1.1}{3} = 1.00 * 9.81 = 9.81N$

Los datos recopilados a través de este procedimiento permiten establecer un punto de partida para realizar un análisis computacional. Se observa que los movimientos de flexión y extensión generan una mayor fuerza promedio (≈12N) en comparación con las desviaciones radial y cubital (≈10N), lo cual es coherente con la distribución anatómica de los grupos musculares implicados.

7.3 CUMPLIMIENTO DE CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS.

Para cumplir el objetivo de La fabricación de una ortesis funcional capas de ser usada como el remplazo de las tradicionales escayolas de yeso se plantean los siguientes requerimientos y características.

- El peso tiene que ser menor a 200 gramos.

- La férula tiene que ser cómoda, que se adapte a la fisiología individual de cada paciente, que sea removible, lavable y fácil de recolocar, que permita la circulación de aire.

- Tiene que ser duradera y proporcionar resistencia mecánica en los puntos críticos y de mayor tracción mecánica.

- Debe ser estética y atractiva para los pacientes más pequeños.

- Debe ser fabricada con materiales de bajo costo, fácil acceso, biocompatibles y reciclables.

Basándose en los requerimientos anteriores, se espera mejorar o eliminar características negativas que presentan los dispositivos ortopédicos convencionales y funcionar igual a las férulas fabricadas con yeso, eliminando las restricciones que presentan estos.

7.4 ESCANEO TRIDIMENSIONAL DE LA EXTREMIDAD

Para el diseño de la férula primeramente se debe tener un modelo inicial de la extremidad afectada, en donde se pueda trabajar, por lo que se debe de realizar un escaneado 3D, donde se obtenga un modelo digital como referencia, que facilite el diseño y la fabricación, permitiendo que esta sea 100% compatible con el paciente.

Para un óptimo escaneo 3D se debe contar con ciertas condiciones preliminares, como lo son la iluminación de la sala, la distancia entre el escáner y el objeto, la cual, dependiendo del tipo de escáner, esta puede variar, el color tanto de fondo como del objeto el cual este último no puede ser reflectante.

7.4.1 Equipo utilizado. Para la creación de modelos tridimensionales, se utiliza el escáner ARTEC SPACE SPIDER (Figura 21), un dispositivo, que utiliza el método de luz estructurada. Destacado por ser rápido, portátil, práctico y completamente seguro para los pacientes, permitiendo la captura de geometrías complejas, incluso captando texturas y colores del objeto escaneado.

Figura 21. Escáner 3D Artec Space Spider.

Fuente: [32].

La Figura 22, ilustra la secuencia completa para el escaneo y procesamiento 3D dentro del ambiente de Artec 3D, constando de seis fases:

Figura 22. Proceso para el escaneo y procesado 3D.

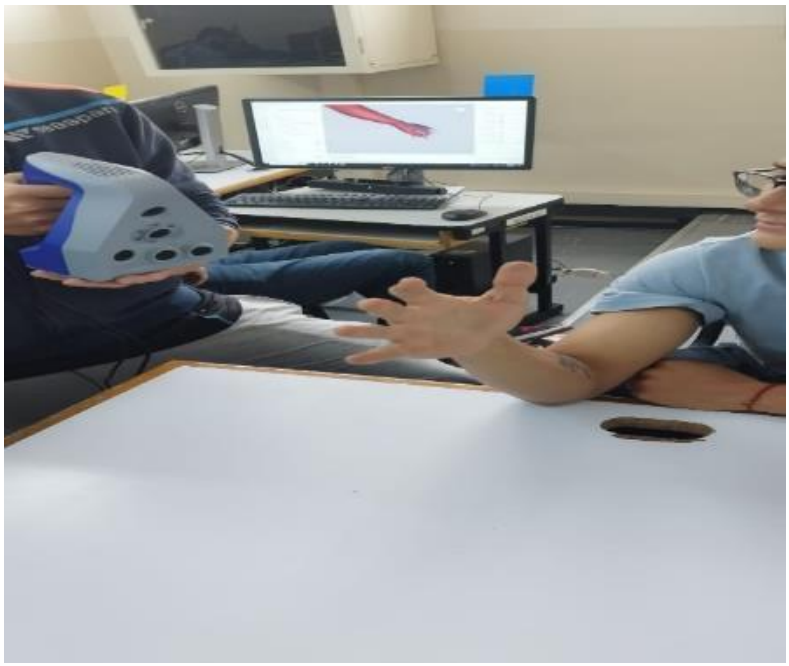
Fuente: [32].

Escaneo (Scanning): Fase inicial de la adquisición de datos donde se captura la anatomía del paciente, proyectando un patrón de luz estructurada y registrando su deformación con cámaras especializadas. El escáner debe moverse lentamente alrededor del objeto para tomar la totalidad del mismo.

Se prepara el lugar donde se desea realizar el proceso de escaneo como se muestra en la Figura 23. Luego se verifica que el lugar sea el adecuado; debido a que el escáner presenta dificultad para capturar objetos brillantes o reflectantes.

Se realiza el escaneo 3D a la zona distal y media de un brazo humano, dando especial énfasis a la muñeca, mano y antebrazo.

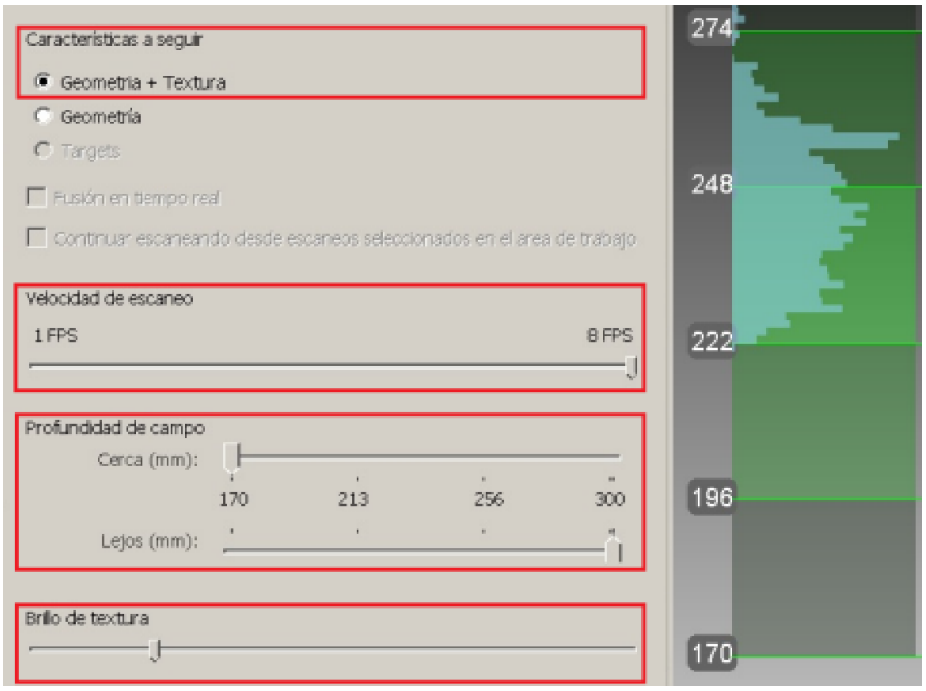
Figura 23. Escaneo 3D brazo y muñeca.



Fuente: Autor.

Se configuran los parámetros de funcionamiento del equipo, como: la geometría y textura, después se encuentra la opción de profundidad de campo y por último se configura la herramienta: brillo de textura como se ve en la Figura 24. Siendo estas herramientas las que permite obtener una buena calidad de las imágenes capturadas.

Figura 24. Configuraciones en el proceso de escaneado.

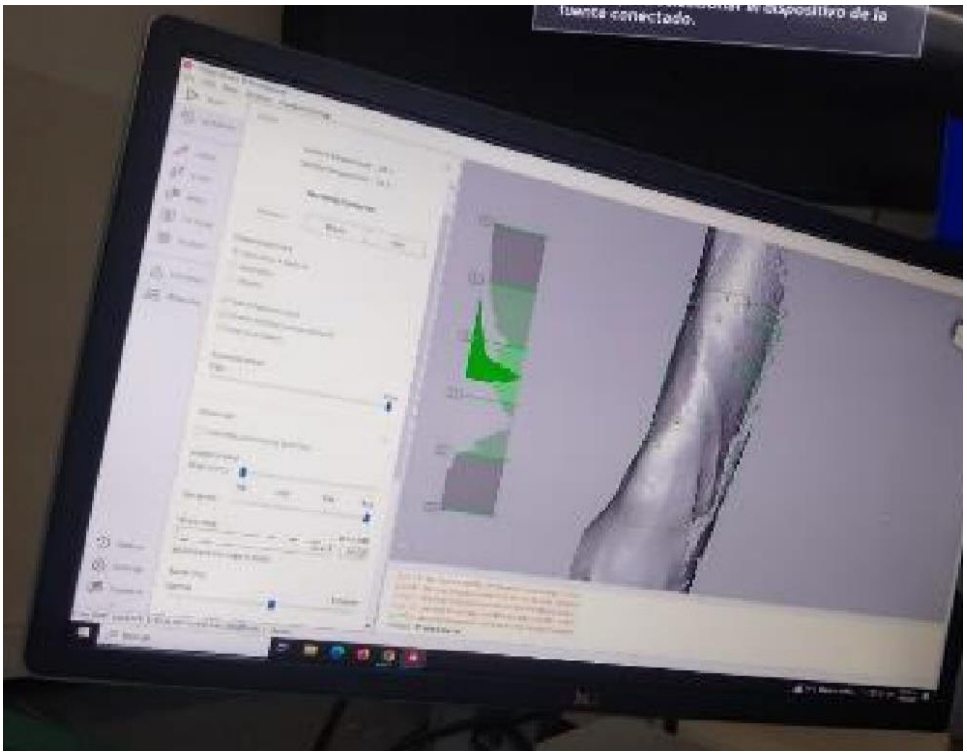


Fuente: Autor.

Limpieza (Cleaning): Los datos del escáner suelen contener ruido que altera la estructura del modelo, por lo que se deben eliminar todos esos elementos de fondo no deseados, puntos dispersos y fallos de escaneo, preservando al mismo tiempo las características anatómicas de interés.

Cuando el escáner está tomando las imágenes se deben realizar movimientos suaves, ya que, si se realizan movimientos bruscos o demasiado rápidos, el escáner pierde la oscilación del rango perdiendo y deformando la imagen del objeto, como se muestra en la Figura 25.

Figura 25. Imagen con ruido debido a movimientos bruscos en el escaneo.



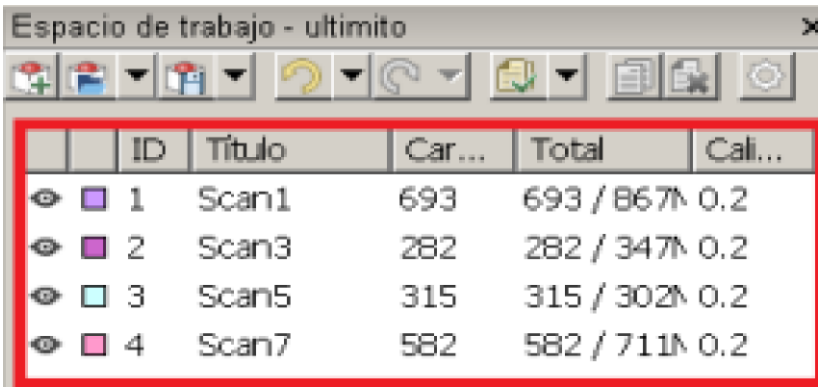
Fuente: Autor.

Alineación (Alignment): Las imágenes individuales tomadas desde diferentes ángulos se sobreponen unas respecto a otras mediante algoritmos. Esto establece relaciones espaciales aproximadas entre múltiples caras de escaneado.

Registro (Registration): Proceso de alineación más preciso que afina la posición de las imágenes de escaneado mediante algoritmos iterativos de punto más cercano (ICP), minimizando la distancia entre áreas superpuestas.

Se realizan varios escaneos por todo el rededor del objeto, las cuales el software toma como cientos de imágenes como se muestra en la Figura 26, las cuales se sobreponen unas con otras para obtener la estructura total del objeto.

Figura 26. Imágenes tomadas durante el proceso de escaneado.

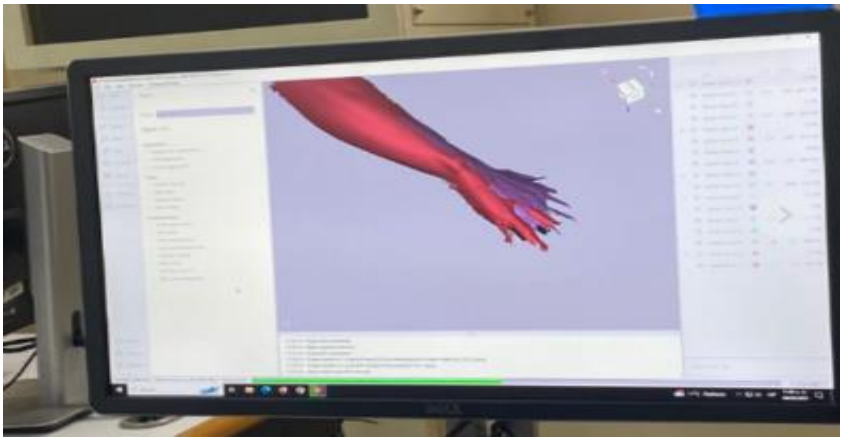


Fuente: Autor.

Fusión (Fusion): Las imágenes alineadas y registradas se fusionan en un único modelo 3D unificado. Este proceso combina de forma inteligente las regiones superpuestas, gestiona los límites del escaneado y crea una malla adecuada para su posterior procesamiento.

En este proceso se hace uso de las herramientas especializadas del software para realizar, borrado, edición, corrección de la imagen en 3D. Cuando se obtienen los escaneos de todos los puntos de vista del objeto, por medio de la herramienta especializada "Alinear" se prepara el alineamiento. Antes de iniciar este proceso se debe seleccionar los escaneos en el espacio de trabajo que se desean alinear (Figura 27).

Figura 27. Alineación y fusión de imágenes.



Fuente: Autor.

Después que se obtiene el alineamiento, se observa detalladamente la imagen (Figura 28) para verificar si hacen falta partes o si presentan errores.

Figura 28. Objeto Fusionado y suavizado.

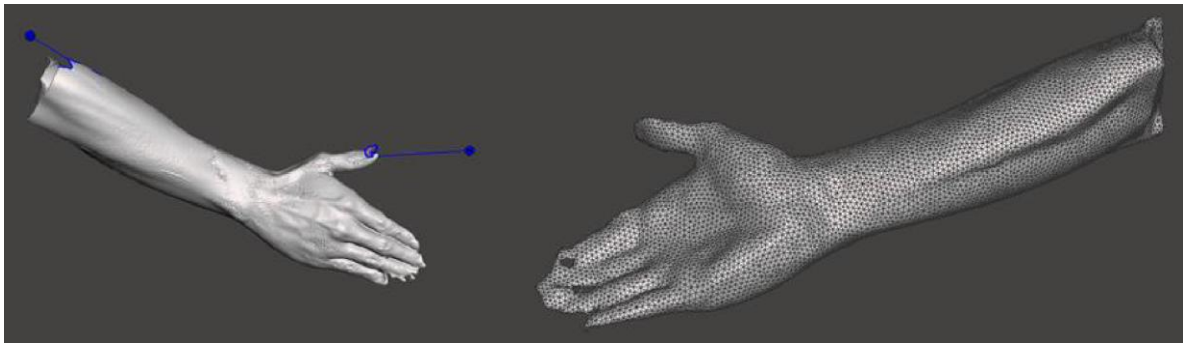
Fuente: Autor.

Cuando termine el proceso de alineamiento, en el menú de herramientas se encuentran también las opciones de Fusión: Fusión rápida, Fusión suavizada y Fusión dura, que elimina el ruido y corrige las imperfecciones.

7.5 POSTPROCESADO ESCANEO 3D.

Antes de diseñar la ortesis, es necesario procesar y refinar el escaneo obtenido, además de realizar correcciones al modelo 3D. Para este propósito, se utiliza el software Meshmixer, que permite modificar la malla. El primer paso consiste en importar al programa el archivo STL exportado desde Artec Studio, el cual solo especifica la geometría de la superficie del modelo tridimensional, sin incluir color, textura u otras características propias de un modelo CAD. Posteriormente, en Meshmixer, se evalúa el modelo y se eliminan las partes que no son relevantes para el diseño de la férula y el desarrollo del proyecto (Figura 29). En cualquier software de modelado 3D, es posible corregir errores y generar una malla a partir del modelo 3D, sin embargo, para este proyecto, se optó por Autodesk Meshmixer, cuyas herramientas permitieron eliminar agujeros, suavizar la pieza y corregir deformidades, logrando así un modelo más preciso y de mejor calidad.

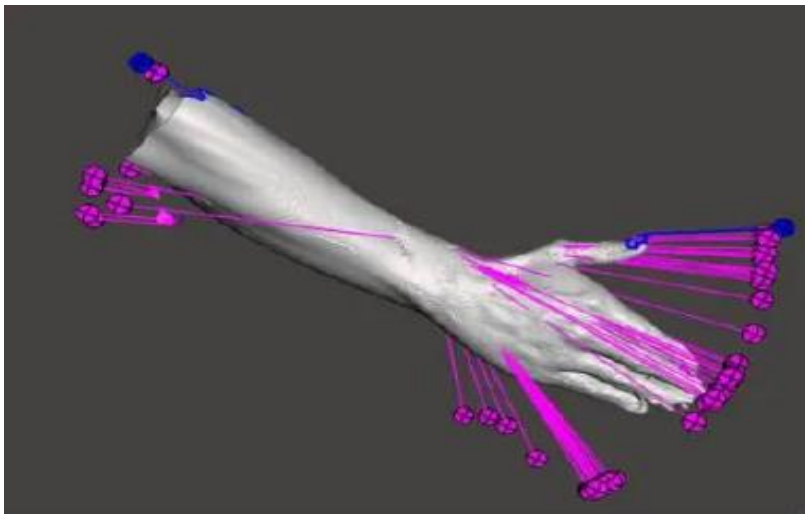
Figura 29. Corrección de errores y creación de malla.



Fuente: Autor.

La malla debe ser inspeccionada para encontrar errores y fallos. Para ello, se utiliza la herramienta Inspector, que muestra qué partes de la malla del modelo 3D tienen fallos. Estos defectos se muestran como pequeños puntos de color (Figura 30) y permite corregirlos simplemente presionándolos o eligiendo la opción reparar todo automáticamente.

Figura 30. Inspección de fallos de modelo 3D.



Fuente: Autor.

En algunas ocasiones la malla puede presentar fallos que la herramienta de inspección no puede corregir, los cuales pueden ser grandes áreas faltantes en el modelo, como la que se muestra en la Figura 31. Para solucionar esto, se tienen que corregir y suavizar estos errores a mano.

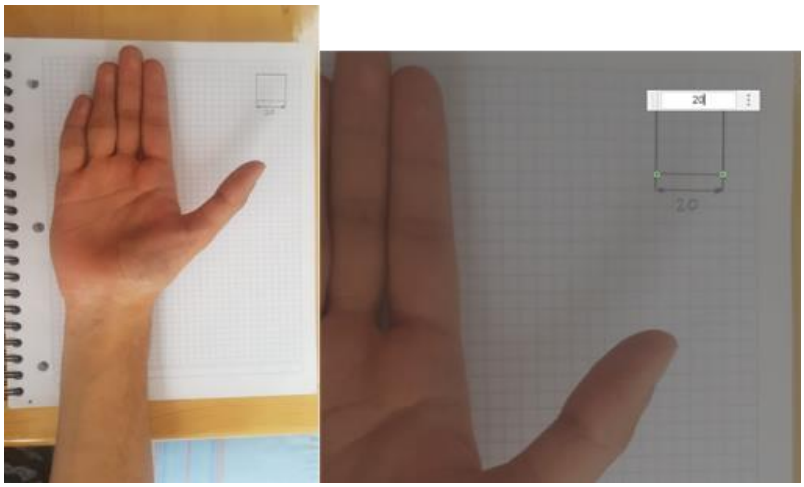
Figura 31. Corrección manual de errores.

Fuente: Autor.

7.5.1 Escalado de modelo a partir de la medida real de la extremidad. Es importante que la escala del modelo sea 1:1 por lo que se realizó la medición del brazo y se comparó con el modelo computacional.

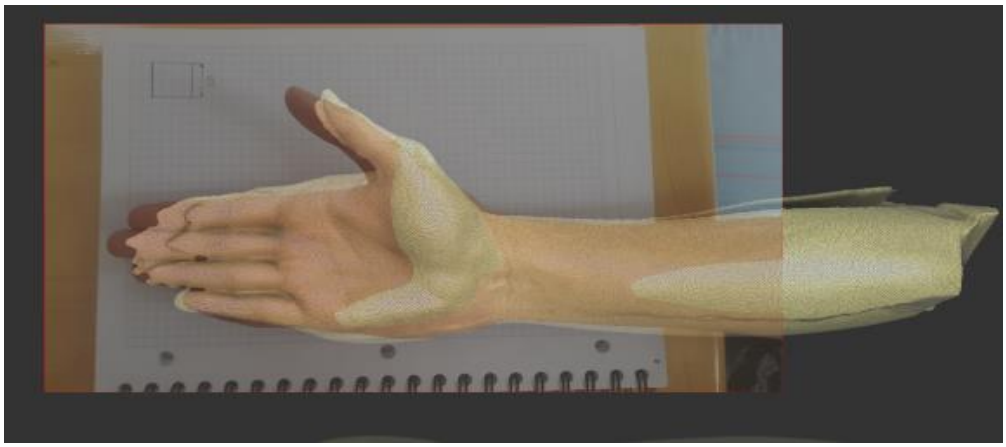
Se tomó una foto con una referencia medible, y se comparó con el modelo para optar que la férula sea adecuada para el paciente, como se muestra en la Figura 32 & Figura 33.

Figura 32. Foto referencia a tamaño real.



Fuente: Autor.

Figura 33. Comparación modelo 3D y foto de referencia.

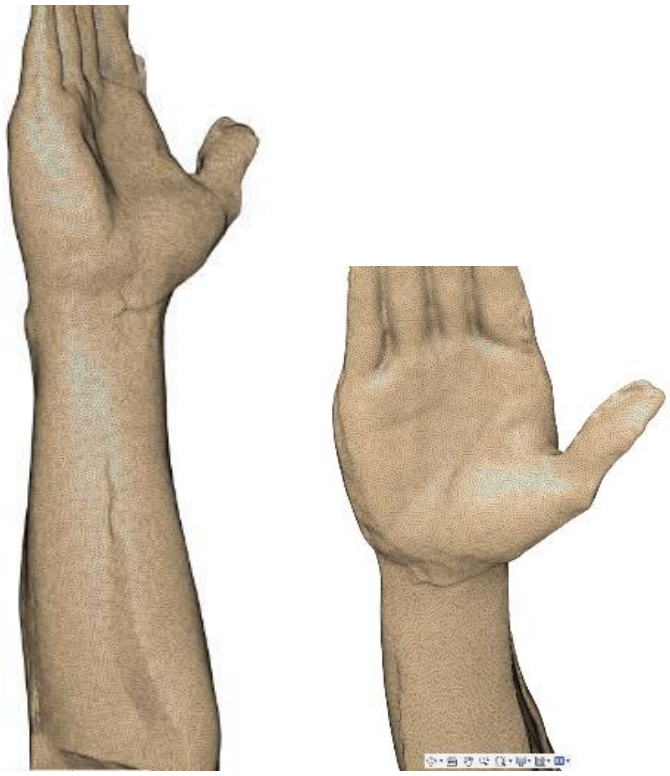


Fuente: Autor.

7.6. MODELADO CAD DE ORTESIS Y SISTEMA DE AJUSTE.

Para el modelado 3D de la ortesis primero se debe tomar el modelo de la extremidad previamente escaneada. Este modelo debe ser exportado como un archivo STL (Standard Tessellation Language), el cual es un modelo que está formado por una malla compuesta por polígonos (Figura 34). Esta malla aproxima la superficie del objeto, pero no incluye información sobre color, ni textura.

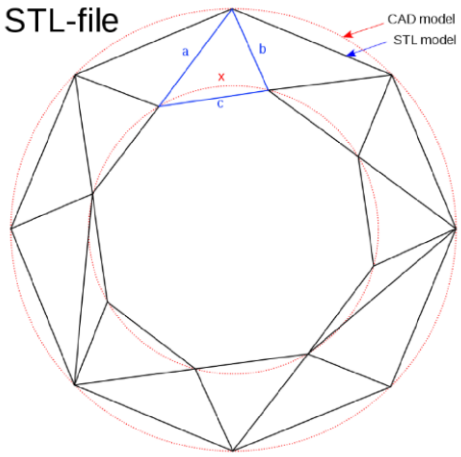
Figura 34. Modelo STL de brazo.



Fuente: Autor.

Esta representación en forma de malla genera una superficie muy precisa del modelo digitalizado, como se muestra en la Figura 35, permitiendo modelar sobre éste una geometría que se ajuste perfectamente la las características anatómicas de cada paciente.

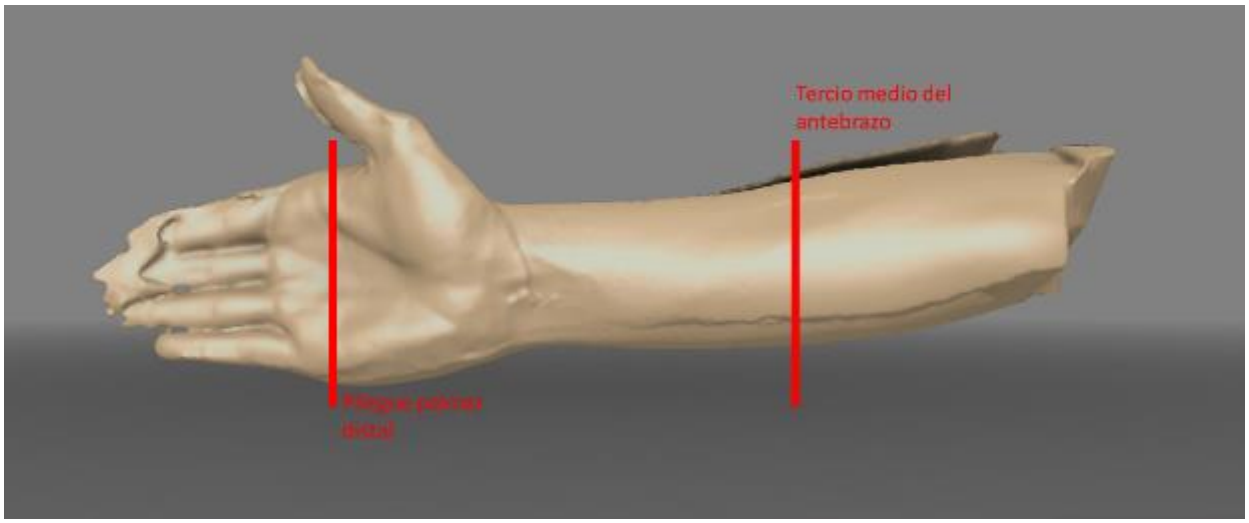
Figura 35. Diferencia entre STL y CAD.



Fuente: Autor.

7.6.1 Modelado de la superficie de la férula. Teniendo el modelo importado, se inicia con el diseño de la férula. Utilizando un software de diseño CAD, en este caso se utilizó Autodesk Fusión 360, donde gracias a la herramienta de "Crear forma" se realizó una superficie modelada al cuerpo de la mano teniendo en cuenta que la férula irá desde el borde distal del tercio medio del antebrazo hasta el pliegue palmar distal. Este proceso se muestra en la Figura 36.

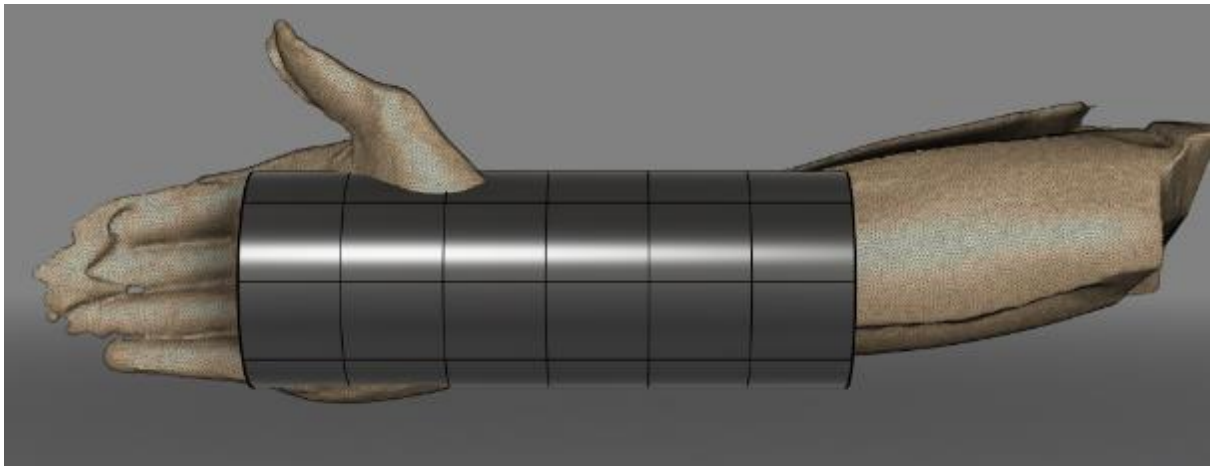
Figura 36. Medición de la posición de la férula.



Fuente: Autor.

Una vez definidos los límites que abarcará la férula, se procede a darle forma de acuerdo con la estructura anatómica del paciente. Para ello, se crea un cilindro (Figura 37) de 80 mm de diámetro por 220 mm de largo alrededor del brazo, utilizando la herramienta "Crear forma". Esta herramienta genera un cilindro compuesto por múltiples caras, cuyo número puede ajustarse según sea necesario. Estas caras serán las que se irán moldeando para adaptarse a la forma del brazo.

Figura 37. Cilindro base para modelado.

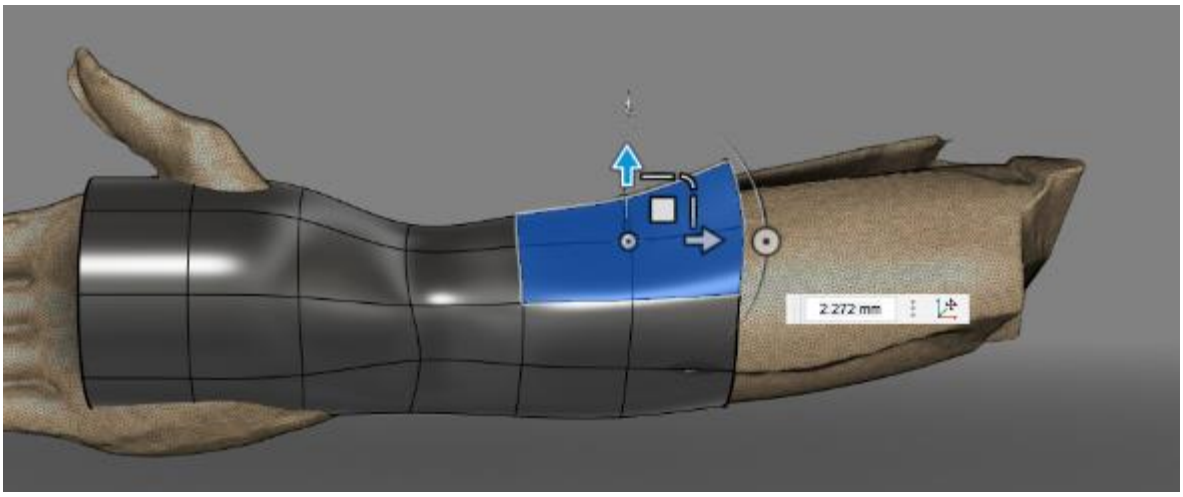


Fuente: Autor.

Se debe tener en cuenta que el número de caras de la superficie base influye significativamente en el modelado de la órtesis, debido a que si tiene muchas caras el modelo será más preciso, pero el proceso de modelado será más extenso y laborioso. Por el contrario, si tiene muy pocas caras le modelo perderá precisión y no se adaptará bien a la muñeca. Para este proyecto, se optó por utilizar una superficie con 6 caras y 8 subdivisiones en cada una, teniendo un número óptimo de superficies con las que poder trabajar.

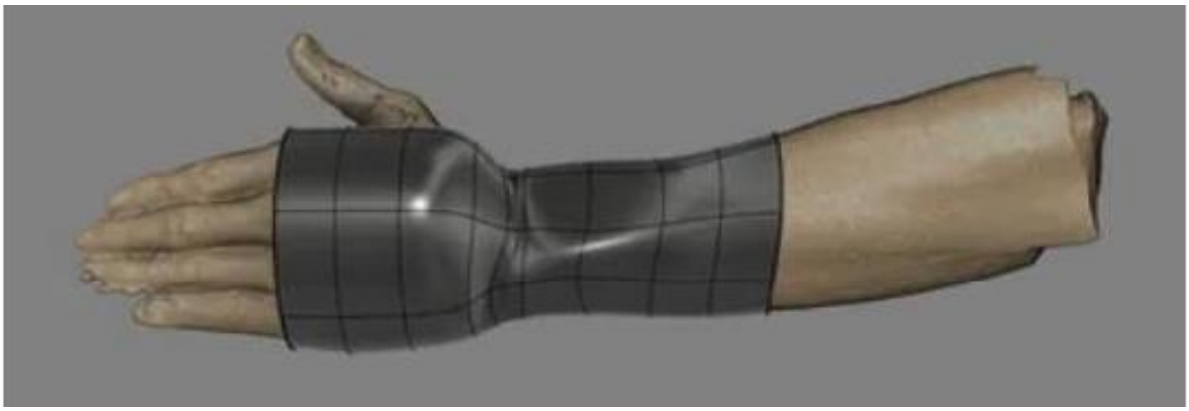
Posteriormente, se realiza el modelado de la sección del antebrazo. Para realizar este paso, se utiliza la sección de "Modificar", donde se irá moldeando cada una de las caras, nodos y vértices para adecuarlo a la geometría del antebrazo, como se muestra en la Figura 38.

Figura 38. Moldeado de geometría sobre el brazo.



Fuente: Autor.

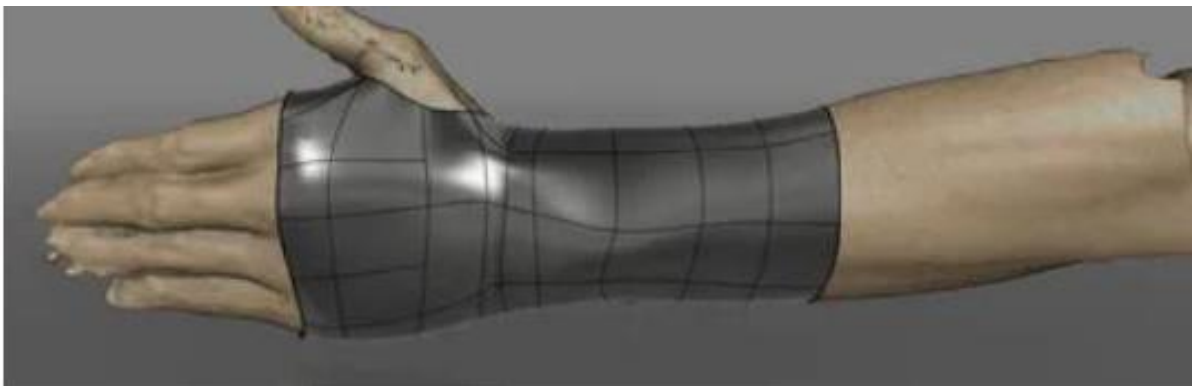
Figura 39. Geometría del antebrazo adaptada al paciente.



Fuente: Autor.

Teniendo una geometría adaptada en el antebrazo, como se muestra en la Figura 39, se realiza la misma operación para el modelado la zona palmar, donde también se genera el agujero destinado para alojar el pulgar (Figura 40).

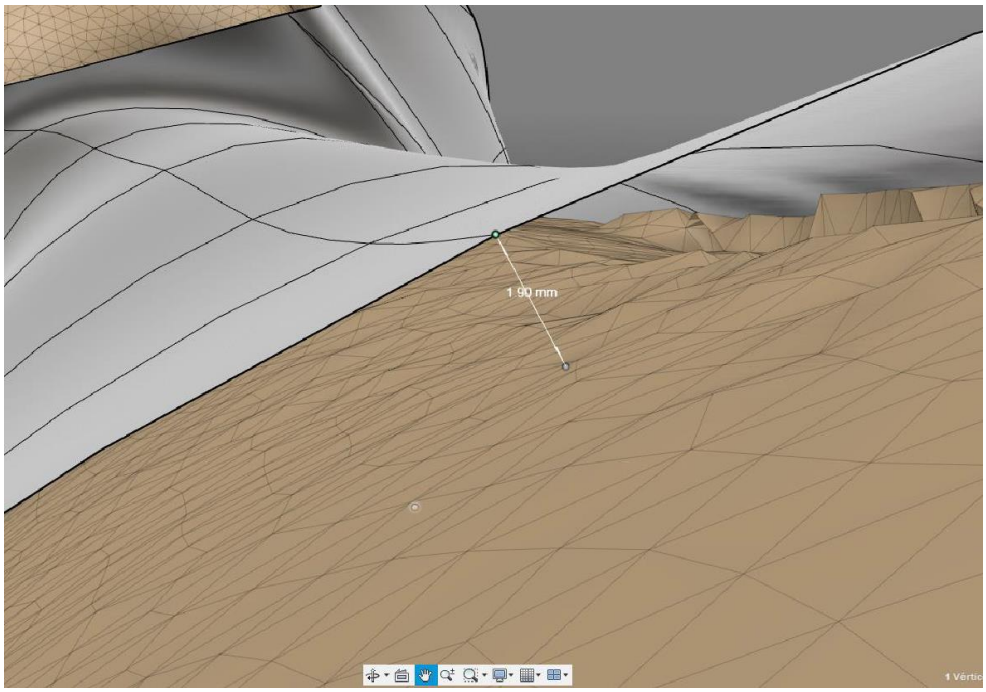
Figura 40. Geometría de ortesis Adaptada al paciente.



Fuente: Autor.

Se procuró que hubiera una tolerancia de aproximadamente 2 mm con respecto a la mano, para evitar lesiones e incomodidades al momento de colocación, como se muestra en la Figura 41.

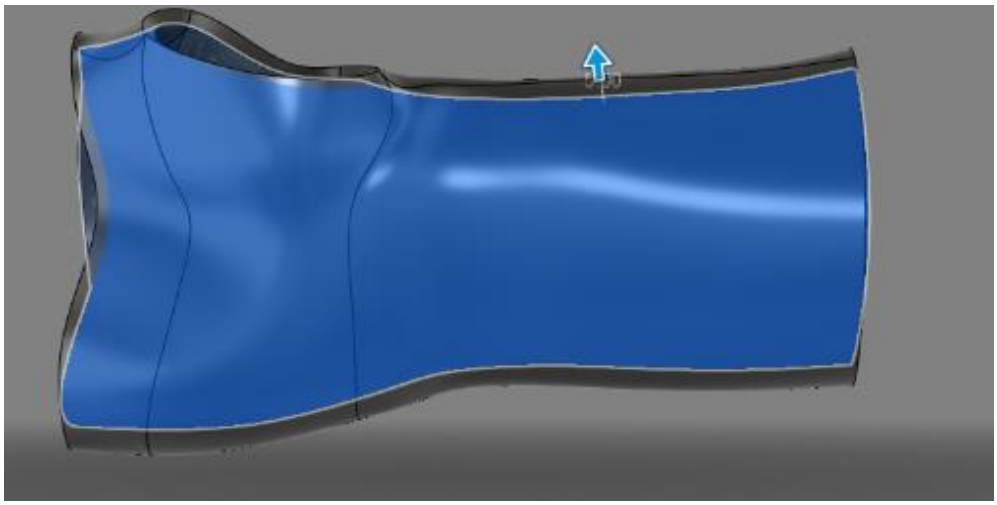
Figura 41.Tolerancia de acople.



Fuente: Autor.

Una vez obtenida una superficie completamente adaptada al paciente, se procede a la extrusión de la geometría con el fin de generar el volumen óptimo a la ortesis, como se muestra en la Figura 42. Este proceso otorga el espesor adecuado a la estructura (5 mm), capaz de resistir las cargas mecánicas que puede producir los movimientos de la mano. Además, en esta etapa se pueden realizar ajustes adicionales para optimizar la ergonomía del dispositivo, dándole acabados más redondeados y suavizando los bordes que pueda tener.

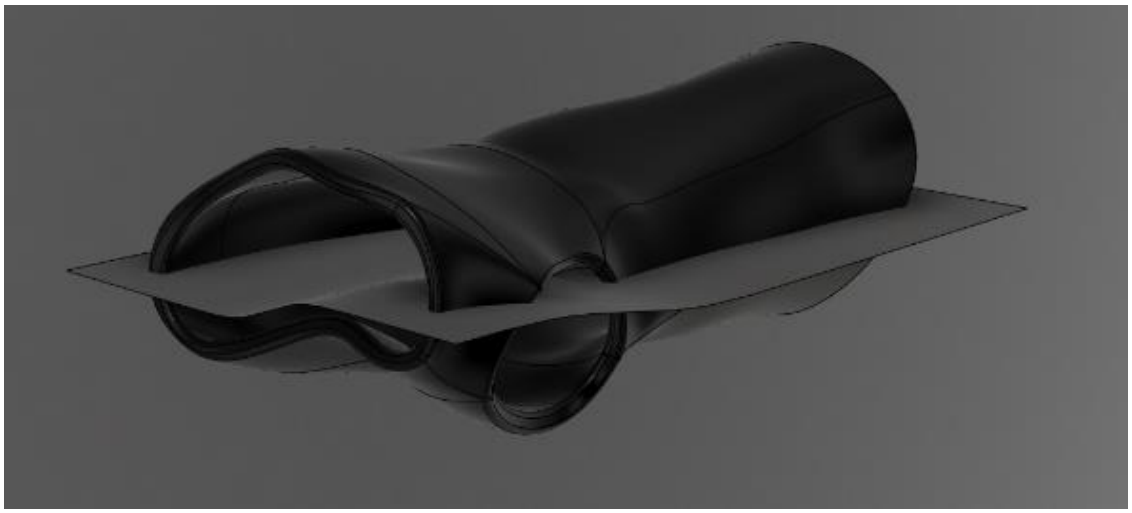
Figura 42. Extrusión de malla.



Fuente: Autor.

Por último, se realiza un corte transversal al modelo extruido, esto con el fin de que la férula sea dividida en dos partes para que ésta se pueda colocar y retirar fácilmente. Este corte se realiza utilizando una malla que no es completamente recta, ya que ésta tiene que adaptarse a la geometría de la zona palmar, como se muestra en Figura 43.

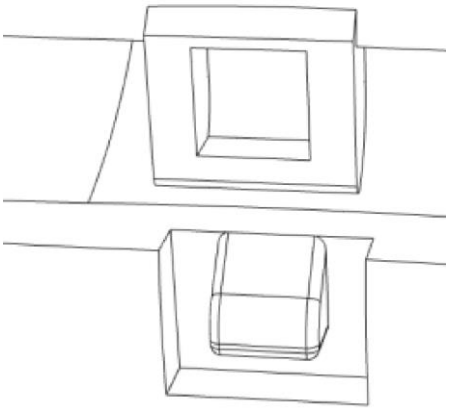
Figura 43. Corte transversal férula.



Fuente: Autor.

7.6.2 Sistema de colocación y ajuste. Para el sistema de fijación, se implementó un sistema de seguros tipo pin como se muestra en la Figura 44, donde se procuró que el sistema de colocación de la férula sea intuitivo y sencillo tanto para el profesional de la salud, como para el paciente.

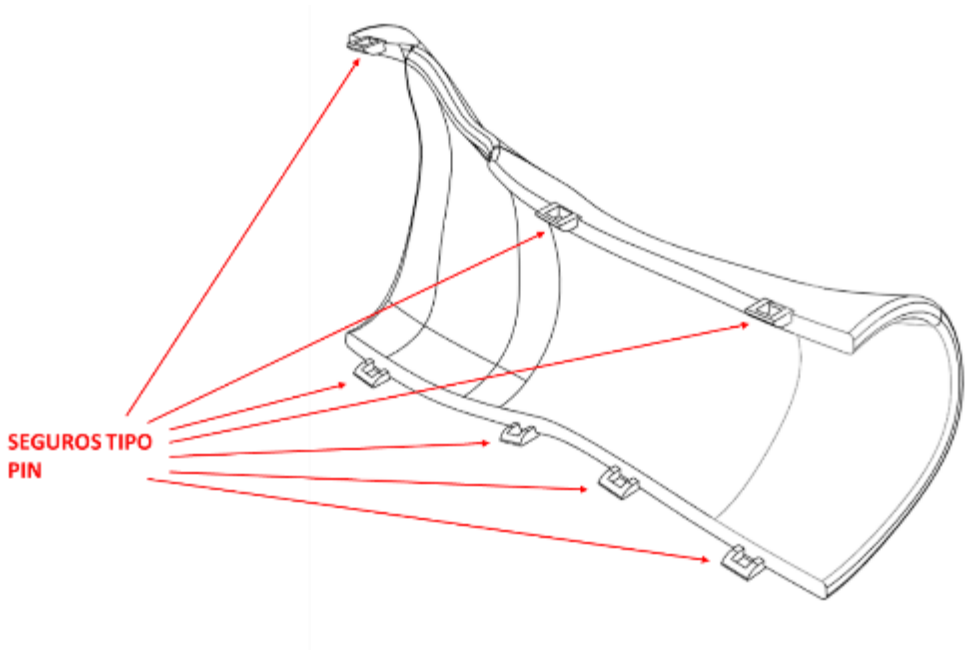
Figura 44. Sistema de seguros tipo pin.



Fuente: Autor.

Para la colocación de los seguros alrededor de la férula, se tuvo en cuenta los diferentes puntos donde se puede abrir debido a los movimientos de la muñeca. Se optó por colocar un total de 7 seguros alrededor de la unión, logrando así un buen cierre y que ésta genere un buen soporte a la muñeca, como se muestra en la Figura 45.

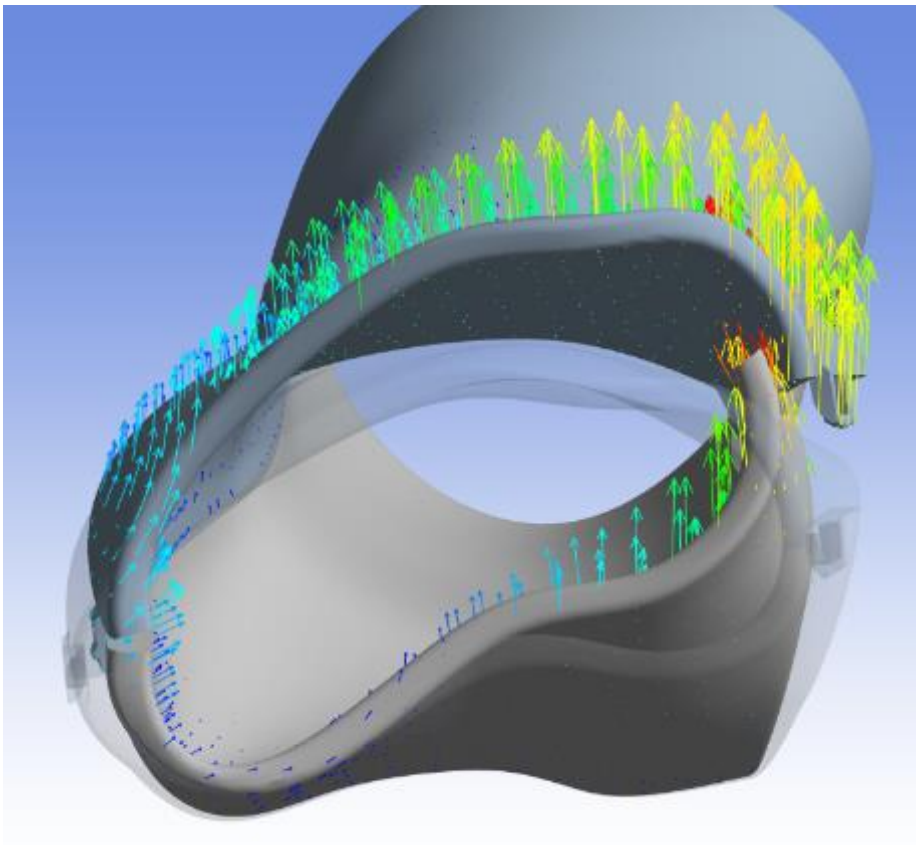
Figura 45. Ubicación de los seguros A.



Fuente: Autor.

Aunque esta solución resultó altamente efectiva, presentó un inconveniente al efectuar los movimientos de extensión de la muñeca. El dorso de la mano ejerce presión sobre la parte superior de la férula, provocando su apertura. Esto ocurre porque el material tiende a abrirse lateralmente como se muestra en la Figura 46

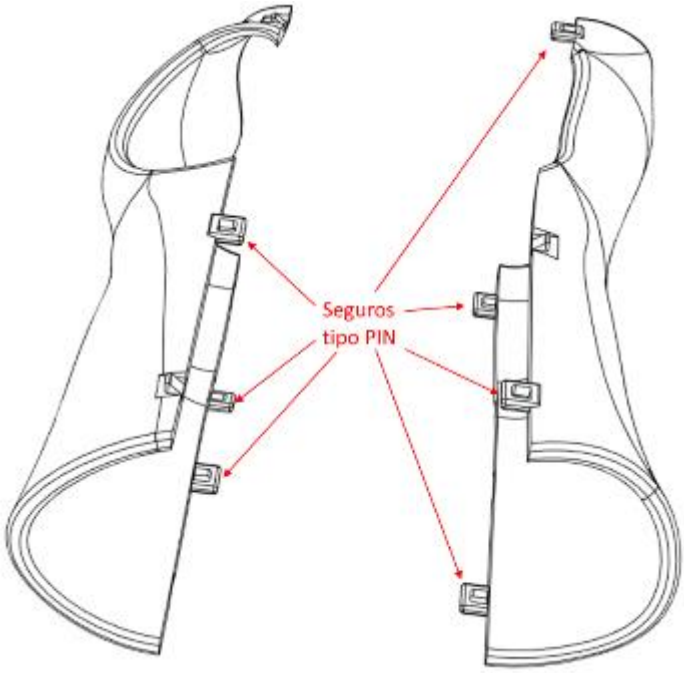
Figura 46. Deformación de la férula en Extensión de muñeca.



Fuente: Autor.

Para solucionar este problema, se realizó un rediseño en la disposición de los seguros, invirtiendo la orientación de algunos de ellos y ubicándolos tanto en la parte superior, como en la inferior de la férula (Figura 47). Este ajuste permitió corregir el problema anteriormente identificado, mejorando la estabilidad del cierre durante el movimiento.

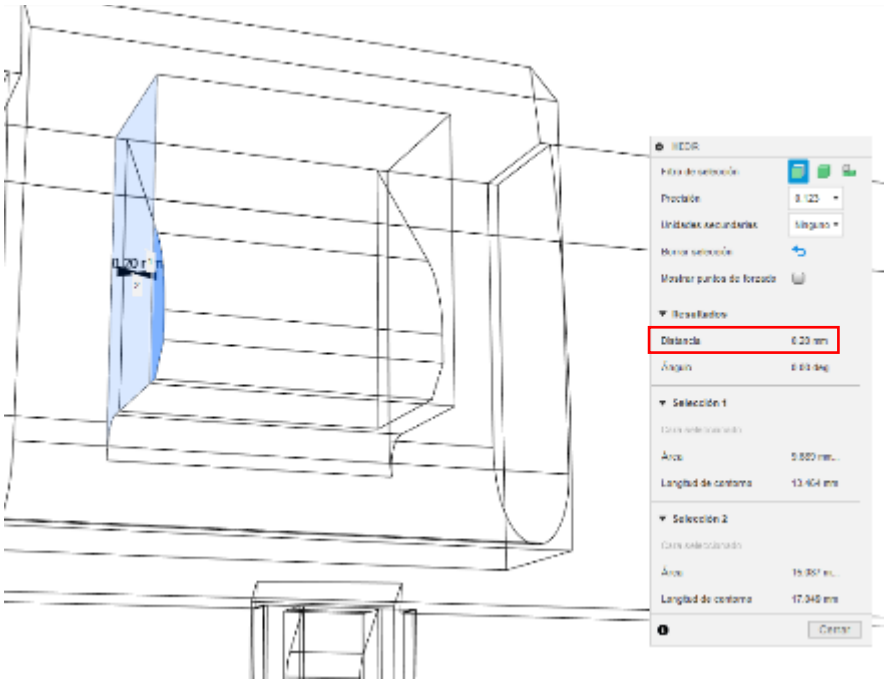
Figura 47. Ubicación de los seguros B.



Fuente: Autor.

Por último, para asegurar la funcionalidad del sistema de sujeción y evitar cualquier tipo de imperfección del plástico que afecte su acople, se implementa una tolerancia dimensional de +0.20 mm en las paredes internas del seguro, como se muestra en la Figura 48. Esta especificación no solo previene errores de traslape durante el proceso de impresión 3D, sino que también garantiza un ajuste preciso entre las piezas. Al mantener un margen de separación adecuado, esta tolerancia permite compensar posibles variaciones propias del proceso de fabricación aditiva, como contracciones del material o desviaciones mínimas en la trayectoria del extrusor, asegurando el buen funcionamiento del sistema de ajuste.

Figura 48. Tolerancia interna sistema de sujeción.



Fuente: Autor.

7.7 SIMULACIÓN Y ANÁLISIS ESTRUCTURAL MEDIANTE MEF.

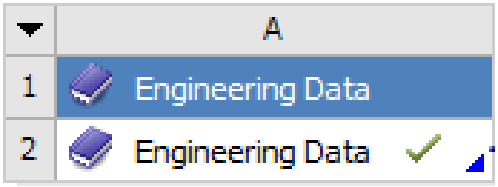
Es de suma importancia realizar un análisis por el método de elementos finitos para evaluar cómo será el comportamiento de la ortesis frente a las cargas que estará sometida en situaciones de uso cotidiano. Este método permite simular y calcular las tensiones y deformaciones que experimentará la ortesis en diferentes escenarios garantizando su resistencia y seguridad proporcionando un soporte eficaz y seguro a la muñeca del paciente.

Se llevó a cabo la simulación y el análisis utilizando “Ansys Engineering software”, una herramienta computacional especializada en este tipo de estudios. Este software permite simular las diferentes cargas mecánicas que puede ejercer una muñeca humana, lo que facilita la identificación de puntos críticos y concentradores de esfuerzo en la férula, determinando dónde el modelo es más propenso a fallar.

7.7.1 Selección y asignación del material para la férula. Primeramente, se tiene que escoger un material de impresión con el que será fabricada la ortesis. El cual para este proyecto se optó por usar acrilonitrilo butadieno estireno o más conocido como ABS de alto impacto, el cual es el material más adecuado para la fabricación del modelo, ya que ofrece un excelente comportamiento en la producción de piezas con geometrías complejas y permite obtener una resolución de impresión con un buen acabado superficial.

Para la asignación del material en el software ANSYS, se ingresa en el entorno de ANSYS Mechanical, se selecciona "Engineering Data"(Figura 49) en el árbol del proyecto para acceder a las propiedades de los materiales.

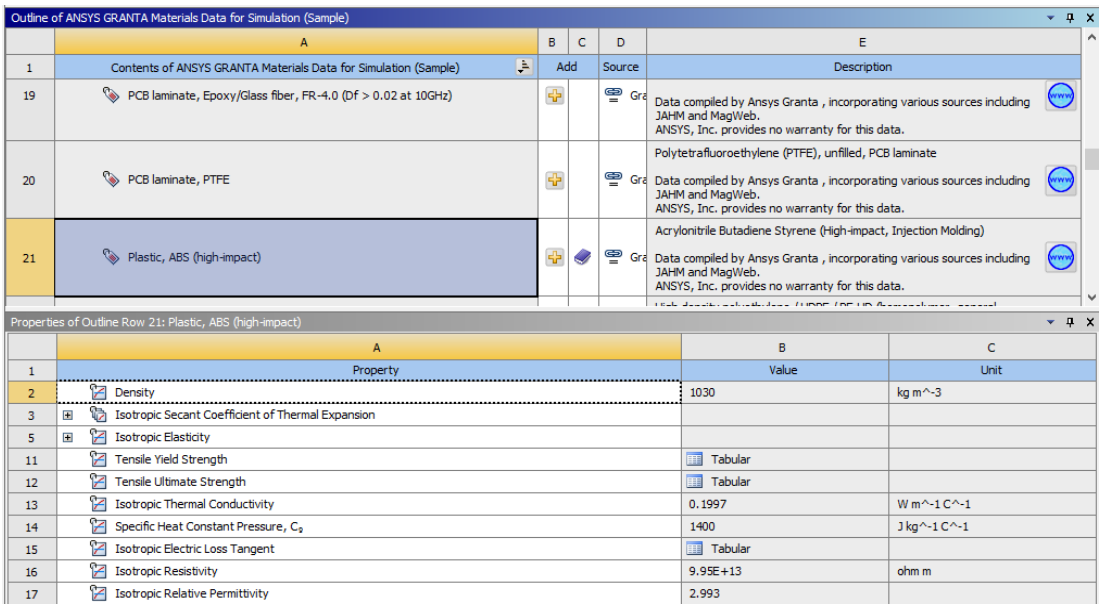
Figura 49.Engineering Data. Ansys Workbench.



Fuente: Autor.

En este apartado (Figura 50) se tiene que especificar el tipo de material a usar que en este caso se debe escoger ABS (high-Impact).

Figura 50. Asignación de material de trabajo.



Fuente: Autor.

Luego se deben llenar los valores de las propiedades como: densidad, módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson y otras propiedades específicas del material ABS (Figura 51). Estos valores se deben obtener de fuentes confiables o de pruebas de laboratorio si es posible. Para este caso se llenan los datos utilizando la datasheet del fabricante del filamento (Anexo 1)

Figura 51. Propiedades mecánicas del material (ABS).

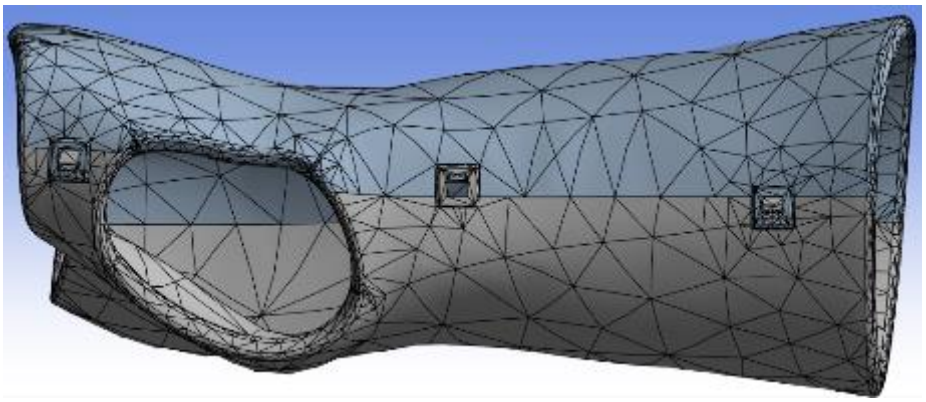
Properties of Outline Row 3: Plastic, ABS (high-impact)

	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	1.04	g cm^-3
4	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
5	Coefficient of Thermal Expansion	90	C^-1
6	Isotropic Elasticity		
7	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
8	Young's Modulus	2.66E+09	Pa
9	Poisson's Ratio	0.3	
10	Bulk Modulus	2.3667E+09	Pa
11	Shear Modulus	1E+09	Pa
12	Tensile Yield Strength	Tabular	
13	Tensile Ultimate Strength	Tabular	
14	Isotropic Thermal Conductivity	0.1997	W m^-1 C^-1
15	Specific Heat Constant Pressure, C_p	1900	J kg^-1 C^-1
16	Isotropic Electric Loss Tangent	Tabular	
17	Isotropic Resistivity	9.95E+15	ohm m
18	Isotropic Relative Permittivity	2.993	

Fuente: Autor.

7.7.2 Enmallado del dominio para una malla con buena relación de aspecto. Se realiza una malla generada automáticamente por el software (Figura 52), la cual presenta varios defectos, que generan errores en el análisis del modelo de cargas.

Figura 52. Malla generada por defecto.

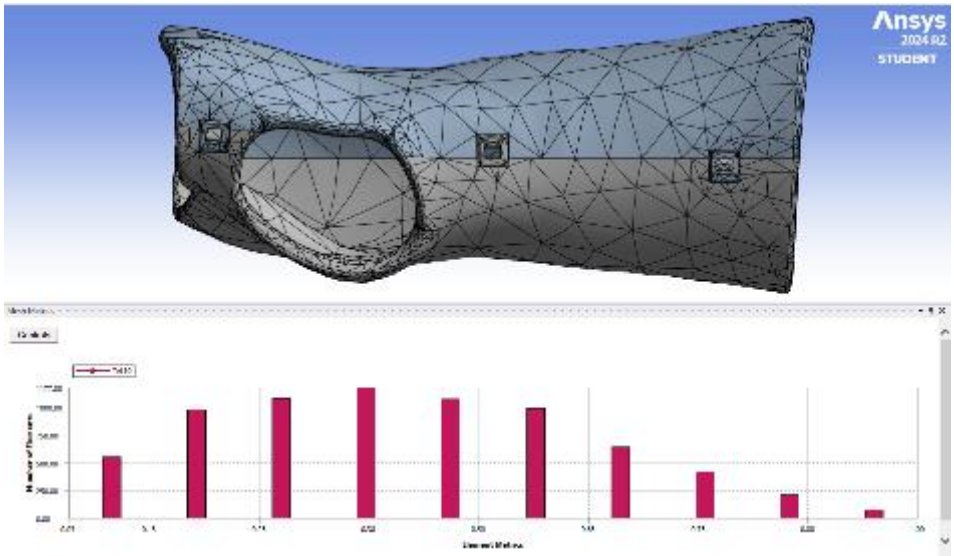


Fuente: Autor.

De los errores más significativos se puede evidenciar.

– Una malla con pocos elementos y con baja calidad de los mismos.

Figura 53. Gráfica de calidad de elementos (enmallado base).

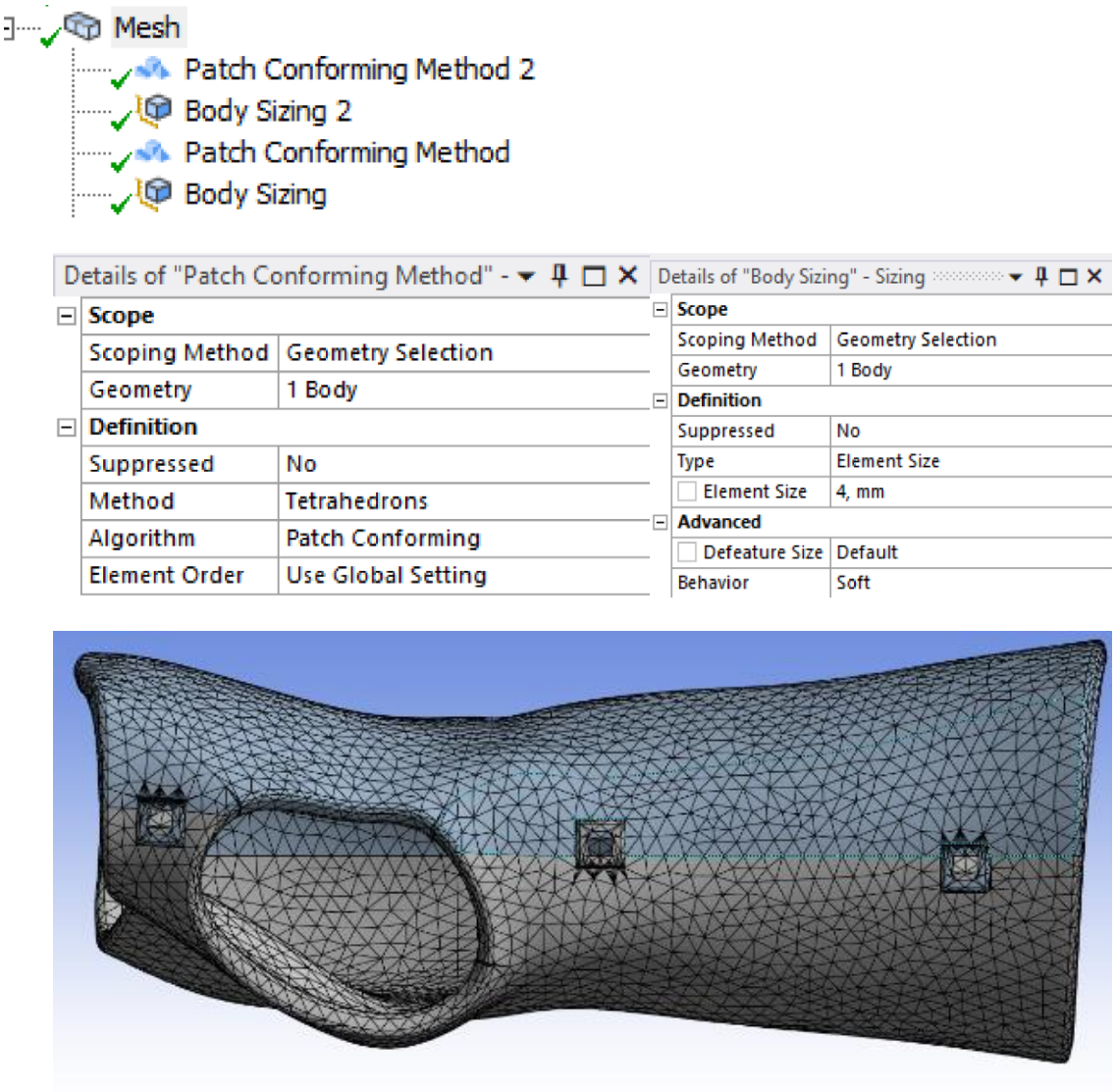


Fuente: Autor.

Se evidencia que la calidad de malla tiene muchos elementos que tiene formas irregulares y deficientes, como se muestra en la Figura 53, debido a la geometría compleja, por lo que es necesario hacer un enmallado manual en las zonas donde la calidad de malla es peor.

Primeramente, se realiza un “Body Sizing” general de las dos partes de la férula, donde se optó por trabajar con un tamaño de elemento de 4 mm y se utilizó el método de tetraedros, como se muestra en la Figura 54.

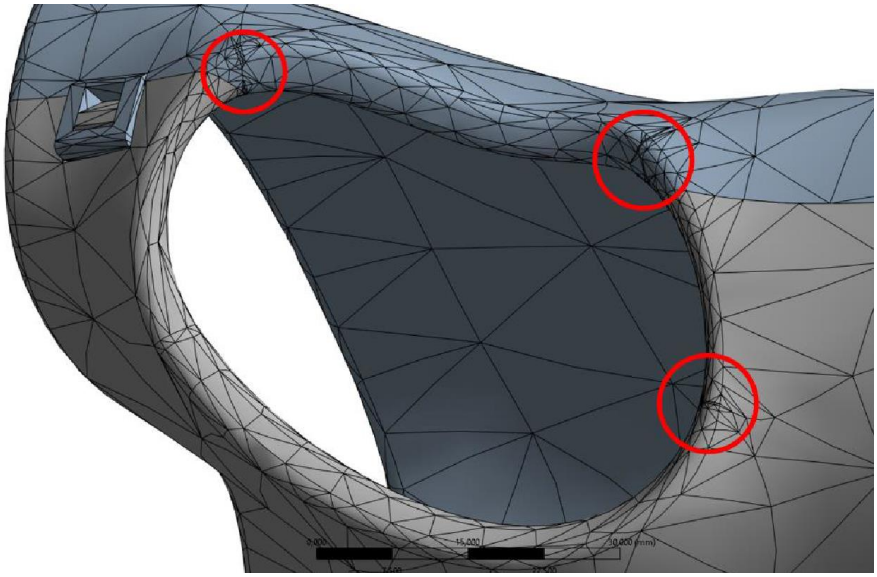
Figura 54. Body Sizing y método de malla.



Fuente: Autor.

– Una malla irregular dé las zonas de geometría compleja como se muestra en la Figura 55.

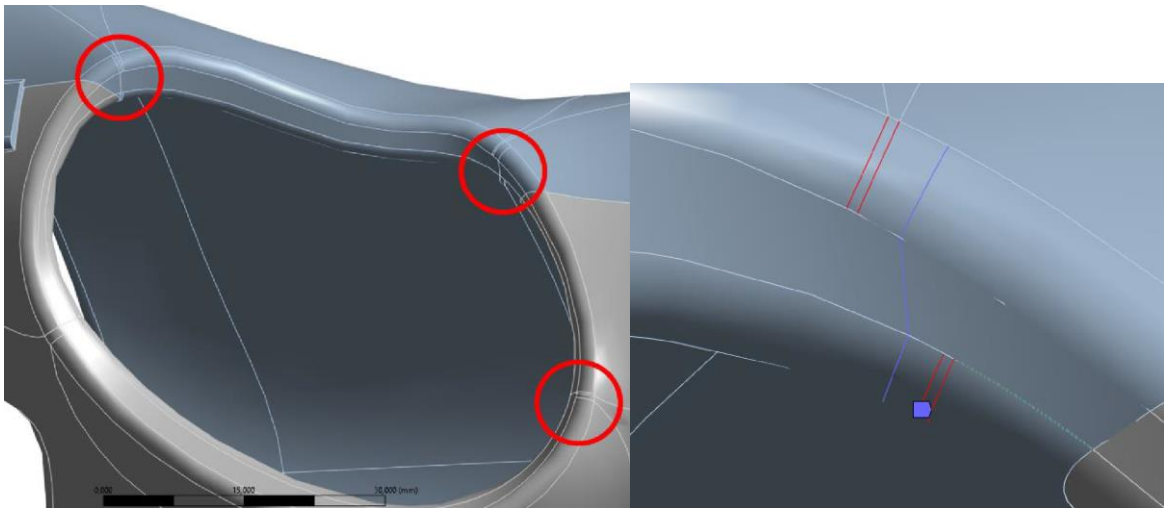
Figura 55. Defectos de malla en geometría compleja.



Fuente: Autor.

Estas irregularidades se generan debido a que el diseño de la férula presenta diferentes caras para su análisis (Figura 56), pero esto genera una irregularidad en la malla.

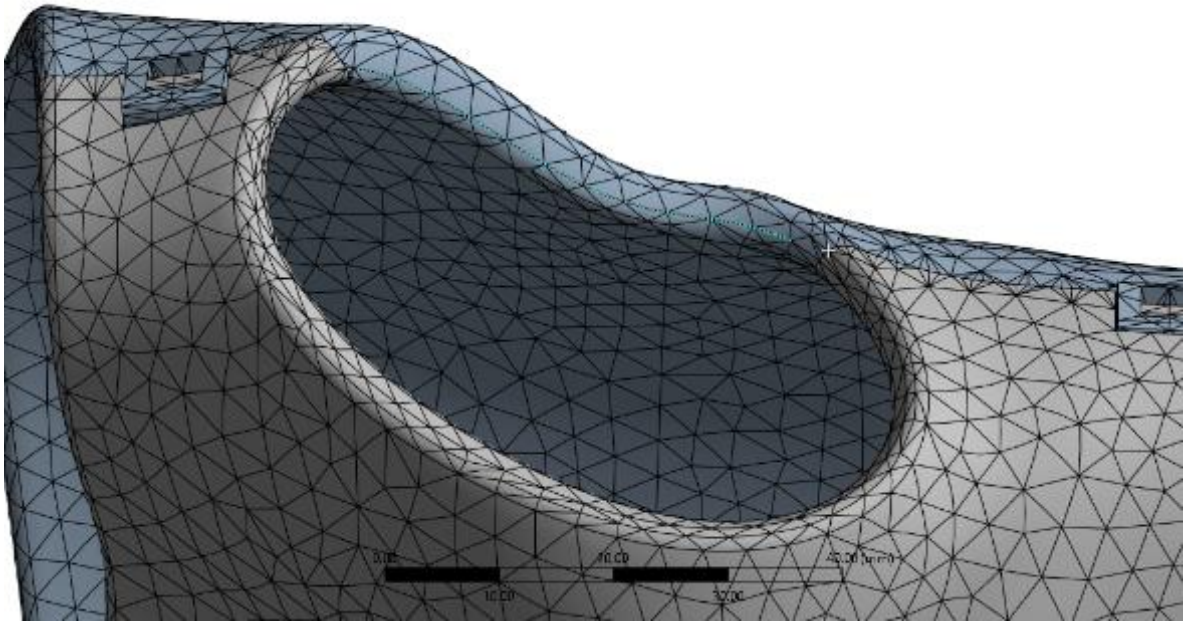
Figura 56. Cortes de cara a causa de la geometría irregular.

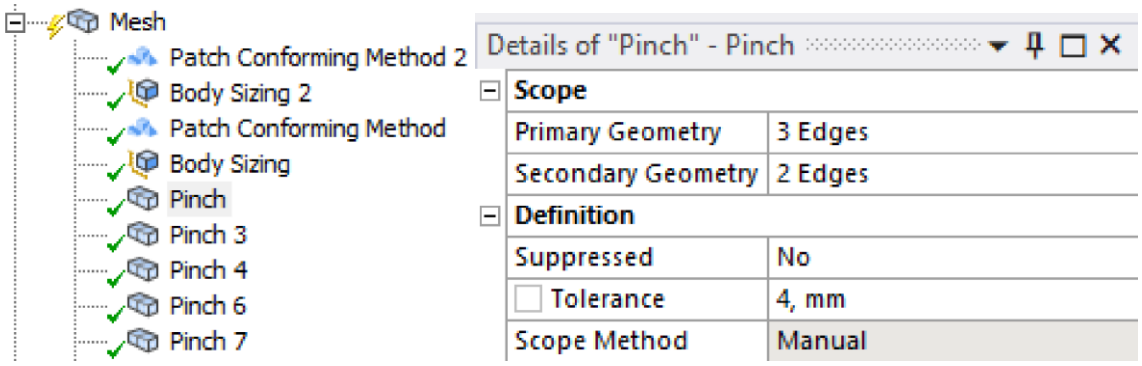


Fuente: Autor.

Para corregirlos se utilizó la herramienta de “Pinch” (Figura 57), la cual permite la eliminación de características pequeñas, como las regiones mostradas en la Figura 54 a nivel de malla, permitiendo así la generación de elementos de mejor calidad.

Figura 57. Pinch Control.

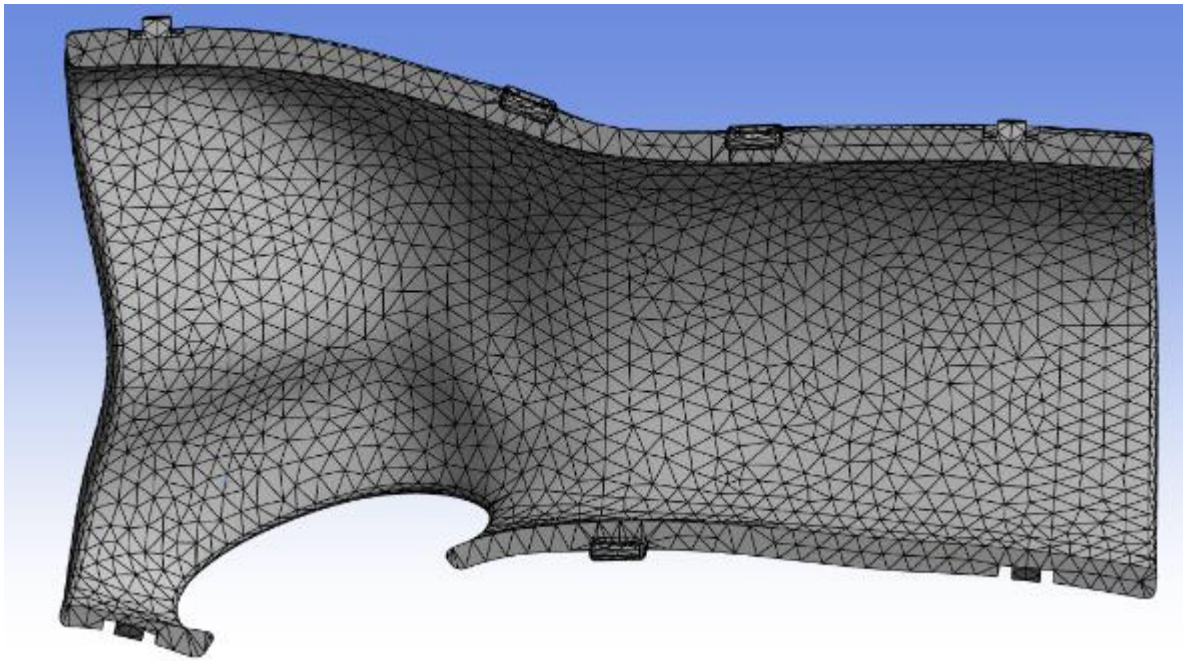




Fuente: Autor.

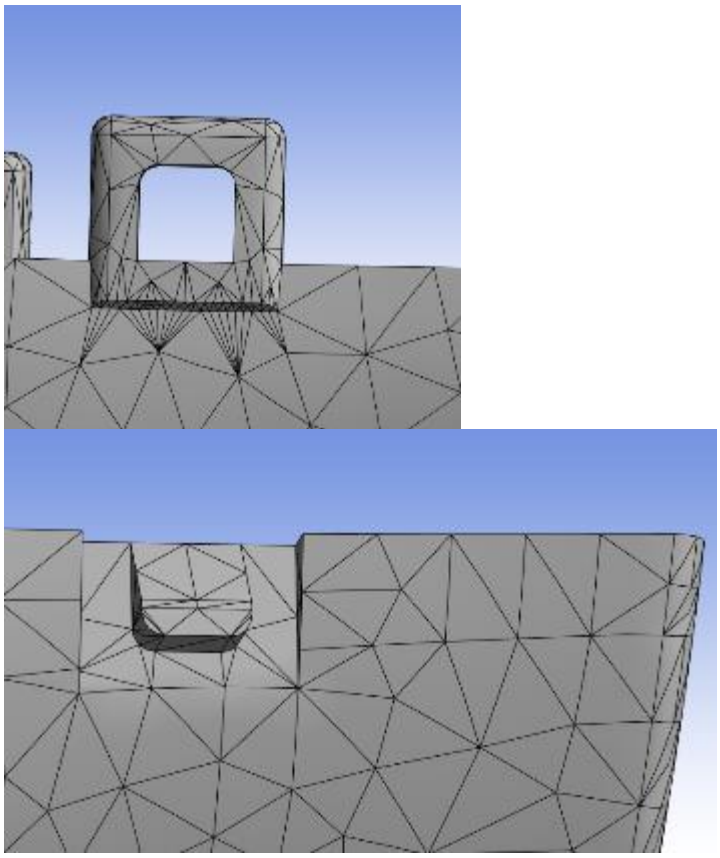
– Malla muy grande en las zonas de contacto, como se evidencia en la Figura 58 & Figura 59.

Figura 58. Malla con superficie irregular.



Fuente: Autor.

Figura 59. Malla demasiado grande en zonas de interés.

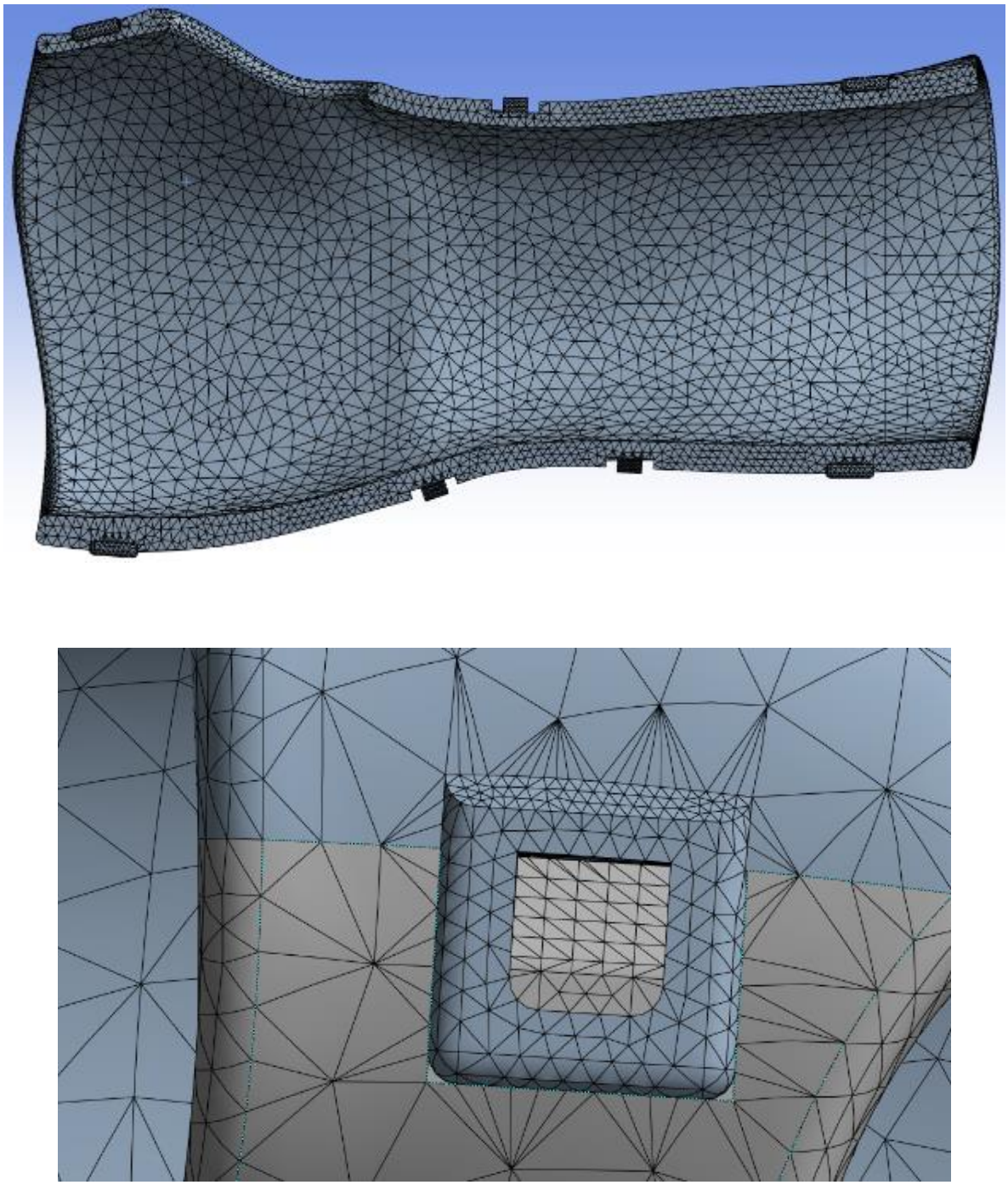


Fuente: Autor.

El enmallado en las zonas de contacto tiene que ser de mejor calidad, siendo de suma importancia al momento de realizar el análisis de esfuerzos, donde esta zona definirá si el modelo aguantara las carga o este fallará.

Para mejorar esta malla se realiza la función de Face sizing y fase meshing mejorando así la zona de los contactos. (Figura 60)

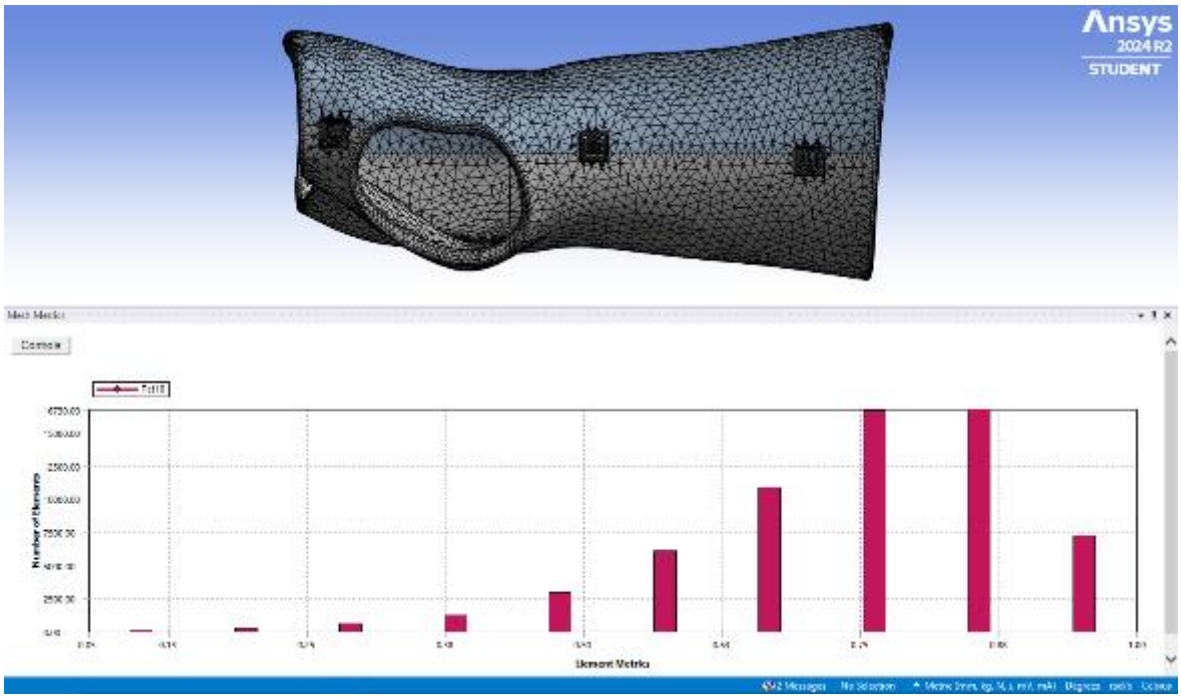
Figura 60. Malla mejorada en las superficies de contacto.



Fuente: Autor.

En la Figura 61 se observa una mejora significativa en la estructura de la malla, con un aumento en la cantidad de elementos y una mejor calidad de los mismos. Obteniendo un análisis más preciso, asegurando una evaluación más detallada del comportamiento estructural del modelo.

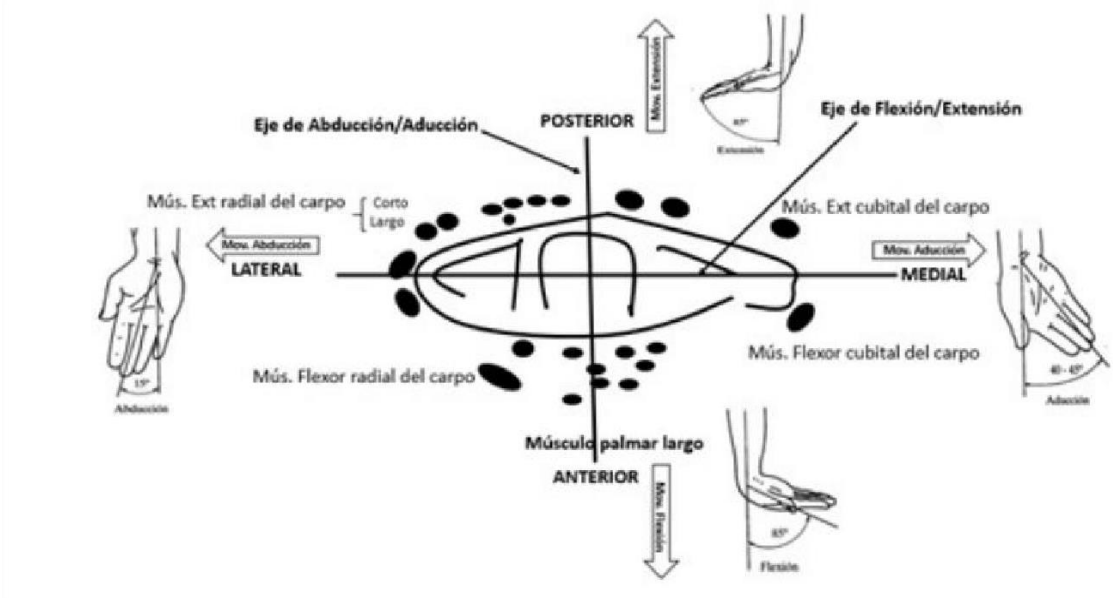
Figura 61. Gráfica de calidad de elementos (enmallado corregido).



Fuente: Autor.

7.7.3 Selección y revisión de contactos mecánicos. Existen 4 movimientos principales de la muñeca, como se muestra en a la Figura 62, cada uno de estos movimientos implica una dirección distinta de aplicación de fuerzas, lo que obliga a considerar los puntos de contacto mecánico para cada caso, siendo de suma importancia, ya que esto hará que la simulación y los análisis de cargas sean mucho más precisos.

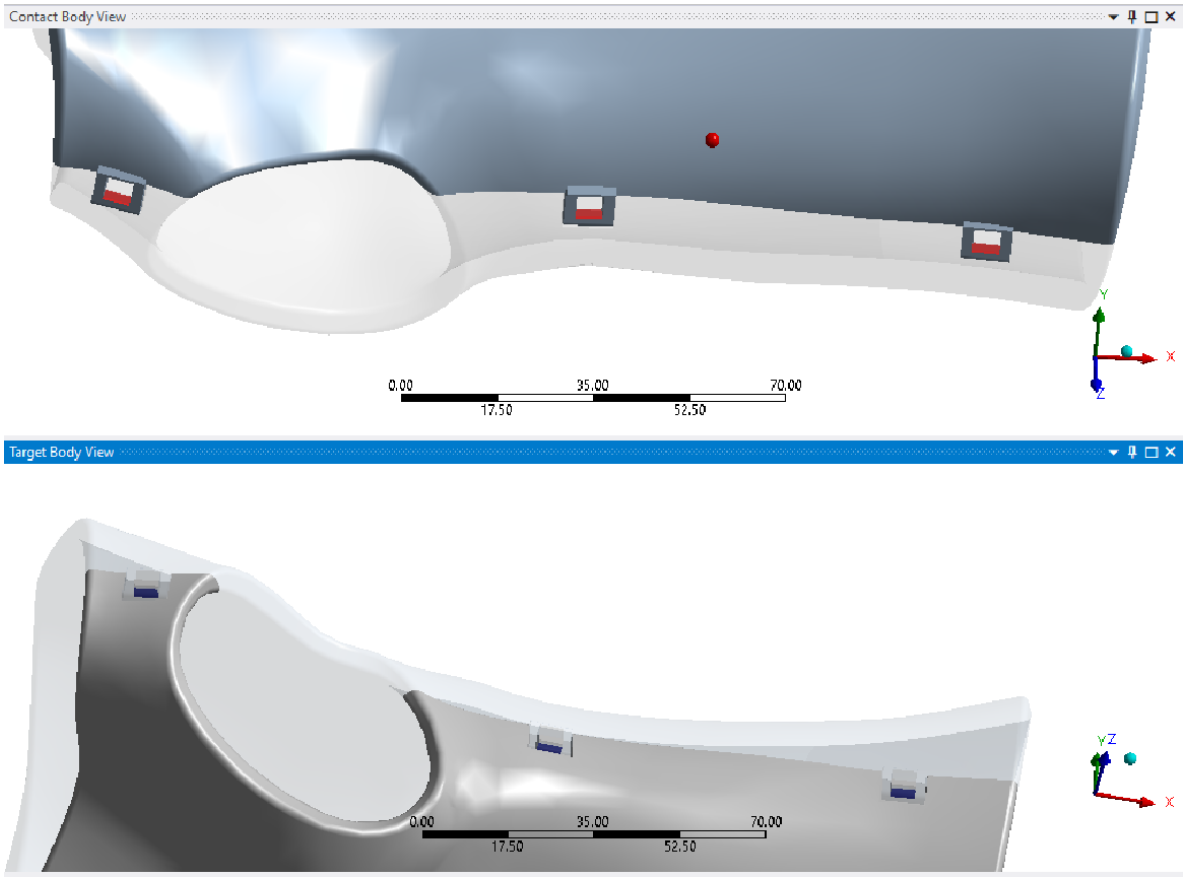
Figura 62. Movimientos principales de la muñeca.



Fuente: [9].

7.7.3.1 Contactos mecánicos para movimientos de flexo-extensión. En estos movimientos, la férula debe proporcionar soporte y resistencia principalmente en el dorso y la cara palmar del antebrazo y la mano. Estos movimientos se realizan a lo largo del eje vertical por lo que los puntos de contacto, al realizar estos esfuerzos se efectúan en la parte inferior de los pines como se muestra en la Figura 63.

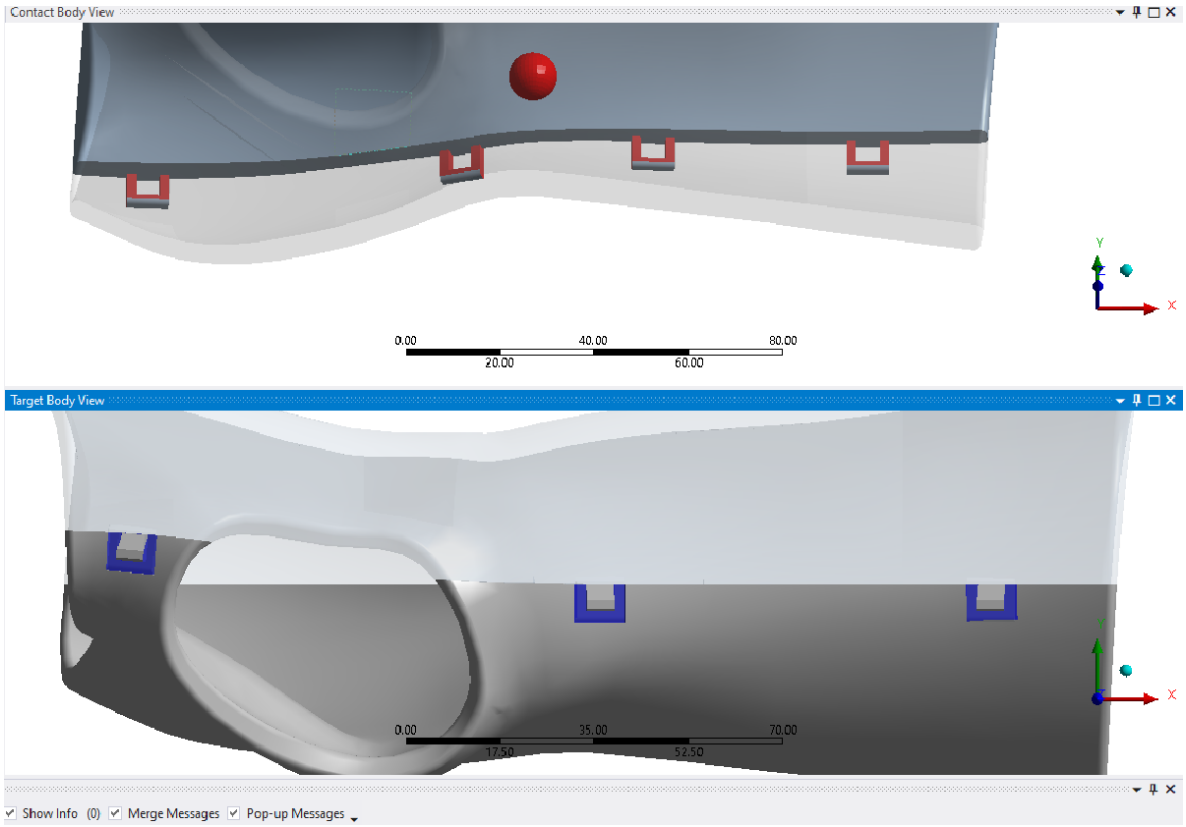
Figura 63. Contactos aplicados a los movimientos de flexión y extensión.



Fuente: Autor.

7.7.3.2 Contactos mecánicos para movimientos de Desviación Cubito-Radial. En los movimientos de desviación radial y cubital, la férula debe estar diseñada para generar contactos mecánicos en los bordes radial y cubital de la muñeca y la mano, estos movimientos se realizan en el plano frontal, a lo largo de un eje horizontal. Por lo tanto, los puntos de contacto al resistir estas desviaciones se deben ubicar en los laterales de los pines, como se observa en la Figura 64

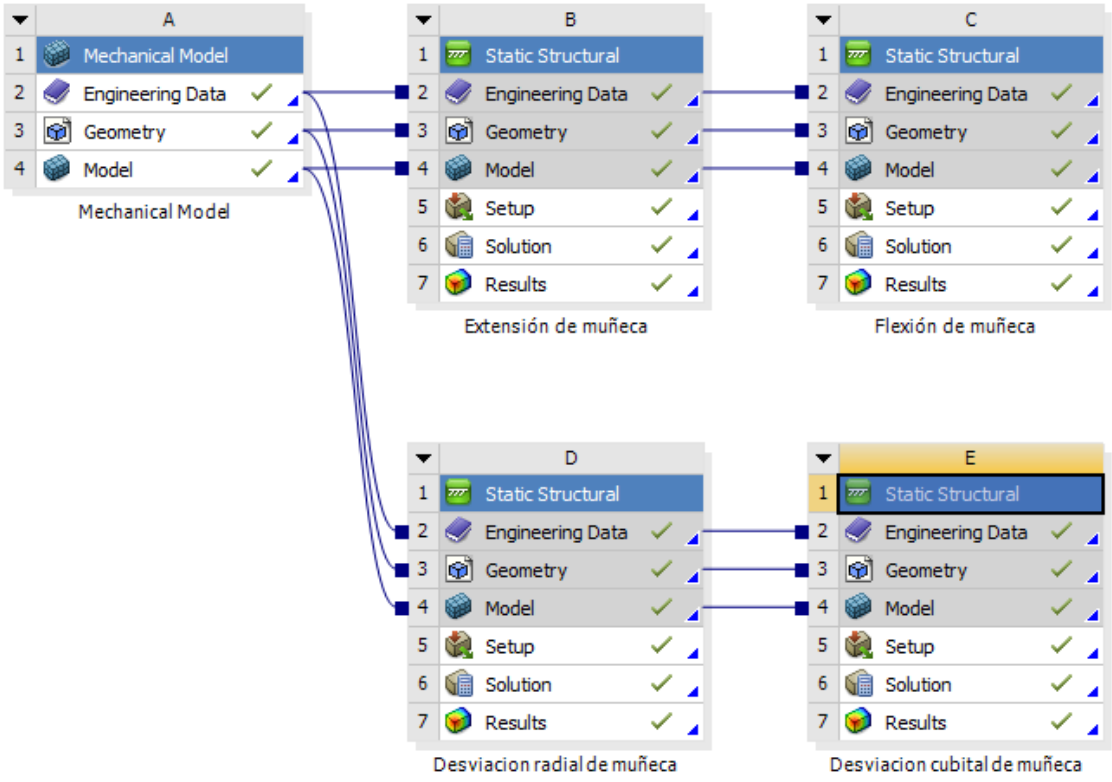
Figura 64. Contactos aplicados para los movimientos de desviación cubital y radial.



Fuente: Autor.

7.7.4 Modelo de cargas. Para cada movimiento de la muñeca se planteó su respectivo modelo de cargas, este enfoque permitió simular el comportamiento de la férula bajo diferentes condiciones biomecánicas, utilizando el software ANSYS Mechanical (Figura 65).

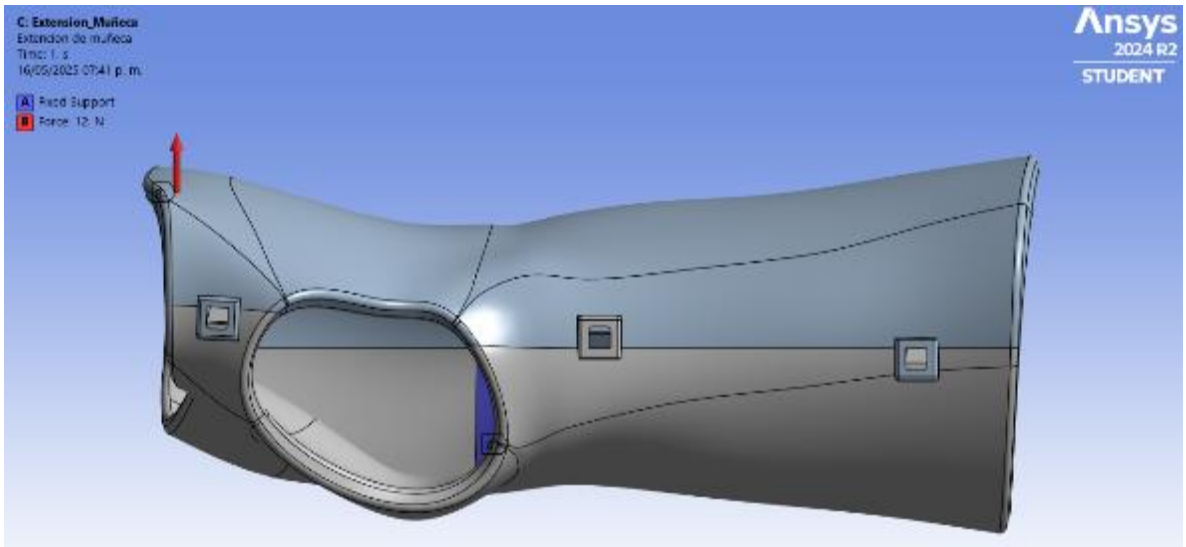
Figura 65. Organigrama ANSYS Mechanical.



Fuente: Autor.

7.7.4.1 Modelo de cargas aplicado al movimiento de extensión de muñeca.

Figura 66. Modelo de cargas extensión de muñeca.



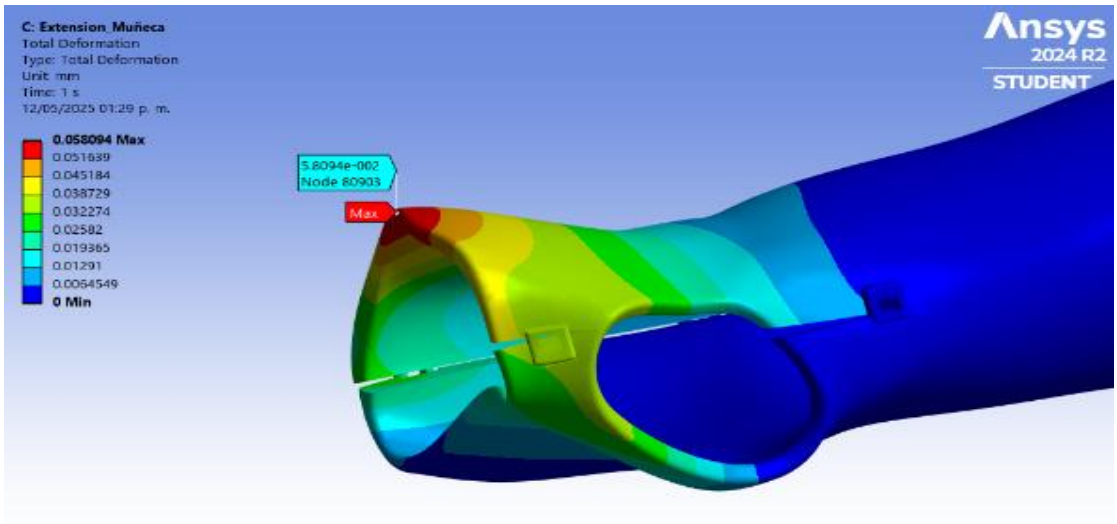
Fuente: Autor.

Para el caso de la extensión de muñeca, se desarrolló un modelo de cargas empleando una fuerza de 12 N, basada en los datos obtenidos por el dinamómetro, aplicada en la parte dorsal de la mano (Figura 66).

Tras realizar la simulación, se obtuvieron los siguientes resultados:

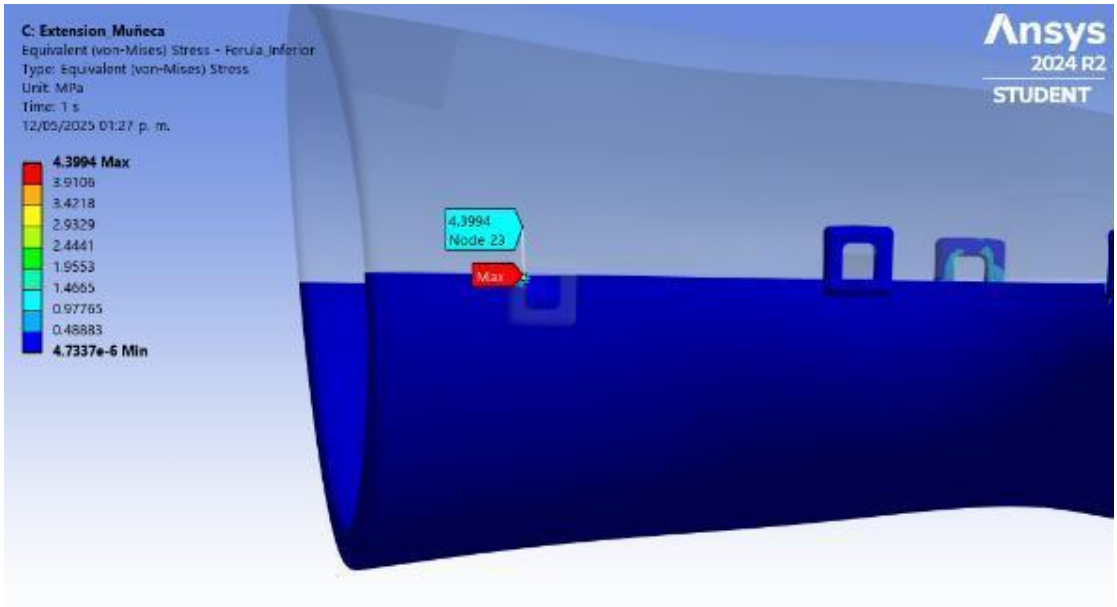
- **Deformación máxima:** 0.0581 mm (Figura 67)
- **Esfuerzo máximo:** 4.3994 MPa (Figura 68)

Figura 67. Deformaciones de la férula en la extensión de muñeca.



Fuente: Autor.

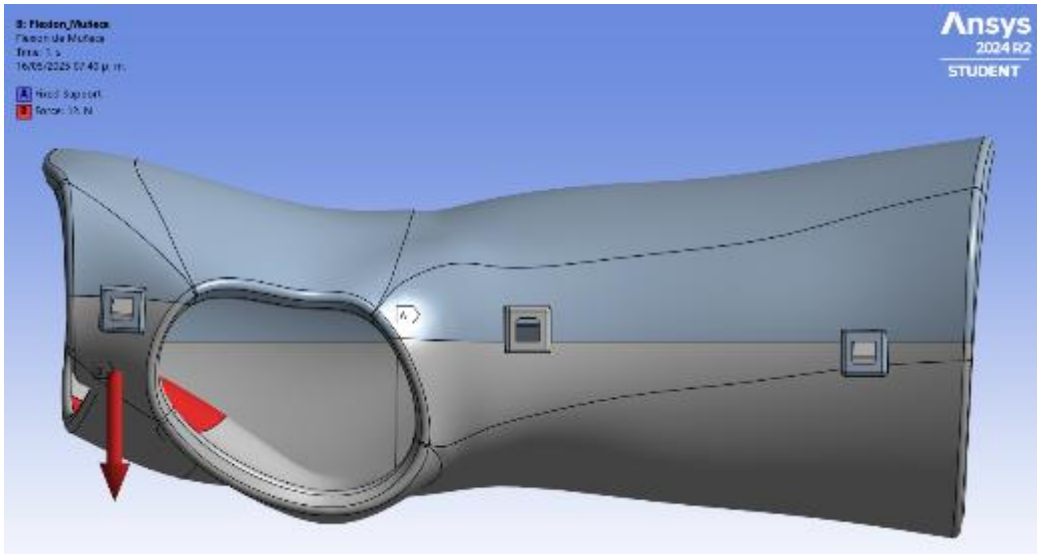
Figura 68. Esfuerzos de la férula en extensión.



Fuente: Autor.

7.7.4.2 Modelo de cargas aplicado al movimiento de flexión de muñeca.

Figura 69. Modelo de cargas Flexión de muñeca.

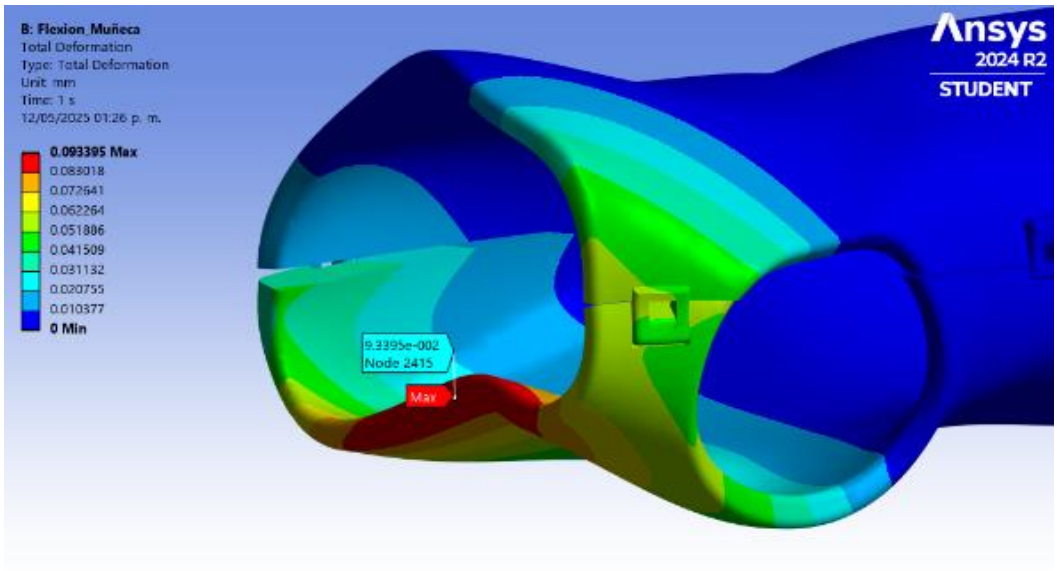


Fuente: Autor.

Para el caso de la flexión de muñeca, se aplicó una fuerza de 12 N exclusivamente en la zona palmar (Figura 69). La simulación arrojó los siguientes resultados:

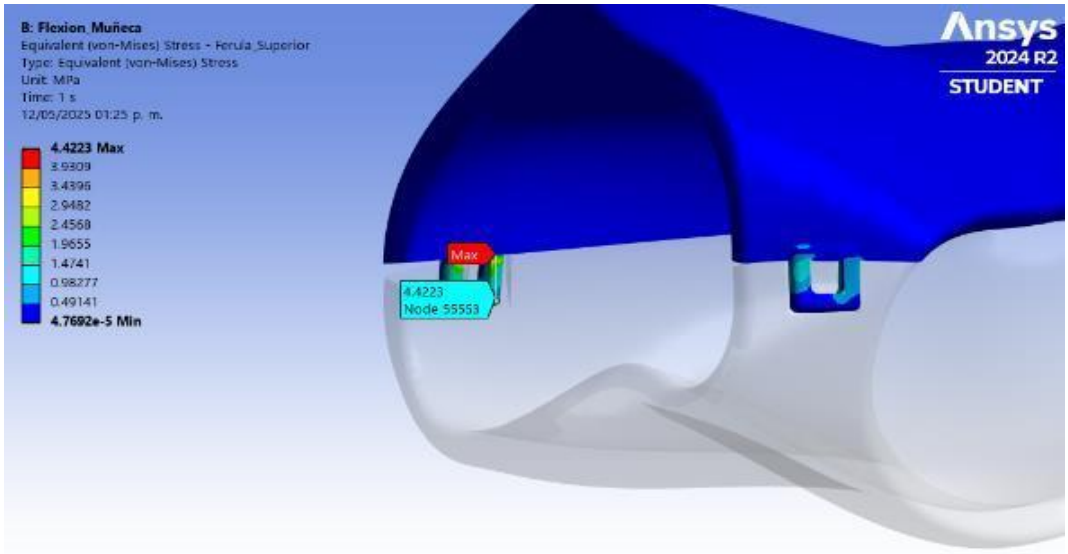
- **Deformación máxima:** 0.0934 mm (Figura 70)
- **Esfuerzo máximo:** 4.4223 MPa (Figura 71)

Figura 70. Deformación de la férula en movimientos de flexión de muñeca.



Fuente: Autor.

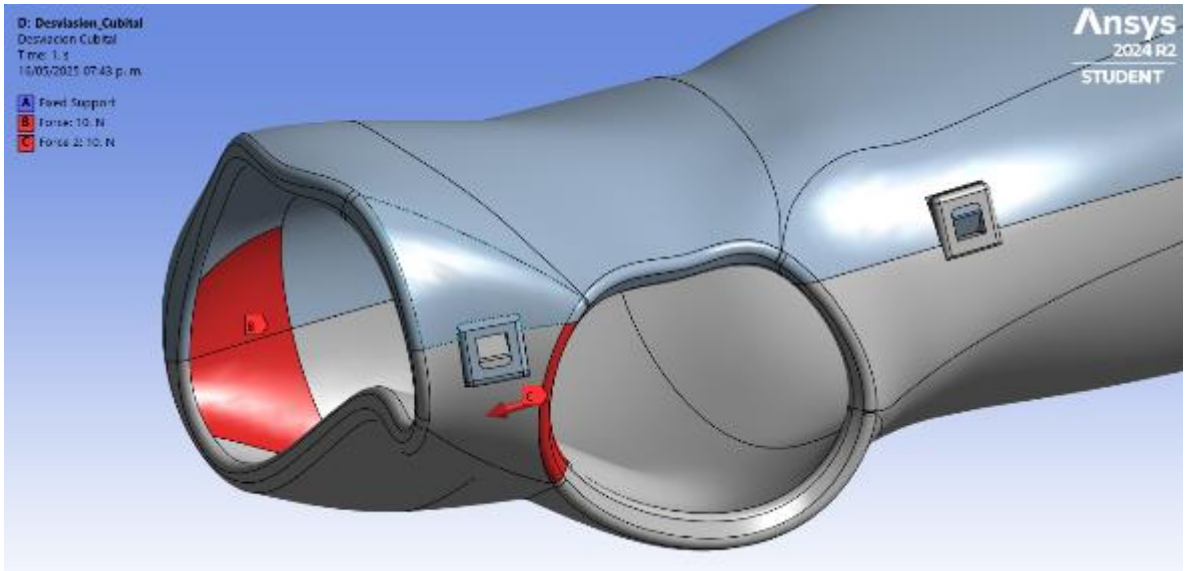
Figura 71. Esfuerzos de la férula en flexión.



Fuente: Autor.

7.7.4.3 Modelo de cargas aplicado al movimiento de flexión de muñeca.

Figura 72. Modelo de cargas Desviación cubital.

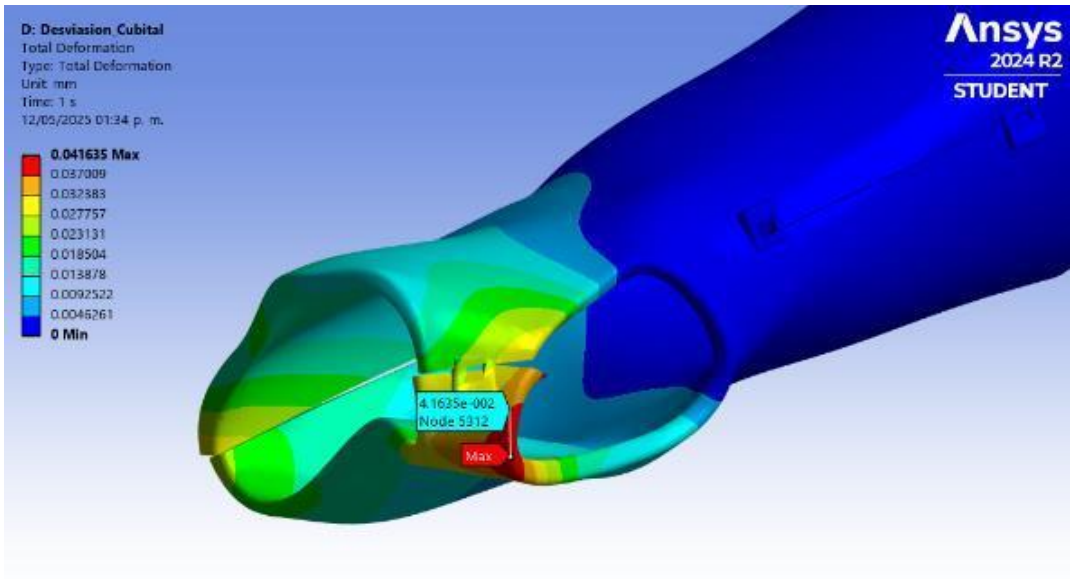


Fuente: Autor.

Para la desviación cubital, se utilizó una fuerza de 10 N aplicada en la zona cubital (Figura 72). Los resultados de la simulación fueron:

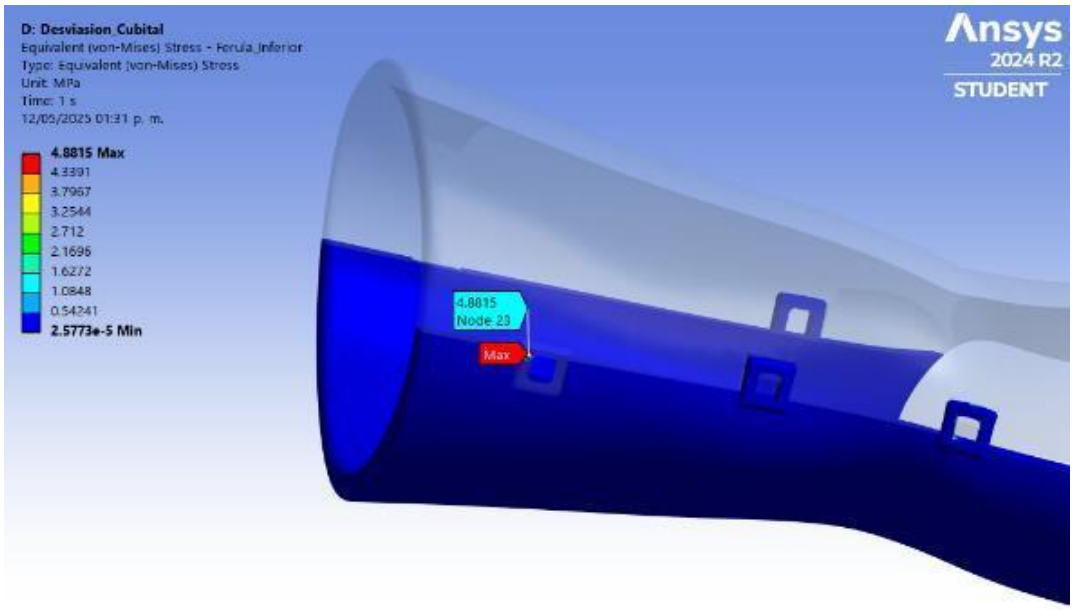
- **Deformación máxima:** 0.0416 mm (Figura 73)
- **Esfuerzo máximo:** 4.8815 MPa (Figura 74)

Figura 73. Deformación de la férula en movimientos de la desviación cubital.



Fuente: Autor.

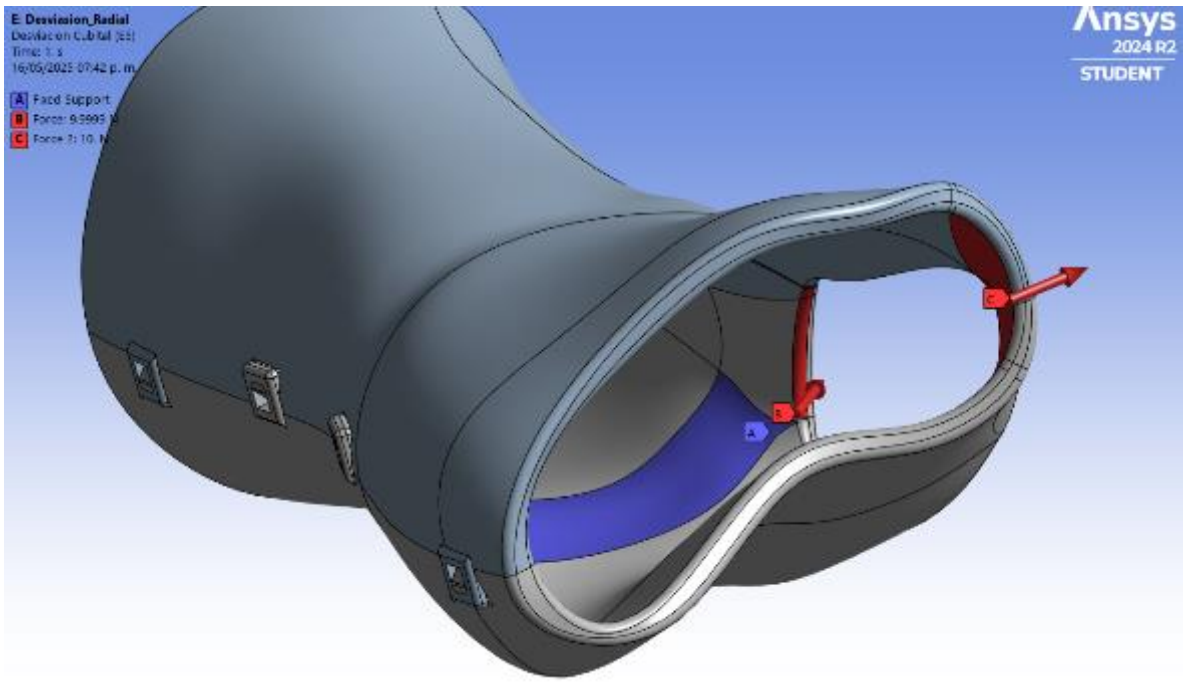
Figura 74. Esfuerzos de la férula en Desviación Cubital.



Fuente: Autor.

7.7.4.4 Modelo de cargas aplicado al movimiento de desviación radial.

Figura 75. Modelo de cargas Desviación Radial.

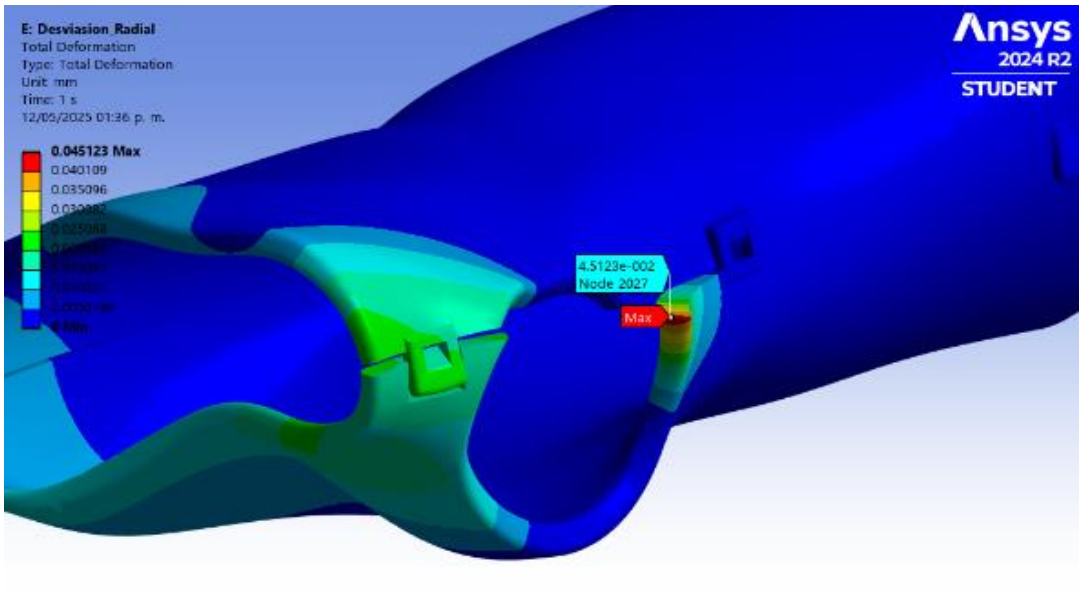


Fuente: Autor.

En el caso de la desviación radial, se aplicó una fuerza de 10 N en la zona del índice y el pulgar (Figura 75). El análisis arrojó los siguientes resultados:

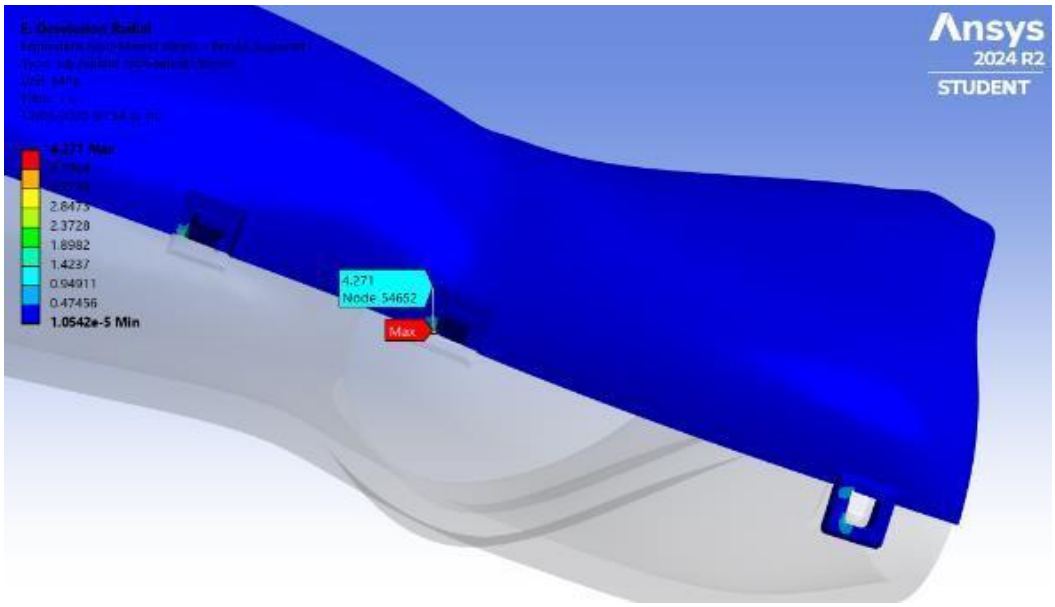
- **Deformación máxima:** 0.0451 mm (Figura 76)
- **Esfuerzo máximo:** 4.271 MPa (Figura 77)

Figura 76. Deformación de la férula en movimientos de la desviación radial.



Fuente: Autor.

Figura 77. Esfuerzos de la férula en Desviación Radial.



Fuente: Autor.

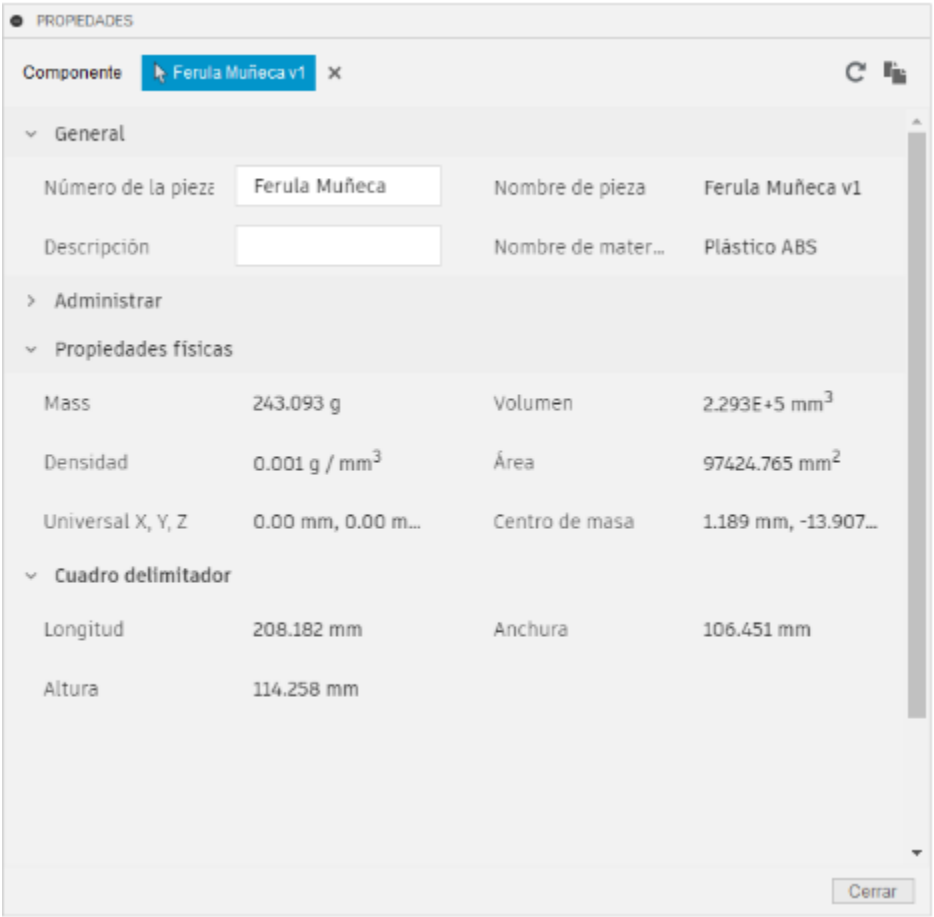
Estos resultados muestran un patrón en el cual la zona donde se acumula más energía en la férula es el área de los pines y el rededor de los contactos. Por ello, se debe prestar especial atención a estas regiones. Aunque se observa un punto crítico lógico en las bases y zonas medias de los pines analizados anteriormente, esto es comprensible, ya que en estructuras con bordes lisos y ángulos pronunciados tiende a ser mayores concentradores de esfuerzos.

Sin embargo, estas concentraciones de esfuerzo no representan una afectación estructural significativa para la férula. El esfuerzo promedio general registrado es de aproximadamente 4.5 MPa, lo cual es despreciable en comparación con el esfuerzo último a la tracción del material, que es de 54 MPa.

7.8 OPTIMIZACIÓN DE LA FÉRULA MEDIANTE REDUCCIÓN DE MATERIAL.

Durante los análisis realizados mediante el método de elementos finitos (FEM), se empleó una férula completa y sólida. Sin embargo, este diseño resulta ineficiente desde el punto de vista práctico, ya que su fabricación implicaría un alto consumo de material, un tiempo de fabricación extremadamente largo y un peso significativamente mayor al planteado en los requerimientos, como se muestra en la Figura 78.

Figura 78. Propiedades físicas de la férula sin optimización.

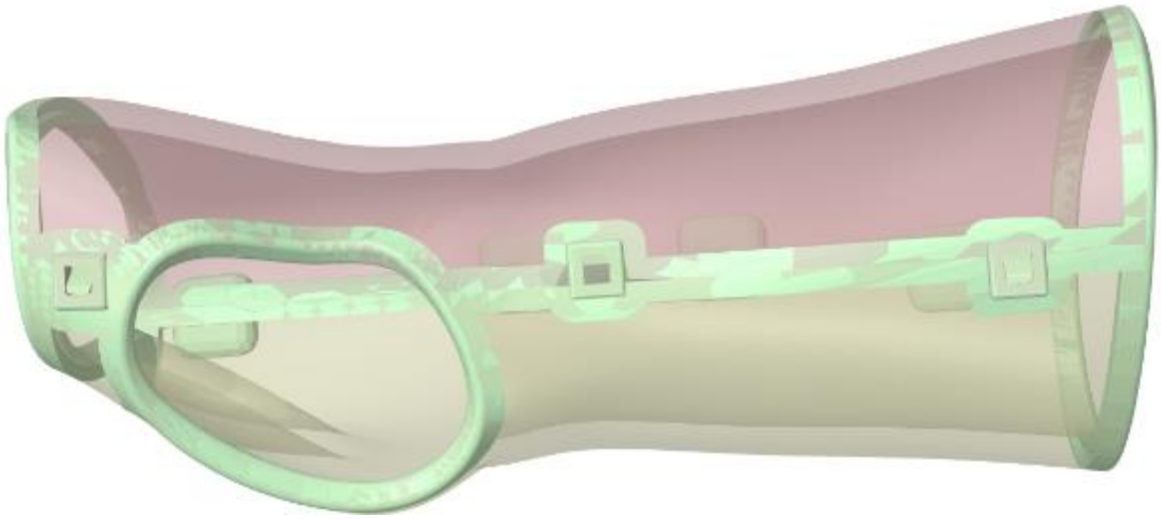


Fuente: Autor.

Por ello, se requiere realizar un ajuste en el modelo, eliminando el material excedente en las zonas que no están sometidas a cargas mecánicas relevantes, según los resultados del análisis FEM.

Se ha identificado un patrón recurrente en los análisis realizados, donde los esfuerzos y deformaciones se concentran en la zona de los seguros y alrededor de todo el contorno de la férula Figura 79. Lo que significa que las regiones del dorso y zona palmar del modelo pueden ser retiradas en su mayoría sin afectar el rendimiento mecánico general. A través de estas modificaciones se optimiza el equilibrio entre resistencia, peso y uso eficiente de material.

Figura 79. Contorno de contacto de la férula.



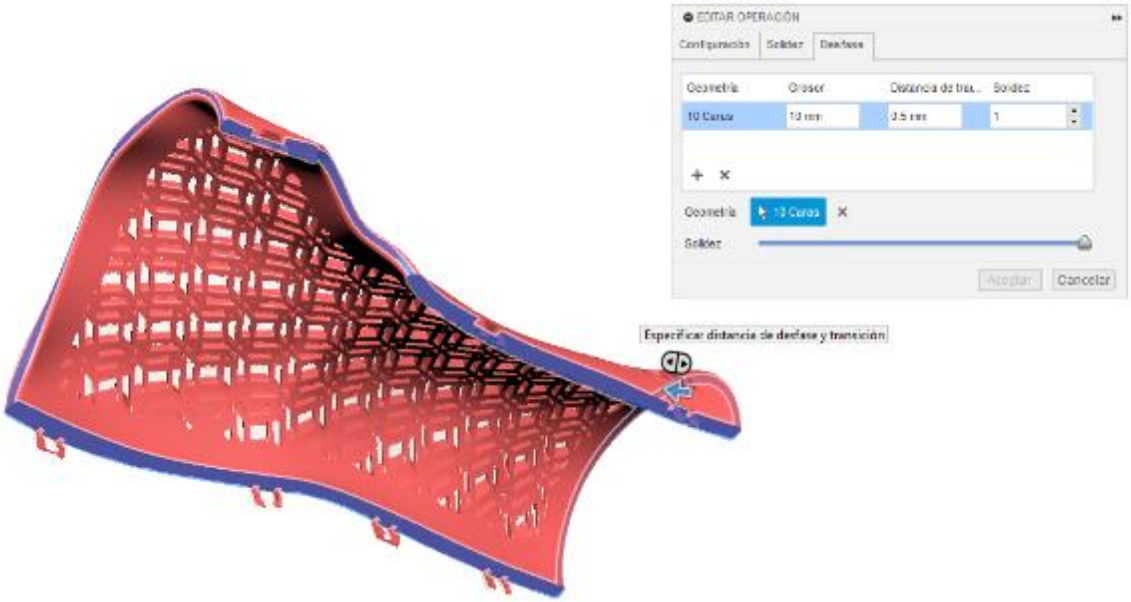
Fuente: Autor.

Para este proyecto, se desarrollaron dos modelos utilizando dos herramientas de diseño CAD empleando estructuras tipo *lattice*, las cuales permiten mantener la rigidez necesaria reduciendo significativamente el volumen de material utilizado.

7.8.1 Modelo con estructura lattice diseñado en Fusion 360. El primer modelo optimizado fue desarrollado utilizando Fusion 360, aprovechando sus funciones integradas de entramado volumétrico y generación de estructuras internas. Se diseñó una malla tipo lattice mediante un boceto personalizado, aplicado principalmente en las regiones con menor exigencia mecánica, como el dorso y la zona palmar de la férula.

A través de la herramienta Volumetric Lattice, se define la región del modelo en la que se aplicará la estructura interna. Esta puede abarcar todo el volumen de la férula o solo zonas específicas, según los requerimientos funcionales del diseño, como se observa en la Figura 80.

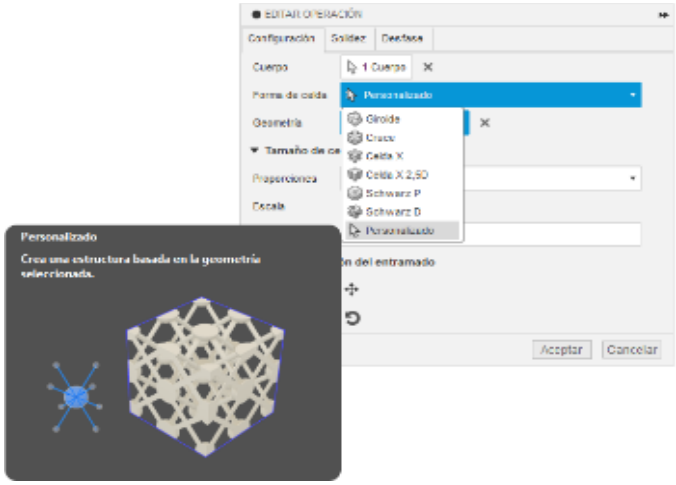
Figura 80. Zonas límite de desfase.



Fuente: Autor.

Posteriormente, se selecciona el tipo de patrón de celosía deseado, entre varias opciones disponibles como cúbico, tetraédrico o geometrías personalizadas (Figura 81). La elección de la celosía depende de factores como la relación resistencia-peso, porcentaje, estética y facilidad de impresión.

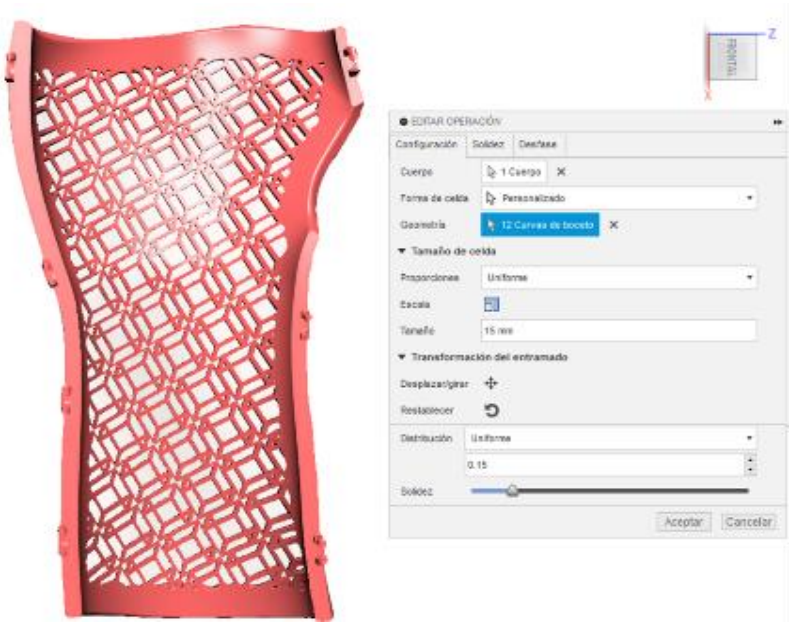
Figura 81. Tipos de geometría para la celosía.



Fuente: Autor.

Una vez seleccionado el patrón, se configuran los parámetros del entramado, tales como el tamaño de celda, el diámetro de las barras y el espesor de la superficie exterior, como se detalla en la Figura 82.

Figura 82. Parámetros de operación.



Fuente: Autor.

Con esta optimización, como se muestra en la Figura 83, se logra una reducción de más del 50% en el peso de la férula, sin afectar la resistencia estructural del dispositivo. Esta mejora no solo permite una fabricación más económica y rápida, sino que también optimiza el diseño y le otorga ventilación a la extremidad.

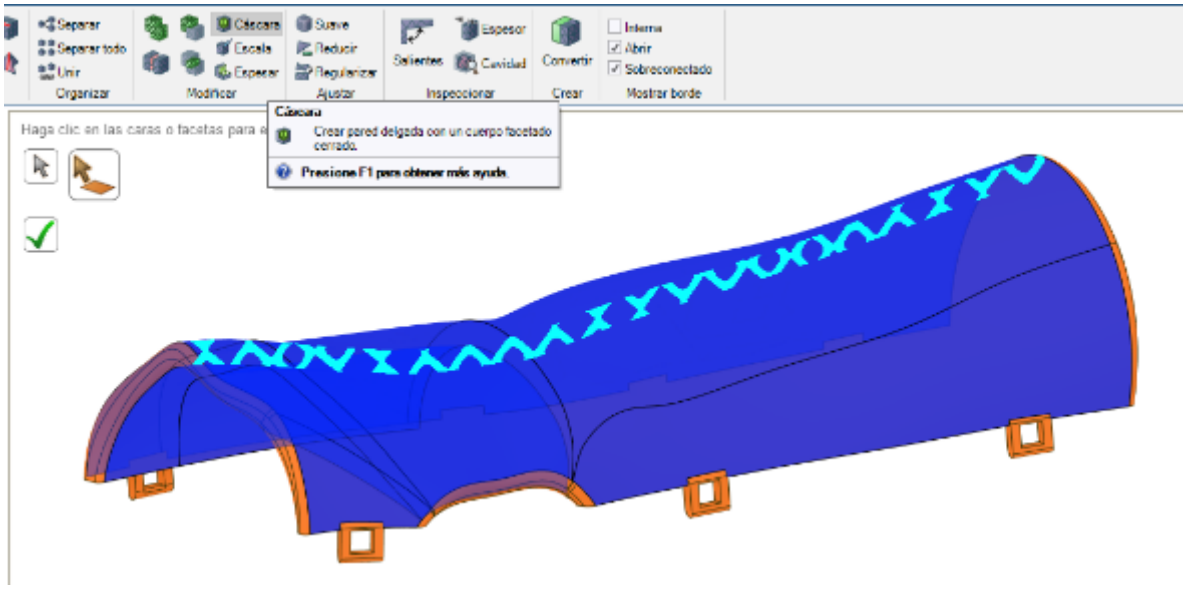
Figura 83. Peso final de la férula.

Fuente: Autor.

7.8.2 Modelo con estructura lattice diseñado en Ansys SpaceClaim. El segundo modelo optimizado fue desarrollado utilizando Ansys SpaceClaim, una herramienta de modelado directo que permite la creación de geometrías complejas adaptadas a formas orgánicas como la anatomía de la férula. En este caso, se generó una estructura lattice para reemplazar las zonas con menor carga estructural, preservando al mismo tiempo los puntos críticos de soporte y las áreas con mayores concentraciones de esfuerzo.

Mediante la opción de cáscara, se definieron las caras de la férula que serían reemplazadas por la estructura de celosía, como se muestra en la Figura 84.

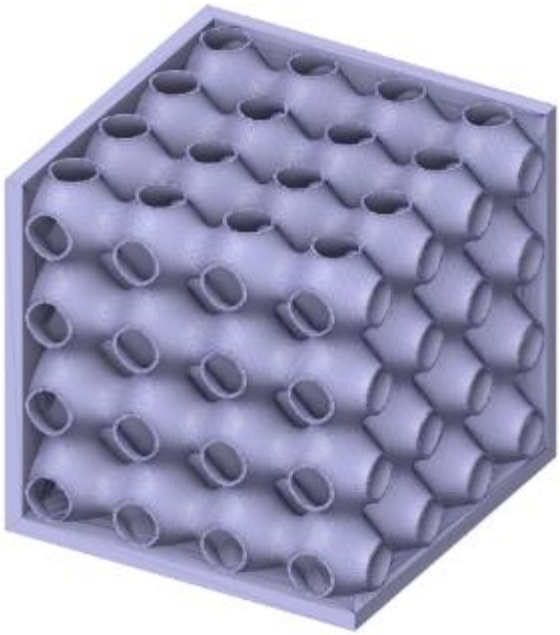
Figura 84. Zonas donde convertir a entramado.



Fuente: Autor.

A continuación, se utilizaron las funciones de entramado disponibles en SpaceClaim, seleccionando la estructura de tipo Schwarz P (Figura 85)

Figura 85. Entramado de Schwarz P.



Fuente: Autor.

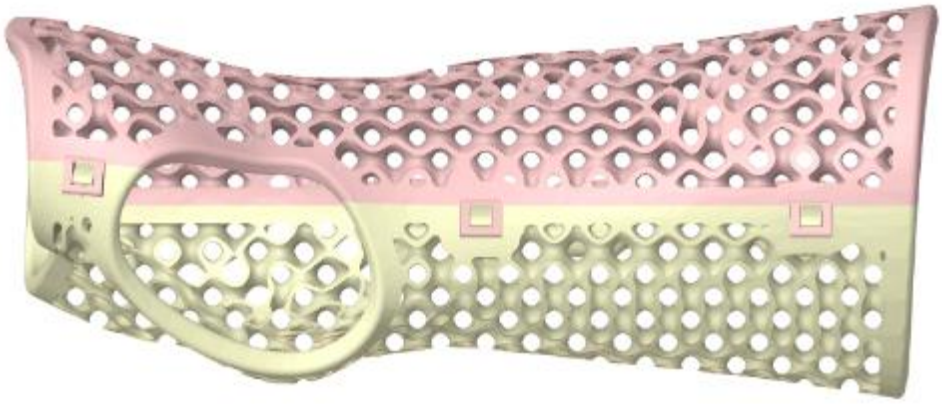
Finalmente, se configuraron los parámetros del entramado, ajustando la densidad, el grosor de las barras y el espesor de la carcasa externa, con el objetivo de maximizar la relación resistencia-peso. Figura 86.

Figura 86. Parámetros de entramado.

Fuente: Autor.

Como se muestra en la Figura 87, se obtuvo una férula optimizada con una reducción de peso superior al 60%, superando incluso la eficiencia del modelo desarrollado en Fusion 360.

Figura 87. Férula con celosía.



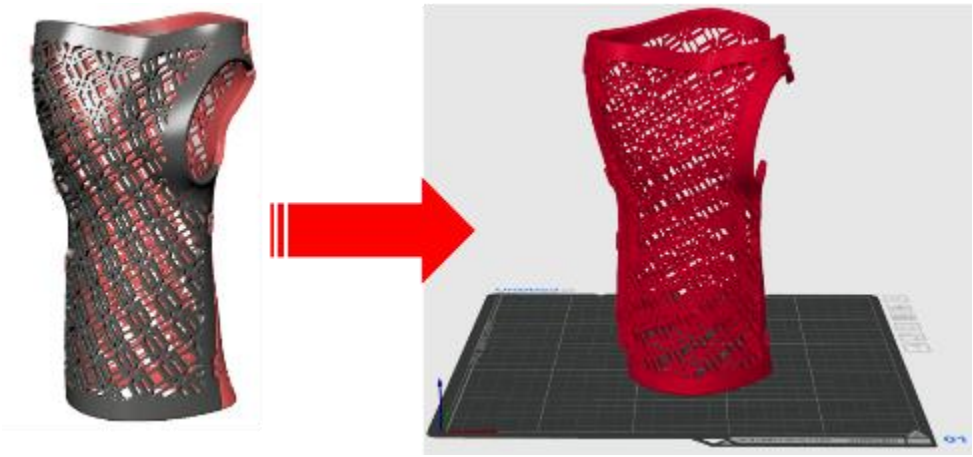
Fuente: Autor.

7.9 PREPARACIÓN PARA IMPRESIÓN 3D.

Una vez finalizado el diseño del modelo tridimensional de la férula de muñeca, el siguiente paso es su preparación para el proceso de fabricación. Esta etapa es crítica, ya que una configuración adecuada de los parámetros en el software de impresión, influirá directamente en la calidad, funcionalidad y durabilidad de la pieza final. Para este proyecto, se empleó el software Anycubic Slicer Next, software exclusivo para las impresoras de la marca Anycubic.

7.9.1 Importación y procesamiento del modelo. El primer paso es exportar los archivos del modelo 3D al software de impresión en un formato. STL, como se muestra en la Figura 88. Una vez cargado, se debe verificar su orientación dentro del espacio de impresión. La correcta orientación del modelo es esencial, ya que puede reducir significativamente el uso de material de soporte, mejorar la resistencia mecánica de la férula y minimizar el riesgo de deformaciones.

Figura 88. Conversión de modelo 3D a STL.

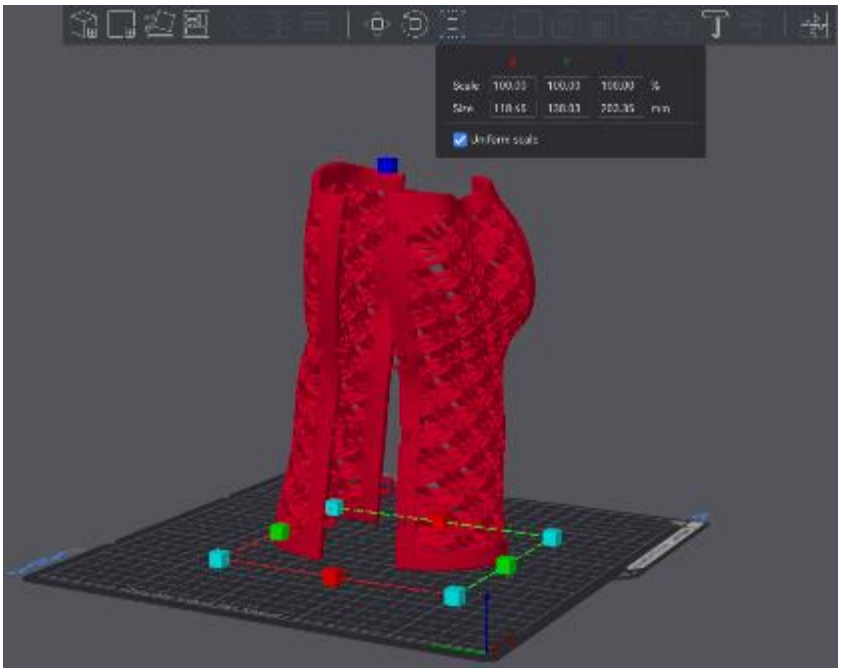


Fuente: Autor.

En el caso de férulas, se orientó el modelo de forma que las principales superficies planas (las que estarán en contacto con el brazo) se encuentren perpendiculares a la base de impresión. Esta disposición también permite una reducción significativa de los soportes de impresión y un acabado superficial más limpio en las zonas de contacto con la piel.

7.9.2 Escalado y ajuste anatómico. Antes de continuar con el laminado, es importante verificar que el modelo esté escalado correctamente de acuerdo a las dimensiones anatómicas del usuario para asegurar una correcta adaptación de la férula, garantizando tanto comodidad como sujeción adecuada.

Figura 89. Escalado modelo 3D.



Fuente: Autor.

Como se evidencia en la Figura 89, se evidencia que el escalado es correcto al diseñado de acuerdo a la fisiología del paciente.

7.9.3 Configuración de parámetros para el Acrilonitrilo Butadieno Estireno. (ABS)
Dado que el material seleccionado es ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), se deben configurar los parámetros específicos para este termoplástico, que presenta características mecánicas adecuadas para dispositivos de inmovilización.

Para configurar los parámetros de impresión, se toma la DataSheet que otorga el fabricante (Anexo 1) con todos los parámetros de impresión recomendados para este material, (Tabla 3).

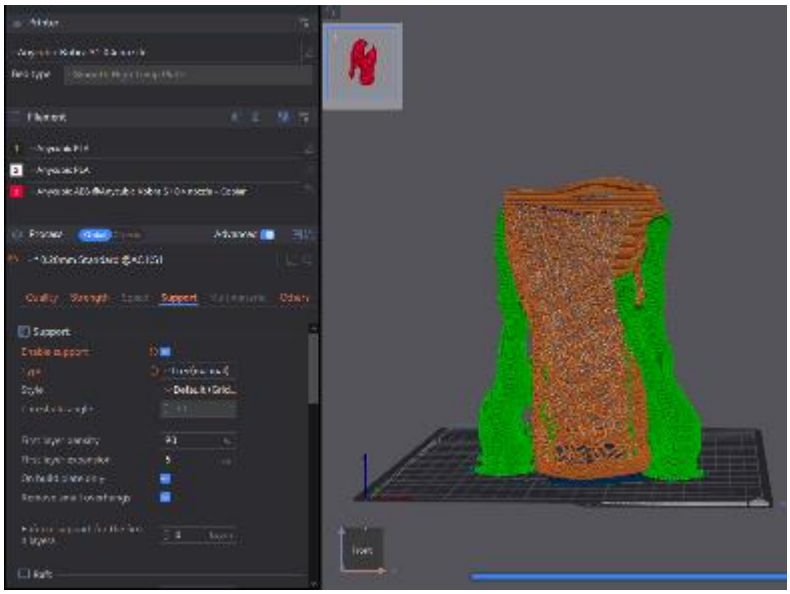
Tabla 3. Parámetros de impresión para el ABS

PARÁMETRO	VALOR (min-max)
Temperatura de Extrusión	220-260° C (428-500° F)
% de Fluido del Material	95%
Temperatura de Plataforma	90-120° C (194-248° F)
Adhesivo para fijación a plataforma	Laca
Ventilación de capa	0%
Altura de capa	0.08-0.32 mm. [1]
Velocidad de impresión	40-70mm/s. [2]
Retracción	3 mm y 25 mm/s.

Fuente: Anexo 1

7.9.4 Aplicación de soportes. Para este modelo, se activó la generación de soportes de manera manual, garantizando que se coloquen únicamente en las zonas que lo requirieran, como en voladizos muy pronunciados, evitando tocar áreas delicadas o interiores de la férula que podrían dificultar la remoción del soporte sin dañar la pieza (Figura 90).

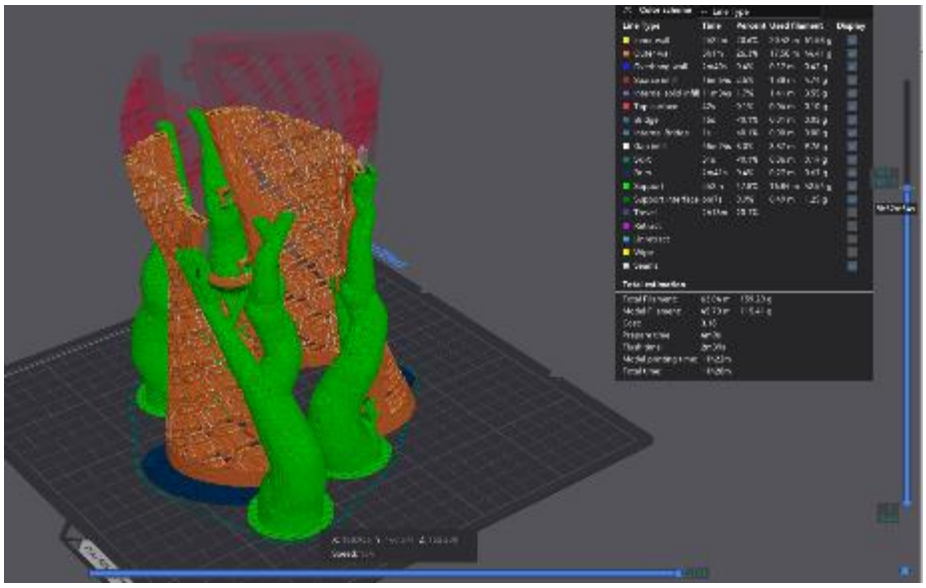
Figura 90. Configuración de soporte.



Fuente: Autor.

7.9.5 Previsualización. Antes de proceder al corte del modelo (slicing), se recomienda realizar una simulación del proceso en el visor del software (Figura 91). Esto permite identificar errores de laminado, capas mal formadas o zonas sin relleno, asegurando una impresión exitosa desde la primera vez, e incluso proporcionará un tiempo de fabricación estimado.

Figura 91. Previsualización de laminado.



Fuente: Autor.

7.9.6 Exportación del archivo G-code. Finalmente, una vez verificados todos los parámetros y visualizado el modelo laminado capa por capa, se exporta el archivo G-code, el cual contiene todas las instrucciones que la impresora utilizará para fabricar la férula. Este archivo se transfiere a la impresora mediante wifi.

7.10 IMPRESIÓN MEDIANTE FDM.

Una vez realizada la preparación del modelo digital y exportado el archivo G-code desde el software AnycubicSlicerNext, se procede al proceso físico de impresión mediante tecnología FDM (Fused Deposition Modeling).

7.10.1 Preparación del entorno de impresión. Antes de iniciar la impresión, se realiza la nivelación de la cama de impresión de manera automática, asegurando que la boquilla mantenga una distancia óptima con respecto a la superficie. Una cama desnivelada puede provocar defectos en la primera capa, afectando negativamente la adhesión y, en consecuencia, la estabilidad de toda la pieza.

Para esta etapa, se utilizó una impresora 3D Anycubic Kobra S1 (Figura 92), la cual cuenta con características técnicas adecuadas para trabajar con filamento ABS, como cama calefactada, nivelación automática y una estructura cerrada para controlar mejor el entorno térmico, para evitar la formación de grietas o deformaciones por cambios bruscos de temperatura o corrientes de aire.

Figura 92. Impresora Anycubic Kobra S1.

Fuente: Autor.

7.10.2 Parámetros técnicos durante la impresión. Durante la impresión de la férula se mantienen constantes los siguientes parámetros ya configurados en el software.

- Temperatura del extrusor: **240 °C**

- Temperatura de la cama caliente: **100 °C**

- Velocidad de impresión: **40 mm/s**

- Altura de capa: **0.2 mm**

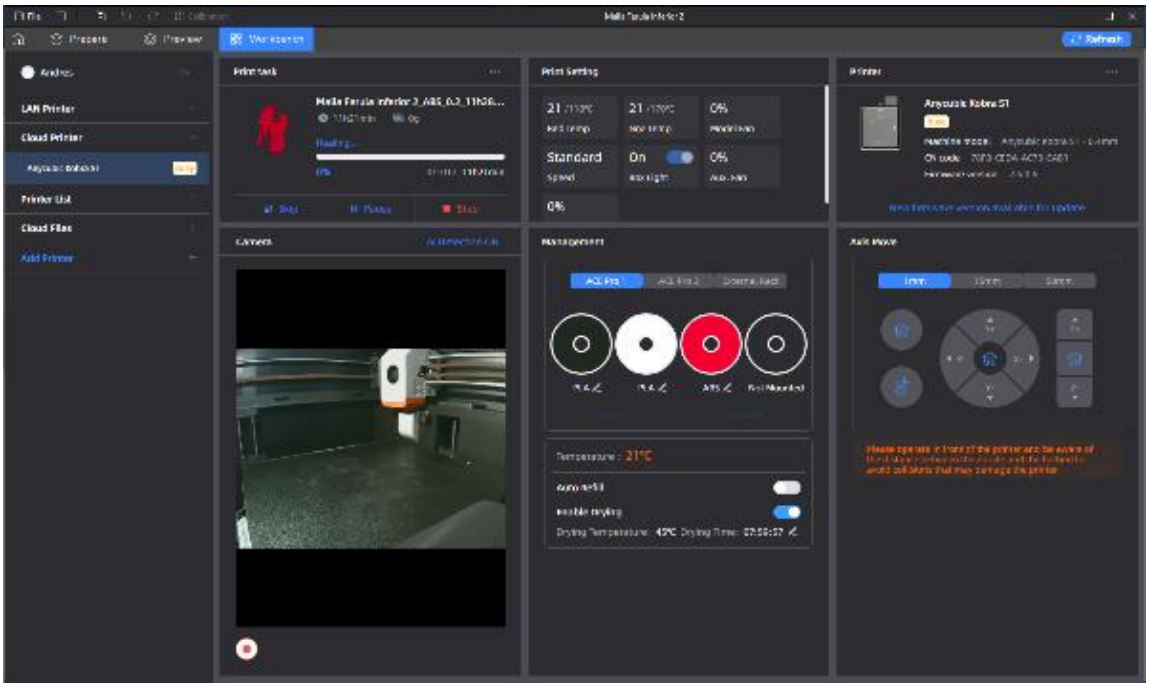
- Soportes: **Activados solo en zonas necesarias**

- Ventilación: **20 % de potencia desde la segunda capa**

- Retracción: **Activada para evitar hilos y excesos**

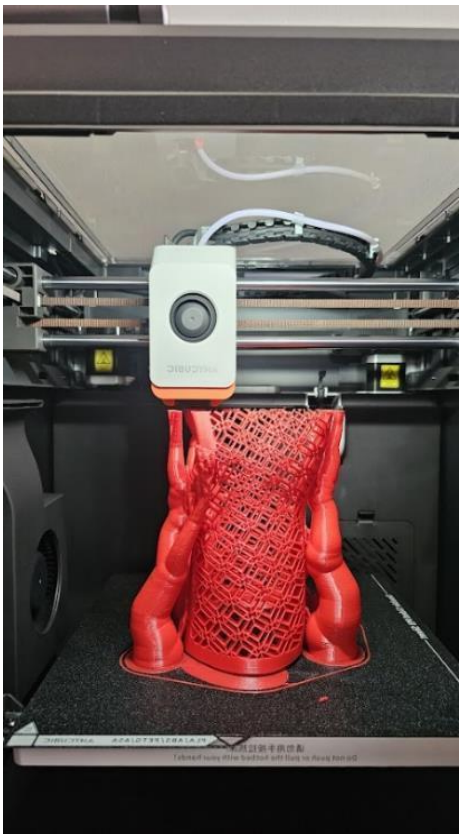
Durante la impresión, se monitorea el proceso para detectar cualquier anomalía en tiempo real, como desplazamiento de capas, fallos de extrusión, o despegue de la base, como se muestra en la Figura 93 & Figura 94.

Figura 93. Entorno de visualización de impresión.



Fuente: Autor.

Figura 94. Impresión férula.



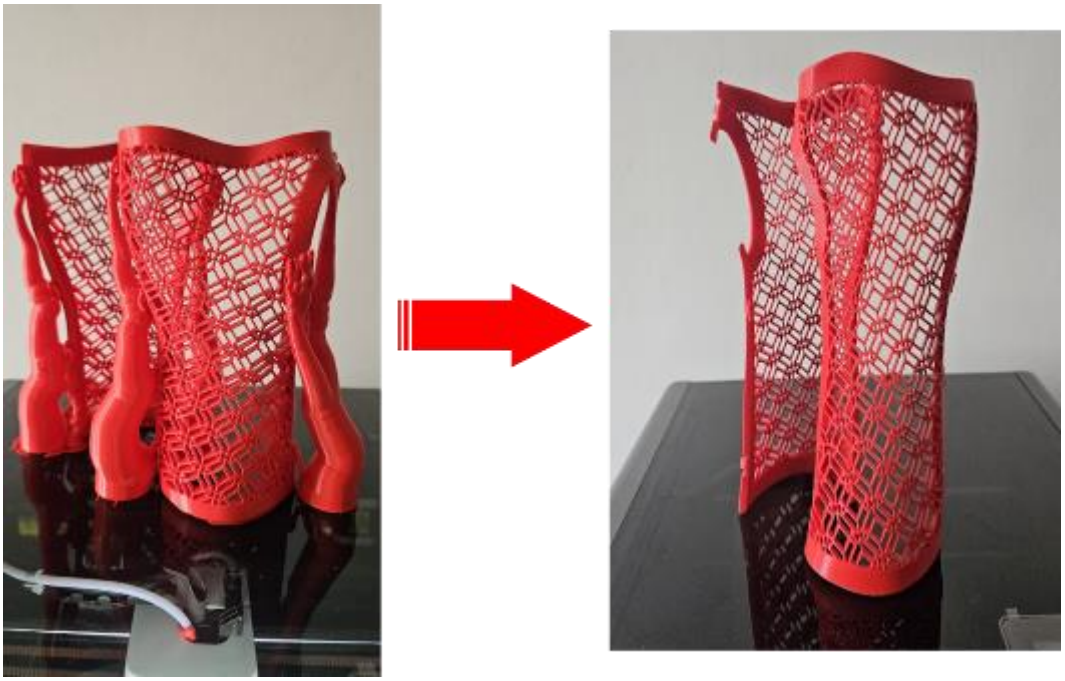
Fuente: Autor.

7.10.3 Postproceso de la férula impresa. Una vez finalizada la impresión, se retira la férula con cuidado de la base caliente utilizando una espátula delgada. Se espera unos minutos para que el ABS enfríe completamente y no sufra deformaciones al ser manipulado.

Posteriormente, se realiza un proceso de postproceso manual, que incluye las siguientes etapas:

- **Eliminación de soportes (**Figura 95**):** Se retiran cuidadosamente con herramientas manuales como pinzas o cortadores de precisión.

Figura 95. Extracción de soportes de impresión.

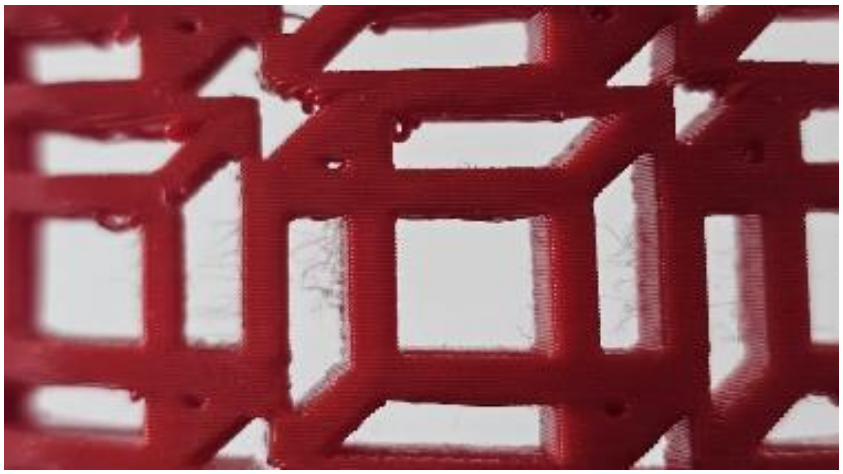


Fuente: Autor.

- **Lijado:** Se lijan bordes y superficies en contacto con la piel utilizando lijas de grano fino, con el fin de eliminar imperfecciones y aumentar la comodidad del usuario.

- **Ajustes térmicos (**Figura 97**):** Si se requiere, pueden realizar un tratamiento térmico aplicando calor controlado con una pistola de aire caliente para eliminar filamentos sobrantes que se generan al imprimir en voladizos, como se muestra en la Figura 96.

Figura 96. Filamentos sobrantes en voladizos.



Fuente: Autor.

Figura 97. Postproceso térmico.

Fuente: Autor.

– **Limpieza final:** Se limpia la férula con alcohol isopropílico para eliminar residuos de polvo y mejorar su presentación.

8. RESULTADOS

La Figura 98, muestra el producto final completamente desarrollado: una ortesis para miembro superior totalmente funcional, diseñada para ser utilizada por el paciente de forma cómoda, segura y efectiva.

Figura 98. Resultado final.

Fuente: Autor.

Se puede afirmar que se han cumplido satisfactoriamente todas las características y objetivos planteados al inicio del proyecto. A continuación, se detallan los principales resultados:

– Peso menor a 200 gramos:

La férula desarrollada tiene un peso de 116.5 gramos, superando ampliamente las expectativas y posicionándose como una solución significativamente más ligera que otras alternativas comerciales, lo que mejora la ergonomía y reduce la fatiga durante su uso prolongado.

– La férula tiene que ser cómoda, que se adapte a la fisiología individual de cada paciente, que sea removible, lavable y fácil de recolocar, que permita la circulación de aire:

El diseño de la férula se adapta a la fisiología individual del paciente gracias a la personalización del modelo digital obtenido mediante escaneo 3D. Además, el sistema de sujeción es intuitivo y fácil de manipular, lo que permite que la férula sea removible, lavable y fácil de recolocar. La estructura optimizada con celosía, permite una excelente ventilación, haciendo que la férula sea completamente transpirable.

– Tiene que ser duradera y proporcionar resistencia mecánica en los puntos críticos y de mayor tracción mecánica:

La férula fue fabricada en ABS, un termoplástico de alta resistencia y durabilidad, lo que garantiza un buen desempeño durante mucho tiempo. Los puntos críticos fueron reforzados y los seguros demostraron soportar adecuadamente los esfuerzos mecánicos generados por el movimiento articular, sin presentar deformaciones ni fallos estructurales.

– Debe ser estética y atractiva para los pacientes más pequeños:

El diseño es completamente personalizable, tanto en forma como en color, permitiendo adaptarse a las preferencias estéticas del paciente, lo cual es especialmente importante en usuarios pediátricos, quienes valoran la apariencia del dispositivo como parte de su aceptación y uso cotidiano.

– Debe ser fabricada con materiales de bajo costo, fácil acceso, biocompatibles y reciclables:

El material utilizado, ABS, es un termoplástico de bajo costo y fácil acceso. Su naturaleza reciclable permite su reutilización para otros productos, contribuyendo a la sostenibilidad del proceso. El costo de fabricación ha sido evaluado en el Anexo 2, evidenciando la viabilidad económica del dispositivo.

9. CONCLUSIÓN FINAL

A partir del escaneo tridimensional de la extremidad afectada, se logró analizar con precisión la antropometría del paciente, obteniendo un modelo digital con exactitud geométrica. Esto facilitó el desarrollo de una férula completamente adaptada a la morfología individual del paciente, respondiendo directamente a los requerimientos de diseño establecidos.

Mediante el uso de software CAD avanzado, se definió la geometría y configuración óptima del dispositivo ortésico, permitiendo una integración funcional entre el diseño digital y las necesidades clínicas específicas del usuario.

El análisis estructural, realizado con el método de elementos finitos (MEF), permitió evaluar el comportamiento mecánico de la férula bajo condiciones de carga realistas, identificando zonas críticas, validando el factor de seguridad y optimizando la distribución del material para mejorar la eficiencia estructural y funcional.

Finalmente, la fabricación mediante tecnología FDM hizo posible una impresión de un producto terminado con unos tiempos de producción cortos y un consumo de material reducido, manteniendo al mismo tiempo una buena calidad superficial, resistencia al agua, y facilidad de uso. Esta etapa consolidó la viabilidad técnica de aplicar manufactura aditiva para la producción de férulas personalizadas con altos estándares funcionales y ergonómicos.

En conjunto, los resultados obtenidos demuestran que la integración de escaneo 3D, modelado CAD, simulación estructural y manufactura aditiva constituye una metodología sólida, replicable y eficiente para transformar datos anatómicos en soluciones ortésicas personalizadas, cumpliendo con todos los objetivos específicos del proyecto.

10. RECOMENDACIONES

10.1 Estandarización del proceso de escaneo y diseño

Es importante establecer protocolos clínicos y técnicos para la captura de modelos 3D de las extremidades, garantizando la calidad del escaneo, la fidelidad geométrica y la correcta orientación anatómica para su posterior uso en el modelado CAD.

10.2 Validación funcional en contextos clínicos

Se recomienda realizar pruebas clínicas con usuarios reales para evaluar la respuesta funcional de las férulas 3D impresas en situaciones reales de recuperación, validando aspectos como comodidad, soporte mecánico, usabilidad y aceptación por parte del paciente.

10.3 Adopción progresiva en entornos hospitalarios

Se propone impulsar la integración progresiva de este tipo de dispositivos en instituciones de salud, fomentando su uso en fases de recuperación ortopédica y reduciendo el uso exclusivo de férulas tradicionales que presentan limitaciones en cuanto a higiene, peso, ventilación y ergonomía.

10.4 Uso de férulas impresas en 3D como fase posterior a la inmovilización con escayola

Se recomienda considerar el uso de férulas personalizadas mediante impresión 3D como una alternativa funcional durante la etapa de recuperación posterior a la inmovilización rígida con yeso. Estas férulas permiten mantener el soporte estructural necesario mientras se facilita la movilidad progresiva, la higiene y el acceso a sesiones de rehabilitación. Su diseño removible y adaptado anatómicamente favorece una transición más cómoda y segura hacia la recuperación total.

11. REFERENCIAS.

[1] L. H. Camargo-Casallas, E. Camargo-Casallas, and J. Villamil-Matallana, "Diseño de dispositivo de apoyo en terapias de rehabilitación a nivel distal de los dedos de la mano," *ITECKNE*, vol. 15, no. 1, p. 43, Jun. 2018, doi: 10.15332/iteckne.v15i1.1963.

[2] World Health Organization, "Traumatismos causados por el tránsito." Accessed: Jan. 01, 2025. [Online]. Available: https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/road-traffic-injuries

[3] F. Buonamici *et al.*, "A CAD-based procedure for designing 3D printable arm-wrist-hand cast," Comput Aided Des Appl, vol. 16, no. 1, pp. 25–34, Aug. 2018, doi: 10.14733/cadaps.2019.25-34.

[4] C. A. Molina Gómez, "Diseño, estudio y fabricación con impresión 3d de férulas personalizadas para el tratamiento de fracturas de miembro superior." Medellín, Colombia, 2021.

[5] L. Herrera Gil, "Diseño y desarrollo de una férula de miembro superior escaneada e impresa en 3d," Valladolid, Jun. 2018.

[6] A. Caparrós Verstay, "Parametrización y adaptación de prótesis de brazo aplicada a impresión 3d. Memoria y Anexos," Barcelona, España, Sep. 2022.

[7] D. A. . Winter, Biomechanics and motor control of human movement, Fourth Edition. Ontario, Canada: Wiley, 2009.

[8] M. Ocello and V. Lovotti, Ortesis y Prótesis Herramientas para la rehabilitación., Primera Edición. Litoral, Argentina: Universidad Nacional del Litoral, 2015. [Online]. Available: www.unl.edu.ar/editorial

[9] C. E. Medina Gonzalez, M. Benet Rodríguez, and F. Marco Martínez, "El complejo articular de la muñeca: aspectos anatofisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio.," Sep. 2016. [Online]. Available: http://medisur.sld.cu/index.php/medisur/article/view/3361

[10] I. A. . Kapandji and M. Torres Lacomba, Fisiología articular *:* esquemas comentados de mecánica humana, Sexta Edición. Madrid, España: Médica Panamericana, 2006.

[11] S. Hoppenfeld, "Exploración física de la columna vertebral y las extremidades," p. 494, Sep. 2001.

[12] M. T. Szklarz, "principio de palanca en el cuerpo humano," Colegio Don Bosco, Neuquén.

[13] V. M. López Roldán, “Guía clínica para la atención de lesiones,” Instituto Mexicano del Seguro Social, vol. 41, 2003.

[14] T. Tóth and J. Živčák, “A comparison of the outputs of 3D scanners,” in Procedia Engineering, Technical university of Kosice, Ed., Kosice, Slovakia: Elsevier Ltd, 2014, pp. 393–401. doi: 10.1016/j.proeng.2014.03.004.

[15] A. Ortega Lázaro, “Desarrollo de piezas estructurales con impresión 3D con requisitos a fatiga.,” Valladolid, España, Jun. 2019.

[16] J. C. Tepezila García, “Scanner 3D para la fabricación de componentes mecánicos mediante ingeniería inversa,” Veracruz, Mexico, Mar. 2022.

[17] L. Garcia Perez, “¿Qué es y para que sirve un escáner 3d? ¡Sal de dudas!” Accessed: Jan. 09, 2025. [Online]. Available: https://www.digitalizacion-3d.com/que-es-y-para-que-sirve-un-escaner-3d/

[18] M. McMillion, “¿Cómo funciona el escaneo 3D con luz estructurada? | Soluciones profesionales de escaneo 3D | Artec3D.” Accessed: Jan. 09, 2025. [Online]. Available: https://www.artec3d.com/es/learning-center/structured-light-3d-scanning

[19] K. Mubanga, “Qué es la fotogrametría | Soluciones profesionales de escaneo 3D | Artec3D.” Accessed: Jan. 09, 2025. [Online]. Available: https://www.artec3d.com/es/learning-center/what-is-photogrammetry

[20] F. Castro, “Estereoscopía | IDIS.” Accessed: Jan. 09, 2025. [Online]. Available: https://proyectoidis.org/estereoscopia/

[21] “Fotopolimerización, ¿Qué es y cómo funciona? | Dassault Systèmes®.” Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.3ds.com/es/make/guide/process/photopolymerization

[22] Artec 3D, “Servicios de impresión 3D.” Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.artec3d.com/es/3d-printing-services

[23] S. S, “Guía completa: Fusión láser por lecho de polvo o LPBF - 3Dnatives.” Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.3dnatives.com/es/sinterizado-directo-de-metal-por-laser-les-explicamos-todo/

[24] L. Contreras, “Guía completa: Binder Jetting o inyección de aglutinante, ¡te explicamos todo! - 3Dnatives.” Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.3dnatives.com/es/inyeccion-aglutinante-te-lo-contamos-23032016/

[25] “Inyección de material, ¿Qué es y cómo funciona? | Dassault Systèmes®.” Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.3ds.com/es/make/guide/process/material-jetting

[26] "Polylactic Acid (PLA): How to select the right grade?" Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/polylactide-pla-bioplastic

[27] "ABS Plastic Filament Engineering Information." Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.engineersedge.com/3D_Printing/abs_plastic_filament_engineering_information_14211.htm#google_vignette

[28] "Ultimate Materials Guide - Tips for 3D Printing with PVA." Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.simplify3d.com/resources/materials-guide/pva/

[29] "3D Printing with TPU - NinjaTek." Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://ninjatek.com/learn/3d-printing-materials/tpu/

[30] "Everything You Need to Know About Nylon Filament for 3D Printing." Accessed: Apr. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.bcn3d.com/everything-you-need-to-know-about-nylon-filament-for-3d-printing

[31] L. Landín and A. Thione, "Férula de Mano: Apoyo y Tratamiento de Lesiones." Accessed: Mar. 20, 2025. [Online]. Available: https://lesionesdemano.com/ferulas/

[32] Artec 3D, "Artec Studio 18 User guide."

RESUMEN

ANEXO 1. Datashet Filamento.

4D-LAB

FT-MV-123	V. 1	FICHA TÉCNICA DE PRODUCTO
ID PRODUCTO	FL-ABS	NOMBRE PRODUCTO: Filamento 1.75mm ABS

LINEA FILAMENTO
SUBLINEA MONOFILAMENTO
FUNCIÓN BÁSICA Monofilamento Impresión 3D

DESCRIPCIÓN GENERAL Material diseñado específicamente para impresión 3D: adecuado para objetos con alta resistencia al impacto y temperatura

PUNTOS A FAVOR Alta resistencia al calor, Alta estabilidad dimensional, superficies lisas. Puede soldarse químicamente con acetona, se puede mecanizar, pulir, lijar, limar, agujerear, pintar, pegar.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

Diámetro externo	Temperatura de extrusión recomendada	Tolerancia Dimensional
1.75 mm	220-260°C (428-500°F)	±0.03mm

PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS

Densidad	Temperatura de deflexión térmica	Módulo de tracción
1.04 g/cm³	90°C	2600 MPA
Módulo de flexión	**Resistencia a la tracción**	**% de deformación a rotura**
2350	54 MPa	--

RECOMENDACIONES A continuación, hablaremos de nuestras recomendaciones para trabajar con filamento ABS 4DLab para impresión 3D y obtener la mejor calidad en las impresiones.

PARÁMETRO	VALOR (min-max)
Temperatura de Extrusión	220-260° C (428-500° F)
% de Fluido del Material	95%
Temperatura de Plataforma	90-120° C (194-248° F)
Adhesivo para fijación a plataforma	Laca
Ventilación de capa	0%
Altura de capa	0.08-0.32 mm. [1]
Velocidad de impresión	40-70mm/s. [2]
Retracción	3 mm y 25 mm/s.

[1] La altura de la capa influye en la calidad final de la impresión, entre más pequeña la altura de la capa mayor será su definición, la altura de la capa no debe exceder el 80% del diámetro nominal de la boquilla.
[2] La velocidad de impresión también influye en la calidad de la misma, y dependiendo de la que se elija, habrá que configurar diferentes parámetros para que el proceso de impresión sea óptimo.

ANEXO 2. Calculadora de impresión

English Andres Arias

by JOSEF PRUSA

Ferula De Muñeca

Print Info

Printing Time: 11 h 28 m	**Filament Weight:** 160 g

Filament

Filament Type: ABS	**Markup:** 20 %
Spool Price: COP 85000	**Spool Weight:** 1000g
Total filament cost: COP 16320.00	

Electricity

Power Consumption: 100 W	**Energy Cost:** COP 827.03 kWh
Total electricity cost: COP 948.60	

Total others cost

Postproceso	COP 50000

Final Calculation

VAT: 0 %	**Final price:** COP 67268.61