

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**  
**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la**  
**Producción**

Optimización de guías quirúrgicas personalizadas producidas por  
manufactura aditiva para resección de tumores óseos.

**PROYECTO INTEGRADOR**

Previo la obtención del Título de:

**Ingeniero Mecánico**

Presentado por:

Juan Andrés Castro Montoya

César Alberto Ochoa Reyes

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2019

## DEDICATORIA

El presente trabajo de investigación lo dedico:

A mi papá, por enseñarme con su ejemplo que el trabajo constante todo lo logra.

A mi mamá, mi guía e inspiración en este largo camino llamado vida.

A mis hermanos, mis compañeros de aventura y quienes me impulsan siempre a ser mejor.

A mis amigos y a todos los que confiaron en mí.

Juan Andrés Castro M.

Dedico este trabajo a Dios que siempre me levanta en cada caída, por ser el inspirador y darme fuerza para continuar en este proceso de obtener uno de los anhelos más deseados. A mis padres Humberto y Yoly quienes con su amor, corrección, paciencia y esfuerzo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más. A mis hermanos Frank y Mishelle faros de luz en mi vida, y en especial al Ph.D Carlos Helguero guía importante en mi desarrollo profesional.

Finalmente, esta tesis está dedicada a la memoria de mi Abuelo César, quien desearía que estuviera aquí, su ejemplo me mantuvo soñando cuando quise rendirme.

César A. Ochoa Reyes

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco a Dios que me dio la oportunidad de vivir y escoger esta maravillosa carrera.

A mis padres que me lo dieron todo. Su sacrificio, entrega y amor. Sin ustedes no hubiera logrado ni la mitad de lo que hoy estoy logrando.

A mi tutor y guía PhD Gabriel Helguero por haber confiado en mí. Ayudándome a descubrir el maravilloso mundo de la investigación.

A todos quienes de una otra manera, con su tiempo, palabras y ejemplo me han ayudado a terminar esta etapa de mi vida.

Juan Andrés Castro M.

Agradezco a Dios por darme la actitud y firmeza, a mis padres por apoyarme en todo este tiempo durante esta carrera. A nuestros docentes, por haber compartido sus conocimientos en la preparación como profesionales, de manera especial al Ph.D Carlos Helguero y al M.Sc Jorge Marcial que han guiado con paciencia nuestro proyecto de titulación.

A Juan Andrés mi gran amigo porque sin el equipo que formamos, no habiéramos logrado esta meta. A mis tíos: Emma, Piedad, Rolando, Víctor, Fernanda y en especial a Salomé sus consejos fueron luz durante esta etapa; a todos mis amigos y futuros colegas que me ayudaron de una manera desinteresada, gracias infinitas por toda su ayuda y buena voluntad.

A la Escuela Superior Politécnica del Litoral por ser la sede de todo el conocimiento adquirido en estos años.

César A. Ochoa Reyes

## DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; Juan Andrés Castro Montoya y César Alberto Ochoa Reyes damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”



---

Juan Castro M.



---

César Ochoa R.

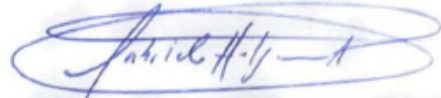
## EVALUADORES



A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Jorge Marcial Hernández', written over a horizontal line.

**MSc. Jorge Marcial Hernández**

COORDINADOR DE LA MATERIA



A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Carlos Helguero Alcívar', written over a horizontal line.

**PhD. Carlos Helguero Alcívar**

PROFESOR TUTOR

## RESUMEN

Actualmente, el uso de guías quirúrgicas personalizadas producidas por manufactura aditiva es cada vez más usual dentro del quirófano. Sin embargo, el único aspecto que se toma en cuenta al momento de diseñarlas es la resección del tejido óseo comprometido por el tumor, excluyendo la necesidad de optimizar el corte realizado para minimizar los esfuerzos. El objetivo de este proyecto es diseñar una guía quirúrgica para resección de tumores óseos, utilizando el patrón de corte idóneo en función de los esfuerzos producidos por una persona al caminar. Se establecieron ángulos de inclinación  $\alpha$  ( $0^\circ$ ,  $5^\circ$ ,  $8^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $12^\circ$ ,  $15^\circ$ ) para el patrón de corte, y mediante análisis de elementos finitos se realizaron simulaciones en NASTRAN IN CAD 2D para encontrar el ángulo óptimo, y en ANSYS 3D para encontrar esfuerzos reales durante la caminata. Luego, se diseñó la guía quirúrgica personalizada en FUSION 360. Como resultado se obtuvo que el ángulo de inclinación del patrón de corte en  $\alpha = 15^\circ$  genera menor esfuerzo de Von Mises en las entidades de interés teniendo como resultado, con un injerto de titanio (7 MPa) y en alógrafo (4.6 MPa). Finalmente, mediante el presente estudio se establece un patrón de corte que además de cumplir la función de resectar el tumor óseo, presenta un ángulo específico donde ocurren los menores esfuerzos entre la interacción hueso-injerto; y proporciona una guía de corte personalizada elaborada en impresión 3D para facilidad del injerto (alógrafo) en tener una alta precisión en la inserción, disminuyendo el tiempo de la cirugía y post-recuperación del paciente.

**Palabras Clave:** Tumor óseo, Guía quirúrgica, Patrón de corte, Esfuerzos, Impresión 3D.



## ABSTRACT

*Currently, the use of custom surgical guides produced by additive manufacturing is increasingly common within the operating room. However, the only aspect that is considered when designing them is the resection of the bone tissue compromised by the tumor, excluding the need to optimize the cut made to minimize efforts. The objective of this project is to design a surgical guide for bone tumor resection, using the ideal cut pattern based on the efforts produced by a person in a normal gait. Slope angles  $\alpha$  (0 °, 5 °, 8 °, 10 °, 12 °, 15 °) were established for the cutting pattern, and through finite element analysis simulations were performed in NASTRAN IN CAD 2D to find the optimum angle, and in ANSYS 3D to find real efforts during the walk. Then, the customized surgical guide was designed in FUSION 360. As a result, it was obtained that the angle of inclination of the cutting pattern in  $\alpha = 15^\circ$  reaches the lowest efforts of Von Mises with a titanium graft (7 MPa) and in allograft (4.6 MPa). Finally, by means of the present study, a cutting pattern is established that, in addition to fulfilling the function of resecting the bone tumor, presents a specific angle where the smallest efforts occur between the bone-graft interaction; and it provides a personalized cutting guide elaborated in 3D printing for graft (allograft) ease in having a high precision in the insertion, reducing the time of the surgery and post-recovery of the patient.*

*Keywords: Bone tumor, Surgical guide, Cutting pattern, Efforts, 3D printing.*

# ÍNDICE GENERAL

RESUMEN .....	I
ABSTRACT .....	II
ÍNDICE GENERAL .....	III
ABREVIATURAS.....	VI
SIMBOLOGÍA.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS .....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	X
CAPÍTULO 1	
1.    Introducción .....	1
1.1    Descripción del problema .....	1
1.2    Justificación del problema .....	2
1.3    Objetivos .....	2
1.3.1    Objetivo General .....	2
1.3.2    Objetivos Específicos.....	2
1.4    Marco teórico.....	3
1.4.1    Tumores óseos .....	3
1.4.2    Clasificación de los tumores óseos .....	4
1.4.3    Tumores de células gigantes (TCG).....	5
1.4.4    Resección y reconstrucción de tumores óseos .....	7
1.4.5    Guías/ Plantillas de corte .....	9
1.4.6    Esfuerzos en los huesos y articulaciones (extremidad inferior) .....	10
1.4.7    Características mecánicas del hueso .....	10
1.4.8    Manufactura aditiva.....	14
CAPÍTULO 2	

2.	METODOLOGÍA .....	16
2.1	Tomografía computarizada (TAC) .....	16
2.1.1	Adquisición de datos .....	17
2.1.2	Reconstrucción de imágenes .....	18
2.1.3	Visualización de imágenes, procesamiento, almacenamiento, grabación y comunicaciones.....	18
2.2	Desarrollo de archivos STL y CAD .....	20
2.3	Análisis de fuerzas y esfuerzos en el patrón de corte .....	20
2.4	Requerimientos de diseño .....	27
2.4.1	Diseño personalizado.....	28
2.4.2	Esterilizado .....	28
2.4.3	Ergonómico.....	28
2.4.4	Biocompatible .....	28
2.4.5	Relación Resistencia/ esfuerzo .....	29
2.4.6	Manufacturabilidad.....	29
2.5	Alternativas de solución.....	29
2.5.1	Propuesta 1.....	29
2.5.2	Propuesta 2.....	30
2.5.3	Propuesta 3.....	31
2.5.4	Propuesta 4.....	31
2.6	Selección de la mejor solución .....	32
2.7	Selección de injerto .....	37
2.7.1	Endoprótesis de titanio.....	37
2.7.2	Alógrafo .....	40
2.8	Diseño de guía quirúrgica.....	41
2.9	Impresión de la guía .....	42

## CAPÍTULO 3

3.	Resultados Y ANÁLISIS .....	43
3.1	ANALISIS 2D: Selección de ángulo de corte .....	45
3.1.1	Injerto de Titanio .....	45
3.1.2	Alógrafo .....	49
3.1.3	Análisis en 3D: Esfuerzos reales en el hueso.....	54

## CAPÍTULO 4

4.	Conclusiones Y Recomendaciones.....	66
	Conclusiones.....	66
	Recomendaciones.....	69

## BIBLIOGRAFÍA

## APÉNDICES

## **ABREVIATURAS**

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
CAD	Computer Aided Design
FEA	Finite Element Analysis
EVN	Esfuerzos de Von Mises
PS-BTRG	Patient Specific Bone Tumor Resection Guide
TAC	Tomografía Axial Computarizada
MRI	Magnetic Resonance Imaging
DCL	Diagrama de Cuerpo Libre

## SIMBOLOGÍA

m	Metro
mm	Milímetro
F	Fuerza de Tensión del músculo abductor
R	Fuerza de reacción del acetábulo
F <sub>c</sub>	Fuerza de compresión
$\alpha$	Ángulo de inclinación
$\tau$	Torque estático
$\sigma$	Esfuerzo normal
W	Peso
E	Módulo de Young
G	Módulo de rigidez
$\gamma$	Coefficiente de Poisson
$\rho$	Densidad del material
MPa	Megapascal
$\Phi$	Diámetro

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Paciente con diagnóstico de tumor de células gigantes de fémur distal. ....	5
Figura 1.2 Cirugía de fémur distal mostrando la exposición del paciente.....	7
Figura 1.3 Imágen prótesis de artoplastia de rodilla .....	8
Figura 1.4 Curva de carga-desplazamiento .....	11
Figura 1.5 Enfermedades óseas con perfiles biomecánicos característicos. ....	12
Figura 1.6 Curva tensión-deformación.....	12
Figura 1.7 Modelamiento e impresión 3D de imagens medicas .....	15
Figura 2.1 Diagrama de flujo de la metodología del proyecto .....	16
Figura 2.2 Proceso de generación de imágenes médicas mediante .....	17
Figura 2.3 Representación 3D de un fémur editado en Meshmixer: .....	20
Figura 2.4 DCL de la extremidad inferior en una marcha normal .....	22
Figura 2.5 D.C.L Fémur .....	23
Figura 2.6 Geometría del área resectada; .....	25
Figura 2.7 Análisis de elementos finitos Nastram In-CAD.....	27
Figura 2.8 Guía personalizada propuesta 1 .....	30
Figura 2.9 Guía personalizada propuesta 2.....	30
Figura 2.10 Guía personalizada propuesta 3.....	31
Figura 2.11 Guía personalizada propuesta 4.....	32
Figura 2.12 Endoprótesis de Ti-6Al-4V.....	40
Figura 2.13 Alógrafo .....	40
Figura 2.14 Diseño detallado de guía quirúrgica personalizada.....	41
Figura 3.1 Proceso de resección de tumores óseos .....	43
Figura 3.2 Injertos a analizar .....	44
Figura 3.3 Simulación de esfuerzos en las ubicaciones de interés .....	45
Figura 3.4 Reconstrucción de cavidad: Alógrafo.....	53
Figura 3.5 Reconstrucción de cavidad: Titanio .....	53
Figura 3.6 Biomodelo: fémur con injerto en ANSYS .....	55
Figura 3.7 Biomodelo sin injerto .....	55
Figura 3.8 Simulación de EVM en ANSYS: sin Injerto .....	56

Figura 3.9 Simulación de EVM en ANSYS: Injerto de Titanio .....	56
Figura 3.10 Simulación de EVM en ANSYS: Alógrafo .....	57
Figura 3.11 Fémur CAD secciones transversales promedios .....	58
Figura 3.12 Área efectiva vista inferior del hueso .....	59
Figura 3.13 Esfuerzo sobre el fémur resectado .....	60
Figura 3.14 Simulación de esfuerzos de Von Mises implante: Titanio .....	61
Figura 3.15 Simulación de esfuerzos de Von Mises implante: Alógrafo .....	62
Figura 4.1 Tumor celular gigante .....	90



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Datos de relevancia para el análisis del paciente.....	21
Tabla 2.2 Propiedades del hueso fémur .....	26
Tabla 2.3 Parámetros de simulación en Nastran in CAD 2D.....	26
Tabla 2.4 Importancia relativa entre los parámetros de clasificación .....	33
Tabla 2.5 Matriz de priorización.....	34
Tabla 2.6 Escalas de calificación.....	35
Tabla 2.7 Matriz de decisión.....	36
Tabla 2.8 Propiedades mecánicas de TI 6a1-4v.....	38
Tabla 3.1 Valores de esfuerzos de Von Mises: Titanio .....	46
Tabla 3.2 Valores de esfuerzos de Von Mises: Alógrafo.....	49
Tabla 3.3 Parámetros de simulación ANSYS.....	54
Tabla 3.4 Esquemas de costos del proyecto .....	63

# CAPÍTULO 1

## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 Descripción del problema

La tecnología de Impresión 3D aplicada al desarrollo de bioingeniería ha permitido un gran avance en la búsqueda de nuevas técnicas y herramientas en la resección de tumores óseos dando como resultado un gran impacto en el éxito post operatorio. Las operaciones de salvamento de extremidades junto con el uso de plantillas impresas en 3D han enfocado de mejor manera el procedimiento y tomas de decisión a seguir en casos específicos para evitar medidas drásticas como apuntaciones o amplias resecciones con injertos muy invasivos. [1]

No existen estudios previos sobre la influencia que ejerce el patrón de corte sobre la zona afectada en la resección en el hueso huésped, en base a este antecedente se sospecha que no se ha establecido el patrón adecuado a seguir en resecciones de tumores óseos. Por otra parte, no se registra si estos patrones de corte tienen algún impacto al momento de encajar el implante en la zona afectada.

Actualmente, el uso de guías quirúrgicas personalizadas producidas por manufactura aditiva es cada vez más usual dentro del quirófano. Sin embargo, el único aspecto que se toma en cuenta al momento de diseñarlas es la resección del tejido óseo comprometido por el tumor. Esto excluye, por ejemplo, la necesidad de optimizar el corte realizado para minimizar los esfuerzos a los que el tejido óseo está sometido en actividades diarias del paciente. Tampoco incluye la posterior planificación del ingreso de un implante.

## **1.2 Justificación del problema**

El presente estudio se enfoca específicamente en la optimización del diseño de las guías quirúrgicas para resección de tumores óseos en operaciones de salvamento de extremidades situados en el fémur distal, planteando como una solución no invasiva, práctica y fácil de usar una Guía específica personalizada para resección de tumores óseos por sus siglas en inglés PS-BTRG con patrón de corte óptimo, obtenido por medio de impresión 3D. Con el objetivo de minimizar el número de cirugías de revisión evitando que los implantes se aflojan con el tiempo y, además, aumentar la calidad de vida de los pacientes. Esto se cumplirá si se toman en cuenta los esfuerzos y deformaciones localizados en el tejido óseo al momento de planificar la cirugía, entre otras cosas, la ruta de corte idónea para la resección.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivo General**

Diseñar una guía quirúrgica para resección de tumores óseos basado en dos aspectos generales: esfuerzos en el tejido óseo y ajuste posterior del implante.

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

Diseñar una guía quirúrgica basada en la imagen médica de un paciente específico.

Diseñar un patrón de corte idóneo en función de los esfuerzos y deformaciones producidos por actividades diarias del paciente

Diseñar un patrón de corte idóneo en función del ajuste por la interferencia del implante a ser colocado, sea esta endoprótesis o un alógrafo.

## **1.4 Marco teórico**

### **1.4.1 Tumores óseos**

Los tumores óseos abarcan una serie de lesiones que provienen y se desarrollan en los huesos de una manera primitiva o bien como consecuencia del anidamiento de células tumorales provenientes de lesiones localizadas en otros órganos y que son vehiculizadas por vía hematógica. Los primeros mencionados son catalogados como «tumores primarios» y provienen de los mismos tejidos y células que conforman el hueso, mientras que los segundos se catalogan como «tumores óseos metastásicos».

Basado en la agresividad biológica e histológica, se puede diferenciar las formas benignas de las malignas, mientras que todas las lesiones metastásicas, siendo en casos muy excepcionales malignas. En conjunto, no son lesiones muy frecuentes, pero del grupo de los tumores primarios lo son mucho más las benignas que las malignas. También hay que destacar que los tumores metastásicos superan mucho en frecuencia a los malignos primarios.

En general, se puede decir que por cada lesión maligna existen cinco benignas. Además, de todos los fallecidos por cáncer solamente el 1 % corresponden a casos de tumores óseos malignos primarios. Existen una serie de lesiones que, sin ser verdaderamente tumores, se desarrollan clínica y biológicamente como los tumores primarios benignos, y sobre ellas se pueden aplicar, además, métodos similares, como los que se utilizan para el tratamiento de los segundos. Estos tipos de lesiones se conocen con el nombre de «lesiones seudotumorales», muestran más bien un carácter hiperplásico y hamartomatoso, y muchas de ellas tienen un patrón quístico.

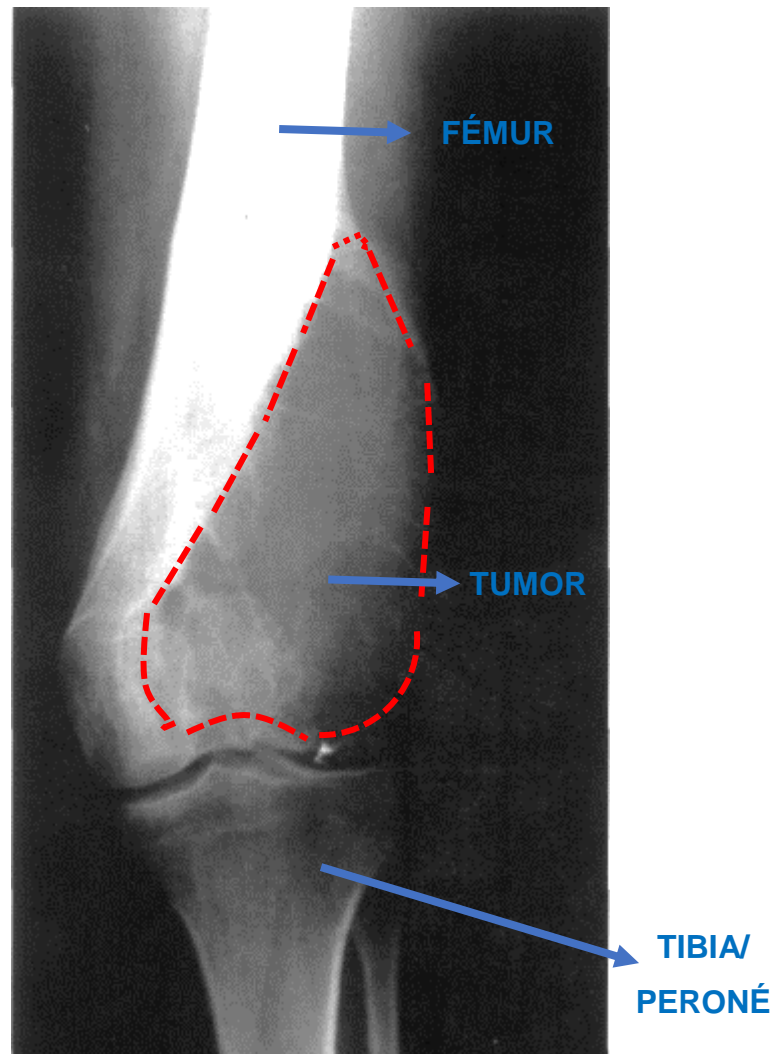
### 1.4.2 Clasificación de los tumores óseos

La clasificación de los tumores óseos generalmente se la establece según las células o los tipos de tejidos de los cuales se originan y, de manera adicional, se distinguen según el grado de agresividad histológica, y sus formas benignas y malignas. Se consideran también formas intermedias, debido a la dificultad de la diferenciación histológica entre benignidad y malignidad y que con frecuencia plantean problemas al diagnosticar y en cuanto al pronóstico. La clasificación que quizás más se maneja es la de la Organización Mundial de la Salud (OMS), que ha venido siendo sometida a lo largo del tiempo a diferentes modificaciones y actualizaciones. En la Tabla 1.1 se han considerado los tipos más frecuentes a nivel Mundial.

**Tabla 1.1 Clasificación de los tumores óseos primarios establecidos por la Organización Mundial de la Salud (OMS). Casos de mayor frecuencia**

Origen	Benignos	Intermedios	Malignos
Formadores de hueso	Osteoma	Osteoblastoma	Osteosarcoma: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Central</li> <li>• Periférico</li> </ul>
Formadores de cartílago	Osteoma osteoide Osteoblastoma Condroma Osteocondroma Condrioblastoma		Condrosarcoma
Origen medular			Linfoma Mieloma
Origen neuroectodérmico			Sarcoma de Ewing
Origen Desconocido	Tumor de células gigantes (osteoclastoma)		
Origen vascular	Hemangioma	Hemangioendotelioma	Hemangiosarcoma
Restos embrionarios		Cordoma y adamantinoma	
Otros tumores	Lipoma Fibrohistiocitoma		Liposarcoma Fibrohistiocitoma maligno

### 1.4.3 Tumores de células gigantes (TCG)



**Figura 1.1 Paciente con diagnóstico de tumor de células gigantes de fémur distal.**

El tumor de células gigantes de hueso es una neoplasia distintiva de células indiferenciadas. Las células gigantes multinucleadas aparentemente resultan de la fusión de las células mononucleares en proliferación, y aunque son una parte constante y prominente de estos tumores, las células gigantes probablemente tienen menos importancia que las células mononucleares. De hecho, estas células gigantes de tipo osteoclasto, con o sin una modificación menor, se presentan en muchas afecciones patológicas del hueso.

Las células gigantes ubicuas explican la confusión que se encuentra en la literatura más antigua y en algunas de las publicaciones recientes sobre tumores de células gigantes. Los autores han incluido afecciones como defecto fibroso metafisario, condroblastoma benigno, fibroma condromixoide, quiste óseo unicameral con revestimiento celular, granuloma reparador de células gigantes, quiste óseo aneurismático, hiperparatiroidismo, osteosarcoma que contiene células gigantes y otras entidades en la categoría general de tumor de células gigantes. La inclusión de estas "variantes" con su comportamiento biológico ampliamente divergente ha retrasado la comprensión de las características clínicas y la respuesta al tratamiento del verdadero tumor de células gigantes. La célula exacta de origen de esta neoplasia es aún desconocida. Varios estudios inmunohistoquímicos han sugerido que las células mononucleares son de origen histiocítico y que las células gigantes surgen de su fusión.

Además de las condiciones reconocidas que se han confundido con el tumor de células gigantes, existen procesos benignos, a menudo fibrogénicos, rarificantes que no encajan bien en ninguna de las categorías conocidas. Estas raras lesiones benignas, que contienen células gigantes y cantidades variables de hueso nuevo proliferativo, probablemente se encuentren en los huesos pequeños de las manos y los pies. Probablemente representan una reacción peculiar en el hueso. Afortunadamente se asocian con un buen pronóstico. Se les ha llamado reacción de células gigantes o, más recientemente, granuloma reparador de células gigantes.

El tumor maligno de células gigantes, no se puede diagnosticar con seguridad a menos que exista evidencia de un tumor benigno de células gigantes ordinario dentro de la lesión o se haya demostrado previamente en el mismo sitio. Si las células estromales de un tumor que tiene muchas células gigantes benignas son malignas en su totalidad, con características de osteosarcoma, histiocitoma fibroso maligno o fibrosarcoma, el tumor

probablemente no tenga relación al tumor de células gigantes. Las células gigantes benignas no son más que un componente incidental y confuso. Los estudios clínicos correlativos informados por Troup y colaboradores en 1960 han fortalecido este concepto. Para confundir aún más el problema, el tumor de células gigantes puede metastatizarse, aunque el tumor sea citológicamente benigno.

#### 1.4.4 Resección y reconstrucción de tumores óseos

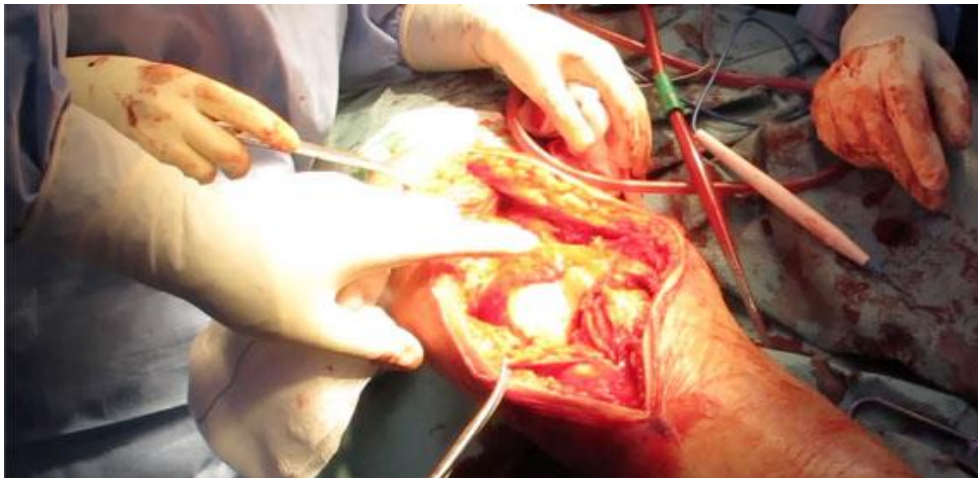
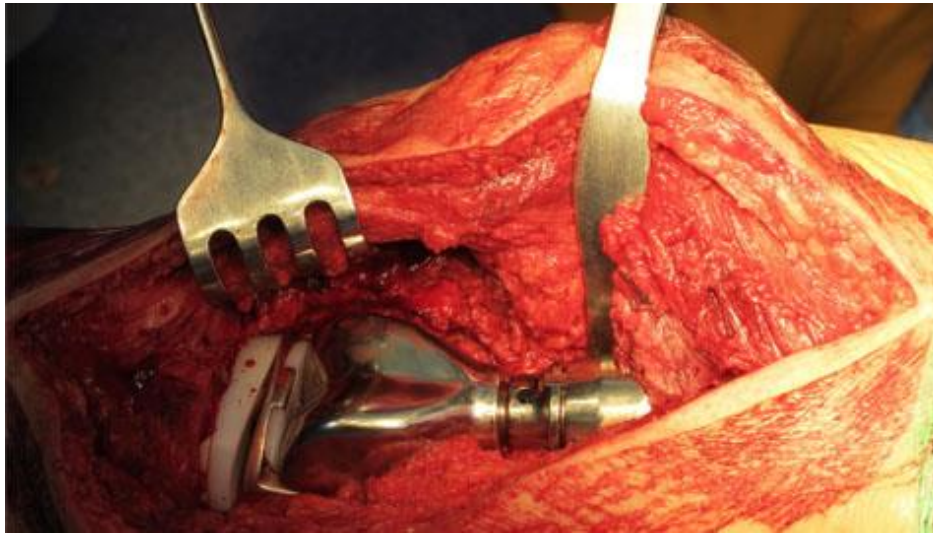


Figura 1.2 Cirugía de fémur distal mostrando la exposición del paciente. <sup>1</sup>

---

<sup>1</sup> Vélez, R. (2019). Resección Oncológica. *Oncología Ortopédica y Traumatología* . Obtenido de <https://www.drrobertovelez.com/index.php/reseccion-oncologica/>





**Figura 1.3 Imagen prótesis de artroplastia de rodilla <sup>2</sup>**

Estudios anteriores han demostrado que los protocolos estándares para la resección de tumores son mucho menos precisos que los protocolos informatizados y basados en guías de corte. Para mantener la seguridad los márgenes que utilizan los procedimientos de resección actuales, los cirujanos deben confiar en puntos de referencia imprecisos y el uso de técnicas de medición inexactas. El método más común actualmente utilizado por los cirujanos para reconstruir los defectos intercalares de los huesos implica predominantemente técnicas "a mano alzada". Para una reconstrucción ósea con aloinjerto estructural de cadáver, el cirujano gradualmente reduce un trozo de hueso de aloinjerto para adaptarse a un defecto dado; mientras que, para un personalizado la reconstrucción del implante endoprótesis el cirujano intenta hacer que el defecto del hueso del huésped posea las dimensiones apropiadas para permitir el ajuste del implante personalizado prefabricado.

---

<sup>2</sup> Vélez, R. (2019). Resección Oncológica. *Oncología Ortopédica y Traumatología* . Obtenido de <https://www.drrobertovelez.com/index.php/reseccion-oncologica/>

La imprecisión derivada de los procedimientos actuales puede tener graves consecuencias para el paciente. Por ejemplo, si el cirujano corta por error el tumor, el cáncer es más propenso a diseminarse, lo que aumenta drásticamente la mortalidad. Por el contrario, si hay demasiado hueso y se retira el tejido adyacente, se obtienen reconstrucciones más complejas y menos duraderas.

En consecuencia, la calidad de vida puede sufrir mucho debido a la necesidad de revisiones múltiples cirugías a lo largo de la vida del paciente. Durante la resección, el sacrificio de la crítica anatómica.

Estructuras (como las superficies de las articulaciones) y fallas del constructo de reconstrucción, como endoprótesis. el aflojamiento o la no unión / fractura de las reconstrucciones de aloinjerto puede dar como resultado toda la vida morbilidad en pacientes.

#### **1.4.5 Guías/ Plantillas de corte**

Las guías de corte personalizadas se han utilizado para mejorar el desarrollo de un determinado plan preoperatorio. Por ejemplo, Khan et al. [2] han informado sobre el uso de resección en 3D de guías impresas para la resección de tumores óseos en las cuales se usó un software de ingeniería inversa para obtener imágenes 3D digitales de los huesos. Seis pares de fémures de cadáver fueron resecados en dos grupos: uno utilizando la técnica asistida por guía y el otro utilizando la técnica manual tradicional. Para comparar la precisión de la resección, se utilizó una técnica de planos de mejor ajuste. Los resultados favorecieron la técnica asistida por guía. Wong et al. [3] informó sobre el diseño de una guía personalizada impresa en 3D basada en la superficie del hueso obtenida con tomografía computarizada (TAC). Su guía fue diseñada para realizar cortes rectos en la parte distal y proximal de un fémur. Se informó un estudio de caso en el que se usó la guía para la resección ósea y la reconstrucción protésica posterior. Cartiaux [4] describió una resección

simulada utilizando instrumentos impresos en 3D específicos del paciente que funcionaron como guías de corte. En este caso, se realizó una comparación entre las resecciones de navegación por computadora "a mano alzada" y las resecciones de guía con resultados que favorecen el uso de guías. Kunz et al. [5] creó un diseño de guía impresa en 3D para la renovación de caderas. En este caso, las guías se utilizaron simplemente como plantillas de perforación. Nuevamente, se utilizó ingeniería inversa para imitar femoral.

#### **1.4.6 Esfuerzos en los huesos y articulaciones (extremidad inferior)**

Las fuerzas internas que se producen en las extremidades inferiores de una persona se pueden analizar mientras realiza actividades cotidianas como la caminata normal. Esta actividad produce esfuerzos que están ligados directamente con el peso del individuo, y este peso es soportado por las piernas.

El presente estudio analizará el hueso fémur debido a que es el hueso más comprometido con los problemas patológicos de tumores óseos. Para esto se realizará un análisis de fuerzas en la extremidad inferior.

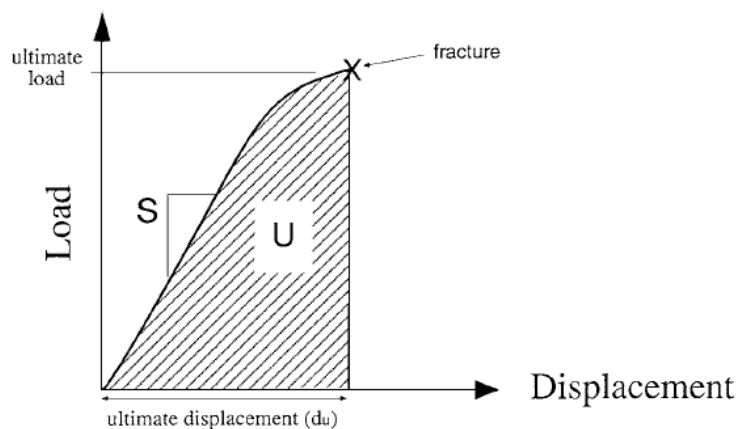
Durante la marcha normal, siempre hay un momento en el que solo un pie está en el aire mientras que el otro está soportando el peso corporal. Según Williams y Lissner [6], el centro de la gravedad de la persona podría ubicarse en la línea media del cuerpo y mientras la persona camina, la fuerza de reacción ejercida desde el suelo hacia el pie debe estar directamente sobre esa línea media, de modo que no se produce torque (para evitar que la persona caiga). Este es un proceso inadvertido en el que cada persona participa durante la caminata diaria.

#### **1.4.7 Características mecánicas del hueso**

Existen varios parámetros biomecánicos que pueden usarse para caracterizar la integridad del hueso.

La relación clave es aquella entre la carga aplicada a una estructura y el desplazamiento en respuesta a la carga Figura 1.4. La pendiente de la región elástica de la curva de carga-desplazamiento representa la rigidez extrínseca o la rigidez de la estructura. Además de la rigidez, se pueden derivar varias otras propiedades biomecánicas, incluida la carga máxima, el trabajo hasta la falla y el desplazamiento final.

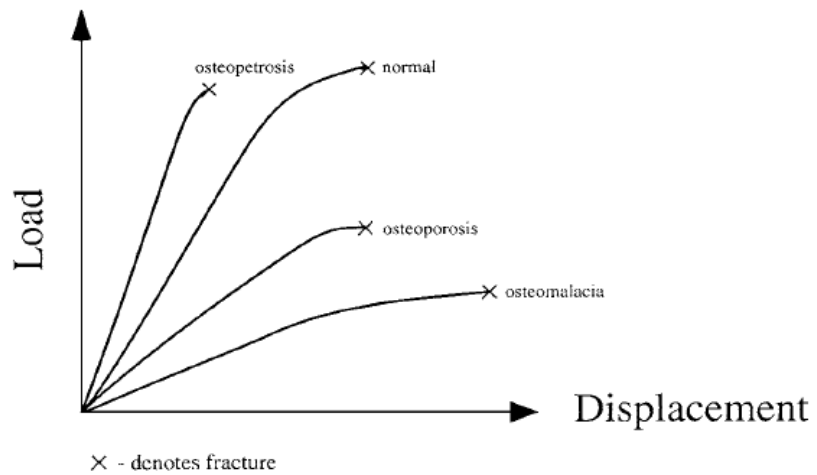
Cada uno de estos parámetros medidos refleja una propiedad diferente del hueso: la carga máxima refleja la integridad general de la estructura ósea, la rigidez está estrechamente relacionada con la mineralización del hueso, el esfuerzo último es la cantidad de energía necesaria para romper el hueso, y el desplazamiento final está inversamente relacionado con la fragilidad del hueso.



**Figura 1.4 Curva de carga-desplazamiento con parámetros biomecánicos de un espécimen óseo.<sup>3</sup>**

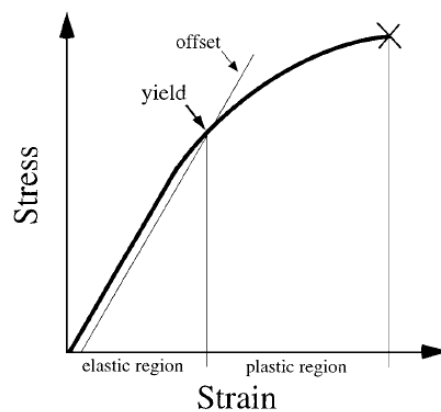
---

<sup>3</sup> Sato M. et al., J. Med. Chem., 42, 1–24, Con permiso de la American Chemical Society.



**Figura 1.5 Enfermedades óseas con perfiles biomecánicos característicos.** <sup>4</sup>

Según lo establecido en la Figura 1.5 se puede apreciar que el hueso osteoporótico es rígido pero frágil, el hueso osteomalacico es flexible y dúctil, mientras q el hueso osteoporótico es débil. Cada una de estas enfermedades reduce el trabajo al fallo y, por lo tanto, aumenta la fragilidad ósea.



**Figura 1.6 Curva tensión-deformación  
regiones elásticas y plásticas por el punto de fluencia.**

---

<sup>4</sup> Sato M. et al., J. Med. Chem., 42, 1–24, Con permiso de la American Chemical Society.

Cuando la carga se convierte en esfuerzo y la deformación se convierte en deformación mediante fórmulas de ingeniería, la relación entre el esfuerzo y la deformación en el hueso sigue una curva llamada curva de esfuerzo-deformación Figura 1.6. Cabe señalar que la resistencia, tal como se define por la curva de tensión-deformación, es una propiedad intrínseca del hueso. Es decir, estos valores de resistencia son independientes del tamaño y la forma del hueso. La fuerza requerida para romper el hueso es diferente de la fuerza intrínseca, porque la carga máxima variará con el tamaño del hueso. Es importante tener en cuenta esta distinción porque la fuerza intrínseca y la carga final pueden mostrar diferentes tendencias en los estudios de drogas o genéticos, especialmente si la droga o el gen afecta el tamaño del hueso. Las medidas de resistencia que no se presentan en unidades de tensión no representan la resistencia intrínseca del material, sino que están influenciadas por factores extrínsecos como el tamaño y la forma de la muestra.

La región de deformación elástica y la región de deformación plástica de la curva de tensión-deformación están separadas por el punto de fluencia (ver Figura. 1.6). El límite elástico representa una transición gradual, por encima de la cual las tensiones comienzan a causar daño permanente a la estructura ósea. En referencia al punto de fluencia, la región de deformación elástica a menudo se denomina región de preproducción y la región de deformación plástica es la región de postproducción. Las deformaciones posteriores al rendimiento (es decir, deformaciones dentro de la región de deformación plástica) representan deformaciones permanentes de la estructura ósea causadas por deslizamiento en las líneas de cemento, microfractura trabecular, crecimiento de grietas o combinaciones de estas.

El límite de elasticidad rara vez está bien definido cuando se analizan muestras de hueso. Se han propuesto varios métodos para determinar el límite elástico. Por ejemplo, el punto de fluencia a menudo se define como

el punto donde la curva de esfuerzo-deformación comienza a volverse no lineal. Otras técnicas incluyen métodos de desplazamiento en los que una línea paralela a la porción lineal de la curva de esfuerzo-deformación se compensa en un 0.03 a 0.2% la deformación se construye. El punto donde esta línea se cruza con la curva de tensión-deformación se llama arbitrariamente punto de fluencia.

#### **1.4.8 Manufactura aditiva**

La comunidad médica ha estado interesada en huesos artificiales que puedan ser semejantes a los naturales. Los recientes avances tecnológicos en la impresión 3D han abierto muchas posibilidades para la ingeniería ósea. La impresión 3D es una de las mejores técnicas para personalizar el diseño de un hueso sintético porque es altamente específico e independiente.

La bioimpresión 3D se utiliza en medicina regenerativa para abordar la necesidad de tejidos y órganos, particularmente hueso. La tecnología ósea implantable tiene un tremendo potencial en el cuidado de la salud. Se estima que el mercado mundial actual de implantes ortopédicos es de \$ 34.9 miles de millones y se espera que el mercado crezca a una tasa del 4.9% en los próximos cinco años [7]. El envejecimiento de la población y el aumento del riesgo de osteoporosis, osteoartritis, lesiones óseas y la obesidad son importantes contribuyentes a los implantes ortopédicos.

Actualmente, los huesos artificiales se están utilizando para tratar defectos segmentarios, particularmente para pacientes de traumatología y oncología. Existen varios materiales disponibles para tratar los defectos segmentarios, pero todos están gravados por importantes problemas que limitan su eficacia [8]. Mientras que numerosos materiales están clínicamente disponibles, o en desarrollo para tratar defectos segmentarios, cada uno lleva una constelación única de beneficios y los inconvenientes que obligan al cirujano a comprometer algunos aspectos de la atención al paciente en selección pueden reabsorberse demasiado rápido, son

propensos a problemas prolongados de drenaje, pueden ser difíciles para mantenerse en su lugar, y a pesar de ofrecer algún soporte estructural en compresión, son generalmente quebradizos [9].



**Figura 1.7 Modelamiento e impresión 3D de imágenes médicas<sup>5</sup>**

---

<sup>5</sup> Helguero, C. G. (2017). Impresión en 3D. *Helguero 3D*. Obtenido de <https://www.youtube.com/watch?v=p4Y3PHHg364>



# CAPÍTULO 2

## 2. METODOLOGÍA

En el presente capítulo se explica brevemente Figura 2.1 los pasos a seguir para el diseño de una guía quirúrgica para resección de tumores óseos.

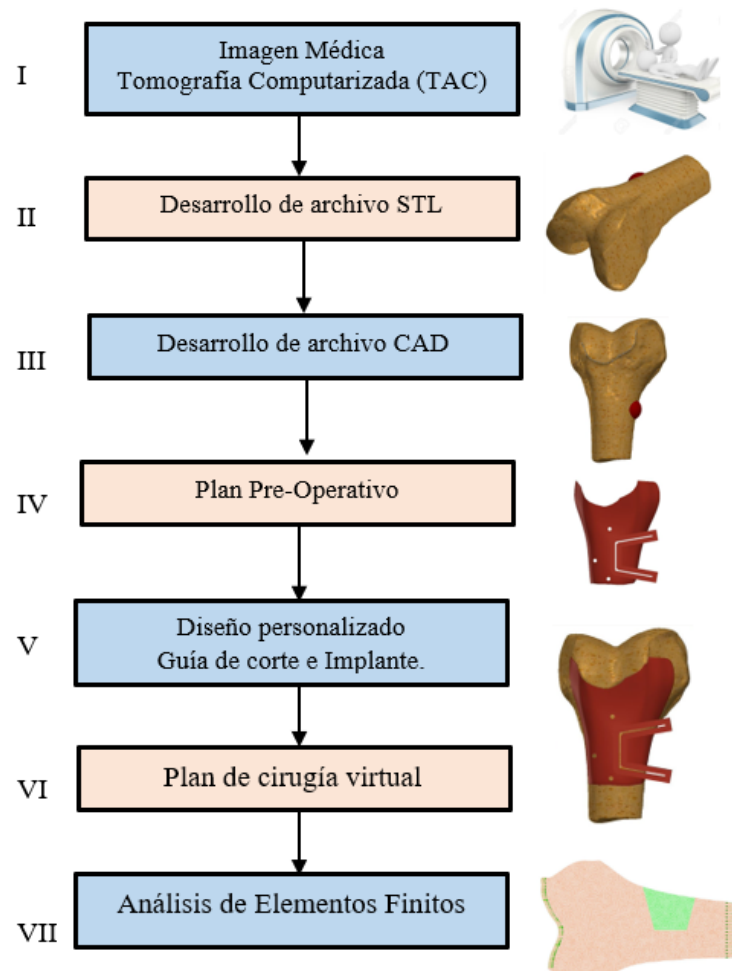
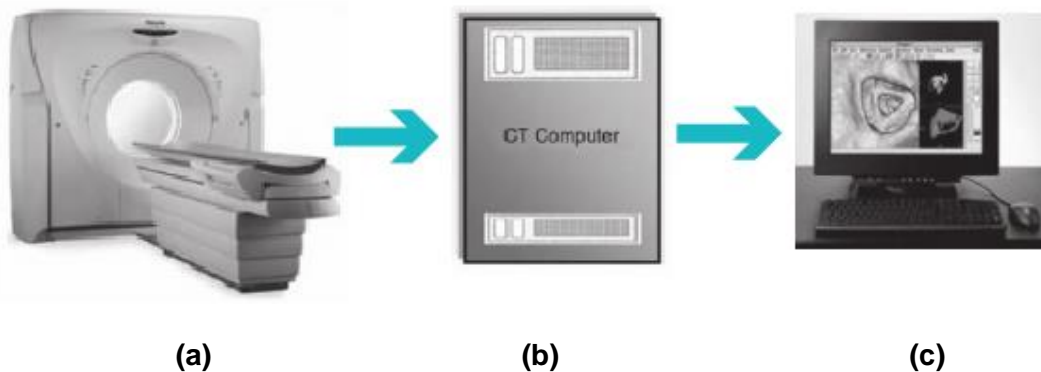


Figura 2.1 Diagrama de flujo de la metodología del proyecto

### 2.1 Tomografía computarizada (TAC)

La formación de imágenes por un escáner de Tomografía computarizada (TAC) implica tres pasos: **adquisición de datos**; **reconstrucción de imágenes**; y visualización de imágenes, procesamiento posterior de imágenes, almacenamiento de imágenes, y comunicación.

La comunicación y el almacenamiento de imágenes de TAC son funciones del *Sistema de archivo y comunicación de imágenes* por sus siglas en inglés conocidas como **PACS** (Picture Archiving and communication System)



**Figura 2.2 Proceso de generación de imágenes médicas mediante TAC: a) Adquisición de datos, b) Reconstrucción, c) Visualización de imágenes**

### 2.1.1 Adquisición de datos

El término adquisición de datos se refiere a la recopilación de mediciones de transmisión de rayos X del paciente. Una vez que los rayos X han pasado por el paciente, caen sobre detectores electrónicos especiales que miden el valor de transmisión o los valores de atenuación. Se deben registrar suficientes mediciones o datos de transmisión para cumplir con los requisitos del proceso de reconstrucción.

El escáner de tomografía computarizada (TAC Scanner) funciona de acuerdo con los esquemas que involucran la rotación continua del tubo de rayos X y los detectores a medida que el paciente se mueve a través del escáner simultáneamente.

Este proceso da como resultado la exploración de un volumen de tejido en lugar de una sola porción de tejido, que fue característica de los primeros escáneres de TAC. La adquisición de un volumen de tejido durante la

exploración ahora se conoce como exploración de volumen. La rotación continua del tubo de rayos X y los detectores y el movimiento simultáneo del paciente dan como resultado una trayectoria espiral / helicoidal trazada por el haz de rayos X.

La adquisición de datos también implica la conversión de señales eléctricas obtenidas de los detectores electrónicos a datos digitales, que la computadora puede usar para procesar la imagen.

### **2.1.2 Reconstrucción de imágenes**

Una vez que los detectores han recopilado suficientes medidas de transmisión, éstas se envían a la computadora para su procesamiento. La computadora utiliza técnicas matemáticas especiales para reconstruir la imagen de TAC en un número finito de pasos llamados algoritmos de reconstrucción de imagen.

### **2.1.3 Visualización de imágenes, procesamiento, almacenamiento, grabación y comunicaciones.**

Después de que la computadora haya realizado el proceso de reconstrucción de la imagen, la imagen reconstruida se puede mostrar y grabar para su posterior visualización y almacenar para su posterior análisis. La imagen generalmente se muestra en un tubo de rayos catódicos, aunque ahora hay otras tecnologías de visualización disponibles; por ejemplo, la tecnología de pantalla táctil se utiliza para configurar y controlar el escaneo en algunos escáneres. Sin embargo, el tubo de rayos catódicos sigue siendo el mejor dispositivo para la visualización de imágenes en escala de grises, aunque ahora se utilizan pantallas LCD. Los monitores de visualización se montan en consolas de

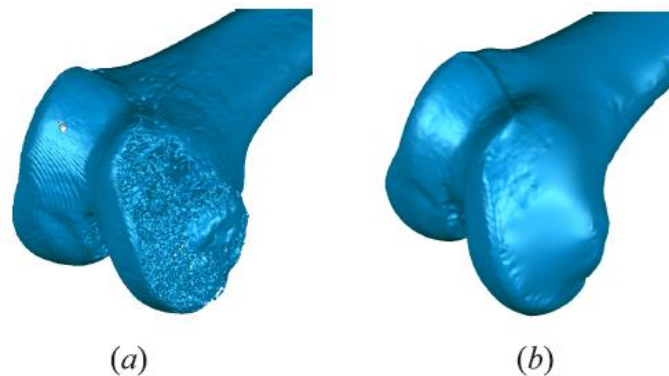
control que permiten al tecnólogo (consola del operador) y al radiólogo (consola del médico) manipular, almacenar y grabar imágenes. Además, las imágenes también pueden someterse a otras operaciones de procesamiento de imágenes, como el suavizado de imágenes, la mejora de bordes, la manipulación de la escala de grises y el procesamiento de imágenes en 3D.

Las imágenes de TAC se pueden almacenar en cintas magnéticas y discos magnéticos. Más recientemente, la tecnología de almacenamiento óptico ha agregado una nueva dimensión al almacenamiento de información de los escáneres TAC. En el almacenamiento óptico, los datos almacenados se leen por medios ópticos, como un rayo láser. En este caso, el almacenamiento se conoce como almacenamiento láser. Los medios de almacenamiento óptico incluyen al menos tres formatos: disco, cinta y tarjeta.

En TAC, las comunicaciones se refieren a la transmisión electrónica de datos de texto e imágenes desde el escáner TAC a otros dispositivos como impresoras láser; estaciones de trabajo de diagnóstico; monitores de pantalla en el departamento de radiología, unidad de cuidados intensivos y salas de operaciones y traumas en el hospital; y computadoras fuera del hospital. Las comunicaciones electrónicas en TAC requieren un protocolo estándar que facilite la conectividad (conexión en red) entre multimodalidades (TAC, MRI, radiografía digital y fluoroscopia) y equipos de múltiples proveedores. El estándar utilizado para este propósito es el estándar de imágenes digitales y comunicación en medicina establecido por el Colegio Americano de Radiología por sus siglas en inglés (ACR) y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos. Los departamentos de TAC ahora operan en un entorno PACS que permite el flujo de datos e imágenes de TAC entre dispositivos y personas, no solo en el departamento de radiología sino también en todo el hospital.

## 2.2 Desarrollo de archivos STL y CAD

Para reducir el ruido de los archivos DICOM, Meshmixer (Autodesk, United State) se utilizó el software de procesamiento de imagen STL. El software entrega datos STL en un archivo base CAD que puede ser editado posteriormente en cualquier software de ingeniería CAD. Meshmixer trata la imagen STL como una nube de polígonos, que facilita la edición, la suavidad, la corrección y la limpieza en orden para convertirlo en un archivo CAD. La figura 2.3 ilustra una representación 3D de un hueso fémur antes y después de la edición en Meshmixer.



**Figura 2.3 Representación 3D de un fémur editado en Meshmixer:**

**a) Antes de la edición; b) Después de la edición**

Una vez que el ruido del archivo STL se reduce completamente (o incluso se elimina), Meshmixer calcula un algoritmo para exportarlo como un archivo CAD. Este archivo es compatible con Softwares como Inventor, SolidWorks y Fusion 360, ingenierías CAD típica de modelado de sólidos. Software en el que la guía de corte sera diseñada en función de las características de la superficie del hueso.

## 2.3 Análisis de fuerzas y esfuerzos en el patrón de corte

Una vez que se obtuvo la información del TAC también fue necesario conocer cierta información relevante del paciente, la cual ha sido enlistada en la siguiente tabla con el fin de lograr un mejor análisis tomando en cuenta estas características de importancia para la simulación del hueso y las fuerzas que intervienen en este.

**Tabla 2.1 Datos de relevancia para el análisis del paciente**

Paciente	Anónimo
Edad	16 años
Diagnostico	Tumor de células gigantes en la zona distal del fémur
Altura	1.75 m
Peso	72 kilos

Para llevar a cabo la obtención de los esfuerzos producidos en la resección del tumor, fue necesario primero realizar un análisis de fuerzas que involucran a la extremidad inferior donde se aloja el hueso fémur. Luego, mediante un diagrama de cuerpo libre (DCL) de la pierna durante la caminata de una persona, se procedió a descomponer las fuerzas asociadas y encontrar la fuerza interna a la que está sometida el fémur.

Este análisis se enfocó únicamente en la anatomía del fémur, las fuerzas que actúan sobre la pierna serán analizados en la Figura 2.4, mediante un esquema que considera las características y fuerzas que actúan cuando el peso del cuerpo es soportado por un pie durante la ejecución de un paso.

Se consideró la fuerza  $F$  que ejerce el músculo abductor y la fuerza de contacto  $R$  que ejerce el acetábulo sobre la cabeza del fémur, no se consideraron las fuerzas que producen los tejidos que envuelven al fémur, adicional según Williams y Lissner [8] el peso de la pierna, actuando verticalmente hacia abajo en el centro de gravedad es un séptimo del peso corporal:  $W/7$ .

A continuación, se presenta el diagrama de cuerpo libre de la pierna derecha de una persona promedio con una estatura de 1.75 m:

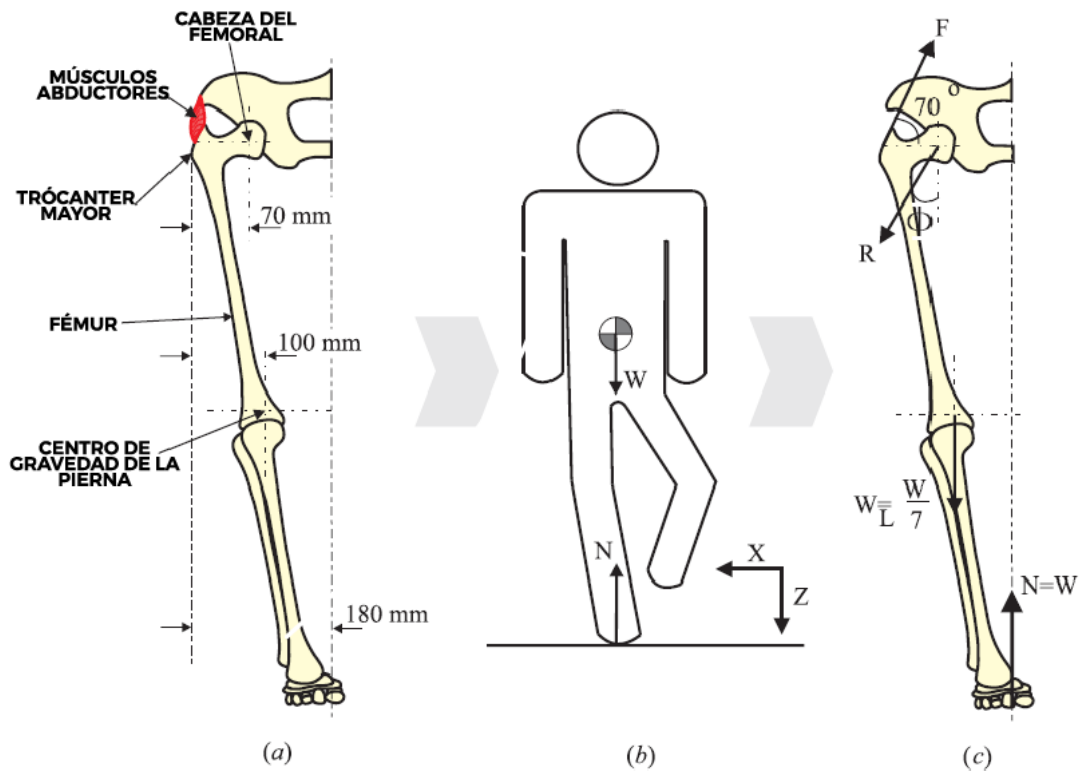


Figura 2.4 DCL de la extremidad inferior en una marcha normal

a) dimensiones de la pierna, b) persona parada en un solo pie, c) Diagrama de Fuerzas.

A partir de este análisis se plantearon las ecuaciones de sumatoria de fuerzas, para obtener el valor de la fuerza interna a la que está sometido el hueso fémur.

$$\leftarrow^+ \sum F_x = 0 \quad (1)$$

$$F \cos(70^\circ) + R_x = 0$$

$$\downarrow^+ \sum F_z = 0 \quad (2)$$

$$-F \sin(70^\circ) + \frac{W}{7} - W + R_z = 0$$

$$\curvearrowright + \sum M_0 = 0 \quad (3)$$

$$-F \sin(70^\circ)(0.07) + \frac{W}{7}(0.1 - 0.07) - 0.11W = 0$$

De la ecuación 3 podemos hallar la fuerza y posteriormente las componentes de las fuerzas R obteniendo así:

$$F = \frac{0.11W - \frac{0.03}{7}W}{\sin(70^\circ)(0.07)}$$

$$F = 1.607W$$

$$R_x = F\cos(70^\circ)$$

$$R_x = 1.607\cos(70^\circ)W$$

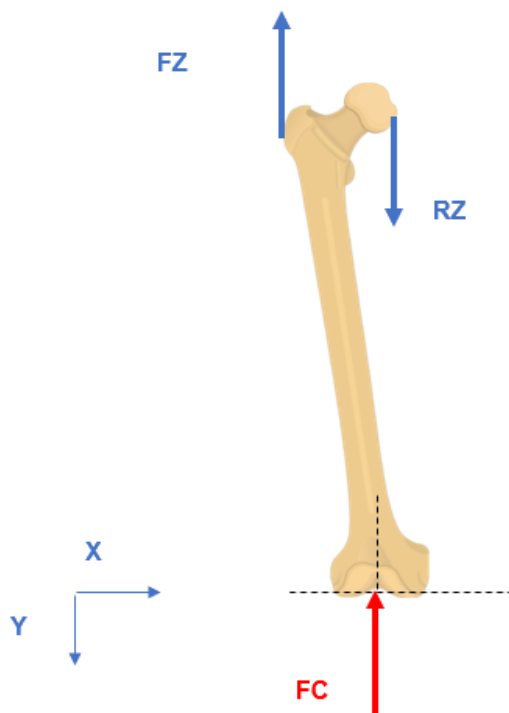
$$R_x = 0.549W$$

$$R_z = F\sin(70^\circ) - \frac{W}{7} + W$$

$$R_z = 1.607\sin(70^\circ)W - \frac{W}{7}$$

$$R_z = 2.367W$$

Una vez obtenidas las fuerzas que actúan en la pierna se analizaron las fuerzas que intervienen específicamente en el fémur:



**Figura 2.5 D.C.L Fémur**



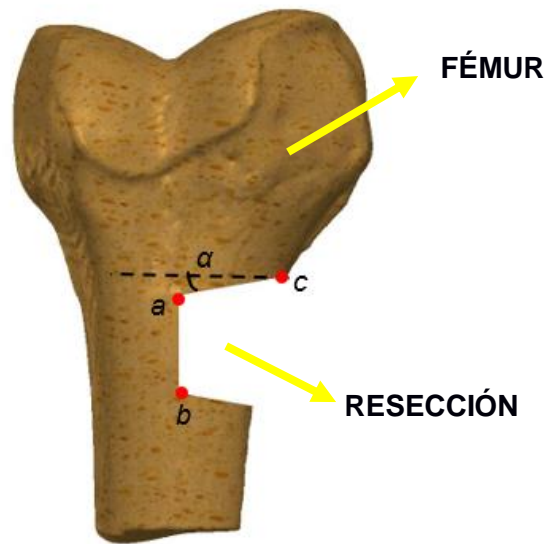
$$-1.510W + 2.367 - F_c = 0$$

$$F_c = 0.857W$$

Luego de calcular la fuerza interna  $F_c = 0.857W$ , se observó que es la única fuerza que actúa en el hueso de estudio, por lo que se tiene una fuerza uniaxial en compresión. Lo cual en nuestro análisis de esfuerzos se lo aproximó a un análisis en dos dimensiones (2D).

Una vez obtenida la fuerza de compresión en el fémur, se determinaron los esfuerzos, y deformaciones que se producen luego de la resección y colocación posterior del implante. Se utilizó la extensión Nastran In CAD del software Inventor, el cual permite realizar un análisis de elementos finitos FEA para establecer cuál es el ángulo óptimo de corte para escenarios que contemplen injertos de titanio como también para aloinjertos.

Se simuló la fuerza de compresión  $F_c$  ejercida sobre el hueso del fémur, con una magnitud de 0.85 W. La simulación se realizó sobre un hueso del fémur que ha sido resectado, lo que significa que en la sección faltante se encontraban las células tumorales. Nuestros puntos de interés para esta simulación se presentan en la Figura 2.6 es decir, los puntos a, b y c. Estos puntos suelen comportarse como concentradores de esfuerzo ya que son esquinas de la trayectoria de corte con discontinuidad entre segmento de líneas, la tensión y compresión se registrará a lo largo de los bordes ab y ac.



**Figura 2.6 Geometría del área resectada;**

**a,b, y c son los puntos de concentradores de esfuerzos; y  $\alpha$  es el ángulo de inclinación.**

Para la realización del análisis de elementos finitos FEA, fue necesario hacer una resección virtual en el hueso CAD, se utilizó el patrón base establecido por el cirujano especialista. Partiendo de este corte base se procedió a reemplazar por una prótesis con el objetivo de variar su ángulo de inclinación, hasta obtener diferentes resultados de esfuerzos producidos por la fuerza de compresión  $F_c$ . El principio de diseño mecánico que se utilizó está representado por la ecuación (4) de los esfuerzos normales axiales, y al aumentar el ángulo de inclinación en el patrón de corte aumentará el área de contacto entre las caras del hueso fémur y la prótesis. Mientras se está aplicando la misma fuerza de compresión  $F_c$ , siendo el área inversamente proporcional al esfuerzo normal, los esfuerzos se reducirán para una inclinación específica.

Fórmula de Esfuerzos normales axiales (compresión):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (4)$$

Para la simulación en el software Nastran in CAD se establecieron los siguientes parámetros:

Propiedades mecánicas del hueso Fémur:

**Tabla 2.2 Propiedades del hueso fémur<sup>6</sup>**

Material	Hueso
$\rho$	2000 $g/cm^3$
$E$	2.13 $GPa$
$\gamma$	0.3
$G$	70 $MPa$

En la Tabla 2.3 se muestran los parámetros que se establecieron para la simulación 2D.

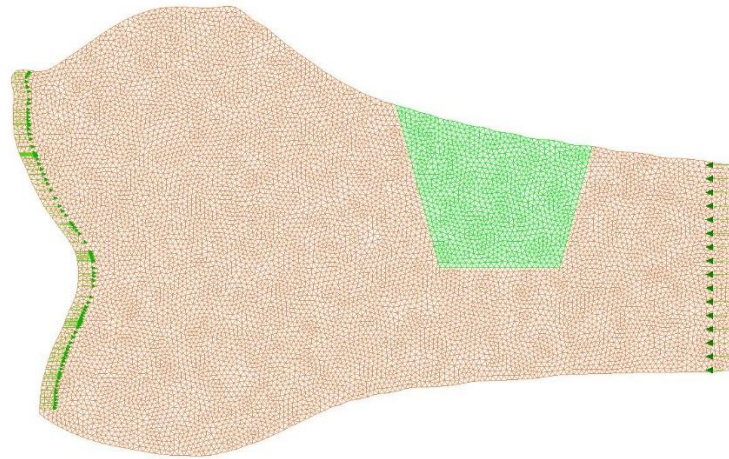
**Tabla 2.3 Parámetros de simulación en Nastran in CAD 2D**

<b>Fuerza</b>	600 N
<b>Nodos</b>	40.000
<b>Forma de elemento</b>	Triangular

En la Figura 2.7 se puede observar el corte del hueso CAD que se utilizó para el análisis.

---

<sup>6</sup> Maharaj, P. S. R. S., Maheswaran, R., & Vasanthanathan, A. (2013). Numerical analysis of fractured femur bone with prosthetic bone plates. *Procedia Engineering*. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.09.204>



**Figura 2.7 Análisis de elementos finitos Nastram In-CAD**

Los resultados obtenidos de la simulación se muestran en el **Capítulo 3**.

#### **2.4 Requerimientos de diseño**

Los requerimientos de una guía quirúrgica están enfocados a las necesidades que presenta el médico cirujano como son: forma, sujeción que brindará en el proceso de corte. Así como también en la recuperación del paciente, utilizando materiales biocompatibles que no afecten a la zona donde se resecta el tumor, basándose en aspectos que puedan disminuir el tiempo de la operación y de realizar un corte con alta precisión.

La guía quirúrgica propuesta cumplirá con las siguientes características de diseño:

- Diseño personalizado
- Esterilizado
- Ergonómico
- Biocompatible
- Resistencia/ Esfuerzo
- Manufacturabilidad

### **2.4.1 Diseño personalizado**

La guía para resección de tumores óseos debe ser específica para el hueso involucrado, el tamaño y la superficie de los huesos varía de paciente en paciente. Dependerá también del tamaño del tumor, adicional el patrón de corte debe ser el óptimo que asegure un ajustaje preciso con el posterior implante evitando así una posterior cirugía correctiva, siendo solidario con el hueso afectado al no realizar un corte invasivo.

### **2.4.2 Esterilizado**

La guía estará en contacto con tejido óseo y articulaciones durante la operación, el diseño propuesto deberá estar manufacturado en un material que permita ser esterilizada con el fin de evitar la reproducción de microorganismos que puedan afectar la zona de resección. Por lo que también la guía será diseñada, manufacturada, y almacenada en un empaque hermético y esterilizado, para luego ser usada una sola vez, y posteriormente desechada.

### **2.4.3 Ergonómico**

Es importante que la forma de la guía sea de fácil manipulación para el médico cirujano, ya que la guía deberá ajustarse a la forma de la superficie del hueso, y no deberá moverse, ni presentar irregularidades en la sujeción, para realizar un corte con mayor precisión.

### **2.4.4 Biocompatible**

El material del cual será elaborado la guía debe cumplir con la característica de ser biocompatible, debido a que estará en contacto con tejido óseo, y articulaciones. Por lo que se requiere que el material no reaccione de forma negativa durante la operación, y no de origen a una infección en el periodo de recuperación.

#### **2.4.5 Relación Resistencia/ esfuerzo**

Durante el proceso de la cirugía de resección de tumores y utilizando guías para el patrón de corte, se utiliza una sierra sagital que corta el hueso mediante fricción. Esta herramienta de corte es capaz de fracturar la guía en el momento de la operación. Por lo que es importante considerar el criterio de diseño en la relación de resistencia y esfuerzo para que la guía no se fracture, y cumpla su función de guiar a la sierra sagital en el corte establecido.

#### **2.4.6 Manufacturabilidad**

El proceso de manufactura idóneo para la elaboración de guías personalizadas utilizadas en el quirófano es mediante Impresión en 3D, debido a que permite una alta precisión y personalización del producto final. Ambos aspectos importantes para la ejecución de una resección de tumores óseos.

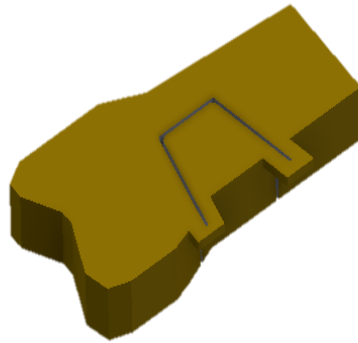
### **2.5 Alternativas de solución**

Para esto se propuso cuatro (4) alternativas de solución, descritas a continuación:

#### **2.5.1 Propuesta 1**

Es una guía de un solo cuerpo, rígido con un espesor de diez milímetros (10 mm) que soportará los esfuerzos producidos por la sierra sagital durante el corte.

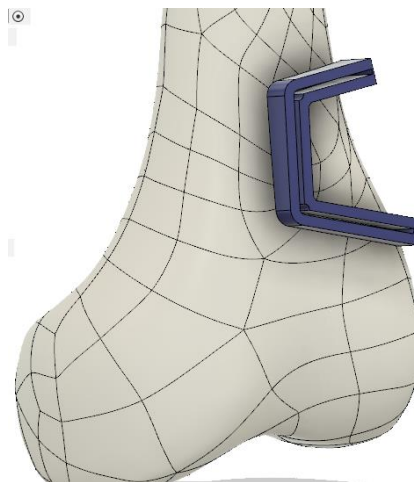
Es un diseño personalizado que se acoplará a la forma del hueso. La fijación que se tiene puede ser manual debido a que es robusto o mediante tres perforaciones que se fijan al hueso.



**Figura 2.8** Guía personalizada propuesta 1

### 2.5.2 Propuesta 2

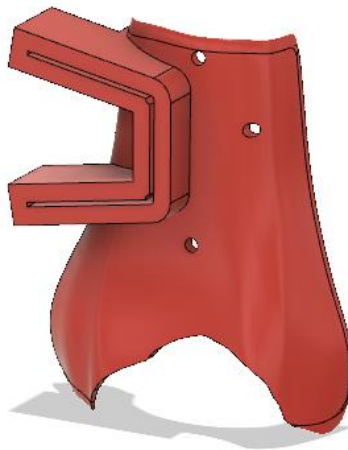
Es una guía quirúrgica con la que se trabaja actualmente en el país, se obtuvo esta información por medio de una entrevista [10]. Es una guía impresa en material biocompatible, con un patrón de corte que no considera los efectos de concentradores de esfuerzos. La ubicación de la guía y sujeción es de forma manual, y presenta un espesor aproximado de cinco milímetros (5 mm). No presenta un área que se acople a la superficie del hueso. Debido a su espesor y su fijación manual, la guía en ocasiones se ha fracturado.



**Figura 2.9** Guía personalizada propuesta 2

### 2.5.3 Propuesta 3

Es una guía de un solo cuerpo con diferentes espesores, una sección de espesor tres milímetros (3 mm) que se ajustará a la superficie del hueso mediante una guía del cartílago del cóndilo femoral, dicha línea varía de paciente en paciente, teniendo un diseño personalizado que ayudará al cirujano donde asentar la guía. Impresa en un material biocompatible. Contará con un segundo espesor en la zona de corte de ocho milímetros (8 mm) resistente al paso de la sierra sagital. Su fijación será con tres orificios restringiendo todos los grados de libertad durante el proceso de resección.

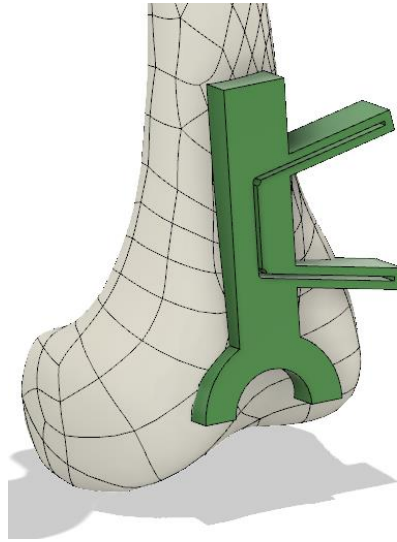


**Figura 2.10 Guía personalizada propuesta 3**

### 2.5.4 Propuesta 4

Es una guía con forma particular de “Y” que se acopla con la superficie del hueso, su fijación puede ser manual o con perforaciones para la sujeción. Su espesor aproximado es de siete milímetros (7 mm) capaz de resistir los esfuerzos producidos por la sierra sagital.





**Figura 2.11 Guía personalizada propuesta 4**

## **2.6 Selección de la mejor solución**

Para poder seleccionar la mejor alternativa se realizó una matriz de decisión (Tabla 2.7). Esto se logró estableciendo el cálculo de ponderaciones mediante una matriz de priorización (Tabla 2.5), herramienta que permitió seleccionar las opciones más significativas en la elaboración del proyecto, y la importancia relativa entre las diferentes opciones indica de manera subjetiva el grado de jerarquía que tienen entre sí (Tabla 2.4).

Se procedió a definir los criterios de diseño para la elaboración de la guía, basándose en los siguientes parámetros de clasificación:

- Fijación
- Personalización
- Ergonomía
- Resistencia/ Esfuerzo
- Manufacturabilidad
- Costo

**Tabla 2.4 Importancia relativa entre los parámetros de clasificación**

<b>Respuestas</b>	<b>Valor</b>
<b>Significativamente más importante</b>	1
<b>Igualmente, importante</b>	0.5
<b>Significativamente menos importante</b>	0

**Tabla 2.5 Matriz de priorización**

	Fijación	Personalización	Ergonomía	Resistencia/ Esfuerzo	Manufacturabilidad	Costo	Suma	%
Fijación		0	0.5	0.5	0	0	1	10
Personalización	1		0.5	0	0.5	0	2	20
Ergonomía	0	0		0.5	0.5	0.5	1.5	15
Resistencia/ Esfuerzo	0.5	0	0		0	0.5	1	10
Manufacturabilidad	0	0	0.5	0.5		0.5	1.5	15
Costo	1	0.5	0.5	0.5	0.5		3	30
							10	100

De la Tabla 2.5. Se obtiene que la ponderación para los parámetros de diseño son los siguientes:

- Fijación: 10%
- Personalización: 20%
- Ergonomía: 15%
- Resistencia/ Esfuerzo: 10%
- Manufacturabilidad: 15%
- Costo: 30%

Se considera el parámetro de costo como uno de los más influyentes en el proceso de elaboración de la guía, debido a que debe estar al alcance de los pacientes y ser competitivo con las guías producidas actualmente, o como en técnicas antiguas de resectar el tumor a pulso del cirujano.

En segundo lugar, tenemos la personalización que es importante, ya que brindará una alta precisión en la resección de tumor, y en el posterior implante que encajará de tal manera que el implante no se desajustará ni producirá concentradores de esfuerzos en las esquinas formadas en el corte.

Para el desarrollo de la matriz de decisión, se estableció una escala del 1 al 5 para calificar de forma subjetiva a cada uno de los criterios, en el cual el número 1 equivale a la situación más desfavorable y el número 5 corresponde al escenario óptimo.

**Tabla 2.6 Escalas de calificación**

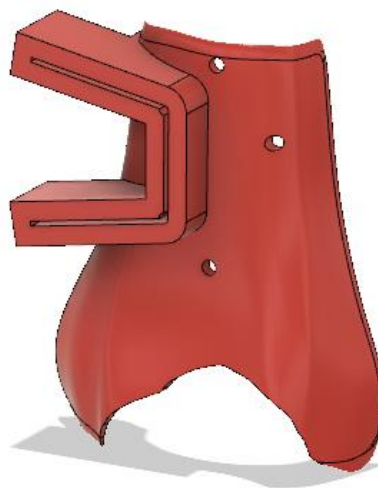
<b>Criterios de calificación</b>	<b>Nota</b>
<b>Cumple con más de lo esperado</b>	5
<b>Cumple con lo esperado</b>	4
<b>Cumple parcialmente</b>	3
<b>Cumple escasamente</b>	2
<b>No Cumple</b>	1

Luego, se ponderó cada una de estas calificaciones y se las sumó, obteniendo así un puntaje total tabulado en la matriz de decisión (Tabla 2.7). La misma muestra como mejor alternativa a la que posee el puntaje total más alto.

**Tabla 2.7 Matriz de decisión**

	FIJACIÓN	PERSONALIZACIÓN	ERGONOMÍA	REISTENCIÓN/ESFUERZO	MANUFACTURABILIDAD	COSTO	
	0.15	0.2	0.15	0.1	0.1	0.3	1
Propuesta 1	4	2	1	4	2	4	2.05
Propuesta 2	1	2	2	2	4	4	2.65
Propuesta 3	4	5	4	3	3	2	3.40
Propuesta 4	2	4	2	4	2	2	2.60

Se observa que la mejor opción es: La guía quirúrgica de la **propuesta 3**, que cumple eficientemente con las características de diseño para la resección de tumores óseos.



## **2.7 Selección de injerto**

Hoy en día, en el campo ortopédico, se discute mucho sobre las reconstrucciones esqueléticas en los casos en que las pérdidas óseas, particularmente en la superficie articular, son suficientes para prevenir el uso de prótesis convencionales. En las cuales se ha contemplado dos posibles escenarios de solución, el primero de estos considera una endoprótesis de titanio obtenida por manufactura aditiva. Por otra parte, tenemos como solución los alógrafos los cuales se obtienen de huesos cadavéricos siguiendo un estricto proceso para su correcta implementación y uso.

### **2.7.1 Endoprótesis de titanio**

Para la manufactura de este tipo de endoprótesis se utiliza polvo Ti-6Al-4V grado, producido por atomización de plasma. Las partículas tienen una forma esférica con la siguiente distribución del tamaño de partícula:  $d_{10} = 27 \mu\text{m}$ ;  $d_{50} = 47 \mu\text{m}$ ;  $d_{90} = 76 \mu\text{m}$ . Este tipo de implantes de metal se fabrica usualmente utilizando una máquina SLM Solutions SLM 280HL con los parámetros establecidos con una densidad relativa de aproximadamente el 99,9% y se describe en otros trabajos [11]. La precisión de construcción del implante fabricado es de aproximadamente  $200 \mu\text{m}$ .

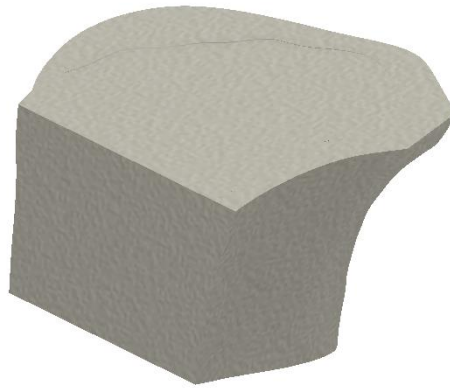
**Tabla 2.8 Propiedades mecánicas de TI 6a1-4v**

	<b>Arcam Ti6Al4V, Typical</b>	<b>Ti6Al4V Required**</b>	<b>Ti6Al4V Required***</b>
<b>Yield Strength (Rp 0.2)</b>	950 MPa	758 MPa	860 MPa
<b>Ultimate Tensile Strength (Rm)</b>	1020 MPa	860 MPa	930 MPa
<b>Elongation</b>	14%	>8%	>10%
<b>Reduction of Area</b>	40%	>14%	>25%
<b>Fatigue strength* @600 MPa</b>	>10,000,000 cycles		
<b>Rockwell Hardness</b>	33 HRC		
<b>Modulus of Elasticity</b>	120 GPa		

<b>Condition</b>	<b>Tensile strength, MPa</b>	<b>Yield strength, MPa</b>	<b>Elongation at break, %</b>
<b>SLM, as fabricated</b>	1220 ± 60	1140 ± 60	3.2 ± 1.5
<b>SLM, 800 °C, 4 h</b>	1080 ± 10	983 ± 25	9.9 ± 1
<b>SLM, 950 °C, 1.5 h</b>	1083 ± 10	977 ± 35	10.6 ± 1
<b>EBM, as fabricated</b>	915 – 1200	830 – 1150	13 – 25
<b>ASTM F2924 – 14</b>	≥ 825	≥ 895	6 – 10
<b>ISO 5832 – 3</b>	860	780	8 – 10

Las propiedades mecánicas generales (Tabla 2.8) del material producido cumplen con los requisitos de ASTM F2924–14 (Especificación estándar para la fabricación de aditivos de titanio-6 aluminio-vanadio-4 con fusión de polvo) e ISO 5832-3 (Implantes para cirugía - Materiales metálicos - Parte 3: aleación de titanio forjado 6-aluminio 4-vanadio).





**Figura 2.12 Endoprótesis de Ti-6Al-14V**

### **2.7.2 Alógrafo**

El tejido cadavérico se obtuvo de un donante por medio de un banco de tejidos. Este elemento debe poseer características similares a las mencionadas en la tabla 2.2 adicional a la biocompatibilidad que deben poseer el donante y el paciente.



**Figura 2.13 Alógrafo**

## 2.8 Diseño de guía quirúrgica



**Figura 2.14 Diseño detallado de guía quirúrgica personalizada en posición sobre fémur.**

La guía de corte se diseñó con el software FUSION 360, es una herramienta de diseño en 3D que permite trabajar en la creación de sólidos y superficies de objetos con formas irregulares. Se inició importando la porción del hueso en formato CAD obtenido de la tomografía computarizada (TAC); luego se procedió a trabajar sobre la superficie del tejido óseo hasta obtener una plantilla personalizada, sobre la cual se creó un diseño específico. Cuando el proceso de selección del mejor patrón de corte ha finalizado, descrito en el Capítulo 3, se utilizó la inclinación idónea de la trayectoria para crear el boceto de diseño y posteriormente la guía de diseño. Finalizado este proceso la guía quirúrgica es exportada como archivo STL, donde será manufacturado mediante impresión 3D.

## 2.9 Impresión de la guía

Una vez creada la guía personalizada, será elaborada mediante manufactura aditiva en una impresora 3D del tipo estereolitográfica (SLA). El material que usará será Dental SG Resin [12] con la propiedad de ser biocompatible. El tiempo estimado del proceso de impresión fue de 4 horas.

Las características de la resina son:

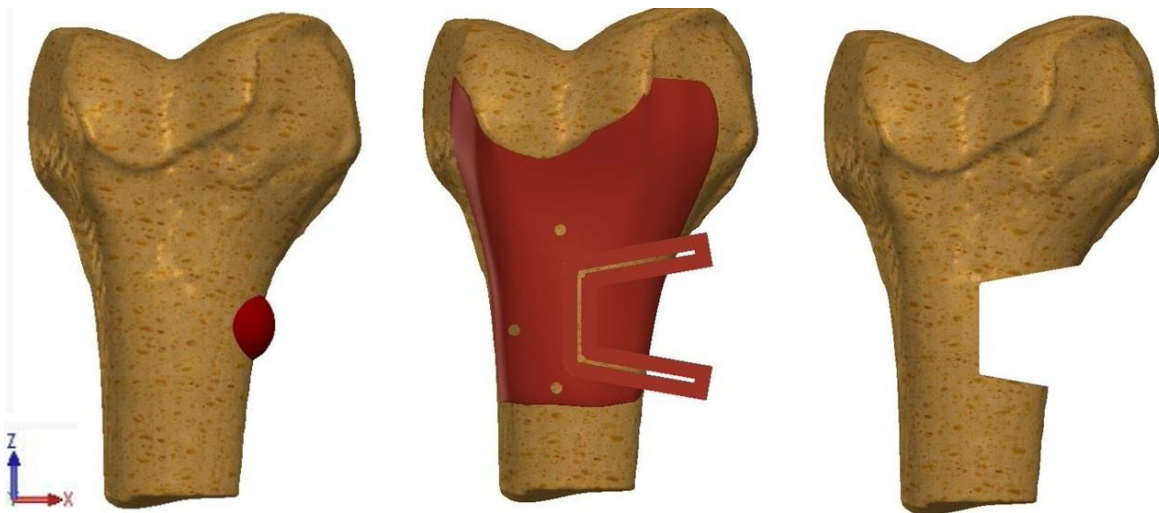
**Tabla 2.6 Propiedades mecánicas de Dental SG Resin**

<b>Resistencia</b>	<b>Valores</b>
<b>Esfuerzo flexionante</b>	$\geq 50$ MPa
<b>Módulo de flexión</b>	$\geq 1500$ MPa
<b>Dureza Shore D</b>	$\geq 80$ D

# CAPÍTULO 3

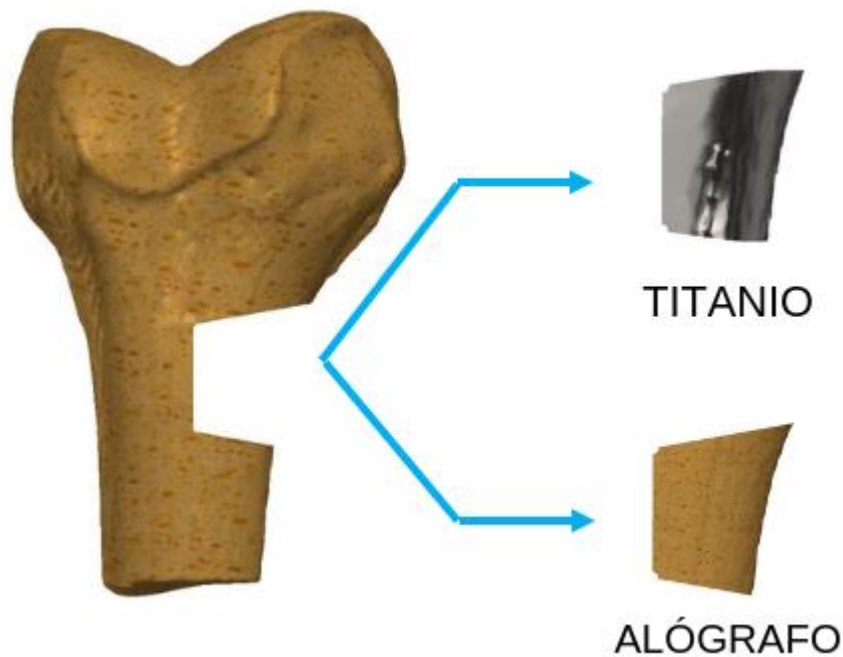
## 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se presenta el nuevo diseño optimizado de la guía quirúrgica para resección de tumores óseos considerando todos los factores que intervienen durante la actividad de una persona en el fémur.



**Figura 3.1 Proceso de resección de tumores óseos con el uso plantillas de corte.**

Los datos de esfuerzos fueron obtenidos por medio del software Nastran in CAD versión estudiantil, una plataforma que nos permite realizar análisis de elementos finitos a cuerpos sometidos a fuerzas. Mediante este software se simuló las variaciones de ángulos de corte y el tipo de injerto, para seleccionar la gráfica que represente el menor esfuerzo de Von Mises, y posteriormente lograr un patrón de corte óptimo y simplificar el tiempo de la cirugía y recuperación postcirugía; una de las ventajas adicionales del programa Nastran in CAD es que su interfaz es sencilla, y el ingreso de los parámetros es intuitivo.



**Figura 3.2 Injertos a analizar**

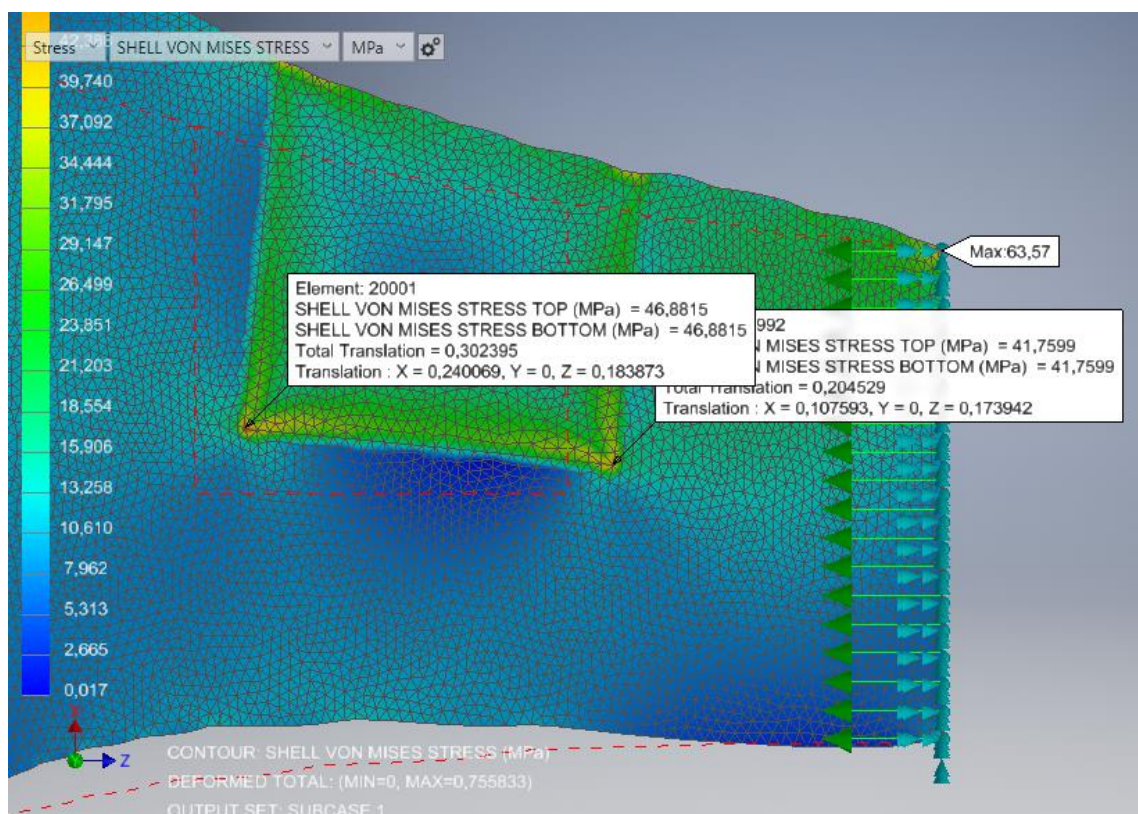
Se utilizaron los datos obtenidos de una tomografía computarizada clínica del fémur de un paciente anónimo obtenido del banco de huesos virtuales del PhD. Gabriel Helguero para este estudio. El diagrama de flujo utilizado para diseñar y fabricar las guías de corte y los implantes se mostró en la Figura 2.1, el cual fue explicado en el capítulo 2.

Los archivos STL fueron importados a Meshmixer y transformados en Modelos CAD 3D. Finalmente, los archivos 3D resultantes se importaron a SolidWorks. En este punto, se ubicó el tumor óseo en la parte distal media de metáfisis. Los planes de resección quirúrgica fueron delineados virtualmente en la computadora con ayuda del cirujano. El plan de resección para este fémur posee aproximadamente una forma trapezoidal (cónica) al cual se fue variando su ángulo desde  $\alpha = 0^\circ$  hasta  $\alpha = 15^\circ$  con el fin de estimar cual es el ángulo óptimo para la resección del tumor. Estas resecciones fueron planeadas con espesor total hasta el fémur en el eje anterior-posterior. Para posteriormente realizar la colocación del implante y simular su comportamiento durante la actividad de una persona. Se contempló dos escenarios: implante de alógrafo y un injerto de titanio para cada una de las variaciones de ángulos antes mencionadas.

Los resultados de esfuerzos obtenidos de las variaciones de los ángulos para cada tipo de injerto se encuentran en la sección de **Anexos**.

### 3.1 ANALISIS 2D: Selección de ángulo de corte

Se utilizó una primera aproximación y análisis comparativo mediante un análisis 2D para obtener el ángulo óptimo que debe tener la guía de resección.



**Figura 3.3 Simulación de esfuerzos en las ubicaciones de interés**

**Nastran In CAD**

#### 3.1.1 Injerto de Titanio

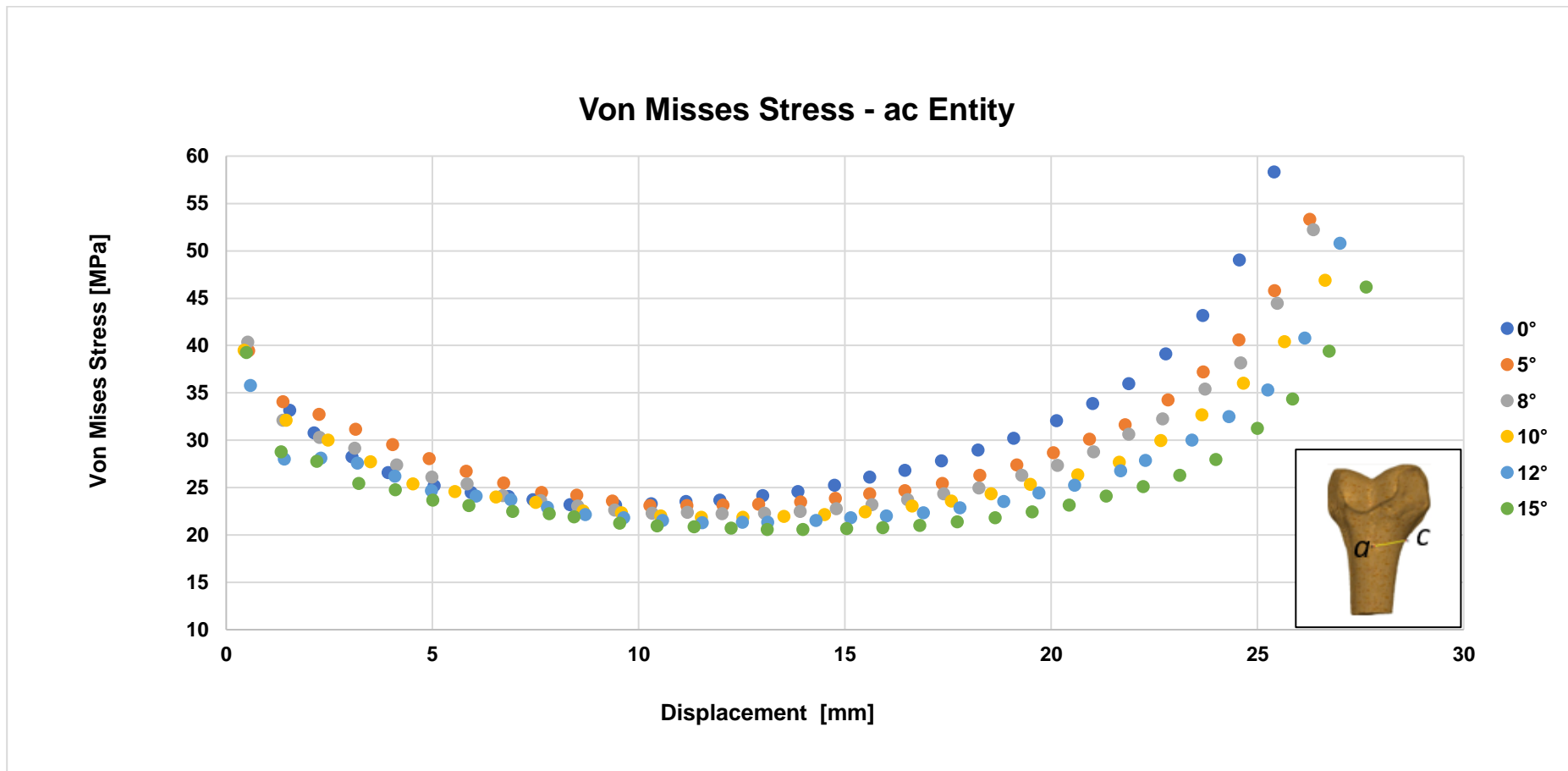
En la Gráfica 3.1 se observa los valores de EVM (MPa) respecto a la entidad ac (mm) que es la inclinación donde se resectó el tumor óseo. Se realizaron variaciones en el ángulo  $\alpha$  ( $0^{\circ}$ - $15^{\circ}$ ) y se observa que el ángulo de  $0^{\circ}$  en el

punto C alcanza su máximo valor de 58.32 Mpa, y en el ángulo de 15° en el punto C tiene 46.18 MPa. Adicional se observó en la Gráfica 3.2 la tendencia del valor de 15° se encuentra por debajo de las demás gráficas. Cabe mencionar que los efectos de esfuerzos no siguieron disminuyendo a medida que el ángulo  $\alpha$  aumentaba más de 15°, adicional se buscó respetar el criterio de no realizar un corte muy invasivo.

**Tabla 3.1 Valores de esfuerzos de Von Mises: Titanio**

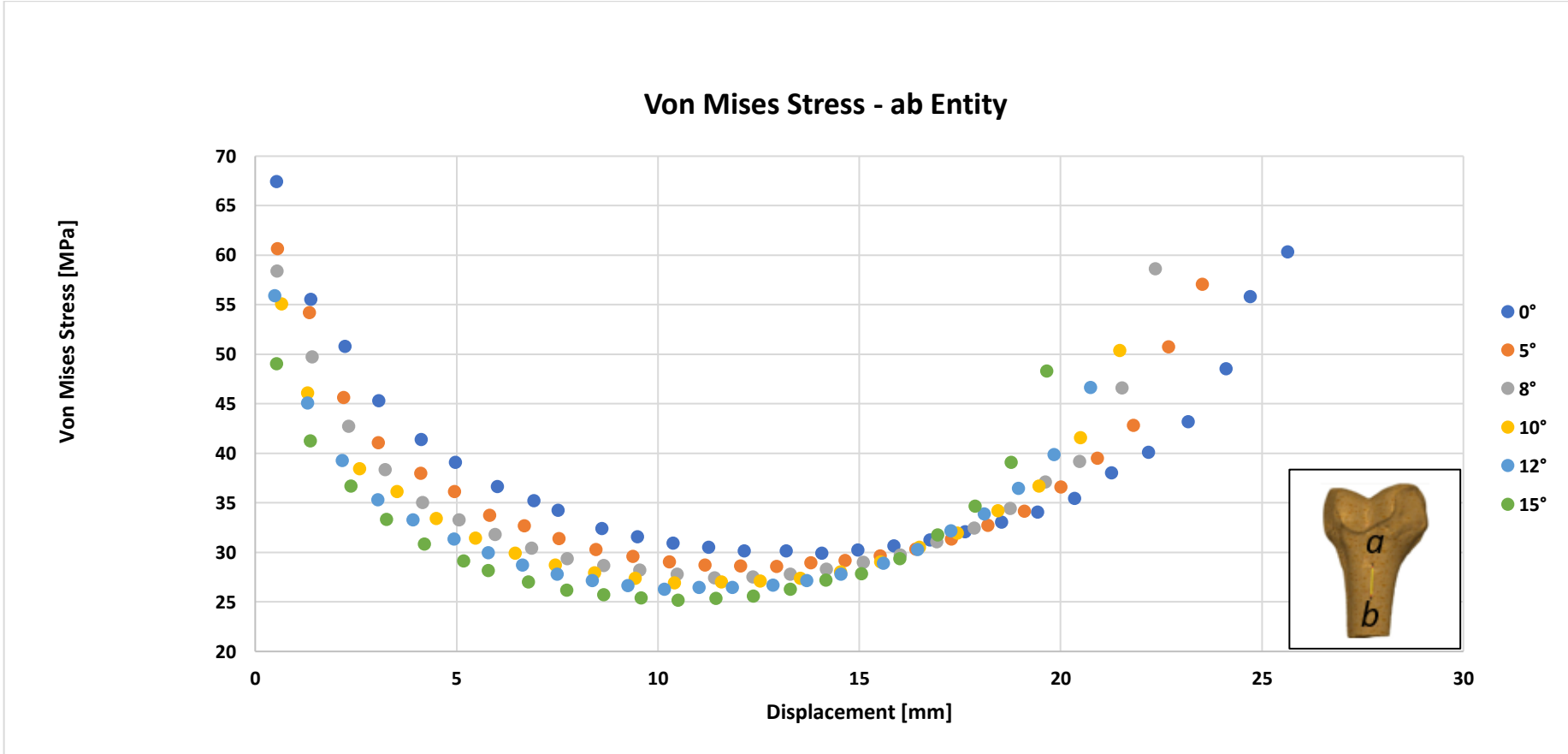
<b>0°</b>	<b>Location</b>	<b>Stress Value [Mpa]</b>	<b>5°</b>	<b>Location</b>	<b>Stress Value [Mpa]</b>
	<b>Point a</b>	39,48		<b>Point a</b>	39,46
	<b>Point b</b>	60,33		<b>Point b</b>	57,02
	<b>Point c</b>	58,32		<b>Point c</b>	53,33
<b>8°</b>	<b>Location</b>	<b>Stress Value [Mpa]</b>	<b>10°</b>	<b>Location</b>	<b>Stress Value [Mpa]</b>
	<b>Point a</b>	40,36		<b>Point a</b>	39,49
	<b>Point b</b>	58,60		<b>Point b</b>	50,37
	<b>Point c</b>	52,20		<b>Point c</b>	46,90
<b>12°</b>	<b>Location</b>	<b>Stress Value [Mpa]</b>	<b>15°</b>	<b>Location</b>	<b>Stress Value [Mpa]</b>
	<b>Point a</b>	37,78		<b>Point a</b>	36,26
	<b>Point b</b>	48,30		<b>Point b</b>	46,61
	<b>Point c</b>	50,80		<b>Point c</b>	46,18

Gráfica 3.1 Esfuerzo de Von Misses entidad: ac





Gráfica 3.2 Esfuerzo de Von Mises entidad: ac



### 3.1.2 Alógrafa

En la Gráfica 3.3 se observa los valores de EVM (MPa) respecto a la entidad ac (mm) para un Alógrafa que representa la inclinación donde se resectó el tumor óseo. Se observó que la tendencia para todos los ángulos de corte es decreciente, y que no presentó el mismo comportamiento que en los gráficos del injerto de titanio, esto se debió a que el hueso insertado posee las mismas propiedades mecánicas del hueso resectado. La Gráfica 3.3 presenta un valor máximo en el punto A (14.71 MPa) cuando el ángulo de corte es 0° (corte recto), en comparación con el ángulo de 5° (11.58 MPa) con menor el esfuerzo.

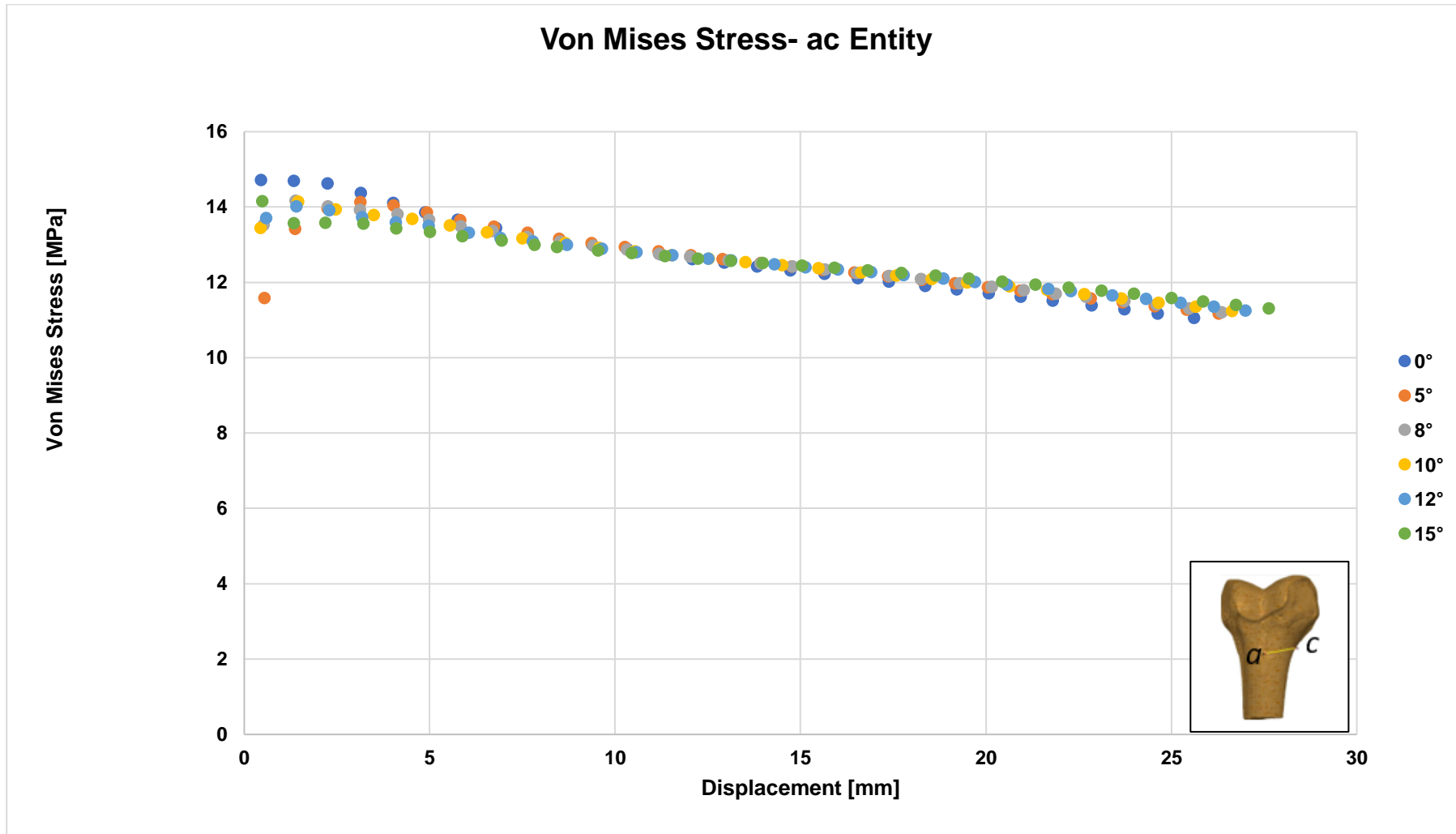
Este comportamiento indicó que la inclinación en el corte produce un efecto positivo al reducir los esfuerzos, pero únicamente hasta un determinado ángulo.

En la Gráfica 3.4 se observó que los valores mínimos de esfuerzos ocurrieron en el ángulo de 15° con (11.13 MPa) esto se debió a que sus esquinas fueron redondeadas ( $\Phi = 3$  mm) para disminuir concentradores de esfuerzos.

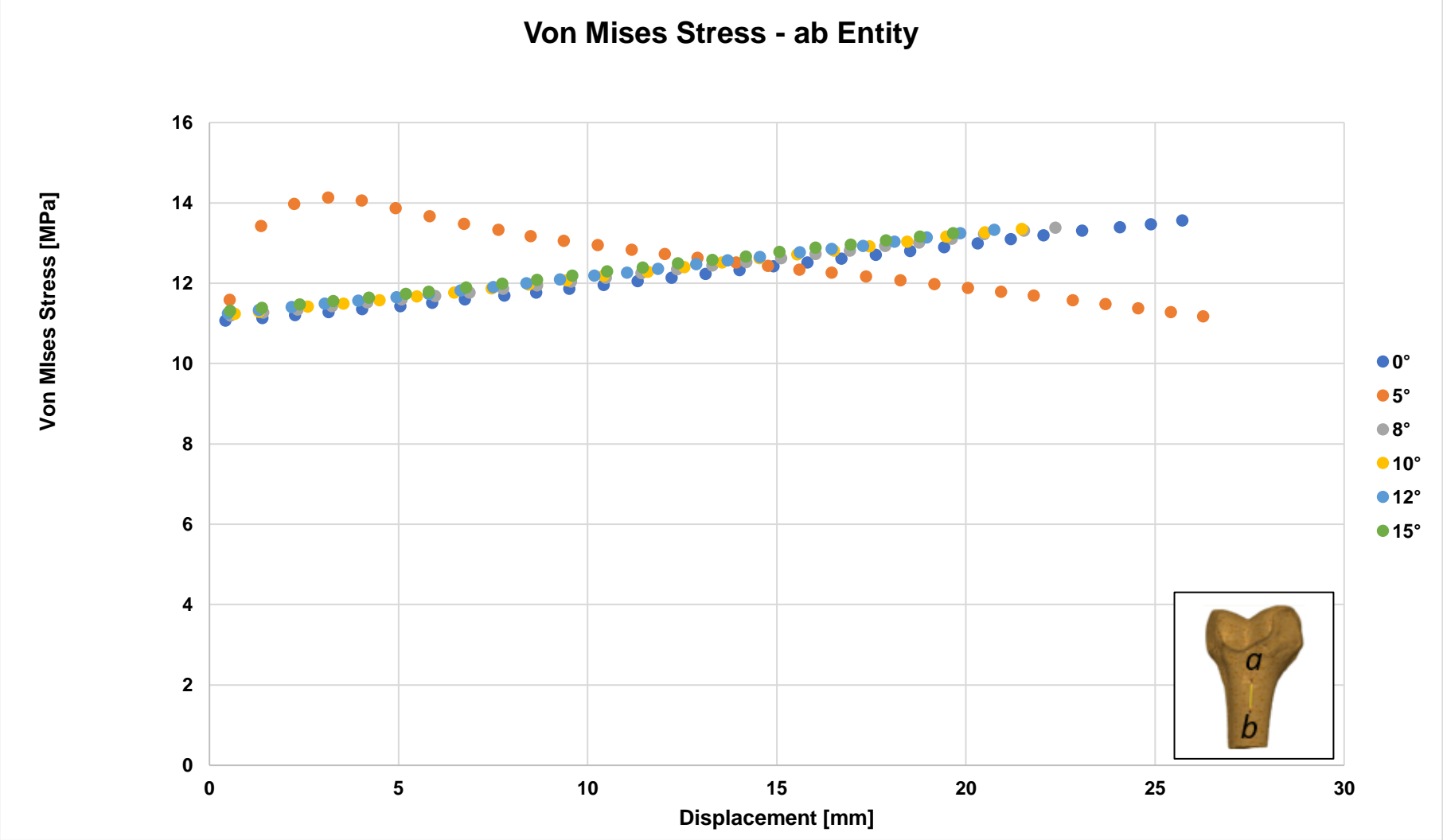
**Tabla 3.2 Valores de esfuerzos de Von Mises: Alógrafa**

0°	Location	Stress Value [Mpa]	5°	Location	Stress Value [Mpa]
	Point a	14,71		Point a	11,58
Point b	13,55	Point b	13,44		
Point c	11,06	Point c	11,16		
8°	Location	Stress Value [Mpa]	10°	Location	Stress Value [Mpa]
	Point a	13,52		Point a	13,44
Point b	13,37	Point b	13,34		
Point c	11,20	Point c	11,24		
12°	Location	Stress Value [Mpa]	15°	Location	Stress Value [Mpa]
	Point a	13,70		Point a	14,15
Point b	13,32	Point b	11,30		
Point c	11,25	Point c	13,23		

Gráfica 3.3 Esfuerzo de Von Misses entidad: ac



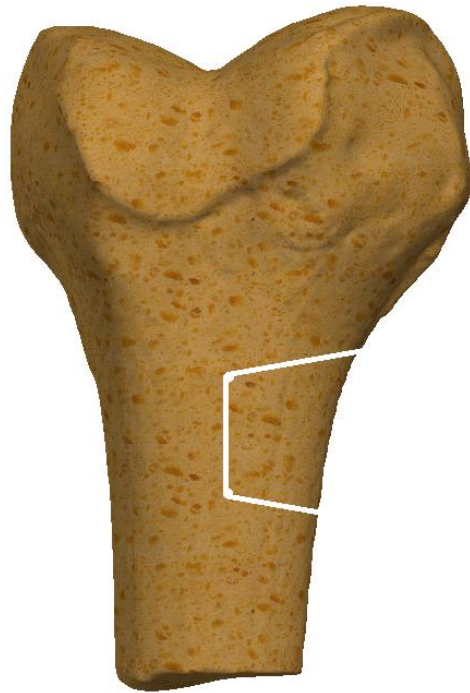
Gráfica 3.4 Esfuerzo de Von Misses entidad: ab



Sobre la base de la hipótesis que propusimos en este estudio, el análisis se centró en las entidades ac, ab, tal como se especifica en el **Capítulo 2**; para cada variación del ángulo  $\alpha$  ( $0^\circ$ ,  $5^\circ$ ,  $8^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $12^\circ$ ,  $15^\circ$ ) los valores de los EVM con relación a la distancia de cada elemento a lo largo de la entidad.

El criterio aplicado para la selección del ángulo es seleccionar el que genere menor esfuerzo de Von Mises a lo largo de las entidades establecidas. Por medio del análisis de elementos finitos, se obtuvo los esfuerzos a lo largo de cada entidad y se observó en la gráfica 3.1 y 3.2 que el ángulo de  $15^\circ$  es el que genera menor EVM en las áreas donde se encuentran situados concentradores de esfuerzos.

Como puede verse en la Gráfica 3.1, las curvas muestran tendencias similares para todos los ángulos, pero con diferentes rangos de valores. El ángulo de  $15^\circ$  muestra valores de EVM entre (39.26 - 46.18) MPa en los puntos de interés a, b. siendo estos los menores comparados con el resto de los ángulos en iteraciones posteriores para ángulos mayores a  $15^\circ$  no existe reducción relevante de dichos esfuerzos por lo cual el ángulo antes mencionado sería el óptimo para este tipo de resección.



**Figura 3.4 Reconstrucción de cavidad: Alógrafo**



**Figura 3.5 Reconstrucción de cavidad: Titanio**

### 3.1.3 Análisis en 3D: Esfuerzos reales en el hueso

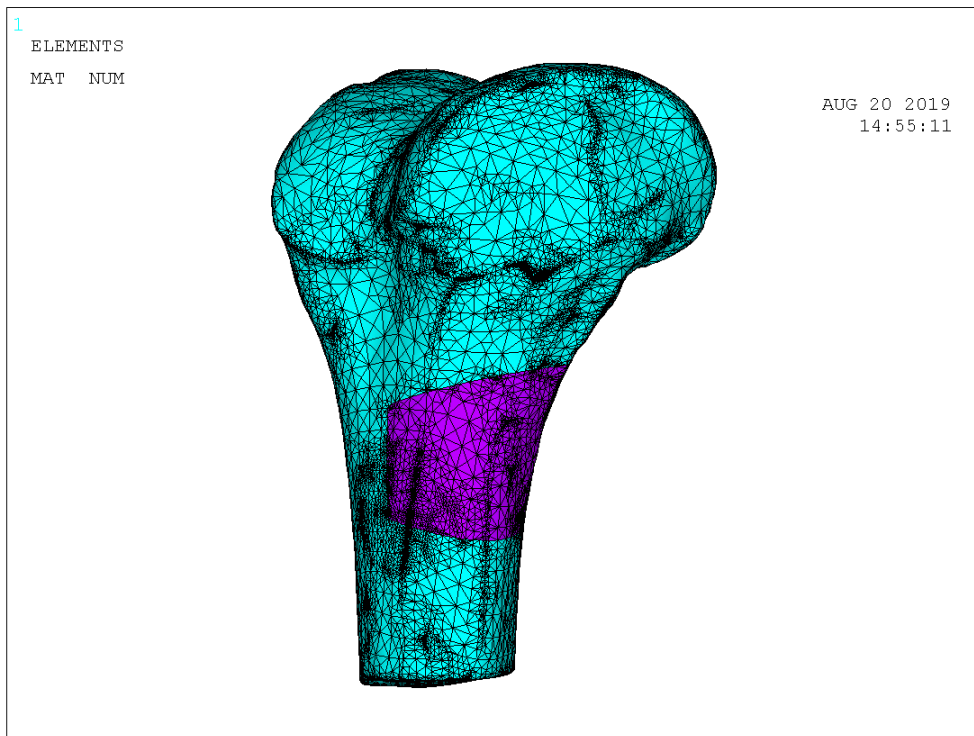
Se utilizó el software ANSYS 17.0 versión estudiantil, debido a su versatilidad en la simulación de modelos sólidos de forma compleja. Es un programa que se encarga de simular condiciones mecánicas como Fuerza, Esfuerzos, Temperatura, etc. Así mismo en la generación de gráficos que muestran una escala de colores para mejor apreciación de regiones específicas de interés.

Los parámetros para la simulación se describen en la tabla 3.3:

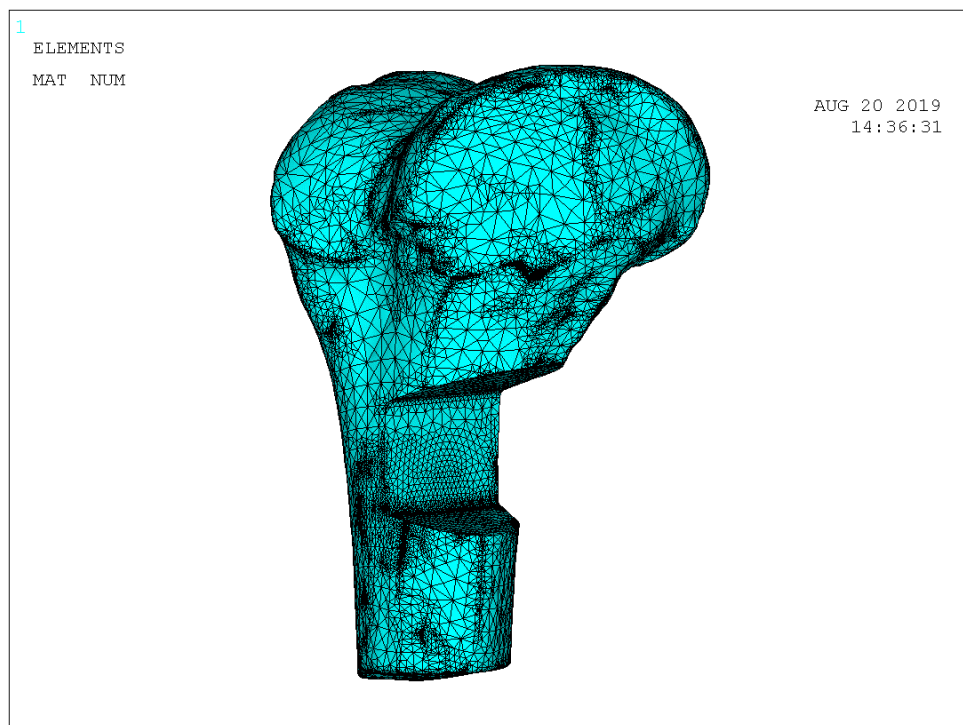
**Tabla 3.3 Parámetros de simulación ANSYS**

<b>Fuerza</b>	600 N
<b>Nodos</b>	360.000
<b>Elementos</b>	Triangular
<b>E Titanio</b>	112 GPa
<b>E Hueso</b>	0.5 GPa

Mediante la simulación en ANSYS se obtuvieron las siguientes imágenes:

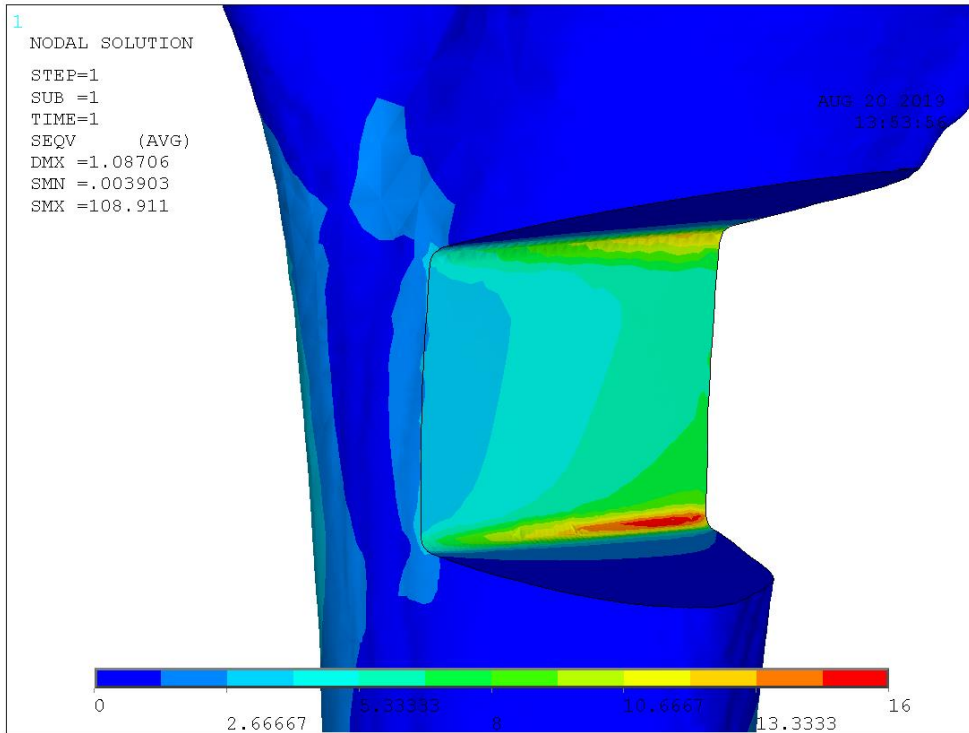


**Figura 3.6 Biomodelo: fémur con injerto en ANSYS**

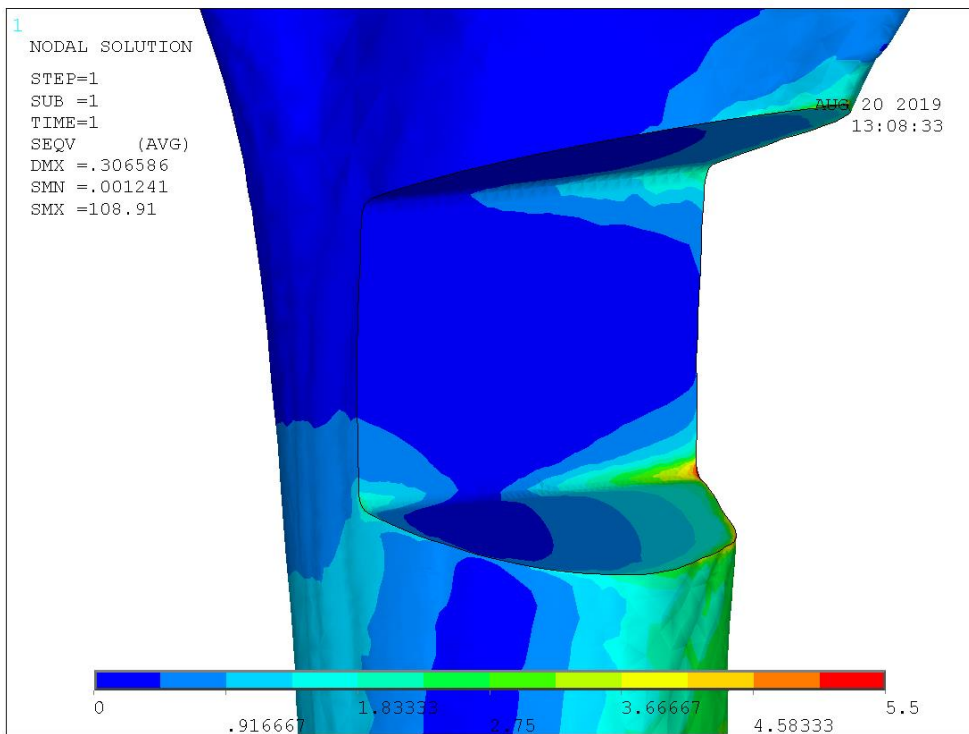


**Figura 3.7 Biomodelo sin injerto**

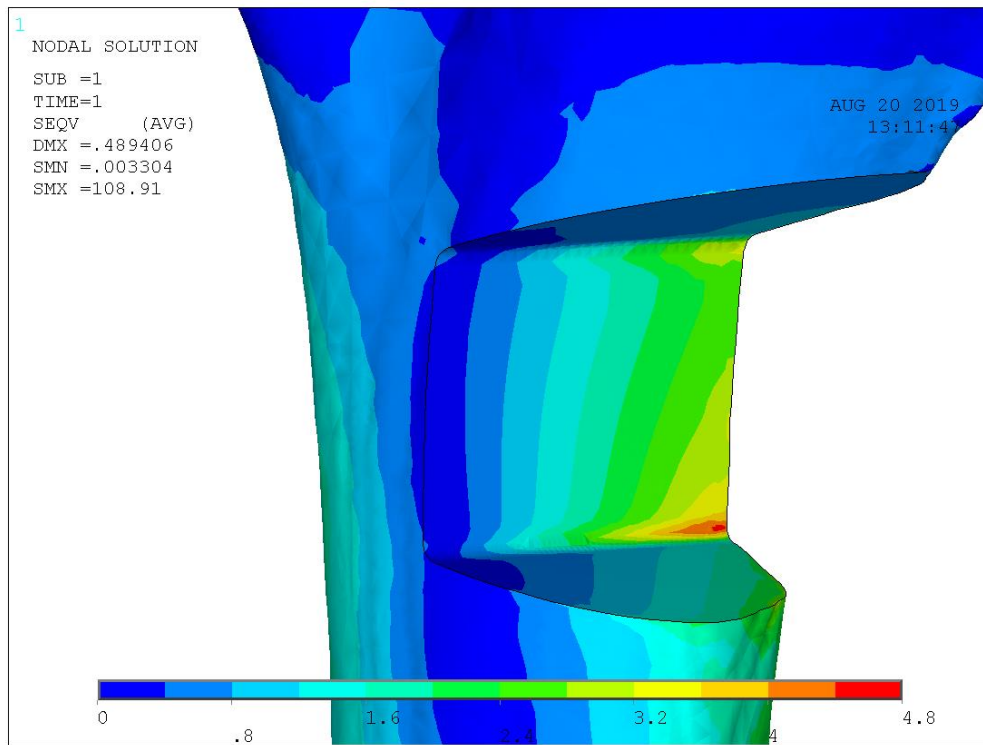




**Figura 3.8 Simulación de EVM en ANSYS: sin Injerto**



**Figura 3.9 Simulación de EVM en ANSYS: Injerto de Titanio**

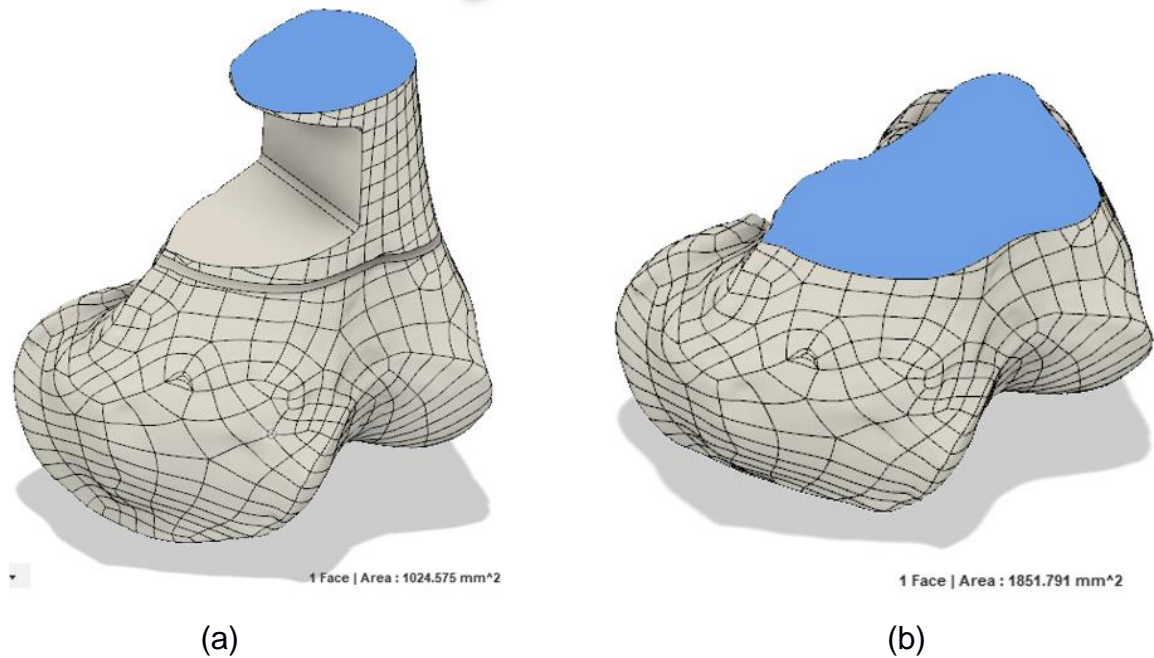


**Figura 3.10 Simulación de EVM en ANSYS: Alógrafa**

Se observó que en la Figura 3.8 cuando la cavidad está vacía el esfuerzo de Von Mises en los concentradores de esfuerzos a,b alcanzan los valores de 12 MPa. Así mismo, en el Injerto de Titanio Figura 3.9 los esfuerzos son aproximadamente 6 MPa; mientras que en el alógrafa Figura 3.10 los esfuerzos no varían mucho con 4,5 MPa.

## Análisis comparativo entre 2D y 3D

### Cálculo de Área promedio:



**Figura 3.11 Fémur CAD secciones transversales promedios**

La figura 3.6a representa un área de:

$$A_a \approx 1100 \text{ mm}^2$$

La figura 3.6b representa un área de:

$$A_b \approx 1900 \text{ mm}^2$$

Área en el punto medio de la resección, que es donde ocurre los esfuerzos máximos debido a la compresión.

Cálculo:

$$\bar{A} = \frac{A_a + A_b}{2}$$

$$\bar{A} = 1500 \text{ mm}^2$$

Estimación de espesor, área efectiva donde se aplica en mayor proporción la fuerza de compresión.

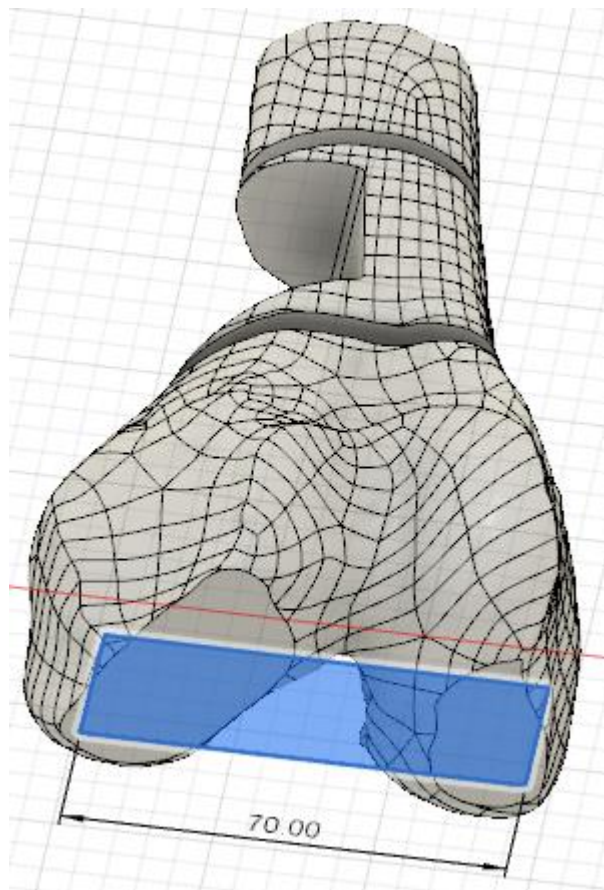


Figura 3.12 Área efectiva vista inferior del hueso

Cálculo:

$$A_{efectiva} = b * e$$

*b*: base (70 mm)

*e*: espesor

$$\bar{A} = A_{efectiva}$$

$$\bar{A} = b * e$$

$$e = \frac{1500 \text{ mm}^2}{70 \text{ mm}}$$

$$e \approx 22 \text{ mm}$$

### Análisis en Nastran in Cad 3D, $\alpha= 15^\circ$ , $e=22$ mm.

Se realizó un análisis en 3D con el software Nastran in CAD para comparar los valores obtenidos en ANSYS que se aproximan a valores más reales. Se calculó un área promedio del hueso virtual y se igualó a un área dado por una superficie 2D del hueso CAD, en relación con el espesor  $e$  ( $e=22\text{mm}$ ) donde se aplica la fuerza de compresión ( $F_c=600\text{N}$ ).

La simulación muestra los valores de EVM sin injerto como se observa en la Figura 3.13.

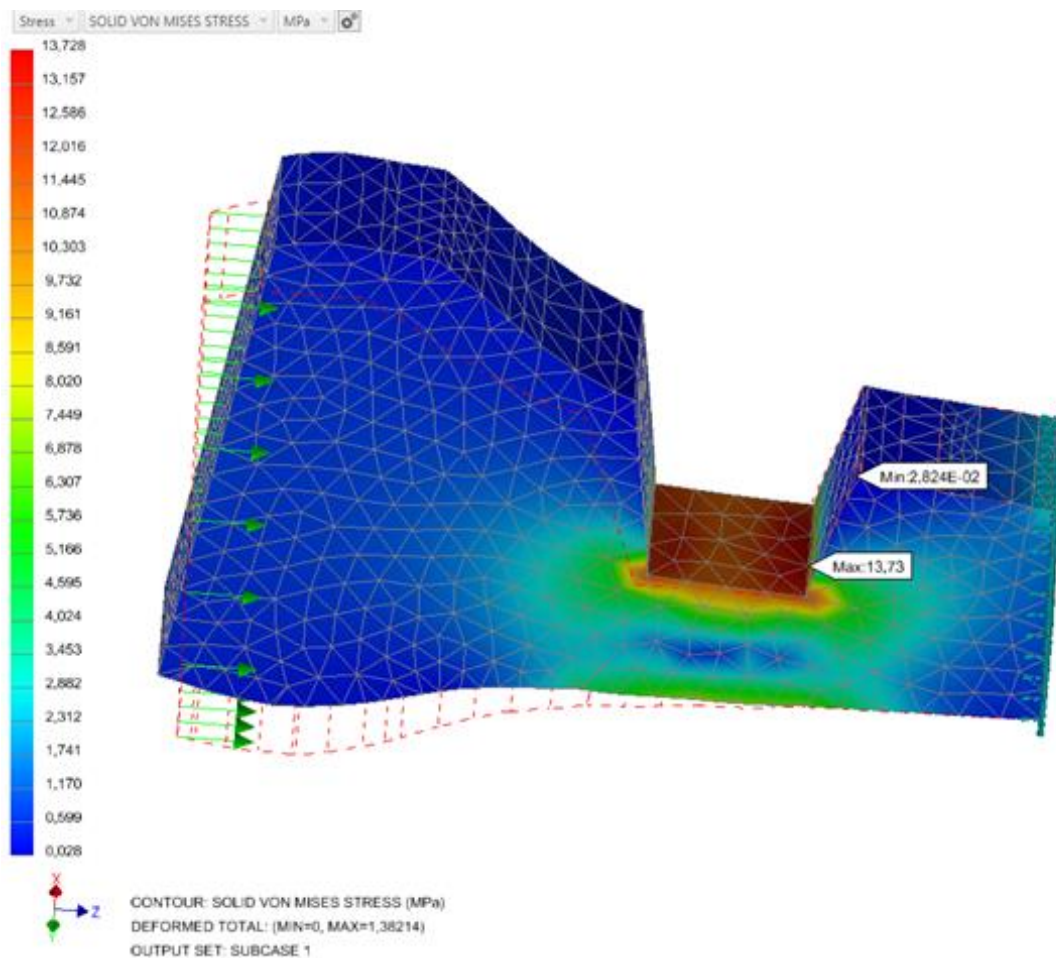
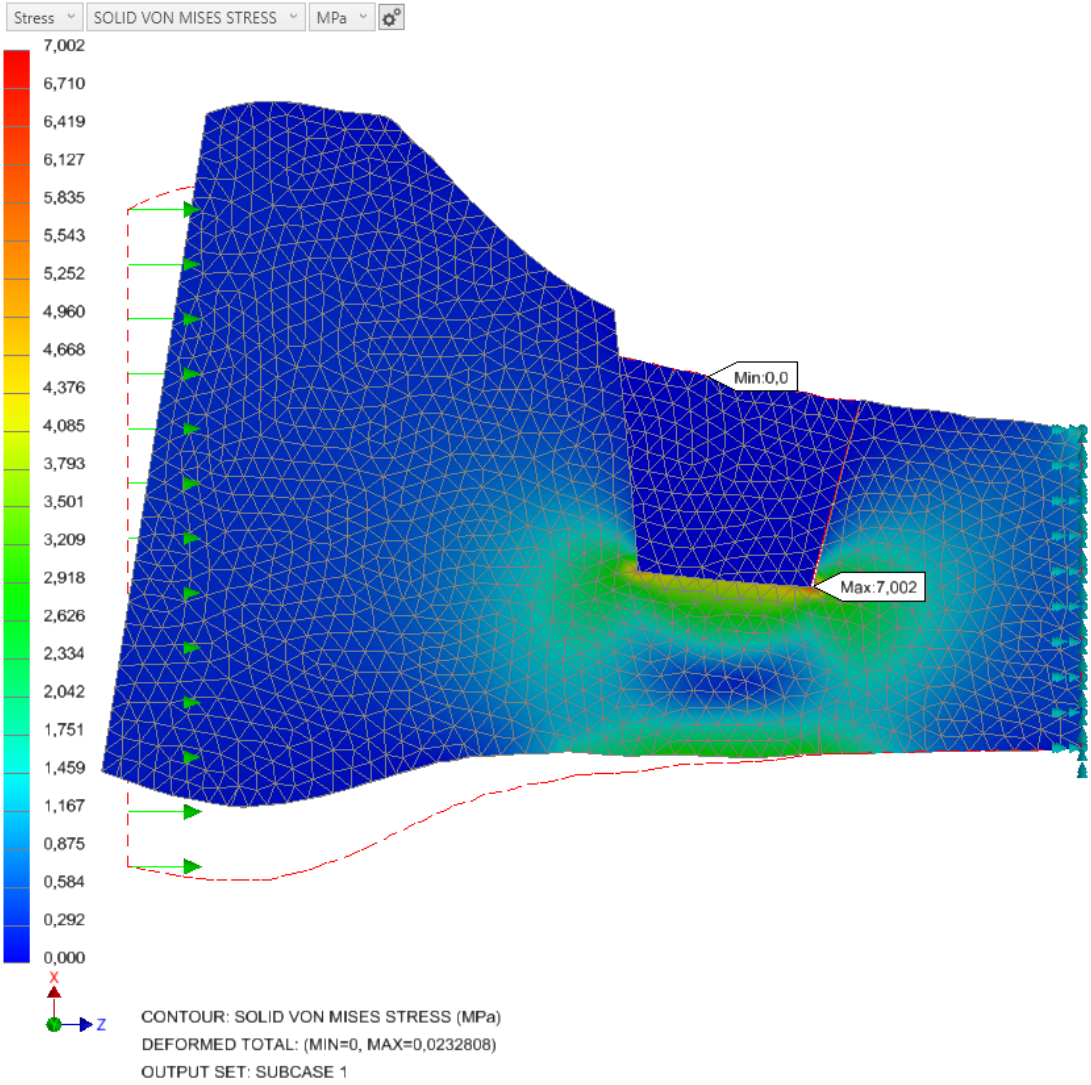
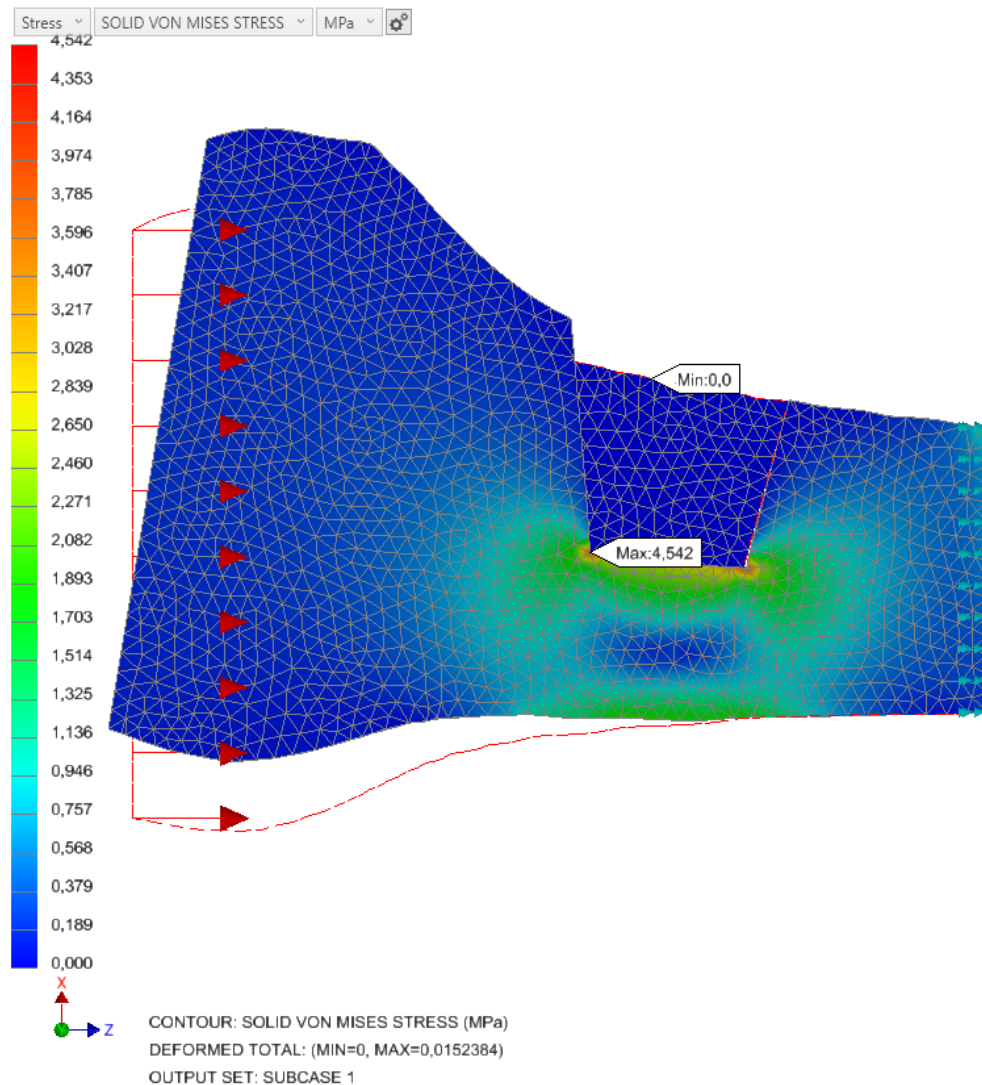


Figura 3.13 Esfuerzo sobre el fémur resectado

Así mismo se realizó una simulación con un injerto de titanio para determinar los esfuerzos en sus concentradores de esfuerzos Figura 3.14



**Figura 3.14 Simulación de esfuerzos de Von Mises implante:Titanio**



**Figura 3.15 Simulación de esfuerzos de Von Mises implante: Alógrafo**

Mediante estas simulaciones en la Figura 3.13 se observó el hueso con un valor de EVM (13 MPa) máximo en el contorno resectado sin injerto. Para la Figura 3.14 se observó la porción de hueso virtual con injerto de titanio en donde el espectro de colores muestra un valor máximo de esfuerzo en las esquinas redondeadas (7 MPa).

Finalmente, en la Figura 3.15 con un aloinjerto (alógrafo) se ingresó un cuarto del valor del módulo de Young del hueso ( $E= 2.13 \text{ GPa}$ ), es decir ( $E=0.5 \text{ GPa}$ ), debido a que se tiene las mismas propiedades mecánicas del hueso virtual así mismo el injerto, para

evitar singularidades volviéndose un sólo elemento sólido. Por lo que se asumió que el alógrafo actuó como un hueso más blando, obteniendo valores de Esfuerzos de Von Mises (4.6 MPa).

### **Análisis de Costos**

En el proceso de diseño y elaboración de la guía de corte se realizó la estimación de costos por todo el estudio para la resección de un tumor óseo como se muestra en la Tabla 3.4. Al realizar el análisis podemos comprobar el valor es mínimo comparado a otros procesos quirúrgicos y a los beneficios que se esperan con la disminución en: duración de la cirugía, traumatismo en la zona resectada y tiempo de recuperación posoperatoria.

**Tabla 3.4 Esquemas de costos del proyecto**

<b>Descripción</b>	<b>Costo (\$)</b>
Creación de Biomodelo (Hueso virtual)	\$120
Creación de la guía y planificación virtual	\$400
Impresión 3D del biomodelo	\$60
Impresión 3D de la guía (resina biocompatible)	\$250
<b>Total</b>	<b>\$830</b>



### **Resultado final de modelo obtenido (Ficha descriptiva)**

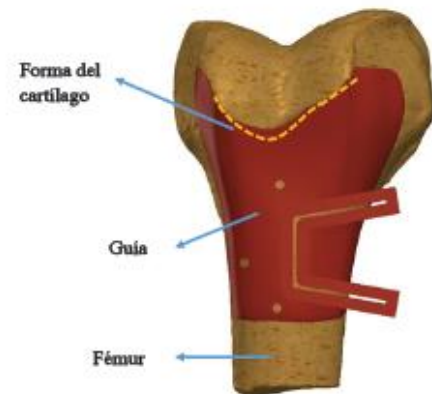
Una vez hallado en ángulo óptimo de resección ( $\alpha = 15^\circ$ ) se procede a diseñar la guía tomando en consideración la superficie inferior de forma que coincida con la superficie anterior del fémur y la parte superior posea una superficie plana con una ranura para guiar una hoja de sierra de acuerdo con el plan preoperatorio.

Con el fin de facilitar la colocación adecuada de la guía, los bordes distales fueron diseñados para alinearse con el borde superior de la pared medial. La superficie articular femoral y tres orificios se colocaron para unir la guía al hueso usando pines médicos. También se diseñaron implantes correspondientes a cada uno de los planes de resección.

Las guías y los implantes se imprimieron en Dental SG Resin utilizando una impresora Estereolitográfica.

**RESECCIÓN DE TUMORES ÓSEOS**  
**MANUFACTURADA POR IMPRESIÓN 3D**

Una guía de un solo cuerpo con diferentes espesores, una sección de espesor tres milímetros (3 mm) que se ajustará a la superficie del hueso mediante un patrón que se acopla a la forma del cartilago del cóndilo femoral, tiene un diseño personalizado que ayudará al cirujano con la ubicación de la guía. Impresa en un material biocompatible. En la zona de corte cuenta con un segundo espesor de ocho milímetros (8 mm) resistente al paso de la sierra sagital. Tres orificios para la fijación que restringen todos los grados de libertad durante el proceso de resección.

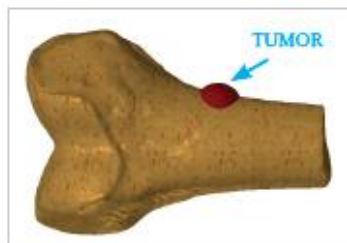


**BENEFICIOS**

- Fácil posicionamiento sobre el hueso
- Diseño personalizado para cada paciente
- Reduce el tiempo de recuperación del paciente
- Reduce el número de operaciones de revisión

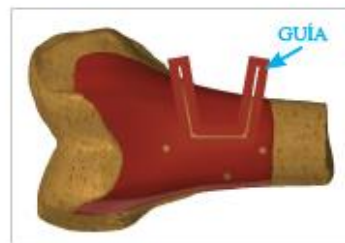
*“Una Guía ergonómica con un patrón óptimo de resección.”*

- Juan Castro, Cesar Ochoa



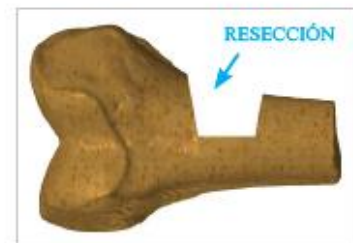
**Paso 1**

Localización del tumor por medio de tomografía computarizada.



**Paso 2**

Ubicación y fijación de la guía sobre la zona de resección.



**Paso 3**

Resección del tumor siguiendo el patrón de corte de la guía.

**i** **INFORMACIÓN DE LA ORDEN:**  
 Guía quirúrgica personalizada

**i** **NOTA:**  
 Se recomienda impresión de biomodelo de la zona afectada para una mejor planificación de la operación.



Materia Integración  
 Ingeniería Mecánica,  
 2019-1 Término  
[juancastro@espol.edu.ec](mailto:juancastro@espol.edu.ec)  
[cesar@espol.edu.ec](mailto:cesar@espol.edu.ec)

**ECU**  
**ESPOL**  
 Campus "Gustavo  
 Galindo" Km. 30.5 Vía  
 Perimetral  
 GUAYAQUIL

Para información llamar al: **+593-991130191 \***

\*Trabajo en conjunto de ingeniería y medicina.

© 2019 Guía quirúrgica, Resección de tumores óseos, Guayaquil.

Patente pendiente.



# CAPÍTULO 4

## 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### Conclusiones

- Hoy en día, los investigadores en medicina e ingeniería han trabajado estrechamente para resolver desafíos complejos en cirugía. En concreto, el Diseño Asistido por Ordenador (CAD) e impresión 3D ha sido ampliamente utilizada, en combinación con imágenes médicas, para proporcionar soluciones en el área de personalización y diseño de implantes. De esta manera, se ha mejorado la eficiencia de la planificación de operaciones debido a la generación de modelos exactos de los miembros afectados los que permiten a los especialistas más jóvenes e incluso a los de mayor trayectoria un mejor análisis previo de los problemas que se generan en la zona afectada brindando un mejor soporte para plantear las estrategias de solución a los posibles escenarios que puedan desarrollarse durante la cirugía.
- Existen dos grandes factores que influyen al momento de una operación de resección de tumores óseos: (1) la amplitud de la zona afectada por el tumor y, (2) el correcto diseño del implante para la reconstrucción de esta. Las restricciones que rigen el diseño de estos elementos son el tamaño de la resección, la disponibilidad de espacio en el hueso para acoplar y sujetar la guía al hueso de tal manera que se reduzca la intervención en las articulaciones, ligamentos y tendones con la finalidad de mejorar la recuperación postoperatoria de la función de la extremidad intervenida. La ergonomía y uso fácil de este elemento son primordiales ya que al cumplir el diseño con estas restricciones se optimizarán el tiempo y la precisión en el corte realizado por los especialistas.
- Del presente estudio se obtuvo el comportamiento mecánico del espécimen óseo a partir de los esfuerzos que soporta en casos que requieren resección de tumores y cómo la variación del ángulo de la resección afecta dicho comportamiento. Esto se considera como un complemento de trabajos anteriores [13]. Este trabajo se enfoca en cómo reducir el esfuerzo del hueso huésped mediante la obtención de un ángulo de corte óptimo de  $15^\circ$  en las plantillas quirúrgicas para la resección de tumores óseos, lo que contribuye al acoplamiento del injerto, para lo cual establecieron las

condiciones a las que se somete el fémur durante la caminata de una persona sin considerar los efectos de los músculos y tejidos que los rodean.

- Los resultados obtenidos en este estudio se pueden utilizar para una mejor planificación quirúrgica utilizando un método menos invasivo con un corte más preciso, considerando el comportamiento del hueso huésped con el material del injerto colocado.
- Se contemplo escenarios donde las prótesis fueron manufacturadas con titanio por tal razón la curva presentada en la Gráfica 3.1 y Gráfica 3.2 es propia para este material bajo las condiciones establecidas, donde se puede apreciar que la variación de los esfuerzos de Von Mises cambian de manera creciente a medida que su posición va barriendo la entidad ac llegando a su valor máximo de 46.17 MPa, teniendo un aumento del 17.65% del esfuerzo obtenidos del punto a, valor que es justificado dado que en el punto c se encuentra en la periferia del hueso y donde existe un cambio considerable de la sección del mismo siendo un concentrador de esfuerzos que domine el análisis efectuado para la resección, elaboración del implante y posterior acople del mismo. Este análisis comparativo del comportamiento de los esfuerzos para los diferentes ángulos nos permitió seleccionar el ángulo de corte adecuado.
- Por otra parte, el análisis 3D nos permitió obtener los esfuerzos en los puntos de interés obteniendo 7 MPa y 4.6 MPa en el caso de la reconstrucción del hueso con injerto de titanio y alógrafo respectivamente, valores que son muy bajos comparados con la resistencia del hueso que se encuentra entre los 167 y 213 MPa contemplada en estudios pasados [14].
- Finalmente se logró analizar una guía (PS-BTRG) bajo los aspectos de diseño de esfuerzos, deformaciones y del encaje de una endoprótesis de Titanio. La guía de resección que se propuso considera una inclinación en el patrón de corte con un

ángulo idóneo, donde alcanza la menor concentración de esfuerzos de Von mises en la interacción hueso-titanio en actividades diarias del paciente.

- Nuestro objetivo es ayudar a los médicos para: (i) reproducir con precisión un plan preoperatorio para el osteoclastoma (un tipo de tumor de carácter benigno, pero por su comportamiento agresivo se lo considera maligno) y (ii) reconstruir el defecto dejado en el hueso después del procedimiento quirúrgico mediante la introducción de una técnica de bioimpresión para la creación de implantes. Se aumentará con el uso de la guía la precisión de la resección de tumores óseos, minimizando el riesgo de fractura postresección y maximizar la osteointegración del alógrafo.

Esta guía personalizada fue diseñada de tal manera que cumpla con tres beneficios principales para el paciente basados en los factores mencionados anteriormente:

- Aumentar la calidad de vida de los pacientes eliminando la cantidad mínima de tejido sano sin comprometer la capacidad del cirujano para extirpar todo el tumor, (2) Proporcionar un alógrafo o injerto de titanio con un ajuste óptimo, y (3) Promover la integración del alógrafo o injerto de titanio en el hueso huésped mediante la optimización del entorno de carga local.
- Con el fin de mejorar la precisión en la reproducción del plan preoperatorio y ajustar el implante en el hueso del huésped después de la resección de un tumor óseo, proponemos aprovechar el nuevo desarrollo en impresión 3D, CAD y análisis de elementos finitos (FEA) para diseñar y fabricar Guías de corte impresas en 3D generadas a medida para cambiar la forma en que estos tipos de cirugía se planean hoy en día, que terminan en procedimientos complicados como un reemplazo total de rodilla. En cambio, nuestro método propuesto se centra en minimizar el impacto perjudicial sobre la calidad de vida del paciente. Con avances en las imágenes médicas y la impresión 3D, guías de corte quirúrgicas personalizadas pueden ser el futuro de resecciones de tumores o cualquier cirugía que requiera una precisión extremadamente alta.

- Los implantes biocompatibles ayudarán a disminuir la morbilidad asociada con las cirugías de implantes. La demanda de hueso impreso en 3D aumentará en los próximos años, ya que las estructuras pueden adaptarse a las necesidades clínicas específicas del paciente y del defecto.

### **Recomendaciones**

- Se recomienda que para la obtención del ángulo de corte que genere el menor esfuerzo, primero se debe empezar por una simulación en 2D debido a su facilidad en la obtención de datos y en la optimización de tiempo, esta aproximación es bastante buena.
- Cuando ya se ha encontrado el mejor ángulo de corte para nuestro proyecto fue de ( $\alpha=15^\circ$ ), se debe proceder a realizar un análisis en 3D, únicamente con el ángulo que se ha seleccionado, y así obtener valores de esfuerzos que se acerca más a lo real.
- Para la impresión 3D de la guía personalizada sea realizada en un material biocompatible.
- Realizar la impresión 3D del biomodelo, es importante para que el médico cirujano pueda realizar su planificación pre-operativa antes de la cirugía de resección de tumor óseo.
- Utilizar un programa que luego simular el scan 3D del hueso pueda mejorar la superficie generada, suelen quedar con mucho ruido (imperfecciones superficiales) que dificultan trabajar sobre ella para la creación de la guía personalizada; para este proyecto se utilizó el software libre Meshmixer.

- Realizar en el diseño de la guía 3 orificios para poder restringir todos los grados de libertad, es decir que no haya movimiento que cause desviaciones durante la resección. Sin embargo, las perforaciones deben estar alejadas de la zona del cartílago del cóndilo femoral debido a que comprometería a la articulación de la rodilla.

# BIBLIOGRAFÍA

- [1] Helguero, Carlos & Kao, Imin & Komatsu, David & Shaikh, Shazad & Hansen, Derek & Franco, Jacob & Khan, Fazel. (2015). Improving the accuracy of wide resection of bone tumors and enhancing implant fit: A cadaveric study. *Journal of Orthopaedics*. 12. 10.1016/j.jor.2015.10.010.
- [2] Khan FA, Lipman JD, Pearle AD, Boland PJ, Healey JH. Surgical technique: computer-generated custom jigs improve accuracy of wide resection of bone tumors. *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471:2007–2016.
- [3] K.C.Wong, S.M. Kumta, K.Y. Sze, and C.M.Wong. Use of a patient-specific cad/cam surgical jig in extremity bone tumor resection and custom prosthetic reconstruction. 17(6):284–293, 2012.
- [4] O. Cartiaux, L. Paul, B.G. Francq, X. Banse, and P. Docquier. Improved accuracy with 3d planning and patient-specific instruments during simulated pelvic bone tumor surgery. 42(1):205–213, 2013.
- [5] M. Kunz, J.F. Rudan, G.L. Xenoyannis, and R.E. Ellis. Computer-assisted hip resurfacing using individualized drill templates. 25(4):600–606, 2010.
- [6] M. Williams, H.R. Lissner, and B.F. LeVeau. *Williams and Lissner Biomechanics of human motion*. 2nd edition.
- [7] L. Dyrda. 10 predictions for the global orthopedic device market. *Beckers Orthopedic and Spine Review*, 2014.
- [8] C. Chen, H. Li, J. Pan, Z. Yan, Z. Yao, W. Fan, and C. Guo. Biodegradable composite scaffolds of bioactive glass/chitosan/carboxymethyl cellulose for hemostatic and bone regeneration. *Biotechnology Letters*, Feb;37(2):457–65, 2015.



[9] Y. Khan, M.J. Yaszemski, A.G. Mikos, and C.T. Laurencin. Tissue engineering of bone: material and matrix considerations. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, Feb;90 Suppl 1:36–42, 2008.

[10] Castro, J., & Ochoa, C. (2019). Entrevista en SOLCA. Guayaquil.

[11] Anatoliy, P., Vadim, S., Igor, P., Evgenii, B., & Dmitriy, M. (2016). Producing hip implants of titanium alloys by additive manufacturing. *Proceedings of the International Conference on Progress in Additive Manufacturing*.

[12] FormLabs. (2016). Dental SG Resin Data sheet. Obtenido de <https://formlabs-media.formlabs.com/datasheets/DentalSG-DataSheet.pdf>

[13] Helguero, C. G., Castro, J., Ochoa, C., Amaya, J. L., Ramírez, E., & Maldonado, F. (2019). Improving cutting path on custom 3D-printed surgical guides for bone-tumor resection. *ASME IMECE 2019*. Salt Lake City.

[14] Caeiro, J. R., González, P., & Guede, D. (2013). Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*. <https://doi.org/10.4321/s1889-836x2013000200007>

# **APÉNDICES**

**APÉNDICE A**  
**RESULTADOS OBTENIDOS EN SIMULACIÓN FEA NASTRAN IN**  
**CAD.**

## INJERTO DE TITANIO.

<b>Straight cut 0°</b>	
Distance from element 20005	Von Misses Stress -AC Entity MPa
0,446935	39,4861
1,5338	33,1453
2,12583	30,7882
3,04373	28,251
3,92913	26,5574
5,0398	25,2048
5,94091	24,4658
6,84355	24,0514
7,43881	23,7092
8,33208	23,212
9,443	23,1418
10,3	23,2867
11,141	23,5407
11,971	23,6567
13,0026	24,1399
13,8596	24,5901
14,7485	25,2652
15,6048	26,1074
16,4513	26,8346
17,3386	27,8107
18,2238	28,9388
19,0928	30,2031
20,1331	32,0642
21,0077	33,8572
21,8827	35,9781
22,7811	39,0936
23,6764	43,1836
24,5594	49,0358
25,4054	58,3205

Distance from element 19482	Von Mises Stress-AB Entity MPa
0,541705	67,4275
1,39225	55,5388
2,24066	50,7956
3,08189	45,2806
4,12933	41,356
4,97998	39,0785
6,02785	36,6077
6,93086	35,2232
7,53418	34,231
8,61643	32,3833
9,49799	31,5503
10,3861	30,9342
11,2748	30,4836
12,1548	30,151
13,1943	30,1098
14,0815	29,9216
14,9788	30,225
15,874	30,6543
16,7608	31,2559
17,6403	32,0726
18,5406	33,0317
19,4386	34,0555
20,3601	35,4413
21,2724	38,0184
22,1919	40,0765
23,1824	43,1765
24,1192	48,5424
24,7226	55,7813
25,6454	60,325

### 5° cut

Distance from element 19922	Von Mises Stress-ac Entity MPa
0,538873	39,4631
1,36985	34,0455
2,24478	32,7088
3,13376	31,1675
4,02849	29,5286
4,92129	28,0503
5,82198	26,7271
6,72994	25,4986
7,64145	24,458
8,49554	24,1959
9,36478	23,5788
10,2674	23,1142
11,1677	23,1075
12,0432	23,1391
12,9025	23,2459
13,9231	23,4966
14,7659	23,8563
15,6019	24,3425
16,4516	24,6658
17,3618	25,4258
18,2647	26,3122
19,1628	27,3952
20,0512	28,6919
20,9319	30,1076
21,7879	31,6124
22,8287	34,2576
23,6901	37,1922
24,5515	40,5942
25,4129	45,7673
26,2711	53,3343

Distance from element 18309	Von Mises Stress- ab Entity MPa
0,567084	60,6502
1,36159	54,1961
2,20956	45,6171
3,07063	41,0618
4,12674	37,9805
4,95597	36,1101
5,83714	33,7067
6,69087	32,68
7,55984	31,3871
8,46732	30,2823
9,38507	29,5764
10,2933	29,0268
11,178	28,7057
12,0648	28,6032
12,9636	28,571
13,8088	28,9399
14,6574	29,1841
15,5282	29,6454
16,4133	30,3222
17,3033	31,3225
18,2054	32,6989
19,1163	34,1459
20,0171	36,5861
20,9201	39,4942
21,8168	42,8242
22,6868	50,7244
23,5314	57,0285

## 8° cut

Distance from element 19972	Von Mises Stress- ac Entity MPa
0,51875	40,3689
1,37948	32,1079
2,25623	30,2768
3,11421	29,1581
4,13112	27,3735
4,98372	26,0913
5,83665	25,372
6,70075	24,146
7,62517	23,6224
8,52045	23,0356
9,41763	22,6026
10,3255	22,2842
11,1832	22,3865
12,023	22,2377
13,0554	22,2943
13,9174	22,4822
14,7879	22,7627
15,6545	23,1697
16,5197	23,7204
17,3927	24,3402
18,2491	24,9715
19,2894	26,2701
20,1554	27,3493
21,025	28,7541
21,8818	30,6079
22,703	32,2328
23,7321	35,4006
24,5945	38,1432
25,4822	44,4359
26,3598	52,2097

Distance from element 18485	Von Mises Stress- ab Entity MPa
0,554748	58,385
1,42079	49,7036
2,32868	42,6963
3,23865	38,3558
4,16622	35,0402
5,07466	33,2808
5,96736	31,7792
6,87159	30,4276
7,76264	29,3642
8,66279	28,6642
9,5626	28,1798
10,4843	27,7708
11,4168	27,4015
12,367	27,5225
13,298	27,7757
14,1943	28,276
15,1105	28,9675
16,0245	29,7261
16,9367	31,0513
17,8627	32,4199
18,762	34,429
19,6272	37,0939
20,4829	39,1662
21,5387	46,5918
22,3626	58,6081

## 10° cut

Distance from element 16123	Von Mises Stress- ac Entity MPa
0,438565	39,4981
1,45255	32,1076
2,46798	30,0189
3,49226	27,7087
4,53084	25,3935
5,54674	24,5895
6,54207	23,9803
7,50626	23,4264
8,65499	22,5147
9,58084	22,3454
10,5291	21,9849
11,5212	21,8609
12,5236	21,8439
13,5164	21,9364
14,5016	22,1553
15,4885	22,4091
16,6327	23,0337
17,5793	23,5706
18,5405	24,3477
19,492	25,3312
20,6396	26,3448
21,6513	27,6619
22,6554	29,9667
23,658	32,6781
24,6591	36,0366
25,6546	40,3886
26,6355	46,9062

Distance from element 15155	Von Mises Stress- ab Entity MPa
0,665806	55,0751
1,31393	46,0671
2,60132	38,4098
3,53786	36,1115
4,50151	33,4
5,48238	31,4394
6,47215	29,9013
7,46047	28,6988
8,44098	27,9352
9,44614	27,3617
10,4247	26,8923
11,5869	27,0156
12,554	27,083
13,551	27,3734
14,547	27,9976
15,5456	29,0275
16,5019	30,4908
17,4496	31,9516
18,452	34,1907
19,4771	36,6838
20,5037	41,5421
21,4787	50,3656

## 12° cut

Distance from element 19905	Von Mises Stress- ac Entity MPa
0,588782	35,786
1,4105	28,0102
2,28857	28,0905
3,18065	27,5556
4,08491	26,219
4,97766	24,6612
6,05925	24,1061
6,90217	23,7252
7,78352	22,9015
8,70383	22,1272
9,64076	21,795
10,5745	21,5119
11,5448	21,2649
12,5147	21,3477
13,1249	21,3479
14,296	21,5362
15,1381	21,8182
16,0076	22,0062
16,9008	22,3483
17,7834	22,8628
18,8511	23,5076
19,7006	24,4511
20,5662	25,2545
21,6792	26,7563
22,2895	27,8425
23,4135	29,9886
24,3137	32,4929
25,2494	35,3153
26,1452	40,805
27,0028	50,8086

Distance from element 19575	Von Mises Stress- ab Entity MPa
0,492865	55,8796
1,30623	45,0539
2,16854	39,2374
3,05129	35,3072
3,93119	33,26
4,94781	31,346
5,79481	29,9259
6,64527	28,715
7,50351	27,8027
8,37711	27,1171
9,26766	26,6187
10,1715	26,2656
11,0356	26,4429
11,862	26,4491
12,8705	26,6821
13,7054	27,1269
14,5533	27,7896
15,6066	28,8772
16,4543	30,2779
17,2814	32,1433
18,1122	33,8734
18,9673	36,4492
19,8462	39,8646
20,7503	46,6153



## 15° cut

Distance from element 19967	Von Mises Stress- ac Entity MPa
0,485965	39,2612
1,33634	28,7889
2,19007	27,7492
3,21505	25,4442
4,09878	24,7768
5,00339	23,6647
5,88614	23,0902
6,94228	22,4857
7,83169	22,2384
8,43674	21,8856
9,53538	21,2535
10,4445	20,9354
11,3433	20,834
12,2373	20,6908
13,1137	20,5733
13,9812	20,5551
15,0366	20,6598
15,921	20,776
16,8144	21,006
17,7271	21,3692
18,637	21,8208
19,5406	22,41
20,4399	23,1619
21,3333	24,0794
22,2355	25,095
23,1121	26,2913
23,9885	27,952
25,0024	31,2358
25,8561	34,349
26,737	39,4134
27,6323	46,1893

Distance from element 18803	Von Mises Stress- ab Entity MPa
0,544692	49,0101
1,3836	41,2241
2,38986	36,6767
3,27562	33,2924
4,21682	30,824
5,18751	29,1049
5,79733	28,1573
6,79044	26,9964
7,74324	26,1813
8,66189	25,6958
9,58824	25,3877
10,5111	25,1463
11,4503	25,3437
12,3837	25,5821
13,2995	26,2751
14,184	27,1883
15,067	27,8441
16,0202	29,3537
16,9598	31,765
17,8823	34,6315
18,7842	39,0588
19,6656	48,3088

## ALÓGRAFO.

Straight cut 0°	
Distance from element 19913	TOP Shell von mises stress vs Distance
0,446167	14,7119
1,34088	14,6929
2,2499	14,623
3,14225	14,3769
4,01887	14,1036
4,88231	13,86
5,74817	13,6558
6,79345	13,4398
7,64518	13,2712
8,50393	13,1181
9,38208	13,0049
10,33	12,8753
11,2326	12,7411
12,0824	12,6218
12,9453	12,5268
13,8293	12,4241
14,7314	12,3177
15,6521	12,2208
16,5452	12,1165
17,3882	12,0158
18,3659	11,9013
19,2096	11,8087
20,0737	11,7118
20,9395	11,6131
21,802	11,5173
22,8493	11,3902
23,7363	11,2826
24,6318	11,1744
25,6071	11,0581

Distance from element 19907	Von Mises Stress- ab Entity
0,423891	11,0581
1,40336	11,128
2,26284	11,1974
3,15075	11,2694
4,04007	11,3455
5,04974	11,4242
5,89273	11,5036
6,75001	11,5847
7,7943	11,6856
8,63378	11,7567
9,50891	11,857
10,4205	11,9438
11,3187	12,0383
12,2178	12,1304
13,1182	12,2226
14,0142	12,3158
14,9089	12,4103
15,8083	12,506
16,7099	12,6017
17,6229	12,7002
18,5245	12,7956
19,4268	12,8892
20,3128	12,9871
21,1884	13,086
22,0492	13,1842
23,0723	13,3022
24,0686	13,3884
24,8902	13,4536
25,7184	13,5545

## 5° cut

Distance from element 19922	Von Mises Stress- ac Entity MPa
0,538873	11,5784
1,36985	13,4177
2,24478	13,9613
3,13376	14,1278
4,02849	14,0448
4,92129	13,8576
5,82198	13,6546
6,72994	13,472
7,64145	13,3156
8,49554	13,1612
9,36478	13,0456
10,2674	12,9388
11,1677	12,8194
12,0432	12,7151
12,9025	12,62
13,9231	12,5118
14,7659	12,4218
15,6019	12,3322
16,4516	12,2589
17,3618	12,1621
18,2647	12,0667
19,1628	11,9699
20,0512	11,8726
20,9319	11,778
21,7879	11,6874
22,8287	11,568
23,6901	11,4676
24,5515	11,3696
25,4129	11,2687
26,2711	11,1653

Distance from element 18309	Von Mises Stress- ab Entity MPa
0,567084	11,1514
1,36159	11,2072
2,20956	11,2833
3,07063	11,3594
4,12674	11,4432
4,95597	11,5075
5,83714	11,6036
6,69087	11,6674
7,55984	11,7548
8,46732	11,8508
9,38507	11,9402
10,2933	12,034
11,178	12,1249
12,0648	12,2134
12,9636	12,3128
13,8088	12,3869
14,6574	12,4871
15,5282	12,5876
16,4133	12,6891
17,3033	12,7845
18,2054	12,8766
19,1163	12,9866
20,0171	13,0696
20,9201	13,1648
21,8168	13,2728
22,6868	13,3397
23,5314	13,4423

## 8° cut

Distance from element 19972	Von Mises Stress- ac Entity MPa
0,51875	13,5213
1,37948	14,1615
2,25623	14,0191
3,11421	13,9277
4,13112	13,8048
4,98372	13,6623
5,83665	13,4887
6,70075	13,3581
7,62517	13,1987
8,52045	13,0763
9,41763	12,9671
10,3255	12,8686
11,1832	12,7566
12,023	12,6824
13,0554	12,5851
13,9174	12,5024
14,7879	12,4204
15,6545	12,3367
16,5197	12,2502
17,3927	12,1661
18,2491	12,0883
19,2894	11,9738
20,1554	11,887
21,025	11,795
21,8818	11,6987
22,703	11,617
23,7321	11,5015
24,5945	11,4109
25,4822	11,3039
26,3598	11,202

Distance from element 18485	Von Mises Stress- ab Entity MPa
0,554748	11,1906
1,42079	11,2599
2,32868	11,3391
3,23865	11,4227
4,16622	11,5161
5,07466	11,5924
5,96736	11,6728
6,87159	11,7626
7,76264	11,8544
8,66279	11,9415
9,5626	12,0288
10,4843	12,1278
11,4168	12,242
12,367	12,3355
13,298	12,4324
14,1943	12,521
15,1105	12,6147
16,0245	12,721
16,9367	12,8076
17,8627	12,9161
18,762	13,0085
19,6272	13,0943
20,4829	13,22
21,5387	13,3031
22,3626	13,3739

### 10° cut

Distance from element 16123	Von Mises Stress- ac Entity
0,438565	13,4445
1,45255	14,1411
2,46798	13,9405
3,49226	13,7851
4,53084	13,6817
5,54674	13,5086
6,54207	13,3295
7,50626	13,1729
8,65499	13,0395
9,58084	12,9144
10,5291	12,8224
11,5212	12,7235
12,5236	12,6302
13,5164	12,5414
14,5016	12,4534
15,4885	12,3727
16,6327	12,2634
17,5793	12,181
18,5405	12,0897
19,492	11,9953
20,6396	11,8977
21,6513	11,7991
22,6554	11,6818
23,658	11,5701
24,6591	11,4609
25,6546	11,3528
26,6355	11,2438

Distance from element 15155	Von Mises Stress- ab Entity
0,665806	11,2317
1,31393	11,2857
2,60132	11,4118
3,53786	11,4786
4,50151	11,5702
5,48238	11,6631
6,47215	11,7605
7,46047	11,8624
8,44098	11,9584
9,44614	12,0616
10,4247	12,1751
11,5869	12,2799
12,554	12,3902
13,551	12,505
14,547	12,6125
15,5456	12,7117
16,5019	12,7992
17,4496	12,9109
18,452	13,021
19,4771	13,1533
20,5037	13,2576
21,4787	13,3433

## 12° cut

Distance from element 19905	Von Mises Stress- ac Entity
0,588782	13,7081
1,4105	14,0128
2,28857	13,9172
3,18065	13,7327
4,08491	13,5948
4,97766	13,4967
6,05925	13,3203
6,90217	13,1823
7,78352	13,0824
8,70383	12,9946
9,64076	12,8917
10,5745	12,8032
11,5448	12,724
12,5147	12,6284
13,1249	12,5785
14,296	12,478
15,1381	12,4007
16,0076	12,3376
16,9008	12,2663
17,7834	12,1884
18,8511	12,1009
19,7006	12,0114
20,5662	11,9371
21,6792	11,827
22,2895	11,766
23,4135	11,6534
24,3137	11,5571
25,2494	11,4618
26,1452	11,3572
27,0028	11,2555

Distance from element 19575	Von Mises Stress- ab Entity
0,492865	11,2448
1,30623	11,3194
2,16854	11,3986
3,05129	11,4845
3,93119	11,5569
4,94781	11,6441
5,79481	11,7239
6,64527	11,811
7,50351	11,899
8,37711	11,9894
9,26766	12,084
10,1715	12,1853
11,0356	12,2554
11,862	12,3498
12,8705	12,4649
13,7054	12,5558
14,5533	12,6469
15,6066	12,7626
16,4543	12,8438
17,2814	12,92
18,1122	13,0258
18,9673	13,1296
19,8462	13,2383
20,7503	13,3193

## 15° cut

Distance from element 19967	Von Mises Stress- ac Entity
0,485965	14,1559
1,33634	13,5652
2,19007	13,5802
3,21505	13,5576
4,09878	13,434
5,00339	13,337
5,88614	13,2302
6,94228	13,1074
7,83169	12,994
8,43674	12,9343
9,53538	12,8477
10,4445	12,7746
11,3433	12,6959
12,2373	12,6317
13,1137	12,5754
13,9812	12,5177
15,0366	12,4436
15,921	12,3852
16,8144	12,3211
17,7271	12,2499
18,637	12,1777
19,5406	12,1016
20,4399	12,0217
21,3333	11,9403
22,2355	11,8618
23,1121	11,7836
23,9885	11,6973
25,0024	11,58
25,8561	11,4939
26,737	11,4026
27,6323	11,3094

Distance from element 18803	Von Mises Stress- ab Entity
0,544692	11,3016
1,3836	11,3778
2,38986	11,4603
3,27562	11,5424
4,21682	11,6329
5,18751	11,7239
5,79733	11,7831
6,79044	11,8847
7,74324	11,9841
8,66189	12,0776
9,58824	12,1753
10,5111	12,2851
11,4503	12,3782
12,3837	12,4845
13,2995	12,57
14,184	12,6535
15,067	12,773
16,0202	12,872
16,9598	12,9562
17,8823	13,0568
18,7842	13,1524
19,6656	13,2344

## **APÉNDICE B**

**VISITA AL HOSPITAL DE SOCIEDAD DE LUCHA CONTRA EL  
CÁNCER “SOLCA”.**



Guayaquil, 12 de marzo 2019

**Sra. Dra.**  
**Tannia Rivera**  
**Jefe de departamento de docencia e investigación**

En su despacho

De mis consideraciones:

La Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL) en búsqueda de enlazar el ambiente académico con la investigación y como complemento a la formación integral de sus estudiantes, tiene reglamentado que todos sus estudiantes realicen un proyecto de materia integradora previo a la obtención de su título de ingeniero mecánico.

Al respecto, presento a usted a los estudiantes Juan Andrés Castro Montoya con C.I: 0930884945 y César Alberto Ochoa Reyes con C.I: 0931550388, ambos de la carrera Ingeniería Mecánica, quienes se encuentran realizando su proyecto integrador con el tema: Análisis y optimización de patrón de corte en guías quirúrgicas impresas en 3D para resección de tumores óseos, por lo cual requieren de la opinión de médicos especialistas en temas de tumores óseos.

Solicito a Ud. mediante la presente les conceda a los estudiantes información y permita entrevistas con los especialistas oncólogos y traumatólogos con el fin de validar los datos obtenidos referente a: tamaños, formas y localización anatómica de tumores en osteosarcoma y técnicas de resección de tumores óseos.

En caso de ser acogida esta petición, le agradezco nos confirme la aceptación por esta vía o a través del correo electrónico: [chelguer@espol.edu.ec](mailto:chelguer@espol.edu.ec), [juaancas@espol.edu.ec](mailto:juaancas@espol.edu.ec), [caochoa@espol.edu.ec](mailto:caochoa@espol.edu.ec)

Reciba nuestro reconocimiento por su valioso aporte a la sociedad con el trabajo realizado en la lucha contra el cáncer.

Atentamente,



*Carlos Gabriel Helguero, PhD.* | Profesor titular - Investigador

Facultad de Ingeniería Mecánica y Ciencias de la Producción, FIMCP  
Escuela Superior Politécnica del Litoral, ESPOL

✉ [chelguer@espol.edu.ec](mailto:chelguer@espol.edu.ec)

📍 Campus Gustavo Galindo  
Km 30.5 Vía Perimetral, Guayaquil, ECUADOR

## RESUMEN DE VISITA A SOLCA.

Fecha: 27/03/2019

Entrevista con el Dr. Armijos y Dr. Márquez, cirujanos del área de Traumatología.

El origen del osteosarcoma es de causa idiopática, no se puede saber con exactitud cómo se origina, aunque en ocasiones se debe a antecedentes traumáticos del paciente. El osteosarcoma de Ewing tiene su origen en la médula ósea, y el paciente acude al médico debido a que presenta un dolor persistente en la zona afectada. Mediante radiografías e imágenes de resonancia magnética MRI se observa el tamaño del tumor y su comportamiento (márgenes tumorales) para observar que tan comprometido está el hueso y luego proceder a elaborar el plan de operación.

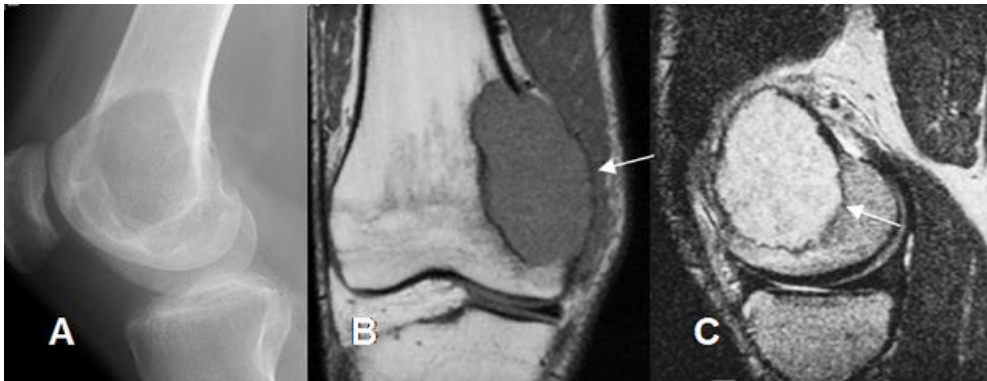
El Dr. Armijos es un cirujano especialista en Operaciones de salvataje de extremidad, los implantes que más suele utilizar en sus operaciones de resección son aloinjertos en los cuales utiliza tornillos y placas (platinas de titanio) para darle fijación al injerto de hueso donante.

Para la utilización de aloinjertos en un paciente, se debe observar y comparar la histocompatibilidad entre el hueso donante y el paciente, el hueso donante se mantiene a  $-80^{\circ}\text{C}$  para su conservación hasta su posterior uso.

Existe una complicación severa en aloinjertos debido a una infección (necrosis) en el hueso implantado (no siempre ocurre), esto involucra sacar el implante y rellenar la cavidad con un "espaciador" es un término usado en cirugía para un nuevo modelo creado a partir de cemento óseo combinado con antibióticos para neutralizar la zona hasta obtener cero bacterias y posteriormente realizar un nuevo aloinjerto, este proceso de neutralización dura entre 4 a 5 meses, sin embargo dependerá de la evolución del paciente en la zona afectada. Un comentario que pudimos acotar es que la dureza del cemento óseo es mayor que la del hueso lo cual con el constante movimiento de la pierna y de la articulación en la marcha normal, se podría ir desgastando las juntas en la articulación de la rodilla (tribología), a esto el Dr. Armijos confirmó que no tienen mucho en consideración la parte de esfuerzos que se presentan cuando se realiza el injerto o las consecuencias de tener un elemento de mayor dureza que el hueso en contacto con otros tejidos.

Nos mostró varias radiografías y dispositivos de operaciones en pacientes con un tumor benigno llamado (tumor celular gigante) Fig. 1 el cual tiene un comportamiento agresivo similar a un tumor maligno, la diferencia entre una operación con un tumor benigno es que

se puede realizar un “curetaje” que consiste en hacer un vaciado del tumor (con espátulas) dejando una figura hueca irregular en el hueso, y es rellenado con cemento óseo para disminuir costos, o con un aloinjerto (mayor costo).



**Figura 4.1 Tumor celular gigante**

Pero, cuando se tiene un sarcoma la planificación de operación cambia, ya no se puede hacer el curetaje porque toparía el tumor y es lo que menos se quiere, para ello utilizan plantillas personalizadas creadas en impresiones 3D según lo mencionado por el Dr. Armijos lo hacen en el hospital Luis Vernaza, similar a nuestras propuestas de diseño de guías para resección, pero con menos detalles, y sin considerar ángulos de inclinación, sólo les basta que la trayectoria abarque el tumor maligno con un margen de seguridad de 5 cm. Para el diseño de las guías para resección de tumores, debe estar manufacturada con un material que sea estéril, y que tenga una dureza que soporte el corte de la sierra oscilatoria ya que la experiencia del Dr. Armijos le ha permitido ver como algunas guías se rompen a la vibración generada por la sierra.

Comentario final:

Las asunciones que planteábamos como el diámetro del tumor primario de 20 mm y el margen de seguridad de 3mm en dirección normal, no es lo adecuado ya que la forma del osteosarcoma es irregular y puede alcanzar hasta los 10 cm de longitud.

También se mencionó que, aunque la guía está siendo personalizada para el fémur distal, tomando como inicio un escaneo 3D del hueso existe tejido óseo que no lo muestra el resultado final del hueso en formato CAD, y al momento de ubicar la plantilla en el hueso

puede parecer que no esté bien encajada, ligeramente estos tejidos interfieren, pero no es algo que complique la resección.