



**ESPE**

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS**

**INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA**

**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y  
TRANSFERENCIA DE TECNOLOGÍA**

**CENTRO DE POSGRADOS**

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL  
TÍTULO DE MAGÍSTER EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS  
POR COMPUTADOR**

**TEMA: “MANUFACTURA DE FÉRULAS PARA EL TRATAMIENTO  
DE ARTRITIS DE MUÑECA APLICANDO TECNOLOGÍA DE  
IMPRESIÓN 3D”**

**AUTOR: ANDRADE GARCÍA LUIS EDUARDO**

**DIRECTOR: ING. ECHEVERRÍA YANEZ JAIME FERNANDO MSc.**

**SANGOLQUÍ**

**2019**



# ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y  
TRANSFERENCIA DE TECNOLOGÍA

CENTRO DE POSGRADOS

MAESTRÍA EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR  
COMPUTADOR

### CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**MANUFACTURA DE FÉRULAS PARA EL TRATAMIENTO DE ARTRITIS DE MUÑECA APLICANDO TECNOLOGÍA DE IMPRESIÓN 3D** ” fue realizado por el señor **Andrade García Luis Eduardo** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 13 de mayo del 2019



Jaime Fernando Echeverría Yanez  
C.C.: 170918071-3



# ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y  
TRANSFERENCIA DE TECNOLOGÍA**

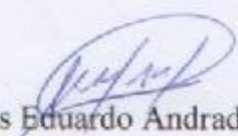
**CENTRO DE POSGRADOS**

**MAESTRÍA EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR  
COMPUTADOR**

### **AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Yo, **Andrade García Luis Eduardo** con cédula de identidad n° 050328074-5, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“MANUFACTURA DE FÉRULAS PARA EL TRATAMIENTO DE ARTRITIS DE MUÑECA APLICANDO TECNOLOGÍA DE IMPRESIÓN 3D”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas. Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 13 de mayo del 2019

  
Luis Eduardo Andrade García

C.C.: 050328074-5





# ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

## VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y TRANSFERENCIA DE TECNOLOGÍA

### CENTRO DE POSGRADOS

## MAESTRÍA EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR COMPUTADOR

### AUTORIZACIÓN

Yo, **Andrade García Luis Eduardo**, con C.C. n° 050328074-5 autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “**MANUFACTURA DE FÉRULAS PARA EL TRATAMIENTO DE ARTRITIS DE MUÑECA APLICANDO TECNOLOGÍA DE IMPRESIÓN 3D**” en el repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 13 de mayo del 2019

Una firma manuscrita en tinta azul que parece ser la del autor.

C.C. 050328074-5



## **DEDICATORIA**

A Dios por tener la oportunidad de vivir, triunfar y premiarme con una familia maravillosa.

El presente trabajo se lo dedico a mis padres Eduardo y Susana quienes día a día me brindaron su apoyo además de ser el pilar fundamental para el desarrollo de mi formación, que me supieron comprender y darme sus bendiciones para poder triunfar en esta vida.

A mis hermanos Maritza, Xavier, Vanessa, mi sobrina Victoria que me supieron brindarme su apoyo incondicional en todo momento



## **AGRADECIMIENTO**

A la Escuela Politécnica del Ejército, por haberme formado profesionalmente para poder enfrentar y resolver los desafíos de la vida.

Mi profundo agradecimiento, al personal docente, quienes supieron brindar sus conocimientos, experiencias y consejos en mi desarrollo profesional y de esta manera poder cumplir mi meta.

A mis padres y amigos quienes con su apoyo y consejos supieron brindar su mano cuando lo necesitaba.

## ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>DEDICATORIA</b> .....	<b>iv</b>
<b>AGRADECIMIENTO</b> .....	<b>v</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	<b>viii</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>viii</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>xiii</b>
<b>CAPÍTULO 1</b> .....	<b>1</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
1.1 Planteamiento del problema .....	1
1.2 Desarrollo del problema .....	1
1.3 Formulación del problema .....	2
1.4 Hipótesis.....	3
1.5 Objetivos .....	3
1.5.1 General .....	3
1.5.2 Específicos .....	3
1.6 Antecedentes .....	4
1.7 Justificación.....	6
1.8 Alcance.....	7
1.9 Organización del trabajo .....	8
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	<b>9</b>
<b>MARCO TEÓRICO</b> .....	<b>9</b>
2.1 Impresión 3D.....	9
2.3 Materiales para impresión 3D .....	13
2.4 Impresión 3D aplicada a la medicina .....	14
2.5 Optimización topológica .....	18
2.6 Optimización topológica en la impresión 3D.....	20
2.6.1 Optimización topológica mediante CAE.....	20
2.7 Escaneo 3D.....	21
2.8 Artritis reumatoide (AR) .....	22
2.8.1 Anatomía de las articulaciones.....	23
2.8.2 Anatomía de la muñeca .....	24
2.8.3 Las manos y muñecas con AR .....	27

2.8.4 Terapia no farmacológica.....	30
<b>CAPÍTULO 3.....</b>	<b>31</b>
<b>CARACTERIZACIÓN DE LOS MATERIALES Z ULTRA T Y Z PLA .....</b>	<b>31</b>
3.1 Diseño de probetas .....	31
3.1.1 Probeta de tracción para los materiales Z ULTRA T y Z PLA.....	31
3.1.2 Probeta de flexión para los materiales Z ULTRA T y Z PLA .....	33
3.2 Impresión de probetas mediante FDM. ....	34
3.3 Ensayo de tracción .....	38
3.4 Ensayo de flexión .....	45
<b>CAPÍTULO 4.....</b>	<b>52</b>
<b>DISEÑO, OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA Y ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA FÉRULA .....</b>	<b>52</b>
4.1 Obtención del modelo geométrico de la anatomía de la muñeca mediante escaneo 3D....	52
4.2 Desarrollo del modelo geométrico de la férula utilizando CAD.....	57
4.4 Optimización topológica de la férula 3D mediante el software fusión 360. ....	60
4.4.1 Características de los materiales .....	60
4.4.2 Restricciones en el diseño de la férula .....	62
4.4.3 Cargas aplicadas a la férula.....	62
4.4.4 Obtención de la optimización topológica para cada movimiento de la mano.....	63
4.4.5 Rediseño de la férula 3D .....	68
4.4.6 Análisis estático mediante CAE.....	68
<b>CAPÍTULO 5.....</b>	<b>73</b>
<b>FABRICACIÓN DE LA FÉRULA Y PRUEBA DE EFICIENCIA .....</b>	<b>73</b>
5.1 Elección del material para el desarrollo de la férula .....	73
5.2 Impresión 3D de la férula.....	74
5.3 Prueba de eficiencia .....	76
5.3.1 Goniometría de la muñeca flexión – extensión colocada la férula .....	78
5.3.2 Goniometría de la mano desviación cubital – radial colocada la férula.....	79
5.4 Análisis de costos para el desarrollo de la férula. ....	81
<b>CAPÍTULO 6.....</b>	<b>84</b>
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>84</b>
6.1 Conclusiones .....	84



6.2 Recomendaciones.....	86
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>87</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1</b> <i>Dimensiones de la probeta para tracción .....</i>	32
<b>Tabla 2</b> <i>Dimensiones de la probeta para flexión .....</i>	33
<b>Tabla 3</b> <i>Parámetros para la impresión 3D .....</i>	34
<b>Tabla 4</b> <i>Códigos obtenidos mediante el extensómetro MTS.....</i>	40
<b>Tabla 5</b> <i>Códigos obtenidos mediante el extensómetro probeta Z PLA .....</i>	43
<b>Tabla 6</b> <i>Especificaciones del XYZprinting 3D scanner.....</i>	53
<b>Tabla 7</b> <i>Requisitos del sistema operativo .....</i>	53
<b>Tabla 8</b> <i>Propiedades del material Z ULTRA T.....</i>	60
<b>Tabla 9</b> <i>Propiedades del material Z PLA.....</i>	61
<b>Tabla 10</b> <i>Fuerza máxima para cada uno de los cuatro movimientos .....</i>	63
<b>Tabla 11</b> <i>Desplazamientos en los ejes principales (mm) .....</i>	69
<b>Tabla 12</b> <i>Jerarquización de los materiales .....</i>	74
<b>Tabla 13</b> <i>Costo por gramo de filamento.....</i>	81
<b>Tabla 14</b> <i>Costo de impresión 3D de la férula .....</i>	81
<b>Tabla 15</b> <i>Costo final de la férula.....</i>	83

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> <i>Tecnología de impresión 3D.....</i>	9
<b>Figura 2</b> <i>Proceso impresión 3D.....</i>	10
<b>Figura 3</b> <i>Diferencia entre modelo CAD y STL.....</i>	10
<b>Figura 4</b> <i>Proceso mediante FDM .....</i>	12
<b>Figura 5</b> <i>Partes de una impresora 3D .....</i>	12
<b>Figura 6</b> <i>Audífono fabricado mediante impresión 3D .....</i>	15
<b>Figura 7</b> <i>Prótesis dental.....</i>	15
<b>Figura 8</b> <i>Prótesis para extremidad superior.....</i>	16

<b>Figura 9</b> Férulas fabricadas mediante impresión 3D.....	16
<b>Figura 10</b> Implante fabricado con polvo de titanio .....	17
<b>Figura 11</b> Huesos impresos mediante 3D basados en un TAC .....	17
<b>Figura 12</b> Impresora 3D conocida como Regenovo.....	18
<b>Figura 13</b> Diseño topológico óptimo. Arriba b) Distribución del material.....	19
<b>Figura 14</b> Modelo diseñado mediante CAD.....	20
<b>Figura 15</b> Modelo sometido a optimización topológica.....	21
<b>Figura 16</b> Modelo optimizado .....	21
<b>Figura 17</b> Scanner 3D de luz estructurada .....	22
<b>Figura 18</b> Componentes de una articulación móvil.....	24
<b>Figura 19</b> Complejo articula de la muñeca con sus huesos y articulaciones .....	25
<b>Figura 20.</b> Articulaciones de la muñeca .....	27
<b>Figura 21</b> Mano reumática .....	28
<b>Figura 22</b> Deformación de las muñecas vista en cara dorsal .....	29
<b>Figura 23</b> Movimientos de la muñeca .....	29
<b>Figura 24</b> Férula estática de muñeca .....	30
<b>Figura 25</b> Dimensiones de la probeta para tracción .....	32
<b>Figura 26</b> Probeta Z ULTRA T y Z PLA .....	32
<b>Figura 27</b> Dimensiones de la probeta para flexión.....	33
<b>Figura 28</b> Probeta Z ULTRA T y Z PLA .....	33
<b>Figura 29</b> Visualización de la probeta Z ULTRA T mediante el software Z suite .....	35
<b>Figura 30</b> Visualización de la probeta Z PLA mediante el software Z suite .....	35
<b>Figura 31</b> Visualización de la probeta Z ULTRA T mediante el software Z suite .....	36
<b>Figura 32</b> Visualización de la probeta Z PLA mediante el software Z suite .....	36
<b>Figura 33</b> Probetas para el ensayo de tracción .....	37
<b>Figura 34</b> Probetas para el ensayo de flexión.....	37
<b>Figura 35</b> Máquina AMSLER y extensómetro MTS .....	38
<b>Figura 36</b> Rotura de la Probeta Z ULTRA T .....	38
<b>Figura 37</b> Gráfica de respuesta extensómetro MTS .....	40
<b>Figura 38</b> Curva esfuerzo – deformación Z ULTRA T.....	42

<b>Figura 39</b> Rotura de la Probeta Z PLA.....	42
<b>Figura 40</b> Curva esfuerzo - deformación Z PLA .....	44
<b>Figura 41</b> Máquina de ensayos universales MTS .....	45
<b>Figura 42</b> Rotura de la Probeta de flexión .....	45
<b>Figura 43</b> Curva Fuerza – Deflexión Z ULTRA T .....	46
<b>Figura 44</b> Ecuación de la pendiente en el comportamiento lineal del material .....	47
<b>Figura 45</b> Rotura de la Probeta Z PLA.....	49
<b>Figura 46</b> Curva Fuerza – Deflexión Z ULTRAT .....	49
<b>Figura 47</b> Ecuación de la pendiente en el comportamiento lineal del material .....	50
<b>Figura 48</b> XYZprinting 3D scanner .....	52
<b>Figura 49</b> Propiedades del software Sense 3D .....	54
<b>Figura 50</b> Software Sense 3D modo cabeza.....	54
<b>Figura 51</b> Perdida de seguimiento del scanner.....	54
<b>Figura 52</b> Mano en posición neutra.....	55
<b>Figura 53</b> Archivo de imagen .png (Mano, muñeca y brazo) .....	55
<b>Figura 54</b> Archivo de malla .stl (Mano, muñeca y brazo) .....	56
<b>Figura 55</b> Izq. Imperfecciones y taladros existentes. Der. Modelo final .....	56
<b>Figura 56</b> Logo Autodesk Fusion 360.....	57
<b>Figura 57</b> Anatomía de la mano en Fusion 360 .....	57
<b>Figura 58</b> Área de inmovilización para el desarrollo de la férula .....	58
<b>Figura 59</b> Cilindro adecuado para la elaboración de la férula .....	58
<b>Figura 60</b> Cilindro modificado al 80% a la anatomía del antebrazo.....	59
<b>Figura 61</b> Cilindro adaptado al 100% a la mano, muñeca y antebrazo.....	59
<b>Figura 62</b> Férula de mano, muñeca y antebrazo .....	60
<b>Figura 63</b> Propiedades del material Z ULTRA T.....	61
<b>Figura 64</b> Propiedades del material Z PLA.....	61
<b>Figura 65</b> Restricciones de la férula en las cuatro posiciones.....	62
<b>Figura 66</b> Fuerza perpendicular a la palma. Mano en flexión.....	64
<b>Figura 67</b> Fuerza perpendicular al dorso. Mano en extensión .....	64
<b>Figura 68</b> Fuerza perpendicular a eminencia hipotenar. Mano en desviación cubital .....	65

<b>Figura 69</b> Fuerza perpendicular a eminencia tenar. Mano en desviación radial .....	65
<b>Figura 70</b> Fuerza perpendicular a la palma. Mano en flexión.....	66
<b>Figura 71</b> Fuerza perpendicular a la zona dorsal. Mano en extensión .....	66
<b>Figura 72</b> Fuerza perpendicular a eminencia hipotenar. Mano en desviación cubital .....	67
<b>Figura 73</b> Fuerza perpendicular a eminencia tenar. Mano en desviación radial .....	67
<b>Figura 74</b> Boceto de la férula para artritis de muñeca .....	68
<b>Figura 75</b> Rediseño de la férula mediante CAD .....	68
<b>Figura 76</b> Malla basada en curvatura .....	69
<b>Figura 77</b> Desplazamiento para Flexión (arriba) y Extensión (inferior).....	70
<b>Figura 78</b> Desplazamiento para desviación cubital (arriba) y radial (inferior).....	70
<b>Figura 79</b> Esfuerzo de Von Mises para flexión (Arriba) y Extensión (Abajo) .....	71
<b>Figura 80</b> Esfuerzo de Von Mises para desviación cubital (Arriba) y radial (inferior) .....	71
<b>Figura 81</b> Esfuerzo de Von Mises máximo, muñeca en flexión .....	72
<b>Figura 82</b> Ensamblaje de las 2 piezas de la férula .....	74
<b>Figura 83</b> Visualización de la férula a imprimir mediante el software Z suite .....	75
<b>Figura 84</b> Férula y el material de soporte.....	75
<b>Figura 85</b> Prototipo de la Férula en Z ULTRA T.....	76
<b>Figura 86</b> Férula acoplada a la anatomía de la mano, muñeca y antebrazo .....	76
<b>Figura 87</b> Goniómetro universal .....	77
<b>Figura 88</b> Flexión – extensión de la muñeca a partir de la posición 0 .....	77
<b>Figura 89</b> Desviación radial y cubital de la muñeca a partir de la posición 0.....	78
<b>Figura 90</b> Angulo formado por el movimiento en flexión .....	79
<b>Figura 91</b> Angulo formado por el movimiento en extensión .....	79
<b>Figura 92</b> Angulo formado por el movimiento en desviación cubital .....	80
<b>Figura 93</b> Angulo formado por el movimiento en desviación radial .....	80

## **RESUMEN**

La artritis reumatoide (AR) es una enfermedad inflamatoria sistemática autoinmune que afecta a las articulaciones, produciendo destrucción progresiva y generando distintos grados de deformidad e incapacidad funcional. A menudo para el tratamiento se incluye la inmovilización de la articulación con una férula de ajuste personalizado. Los materiales asignados para desarrollar este dispositivo son Z ULTRA T y Z PLA de los cuales se ha obtenido: módulo de elasticidad, resistencia a la tracción, resistencia a la flexión, límite elástico y porcentaje de alargamiento. Para obtener la geometría de la férula se ha utilizado escaneo 3D y el software de diseño CAD Autodesk fusión 360. Mediante el estudio de la optimización topológica se obtiene una férula de 42 gr de peso tomando en cuenta las cargas en los 4 movimientos de la mano. A través de análisis de elementos finitos se ha evaluado los esfuerzos y desplazamientos a la que está sometida la férula, mostrando un máximo desplazamiento de 0.85mm, 0.59mm, 0.16mm y 0.86mm para el material Z ULTRA T en flexión, extensión, desviación cubital y desviación radial respectivamente. Para la impresión 3D de la férula se considera el material Z ULTRA T considerando el costo de material y tiempo de impresión acorde a la necesidad del paciente. Las pruebas de eficiencia son realizadas por Fisioterapeutas los cuales evalúan la funcionabilidad y adaptabilidad a la anatomía de la persona.

## **PALABRAS CLAVE:**

- **ARTRITIS REUMATOIDE**
- **FÉRULA**
- **ESCANEEO 3D**
- **OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA**
- **IMPRESIÓN 3D**
- **FISIOTERAPIA**

**ABSTRACT**

Rheumatoid arthritis (RA) is a systematic autoimmune inflammatory disease that affects the joints, producing progressive destruction and generating different degrees of deformity and functional disability. The immobilization of the joint with a custom-fit splint is often included in the treatment. The materials assigned to develop this device are Z ULTRA T and Z PLA from which has been obtained: modulus of elasticity, tensile strength, resistance to bending, elastic limit and percentage of elongation. To obtain the geometry of the splint, 3D scanning and CAD design software Autodesk fusion 360 have been used. By means of the study of the topological optimization a splint of 42 g of weight is obtained taking into account the loads in the 4 movements of the hand . Through finite element analysis, the efforts and displacements to which the splint is subjected have been evaluated, showing a maximum displacement of 0.85mm. 0.59mm, 0.16mm and 0.86mm for the Z ULTRA T material in flexion, extension, ulnar deviation and radial deviation respectively. For 3D printing of the splint, the Z ULTRA T material is considered, considering the material cost and printing time according to the patient's need. The efficiency tests are performed by physiotherapists who evaluate the functionality and adaptability to the anatomy of the person.

**KEYWORDS:**

- **RHEUMATOID ARTHRITIS**
- **SPLINT**
- **3D SCANNING**
- **TOPOLOGICAL OPTIMIZATION**
- **3D PRINTER**
- **PHYSIOTHERAPY**



# CAPÍTULO 1

## INTRODUCCIÓN

### 1.1 Planteamiento del problema

**Objeto de estudio.** Férulas para el tratamiento de artritis de muñeca.

**Campo de acción.** Manufactura mediante impresión 3D.

Manufactura de férulas para el tratamiento de artritis de muñeca aplicando tecnología de impresión 3D.

La impresión 3D en si es un proceso aditivo de creación que permite fabricar una pieza a través de un diseño 3D a una pieza física por medio de la superposición de capas, otorgando volumen a medida que se acumula material. En el campo de la fisioterapia su uso primordial es la creación de férulas (órtesis) y prótesis, estos modelos anatómicos impresos en 3D realizados con datos del paciente, permite evaluar su rendimiento y eficiencia para el tratamiento mediante terapia física, donde las estructuras anatómicas reales y específicas de la patología pueden servir de guía durante todo el proceso, desde los parámetros de diseño iniciales hasta la validación del dispositivo. Es por esto que se plantea la manufactura de férulas para el tratamiento de artritis de muñeca siendo diseños adaptados y personalizados a la anatomía del miembro superior, satisfaciendo la necesidad del paciente, con el fin de evitar las deformidades producidas en las articulaciones.

### 1.2 Desarrollo del problema

Actualmente las férulas son fabricadas mediante cuero, metal, plásticos de alta temperatura y termoplásticos de baja temperatura principalmente utilizando técnicas de moldeo. El uso de estos materiales requiere significativo tiempo de elaboración, usualmente se requiere múltiples visitas y ajustes, los cuales consumen mucho tiempo de fabricación.

Existen férulas de rehabilitación disponibles de venta on-line para los pacientes con esta complicación, elaboradas bajo medidas estándares, teniendo el principal problema de no

ajustarse correctamente a la anatomía de la muñeca del paciente. Además de incluir las siguientes desventajas como:

- Riesgo de infección.
- Daño en la piel.
- Incomodidad del paciente:
  - Falta de higiene
  - Aspecto poco atractivo

Actualmente los materiales más utilizados en la impresión 3D para fabricar productos acorde a la necesidad del cliente son ABS Y PLA, sin embargo para la elaboración de férulas, no cumplen con un análisis estático para determinar los esfuerzos y deformaciones del material producidos por fuerzas externas.

Para dar una solución se utiliza un escáner 3D, los software CAD/CAE y una impresora 3D para desarrollar férulas de ajuste personalizado, transpirables y ligeras mejorando la calidad de vida de los pacientes.

### **1.3 Formulación del problema**

En nuestro país al ser la impresión 3D una tecnología relativamente nueva, se fabrican piezas de mediana complejidad como: objetos, figuras animadas, esculturas etc. La escasa importancia y bajo conocimiento impide el desarrollo tecnológico en la salud para realizar prototipos como prótesis, órtesis diseñados mediante equipos tecnológicos, cubriendo las necesidades de pacientes a través de los cuales se pretende mejorar la calidad de vida de personas detectadas con artritis.

## **1.4 Hipótesis**

Si se logra la fabricación de férulas 3D a partir de técnicas de escaneo, análisis CAD/CAE y manufactura aditiva, los pacientes tendrán un tratamiento adecuado mediante terapia física, la cual busca prevenir deformaciones producidas en las articulaciones de la muñeca a causa de la artritis, disponiendo de férulas óptimas.

## **1.5 Objetivos**

### **1.5.1 General**

Manufacturar férulas para el tratamiento de artritis de muñeca mediante tecnología de impresión 3D empleando software de ingeniería (CAD/CAE).

### **1.5.2 Específicos**

- Caracterizar los materiales Z ULTRA T y Z PLA.
- Obtener el modelo geométrico 3D de la mano, muñeca y antebrazo mediante técnica de escaneo.
- Diseñar la férula adaptable a la anatomía escaneada mediante software asistido por computador (CAD).
- Determinar la optimización topológica de la férula a diferentes fuerzas de la muñeca mediante software de ingeniería (CAE).
- Analizar los esfuerzos y deformaciones obtenidos entre Z ULTRA T y Z PLA para obtener el material idóneo para el desarrollo de la férula.
- Fabricar la férula utilizando impresión 3D.
- Realizar pruebas de eficiencia del prototipo realizado.

## 1.6 Antecedentes

(Kelly, Paterson, & Bibb, 2015) mencionan que a los pacientes con dolencias en la muñeca, fractura de muñeca, osteoartritis reumática etc, se les pueden recetar férulas para ayudar en su régimen de tratamiento, sin embargo el proceso tradicional de fabricación de férulas consume mucho tiempo, presentando numerosas complicaciones al momento de ser utilizadas por el paciente. Para evitar estas dificultades se propone el uso de Manufactura aditiva (MA) con la cual se pueden fabricar férulas ligeras, estéticas y respirables, ajustándose perfectamente a la anatomía del paciente por medio de toma de datos de un escáner 3D. Sin embargo la mayoría de estos prototipos físicos presentan información clínica limitada, mostrando un nivel de entrenamiento CAD bajo y obteniendo escasa información para cumplir los requerimientos del médico.

Se concluye que los médicos tienen un gran interés con la propuesta de transición en ferulización mediante MA, solicitando de un desarrollo significativo para que el enfoque sea una opción viable en el futuro.

El escaneo 3D de estructuras biológicas revolucionó la producción de equipos médicos personalizados. (Nathan & Maney, 2015) explora la posibilidad de fabricar férulas para dedos para favorecer la recuperación de roturas o lesiones aplicando tecnología de escaneo 3D y utilizando termoplásticos de modelado por deposición fundida. El diseño del prototipo que sustituye el yeso es fácilmente imprimible y soluciona los problemas causados por las férulas tradicionales, es ligero, cómodo y estético, incorporando un ultrasonido el cual aumenta su recuperación ósea hasta en un 80%. (Karasahin, 2013).

(Ganesan, Al-Jumaily, & Luximon, 2016) mencionan que la impresión 3D revolucionó el futuro en la medicina para diseñar tejidos duros, partes de cuerpos, implantes, órtesis y prótesis con alta precisión. Se centran en la posibilidad y beneficios de desarrollar modelos físicos tridimensionales para el área de terapia ocupacional o la práctica clínica, considerando costos, eficiencia y tiempo de producción. El prototipado tridimensional es esencial para la implementación de productos ortopédicos teniendo un papel indispensable en la vida de personas con discapacidad, facilitando sus actividades diarias sin ningún tipo de barreras, esta

tecnología es confiable y de rápido crecimiento en el cuidado de la salud proporcionando invaluable apoyo a médicos, terapeutas y otros profesionales de la salud y pacientes.

Para comparar directamente la eficacia de los modelos tradicionales e impresos en 3D, se investiga parámetros clínicos como el tiempo de fabricación, el peso del producto final y la precisión en relación con la anatomía del paciente. (Fitzpatrick, Mohammed, Collins, & Gibson, 2017) describen que el tiempo de fabricación para el molde impreso en 3D fue más lento que el método tradicional, debido al tiempo adicional en la fase de diseño, puesto que los productos presentan un comportamiento diferente por lo que se realiza un análisis en cada diseño para dictar el espesor y la accesibilidad. La longitud del modelo del cuerpo sólido se encuentra entre el punto de dos tercios a lo largo del antebrazo, el pliegue palmar y la articulación del pulgar. La selección del patrón es importante en el concepto del diseño no solo en la eliminación de secciones sino permitiendo generar capacidad de rigidez.

(Fitzpatrick, Mohammed, Collins, & Gibson, Design of a patient specific, 3D printed arm cast, 2017) examinan un dispositivo ortopédico para un paciente sometido a una amputación de mano, evaluando parámetros como eficacia, ergonomía y estética. Mediante el scanner se obtuvo una nube de puntos que requiere un procesamiento posterior para eliminar datos periféricos y cualquier exploración adicional no deseada. Utilizando diseño asistido por computador (CAD) se obtuvo un modelo 3D considerando la tolerancia del espesor parcial, esta férula está diseñada para ayudar a sostener y reparar la movilidad de los ligamentos, nervios y tendones mejorando el proceso de recuperación.

(Huhn & Seongwon, 2015) describieron una metodología de fabricación híbrida con impresión 3D y moldeo por inyección para crear órtesis de muñeca que resuelve los problemas de los yesos. Este modelo híbrido separa el molde de plástico en dos partes: una estructura interna producida por impresión 3D y una cubierta exterior usando moldeo por inyección que protege la parte lesionada, soportando fuerzas internas y externas. El costo de tiempo para la fabricación se estimó en 1/3 con relación al otro método, económicamente es razonable para producir el modelo mediante impresión 3D una vez que la velocidad de impresión se vuelve suficientemente rápida.

Actualmente, el diseño de férulas 3D a menudo se realiza en el entorno CAD pero es un proceso lento ya que requiere significativa experiencia limitando a los médicos aplicar esta tecnología en el tratamiento de fracturas. (Li & Tanaka, 2018) investigaron el desarrollo de un modelo paramétrico usando lenguaje de programación visual en el entorno CAD, verificaron su viabilidad en un ejercicio, diseñando 5 órtesis entre 8 a 20 minutos. Los pocos errores del programa mostraron debilidades causadas por la calidad del escaneo y el proceso de modelado, sin embargo facilita su uso para el personal médico acelerando el periodo de aprendizaje y estrategia para el entrenamiento.

### **1.7 Justificación**

La impresión 3D más allá de revolucionar diferentes procesos productivos industriales, está jugando un papel importante en el mundo de la medicina con la llegada de materiales de impresión 3D biocompatibles. Es uno de los desarrollos de la industria 3D que más crecimiento e innovaciones ha tenido en los últimos años pero sin lugar a dudas mejorará la calidad de vida de muchos pacientes.

La artritis reumatoide (AR) es una enfermedad progresiva y destructiva, cuyas manifestaciones sistémicas pueden llegar a ser graves. La pérdida gradual de la función de la mano puede afectar el autocuidado, la productividad en la vida diaria o laboral y el tener deformidades puede ser estigmatizado socialmente.

La férula pasiva en la muñeca tiene tres funciones básicas que son:

- Proteger las articulaciones.
- Disminuir el dolor.
- Prevenir una deformidad potencial.

La propuesta de construir férulas para el tratamiento fisioterapéutico es interesante e innovadora, teniendo como novedad la utilización de materiales del ecosistema Zortrax los cuales presentan características superiores a los filamentos tradicionales empleados en la impresión 3D, complementado con el estudio de la optimización topológica con el que se obtuvo el material óptimo y necesario para la fabricación de la férula, además se toma en cuenta la fuerza de cada movimiento generada por la muñeca para el análisis estático,



aplicando ingeniería asistida por computador (CAE) y satisfaciendo los requerimientos para el tratamiento de la enfermedad.

El valor de la fuerza del musculo de la muñeca en las posiciones de flexión, extensión, desviación cubital y desviación radial se obtiene mediante la utilización de un dinamómetro, estos valores son utilizados para el análisis estático obteniendo valores de esfuerzos y deformaciones del material.

Tomando en cuenta estas consideraciones se ha llegado a la conclusión que el desarrollo de férulas mediante técnica de escaneo, análisis CAD/CAE y prototipado rápido en 3D, podrá dar una solución al sector de la industria de diseño y medicinal del país, los cuales constituyan alternativas a los productos tradicionales, ello podrá estimular la apertura de nuevos emprendimientos como parte del interés en fortalecer la matriz productiva del país.

## **1.8 Alcance**

En este trabajo se plantea la manufactura de férulas para el tratamiento de artritis de muñeca aplicando tecnología de impresión 3D. Dirigido al sector de la medicina específicamente al área de medicina física y rehabilitación, y al área de ortopedia y traumatología dedicada a corregir o evitar deformidades del sistema musculo esquelético. Teniendo un alcance para las personas que sufren de artritis de muñeca o/y artritis reumatoide.

Esto será posible gracias al planteo de una metodología experimental que permite obtener las propiedades mecánicas de Z ULTRA T y Z PLA mediante ensayos de materiales. Luego gracias al software de elementos finitos basado en un estudio estático se obtiene los valores de esfuerzos y deformaciones, los mismos que permitan emitir un criterio y futuras recomendaciones para la materialización de férulas en el material más idóneo mediante impresión 3D.

## **1.9 Organización del trabajo**

### Capítulo 1

1 Introducción.

### Capítulo 2

2 Marco teórico.

### Capítulo 3

3 Caracterización de materiales.

### Capítulo 4

4 Diseño, optimización topológica y análisis estático.

### Capítulo 5

5 Fabricación de la férula mediante impresión 3D y prueba de eficiencia.

### Capítulo 6

6 Conclusiones y recomendaciones.

### Capítulo 7

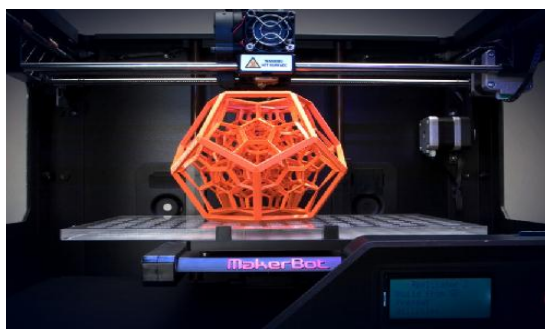
7 Referencias bibliográficas.

## CAPÍTULO 2

### MARCO TEÓRICO

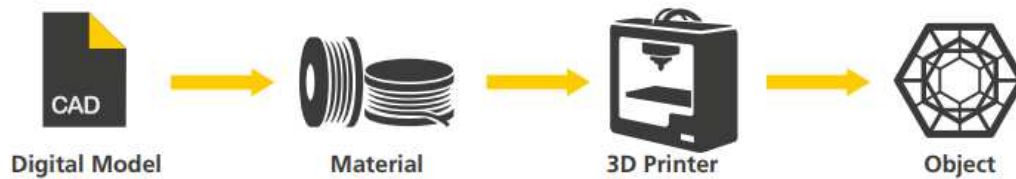
#### 2.1 Impresión 3D

La impresión en tres dimensiones es el proceso de unir materiales para hacer objetos a partir de un modelo digital, normalmente poniendo una capa encima de otra, por contraposición a las metodologías de fabricación sustractivas, tales como el mecanizado tradicional. Sin embargo, este término se asocia más bien a la impresión hecha en casa o en comunidad, mientras que si se aplica en tecnologías de producción y a cadenas de suministro, se suele utilizar el término fabricación aditiva ( additive manufacturing AM ). (Francolí & Díaz, 2014).



*Figura 1* Tecnología de impresión 3D  
Fuente: (Stratasys, Ltd)

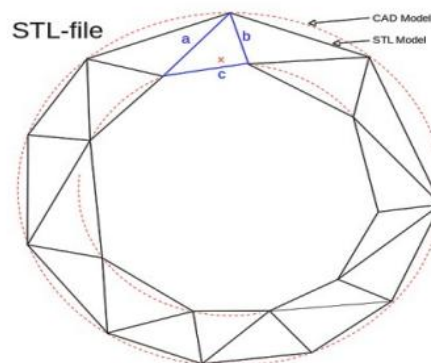
La impresora 3D es un dispositivo capaz de generar un objeto sólido tridimensional mediante la adición de material, se basan en modelos 3D para definir que se va imprimir, este modelo es una representación digital de lo que vamos a imprimir mediante un software de modelado. La fabricación de productos comienza con el diseño asistido por ordenador (CAD), selección del material, proceso de impresión 3D y posterior la obtención del objeto terminado como se muestra en la figura 2. Esto hace que las piezas muy complejas sean fáciles de producir.



**Figura 2** Proceso impresión 3D  
Fuente: (Heutger & Kuckelhaus, 2016)

El inicio de la impresión 3D se remonta a 1976, cuando se inventó la impresora de inyección de tinta. En 1984, algunas adaptaciones y avances sobre el concepto de la inyección de tinta transformaron la tecnología de impresión con tinta a impresión con materiales. Charles Hull inventa la estereolitografía, un proceso de impresión que permite que un Objeto en 3D se cree a partir de datos digitales.

El tipo de formato comúnmente utilizado para la impresión 3D es el formato de archivo STL (StereoLithography, estereolitografía), los archivos STL sólo describen la geometría de la superficie de un objeto tridimensional sin ninguna representación del color, la textura u otros atributos comunes de los modelos CAD. Un archivo STL describe una superficie triangulada estructurada mostrada en la figura 3. (Noguera, 2014).



**Figura 3** Diferencia entre modelo CAD y STL  
Fuente: (Noguera, 2014)

Actualmente la impresión 3D trae muchas ventajas y también varias desventajas relacionadas a la creación de productos propios.

**Ventajas:**

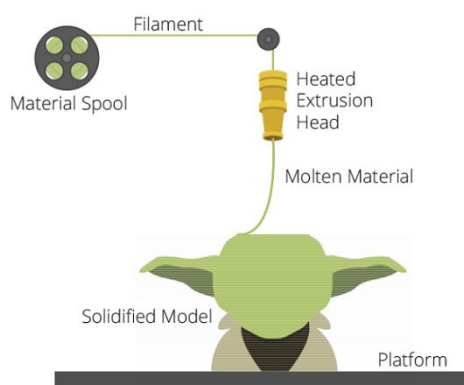
- **Versatilidad.** Una sola impresora 3D es capaz de realizar infinidad de productos.
- **Flexibilidad.** El límite es la imaginación y la capacidad para representar las ideas en 3D.
- **Personalización.** Posibilidad de realizar tus propios productos de forma exclusiva.
- **Aplicaciones múltiples aún por descubrir.** En el campo de la medicina encontramos aplicaciones sorprendentes, como la creación de prótesis o incluso la impresión de tejidos orgánicos.

**Desventajas:**

- **Disminución de puestos de trabajo.** La elaboración propia de los productos puede conllevar menos puestos de trabajo en la manufactura.
- **Vulneración de los derechos de autor.** La réplica de objetos será difícil de controlar pues los escáneres 3D permiten la réplica de cualquier objeto.
- **Usos inadecuados.** Posibilidad de crear objetos peligrosos como armas de fuego.
- **Aumento de productos improductivos.** Impresión de productos que no cumplen con una función precisa.

**2.2 Modelado por deposición fundida (FDM)**

La tecnología FDM funciona utilizando un filamento de plástico que se despliega de un rollo y suministra el material a una boquilla de extrusión que puede encender o apagar el flujo mostrado en la figura 4.

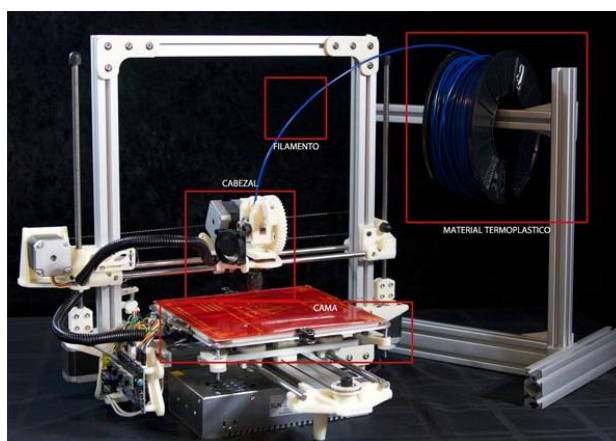


**Figura 4** Proceso mediante FDM

Fuente: (López Conde, 2016)

La boquilla se calienta para fundir el material y puede moverse tanto en sentido horizontal como vertical mediante un mecanismo de control numérico, controlada directamente por un software de fabricación asistido por ordenador (CAM). El objeto se produce mediante la extrusión de material fundido para formar capas debido a que el material se endurece inmediatamente después de la extrusión desde la boquilla. (Noguera, 2014).

Todos los materiales utilizados en impresión 3D poseen una característica primordial que es el punto de fusión<sup>1</sup>, debido a esta propiedad podemos fundir el material para que se vaya solidificando y así crear un objeto 3D. (Del Valle, 2018).



**Figura 5** Partes de una impresora 3D

Fuente: (Del Valle, 2018)

<sup>1</sup> Temperatura a la cual un sólido pasa a líquido a la presión atmosférica



## 2.3 Materiales para impresión 3D

Los materiales disponibles para la impresión 3D se desarrollan generalmente para la plataforma específica, con las características que más satisfacen a la impresora. A continuación se mencionan los más utilizados actualmente:

- **ABS:** Material termoplástico compuesto de acrilonitrilo, butadieno y estireno<sup>2</sup>. El acrilonitrilo provee dureza a grandes temperaturas, el butadieno le da firmeza en temperaturas bajas y protección contra impacto. Este material es soluble en acetona y su densidad es 1,05 g/cm<sup>3</sup>. El cabezal para este material trabaja entre 230 y 245°C y la bandeja necesita una temperatura de 110°C. (Mejía, 2016).
- **PLA:** Termoplástico de origen natural biodegradable, está compuesto del ácido poliláctico que se obtiene del almidón de maíz, raíces de tapioca (yuca) y caña de azúcar. Al imprimirse emana olor a comida y puede utilizarse con los alimentos. Las piezas tienen una textura más dura que el material ABS y una mayor gama de colores. La impresión se realiza a temperaturas bajas de 190 a 200°C. Su densidad es 1,3 g/cm<sup>3</sup>. (Mejía, 2016)
- **NYLON:** Material muy pegajoso que absorbe mucha humedad, por lo que previamente debe ser secado en un horno, además tiende a encogerse y no se adhiere firmemente a otros materiales como el aluminio y el cristal. Sin embargo es un material que presenta buen acabado, de muy poca viscosidad y muy resistente a temperaturas altas. (Mejía, 2016).
- **PET:** Terflato de polietileno, tiene como cualidad su gran propiedad de cristalización, su dureza y resistencia contra golpes e impactos. La densidad que posee es de 1,45 g/cm<sup>3</sup>. Es utilizado en las industrias embotelladoras. (Mejía, 2016).
- **PVA:** (Alcohol polivinilo), plástico biodegradable que se utiliza en cabezales de impresoras de múltiples cabezas, tiene la ventaja de procesarse a 180 °C

---

<sup>2</sup> Compuesto químico líquido, incoloro y aromático que se utiliza en la preparación de polímeros que se emplean como cauchos sintéticos

aproximadamente, su desventaja está en la absorción de agua y humedad. (Mejía, 2016).

- **NINJAFLEX:** Es un elastómero termoplástico con el que se pueden imprimir piezas de flexibilidad, consistencia y dureza asombrosa. El cabezal puede trabajar a una temperatura de 215°C. (Mejía, 2016)
- **LAYWOOD-D3:** Es una mezcla entre polímero y polvo de madera, se asemeja a la madera. La temperatura de impresión está entre 190 y 200°C, simular al material PLA, con la peculiaridad de que al variar la temperatura aumenta o disminuye el color y el tono del objeto impreso. (Mejía, 2016)
- **HIPS:** Se trata de un material de poliestireno que usualmente se utiliza en combinación con el material ABS para la realización de piezas con espacios (huecos), se usa el HIP como material de apoyo, ya que posteriormente se eliminará con D-Limoneo<sup>3</sup>, con cual es soluble y no sufre efectos bajo el influjo de la acetona. La densidad del material es de 1,04 g/cm<sup>3</sup>. (Mejía, 2016).

## 2.4 Impresión 3D aplicada a la medicina

La medicina es el sector donde más suele darse usos innovadores a la tecnología de impresión 3D. De hecho la impresión 3D medica se considera una área emergente que explora formas de sustituir o ayudar a las estructuras biológicas existentes, empoderando a médicos, investigadores y fabricantes de dispositivos médicos para trabajar más rápido, realizar pruebas de manera detallada y personalizar la atención. (Stratasys, Ltd, 2017).

Ésta tecnología tiene numerosas y sorprendentes aplicaciones en el ámbito de la medicina, a continuación se detallan las más importantes:

- **Audífonos:** Desde 1998 se fabrican audífonos para personas con pérdidas de audición con máquinas precursoras de la impresión 3d. La producción actual en 3D es del 98%

---

<sup>3</sup> Desengrasante natural, amigable con el medio ambiente, sustituto inmejorable de sustancias tóxicas

llegando a imprimir 30 aparatos en una maquina en un tiempo de 1 hora y media. (Petalanda, 2017).



**Figura 6** Audífono fabricado mediante impresión 3D

Fuente: (replicant3d, 2016)

- **Prótesis:** En el área de las prótesis dentales los dentistas fueron los pioneros en utilizar la impresión de implantes, ámbito en el que más está creciendo y en el que se obtienen algunos de los avances más llamativos, consiguiendo una mayor calidad de las piezas y una mayor rapidez en la producción. En cuanto a las prótesis para extremidades la impresión aditiva promete ser la solución más económica y eficaz para aquellos que les falte una extremidad. (Petalanda, 2017).



**Figura 7** Prótesis dental

Fuente: (Scherer, 2016)



**Figura 8** Prótesis para extremidad superior  
Fuente: (Canete B, 2015)

- **Férulas y rehabilitación:** Inmovilizar un brazo sin necesidad de una escayola es ya una realidad. La impresión aditiva ofrece férulas impresas adaptadas a la lesión de los pacientes. Son mucho más ligeras que las escayolas tradicionales además de ser transpirables, facilitando al médico la supervisión del paciente y permitir pautar electro estimulación durante la recuperación, mientras se lleva la férula sin necesidad de que el paciente deba acudir a un hospital. (Petralanda, 2017).



**Figura 9** Férulas fabricadas mediante impresión 3D  
Fuente: (Novacast, 2016)

- **Implantes óseos:** La impresión 3D ofrece la sorprendente posibilidad de crear implantes de hueso más compatibles y personalizados a un bajo costo. El hueso mostrado en la figura 10 fue fabricado con polvo de titanio en diferentes capas y una impresora láser permitió su ensamble. Este ha sido el primer paso hacia la utilización

de impresoras de tres dimensiones para efectuar diferentes tipos de implantes. (Wauthle, 2012).



**Figura 10** Implante fabricado con polvo de titanio  
Fuente: (Wauthle, 2012)

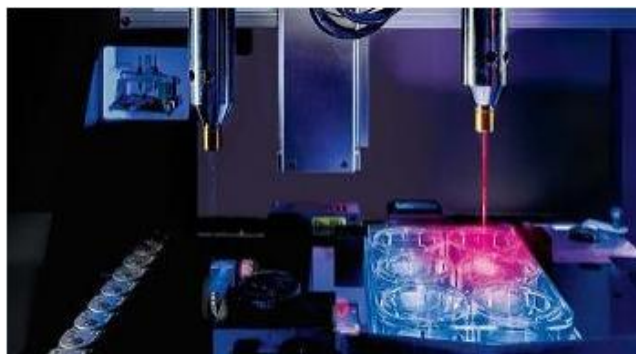
- **Simulacros para cirugía:** Se trata de la creación de modelos de los huesos que van a ser intervenidos en quirófano por los Traumatólogos. De esa manera, se evita la improvisación en los procedimientos quirúrgicos, se reduce el tiempo de recuperación del paciente además del de intervención en quirófano. El primer paso es obtener una imagen completa de la lesión con un TAC<sup>4</sup> y enviar los datos al ordenador para que éste imprima el modelo. (Petralanda, 2017).



**Figura 11** Huesos impresos mediante 3D basados en un TAC  
Fuente: (Mizar additive, 2016).

<sup>4</sup> La tomografía axial computarizada permite obtener imágenes del interior del organismo, y detectar así desde un tumor a una patología ósea.

- **Impresión de órganos:** Es la aplicación más alejada de las posibilidades de la práctica real, aproximándose a la ciencia ficción. Conocida como la bio impresión 3D, promete mezclar el trabajo de laboratorio con impresoras muy especiales, capaces de tomar células cultivadas en laboratorio y, mediante un proceso especial, transformarlas en un tipo de órganos a la medida del paciente. (Valenzuela, 2014).



**Figura 12** Impresora 3D conocida como Regenovo  
Fuente: (Petalanda, 2017)

## 2.5 Optimización topológica

La optimización topológica (OT) es una herramienta matemática que le permite al diseñador sintetizar topologías óptimas. En ingeniería mecánica se entiende como topología óptima a una pieza o parte mecánica diseñada especialmente para maximizar o minimizar alguna característica deseada. El problema de la máxima rigidez con restricción de volumen es de gran importancia en ingeniería mecánica, pues permite reducir el peso final del elemento mecánico o estructural, conservando su rigidez y funcionalidad. (Meza, 2012).

El enfoque de la distribución de material, esquematizado en la figura 13 (b), es más sencillo y más práctico cuando se está modelando materiales isotrópicos: en éste, por cada elemento finito en que esté discretizado el dominio se define una densidad relativa  $X_1$ , cuyo valor varía entre cero y uno. Esta densidad relativa modifica el módulo de elasticidad del material del elemento finito  $E_1$  mediante la expresión:

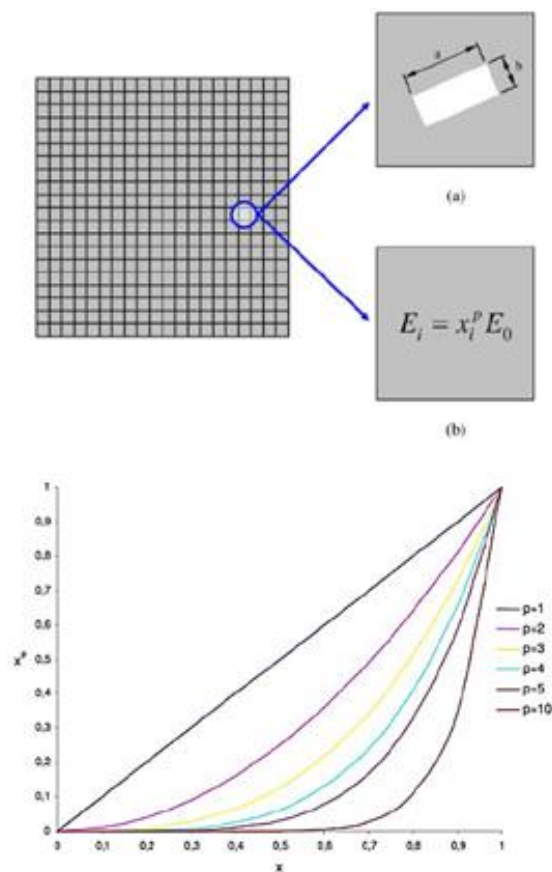
$$E_1 = X_1^p \cdot E_o \quad (\text{Ecuación 1})$$

Donde

$E_o$ : modulo de elasticidad del material isotrópico solido.

$p$  es el factor de penalización (siempre mayor que 1, y toma valor por defecto de 3 cuando no existen restricciones de fabricación)

El algoritmo de optimización deberá hallar entonces los valores de las densidades relativas para cada elemento. Un valor de  $X_1$  igual a cero indicará que el elemento es un agujero, mientras que un valor igual a uno indicará que el elemento es sólido. Idealmente las densidades relativas deberían comportarse como una variable binaria, de tal forma que la topología del cuerpo este compuesta de unos y ceros. Sin embargo, para facilitar la implementación computacional estas variables son continuas pero sus valores son penalizados mediante el exponente de penalización  $p$ , cuya función es hacer que los valores intermedios tiendan a ser cero o uno, como ilustra la figura 13. (Bendsoe & Kikuchi, 1988).



**Figura 13** Diseño topológico óptimo. b) Distribución del material.  
Fuente: (Bendsoe & Kikuchi, 1988)

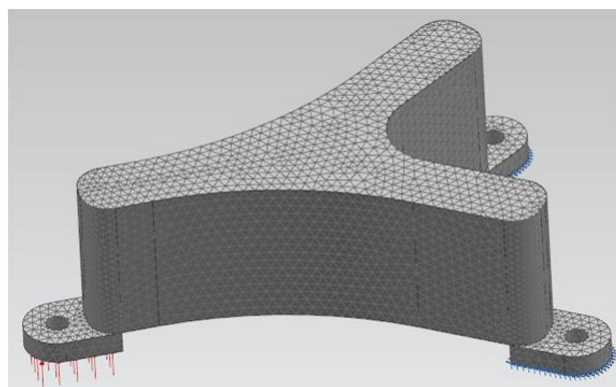
## 2.6 Optimización topológica en la impresión 3D

En el mundo moderno, muchos productos se desarrollan primero como un modelo tridimensional en el diseño asistido por computador. Para utilizar el material de la manera más eficiente posible, los ingenieros se dedican a la optimización topológica de las piezas a cargas específicas. A diferencia de los métodos de producción tradicionales, en el proceso de impresión 3D, la impresora crea un producto a partir de una variedad de pequeñas partículas de material. Esto abre grandes oportunidades para la optimización topológica en la que puede cambiar no solo la forma del producto, sino también su estructura interna y la proporción de materiales con diferentes propiedades. (Kopiev, 2012).

La optimización topológica es posible gracias a la libertad de formas y geometrías que ofrece la tecnología de impresión 3D, a parte que permite modelar la geometría interna de las piezas, consiguiendo dotar de más rigidez o más flexibilidad en las zonas de la pieza que lo necesiten.

### 2.6.1 Optimización topológica mediante CAE

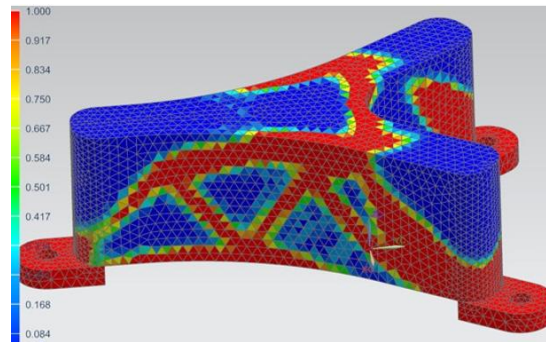
Esta técnica es, literalmente eliminar el material que no posee los soportes a través de un software de elementos finitos. Comienza con la creación de un modelo 3D mostrado en la figura 14, en el que se aplican cargas o fuerzas a la pieza.



**Figura 14** Modelo diseñado mediante CAD  
Fuente: (Cervantes, 2017)

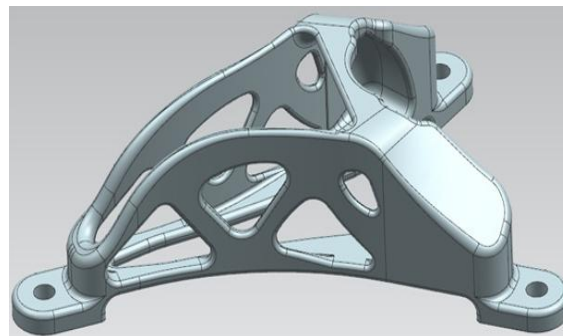


En la figura 15 se muestra en color rojo los elementos esenciales de la pieza y en azul los elementos que no tienen una utilidad primordial de soporte.



**Figura 15** Modelo sometido a optimización topológica  
Fuente: (Cervantes, 2017)

La geometría final cumpliendo los requisitos mecánicos y de diseño, se obtiene finalmente después del suavizado de la pieza de trabajo.



**Figura 16** Modelo optimizado  
Fuente: (Cervantes, 2017)

## 2.7 Escaneo 3D

Un modelo digital tridimensional (3D) es una representación numérica de un objeto real. En general existen dos grandes grupos: los modelos volumétricos, los cuales describen las propiedades internas del objeto, mientras que en los modelos superficiales se representa la apariencia visual de los objetos, este último caso es referenciado generalmente como ingeniería inversa. (Bellocchio, 2013).

La ingeniería inversa se relaciona con la fase previa de obtención del modelo 3D imprimible para cualquier aplicación, resultando crucial en aplicaciones relacionadas con la biomedicina, la biometría, el arte o la conservación de patrimonio histórico-artístico, como una necesaria fase previa a la fabricación aditiva. En el momento de elegir un escáner 3D para estas aplicaciones, cabe diferenciar entre escáneres para seres o para objetos. Para seres vivos, cuando se pretenda capturar una zona del exterior del cuerpo resultan más eficaces los escáneres 3D ópticos de alta velocidad. (Llavero & M, 2016).

Destacan los que utilizan luz infrarroja debido a que resultan inocuos, capturan el pelo, evitan molestias para los ojos y consecuentes movimientos de reflejo, evitando la aparición de problemas de alineación posteriores en el modelo 3D final. Pueden desplazarse con la mano o bien motorizarse (mesas giratorias, posicionadores lineales), dependiendo del número de pacientes y tiempo disponible para la captura de datos. (Llavero & M, 2016)



**Figura 17** Scanner 3D de luz estructurada  
Fuente: (Artec3D, 2018.)

## **2.8 Artritis reumatoide (AR)**

La artritis reumatoide es una enfermedad autoinmune crónica caracterizada por una inflamación de las articulaciones, aunque también puede afectar a otros órganos. Si no se trata de forma correcta, puede deparar una incapacidad laboral permanente, una importante pérdida de la calidad de vida y un acortamiento medio de la supervivencia de unos cinco años. Es una enfermedad que afecta a todos los ámbitos de la vida, los personales, familiares, laborales, de ocio y no siempre se afronta de forma adecuada debido al gran desconocimiento social que hay sobre la enfermedad. (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010).

### **2.8.1 Anatomía de las articulaciones**

Las articulaciones son las estructuras que conectan los huesos entre sí y proporcionan el grado necesario de movilidad y estabilidad a los distintos segmentos esqueléticos. Algunas son fijas, pero la mayoría son más o menos móviles. Las articulaciones móviles, que son las que se afectan en la AR, están formadas por los extremos de dos o más huesos y por otros componentes no menos importantes, como son el cartílago articular, la cápsula articular y la membrana sinovial. (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010).

#### **2.8.1.1 Los huesos**

Constituyen el elemento básico de la articulación. La forma de los extremos óseos varía en cada articulación. Es precisamente la correspondencia de estos extremos óseos, es decir, su encaje, lo que condiciona la movilidad de los segmentos esqueléticos involucrados. (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010).

#### **2.8.1.2 El cartílago articular**

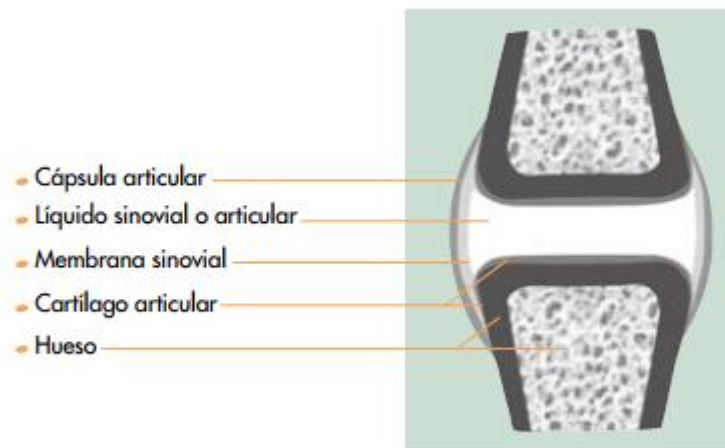
Las superficies óseas no contactan directamente entre sí, sino que están tapizadas por una capa de tejido elástico, el cartílago articular, que evita las fricciones y el consiguiente desgaste. En las articulaciones grandes, como las rodillas y las caderas, el cartílago articular tiene unos 3-4 mm de grosor, mientras que en las articulaciones pequeñas de los dedos sólo alcanza una fracción de milímetro. (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010).

#### **2.8.1.3 La cápsula articular**

Es una envoltura que, a modo de saco, engloba toda la articulación. Está formada por dos membranas: una externa, que es fibrosa y resistente, y una interna, que es más blanda y se denomina «membrana sinovial». La membrana fibrosa está firmemente unida a los huesos que se vinculan en la articulación y proporciona estabilidad a la estructura. En algunos sectores, las fibras que componen este tejido forman unas bandas, los ligamentos, que se fijan a los huesos y garantizan la estabilidad referida. (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010).

#### 2.8.1.4 La membrana sinovial

Tapiza la superficie interna de la cápsula articular y tiene la misión de fabricar un fluido viscoso, el líquido sinovial o articular, que rellena la cavidad articular y actúa como un lubricante que reduce el roce entre las estructuras de la articulación. Además, la membrana sinovial contiene células inmunitarias y, por lo tanto, tiene un papel destacado en la defensa de la articulación; por la misma razón, es en la membrana sinovial donde se producen las reacciones inflamatorias. (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010).



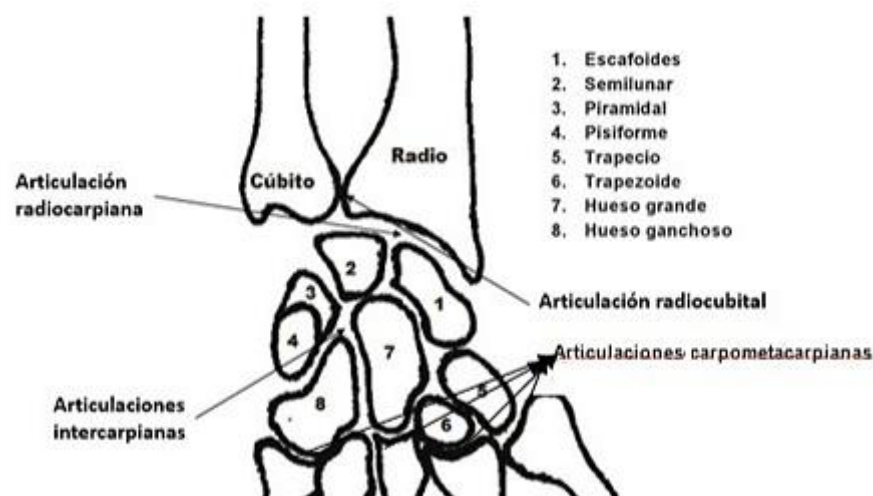
**Figura 18** Componentes de una articulación móvil  
Fuente: (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010)

#### 2.8.2 Anatomía de la muñeca

Se denomina muñeca al área anatómica que establece la unión entre el antebrazo y la mano. Esta zona anatómica de las extremidades superiores está constituida por las partes distales de los huesos del antebrazo, radio y cúbito y por el conjunto de huesos que forman el carpo. Su límite proximal lo constituye el borde inferior del músculo pronador cuadrado y el límite distal las articulaciones carpo metacarpianas. (Mora, Navarro, Marrero, Ojeda, Sánchez, & Macías, 1991).

Sus características estructurales permiten el desarrollo de movimientos complejos en diferentes planos del espacio y la red de ligamentos favorece la fijación del sistema de hueso y la estabilidad de todo el complejo articular. (Angulo, Álvarez, & Fuentes, 2011).

La muñeca está compuesta por los siguientes huesos y articulaciones mostrados en la figura 19:



**Figura 19** Complejo articula de la muñeca con sus huesos y articulaciones  
 Fuente: (Medina, Rodríguez, & F, 2016)

- **Articulación radiocarpiana.** Une el radio y ligamento triangular (disco) con la primera fila del carpo.
- **Articulación Intercarpianas.** Articulaciones de los huesos del carpo.
- **Articulación radiocubital.** Es una articulación de tipo trocoide formada por la unión de la cabeza cubital con la cavidad sigmoidea de la porción distal del radio.
- **Articulaciones carpometacarpianas.** Son los puntos de articulación entre los huesos carpianos y metacarpianos.
- **Cubito.** Hueso que se encuentra en el antebrazo.

- **Radio.** Hueso largo, par y no simétrico, situado por fuera del cúbito, en la parte externa del antebrazo.
- **Escafoides.** Es uno de los huesos pequeños en la muñeca. Es el hueso de la muñeca con más probabilidad de romperse
- **Semilunar.** Es un hueso de la muñeca llamado así porque tiene la forma de media luna con la concavidad mirando hacia abajo. Es un hueso, par, corto, esponjoso, compacto, de forma irregular cubita.
- **Piramidal.** Hueso en forma de pirámide, con seis caras, de las cuales tres son articulares.
- **Pisiforme.** Hueso con cuatro caras de las cuales una es articular, y dos extremos, superior e inferior. Es el cuarto hueso de la primera fila del carpo
- **Trapezio.** Es un hueso del carpo, en la sección designada comúnmente la muñeca. Articula distalmente con el primer metacarpiano (del pulgar).
- **Trapezoide.** Hueso con seis caras de las cuales cuatro son articulares, es el segundo hueso de la segunda fila del carpo.
- **Hueso grande.** Formado por tres porciones: cabeza, cuello y cuerpo, con seis caras, de las cuales cuatro son articulares
- **Hueso ganchoso.** Hueso de forma piramidal, con cinco caras, de las cuales tres son articulares. Es el cuarto hueso, de radial hacia al cubito, de la segunda fila del carpo.



**Figura 20** Articulaciones de la muñeca  
Fuente: (Mahiques, 1999)

### 2.8.3 Las manos y muñecas con AR

Las articulaciones de las manos se afectan en alrededor del 90% de las personas con AR, y a menudo son las primeras en resultar comprometidas. Las más comúnmente involucradas son las metacarpofalángicas y las interfalángicas proximales. Por su parte, las muñecas están afectadas en alrededor del 60% de las personas con AR. Como es habitual en esta enfermedad, las lesiones suelen comprometer de forma simétrica a ambas manos y muñecas.

#### 2.8.3.1 Deformidades en las manos

Se estima que al cabo de tres años el 50% de las personas con AR padecen cierto grado de desviación o deformidad en las manos. La más característica es la desviación cubital, en la que todos o algunos de los dedos están rígidos y desviados hacia fuera. Otra deformidad esquelética frecuente es la que recibe el nombre de dedo en cuello de cisne, porque la base del dedo afectado queda rígida y en extensión, mientras que la parte media de los dedos queda igualmente rígida pero en flexión. (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010).



**Figura 21** Mano reumática  
Fuente: (Rodríguez, 2011)

### 2.8.3.2 Deformidades en las muñecas

Por su parte, las muñecas pueden mostrar un mayor grado de desviación: hacia fuera, hacia dentro, hacia las palmas o hacia el dorso de las manos. Afortunadamente, si el tratamiento se inicia en las fases iniciales del trastorno, es posible y muy probable que se puedan prevenir todas estas complicaciones y el impacto negativo que éstas suponen en la calidad de vida de las personas con AR. (Romero, Stajnsznajder, Cassan, & Torralba, 2010)

En la artritis reumatoide es característico encontrar desviación hacia el lado cubital y radial de la muñeca estas deformaciones se aprecian mejor en la cara dorsal. (Dolinsky, Sosa, & Díaz, 2003).

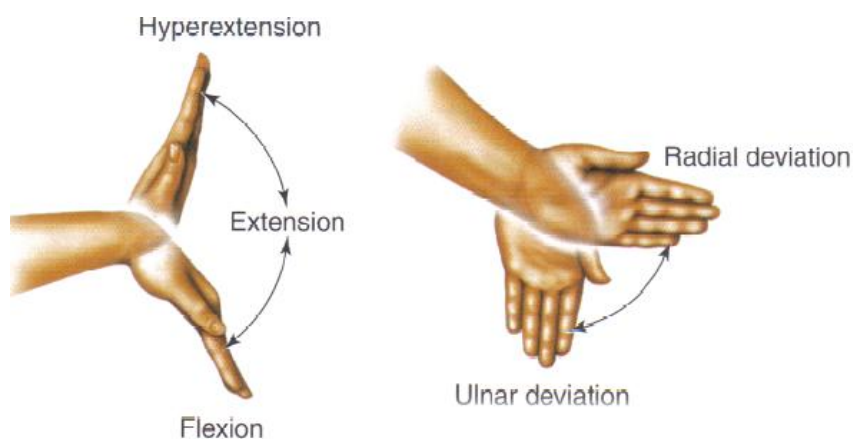




**Figura 22** Deformación de las muñecas vista en cara dorsal  
Fuente: (Dolinsky, Sosa, & Díaz, 2003)

El movimiento de doblar la muñeca hacia adelante se llama flexión normalmente es de aproximadamente 70 a 90 grados. El movimiento de extensión es doblar la muñeca hacia atrás normalmente es de aproximadamente 60 a 70 grados. La articulación de la muñeca se desvía, o inclina, de lado a lado. La desviación cubital de la muñeca la inclina hacia el lado del dedo meñique de la mano. La desviación radial inclina la muñeca hacia el lado del pulgar de tu mano, la desviación cubital normal es de aproximadamente 25 a 40 grados, mientras que la desviación radial es de aproximadamente 15 a 25 grados. (Aubrey, 2017).

Los movimientos de la muñeca son mostrados en la figura 23.



**Figura 23** Movimientos de la muñeca  
Fuente: (Valerius & Kreutzer, 2012)

## 2.8.4 Terapia no farmacológica

La terapia no farmacológica cumple un papel muy importante en el tratamiento de la AR, porque ayuda a que la persona afectada se sienta mejor y disfrute de una mejor calidad de vida.

### 2.8.4.1 Dispositivos ortopédicos

A lo largo de la evolución de la enfermedad, las personas con AR pueden requerir la utilización de diversos tipos de dispositivos ortopédicos. Algunos de éstos se indican temporalmente, hasta que la articulación afectada se desinflame y deje de resultar dolorosa y, por lo tanto, pueda ser movilizada nuevamente. Éste es el caso de las férulas de reposo que se colocan en las extremidades (por ejemplo, en los dedos). En cambio, los dispositivos ortopédicos que se utilizan para prevenir deformaciones, como por ejemplo plantillas para las muñecas, suelen ser necesarios durante períodos de tiempo muy prolongados.

A continuación se menciona las funciones de los dispositivos ortopédicos:

- Inmovilizar temporalmente un determinado segmento esquelético.
- Evitar la sobrecarga de una determinada articulación.
- Acelerar la recuperación funcional de una articulación con limitaciones en la movilidad.
- Evitar la adopción de las denominadas posiciones viciosas.
- Prevenir el desarrollo de deformaciones esqueléticas.



**Figura 24** Férula estática de muñeca  
Fuente: (Mujica, 2013)

## CAPÍTULO 3

### CARACTERIZACIÓN DE LOS MATERIALES Z ULTRA T Y Z PLA

#### 3.1 Diseño de probetas

Mediante los ensayos de materiales se obtuvo los valores de: módulo de elasticidad, esfuerzo último de flexión, resistencia a la tracción y densidad, puesto que en la base de datos de Zortrax no dispone de los parámetros a cuales fueron impresas las probetas, los parámetros utilizados en este proyecto son mencionados posteriormente.

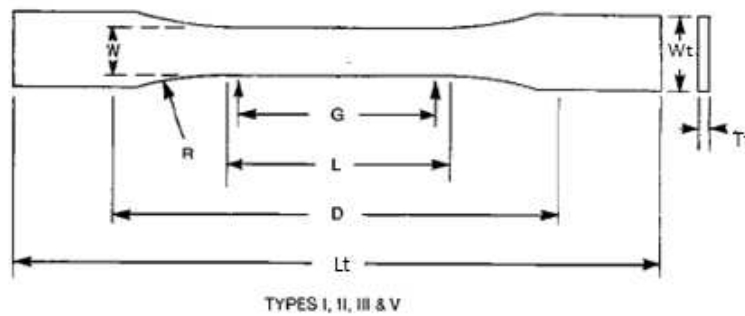
Para los ensayos de laboratorios se toma en cuenta los siguientes filamentos de impresión 3D:

- **Z ULTRA T.-** es una mezcla de plástico ABS exclusiva del ecosistema Zortrax, diseñado para la durabilidad y la excelente calidad de la superficie. Este material de impresión 3D es resistente a altas temperaturas e impactos, su excepcional dureza permite probar modelos en condiciones de la vida real.
- **Z PLA.-** este material de impresión 3D es biodegradable garantizando la impresión precisa de modelos complejos es perfecto para modelos con detalles superiores y una superficie excepcionalmente suave, utilizado para modelos arquitectónicos y educativos.

Estos materiales presentan resistencia a la humedad y a la grasa, son estables a la luz U.V siendo más difícil su decoloración, su inflamabilidad es demasiado baja, también pueden ser postprocesados para obtener un mejor acabado, evitando reacciones al contacto con la piel.

#### 3.1.1 Probeta de tracción para los materiales Z ULTRA T y Z PLA.

La norma ASTM D 638 especifica las condiciones y dimensiones para los ensayos de tracción para plásticos reforzados y sin reforzar. En la figura 25 se muestra las dimensiones de la probeta.



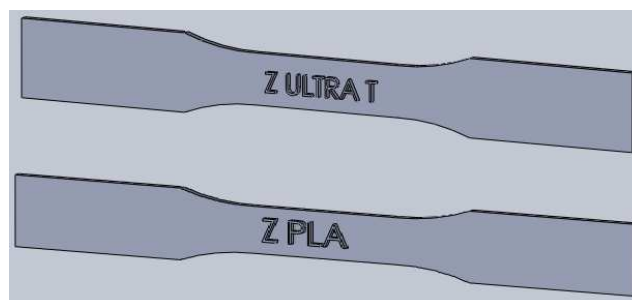
**Figura 25** Dimensiones de la probeta para tracción  
Fuente: (ASTM, 2003)

**Tabla 1.**

*Dimensiones de la probeta para tracción*

Dimensiones	mm (in)
<b>W:</b> Ancho de la sección estrecha	19 (0.75)
<b>L:</b> Longitud de la sección estrecha	57 (2.25)
<b>Wt:</b> Ancho total	29 (1.13)
<b>Lt:</b> Longitud total	246 (9.7)
<b>G:</b> Longitud calibrada	50 (2.00)
<b>D:</b> Distancia entre marcas	115 (4.5)
<b>R:</b> Radio del filete	76 (3.00)
<b>Tt:</b> Espesor	3 (0.118)

- **Probeta para el ensayo de tracción Z ULTRA T y Z PLA mediante CAD.**



**Figura 26** Probeta Z ULTRA T y Z PLA

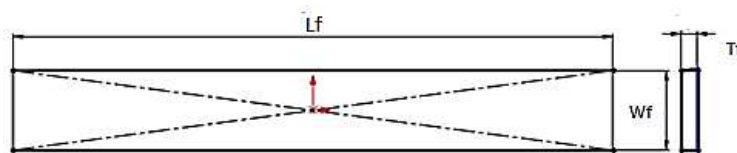
### 3.1.2 Probeta de flexión para los materiales Z ULTRA T y Z PLA.

Las dimensiones de la probeta de flexión están basadas en las especificaciones de la máquina de ensayos con la que cuenta el laboratorio de mecánica de materiales ESPE.

**Tabla 2.**

*Dimensiones de la probeta para flexión*

Dimensiones	mm(in)
<b>Lf: Longitud total</b>	150 (5.9)
<b>Wf: Ancho total</b>	20 (0.78)
<b>Tf: Espesor</b>	7 (0.27)



**Figura 27** Dimensiones de la probeta para flexión

- **Probeta para el ensayo de flexión Z ULTRA T y Z PLA mediante CAD.**



**Figura 28** Probeta Z ULTRA T y Z PLA

### 3.2 Impresión de probetas mediante FDM.

Una impresora 3D necesita de varios parámetros a la hora de producir un modelo físico, de estas dependen la calidad del producto, nitidez, rigidez, fortaleza estructural y costo del mismo, entre los más importantes tenemos:

- **Material.-** La elección del material indicara si es posible realizar dicha impresión o no, además el material otorgara a dicha impresión sus características físicas.
- **Altura de capa.-** Este parámetro permite realizar acabados más detallados y estéticos en la impresión, mientras menor sea la altura de capa obtendremos más detalle y precisión en el producto.
- **Relleno.-** Nos permite realizar productos más rígidos y con mejor estabilidad estructural.

En la tabla 3 se muestra los parámetros para la impresión de las probetas de tracción y flexión utilizando los materiales Z ULTRAT y Z PLA.

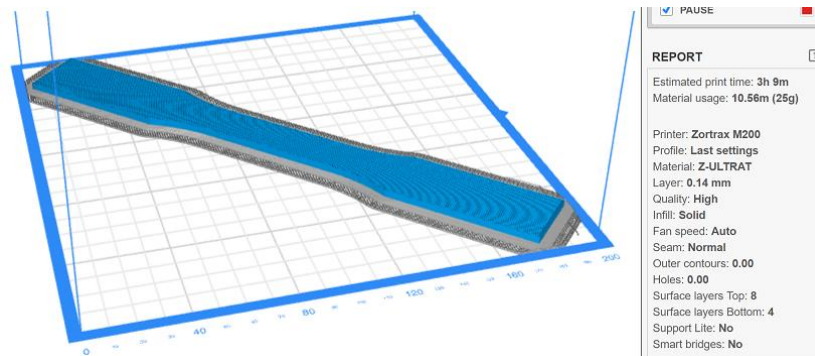
**Tabla 3.**

*Parámetros para la impresión 3D*

<b>Porcentaje de relleno</b>	100 %
<b>Altura de capa</b>	0.14 mm
<b>Temperatura de impresión</b>	270 °C
<b>Z ULTRA T</b>	
<b>Temperatura de impresión</b>	200 °C
<b>Z PLA</b>	
<b>Velocidad de impresión</b>	30 mm/seg

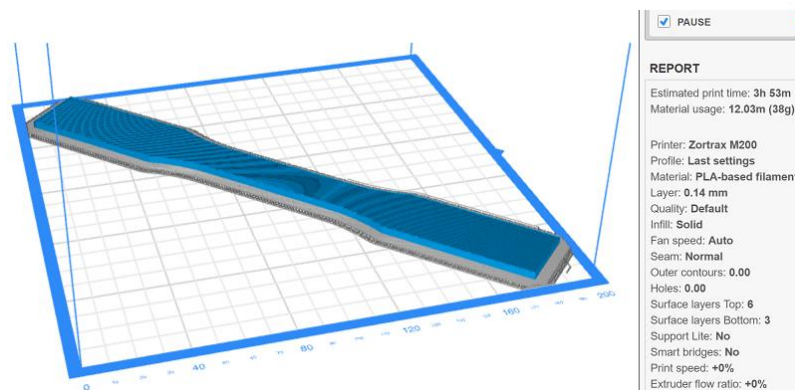
El proceso de impresión 3D fue realizada en el centro de impresión  $3B^5$  mediante la impresora Zortrax M200 Plus más información ver anexo A.

- **Probeta para el ensayo de tracción Z ULTRAT mediante FDM.** Tiempo estimado de impresión 3 horas y 9 minutos.



**Figura 29** Visualización de la probeta Z ULTRA T mediante el software Z suite

- **Probeta para el ensayo de tracción Z PLA mediante FDM.** Tiempo estimado de impresión 3 horas y 53 minutos.

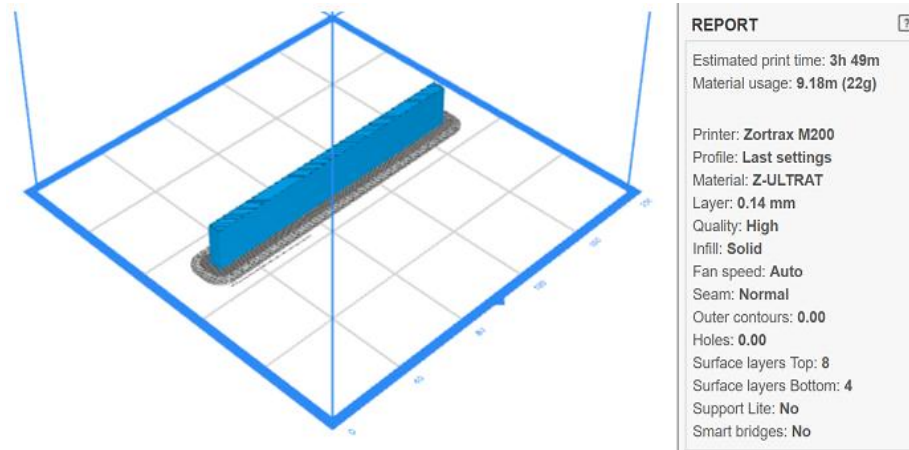


**Figura 30** Visualización de la probeta Z PLA mediante el software Z suite

<sup>5</sup> Se ha omitido el nombre completo del centro de impresión para evitar cualquier conflicto de índole de propiedad intelectual.

- **Probeta para el ensayo de flexión Z ULTRAT mediante FDM.**

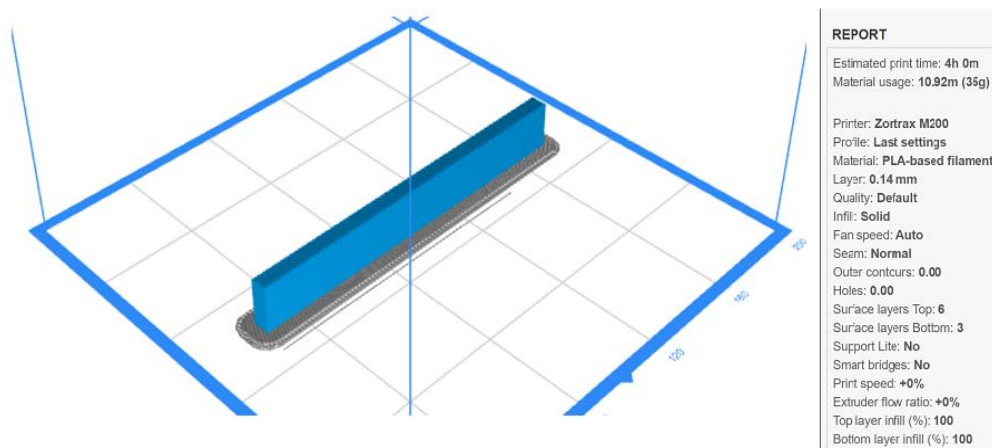
Tiempo estimado de impresión 3 horas y 49 minutos.



*Figura 31* Visualización de la probeta Z ULTRA T mediante el software Z suite

- **Probeta para el ensayo de flexión Z PLA mediante FDM.**

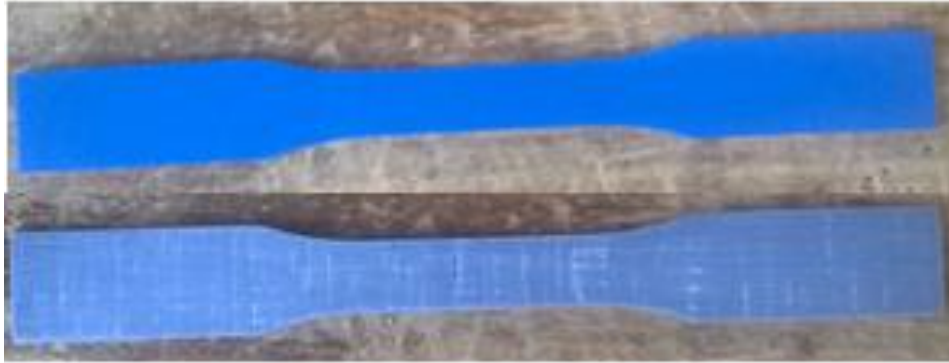
Tiempo estimado de impresión 4 horas.



*Figura 32* Visualización de la probeta Z PLA mediante el software Z suite



- **Probetas para el ensayo de tracción en los materiales Z ULTRAT y Z PLA fabricadas mediante impresión 3D.**



*Figura 33* Probetas para el ensayo de tracción

- **Probetas para el ensayo de flexión en los materiales Z ULTRAT y Z PLA fabricadas mediante impresión 3D.**



*Figura 34* Probetas para el ensayo de flexión

### 3.3 Ensayo de tracción

Los ensayos de tracción se realizaron en el laboratorio de resistencia de materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE sede Sangolquí, empleando la máquina de ensayos universales AMSLER y el extensómetro MTS.



**Figura 35** Máquina AMSLER y extensómetro MTS  
Fuente: (Laboratorio de resistencia de materiales, ESPE)

#### ***Probeta Z ULTRA T***

Luego del ensayo de tracción la probeta en material Z ULTRA T se observa de la siguiente manera:



**Figura 36** Rotura de la Probeta Z ULTRA T

Valores obtenidos del ensayo.

*Dónde:*

$$F = \text{fuerza de tracción (kg)}$$

$$F = 230 \text{ kg}$$

$$F = 2254 \text{ (N)}$$

*Área de la sección transversal*

$$A_{ST} = W * T_t \quad (\text{Ecuación 2})$$

*Dónde:*

$$A_{ST} = \text{Area de la sección transversal (mm}^2\text{)}$$

$$W = \text{Ancho de la sección estrecha (mm)}$$

$$T_t = \text{espesor (mm)}$$

$$A_{ST} = 19 * 3$$

$$A_{ST} = 57 \text{ mm}^2$$

*Esfuerzo ultimo*

$$\sigma_{ut} = \frac{F}{A_{ST}} \quad (\text{Ecuación 3})$$

$$\sigma_{ut} = \frac{2254 \text{ N}}{57 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_{ut} = 39.54 \text{ MPa}$$

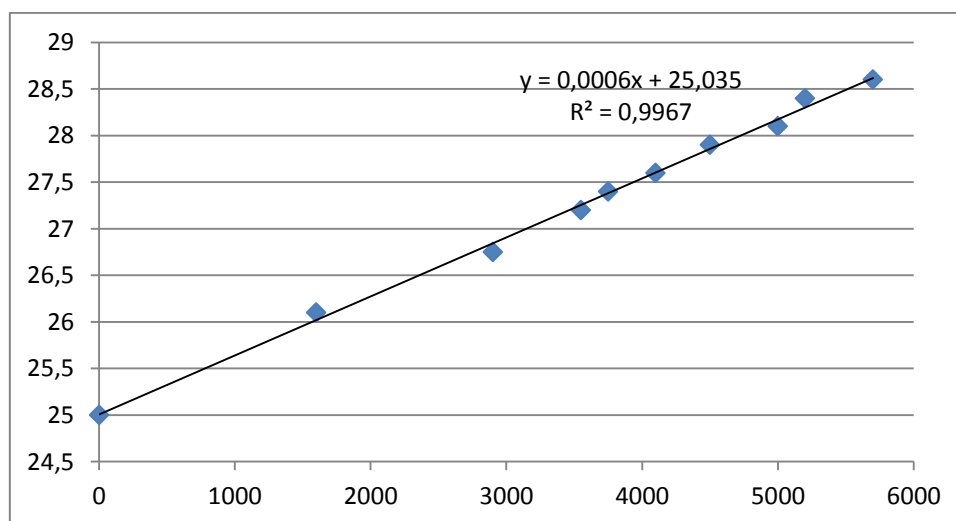
Mediante la utilización del extensómetro se obtuvieron los siguientes códigos de la variación de la longitud mostrados en la tabla 4.

**Tabla 4.**

*Códigos obtenidos mediante el extensómetro MTS*

Fuerza (kg)	# código	Deformación (mm)
0	0	50.029
100	218	50.159
200	428	50.285
230	610	50.395

Para determinar la longitud final de la probeta se aplica la ecuación de la gráfica de respuesta del extensómetro mostrada en la figura 37.



**Figura 37** Gráfica de respuesta extensómetro MTS  
Fuente: (Laboratorio resistencia de materiales, ESPE)

$$y = 0.0006x + 25.035 \quad (\text{Ecuación 4})$$

Dónde:

$y =$  Longitud final del extensómetro en el ensayo (mm)

$x =$  # código

$y_o =$  Longitud inicial del extensómetro = 25.006 mm

*Entonces*

La longitud final de la probeta se obtiene de la siguiente manera:

$$y = 0.0006x + 25.035$$

$$y = 0.0006(610) + 25.035$$

$$y = 25.401$$

$$y = 25.401 - 25.006$$

$$y = 0.395 \text{ mm}$$

$$L_{final} = 50 + 0.395$$

$$L_{final} = 50.395 \text{ mm}$$

*Alargamiento*

$$\Delta\% = \frac{L_{final} - G}{G} \times 100 \quad (\text{Ecuación 5})$$

*Dónde:*

$\Delta\%$  = *Alargamiento porcentual*

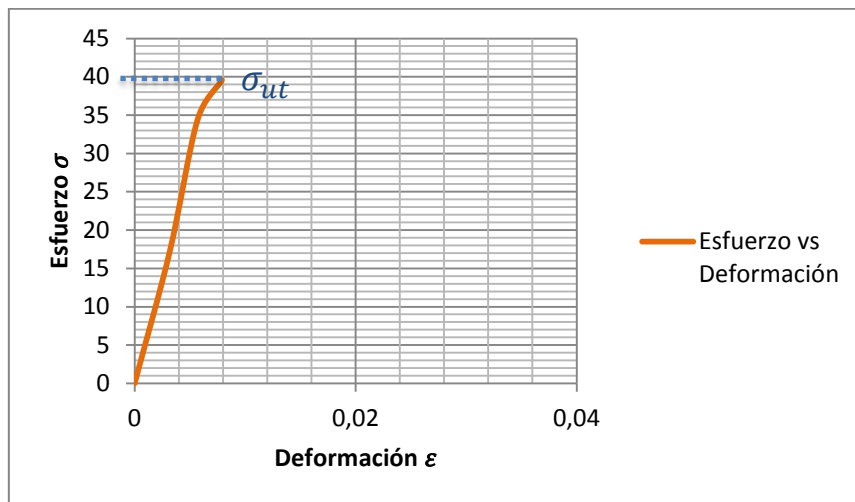
$L_{final}$  = *Longitud final*

$G$  = *Longitud calibrada*

$$\Delta\% = \frac{50.395 - 50}{50} \times 100$$

$$\Delta\% = 0.79\%$$

En la figura 38 se observa la curva resultante obtenida con los valores del esfuerzo y deformación unitaria calculados a partir de los datos del ensayo. Donde se visualiza que el material Z ULTRA T tiene un comportamiento de material frágil.



**Figura 38** Curva esfuerzo – deformación Z ULTRA T

**Probeta Z PLA**



**Figura 39** Rotura de la Probeta Z PLA

*Valores obtenidos del ensayo.*

$$F = 269 \text{ kg}$$

$$F = 2636.2 \text{ (N)}$$

*Área de la sección transversal*

$$A_{ST} = 19 * 3$$

$$A_{ST} = 57mm^2$$

*Esfuerzo ultimo*

$$\sigma_{ut} = \frac{2636.2 N}{57 mm^2}$$

$$\sigma_{ut} = 46.24 MPa$$

**Tabla 5.**

*Códigos obtenidos mediante el extensómetro probeta Z PLA*

<b>Fuerza (kg)</b>	<b># código</b>	<b>Deformación (mm)</b>
<b>0</b>	0	0.035
<b>50</b>	59	0.064
<b>100</b>	130	0.107
<b>150</b>	215	0.158
<b>200</b>	333	0.228
<b>250</b>	476	0.314
<b>269</b>	603	0.390

*Longitud final extensómetro*

$$y = 0.0006(603) + 25.035$$

$$y = 25.3968$$

$$y = 25.3968 - 25.006$$

$$y = 0.3908 mm$$

$$L_{final} = 50 + 0.3908$$

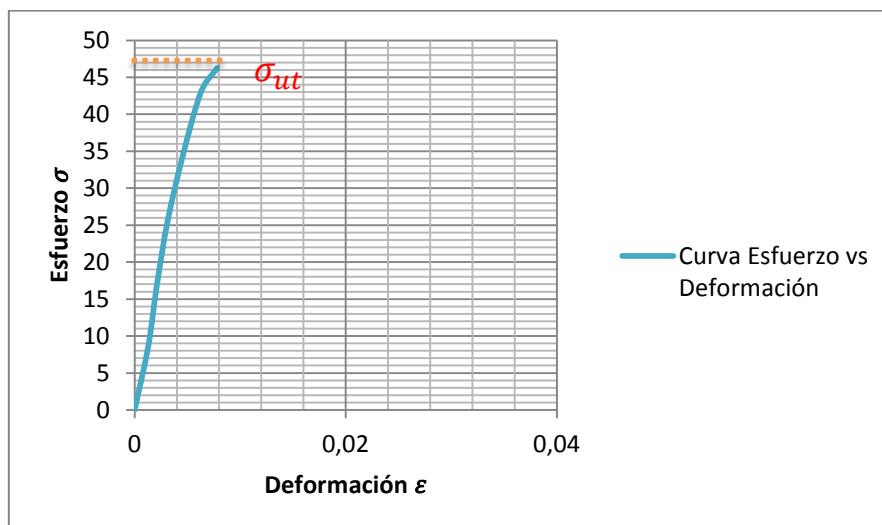
$$L_{final} = 50.3908 \text{ mm}$$

*Alargamiento*

$$\Delta\% = \frac{50.3908 - 50}{50} \times 100$$

$$\Delta\% = 0.78\%$$

A continuación en la figura 40 se muestra la curva esfuerzo – deformación y el esfuerzo ultimo de tracción para el material Z PLA. Presentando un comportamiento de material frágil ya que no presenta una gran deformación plástica antes de su rotura.



**Figura 40** Curva esfuerzo - deformación Z PLA



### 3.4 Ensayo de flexión

Para este ensayo se utiliza la máquina de ensayos universales MTS con capacidad de 5KN.



**Figura 41** Máquina de ensayos universales MTS  
Fuente: (Laboratorio de resistencia de materiales - ESPE)

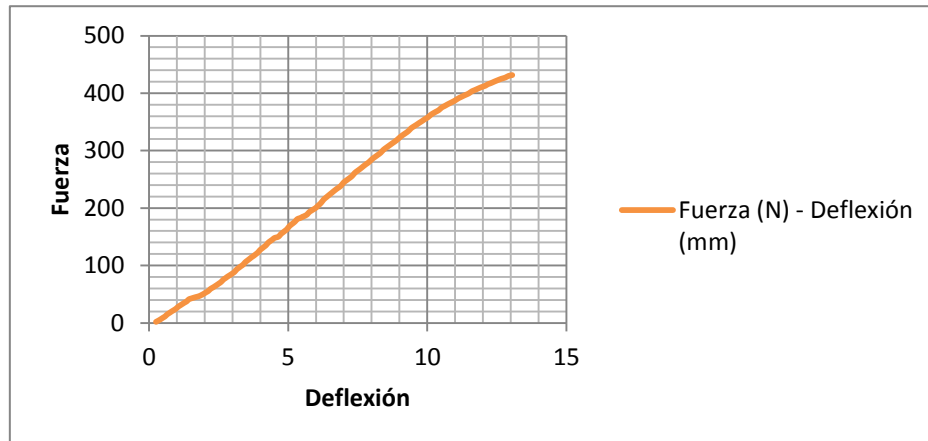
#### ***Probeta Z ULTRA T***

Una vez realizado el ensayo, en la figura 40 se observa la rotura de la probeta.



**Figura 42** Rotura de la Probeta de flexión

En la figura 43 se observa la curva Fuerza – deflexión, mediante esta grafica se obtiene la fuerza máxima de flexión y deflexión de la probeta.



**Figura 43** Curva Fuerza – Deflexión Z ULTRA T

*Datos obtenidos*

$$F_F = \text{Fuerza máxima de flexión} = 431.5 \text{ N}$$

$$D = \text{Deflexión máxima} = 13.054 \text{ mm}$$

*Esfuerzo de rotura*

$$\sigma_R = \frac{3F_F L_A}{2W_f T_f^2} \quad (\text{Ecuación 6})$$

*Donde*

$$\sigma_R = \text{esfuerzo de rotura}$$

$$L_A = \text{distancia entre apoyos (mm)}$$

*Entonces*

$$\sigma_R = \frac{3(431.5)(130)}{2(20)(7)^2}$$

$$\sigma_R = 85.86 \text{ MPa}$$

*Momento de inercia*

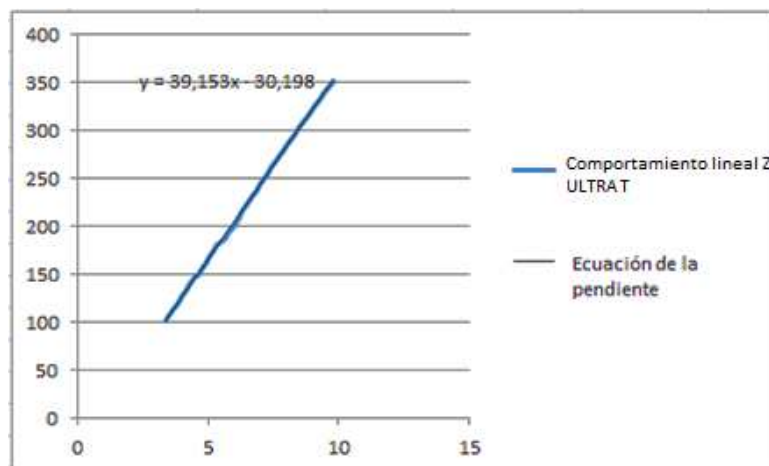
$$I = \frac{W_f T_f^3}{12} \quad (\text{Ecuación 7})$$

$$I = \frac{(20)(7)^3}{12}$$

$$I = 517.66 \text{ mm}^4$$

Para obtener el valor del módulo de elasticidad se usa la línea de tendencia por ajuste de curva mediante Excel, donde se identifica el comportamiento lineal del material. La figura 44 muestra la pendiente de la ecuación la cual representa la variación de la fuerza con respecto a la deflexión ( $\frac{\Delta F_F}{\Delta D}$ ) reemplazando en la ecuación de módulo de elasticidad se obtiene:

$$E = \frac{\Delta F_F L_A^3}{48 \Delta D I} \quad (\text{Ecuación 8})$$



**Figura 44** Ecuación de la pendiente en el comportamiento lineal del material

$$F_F = 39.158 D - 30.198$$

$$E = \frac{39.158 (130)^3}{48 (517.66)}$$

$$E = 3462.47 \text{ MPa}$$

### *Momento de flexión*

Se considera el valor de 357.5 N obtenido mediante la figura 44 en la zona elástica del material.

$$M = \frac{F_F L_A}{4} \quad (\text{Ecuación 9})$$

$$M = \frac{(357.5)(130)}{4}$$

$$M = 11618.75 \text{ Nmm}$$

### *Esfuerzo ultimo de flexión*

$$\sigma_{uf} = \frac{M \left( \frac{T_f}{2} \right)}{I} \quad (\text{Ecuación 10})$$

$$\sigma_{uf} = \frac{11618.75 \left( \frac{7}{2} \right)}{517.66}$$

$$\sigma_{uf} = 78.55 \text{ MPa}$$

### *Densidad del material*

$$D_{ABS} = \frac{\text{Peso (gr)}}{\text{Volumen (mm}^3\text{)}} \quad (\text{Ecuación 11})$$

$$D_{ABS} = \frac{27.24 \text{ gr}}{21000 \text{ mm}^3}$$

$$D_{ABS} = 1.29e - 03 \text{ gr/mm}^3$$

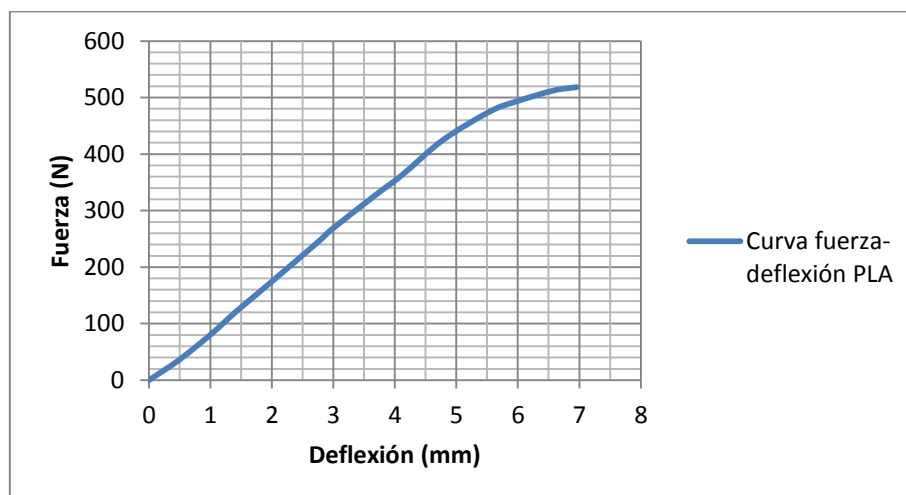
### *Probeta Z PLA*

Después de realizar el ensayo, en la figura 45 se observa la apariencia de la probeta.



**Figura 45** Rotura de la Probeta Z PLA

En la figura 46 se muestra la curva Fuerza – deflexión obtenida con los datos una vez terminado el ensayo.



**Figura 46** Curva Fuerza – Deflexión Z ULTRAT

*Datos obtenidos*

$$F_F = \text{Fuerza máxima de flexión} = 518.364 \text{ N}$$

$$D = \text{Deflexión máxima} = 6.957 \text{ mm}$$

*Esfuerzo de rotura*

$$L_A = 130: \text{distancia entre apoyos (mm)}$$

Entonces

$$\sigma_R = \frac{3(518.364)(130)}{2(20)(7)^2}$$

$$\sigma_R = 103.14 \text{ MPa}$$

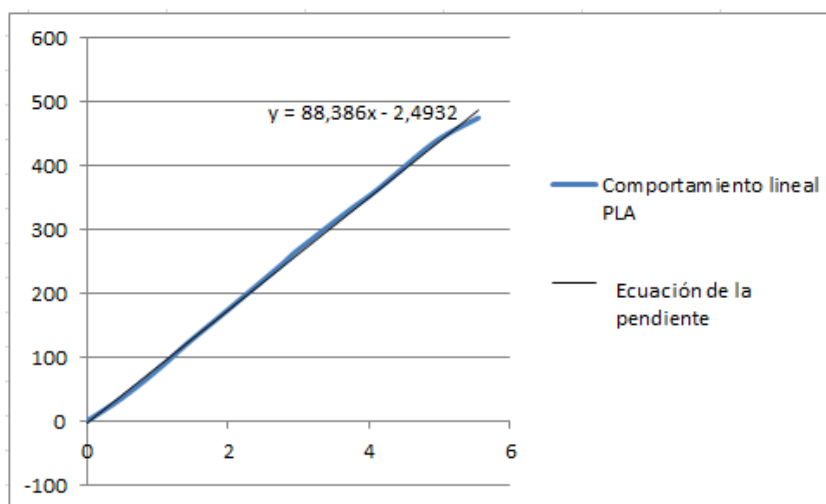
Momento de inercia

$$I = \frac{W_f T_f^3}{12} \quad (\text{Ecuación 12})$$

$$I = \frac{(20)(7)^3}{12}$$

$$I = 517.66 \text{ mm}^4$$

En la figura 47 se muestra la pendiente de la ecuación la cual representa la variación de la fuerza con respecto a la deflexión del material PLA.



**Figura 47** Ecuación de la pendiente en el comportamiento lineal del material

$$F_F = 88.386D - 2.4932$$

Módulo de elasticidad

$$E = \frac{88.386 (130)^3}{48 (517.66)}$$

$$E = 7814.97 \text{ MPa}$$

*Momento de flexión*

Se considera el valor de 450.247 N obtenido mediante la figura 47 en la zona elástica del comportamiento lineal del material.

$$M = \frac{(450.247)(130)}{4}$$

$$M = 14633.02 \text{ Nmm}$$

*Esfuerzo ultimo de flexión*

$$\sigma_{uf} = \frac{14633.02 \left(\frac{7}{2}\right)}{517.66}$$

$$\sigma_{uf} = 98.93 \text{ MPa}$$

*Densidad del material*

$$D_{PLA} = \frac{\text{Peso (gr)}}{\text{Volumen (mm}^3\text{)}} \quad (\text{Ecuación 13})$$

$$D_{PLA} = \frac{28.82 \text{ gr}}{21000 \text{ mm}^3}$$

$$D_{PLA} = 1.379e - 03 \text{ gr/mm}^3$$

El valor de coeficiente de poisson es de 0.33 tanto para el material Z ULTRA T y Z PLA. (Chaudhry H. 1987).

## CAPÍTULO 4

### DISEÑO, OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA Y ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA FÉRULA

#### 4.1 Obtención del modelo geométrico de la anatomía de la muñeca mediante escaneo 3D.

Para conseguir la información geométrica de la muñeca se utiliza el dispositivo XYZprinting 3D scanner (figura 48) el cual se basa en la tecnología Intel RealSense<sup>6</sup> para que con movimientos de la mano sobre el objeto a escanear, podamos obtener una representación tridimensional y digital de él. (Lievendag, 2017)



**Figura 48** XYZprinting 3D scanner  
Fuente: (printing, 2018)

En la tabla 6 se muestra las especificaciones técnicas del scanner 3D y a continuación en la tabla 7 se menciona los requerimientos del sistema para la utilización del scanner.

---

<sup>6</sup> Permite extraer datos de profundidad de la cámara y utilizar la interpretación de estos datos en la plataforma que usted elija, aportando soluciones visuales innovadoras con visión computarizada mejorada y precisa, agregando capacidades de alta resolución de imagen y alta velocidad de cuadros.



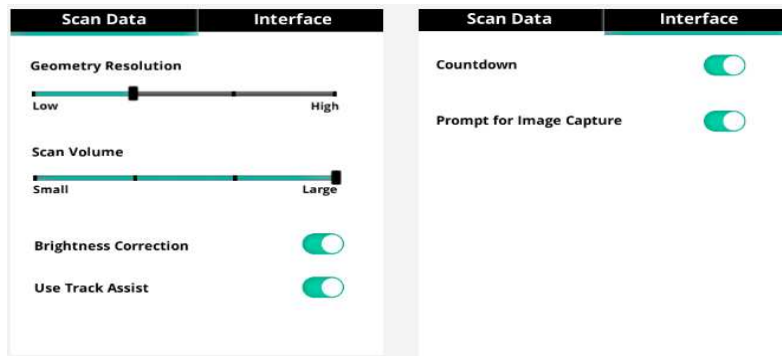
**Tabla 6.***Especificaciones del XYZprinting 3D scanner*

<b>Motor de escaneo</b>	<b>Cámara Intel® Realsense</b>
<b>Volumen máximo de escaneo (AxPxA)</b>	100cmx100cmx200cm
<b>Volumen mínimo de escaneo (AxPxA)</b>	5cmx5cmx5cm
<b>Resolución de escaneo</b>	1.0 - 2.5mm
<b>Tamaño de profundidad de la imagen</b>	640x480 a 30 FPS
<b>Tamaño de imagen en color</b>	640x480 @ 30 FPS
<b>Interfaz de datos</b>	USB 3.0
<b>Peso</b>	236 gr

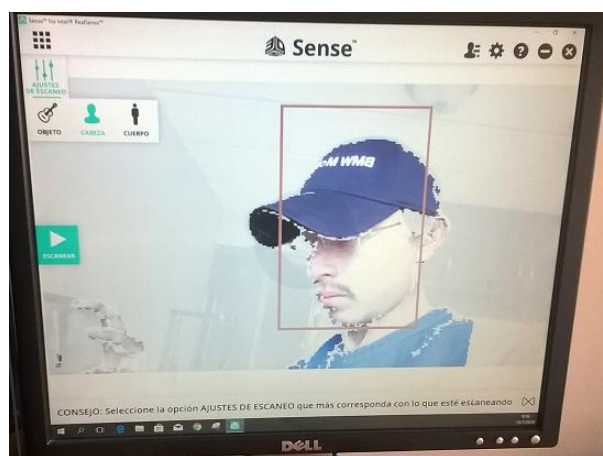
**Tabla 7.***Requisitos del sistema operativo*

<b>Versión de Windows</b>	<b>SO compatibles Windows 8.1/10 o posterior (32/64 bits)</b>
<b>Procesador</b>	Intel ® Core i5, cuarta generación o posterior
<b>Memoria RAM</b>	4GB básica ( recomendable 8GB )

Se utiliza el software Sense 3D para la visualización del objeto a escanear permitiendo variar las características del escaneo como por ejemplo en: resolución de la geometría y volumen de escaneo, indicado en la figura 49.



**Figura 49** Propiedades del software Sense 3D



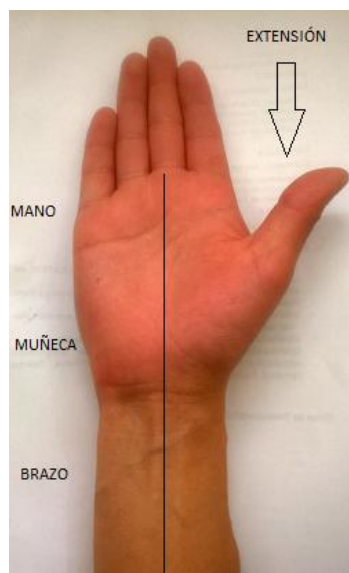
**Figura 50** Software Sense 3D modo cabeza

Para la manipulación del scanner es importante seguir las instrucciones detalladas sobre todo en las distancias de escaneo y movimiento del objeto. Evitando la pérdida de seguimiento del objeto en proceso de escaneo mostrado en la figura 51.



**Figura 51** Pérdida de seguimiento del scanner

Para la obtención del modelo geométrico para la elaboración de la férula se toma en cuenta la mano, muñeca, brazo en línea y el dedo pulgar en extensión.



**Figura 52** Mano en posición neutra

Una vez realizado el escaneo se procesa la información mediante el software, obteniendo el modelo de la figura 53 como archivo de imagen y la figura 54 como archivo de malla.

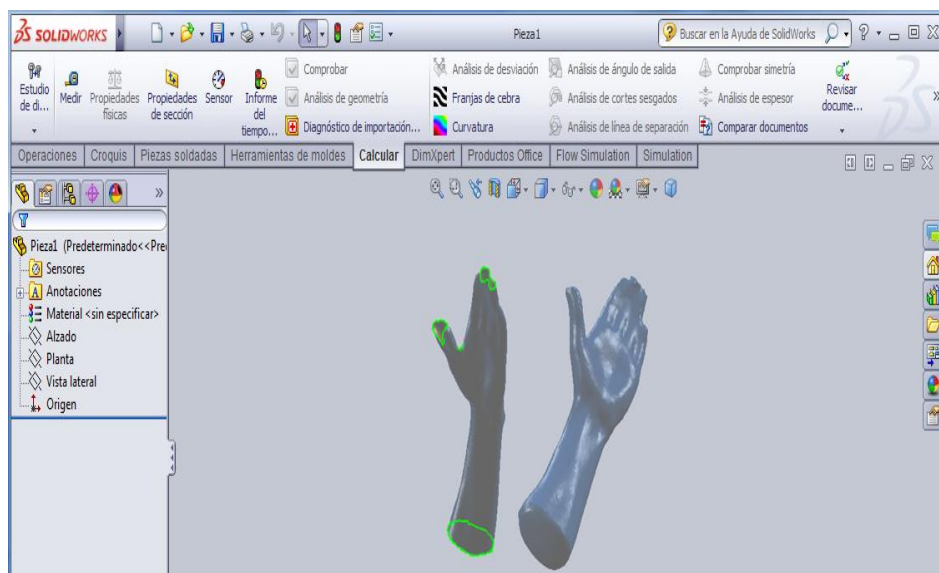


**Figura 53** Archivo de imagen .png (Mano, muñeca y brazo)



**Figura 54** Archivo de malla .stl (Mano, muñeca y brazo)

Mediante la utilización de SolidWorks podemos realizar modificaciones como: remoción de datos extraños, suavidad global, cantidad de simplificación de nubes de puntos y llenar taladros, utilizando el asistente de preparación de malla.



**Figura 55** Izq. Imperfecciones y taladros existentes. Der. Modelo fina.l

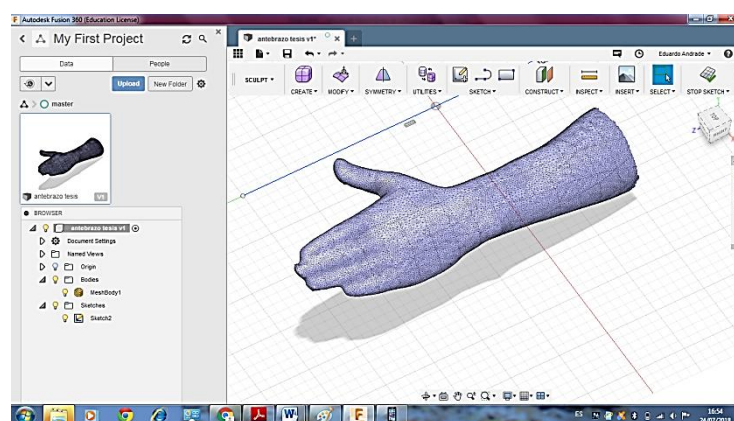
#### 4.2 Desarrollo del modelo geométrico de la férula utilizando CAD.

Debido a que la tecnología está cambiando la sociedad y junto a la incursión de nuevos materiales, la llegada de impresoras 3D y escáner 3D, nace la necesidad de herramientas que nos ayuden a comprender y manejar mejor estos procesos. Ahí es donde entra el software de diseño Fusion 360 (figura 56) siendo la primera herramienta de modelado 3D CAD CAM CAE el cual conecta todo el proceso de producción y desarrollo de un producto en una única aplicación que opera en la nube, integrando las tres funciones principales que son: Diseño o boceto, desarrollo investigación e ingeniería y fabricación de un producto. (Alaiza, 2016)



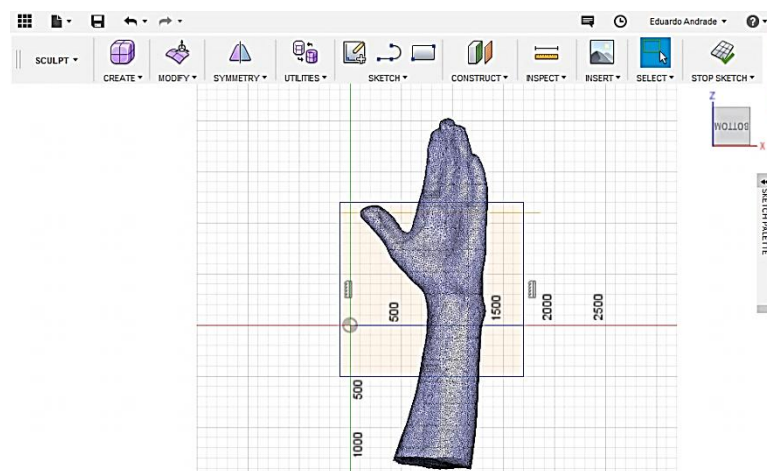
**Figura 56** Logo Autodesk Fusion 360  
Fuente. [www.autodesk.com](http://www.autodesk.com)

Se debe cargar la anatomía escaneada en tipo de archivo de malla, una vez cargado deberá aparecer en el panel de datos y al dar doble clic aparecerá en la ventana principal del Fusion 360 como se muestra en la figura 57.



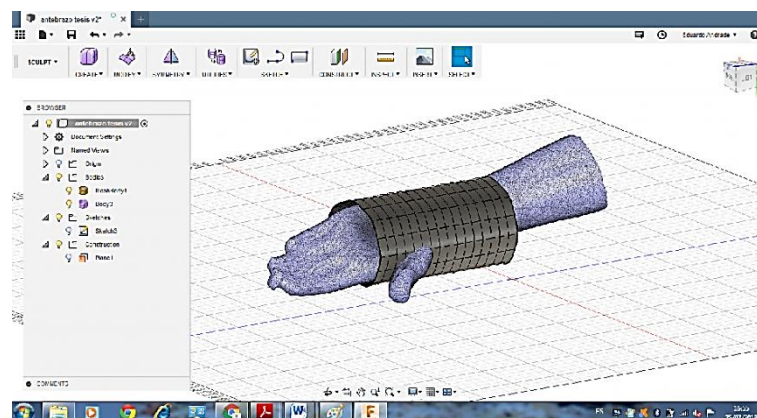
**Figura 57** Anatomía de la mano en Fusion 360

Basándonos en realizar un rectángulo se define el área de inmovilización de acuerdo con la anatomía del paciente, como muestra la figura 58.



**Figura 58** Área de inmovilización para el desarrollo de la férula

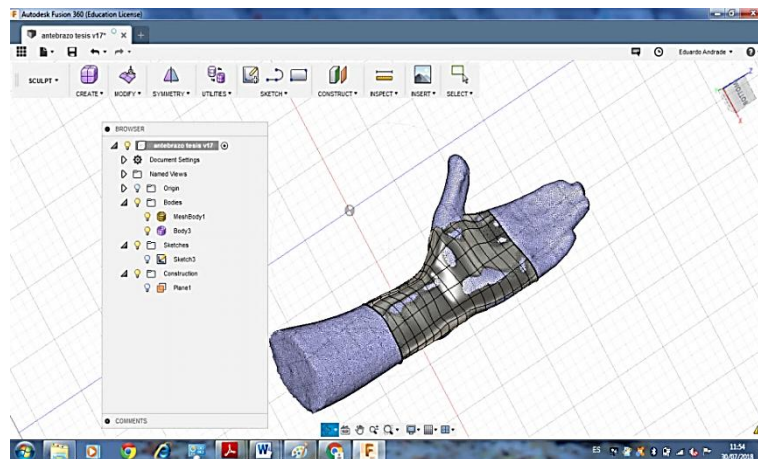
Con la utilización de T-spline se diseña la férula basándonos en el contorno del objeto de malla. En la figura 59 se observa el modo Sculpt en el cual se dibuja un cilindro suficientemente grande para cubrir el esquema del antebrazo, necesario para iniciar el modelado de la férula.



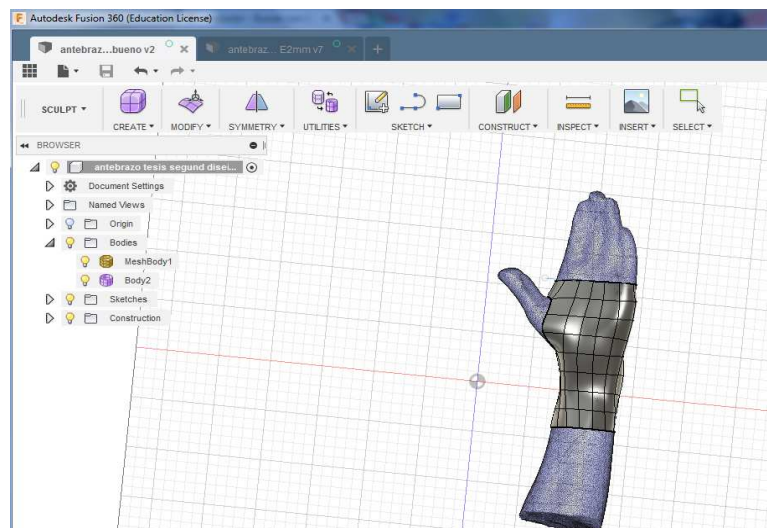
**Figura 59** Cilindro adecuado para la elaboración de la férula

Al emplear la forma T-spline a malla 3D se abre una serie de herramientas las cuales permite modificar la cara, punto y líneas que conforman el cilindro, donde podemos mover, colocar y girar, dando forma alrededor del objeto de malla, asegurándonos que las partes del cilindro no entren en contacto con la malla como se observa en la figura 60. (Gera, 2016)



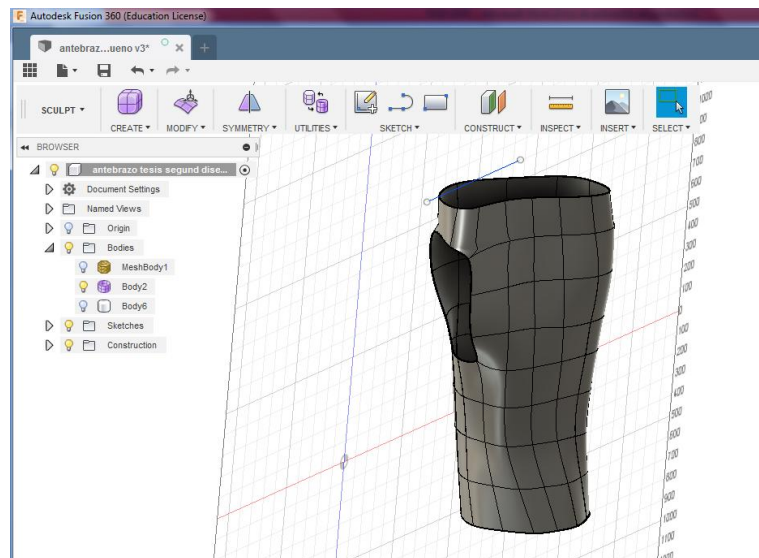


**Figura 60** Cilindro modificado al 80% a la anatomía del antebrazo



**Figura 61** Cilindro adaptado al 100% a la mano, muñeca y antebrazo

Aplicando el comando thickness se define el espesor que tendrá el modelo realizado. Se considera un espesor de 2mm tomando en cuenta el grosor de las planchas termoplásticas utilizadas para la fabricación de férulas tradicionales para la inmovilización completa de la muñeca.



**Figura 62** Férula de mano, muñeca y antebrazo

#### 4.4 Optimización topológica de la férula 3D mediante el software fusión 360.

##### 4.4.1 Características de los materiales

Para la férula 3D se utilizan los resultados de los ensayos expuestos en el capítulo 3, tanto para el Z ULTRA T y Z PLA, mostrados en la tabla 8 y tabla 9 respectivamente.

**Tabla 8.**

*Propiedades del material Z ULTRA T*

<b>Densidad</b>	<b><math>1.29e - 03 \text{ gr/mm}^3</math></b>
<b>Módulo de elasticidad</b>	$3462.47 \frac{N}{\text{mm}^2}$
<b>Limite elástico</b>	$78.55 \frac{N}{\text{mm}^2}$
<b>Resistencia a la tracción</b>	$39.54 \frac{N}{\text{mm}^2}$
<b>Coefficiente de poisson</b>	0.3



Tabla 9.

## Propiedades del material Z PLA

<b>Densidad</b>	$1.379e - 03 \text{ gr/mm}^3$
<b>Módulo de elasticidad</b>	$7814.97 \frac{N}{\text{mm}^2}$
<b>Limite elástico</b>	$98.93 \frac{N}{\text{mm}^2}$
<b>Resistencia a la tracción</b>	$46.24 \frac{N}{\text{mm}^2}$
<b>Coefficiente de poisson</b>	0.3

Los valores expuestos en las tablas anteriores se ingresan en el navegador de material creando nuevos materiales en la librería del software.

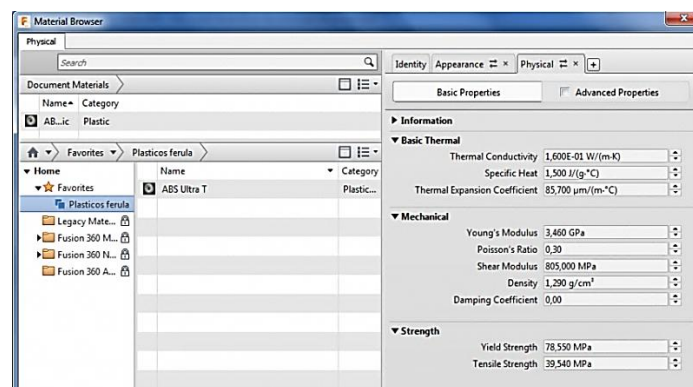


Figura 63 Propiedades del material Z ULTRA T

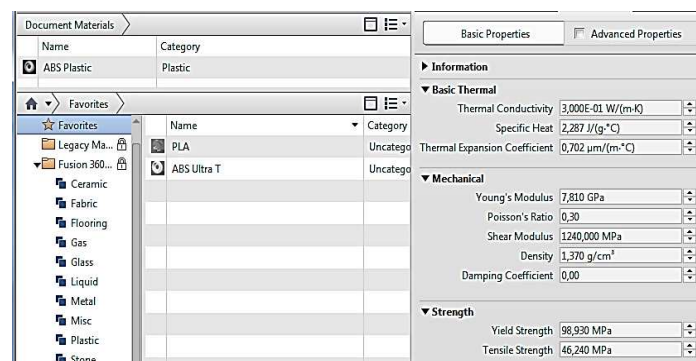
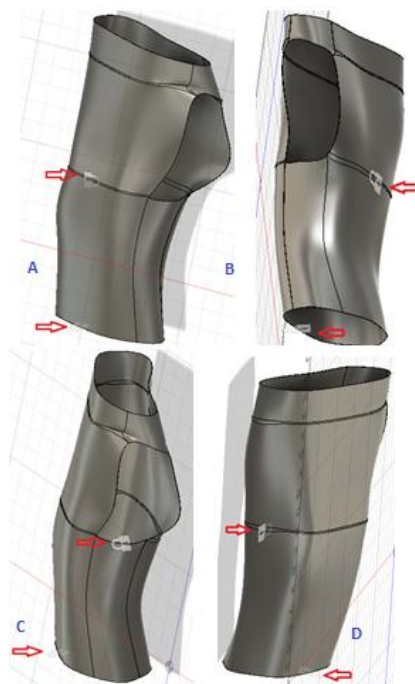


Figura 64 Propiedades del material Z PLA

#### 4.4.2 Restricciones en el diseño de la férula

La férula es diseñada para envolver la mano, muñeca y el antebrazo, considerando el antebrazo en posición fija y la mano en libre movimiento. Además para cada movimiento de la mano se tiene una segunda restricción en las superficies medias de la férula creando un sistema real de ajuste de la férula a la muñeca.



**Figura 65** Restricciones de la férula en las cuatro posiciones.  
A) Flexión, B) Extensión, C) Cubital, D) Radial.

#### 4.4.3 Cargas aplicadas a la férula

La fuerza de la muñeca en cada uno de los cuatro movimientos (flexión, extensión, cubital y radial) se obtuvieron mediante pruebas dinámicas realizadas a voluntarios sin presentar patologías a nivel de mano – muñeca (sanas).

La prueba se la realizó a 32 participantes, 26 mujeres y 6 hombres, entre 20 - 28 años, con un rango de altura de 1.70 – 1.77 metros y peso comprendido de 64 – 74 kg. La fuerza muscular se obtiene usando un dinamómetro Cyber II para cada movimiento de la muñeca. (Vanswearingen, 1983).

Sin embargo las personas que padecen artritis no logran alcanzar la fuerza máxima con la cual podrían romper la férula. (Cazon, Kelly, Paterson, Bibb, & Campbell, 2017) por esta razón para obtener la optimización topológica se toma en cuenta el 8% de la fuerza máxima de una persona sana, mostrada en la tabla 10.

**Tabla 10.**

*Fuerza máxima para cada uno de los cuatro movimientos*

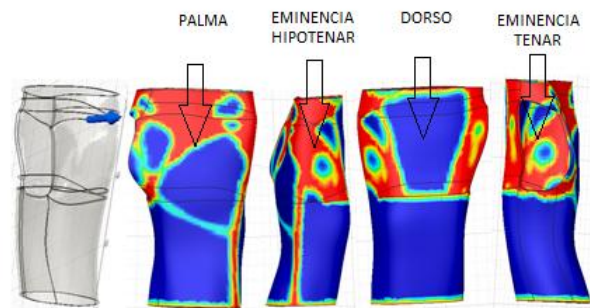
	<b>Fuerza máxima (N)</b>	<b>8% de la fuerza máxima (N)</b>
Flexión	148	11.84
Extensión	84	6.72
Desviación cubital	99	7.92
Desviación radial	114	9.12

#### **4.4.4 Obtención de la optimización topológica para cada movimiento de la mano.**

Las figuras mostradas a continuación exponen los resultados obtenidos mediante el análisis topológico, donde las zonas de la férula de color azul representan el material innecesario para el diseño final de férula y posterior análisis mediante FEA, y las zonas de color rojo, turquesa, amarilla constituyen la cantidad de material óptimo el cual dota de resistencia y bajo peso a la férula para el tratamiento de la artritis.

## *Material Z ULTRA T*

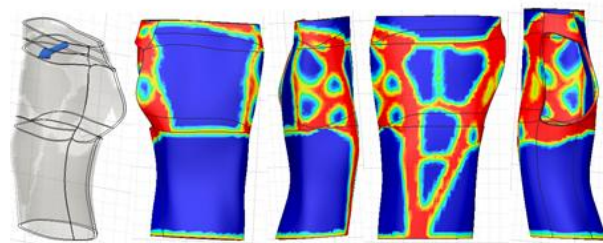
### *Mano en flexión.*



**Figura 66** Fuerza perpendicular a la palma. Mano en flexión

En la figura 66 se observa que la distribución del material se presenta en las zonas de eminencia hipotenar<sup>7</sup>, eminencia tenar<sup>8</sup>, palmar y dorso de la mano, con una representación baja en la parte de la muñeca y antebrazo, con un total de material necesario del 37.47 %.

### *Mano en extensión.*



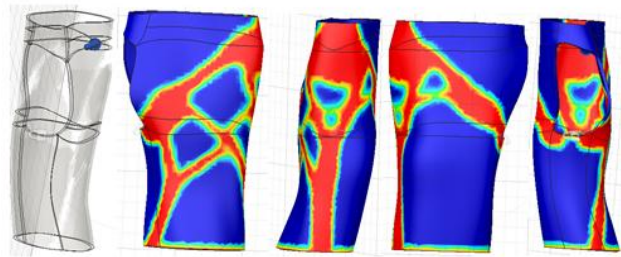
**Figura 67** Fuerza perpendicular al dorso. Mano en extensión

Se presenta con mayor concentración de material en el dorso de la mano, muñeca, antebrazo, eminencia hipotenar y eminencia tenar, con una presencia baja en la palma de la mano con un total del 37.04 %, figura 67.

<sup>7</sup> Formación anatómica del miembro superior, perteneciente a la mano. Se encuentra en la zona media de la palma de la mano, en la base del dedo meñique.

<sup>8</sup> Masa muscular de la mano, con forma de gota de agua, que constituye la base del pulgar.

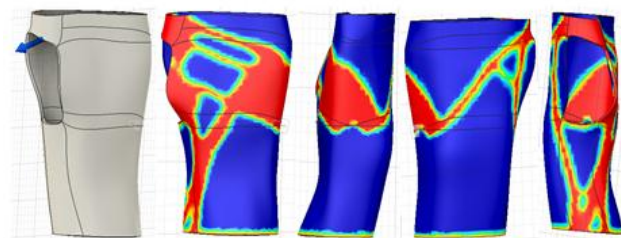
***Mano en desviación cubital***



***Figura 68*** Fuerza perpendicular a eminencia hipotenar. Mano en desviación cubital

Con un total del 36.19 % de material idóneo (figura 68), formadas por las zonas de eminencia hipotenar, dorsal, palmar, muñeca y antebrazo, con una depreciación en la zona de eminencia tenar.

***Mano en desviación radial***

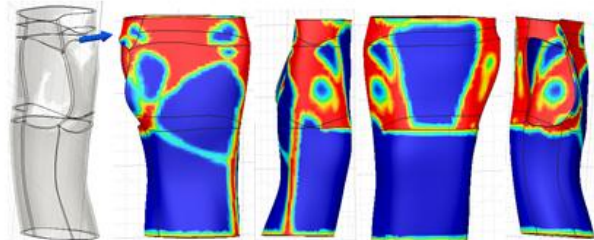


***Figura 69*** Fuerza perpendicular a eminencia tenar. Mano en desviación radial

Como se observa en la figura 69 las secciones con mayor necesidad de material son palma de mano, eminencia hipotenar, eminencia tenar, con una presencia reducida en la parte de la muñeca, antebrazo y zona dorsal dando un total del 36.95%.

**Material Z PLA**

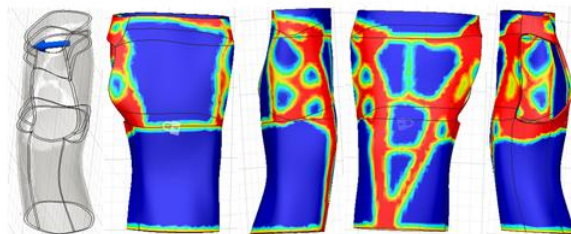
**Mano en flexión**



**Figura 70** Fuerza perpendicular a la palma. Mano en flexión

El material necesario para la férula se encuentra en las zonas palmar, eminencia hipotenar, eminencia tenar y dorso de la mano, con una sección mínima en la muñeca y antebrazo (figura 70) obteniendo un total de 37.43%.

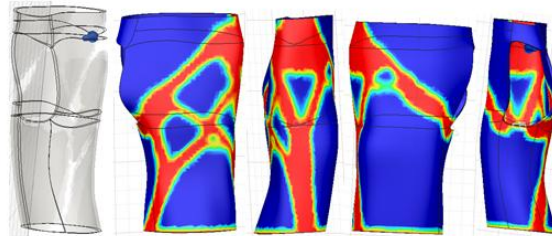
**Mano en extensión**



**Figura 71** Fuerza perpendicular a la zona dorsal. Mano en extensión

Se consigue un total del 37.05% de material apto, compuesto por las zonas dorsal, muñeca, antebrazo, eminencia hipotenar, eminencia tenar con una sección pequeña en la palma de la mano como se observa en la figura 71.

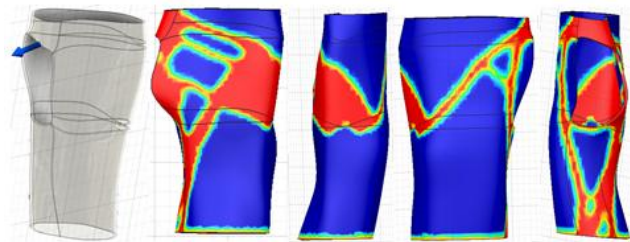
### *Mano en desviación cubital*



**Figura 72** Fuerza perpendicular a eminencia hipotenar. Mano en desviación cubital

Como se muestra en la figura 72 la zona esencial de la férula son eminencia hipotenar, muñeca, antebrazo, palma, dorso de la mano incluyendo un porcentaje en la parte de eminencia tenar con un 36.20% de material.

### *Mano en desviación radial*



**Figura 73** Fuerza perpendicular a eminencia tenar. Mano en desviación radial

Mediante el análisis realizado se obtiene un 36.98% de material idóneo, distribuidas en las zonas palmar, eminencia tenar, eminencia hipotenar, con una pequeña cantidad de material en la muñeca, antebrazo y dorso de la mano, como se muestra en figura 73.



#### 4.4.5 Rediseño de la férula 3D

El modelo final de la férula se define tomando en cuenta cada uno de resultados de la optimización topológica los cuales son: 4 simulaciones para el material Z ULTRAT compuestas por el movimiento de la mano en flexión, extensión, desviación cubital, desviación radial y 4 simulaciones para Z PLA considerando los mismos 4 movimientos de la mano, la interpretación se la realiza bajo el criterio de intersección de las zonas donde la cantidad de material es esencial para el desarrollo de la férula obteniendo el modelo geométrico de la figura 74.



**Figura 74** Boceto de la férula para artritis de muñeca



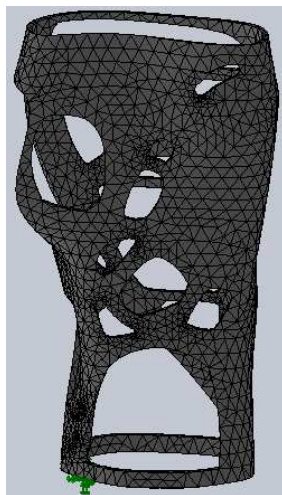
**Figura 75** Rediseño de la férula mediante CAD

#### 4.4.6 Análisis estático mediante CAE

El análisis de la férula se realiza mediante FEA, los resultados se expresan en términos del esfuerzo equivalente de Von Mises, teniendo en cuenta que este esfuerzo debe ser menor que el esfuerzo de fluencia (límite elástico). Este modelo fue mallado considerando el



parámetro malla basada en curvatura generando elementos solidos tetraédricos parabólicos de alta calidad mostrada en la figura 76.



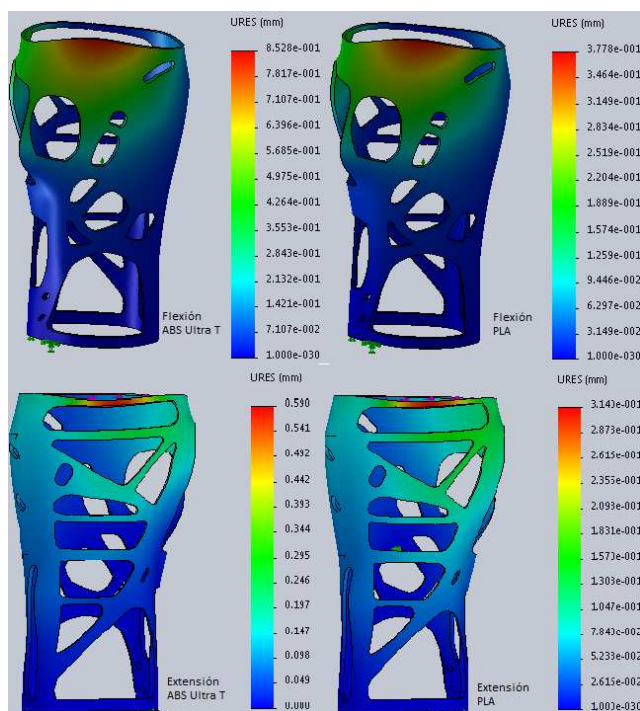
**Figura 76** Malla basada en curvatura

Los desplazamientos obtenidos en los ejes principales se presentan en la tabla 11 mientras que el desplazamiento total y esfuerzo de Von Mises son mostrados desde la figura 77 hasta la figura 80.

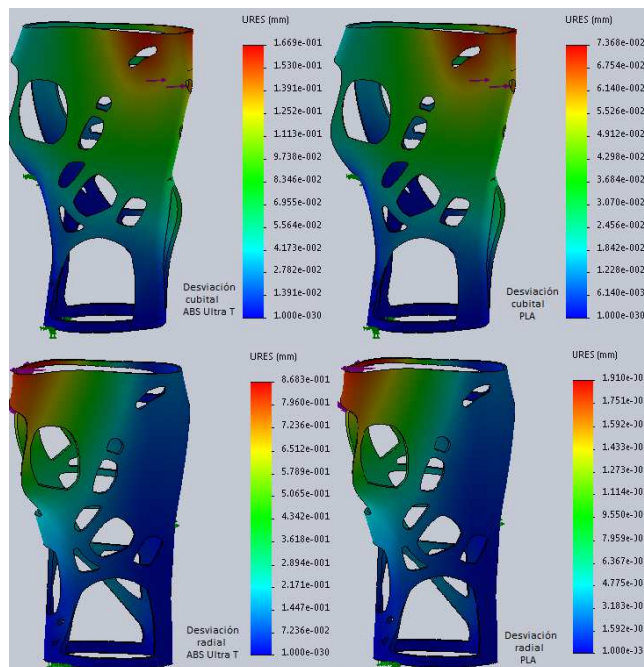
**Tabla 11.**

*Desplazamientos en los ejes principales (mm)*

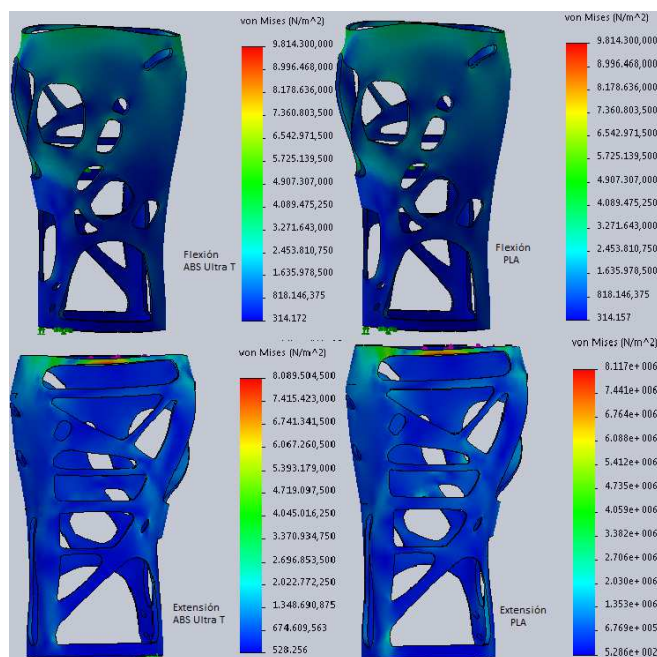
	Férula Z Ultra T			Férula Z PLA		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Flexión (Y)	-0.33	-0.76	0.22	-0.14	-0.33	0.099
Extensión (-Y)	0.20	0.53	-0.14	0.10	0.28	-0.081
Desviación cubital (X)	0.14	0.12	-0.028	0.064	0.030	-0.012
Desviación radial (-X)	-0.58	-0.70	0.14	-0.12	-0.15	0.015



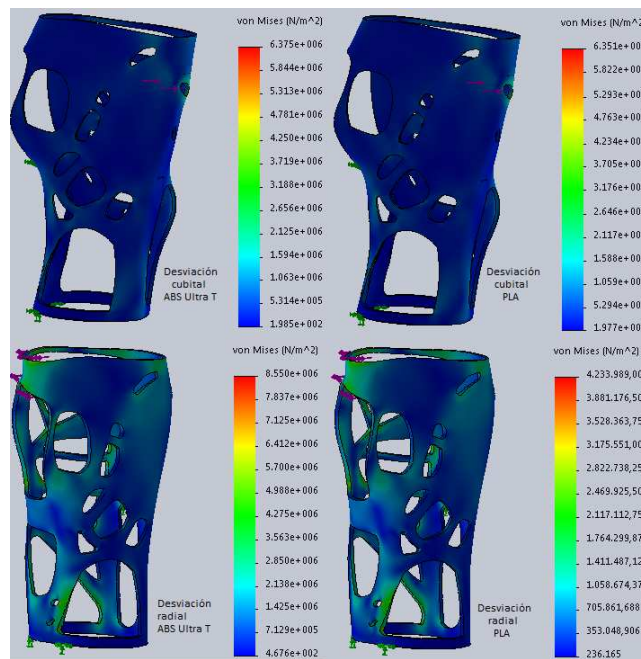
*Figura 77* Desplazamiento para Flexión (arriba) y Extensión (inferior).



*Figura 78* Desplazamiento para desviación cubital (arriba) y radial (inferior)

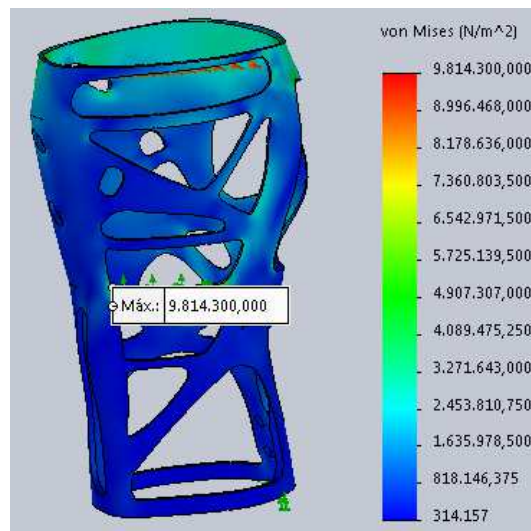


**Figura 79** Esfuerzo de Von Mises para flexión (Arriba) y Extensión (Abajo)



**Figura 80** Esfuerzo de Von Mises para desviación cubital (Arriba) y radial (inferior)

Los desplazamientos máximos obtenidos son 0.85mm, 0.59mm, 0.16mm y 0.86mm en Z ULTRA T y de 0.37mm, 0.314mm, 0.07mm y 0.19mm en Z PLA, en flexión, extensión, desviación cubital y desviación radial respectivamente. Sin embargo la férula tanto en material Z ULTRA T y Z PLA son suficientemente rígidos ya que el desplazamiento absoluto es menor a 1mm. Independientemente del material utilizado para la férula el esfuerzo de Von Mises está por debajo del límite elástico del material, teniendo el valor más alto (9.8MPa) en la zona dorsal de la mano y parte de la muñeca. En el anexo B se visualiza el análisis estático para el 30% de la fuerza máxima de una persona sana.



**Figura 81** Esfuerzo de Von Mises máximo, muñeca en flexión

## CAPÍTULO 5

### FABRICACIÓN DE LA FÉRULA Y PRUEBA DE EFICIENCIA

#### 5.1 Elección del material para el desarrollo de la férula

Al elegir el material idóneo para la fabricación de la férula se tiene en cuenta los siguientes factores:

- Propiedades del material.
- Disponibilidad.
- Costo de producción.
- Calidad del producto.
- Reciclable.

Independientemente del producto que se diseñe, ya sea un sistema completo, una pequeña subparte de un producto o simplemente un pequeño cambio en un producto existente, el cliente siempre lo prefiere más barato (costo más bajo), mejor (calidad más alta) y más rápido (menos tiempo). (Ullman, 2017).

En la tabla 12 se muestra la jerarquización entre el material Z ULTRA T y Z PLA considerando los criterios mencionados anteriormente.

1 = relación baja

3= relación media

5 = relación alta

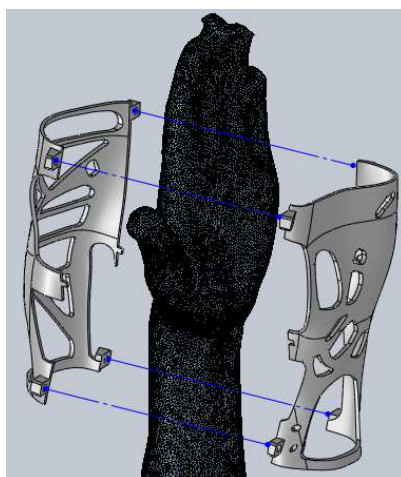
**Tabla 12.***Jerarquización de los materiales*

Material	Propiedades del material	Disponibilidad	Costo de producción	Calidad (acabado)	Reciclable	Tiempo de producción
Z ULTRAT	5	5	3	5	5	3
Z PLA	5	5	5	3	5	5

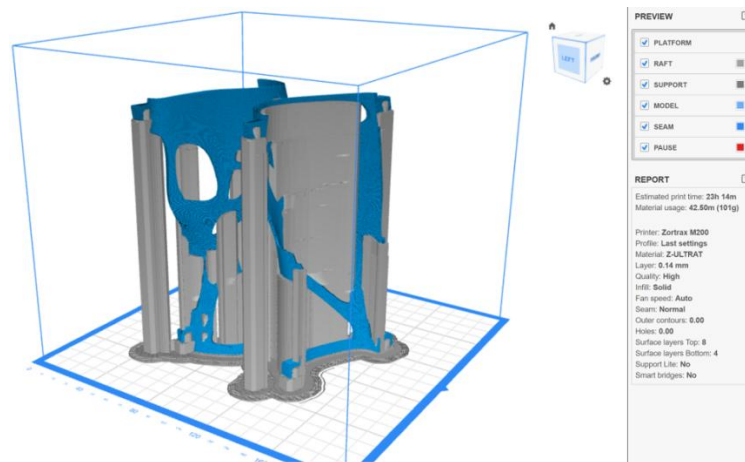
De la tabla anterior se deduce que el material apto para la férula es Z ULTRA T teniendo en cuenta principalmente el costo de producción y calidad del producto, acorde a la necesidad del paciente.

**5.2 Impresión 3D de la férula**

Primeramente, la férula consiste en 2 piezas la cual va sujeta a la mano, muñeca y antebrazo mediante 4 tornillos, como se muestra en la figura 82.

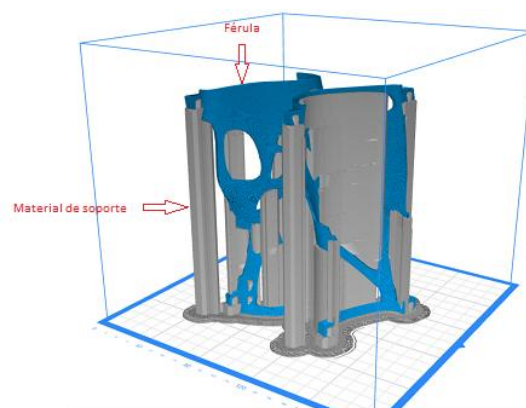
**Figura 82** Ensamblaje de las 2 piezas de la férula

A continuación se procede a importar los archivos .stl al software Z Suite programa utilizado en la impresora 3D Zortrax. Posteriormente se visualiza la férula y material de soporte<sup>9</sup> mostrada en la figura 83, teniendo un peso total de 101 gr de filamento Z ULTRA T.



**Figura 83** Visualización de la férula a imprimir mediante el software Z suite

El peso del filamento de la férula es de 42 gr y para el material de soporte es de 59 gr, cabe recalcar que los parámetros para la impresión de la férula son los mismos que se utilizaron para la impresión de las probetas mencionadas en el capítulo 3. El tiempo aproximado de impresión es de 23 horas y 14 minutos.



**Figura 84** Férula y el material de soporte

<sup>9</sup> Se define como el material extra que debe situarse en zonas específicas de un modelo 3D antes de proceder a hacer la impresión en 3D.





**Figura 85** Prototipo de la Férula en Z ULTRA T

### **5.3 Prueba de eficiencia**

Una vez colocada la férula se realiza el chequeo sobre el paciente comprobando los siguientes aspectos:

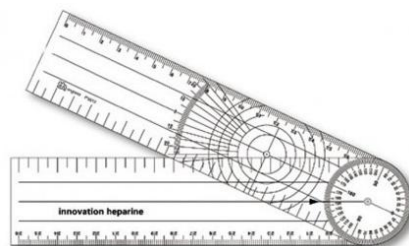
- Evidenciar si existe algún punto de molestia, con especial atención a puntos de presión en las zonas óseas y zonas de compresión que ocasionen problemas circulatorios.
- Que la férula se acople a la morfología de la mano – muñeca y que no haya riesgo de presiones excesivas o daños mecánicos de ningún tipo sobre la anatomía del paciente.



**Figura 86** Férula acoplada a la anatomía de la mano, muñeca y antebrazo

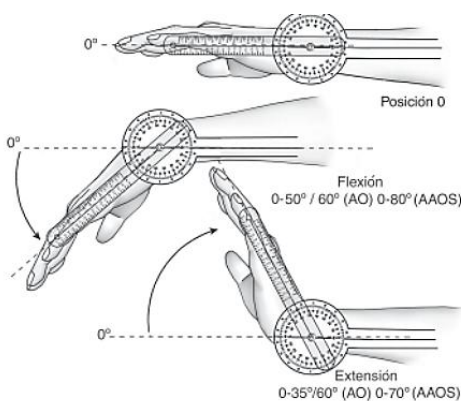


Para la validación y efectividad de la férula para artritis de muñeca se considera la prueba de goniometría<sup>10</sup> de la muñeca y mano, la cual evalúa los ángulos de las articulaciones en los cuatro movimientos de la muñeca. La medición de los ángulos articulares se realiza con instrumentos denominados goniómetros, el cual está formado por dos brazos articulados que se unen en el centro de un semicírculo graduado en 180° o 360°.



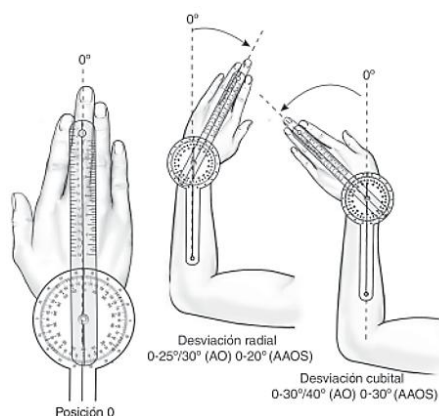
**Figura 87** Goniómetro universal

En la figura 88 y 89 se observa la utilización del goniómetro para cada movimiento de la muñeca.



**Figura 88** Flexión – extensión de la muñeca a partir de la posición 0  
Fuente: (Taboadela, 2007).

<sup>10</sup> Ciencia encargada de estudiar los ángulos y la dinámica de las articulaciones del cuerpo humano.



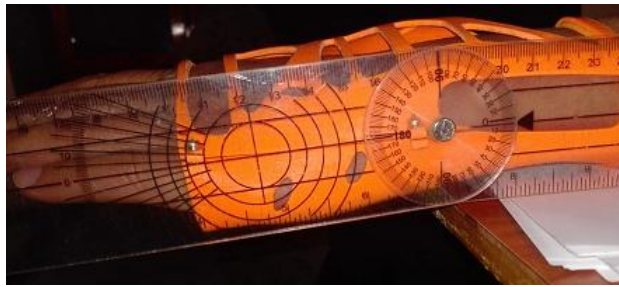
**Figura 89** Desviación radial y cubital de la muñeca a partir de la posición 0  
Fuente: (Taboadela, 2007)

### 5.3.1 Goniometría de la muñeca flexión – extensión colocada la férula

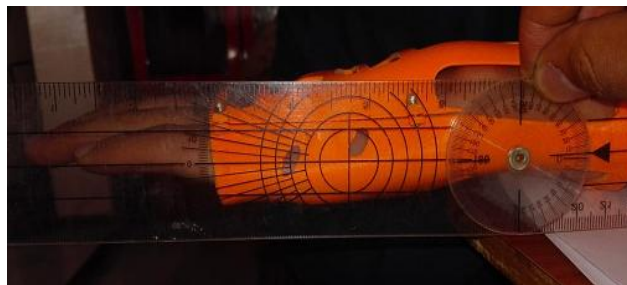
Para realizar esta prueba se considera los siguientes aspectos:

- **Posición:** paciente sentado, antebrazo en pronación<sup>11</sup> apoyado sobre una mesa.
- **Alineación del goniómetro:** goniómetro universal en 0°.
- **Eje:** colocado sobre la proyección del hueso piramidal (borde cubital de la muñeca).
- **Brazo fijo:** se alinea con la línea media longitudinal del cubito.
- **Brazo móvil:** se alinea con la línea media longitudinal del quinto metacarpiano.
- **Movimiento:** se practican la flexión y la extensión de la muñeca. El brazo móvil del goniómetro acompaña el movimiento.
- **Registro:** se registra el Angulo formado entre la posición 0 y la posición final de flexión y extensión.

<sup>11</sup> Cuando se gira la palma hacia posterior o hacia abajo por la rotación medial del antebrazo



*Figura 90* Angulo formado por el movimiento en flexión



*Figura 91* Angulo formado por el movimiento en extensión

### 5.3.2 Goniometría de la mano desviación cubital – radial colocada la férula.

- **Posición:** paciente sentado, antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa.
- **Alineación del goniómetro:** goniómetro universal en  $0^\circ$ .
- **Eje:** colocado sobre la proyección superficial entre la base del tercer metacarpiano y el radio.
- **Brazo fijo:** se coloca con la línea longitudinal del antebrazo.
- **Brazo móvil:** se coloca con la línea media de la mano que corresponde a la línea media longitudinal del tercer metacarpiano.
- **Movimiento:** se procede a realizar la desviación radial y cubital de la muñeca, el brazo móvil del goniómetro acompaña el movimiento.
- **Registro:** se registra el ángulo formado entre la posición 0 y la posición final de desviación cubital y radial.



**Figura 92** Angulo formado por el movimiento en desviación cubital



**Figura 93** Angulo formado por el movimiento en desviación radial

El valor de los ángulos es de  $1^\circ$ ,  $1^\circ$ ,  $0.5^\circ$ , y  $0.5^\circ$  de movimiento en flexión, extensión, desviación cubital y desviación radial, respectivamente. Comprobando así la eficiencia de la férula ya que su función principal es de inmovilizar la mano y muñeca además de cumplir con los siguientes aspectos:

- Reposo y estabilidad articular
- Protección articular
- Control de posturas viciosas

Las pruebas de eficiencia son realizadas por profesionales en el área de terapia física, los cuales aplican tratamientos de rehabilitación para contribuir a la salud y calidad de vida de las personas. Ver anexo C.

#### 5.4 Análisis de costos para el desarrollo de la férula.

Actualmente en el Ecuador existen centros de impresión 3D ubicados principalmente en la ciudad de Quito, en algunos casos usan diseños gratuitos existentes en el internet y otros cuentan con un equipo de diseñadores 3D. Estos centros de impresión no ofrecen servicio de escaneo 3D dificultando la posibilidad de diseñar y fabricar férulas personalizadas. El costo de servicio de diseño e impresión 3D en estos centros se muestran en el anexo D.

- El proceso de impresión 3D fue realizada en el centro de impresión *3B*<sup>12</sup> obteniendo los costos que se muestran en la tabla 13 y 14.

**Tabla 13.**

*Costo por gramo de filamento*

Tipo	Material	diámetro	Costo incluido iva \$	Costo / gr \$	Costo total \$
Filamento marfil 800gr	Z ULTRA T	1.75 mm	49.90	0.06	6.06

**Tabla 14.**

*Costo de impresión 3D de la férula*

Impresión 3D \$ / hora	Tiempo de impresión	Costo subtotal
5.20	23 h 14 min	\$120.79

<sup>12</sup> Se ha omitido el nombre completo del centro de impresión para evitar cualquier conflicto de índole de propiedad intelectual

- Otro parámetro del costo que se considera, es el servicio de escaneo. Para el presente proyecto se adquirió un scanner XYZ printing 3D ya que se tendría que recuperar el costo del equipo en un plazo inferior a la vida útil del mismo.

Para esto se calcula un costo de amortización por horas de uso, considerando un uso medio de 3h/día. Cabe recalcar que en estos plazos el equipo quede tecnológicamente obsoleto.

$$Vcs = \$249.95 \quad Vrs = \$150 \quad Tus = 1 \text{ años}$$

$$H = 3h/dia \text{ laborales} = 60 \text{ dias laborales} / \text{año} = 180h / \text{año}$$

*Vcs: valor de compra del scanner*

*Vrs: valor residual, valor de venta que se estima cuando se cambie el scanner*

*Tus: años de utilización*

$$A = \frac{(Vcs - Vrs)/Tus}{H} \quad (\text{Ecuación 14})$$

$$A = \frac{(249.95 - 150)}{\frac{1 \text{ año}}{180 \text{ h/año}}}$$

$$A = \$ 0.55 / \text{hora}$$

- El costo de obtención de imágenes tiene un valor de \$3.00/hora, esto incluye el tiempo de escaneo y procesamiento de imagen.

**Tabla 15.***Costo final de la férula*

<b>Costo por gramo de filamento</b>	<b>Costo de impresión 3D</b>	<b>Costo de escaneo por hora</b>	<b>Costo Total</b>
<b>\$ 6.06</b>	<b>\$ 120.79</b>	<b>\$ 3.00</b>	<b>\$ 129.85</b>

El costo total mostrado en la tabla 15 se asume para personas con conocimientos avanzados en software CAD / CAE para la fabricación de una férula, este costo puede ser mayor o menor dependiendo de la anatomía de la mano, muñeca y antebrazo de la persona.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 6.1 Conclusiones:

- Mediante la fabricación de férulas ortopédicas para pacientes con artritis las expectativas de calidad de vida aumentan esto debido a que disminuye el grado de presentar incapacidad para realizar tareas fundamentales, esto gracias a la elaboración de férulas tomando en cuenta la innovación de materiales, diseño y procesos de producción.
- Las impresiones 3D de las probetas fueron realizadas con el 100% de relleno considerando las fuerzas que deberán soportar, a mayor porcentaje de relleno mayor rigidez. Posteriormente mediante los ensayos mecánicos se establece que el material de impresión Z PLA presenta mejores propiedades mecánicas en relación con el material Z ULTRA T, determinado con el análisis de las curvas de esfuerzo vs deformación.
- La aplicación del escáner 3D conjuntamente con programas de modelado CAD y las impresoras 3D aportan una importante ayuda para la creación de órtesis para personas que sufren de artritis reumatoide permitiendo la relajación, estabilidad y ajustándose a la anatomía del paciente.
- Para el diseño de la férula cabe recalcar que el uso de software CAD fue variable durante el desarrollo del proyecto, en principio se utiliza Solid Works 2016 para corregir imperfecciones del escaneo, a continuación para diseño inicial se utilizó Autodesk Fusion 360 2018 facilitando el diseño mediante la utilización de T spline y para realizar el diseño final de la férula se utilizó nuevamente Solid Works 2016 en cuanto a la habilidad del autor del proyecto.
- El análisis topológico es de gran utilidad para el diseño de un elemento ya que se optimiza su peso basándose en la geometría del modelo. Se determina que los resultados de la optimización topológica no depende del tipo de material ni del valor de la fuerza que se aplica, solamente depende del porcentaje de masa y el espesor de la férula.
- El análisis de los resultados del estudio estático mediante CAE muestran resultados satisfactorios, ya que los esfuerzos del diseño mostraron que los valores no superan los



máximos exigidos por el material. Los valores en términos del desplazamiento absoluto muestran que la férula en material Z PLA resulta ser aproximadamente 44%, 53%, 43% y 22% más rígido que la férula en material Z ULTRA T en flexión, extensión, desviación cubital y desviación radial respectivamente.

- Mediante la impresión 3D se comprueba que es una solución real para la fabricación de férulas de muñeca debido a que son capaces de resistir las fuerzas que un paciente puede realizar por los movimientos de la muñeca.
- La férula obtenida fue diseñada y fabricada para una persona de sexo masculino de 30 años de edad, con un peso de 52kg, de 1.68 m de altura sin presentar ninguna patología a nivel de mano, muñeca y antebrazo, por lo que el costo de la férula varía ya que depende exclusivamente de las medidas antropométricas del miembro superior del paciente.

## 6.2 Recomendaciones:

- Es importante tomar en cuenta que para realizar la toma de datos mediante el escaneo 3D se necesita un computador que posea características de sexta generación en adelante, además se recomienda realizar pruebas de escaneo previamente para garantizar la efectividad de la toma de datos de la anatomía de la persona.
- Se recomienda que para la impresión 3D de la férula ésta tome la posición lo más paralela a la plataforma base (cama), esta orientación de la férula depende primordialmente del diseño de la férula mediante CAD ya que se utilizaría menos material de soporte, tomando esta consideración se optimiza el costo y tiempo de manufactura.
- No se deberá otorgar el poder de diseño a los pacientes puesto que existe la preocupación de ingresar sus propios patrones de diseño por lo tanto no se garantizaría una férula efectiva y segura.
- Realizar las impresiones de las férulas en un solo lote para obtener las mismas condiciones en cuanto a la calidad del prototipo.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alaiza, A. (2016). Presentando a Fusion 360 de autodesk. . *Recuperado de <https://www.espai.es/blog/2016/10/presentando-fusion-360-autodesk/>*.
- Angulo, M., Álvarez, A., & Fuentes, Y. (2011). Biomecánica clínica. Biomecánica de la Extremidad Superior. Exploración del Codo. *Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología)*.
- Aubrey, B. (2017). Rango normal de movimiento de la muñeca.
- Bellocchio, F. (2013). 3D Surface Reconstruction, Multi-Scale Hierarchical Approaches, 1 ed. En F. Bellocchio. Crema/Milano.
- Bendsoe, M., & Kikuchi, N. (1988). Generating optimal topologies in structural design using a Homogenization, Method. Computer methods in applied mechanics and engineering. En M. Bendsoe, & O. Sigmund.
- Cazon, A., Kelly, S., Paterson, A., Bibb, R., & Campbell, R. (2017). Analysis and comparison of wrist splint designs using the Finite Element Method: multi-material 3D printing compared to typical existing practice with thermoplastics. *Loughborough University*.
- Cervantes, L. (2017). La optimizacion topológica en la impresión 3D.
- Del Valle, L. (2018). Introducción a la impresión 3D.
- Dolinsky, D., Sosa, L., & Díaz, A. (2003). *Principio de reumatología clínica*. Montevideo.
- Fitzpatrick, A., Mohammed, M., Collins, P., & Gibson, L. (2017). Design of a patient specific, 3D printed arm cast. *Australia: Deakin University, School of Engineering*.
- Fitzpatrick, A., Mohammed, M., Collins, P., & Gibson, L. (2017). Design optimization of a thermoplastic splint. *Australia: Deakin University, School of Engineering*.
- Francolí, J., & Díaz, R. (2014). Estado actual y perspectivas de la impresión en 3D. *Artículos de economía industrial*.
- Ganesan, B., Al-Jumaily, A., & Luximon, A. (2016). 3D printing technology applications in occupation therapy. *Australia: University of Technology Sydney, Faculty of Engineering and the Hong Kong Polytechnic University*.
- Gera, G. (2016). Snapping a t-spline form to 3D mesh. *Recuperado de <https://www.instructables.com/id/Fusion360-Snapping-a-T-spline-Form-to-3D-Mesh>*.
- Heutger, M., & Kuckelhaus, M. (2016). 3D printing and the future of supply chains. *DHL Customer Solutions & Innovation*.

- Huhn, K., & Seongwon, J. (2015). Hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing. *Korea: Seoul National University of science and technology*.
- Karasahin, D. (2013). Osteoid medical cast. A'Design award and competition .
- Kelly, S., Paterson, A., & Bibb, R. (2015). A review of wrist splint designs for additive manufacture. *Great Britail: Loughborough University.s*.
- Kopiev, G. (2012). Impresión 3D, optimización topológica.
- Li, J., & Tanaka, H. (2018). Feasibility study applying a parametric model as the design generator for 3D printed orthosis for fracture immobilization . *Japan: Keio University*.
- Lievendag, N. (2017). 3D systems sense for realsense software review. *Recuperado de <https://3dscanexpert.com/3dsystems-sense-for-realsense-review/>*.
- Llavero, A., & M, B. (2016). Fabricación Aditiva y Digitalización 3D.
- López Conde, J. (2016). Impresoras 3D. *Centro de análisis y prospectiva, gabinete técnico de la guardia civil*.
- Mahiques, A. (1999). Muñeca y mano.
- Medina, C., Rodríguez, M., & F, M. (2016). El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio.
- Mejía, H. (2016). Ventajas y desventajas de las impresoras 3D. *Revistas Bolivianas, Revista tecnológica*.
- Meza, C. (2012). Optimización topológica en el diseño de elementos estructurales mecánicos.
- Mora, A., Navarro, R., Marrero, D., Ojeda, J., Sánchez, A., & Macías, O. (1991). Biomecánica de la mano. *Canarias: Biblioteca universitaria*.
- Mujica, A. (2013). *Manual de órtesis*. Santiago de Chile.
- Nathan, N., & Maney. (2015). 3D printed finger splint. *Department of biology*.
- Noguera, J. (2014). Impresoras 3D. *Paraguay: Universidad Católica "Nuestra señora de la Asunción". Facultad de Ciencias y Tecnologías, Departamento de Electrónica e Informática*.
- Petralanda, A. (2017). Impacto económico de la impresión 3D en el sector médico - sanitario.
- printing, X. (2018). Escáner 3D de mano. *Recuperado de <https://www.tresding.com/escaner-3d/53-xyzprinting-escaner-3d-de-mano-4715872748139>*.
- Rodríguez, A. (2011). Artritis, exploración física, muñecas.

- Romero, M., Stajnsznajder, P., Cassan, A., & Torralba, A. (2010). *Artritis reumatoide. Información para pacientes y familiares*. España: Letramédica SCP.
- Scherer, M. (2016). La impresión 3D para odontología digital. *Form 2*.
- Taboadela, C. (2007). Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales .
- Ullman, D. (2017). *The Mechanical Design Process 6th edition*.
- Valenzuela, I. (2014). El futuro de la impresión 3D: órganos humanos.
- Valerius, F. H., & Kreutzer. (2012). *Musculos- Anatomia, funcion y exploración*. Médica panamericana.
- Vanswearingen, J. M. (1983). Measuring wrist muscle strength. . *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*.
- Wauthle, R. (2012). Primer implante de una prótesis fabricada con una impresora 3D.