

**MODELADO Y ANÁLISIS DE DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS Y  
DEFORMACIONES UNITARIAS EN UN TRATAMIENTO QUIRÚRGICO CON  
PLACA DE OSTEOSÍNTESIS EN UNA FRACTURA DIAFISARIA DE TIBIA  
MEDIANTE EL SOFTWARE DE ELEMENTOS FINITOS ANSYS.**

**JUAN FELIPE GELVES GAMBOA  
DIEGO ANDRÉS ÁVILA GUERRA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA**

**2017**

**MODELADO Y ANÁLISIS DE DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS Y  
DEFORMACIONES UNITARIAS EN UN TRATAMIENTO QUIRÚRGICO CON  
PLACA DE OSTEOSÍNTESIS EN UNA FRACTURA DIAFISARIA DE TIBIA  
MEDIANTE EL SOFTWARE DE ELEMENTOS FINITOS ANSYS.**

**JUAN FELIPE GELVES GAMBOA  
DIEGO ANDRÉS ÁVILA GUERRA**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de Ingeniero  
Mecánico**

**Director  
DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ  
Doctor en Ingeniería Mecánica**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA**

**2017**

## DEDICATORIA

A Laura Camila por ser pieza fundamental en este proyecto, por su apoyo, motivación, paciencia y cariño. Por ser el motor y el ejemplo a seguir para cumplir mis metas y sueños desde hace muchos años y por hacer de mí una persona fuerte y responsable, por ser alguien primordial en mi vida y demostrarme que no importan los problemas ni la distancia cuando se quiere de verdad.

A mi madre Edilia, porque sus sacrificios valieron la pena y me permitieron ser quien soy y culminar esta etapa trascendental en mi vida, por confiar siempre en mí y en mis capacidades y por enseñarme que no hay nada más importante en esta vida que el amor a los demás y el amor propio.

A mi hermana Maria Camila a quien quiero como solo un hermano puede querer, a la mujer que cuidaré y apoyaré hasta que me canse y para quien solo pretendo ser un ejemplo y demostrar que cualquier cosa que uno se proponga la puede cumplir.

A mi padre Edgar Augusto a quien admiro y respeto, porque la mitad de lo que soy se la debo a él, por enseñarme a sentirme orgulloso de mis metas y porque a pesar de los problemas y dificultades que se presenten siempre será mi querido padre y estaré orgulloso de él.

A mis amigos y conocidos por acompañarme todo este camino y por siempre esperar de mí lo mejor.

***Juan Felipe Gelves Gamboa***

## DEDICATORIA

A mi madre y a mi padre, quienes me han dado su apoyo incondicional, sin ellos no hubiera llegado tan lejos, ellos son mi aspiración en las buenas y en las malas. Mi padre me ha dado los conocimientos para llegar a ser una gran persona, mi madre es mi vida.

A Daniela que es la que siempre ha estado a mi lado todo el camino, ella me ha apoyado en todos los momentos donde pensé fallar. Es pieza primordial en este proyecto, una gran compañera de vida.

A mi hermano a quien respeto y valoro tanto y solo quiero lo mejor de él, es una parte muy importante en mi vida y un gran apoyo moral.

A todos mis amigos que estuvieron dando su ayuda y su apoyo en esta gran meta cumplida.

***Diego Andrés Ávila Guerra***

## **AGRADECIMIENTOS**

Al profesor y director, ingeniero mecánico y PhD Diego Fernando Villegas Bermúdez, por su acompañamiento y motivación constante para la elaboración de este proyecto y por su excelente trabajo como Director.

Al profesor, ingeniero mecánico y PhD Octavio Andrés González Estrada, por sus comentarios y recomendaciones y por reconocer enormemente nuestro trabajo y ayudarnos a mejorar.

A la Universidad Industrial de Santander por recibirnos en sus instalaciones y darnos lo suficiente para hacernos sentir orgullosos del alma mater,

A la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander y a sus profesores, por su aporte y educación como profesionales y personas a lo largo de estos años de carrera.

***Diego Andrés Ávila Guerra  
Juan Felipe Gelves Gamboa***

## CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
INTRODUCCIÓN .....	17
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	19
2. ANTECEDENTES DEL PROBLEMA .....	21
3. JUSTIFICACIÓN.....	25
4. OBJETIVOS.....	27
4.1 OBJETIVO GENERAL .....	27
4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS:.....	27
5. MARCO TEÓRICO .....	28
5.1 TIBIA.....	28
5.2 FRACTURA DIAFISARIA DE LA TIBIA .....	30
5.3 OSTEOSÍNTESIS .....	31
5.4 TRATAMIENTO QUIRÚRGICO: PLACAS DE OSTEOSÍNTESIS .....	32
5.5 CLASIFICACIÓN DE LAS PLACAS DE OSTEOSÍNTESIS .....	33
5.6 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (FEM) .....	34
5.7 TAC.....	34
5.8 SOFTWARE MATERIALISE MIMICS .....	36
5.9 ANSYS.....	37
6. METODOLOGÍA .....	38
7. FASE 1: CREACIÓN DEL MODELO TRIDIMENSIONAL DE TIBIA .....	40
7.1 CREACIÓN DE LA MÁSCARA Y DEL MODELO 3D.....	43
7.2 RETOQUE DEL MODELO 3D .....	45
7.3 MALLADO DEL MODELO 3D.....	47
8. FASE 2: INVESTIGACIÓN ESTUDIOS REALIZADOS SOBRE FRACTURAS DIAFISARIAS DE TIBIA.....	50

9. FASE 3: DISEÑO PLACA DE OSTEOSÍNTESIS .....	58
9.1 SELECCIÓN DEL TIPO DE PLACA DE OSTEOSINTESIS.....	58
9.2 PLACA DE OSTEOSINTESIS Y FRACTURA.....	61
9.3 CREACIÓN DEL MODELO TRIDIMENSIONAL DE LA PLACA DE OSTEOSINTESIS .....	62
10. FASE 4: ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS .....	65
10.1 ANÁLISIS DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES DE LA TIBIA .....	65
10.2 MODELO ISOTRÓPICO .....	66
10.3 MODELO ORTOTRÓPICO.....	68
10.4 ASIGNACIÓN DE LOS MATERIALES EN EL MODELO TRIDIMENSIONAL: .....	69
10.5 DISEÑO DE LA FRACTURA TRANSVERSAL CON LA PLACA DE OSTEOSINTESIS .....	72
10.6 DISEÑO DE LA FRACTURA OBLICUA CON LA PLACA DE OSTEOSINTESIS .....	75
11. RESULTADOS.....	76
12. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	85
13. CONCLUSIONES .....	89
14. RECOMENDACIONES .....	91
BIBLIOGRAFÍA.....	92
ANEXOS .....	97

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Aplicación del método de elementos finitos para el análisis de esfuerzos de un hueso largo .....	22
Figura 2. Modelo de Elementos Finitos del conjunto placa tornillo y hueso. ....	23
Figura 3. Diagrama de la tibia con sus caras. ....	25
Figura 4. Composición de un hueso largo.....	29
Figura 5. Fracturas de la diáfisis de la tibia.....	31
Figura 6. Placas de ostesíntesis para miembros superiores e inferiores .....	33
Figura 7. Estructura ósea de la tibia .....	40
Figura 8. Planos del cuerpo humano. ....	42
Figura 9. Distribución de planos en el software Materialise Mimic.....	43
Figura 10. Máscara e imagen preliminar dada por el software .....	45
Figura 11 Comparación de una placa en diferente escala de grises .....	46
Figura 12. Modelo tridimensional final de Materialise Mimics .....	47
Figura 13 Tibia con Smooth. ....	48
Figura 14 Fix Wizard aplicado.....	49
Figura 15. Imagen de placa seleccionada en la presentación de 6 agujeros.....	61
Figura 16. Trabajo de la placa de compresión dinámica.....	61
Figura 17. Comparación de esfuerzos en dos configuraciones distintas .....	62
Figura 18. Planos de la placa para fractura transversal .....	63
Figura 19. Placa DCP para fractura oblicua.....	64
Figura 20. Ingreso de materiales en Materialise Mimics .....	69
Figura 21. Asignación del material a todos los elementos del modelo.....	71
Figura 22. Área de soporte y zona de carga de la tibia.....	72
Figura 23. Sistema Fractura - Placa de osteosíntesis.....	73

Figura 24. Vista de los agujeros para los tornillos de la placa .....	73
Figura 25. Tipos de contacto en el sistema.....	74
Figura 26. Vista de la placa con fractura oblicua .....	75
Figura 27. Deformación total en mm.....	76
Figura 28. Diagrama de esfuerzos en MPa.....	76
Figura 29. Esfuerzos sobre corte longitudinal en Mpa .....	77
Figura 30. Deformación total en fractura transversal cara lateral.....	78
Figura 31. Esfuerzo en la fractura transversal en la cara lateral. Vista de la tibia completa y la placa (derecha), vista en corte (izquierda) .....	78
Figura 32. Deformación total en la fractura oblicua cara lateral .....	79
Figura 33. Esfuerzo en la fractura oblicua en la cara lateral. Vista de la tibia completa y la placa (derecha), vista en corte (izquierda) .....	79
Figura 34. Grafica comparativa de deformaciones en la tibia .....	80
Figura 35. Ubicación espacial de la tibia.....	81
Figura 36. Corte de tibia con fractura oblicua .....	82
Figura 37. Gráfica comparativa de esfuerzos .....	83

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Unidades Hounsfield para diversos tejidos .....	35
Tabla 2. Estudios realizados sobre fracturas diafisarias. ....	52
Tabla 3. Tabla de la placa seleccionada .....	60
Tabla 4 Valores de resistencia máxima y módulo elástico del hueso cortical en distintos ensayos mecánicos. ....	67
Tabla 5. Materiales asignados por Materialise Mimics.....	70

## LISTA DE ANEXOS

	<b>Pág.</b>
ANEXO A. Gráficas de deformaciones en los tres ejes coordenados.....	97
ANEXO B. Gráficas de esfuerzos y deformaciones de la fractura transversal con la placa de osteosíntesis.....	99
ANEXO C. Gráficas de esfuerzos y deformaciones de la fractura oblicua con la placa de osteosíntesis.....	107

## RESUMEN

**TÍTULO:** MODELADO Y ANÁLISIS DE DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES UNITARIAS EN UN TRATAMIENTO QUIRÚRGICO CON PLACA DE OSTEOSÍNTESIS EN UNA FRACTURA DIAFISARIA DE TIBIA MEDIANTE EL SOFTWARE DE ELEMENTOS FINITOS ANSYS\*

**AUTORES:** JUAN FELIPE GELVES GAMBOA\*\*  
DIEGO ANDRÉS ÁVILA GUERRA

**PALABRAS CLAVE:** Fractura diafisaria, placas de osteosíntesis, diáfisis de la tibia, MIMICS, ANSYS, método de elementos finitos, bioingeniería.

### DESCRIPCIÓN

Las fracturas de tibia se han caracterizado por generar controversias en su estudio, debido a las complicaciones que se presentan posteriormente en sus tratamientos, especialmente los realizados quirúrgicamente; lo cual ha desarrollado especial interés en la bioingeniería, en el estudio y mejoramiento de dichos tratamientos.

Dentro de este marco, se desarrolló la investigación actual, realizando un análisis de la distribución de esfuerzos y deformaciones unitarias de una fractura en la diáfisis de la tibia; con el fin de aportar desde una perspectiva práctica, a los vacíos conceptuales con relación a este tipo de fractura y los problemas post operatorios que se generan en sus tratamientos. Asimismo, buscó establecer un aporte desde la ingeniería a otras ramas académicas como la medicina. El análisis fue realizado en los dos tipos de fracturas de tibia más frecuentes, según estudios investigativos desarrollados previamente por distintos autores; que clasifican como las más tratadas las fracturas transversales y oblicuas. El tratamiento que se estudio fue el realizado con placas de compresión de osteosíntesis, situadas en cada una de las tres caras que componen la tibia.

Se realizó el modelado tridimensional en Materialise Mimics, el modelado de la placa en Autodesk Inventor y el análisis de esfuerzos y deformaciones en ANSYS obteniendo unos resultados que permitieron determinar la cara de la tibia óptima para la instalación de la placa de osteosíntesis desde el punto de vista mecánico. Con los resultados de los desplazamientos y los esfuerzos acumulados totales se realizaron graficas comparativas. Con el fin de encontrar una tendencia que nos llevara a conocer la cara más óptima para colocar la placa de osteosíntesis.

---

\* Trabajo de grado

\*\* Escuela de Ingeniería Mecánica. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Doctor en Ingeniería Mecánica

## ABSTRACT

**TÍTULO:** MODELING AND ANALYSIS OF DISTRIBUTION OF UNIT EFFORTS AND DEFORMATIONS IN A SURGICAL TREATMENT WITH OSTEOSYNTHESIS PLATE IN A TIBIA DIAFISARIA FRACTURA THROUGH ANSYS FINITE ELEMENT SOFTWARE\*

**AUTORES:** JUAN FELIPE GELVES GAMBOA\*\*  
DIEGO ANDRÉS ÁVILA GUERRA

**KEY WORDS:** Diaphyseal fracture, osteosynthesis plates, tibial shaft, MIMICS, ANSYS, finite element method, bioengineering.

### DESCRIPTION

Tibial fractures have been characterized by the controversy generated in their study, due to the later treatment complications, especially when those are performed surgically, which has wake special interest in bioengineering, in the study and improvement of such treatments.

Within this framework, the present investigation was developed, making an analysis of the distribution of stresses and unit deformations of a fracture in the diaphysis of the tibia, in order to provide, from a practical perspective, the conceptual gaps in relation to this type of fracture and the post-operative problems that are generated in their treatments. Also, this document sought to establish a contribution from engineering to other academic branches such as medicine. The analysis was performed on the two most frequent types of tibia fractures, according to research studies previously developed by different authors, which classify transverse and oblique fractures as the most treated. The treatment that was studied was the one made with compression plates of osteosynthesis, located in each one of the three sides that compose the tibia.

Three-dimensional modeling was done in Materialise Mimics software, the modeling of the plate was performed on Autodesk Inventor software and the analysis of stresses and deformations was performed on ANSYS software, obtaining results that allowed to determine the face of the optimal tibia for the installation of the osteosynthesis plate from the mechanical point of view. With the results of the displacements and the total cumulative stresses, comparative graphs were made. In order to find a trend that will lead us to know the most optimal face to place the osteosynthesis plate.

---

\* Degree work

\*\* School of Mechanical Engineering. Faculty of Physical-Mechanical Engineering. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, PhD in Mechanical Engineering

## INTRODUCCIÓN

Los distintos avances tecnológicos y académicos de la medicina y la ingeniería han generado el desarrollo de formas de tratamiento y mejoramiento a las diferentes enfermedades y/o condiciones físicas que se presentan en los seres humanos; con el fin de involucrar la ciencia y los avances teóricos en la elaboración de soluciones prácticas que contribuyen a un mejor bienestar social.

Partiendo de lo anterior, es posible mencionar la importancia de la salud física en el bienestar del ser humano, lo indispensable de contar con un funcionamiento óptimo de su cuerpo, especialmente de sus extremidades; puesto que, adquirir problemas motrices afecta directamente al desempeño de una persona en sus labores cotidianas y puede ocasionarle dificultades en su ritmo de vida en un futuro.

Algunos incidentes que sufren las personas en accidentes automovilísticos, laborales o relacionados a actividades físicas y deportivas que practican; pueden ocasionar fracturas de huesos, debido a los graves impactos que sufren. Dentro de los huesos afectados se encuentran los más largos del cuerpo, como los de las piernas; los cuales según su composición padecen fracturas de distintos tipos.

Para la presente investigación, se ahondó en el estudio de las fracturas de la tibia, específicamente de la diafisaria; es decir la fractura de la diáfisis de la tibia; que se ha caracterizado por generar distintas controversias en su diagnóstico y tratamiento, debido a las complicaciones que se evidencian en los pacientes que las padecen.

Ahora bien, dentro los tratamientos utilizados para este tipo de fractura, se encuentra el procedimiento quirúrgico con placas de osteosíntesis; el cual se estudió realizando un modelamiento y análisis de la distribución de esfuerzos y

deformaciones unitarias, a través de distintos tipos de software especializados en esas áreas.

## 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La tibia es un hueso largo con poco tejido muscular respecto a otros huesos de la zona baja del cuerpo, “*se ubica anteromedial en la pierna, presenta dos curvaturas de sentido contrario: una superior, cóncava hacia lateral; otra inferior, cóncava hacia medial*”<sup>1</sup>.

Siendo el segundo hueso más largo del cuerpo, “*está articulada en su parte superior con el fémur y la rótula, lateralmente con el peroné y en su parte inferior con el tobillo*”<sup>2</sup>. La composición y ubicación de la tibia en el cuerpo humano, específicamente en la pierna como un hueso de soporte ocasiona que su fractura sea muy común entre las demás.

Asimismo, la tibia se compone de tres caras: medial, lateral y posterior, lo que aumenta las posibilidades de aplicación en los tratamientos quirúrgicos con placas. Ahora bien, dentro de los tipos de fracturas de tibia se analizó la ocasionada en la diáfisis, que es la parte central y más larga de la tibia; siendo esta parte un foco frecuente o común para las fracturas de este hueso.

Los tratamientos utilizados para las fracturas de tibia son tanto ortopédicos, como quirúrgicos; siendo estos últimos los utilizados para fracturas con complicaciones en su mayoría de casos y de osteosíntesis por implementar distintos mecanismos como placas, tornillos y fijadores, entre otros.

---

<sup>1</sup> ALMAGIÀ FLORES, A. A y ARCE, Lizana. Principios de Anatomía Humana. Aparato Locomotor. “Descripción ósea apendicular- Miembro Inferior”. Chile: Pontificia Universidad Católica de Valparaíso. 2012. Obtenido de: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/kine1/Modulos2012/Osteologia%20miembro%20inferior%20kine%2012.pdf>

<sup>2</sup> HERNÁNDEZ STENGELE. F. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Anatomía de la pierna humana. México: Universidad de las Américas Puebla. 2008. Capítulo 2. Obtenido de: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo2.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo2.pdf)

Las operaciones quirúrgicas para tratar una fractura diafisaria de la tibia requieren un análisis exhaustivo, riguroso y conceptual de los diferentes factores que hacen que la recuperación del hueso y del paciente sea adecuada y no produzca secuelas como dolores a corto y mediano plazo en la zona afectada, o en algunos casos incapacidad total.

Un estudio realizado en el Hospital Universitario De Granada, España, titulado: "Fractura diafisaria de tibia. Nuestra experiencia en su tratamiento", a 814 fracturas diafisarias en 803 pacientes concluyó que el uso de placas para osteosíntesis produjo algunos problemas después de la operación como pseudartrosis asépticas\* presentada en un 15,3 % de todas las fracturas.

Problemas como una falta de consolidación después del tratamiento y un porcentaje tan elevado de diferentes condiciones negativas para el paciente, hacen necesario un estudio intensivo de este tipo de tratamiento que pueda identificar la zona óptima para colocar la placa en la diáfisis de la tibia.

Partiendo de esto, se realizó un modelo tridimensional de la tibia mediante el uso del software Mimics® con el uso de imágenes tomográficas para garantizar un modelo real. Posteriormente se efectuó un análisis de su distribución de esfuerzos con una fractura común y el uso de placas de osteosíntesis mediante el software ANSYS® para concluir el análisis.

---

\* Falsa articulación que se forma después de una fractura cuyos dos fragmentos óseos no se han consolidado.

## 2. ANTECEDENTES DEL PROBLEMA

El Método de Elementos Finitos se desarrolló hace más de medio siglo, en un principio requería el uso de muchos cálculos para resolver un sistema; esto se modificó gracias a la creación de la computadora digital, esta revolución digital solo lleva 30 años; pero ha innovado en muchos campos y ha creado diversos estudios como lo es la biomecánica computacional.

La introducción de la biomecánica computacional inicia en 1968<sup>3</sup>, se crea el Journal of Biomechanics, revista de alto nivel de impacto (indexado como JCR), en la que se publican los primeros artículos de la biomecánica computacional; desde esta época se han creado simulaciones de todo tipo desde sistemas músculo esqueléticos hasta cargas sobre tumores.

El uso del Método de Elementos Finitos en la biomecánica ortopédica se inicia en 1972, año en el que comienzan las publicaciones sobre evaluación de esfuerzos en huesos humanos. Hoy en día se realizan procesos tan específicos que emplean nuevas áreas del conocimiento como la mecánica de fluidos, la transferencia de calor en cuerpos, entre otros.

Estos sistemas de análisis buscan como finalidad dar a conocer de un modo no invasivo los posibles efectos mecánicos que puedan ocurrir. Hay discusiones sobre la exactitud de los métodos computacionales al ser limitado en ciertas áreas a nivel molecular y celular. Pero han tenido un gran asentamiento gracias a que la mayoría de lo expresado computacionalmente pasa físicamente.

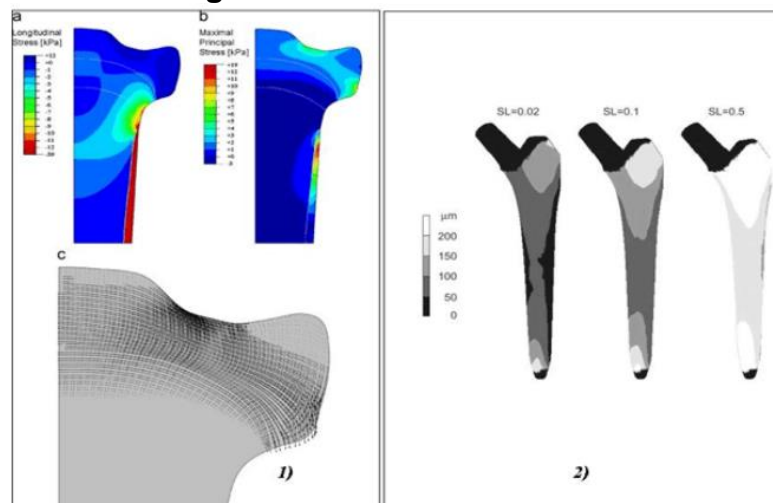
---

<sup>3</sup> GARZÓN, Diego A.; DUQUE, Carlos A y RAMÍREZ, Angélica María. Sobre la aparición de la biomecánica y la meca biología computacional: expertos computacionales y recientes hallazgos. En: Revista cubana de investigación médica. 2009

Además, genera un nuevo campo de estudio, generando nuevos y mejores proyectos que los anteriores, es un campo que avanza a gran paso.

El uso del método de elementos finitos para el análisis de problemas ortopédicos y del sistema musculo esquelético, es el de mayor frecuencia en estudios relacionados con este tema; un ejemplo se expresa en la figura 2, podemos observar un análisis de carga en la compresión de cartílago en fase de crecimiento en la creación de huesos largos.<sup>4</sup>

**Figura 1. Aplicación del método de elementos finitos para el análisis de esfuerzos de un hueso largo**



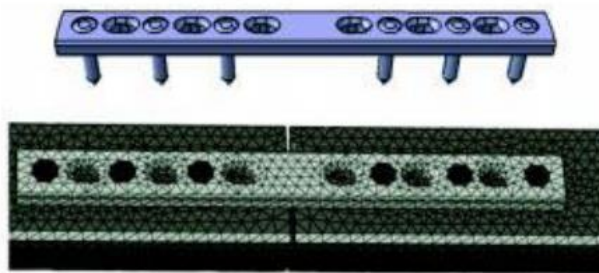
Fuente: Micromechanical analyses of vertebral trabecular bone based on individual trabeculae segmentation of plates and rods.

Otra área que también se empezó a explorar fueron los implantes o prótesis, los Elementos Finitos han facilitado la creación de mejores prótesis, ayudando en la recuperación del paciente.

<sup>4</sup> BEVILL, Liu; KEAVENY, G; SAJDA, T.M y GUO, X.E. Micromechanical analyses of vertebral trabecular bone based on individual trabeculae segmentation of plates and rods. En: Journal of Biomechanics. 2009.

En el artículo titulado “*Análisis de un sistema de implante para Osteosíntesis de huesos largos, mediante simulación computacional*”<sup>5</sup>, en el que ya no solo se aborda el cuerpo humano sino un agente exterior utilizado en este caso para curar una fractura. Como se ve en la figura 3, se expone un sistema donde se evalúan la unión de placa, tornillo y hueso.

**Figura 2. Modelo de Elementos Finitos del conjunto placa tornillo y hueso.**



Fuente: Analysis of an Implant System for Osteosynthesis of Long by Computer Simulation

En cuanto a las fracturas diafisarias un artículo publicado por “Acta Ortopédica Brasileira vol.10 no.4 São Paulo Oct./Dec. 2002”, muestra la epidemiología de la fractura de tibia diafisaria realizada en personas entre los 14 a 83 años, en el cual se concluyó que la cifra más representativa de afectados con un 40% son personas entre los 20-29 años. Un dato importante es que cerca del 77% son causados por accidentes de tráfico, el principal involucrado son las motocicletas.<sup>6</sup>

---

<sup>5</sup> SIROLLI; A. SANZI, H y G. Elvira Analysis of an Implant System for Osteosynthesis of Long by Computer Simulation. Int J. Morphol. 2015

<sup>6</sup> GRECCO. M.A. Epidemiology of tibial shaft fractures. Acta ortop. bras. São Paulo, v. 10, n. 4, p. 10-17. 2002. Obtenido de: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1413-78522002000400002&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522002000400002&lng=en&nrm=iso). access on 23 Jan. 2017. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-78522002000400002>.

En la fase de recuperación el 16% de los pacientes presentaron alguna complicación que conlleva la mayoría de veces a una reoperación. Debido a esto, se puede desarrollar un análisis de la fractura operada, principalmente del sistema de placas de osteosíntesis. Por lo general, el cirujano ortopedista fija esta placa en la cara expuesta de la tibia.

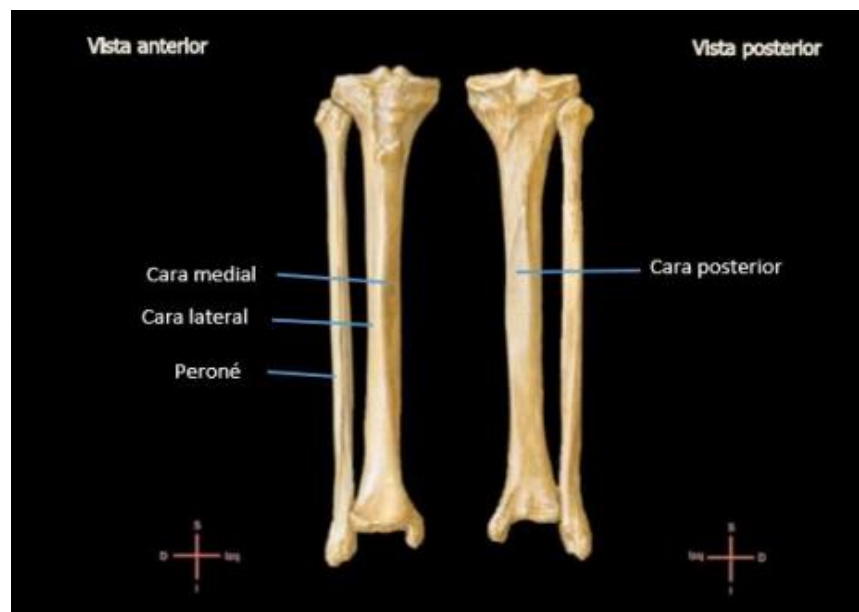
La falta de información sobre la biomecánica de la interacción entre la tibia y la placa de osteosíntesis, hace que el cirujano escoja la cara que está más expuesta para evitar procedimientos invasivos. Esto puede ocasionar problemas en el paciente a mediano o largo plazo como dolores, ausencia de movilidad y gastos innecesarios de reoperación y terapia.

### 3. JUSTIFICACIÓN

La tibia es un hueso prisma triangular, compuesto por tres caras distintas (cara medial, cara posterior, cara lateral) como se muestra en la figura 3; su posición y altura en el esqueleto humano aumentan la posibilidad de recibir un trauma a nivel de la diáfisis (porción central del hueso).

Factores como el brazo de palanca generada en el momento de un accidente y esfuerzos de torsión y flexión comunes, hacen que la tibia sea un hueso altamente propenso a fracturas.

**Figura 3. Diagrama de la tibia con sus caras.**



Fuente: Anatomía Topográfica con aplicaciones medico quirúrgicas. 8a ed. Editorial Salvat, Barcelona: 1956

Lo anterior, ocasiona que el análisis respecto a la efectividad de los tratamientos quirúrgicos implementados para las fracturas de tibia sea un foco importante de contribución para la medicina y la ingeniería. Teniendo en cuenta, que estos tratamientos en su mayoría de casos presentan complicaciones en la recuperación de los pacientes, desde infecciones, hasta re operaciones.

El modelamiento y el análisis del comportamiento de la tibia y de su distribución de esfuerzos ocasionados por el uso de placas de osteosíntesis en cada una de las caras de la tibia, proporciona a este tratamiento un concepto detallado, razonable y real que sea capaz de determinar en cuál de las caras se debe insertar esta placa para que la recuperación del hueso sea la óptima desde el punto de vista biomecánico.

## **4. OBJETIVOS**

### **4.1 OBJETIVO GENERAL**

Determinar la distribución de esfuerzos y deformaciones unitarias en una fractura diafisaria de tibia mediante el análisis por Elementos Finitos para la determinación del lugar óptimo (cara posterior, cara medial o cara lateral) de inserción de la placa en la cirugía correctora de este tipo de fractura.

### **4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- ✓ Obtener el modelo tridimensional de la tibia desde imágenes tomográficas usando el software MATERIALISE MIMICS®.
- ✓ Identificar los dos tipos de fracturas diafisarias más frecuentes y simularlos en el modelo tridimensional.
- ✓ Diseñar la placa que se adapte anatómicamente a la tibia de acuerdo al modelo tridimensional.
- ✓ Hallar los esfuerzos máximos y deformaciones máximas en la tibia como consecuencia del uso de placas en cada una de las caras mediante el método de Elementos Finitos usando el programa ANSYS®.

## 5. MARCO TEÓRICO

La realización del proyecto de investigación tuvo como base los principios numéricos del método de elementos finitos para la solución de ecuaciones parciales diferenciales, aplicándolo al desarrollo de los problemas físicos tratados.

Asimismo, las bases teóricas de la información proporcionada por los elementos explicativos sobre las deformaciones unitarias de una estructura. Así como, las herramientas prácticas del software Mimics y el ANSYS; que permitieron el diseño y análisis del trabajo investigativo.

Lo anterior, dentro del marco de las fracturas diafisarias de la tibia, analizadas por medio del tratamiento quirúrgico de las placas de osteosíntesis. Todos los conceptos se describen a continuación:

### 5.1 TIBIA

La tibia es un hueso largo del cuerpo humano, *“es de menor longitud que la fíbula (peroné), es el segundo hueso más robusto del cuerpo y con el foramen nutricio más grande del cuerpo”*<sup>7</sup>

En los huesos largos, predomina la amplitud por encima de la altura, por lo que constan de las siguientes partes:

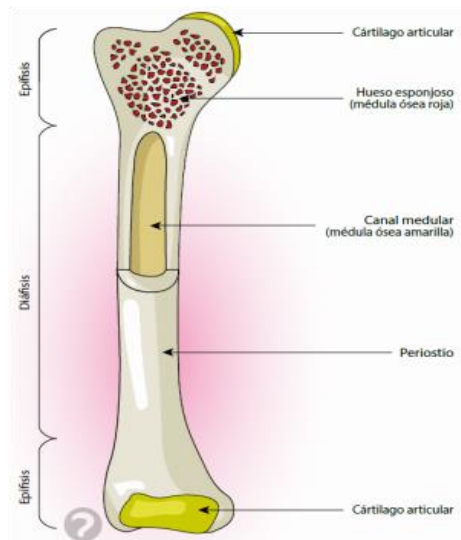
- **Diáfisis:** Es el cuerpo o porción cilíndrica principal del hueso
- **Epífisis:** son los extremos proximal y distal del hueso
- **Metáfisis:** es el sitio de unión de la diáfisis con la epífisis

---

<sup>7</sup> ALMAGIÀ FLORES, y LIZANA ARCE. Óp. Cit.

- **Cartílago articular:** capa delgada de cartílago hialino
- **Periostio:** es una capa resistente de tejido conectivo denso que rodea la superficie ósea que no tiene cartílago articular.
- **Cavidad medular:** es el espacio interno de la diáfisis que contiene a la médula ósea.
- **Endostio** (hueso compacto): Es la capa que recubre la cavidad medular.<sup>8</sup>

**Figura 4. Composición de un hueso largo.**



Fuente: El hombre de vitruvio. Vitruvio. Los huesos. Obtenido el 18 enero de 2017 de: [http://vitruviooseo.weebly.com/los\\_huesos.html](http://vitruviooseo.weebly.com/los_huesos.html)

La tibia tiene una figura prismática, es decir “*el cuerpo de la tibia es triangular, tiene tres bordes: anterior, interóseo (o externo) y medial (interno) y tres caras: medial, lateral y posterior*”<sup>9</sup>

<sup>8</sup> GARCÍA SÁNCHEZ, J. Módulo de bases anatómicas y fisiológicas del deporte. Unidad 1: Los huesos. Obtenido el 17 de enero 2017 de: [http://www.edvillajunco.es/doc/1\\_los\\_huesos.pdf](http://www.edvillajunco.es/doc/1_los_huesos.pdf).

<sup>9</sup> GARCÍA CAMACHO, H. A. Método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de la diáfisis de la tibia en el H.E.O.D.R.A. en el periodo enero 2000 a junio 2003. Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua. 2004

## 5.2 FRACTURA DIAFISARIA DE LA TIBIA

El tipo de fractura analizado en la investigación es una fractura del tercio medio, que compromete la diáfisis de la tibia. Se considera como fractura de la diáfisis de tibia, *“aquella ubicada a 5 cms por debajo de la línea interarticular de la rodilla y a 5 cms por arriba de la línea interarticular del tobillo”*.<sup>10</sup>

En otras palabras, *“se considera como fractura de la diáfisis de la tibia, aquella que ocurre entre dos líneas imaginarias: la superior coincidente con el plano diáfiso-metafisiario proximal, y la inferior con el plano diáfiso-metafisiario distal”*.<sup>11</sup>

La posición y la altura que ocupa la tibia en el cuerpo, junto con la poca masa muscular que la acompaña hace que su fractura sea muy frecuente, a esto se le suman factores como el aumento considerable de accidentes de tráfico y el gran momento generado sobre el hueso durante el suceso. Además, pacientes con osteopenia pueden sufrir fracturas de tibia, ya que pueden ser ocasionadas por fuerzas torsionales en el hueso debido a la disminución en la densidad mineral ósea.

Las fracturas de tibia pueden producirse por un mecanismo directo o un mecanismo indirecto.

- **Mecanismo directo:** Es generado por un golpe violento, una fuerza que incide de frente sobre el hueso. El trazo de la fractura suele ser oblicuo o transversal y en los aplastamientos o compresiones se producen fracturas conminutas.

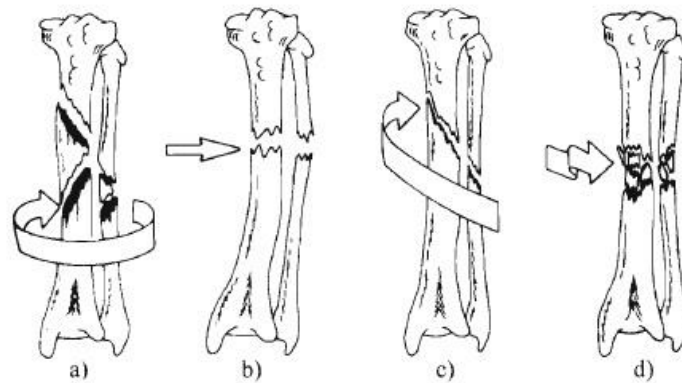
---

<sup>10</sup> *Ibíd.*

<sup>11</sup> Escuela de Medicina. Universidad Católica de Chile. Obtenido de: [http://escuela.med.puc.cl/publ/ortopediatraumatologia/trau\\_secc01/trau\\_sec01\\_45.html](http://escuela.med.puc.cl/publ/ortopediatraumatologia/trau_secc01/trau_sec01_45.html). Fecha de consulta: el 18 de enero 2017

- **Mecanismo indirecto:** Se generan por torsión, el pie queda fijo y el cuerpo libre rota sobre el o cuando se produce el caso contrario en el que el cuerpo se queda fijo al caer y la tibia es torsionada por el pie.

**Figura 5. Fracturas de la diáfisis de la tibia.**



Fuente: Todo sobre fisioterapia. Fractura de tibia y peroné. Obtenido de: <http://todosobrefisioterapia.blogspot.cl/2012/11/fractura-tibia-y-perone-i.html>. Fecha de consulta: 18 enero de 2017

### 5.3 OSTEOSÍNTESIS

La osteosíntesis “es el procedimiento quirúrgico que permite estabilizar fragmentos óseos mediante implantes metálicos en contacto directo con el hueso (fijación interna) respetando las reglas biológicas y biomecánicas”<sup>12</sup>

El objetivo principal de la osteosíntesis es lograr una estabilidad eficiente de los fragmentos del hueso que permita una recuperación rápida y una funcionalidad completa de la zona comprometida.

<sup>12</sup> UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI. Técnicas de tratamiento de las fracturas. Obtenido de: [http://www.urv.cat/media/upload/arxiu/URV\\_Solidaria/COT/Contenido/Tema\\_2/](http://www.urv.cat/media/upload/arxiu/URV_Solidaria/COT/Contenido/Tema_2/)

Este tipo de tratamiento es recomendable cuando el desplazamiento producido es difícil de controlar y en fracturas de diáfisis en las que el tratamiento con yeso no genera una consolidación y recuperación perfecta.

Algunos métodos de osteosíntesis son:

- Agujas de Kirschner
- Alambre
- Clavos elásticos de Rusch
- Placa atornillada
- Enclavado
- Clavos encerrojados

#### **5.4 TRATAMIENTO QUIRÚRGICO: PLACAS DE OSTEOSÍNTESIS**

Los tratamientos utilizados para las fracturas de la tibia generan controversias debido a las complicaciones posteriores; además de contraponer la terapéutica tradicional de inmovilización con los procedimientos quirúrgicos.

*Ahora bien, “la osteosíntesis por placa atornillada, con o sin compresión, tiene como ventaja la estabilidad absoluta del foco de fractura, siempre que se consiga una reducción anatómica, lo que es, a menudo, difícil de conseguir. Tiene como inconvenientes precisar de una apertura amplia y exposición prolongada del foco de fractura”.<sup>13</sup>*

La placa de osteosíntesis es a grosso modo un elemento de fijación interna que tiene como propósito principal generar una estabilidad mecánica en la fractura y reducirla para producir una buena cicatrización y recuperación de esta.

---

<sup>13</sup> RUIZ MORALES, M; HERNÁNDEZ, A y VARA THORBECK, R. Fracturas diafisarias de tibia. Nuestra experiencia en su tratamiento. En Rev. Esp. De Cir. Ost. 1998.

**Figura 6. Placas de osteosíntesis para miembros superiores e inferiores**



Fuente: Implantes Matritec. Osteosíntesis titanio. Obtenido de: <http://www.implantesmatritec.com.ar/listado-categorias.php?cat=cat5>. Fecha de consulta: 15 de marzo de 2017

## **5.5 CLASIFICACIÓN DE LAS PLACAS DE OSTEOSÍNTESIS**

Una placa de osteosíntesis puede usarse en diferentes situaciones o configuraciones ofreciendo así diferentes funciones dependiendo de la necesidad del tratamiento. Por lo tanto, una placa puede realizar una labor de protección, sostén, compresión y/o tensión; tal como se describe a continuación:

### **- Placas de protección:**

Se usan cuando se trata una fractura diafisaria con el método de osteosíntesis usando tornillos de compresión radial, ya que esta fijación no es capaz de soportar las cargas mecánicas del hueso se hace necesario el uso de una placa que proteja la reducción junto con los tornillos.

### **- Placas de sostén:**

En las articulaciones, el hueso esponjoso está sometido a fuerzas cortantes, por lo tanto, no es posible realizar osteosíntesis solamente con tornillos, ya que estos por si solos no pueden mantener estabilidad ni evitar la deformidad generada por la

compresión axial; Estos problemas, los soluciona usando la placa como una placa de sostén.

- **Placas de compresión:**

Las fracturas transversales u oblicuas son llamadas fracturas con soporte óseo, ya que el hueso tiene la capacidad de soportar carga sin generar un acortamiento, por lo tanto, es necesaria una placa que genere compresión axial.

- **Placas de tensión:**

Su objetivo principal es aplicar el principio biomecánico del tirante cuyo objetivo es *“Convertir las sollicitaciones de flexión sobre el hueso en esfuerzos de compresión en dirección axial en la fractura”*<sup>14</sup>.

## 5.6 MÉTODOS DE ELEMENTOS FINITOS (FEM)

El método de elementos finitos (FEM) es un método numérico más general y eficaz que sus precedentes, debido a su capacidad de adaptarse a problemas física y geoméricamente complejos<sup>15</sup>; por lo que se ha alcanzado gran importancia como alternativa de solución a casos difíciles de resolver.

Principalmente, *“la idea general del método de los elementos finitos es la división de un continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos”*<sup>16</sup>; es decir, supone para solucionar el problema, el dominio discretizado en subdominios denominados elementos.

## 5.7 TAC

---

<sup>14</sup> RAMOS-MAZA E, et al. Principios biomecánicos para la osteosíntesis, re-evolución. Acta Ortopédica Mexicana. 2016. 30(S1): S1-S8. Obtenido de: <http://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2016/ors161a.pdf>.

<sup>15</sup> CALDERÓN, Giovanni. Introducción al método de elementos finitos, Apuntes de clase. Universidad de los Andes, 2007.

<sup>16</sup> CARNICERO, Alberto. Introducción al método de los elementos finitos. (s.f). Obtenido de: [http://www.iit.comillas.edu/~carnicero/Resistencia/Introduccion\\_al\\_MEF.pdf](http://www.iit.comillas.edu/~carnicero/Resistencia/Introduccion_al_MEF.pdf)

La tomografía axial computada es la herramienta utilizada para la obtención digital de las imágenes de la tibia, “es una prueba de diagnóstico por imágenes utilizada para crear imágenes detalladas de los órganos internos, los huesos, los tejidos blandos y los vasos sanguíneos”.<sup>17</sup>

Es denominada Tomografía Axial computada (TAC) o Tomografía Computada (TC), “la TC es rápida, indolora, precisa, y no es invasiva. En casos de emergencia, puede identificar lesiones y hemorragias internas lo suficientemente rápido como para ayudar a salvar vidas”<sup>18</sup>

La tomografía computarizada es en otras palabras, un procedimiento de rayos X en el que se proyecta un haz de rayos a un paciente produciendo señales que son procesadas por computadora.

El resultado final del procesamiento de las señales en la computadora es una matriz de números que no se puede imprimir en pantalla, entonces, el procesador asigna a cada número una tonalidad de gris para poder generar una imagen 2D del examen. La escala Hounsfield brinda las unidades que permiten la reconstrucción de imágenes a partir de la tomografía.

**Tabla 1. Unidades Hounsfield para diversos tejidos**

TEJIDO	HU
Hueso Denso	1000
Músculo	50
Materia blanca	45
Materia gris	40
Sangre	20

<sup>17</sup> Radiology Info.org. Obtenido de: <http://www.radiologyinfo.org/sp/submenu.cfm?pg=ctScan>. Fecha de consulta: 13 enero 2017

<sup>18</sup> *Ibíd.*

Fluido encefálico	15
Agua	0
Grasa	-100
Pulmón	-200
Air	-1000

Fuente: Tomado de Página web Técnico en Radiología. Obtenido de: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/ressonancia-magnetica/155-tomografia-computadorizada/formacao-de-imagens-tomo>

## 5.8 SOFTWARE MATERIALISE MIMICS

Materialise Mimics es un software especialmente desarrollado por Materialise para el procesamiento de imágenes médicas. Se usa Mimics para la segmentación de imágenes médicas en 3D (viniendo de TAC, MRI, micro-TAC, CBCT, Ultrasonido 3D, Microscopio confocal) y su resultado será un modelo 3D de alta fidelidad de la anatomía del paciente.<sup>19</sup>

Se usa Mimics para:

- Crear fácil y rápidamente modelos 3D precisos a partir de imágenes médicas.
- Medir precisamente modelos en 2D y 3D.
- Exportar modelos 3D en formato STL para manufactura aditiva.
- Exportar modelos 3D a 3-matic<sup>20</sup>

Este software permite la realización de simulaciones 3D, para el análisis de estructuras y diseños de casos físicos a estudiar.

<sup>19</sup> Tomografía copmputarizada. Obtenido de: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/ressonancia-magnetica/155-tomografia-computadorizada/formacao-de-imagens-tomo>

<sup>20</sup> Materialise MIMICS. Obtenido de: <http://biomedical.materialise.com/mimics> Fecha de consulta: 23 de junio de 2016.

## 5.9 ANSYS

ANSYS es un sistema de programas CAE para diseño, análisis y simulación de partes por elementos finitos FEA. Puede resolver problemas físicos sometidos a esfuerzos térmicos, fluidos, vibración y aplicaciones específicas, brevemente se describen sus módulos principales por disciplina.<sup>21</sup>

---

<sup>21</sup> 3D CAD PORTAL. Obtenido de: <http://www.3dcadportal.com/ansys.html>

## 6. METODOLOGÍA

El trabajo de investigación fue realizado a partir de cuatro fases metodológicas:

### *FASE 1: Creación del modelo tridimensional de la tibia.*

El objetivo principal de esta primera fase fue la creación del modelo tridimensional en el Software Mimics, a partir de la tomografía axial computarizada obtenida de la tibia. Primero se realizó el modelo 3D, seguido de esto se le hizo un mallado a la tibia en el software 3-matic, se optimizó y, por último, utilizando una herramienta de Mimics basada en la escala Hounsfield se identificaron e ingresaron los datos de los diferentes tipos de materiales del hueso.

### *FASE 2: Investigación tipos de fracturas diafisarias más frecuentes*

En la segunda fase metodológica, se realizó un estudio y análisis de distintos artículos y trabajos de investigación que proporcionaron datos estadísticos para tener un soporte que permitiera identificar los dos tipos de fracturas diafisarias más frecuentes. Los estudios fueron realizados en distintos países como Nicaragua, Venezuela y Colombia.

### *FASE 3: Diseño de la placa de osteosíntesis*

En la tercera fase, se diseñó la placa de osteosíntesis para realizar el análisis posterior junto con la tibia. La selección de la placa se realizó con base en una investigación previa de los diferentes tipos de placas de osteosíntesis utilizadas para el tratamiento de las fracturas de la diáfisis de la tibia.

A partir de la placa seleccionada se buscó un catálogo de un fabricante para obtener un modelo exacto de una placa real en Autodesk Inventor.

*FASE 4: Análisis del comportamiento de distribución de esfuerzos y deformaciones unitarias en fracturas diafisarias de tibia con placa de osteosíntesis.*

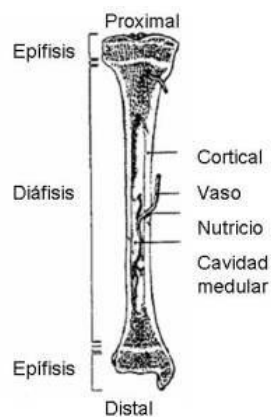
En la última fase metodológica se realizó un análisis preliminar para establecer la diferencia entre un modelo isotrópico y ortotrópico; se seleccionaron los materiales de los elementos y además se realizó el análisis final de las fracturas junto con las placas; para esto se importaron el modelo 3D de la tibia y de la placa realizados anteriormente se incluyeron las propiedades del material y por último, al conjunto tibia-placa se le realizó un análisis de esfuerzos y deformaciones en cada una de las caras del hueso y se concluyó para el análisis descrito en el libro de trabajo de grado.

## 7. FASE 1: CREACIÓN DEL MODELO TRIDIMENSIONAL DE TIBIA

La primera fase metodológica del trabajo de investigación consistió en la creación del modelo tridimensional del hueso de la tibia en el programa Materialize Mimics, esto como principal herramienta para el análisis posterior.

La tibia es un hueso que hace parte de la pierna y está localizada en la parte inferior de esta junto con el peroné; tiene sus dos epífisis y su diáfisis; en esta última parte está ubicada la fractura de análisis en la presente investigación.

**Figura 7. Estructura ósea de la tibia**



Fuente Medium. Patologías osteomusculares. Obtenido de: <https://medium.com/@alejandromelo00/patologias-osteomusculares-58d72ecc0f84>. Fecha de consulta: 18 de marzo de 2017.

Para construir el modelo tridimensional de la tibia, se hizo uso de una tomografía axial computarizada (TAC) o también denominada tomografía computada (TC), “es un método imagenológico de diagnóstico médico, que permite observar el interior del cuerpo humano, a través de cortes milimétricos transversales al eje céfalo-

*caudal, mediante la utilización de los rayos X<sup>22</sup>*; como herramienta base para crear el modelo tridimensional.

El modelo de la tibia fue tomado de la pierna derecha de una persona sana que nunca había sufrido ningún tipo de lesión en el hueso (tibia) hasta el momento del examen y que cuenta con las siguientes características físicas y sociodemográficas:

- **Edad:** 22 años
- **Género:** Masculino
- **Estatura:** 1,76 m
- **Peso:** 70 kg

El TAC, fue tomado en una clínica del Área metropolitana de Bucaramanga y se realizó únicamente para este estudio por medios propios; no fue necesaria ninguna preparación física para su toma.

El examen fue realizado por profesionales en radiología de la institución de salud, entregando los resultados diagnósticos en forma digital; por medio de una carpeta de interés denominada DICOM; la cual contiene 421 archivos importados al software de procesamiento de imágenes Materialise Mimics. A partir de esto, se logró producir una imagen tridimensional de la tibia.

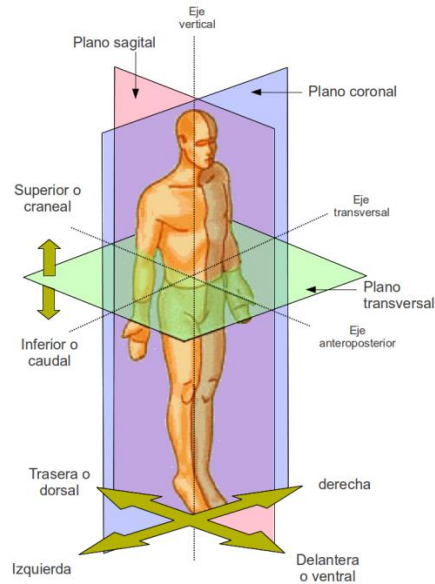
Una vez importada la carpeta DICOM a Materialise Mimics, el software reconoce cada una de las imágenes y las imprime en pantalla en 3 planos distintos.

- ❖ Plano coronal.
- ❖ Plano axial o transversal.
- ❖ Plano sagital.

---

<sup>22</sup> CORBO PEREIRA, D.N. Tomografía Axial Computada. Monografía. Universidad de la República Oriental del Uruguay. 2004. Obtenido de: <http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>

**Figura 8. Planos del cuerpo humano.**

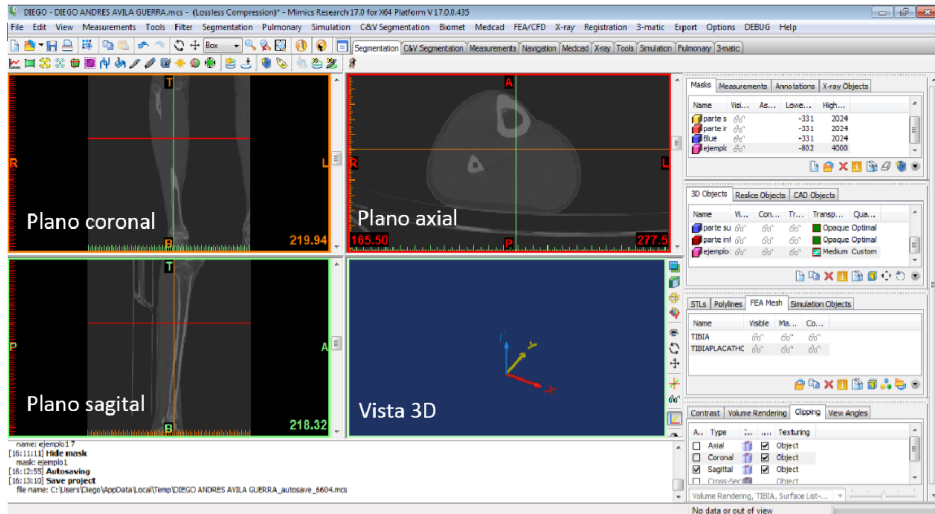


Fuente: Anatolandia. Planos anatómicos. Obtenido de: <http://www.anatolandia.com/2013/10/planos-anatomicos.html>. Fecha de consulta: 26 de julio de 2017

Estas son líneas usadas para dividir el cuerpo en 3 dimensiones y permitir la localización y clasificación de sus diferentes componentes. Estos planos principales son los mismos en los que el software Materialise Mimics muestra las placas del TAC y en los que se visualiza la pierna y sus componentes de manera completa.

Además este software muestra una cuarta ventana en que se muestra el modelo tridimensional creado a partir de la máscara generada en las placas.

**Figura 9. Distribución de planos en el software Materialise Mimic**



## 7.1 CREACIÓN DE LA MÁSCARA Y DEL MODELO 3D

Seguido de importar los datos de la carpeta DICOM se procedió a la creación de la máscara. En este proceso se realiza el sombreado de la parte de interés seleccionada para el análisis; puesto que cada placa importada es un corte transversal completo de la pierna y no discrimina ninguna parte de esta en sí.

Las tomografías capturan completamente los huesos de la pierna, mostrando consigo el tejido óseo, el tejido muscular, las venas y hasta implementos que se usaron para tomar la tomografía, como por ejemplo la correa de velcro que se usó para inmovilizar la pierna en la toma del TA; por lo tanto, esto se vio reflejado en la importación de datos y fue necesario modificarlo para obtener únicamente el diseño de la tibia.

Seguido de importar los datos, Materialise Mimics ofrece una herramienta para crear una máscara inicial apoyada en la escala de Hounsfield, que permite según

unidades de densidad la distinción de cada componente de la pierna que aparece en la tomografía.

La unidad Hounsfield, “(UH) es el número asignado a cada pixel en la imagen final de una tomografía computarizada (TC) y es la expresión de la densidad del objeto irradiado”<sup>23</sup>; que permite la creación del modelo 3D, diferenciando los elementos que componen el hueso de la pierna.

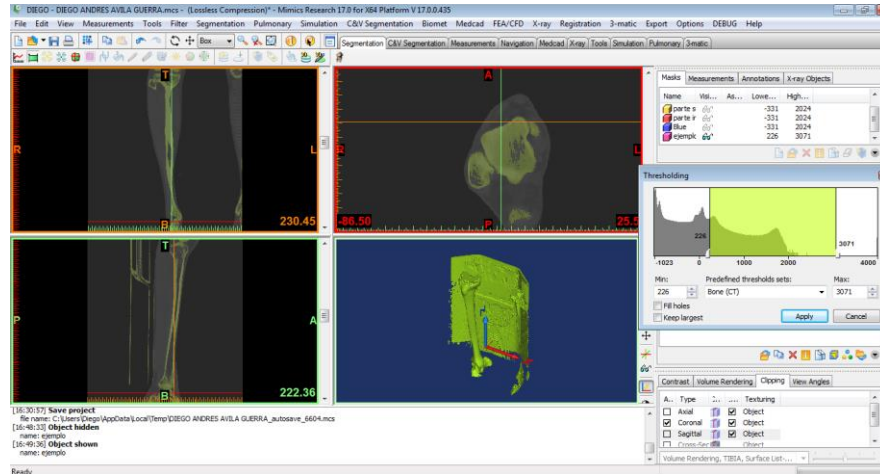
En otras palabras, el modelo 3D que se obtiene al importar los datos de la carpeta DICOM, da una imagen preliminar de la parte de interés en el análisis, pero no da una imagen definitiva, por lo que se hace necesario revisar minuciosamente junto con la escala de grises dada por el software cada una de las placas para modificarlas agregando o eliminando excedentes que no pertenecen al hueso en sí.

Apoyado en la herramienta denominada Tresholding se predefine una máscara con apoyo de una clasificación preliminar llamada “Bone (CT)”, en la cual Materialise Mimics resalta y representa todo lo que este en ese rango de densidades similares a las del hueso humano. Por lo tanto, algunos objetos como la camilla que está dentro de este rango se seleccionan y se muestran en la imagen tridimensional.

---

<sup>23</sup> IMAX. Obtenido de: <http://imaxrx.com.ve/que-son-las-unidades-hounsfield/>. Fecha de consulta: El 20 de Enero de 2016.

**Figura 10. Máscara e imagen preliminar dada por el software**



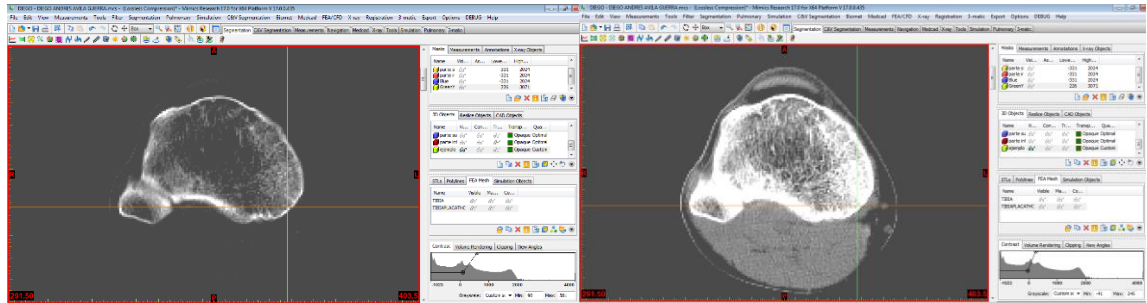
## 7.2 RETOQUE DEL MODELO 3D

Con la máscara completa, Materialise Mimics genera un modelo tridimensional procesando estas imágenes en 2D y creando una imagen preliminar de la tibia, claramente este sólido es simplemente un acercamiento inicial al hueso real que debe ser retocado de diferentes formas; ya que el TAC divide el hueso en un número finito y relativamente bajo de imágenes transversales.

La creación tridimensional que realiza el software está basada en iteraciones entre placas para poder generarla, lo cual crea algunos saltos indeseables que no hacen parte del hueso real.

Una solución inicial es retocar la máscara en las placas donde se denotan estos saltos, procurando que la diferencia en la geometría no varíe mucho en cada salto, apoyándose en herramientas como la escala de grises o de contraste, la cual se puede modificar en algunas ocasiones en las cuales no está bien demarcada la separación entre la tibia y los demás componentes.

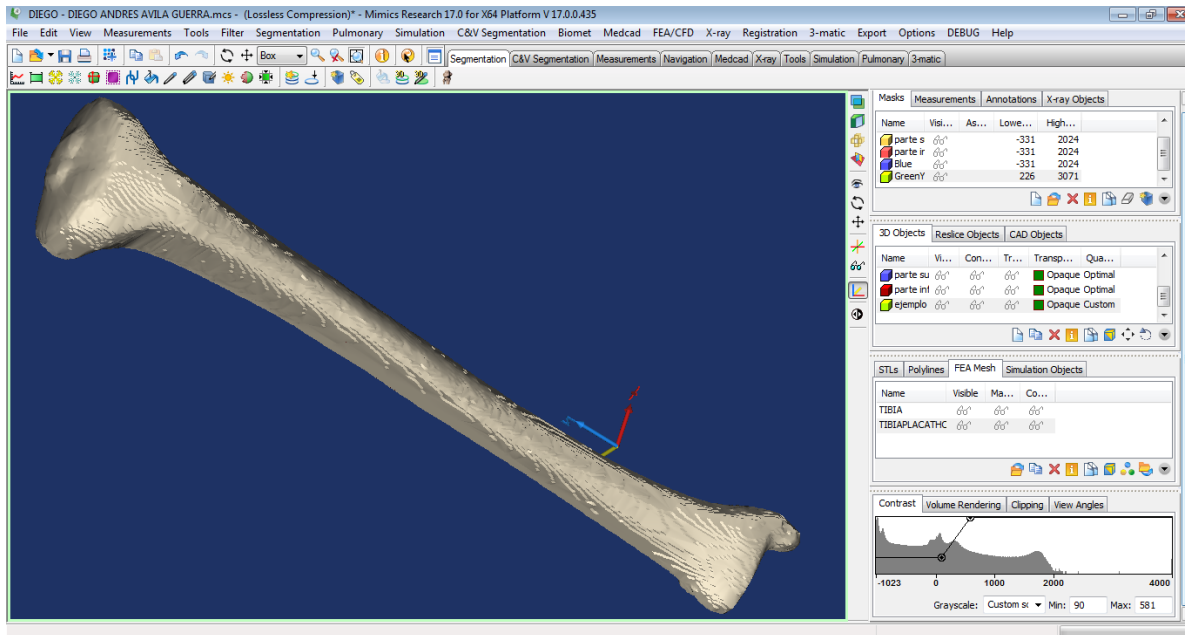
**Figura 11 Comparación de una placa en diferente escala de grises**



Una vez retocadas una a una todas las placas, usando las herramientas nombradas anteriormente, se obtiene una imagen tridimensional definitiva en el software que respeta la continuidad y la geometría real de la tibia.

Como el software ofrece herramientas realmente útiles e interesantes para la creación de un modelo muy genérico, retocar de forma individual cada placa del TAC garantiza la obtención de un objeto tridimensional que se ajuste mucho más a la realidad, lo cual es un punto importante en esta investigación.

**Figura 12. Modelo tridimensional final de Materialise Mimics**



### 7.3 MALLADO DEL MODELO 3D

El modelo tridimensional que se obtiene en el software Mimics, es solo una imagen del hueso, una representación gráfica de la geometría de la tibia que no distingue ni contiene información importante como el tipo de material o la malla a utilizar para realizar un análisis de esfuerzos.

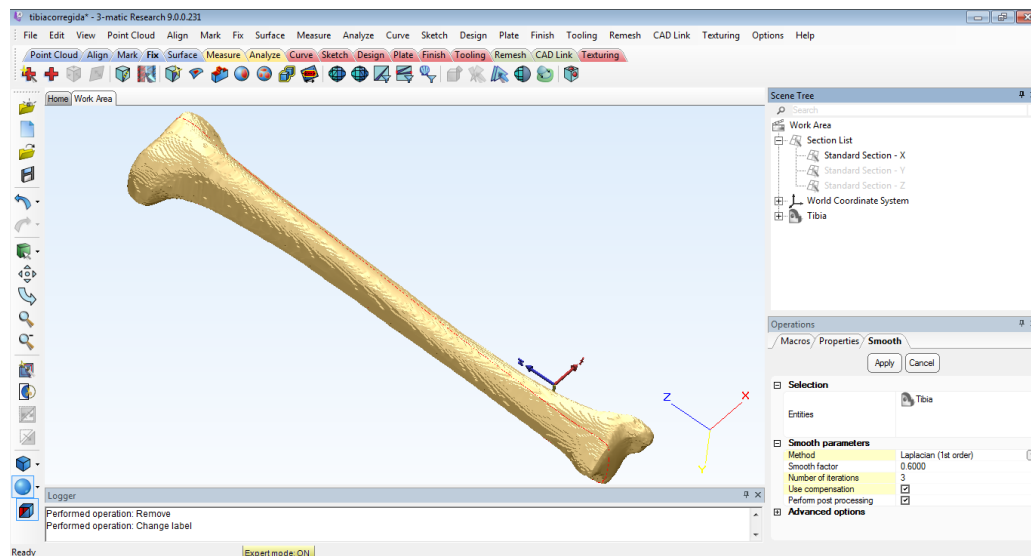
El paso a seguir fue escoger y aplicar un mallado adecuado al modelo, teniendo en cuenta factores importantes como el tipo de elemento, el número de elementos y la calidad de la malla para poder realizar un análisis óptimo y que no genere complicaciones.

Aunque la malla se puede generar en el software de elementos finitos en el que se va a realizar el análisis, procurando aprovechar al máximo las nuevas herramientas y ya que el software en el que se realizó el modelo tridimensional ofrece la

posibilidad de crear una malla en 3-matic, se usa esta herramienta y se genera una malla.

Para mallar el modelo tridimensional generado en Materialise Mimics, el objeto 3D se copia y se traslada al software 3-matic donde se hace uso de una herramienta denominada “Smooth” para alisar la superficie de la tibia.

**Figura 13 Tibia con Smooth.**

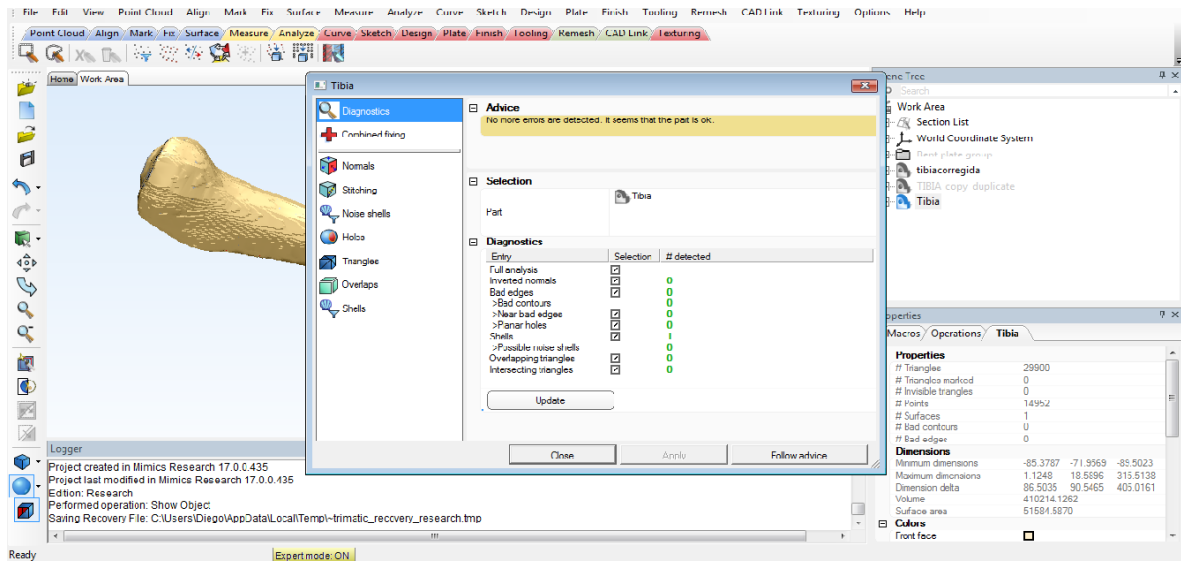


Una vez alisada la superficie, se crea un mallado del volumen de elemento tetraédricos de 4 nodos (*El elemento en Ansys se llama solid185*). El mallado inicial creado por 3-matic, es un mallado no uniforme de elementos de diferentes tamaños y distribuidos de diferentes formas que ocasionan inconvenientes como vacíos en la malla e intersecciones no deseadas que pueden generar errores en el análisis posterior del problema.

Para solucionar esto, usamos la herramienta “fix wizard” que localiza inconsistencias y las elimina por completo. Los errores corregidos por la opción “Fix wizard” son entre otras: arreglar capas superpuestas, contornos dañados, triángulos

entrecruzados en la malla inicial y partes sueltas que generen mallas que no sean del hueso.

**Figura 14 Fix Wizard aplicado.**



Para organizar el número de elementos, se usó autoremesh en el enmallado estableciendo una longitud máxima de los elementos finitos de 3 mm.

El rango de la cantidad total de elementos de todos los diseños está en el orden de los 600.000 a 800.000. Ya que cada prueba tiene configuraciones diferentes, como lo son la ubicación y magnitud de las perforaciones entre otros; la cantidad de elementos es variable entre cada modelo.

## 8. FASE 2: INVESTIGACIÓN ESTUDIOS REALIZADOS SOBRE FRACTURAS DIAFISARIAS DE TIBIA

Los avances en los eventos relacionados con las fracturas diafisarias, han estado caracterizados por controversias en su diagnóstico; debido a los criterios médicos y las ambivalencias que se establecen para determinar su adecuado tratamiento; no sólo por comprometer uno de los huesos más largos de la pierna, sino por las complicaciones a corto y largo plazo que se generan en los distintos tipos de tratamiento.

Al respecto, Alejandro Ysea menciona, que este tipo de fracturas *“tienen en común tres factores de riesgo básicos: alta posibilidad de contaminación, gran daño de tejidos blandos y hueso y dificultad para el manejo tanto conservador como quirúrgico a causa del daño óseo y de partes blandas asociadas, que conllevan una alta incidencia de complicaciones”*.<sup>24</sup>

Distintos autores han creado clasificaciones de los tipos de fracturas diafisarias que se presentan al momento de una lesión, con base en estudios realizados previamente. Para el presente trabajo de investigación se analizaron distintos estudios y artículos investigativos que no sólo aportan datos estadísticos desde una población específica, sino que presentan las clasificaciones de los tipos de esta fractura que ellos determinan.

Con relación a esto, se toma como base de estudio la clasificación desarrollada por el Dr. García Camacho, H. A en su tesis de investigación; donde señala que de acuerdo con el trazo o imagen de la fractura la clasificación puede ser:

---

<sup>24</sup> YSEA. A. Fijación externa como método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas abiertas de tibia. Universidad de Zulia. 2010.

- OBLICUO: Llamada en pico de flauta, ocurre cuando el trazo se desvía del eje longitudinal del hueso formando un ángulo agudo. Estos pueden ser oblicua corta: cuando la línea de fractura sea menor que el doble del diámetro diafisario
- TRANSVERSO: La línea de la fractura es perpendicular al eje longitudinal del hueso.
- HELICOIDAL O EN ESPIRAL: Cuando el trazo circunvala al hueso igual que un espiral.
- LONGITUDINALES: Cuando la línea de fractura cursa a lo largo del hueso (También llamada mariposa por otros autores).<sup>25</sup>

Asimismo, realiza una clasificación según la comunicación de la fractura con el exterior, las cuales pueden ser:

- CERRADAS: Son aquellas en que la fractura ocurre con integridad de las partes blandas vecinas, en especial de la cobertura cutánea.
- ABIERTAS: Es aquella en la que los extremos óseos han penetrado la piel, y en la que existe lesión de gravedad variable de los tejidos blandos que la recubren o ponen en contacto el foco de fractura con el exterior.
- EXPUESTAS: Son aquellas en que los fragmentos óseos inevitablemente salen al exterior dañando el tejido blando.<sup>26</sup>

A partir de esta clasificación, se realizó una búsqueda y análisis de los siguientes trabajos investigativos, que aportan datos estadísticos según muestras estudiadas, para determinar cuáles son los tipos de fracturas más frecuentes que se presentan.

Es importante mencionar, que se identificaron los dos tipos de fracturas más frecuentes en cada estudio, para delimitar el análisis respecto del modelo

---

<sup>25</sup> GARCÍA CAMACHO, Óp. Cit.

<sup>26</sup> *Ibíd.*

tridimensional diseñado para hallar los esfuerzos y deformaciones máximas como consecuencia del uso de placas, siendo esto el objetivo principal de la tesis de grado.

**Tabla 2. Estudios realizados sobre fracturas diafisarias.**

Nombre del estudio	Autores	Muestra	Año /Lugar	Fractura más frecuente
1) Fracturas Diafisarias de Tibia. Nuestra experiencia en su tratamiento	M, Ruiz Morales. M,A Hernández. R. Vara Thorbeck	814 fracturas en 803 pacientes. Entre 2-83 años. Frecuencia mayor: 21-30 años.	1971-1987 / Granada	-Trasversa y Oblicua corta (Abierta) -Espiroidea u Oblicua larga.
2)Descripción epidemiológica de las fracturas de tibia y peroné en el Hospital de la Misericordia en los últimos 5 año	Gustavo Alejandro Riascos Bernal	515 pacientes, población infantil menor de 18 años.	2012/ Bogotá	Transversa y oblicuas corta y larga.
3) Fijación externa como método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas abiertas de tibia	Alejandro Ysea	306 pacientes del Hospital Universitario de Maracaibo. Edades: 16-65 años	2010/ Maracaibo	Fracturas oblicuas largas
4) Fisiopatología y tratamiento de las fracturas diafisarias de tibia	E. R. Valdés Santurio, V. Vallina García y V. Álvarez Ortiz	323 fracturas de la pierna, población infantil y adulta	2008/ Oviedo, España.	Fractura transversa y oblicua.
5) Método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de la diáfisis de la tibia en el HEODRA	DR. Herlan Antonio García Camacho	36 pacientes	2000/ 2003, Nicaragua	Fractura Oblicua.

El primer estudio analizado es el realizado en Granada, titulado “Fracturas Diafisarias de Tibia. Nuestra experiencia en su tratamiento”, a una muestra de 803

pacientes y 814 fracturas diafisarias, el cual buscaba ofrecer un seguimiento del panorama de este tipo de fractura en relación a su causa y el determinado tratamiento médico implementado. Se identificó que, respecto a la población el mayor porcentaje de incidencia de fracturas es en hombres con un 69,24%; mientras que, las mujeres con un menor porcentaje de 30,75% y una frecuencia mayor en el rango de edad entre los (21 – 30) años.<sup>27</sup>

Por otro lado, se identifica que según el total de fracturas la mayor frecuencia acumulada se encuentra en la fractura transversal y oblicua corta; asimismo se le suma la característica de abiertas. Seguido de esto, se encuentran las fracturas espiroideas abiertas. Respecto al tratamiento de placas de compresión de neutralización, se presentan con mayor frecuencia las fracturas mencionadas anteriormente.<sup>28</sup>

Otro estudio encontrado, fue realizado en el Hospital de la Misericordia en Bogotá, en el año 2012, a una población infantil menor de 18 años; en el que sus autores realizan una caracterización de las fracturas de tibia y/o peroné que se presentan en esta institución médica y su relación con el desarrollo de los pacientes según el tratamiento asignado.

En dicho estudio, *“se revisaron en total 808 historias clínicas de los años 2007 al 2011, se incluyeron 515 historias al estudio y 293 no cumplieron los criterios de inclusión. La edad promedio encontrada fue de 8.4 años con un rango entre 1-17 años. El 62% de los pacientes fueron masculinos, el 52% comprometieron el miembro inferior derecho”*<sup>29</sup>

---

<sup>27</sup> RUIZ MORALES, M; HERNÁNDEZ, A. VARA THORBECK, R. Fracturas diafisarias de tibia. Nuestra experiencia en su tratamiento. Rev. Esp. De Cir. Ost. 1998.

<sup>28</sup> *Ibíd.*

<sup>29</sup> RIASCOS BERNAL, G. Descripción epidemiológica de las fracturas de tibia y peroné en el Hospital de la Misericordia en los últimos 5 años. Universidad Nacional de Colombia. 2012.

En sus principales resultados se encuentra que, en cuanto a las fracturas pertinentes para la presente investigación, es decir las del tercio medio, las dos que se presentan con un mayor porcentaje son la transversa o transversal con un 36% (100/275) del total analizado en un rango de edad entre (1-16 años), seguido de la fractura oblicua corta con un 27% (75/275) en un rango de edad entre (2-15 años).<sup>30</sup>

Sin embargo, con un menor porcentaje también se ubica la oblicua larga con un 15% (43/275) en un rango de edad de (2-16 años). A partir de esto, *“la fractura más frecuente es la oblicua al sumar las fracturas oblicuas cortas y largas con un 42%, seguida de las fracturas transversas”*.<sup>31</sup>

En cuanto a la casuística de la fractura, *“el mecanismo del trauma más común fue el accidente automotor con un 30%, seguido de la caída de altura (20%), práctica deportiva (19.5%), caída de su altura (12.5%), y accidentes en bicicleta (10.5%)”*.<sup>32</sup>

Por otra parte, en un estudio realizado en el Hospital Universitario de Maracaibo, Venezuela, que buscaba describir los resultados del tratamiento de fijación externa en fracturas diafisarias de tibia, se encuentra que, de una muestra de 306 pacientes, la mayor incidencia de estas fracturas se presenta en hombres con 278 del total, y una menor en mujeres con 28 del total; asimismo el rango de edad con mayor porcentaje fue el comprendido entre los 27-37 años con un 51,6%.<sup>33</sup>

Los tipos de fracturas más comunes en esta tesis, se encuentra la transversa con un 40,8% con el mayor porcentaje, seguido de la fractura oblicua de tibia con un 39,9%; es decir son los dos tipos de fracturas que más se presentaron en dicha muestra.<sup>34</sup>

---

<sup>30</sup> Ibíd.

<sup>31</sup> Ibíd.

<sup>32</sup> Ibíd.

<sup>33</sup> Ysea. Óp. Cit.

<sup>34</sup> Ibíd.

La mayor causa de las fracturas que recibieron en dicho estudio, fueron por accidentes de tránsito con un 40,5%, seguido de otras causas diversas con un 27,5%.<sup>35</sup>

Ahora bien, en un estudio denominado “Fisiopatología y tratamiento de las fracturas diafisarias de tibia”, del año 2008 en Oviedo, España; su autor realiza un análisis de una muestra de 323 fracturas diafisarias en población infantil y adulta, para identificar la relación del tipo de tratamiento, su resultado y desarrollo en cada paciente, teniendo en cuenta el tipo de fractura diafisaria afectada.

En sus resultados estadísticos, se analizan las fracturas cerradas, de modo que los datos se dividen en fracturas cerradas infantiles y fracturas cerradas adultos. Partiendo de ello, para el primer grupo *“fueron tratados 40 casos de fracturas infantiles clasificados en los siguientes grupos: espiroideas, 18; oblicuas, 12; transversales, 2, y fisuras, 8”*<sup>36</sup>; es decir en la población infantil las fracturas con mayor incidencia fueron las espiroideas y las oblicuas respectivamente.

Mientras que, para el segundo grupo, *“fueron tratadas 223 fracturas cerradas de adultos, clasificadas anatómicamente en los siguientes grupos: oblicuas cerradas, 50; transversas, 82; espiroideas, 70, y conminutas, 21”*<sup>37</sup>; es decir las fracturas que más se presentan en la población adulta de la muestra son las transversas y las oblicuas cerradas respectivamente.

Cabe aclarar, que el porcentaje de la muestra que corresponde a las fracturas de adultos es mucho mayor que la infantil; catalogándose la fractura transversa como la de mayor incidencia en el estudio, al respecto el autor menciona que *“se debe a que ésta está compuesta en gran número por accidentes de trabajo, los cuales*

---

<sup>35</sup> *Ibíd.*

<sup>36</sup> VALDÉS SANTURIO, E. R; VALLINA GARCÍA, V y ÁLVAREZ ORTIZ, V. Fisiopatología y tratamiento de las fracturas diafisarias de tibia. Acta Ortopédica-Traumatológica Ibérica, vol IV, fasc. 1.o págs. 1-84. 2008

<sup>37</sup> *Ibíd.*

*condicionan fracturas de tibia por mecanismo directo*<sup>38</sup>; es decir, se asocia como principal causa del trauma los accidentes de trabajo.

En un estudio realizado en León, Nicaragua, titulado “Método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de la diáfisis de la tibia en el H.E.O.D.R.A”, un hospital de ese lugar; que analizó la relación entre la edad del paciente y el tratamiento quirúrgico empleado de osteosíntesis; obtuvo que el grupo con más incidencia de fracturas son los hombres con un 67%, y el rango de edad que más se encuentra es entre 28-38 años de edad 31%, seguido del grupo entre 17- 27 años con un 22%.<sup>39</sup>

Asimismo, el tipo de fractura predominante fue la oblicua con un 56%; con relación al tratamiento implementado “*el implante de osteosíntesis mayor utilizado en las fracturas de estudio fue la placa de osteosíntesis colocándose en el 42% de las fracturas cerradas seguido por el fijador externo en fracturas abiertas con un 25%*”<sup>40</sup>

En conclusión, los datos ofrecidos por los diferentes artículos investigativos y con base en la clasificación mencionada anteriormente, se identifica que las dos fracturas que más se presentan en las personas que sufren fracturas diafisarias son las transversas y oblicuas; las cuales se tomaron como foco de estudio para el análisis la presente tesis de grado.

A su vez, se analiza que, las fracturas se presentan mayormente en hombres con relación a las mujeres; y en cuanto a las causas de la lesión se ocasionan principalmente en el caso de adultos por accidentes automovilísticos y laborales; mientras que, en el caso de los niños se da principalmente por accidentes de altura o por caídas de su propia altura.

---

<sup>38</sup> *Ibíd.*

<sup>39</sup> GARCÍA CAMACHO, Óp. Cit.

<sup>40</sup> *Ibíd.*



## 9. FASE 3: DISEÑO PLACA DE OSTEOSÍNTESIS

Esta fase metodológica explica detalladamente el proceso de selección de la placa de osteosíntesis y la creación del modelo tridimensional en Autodesk Inventor así como el proceso de mallado y exportación del modelo al software de elementos finitos ANSYS®.

### 9.1 SELECCIÓN DEL TIPO DE PLACA DE OSTEOSÍNTESIS

En el mercado actual se presentan diversas placas que en primera instancia se podrían usar para esta investigación; por tanto, seleccionar la placa óptima por medio de investigaciones y conceptos claros hace parte primordial de esta fase y es el paso a seguir.

Las placas de osteosíntesis se usan en las fracturas para fijar el hueso y permitir una consolidación positiva de este, *“Con ellas se pretende mantener la estabilidad mecánica en la fijación interna de la fractura y preservar el potencial de consolidación en los tejidos involucrados (osteosíntesis biológica)”*.<sup>41</sup>

Las fracturas oblicuas o transversales de la diáfisis de la tibia se consideran fracturas con soporte óseo, porque en este tipo de fracturas, el hueso es capaz de soportar la carga sin que se produzca un acortamiento.

Por lo tanto, el tratamiento para este tipo de fractura se centra en generar una compresión axial en el hueso, este tipo de compresión se puede lograr principalmente de 2 formas.

---

<sup>41</sup> BLAS DOBÓN. J.A. ¿Qué hay de nuevo en la osteosíntesis? Hospital Universitario Dr. Peset Valencia. Obtenido de: <http://roderic.uv.es/bitstream/handle/10550/47805/49-56.pdf?sequence=1>. Fecha de consulta: 15 de enero 2017

1. Usando una torre de compresión: En este método se fija primero la placa con un tornillo en un extremo de la fractura y la torre de compresión se fija en el otro extremo. Lo que se busca en este tipo de tratamiento es tensionar la placa y comprimir el hueso generando así una compresión estática axial en este.
2. Usando una placa DCP (Placa de Compresión Dinámica): El segundo método implica usar estas placas de auto compresión, pues el diseño de los orificios para los tornillos permite insertar el tornillo en forma excéntrica e inclinada de tal forma que se genere compresión.

Conociendo esto, se selecciona la placa DCP como el elemento de osteosíntesis óptimo para ensamblar con la tibia y efectuar el análisis.

El paso a seguir es realizar la elección de una placa de osteosíntesis tipo DCP para modelar, realizando consultas con especialistas y revisando los diferentes catálogos hallados en internet, se concluye que las clínicas y los expertos en el tema no tienen una marca o un fabricante principal y que la elección de la placa dependa de factores como el precio lo cual influye muy poco para el objetivo de la investigación.

La placa y los tornillos se seleccionaron de un catálogo de la empresa Narang Medical Limited, ya que esta empresa está acreditada bajo norma internacional y además es especializada en elementos clínicos, ortopédicos, productos de laboratorio entre otros, lo que brinda una gran confianza en sus productos indicando que son de calidad y que su diseño es uno de los mejores que se puede encontrar en el mercado.

Sin embargo, el punto más representativo y que influyo en la selección del catálogo de esta empresa para modelar una de sus placas, fueron las especificaciones claras que contiene de cada uno de los implantes e instrumentos ortopédicos que estos ofrecen; encontrar el material, la imagen y las medidas de la placa que facilitan y

hacen que el diseño pueda ser exactamente el mismo, confirmaron este catálogo como la elección.

La figura a continuación contiene todos los diferentes tamaños de la placa seleccionada.

**Tabla 3. Tabla de la placa seleccionada**

No. of Holes	Length in mm	Codes	
		S.S.	Titanium
4	70	150.104	Ti-150.104
5	88	150.105	Ti-150.105
6	106	150.106	Ti-150.106
7	124	150.107	Ti-150.107
8	142	150.108	Ti-150.108
9	160	150.109	Ti-150.109
10	178	150.110	Ti-150.110
11	196	150.111	Ti-150.111
12	214	150.112	Ti-150.112
13	232	150.113	Ti-150.113
14	250	150.114	Ti-150.114
15	268	150.115	Ti-150.115
16	286	150.116	Ti-150.116

Fuente: Narang Medical Limited. International Catalogue #20. 2008. P. 90. Obtenido de: <http://www.sorimpeksas.com/files/File/catalogue0808.pdf>

El contacto entre el material de la placa y el hueso hace que esta última sufra un impacto biológico considerable en estos casos. Para solucionar este problema se utilizó una configuración especial, la placa LC-DCP “Dynamic compression plate with limited bone contact”.

La placa LC-DCP tiene una menor área de contacto lo que minimiza este daño ofreciendo las mismas características de la placa DCP convencional, por lo cual esta es la elección para el análisis de esta investigación.

**Figura 15. Imagen de placa seleccionada en la presentación de 6 agujeros**

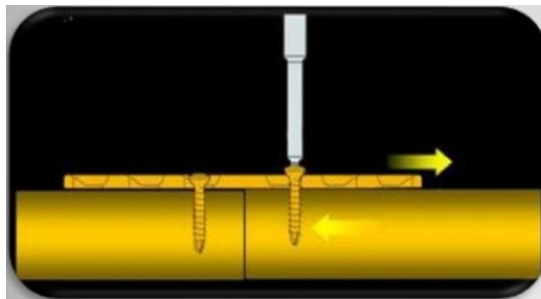


Fuente: Narang Medical Limited. International Catalogue #20. 2008. P. 90. Obtenido de: <http://www.sorimpeksas.com/files/File/catalogue0808.pdf>

## **9.2 PLACA DE OSTEOSÍNTESIS Y FRACTURA**

La ventaja principal que ofrece la placa DCP, es generar una compresión al foco de fractura. A medida que el tornillo va ingresando genera que tranco la placa como el hueso se muevan en sentido contrario, generando una compresión y ayudando a la consolidación de la fractura.

**Figura 16. Trabajo de la placa de compresión dinámica.**

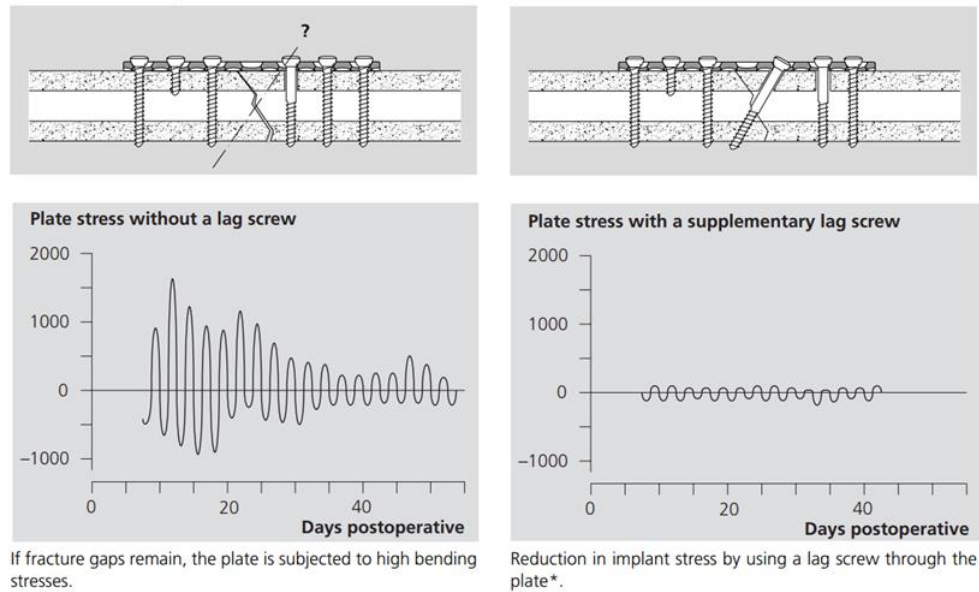


Fuente: Narang Medical Limited. International Catalogue #20. 2008. P. 90. Obtenido de: <http://www.sorimpeksas.com/files/File/catalogue0808.pdf>

Cuando se presenta una fractura oblicua, no es suficiente la aplicación de este principio ya que la inserción de la placa y los tornillos tal como en la fractura transversal, provoca que la línea de la fractura se abra en la cortical opuesta a la placa generando esfuerzos innecesarios en esta configuración incluso después de la operación.

Por lo tanto, en la práctica se hace necesario insertar un tornillo largo a lo largo de la fractura para darle estabilidad adicional al sistema y prevenir problemas de consolidación al hueso en el tratamiento.

**Figura 17. Comparación de esfuerzos en dos configuraciones distintas**



Fuente: Narang Medical Limited. International Catalogue #20. 2008. P. 6. Obtenido de: <http://www.sorimpeksas.com/files/File/catalogue0808.pdf>

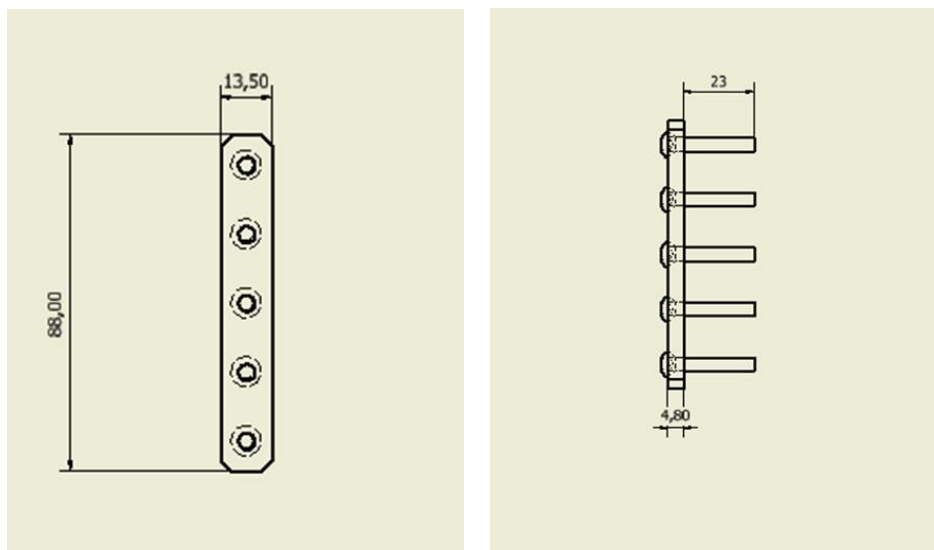
### 9.3 CREACIÓN DEL MODELO TRIDIMENSIONAL DE LA PLACA DE OSTEOSÍNTESIS

Se selecciona el software Autodesk Inventor para realizar un modelo tridimensional de la placa LC-DCP junto con sus tornillos en una sola pieza para realizar el ensamble y el análisis posterior junto con la tibia fracturada.

El modelo se realiza en base a las imágenes y medidas del catálogo logrando un modelo similar y sencillo que permita un análisis rápido y confiable.

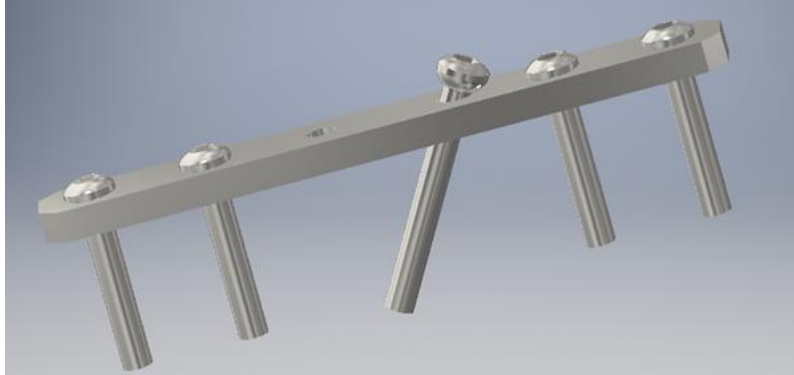
Para el modelo de la placa para la fractura transversal, se utiliza la placa de 5 agujeros de una longitud de 88 mm junto con los tornillos corticales de 25 mm de longitud usados en la práctica para perforar el hueso.

**Figura 18. Planos de la placa para fractura transversal**



Para el modelo de la placa para la fractura oblicua, se realizan algunas modificaciones. La placa seleccionada es de una longitud mayor a la anterior y tiene un agujero más que no lleva tornillo para no generar interferencia con el tornillo inclinado que atraviesa la fractura.

**Figura 19. Placa DCP para fractura oblicua.**



Ambas placas se exportan cada una en una sola pieza junto con los tornillos en formato STL para realizar el mallado en el software ANSYS e incluir el material.

El material asignado a la placa y los tornillos fue el titanio predeterminado en la base de datos de ANSYS.

## **10. FASE 4: ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS**

En esta fase de la investigación se realizó un análisis preliminar para descubrir la importancia de la aplicación de un modelo correcto y localizar un posible foco de fractura. Posteriormente se realizaron las pruebas respectivas en el sistema tibia con fractura – placa de osteosíntesis para concluir el objetivo de la investigación.

### **10.1 ANÁLISIS DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES DE LA TIBIA**

Para obtener resultados confiables, se hizo necesario usar modelos y datos que fueran similares o iguales a los reales para garantizar un análisis óptimo del problema. Comprender la diferencia entre dos análisis del mismo tipo con consideraciones diferentes que a primera vista no parecen determinantes es algo vital para cualquier tipo de investigación.

A partir de esto, fue trascendental para el presente trabajo realizar un análisis comparativo entre el comportamiento de un modelo isotrópico y un modelo ortotrópico de la tibia; lo cual permitiera efectuar un preámbulo a la investigación y lograr una comprensión más profunda del comportamiento real del modelo.

Otra razón importante para realizar este análisis previo, fue identificar alguna zona crítica donde se concentraran esfuerzos para analizar en las posteriores pruebas.

## 10.2 MODELO ISOTRÓPICO

Para realizar un análisis con un modelo isotrópico, se determinó que el hueso es en su totalidad hueso cortical, por lo que el material de este modelo incluyó las propiedades mecánicas de este tipo de hueso.

El hueso cortical es altamente anisotrópico, por lo que su resistencia depende de la orientación de la carga respecto a la dirección de las osteonas. Además, en los huesos largos se admite la existencia de un isotropismo transversal, cuya dirección de referencia es determinada por su eje longitudinal<sup>42</sup>.

Fue necesario determinar tres constantes para caracterizar el material: El módulo de Young, el coeficiente de Poisson y la densidad.

### MÓDULO DE YOUNG:

El módulo de Young seleccionado fue el promedio de los módulos obtenidos en ensayos de compresión realizados a este tipo de hueso; pues varían dependiendo del tipo de ensayo al que se realice.

La siguiente tabla, presenta los valores de resistencia máxima y módulo elástico del hueso cortical humano para distintos tipos de ensayos mecánicos.<sup>43</sup>

---

<sup>42</sup> SANZANA SALAMANCA, E, S. Estudio comparativo de la utilidad de los cementos y vidrios basados en fosfatos de calcio como sustitutivos óseos en defectos cavitarios experimentales. *Universitat de Barcelona*. 2004. Obtenido de: <http://hdl.handle.net/2445/36488>.

<sup>43</sup> CAEIRO, J.R.; GONZÁLEZ, P. y GUEDE, D. Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. *Rev Osteoporos Metab Miner* [online]. 2013, vol.5, n.2 [citado 2017-07-21], p. 99-108. Obtenido de: <[http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1889-836X2013000200007&lng=es&nrm=iso](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1889-836X2013000200007&lng=es&nrm=iso)>. ISSN 2173-2345. <http://dx.doi.org/10.4321/S1889-836X2013000200007>.

**Tabla 4 Valores de resistencia máxima y módulo elástico del hueso cortical en distintos ensayos mecánicos.**

<b>Ensayos de compresión</b>	Resistencia	167 – 213 MPa
	Módulo de Young	14,7 – 34,3 GPa
<b>Ensayos de tracción</b>	Resistencia	107 – 170 MPa
	Módulo de Young	11,4 – 29,2 GPa
<b>Ensayos de flexión</b>	Resistencia	103 – 238 MPa
	Módulo de Young	9,8 – 15,7 GPa
<b>Ensayos de torsión</b>	Resistencia	65 – 71 MPa
	Módulo de Young	3,1 – 3,7 GPa

Fuente: CAEIRO, J.R.; GONZÁLEZ, P. y GUEDE, D. Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. *Rev Osteoporos Metab Miner* [online]. 2013, vol.5, n.2 [citado 2017-07-21], P. 99-108

**Densidad:** Las propiedades del hueso esponjoso dependen de su densidad aparente, por lo que los valores del módulo elástico y resistencia varían con el cubo o el cuadrado de ésta. Así, la densidad del hueso esponjoso oscila entre 0.1 y 1 g/cm<sup>3</sup>, mientras que la del hueso cortical es de aproximadamente 1.8 g/cm<sup>3</sup>.<sup>44</sup>

**Coefficiente de poisson:** El valor promedio de esta constante elástica para el hueso cortical según diversos estudios es  $\nu = 0.3$ .<sup>45</sup>

<sup>44</sup> SANZANA SALAMANCA. 2004. Op. Cit.

<sup>45</sup> CHRISTIAN WIRTZ, D, SCHIFFERS N, PANDORF, T, RADERMACHER, K, WEICHERT, D, FORST, R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FEsimulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, pp. 1325- 1330. 2000.

### 10.3 MODELO ORTOTRÓPICO

Para considerar obtener en los análisis un modelo real es necesario garantizar que las propiedades del material sean acordes a la realidad. Partiendo de que el material del hueso es variable, se debió utilizar una relación entre la densidad y el módulo de Young que contemple esta variación.

Para este estudio, se utilizaron las siguientes relaciones:

$$E = 0.51 * \rho^{1.37}$$

Y

$$\rho = 114 + 0.916 * CT \#$$

#

Donde  $\rho$  representa la densidad en:  $\text{kg/m}^3$ , E representa el módulo de Young en Mpa y  $CT\#$  representa el número en escala Hounsfield.

Estas ecuaciones se obtuvieron de un trabajo de investigación de la relación de las propiedades mecánicas del hueso humano.<sup>46</sup>

Posteriormente, determinadas las características de los materiales de ambos modelos se introducen en el modelo tridimensional y se realiza un análisis de esfuerzos y deformaciones simple con la misma carga para evidenciar el cambio en los resultados debido a la diferencia en el material del hueso.

---

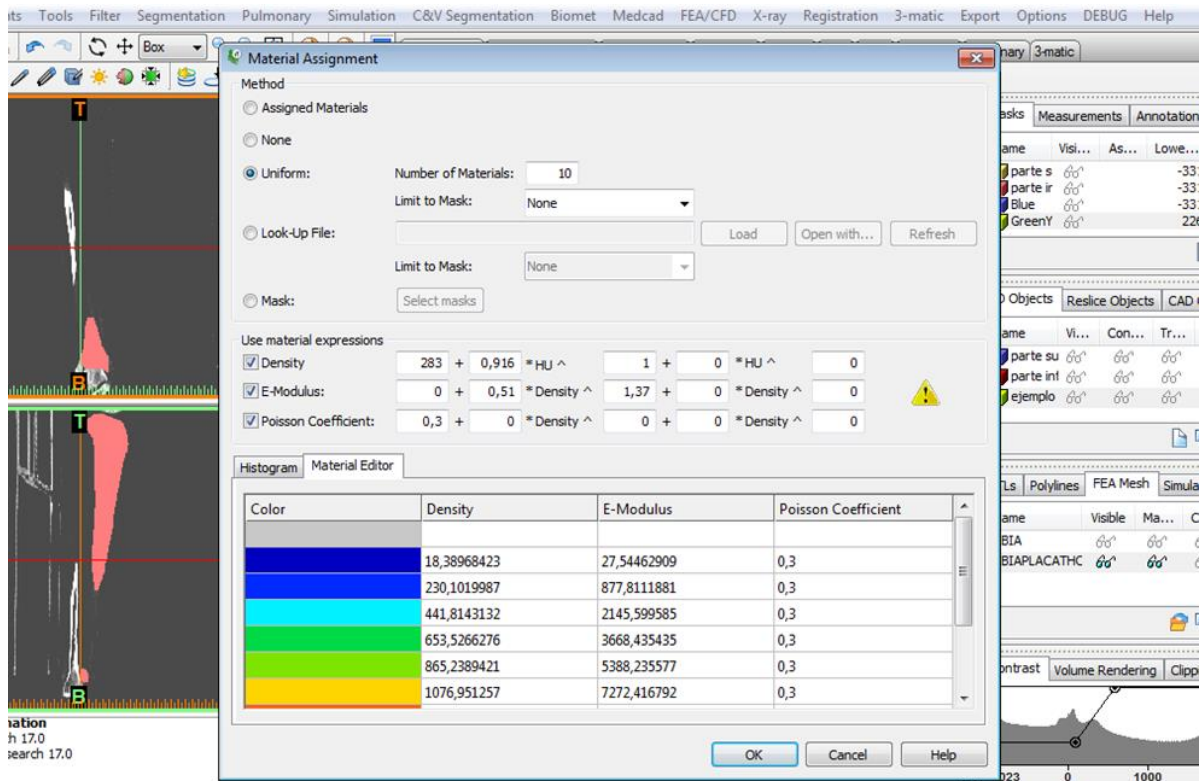
<sup>46</sup> RHO, J. Y. HOBATHO, M.C. ASHMAN, R.B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. s.f.

## 10.4 ASIGNACIÓN DE LOS MATERIALES EN EL MODELO TRIDIMENSIONAL:

Una vez caracterizados los materiales, se asignan en el software Materialise Mimics usando las relaciones dadas.

Este software se apoya en la escala Hounsfield para asignarle a los elementos de la malla un material específico dependiendo de sus características.

Figura 20. Ingreso de materiales en Materialise Mimics



The screenshot shows the 'Material Assignment' dialog box in Materialise Mimics. The 'Method' section has 'Uniform' selected. The 'Number of Materials' is set to 10. The 'Limit to Mask' is set to 'None'. The 'Use material expressions' section has 'Density', 'E-Modulus', and 'Poisson Coefficient' checked. The 'Material Editor' tab is active, showing a table of material properties.

Color	Density	E-Modulus	Poisson Coefficient
	18,38968423	27,54462909	0,3
	230,1019987	877,8111881	0,3
	441,8143132	2145,599585	0,3
	653,5266276	3668,435435	0,3
	865,2389421	5388,235577	0,3
	1076,951257	7272,416792	0,3

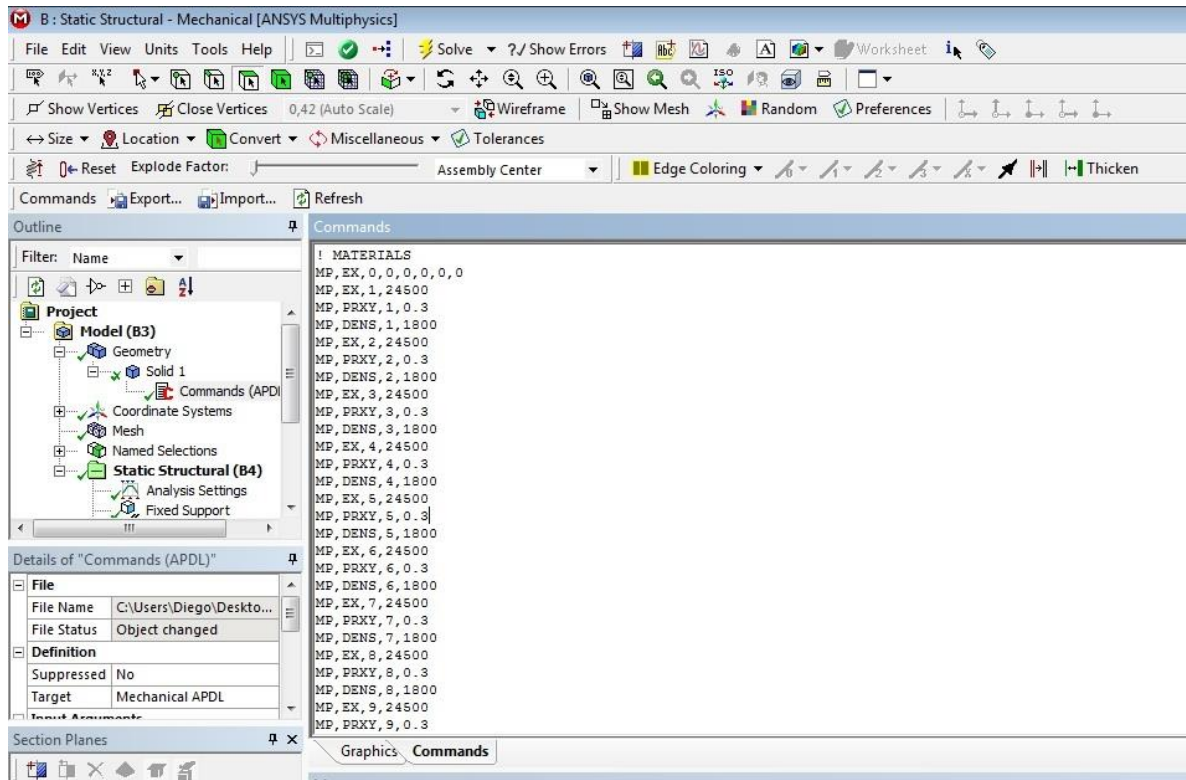
Materialise mimics, apoyándose en las relaciones de las propiedades del material dadas y en la interpretación de la escala Hounsfiel, determinó 10 tipos de materiales en el hueso relacionadas en la tabla 5.

**Tabla 5. Materiales asignados por Materialise Mimics**

Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
18,39	27,54	0,3
230,10	877,81	0,3
441,81	2145,60	0,3
653,53	3668,44	0,3
865,24	5388,24	0,3
1076,95	7272,42	0,3
1288,66	9299,54	0,3
1500,38	11454,19	0,3
1712,09	13724,64	0,3
1923,80	16101,61	0,3

Una vez asignados los materiales, Materialise Mimics genera un archivo .txt que se puede exportar al software de análisis ANSYS para incluir los materiales al modelo. Este archivo incluye un código que le asigna un tipo de material a cada elemento de la malla.

**Figura 21. Asignación del material a todos los elementos del modelo**



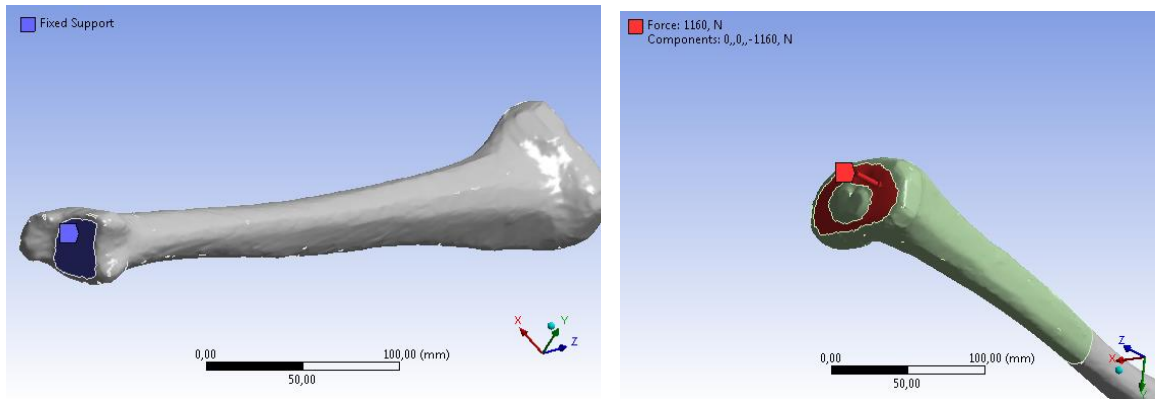
Con el material asignado el paso a seguir fue indicar las condiciones de frontera, las cuales son la zona de la carga y el soporte. La zona de carga se basa en la anatomía de la articulación de la rodilla, en ella, los meniscos representados en la zona roja de la imagen 19, transportan la fuerza del fémur a la tibia.

La dirección de la fuerza es vertical, en el diseño como se observa en la figura 22 la dirección vertical es el eje Z, con signo negativo debido que va desde los cóndilos hasta la base que se une con el pie.

Procurando exactitud en el análisis, la fuerza analizada en el modelo es la fuerza soportada por la tibia de la persona que se realizó el TAC. Esta persona tiene una masa aproximada de 70 kg.

La carga para aplicar al modelo se seleccionó en base a estudios previos de carga realizados a la tibia. Entre esos, un estudio titulado: “Finite Element and Experimental Cortex Strains of the Intact and Implanted Tibia” realizado en la escuela de ingeniería mecánica de la Universidad de Aveiro en Portugal, estableció que la carga óptima para el estudio debía ser de tres veces el peso de una persona promedio (masa de 70 kg) lo cual equivale a 1160 N.

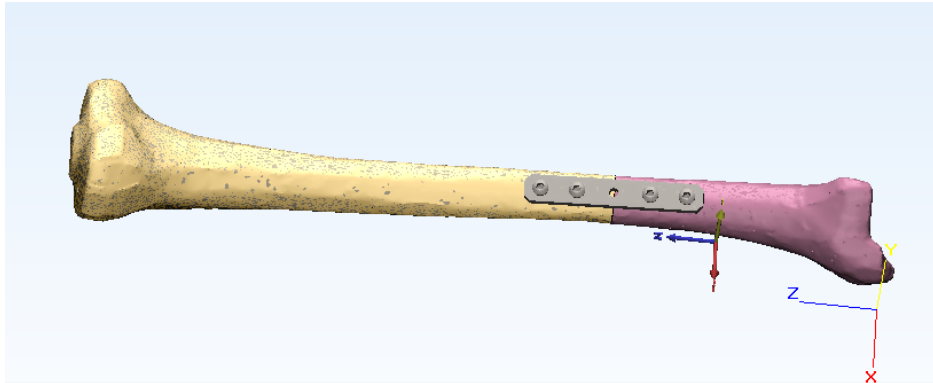
**Figura 22. Área de soporte y zona de carga de la tibia**



## 10.5 DISEÑO DE LA FRACTURA TRANSVERSAL CON LA PLACA DE OSTEOSÍNTESIS

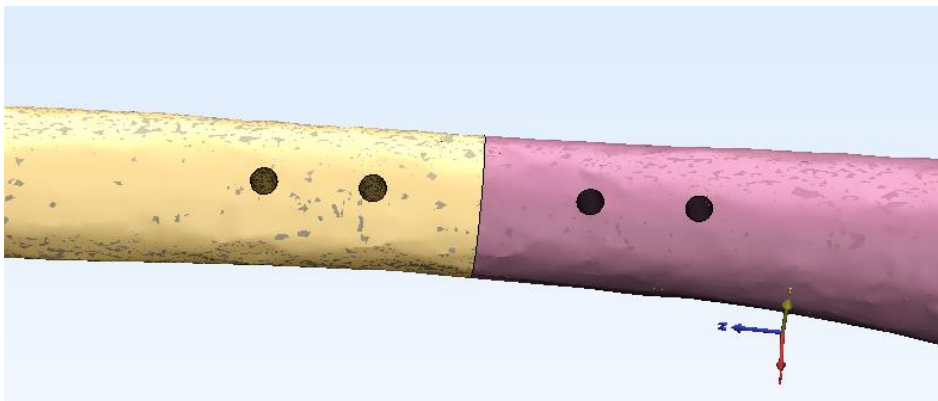
Con la tibia parametrizada se generó la fractura, la prueba inicial se realizó con la fractura transversal; para crear la fractura se generó un plano totalmente perpendicular a la tibia, y se dividió la tibia en dos partes: la parte superior e inferior.

**Figura 23. Sistema Fractura - Placa de osteosíntesis**



Para no generar interferencia entre las superficies de contacto, para el caso de la fractura se realizó con un plano un corte transversal y se separaron ambas superficies en base a este plano y para la unión de la placa se ubicó está en la región de estudio y se restó la parte que tocaban los tornillos la tibia, para generar las perforaciones.

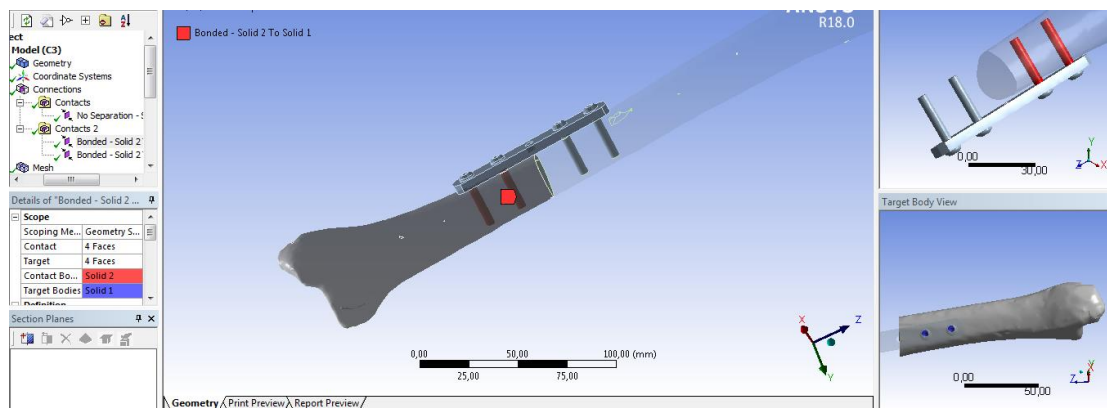
**Figura 24. Vista de los agujeros para los tornillos de la placa**



Esta fractura consta de un corte perpendicular a la tibia. Para realizar el modelo, se ubicó la mitad de la placa en la parte cortada superior y la otra mitad en la parte inferior.

Cada parte se aseguró con dos tornillos, para términos de la simulación, los tornillos y la placa son una sola estructura sólida. Al pasar el sistema a Workbench este reconoce las tres piezas (tibia parte superior, tibia parte inferior y placa).

**Figura 25. Tipos de contacto en el sistema**

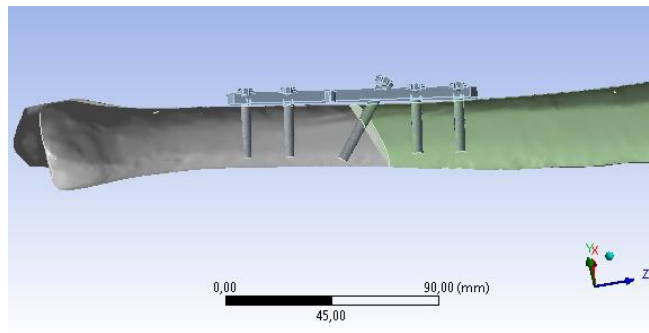


En este sistema se identificaron los tres contactos. El primer contacto se identificó como la intersección entre las dos piezas de hueso para evitar deformaciones extremas; los otros dos contactos se presentaron entre la placa y la parte del hueso superior e inferior. Una vez unido el sistema se le aplicaron las fuerzas bajo las condiciones nombradas y se hizo el respectivo análisis de esfuerzos y deformaciones.

## 10.6 DISEÑO DE LA FRACTURA OBLICUA CON LA PLACA DE OSTEOSÍNTESIS

El análisis de fractura oblicua es más complejo que la de fractura transversal debido a que en este tipo de fractura existe la necesidad de tener un tornillo extra que está ubicado en el centro de la placa, y que a diferencia de los demás se ubique perpendicular a la fractura y no transversal al hueso.

**Figura 26. Vista de la placa con fractura oblicua**



Una vez generado el ensamble y los contactos se procede a realizar la misma prueba que se realizó con la fractura transversal, para hallar los esfuerzos y las deformaciones generadas.

## 11. RESULTADOS

Resolviendo el sistema para el modelo ortotrópico e isotrópico obtenemos los resultados de desplazamientos y esfuerzos representados en las siguientes figuras, en donde la imagen izquierda representa el modelo isotrópico y la derecha el modelo ortotrópico.

Figura 27. Deformación total en mm

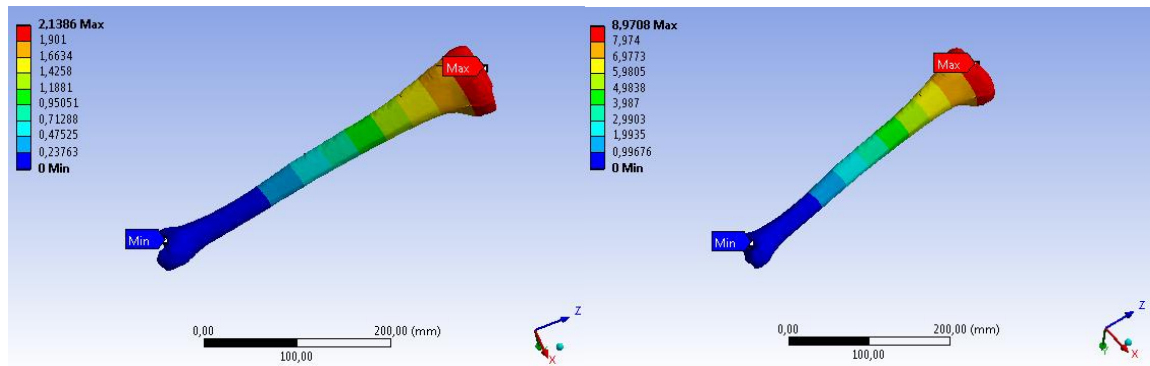
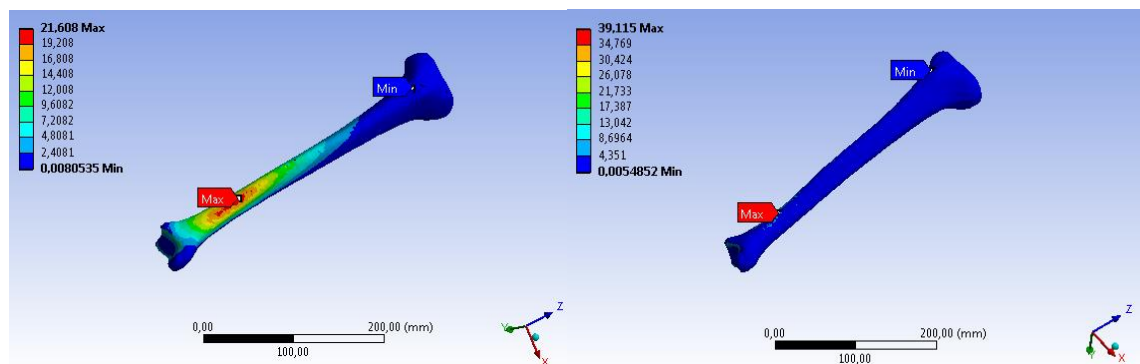
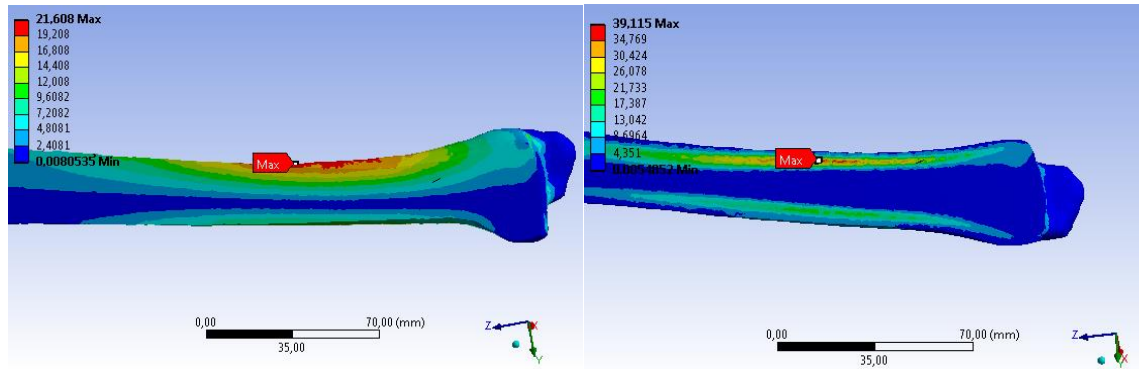


Figura 28. Diagrama de esfuerzos en MPa



Visualizar los esfuerzos generados al interior de los modelos es de vital importancia para el análisis, para esto se genera un corte longitudinal sobre las piezas y se visualizan las partes sometidas a mayores esfuerzos.

**Figura 29. Esfuerzos sobre corte longitudinal en Mpa**

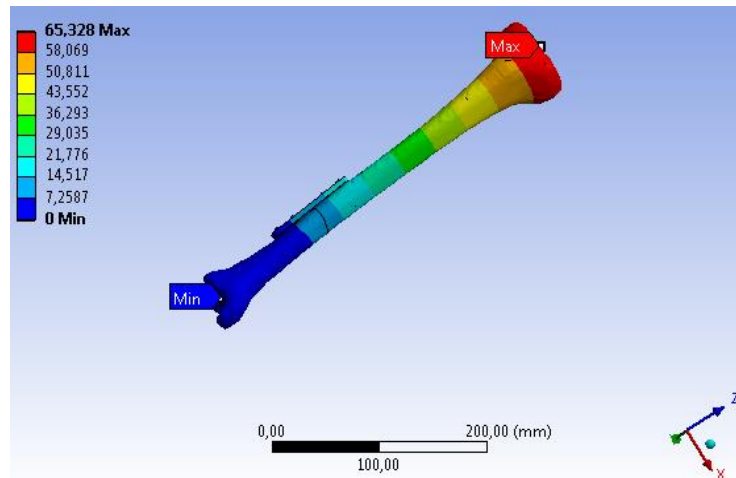


En la figura 32 observamos que con el material ortotrópico la parte de mayor esfuerzo es donde el hueso cortical es más denso. A diferencia de un material isotrópico que aplica los mayores esfuerzos en el área externa.

## RESULTADOS DE DEFORMACIONES Y ESFUERZOS EN LA FRACTURA TRANSVERSAL

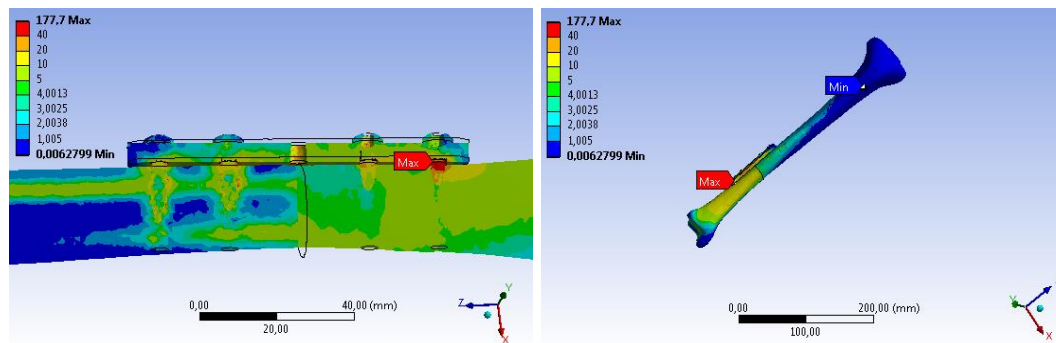
Se realizaron 3 pruebas con la fractura transversal, en las tres caras de la tibia. En la figura 26 y figura 27 podemos observar los resultados obtenidos en una de las pruebas, los demás ensayos se encuentran en anexos.

**Figura 30. Deformación total en fractura transversal cara lateral**



El área donde ocurre mayor deformación es en la parte superior de esta, debido a que es la parte más alejada del soporte. Además la deformación es mucho mayor que una tibia sana al solo tener soporte en una de las caras.

**Figura 31. Esfuerzo en la fractura transversal en la cara lateral. Vista de la tibia completa y la placa (derecha), vista en corte (izquierda)**



Se pueden reconocer los mayores esfuerzos es los tornillos, la tibia no tiene esfuerzos de más de 50 Mpa.

## RESULTADOS DE DEFORMACIONES Y ESFUERZOS EN LA FRACTURA OBLICUA

Figura 32. Deformación total en la fractura oblicua cara lateral

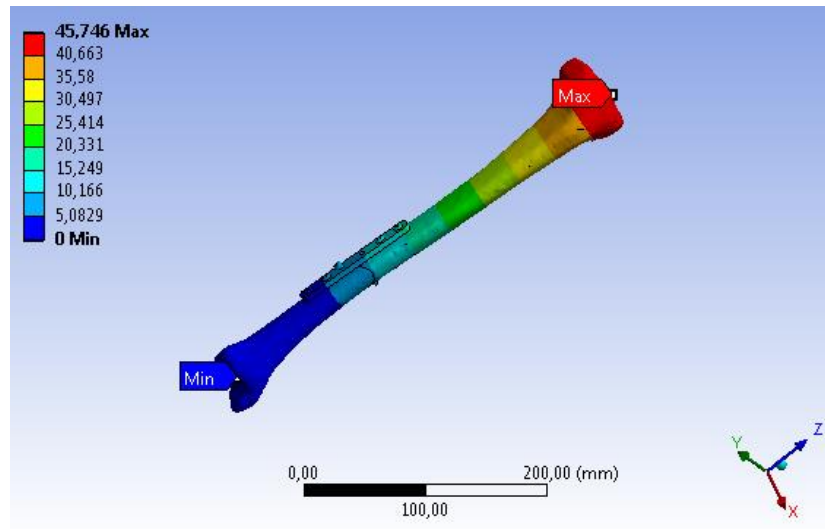
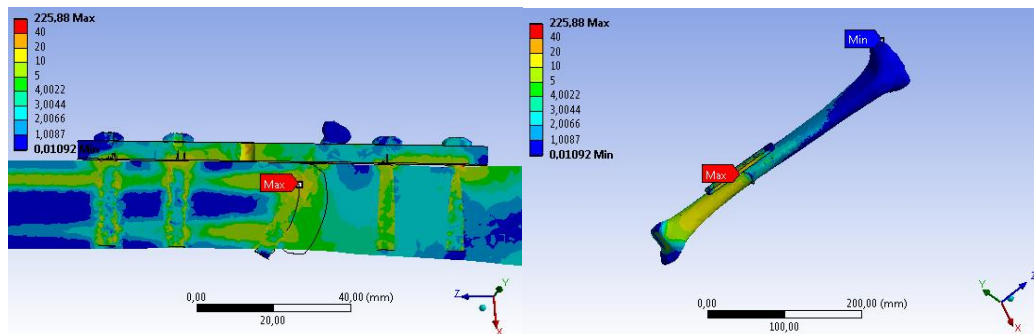


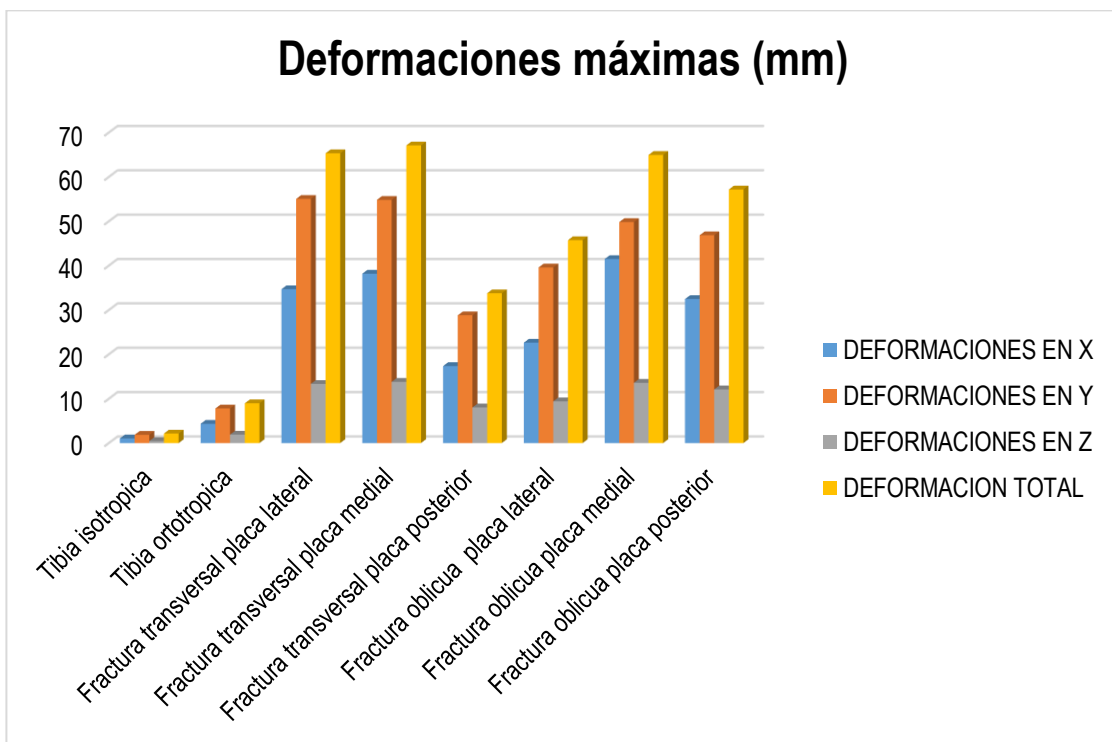
Figura 33. Esfuerzo en la fractura oblicua en la cara lateral. Vista de la tibia completa y la placa (derecha), vista en corte (izquierda)



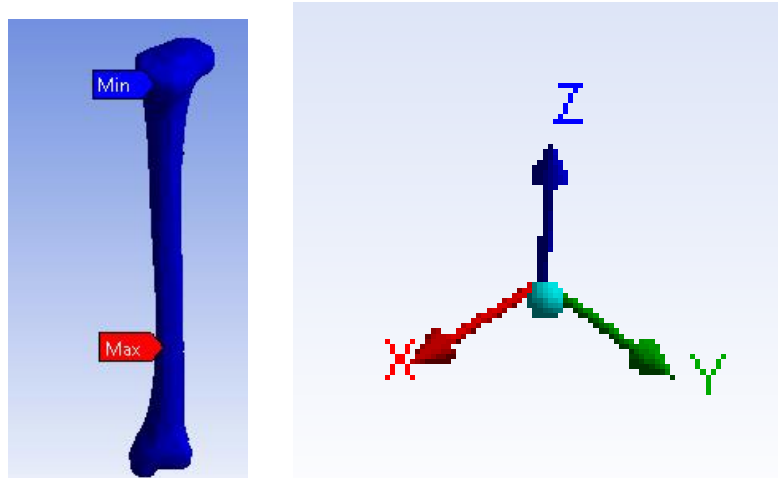
El esfuerzo máximo se encuentra en el tornillo que atraviesa las dos partes de la tibia.

Los resultados obtenidos de todos los ensayos se encuentran resumidos en los siguientes gráficos comparativos. Para observar todos los ensayos remítase a la parte de los Anexos. Las deformaciones Z son de arriba-abajo, las deformaciones Y son adelante-atrás y las deformaciones x son derecha izquierda como se ve en el figura 34.

**Figura 34. Grafica comparativa de deformaciones en la tibia**

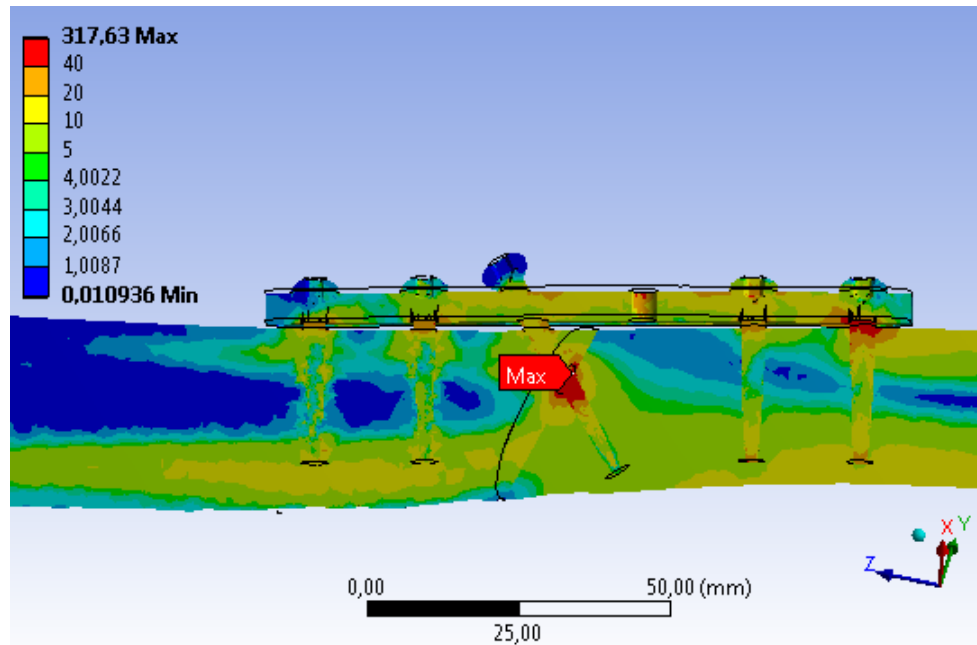


**Figura 35. Ubicación espacial de la tibia**



Como podemos observar en la gráfica la disposición de la placa más efectiva para la fractura transversal es la placa en la cara posterior debido a la baja deformación de la tibia que permite con respecto a las otras dos. Esta tendencia no se evidencia en la fractura oblicua, debido a que la carga la soporta el tornillo que atraviesa la parte superior y la parte inferior de la tibia como se evidencia en la figura 36.

**Figura 36. Corte de tibia con fractura oblicua**



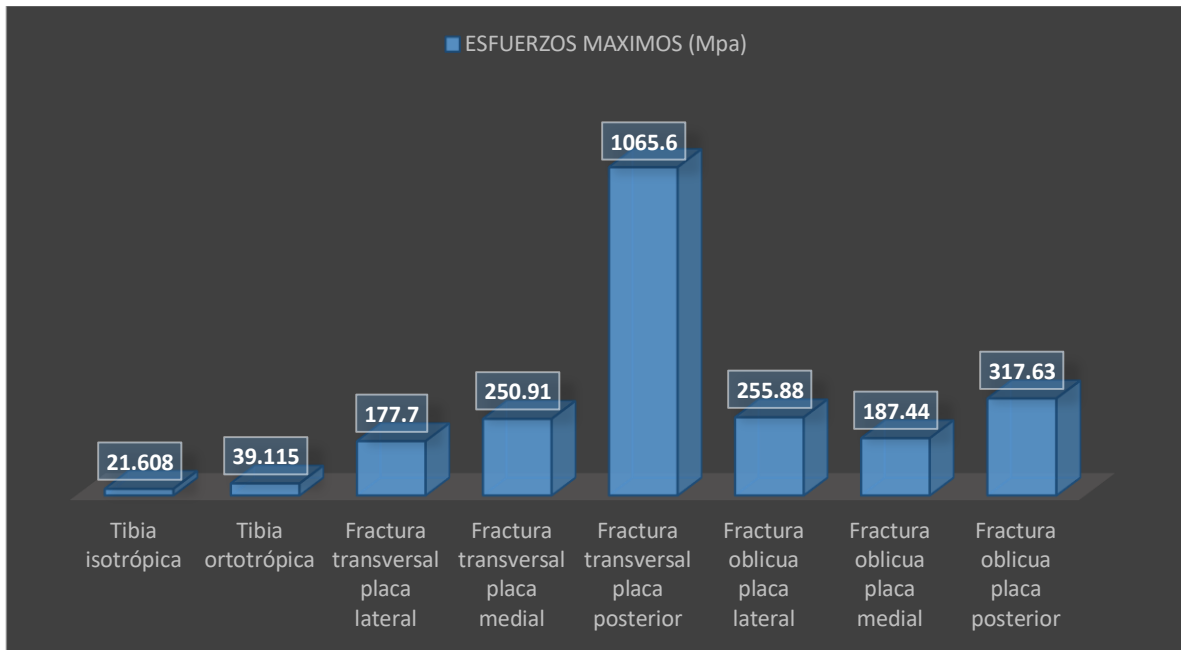
Analizando las deformaciones en Z de la figura 37, se encuentra que no son muy altas con respecto a las demás, el comportamiento de estas se reconoce por propiedades del material de la tibia, estas propiedades son más altas para la parte de compresión en esta dirección.

Entre los 3 ejes el que mayor deformación presenta es en la dirección Y, esto se debe principalmente a la acumulación de esfuerzos en esa parte, en el análisis de esfuerzos de la tibia ortotrópica e isotrópica (Figura 24) se observó que esta parte encuentra el esfuerzo máximo.

La deformación en X está totalmente relacionada con la deformación en Y, esto se atribuye directamente a la geometría de la tibia, las caras medial y lateral que son las que demuestran mayores esfuerzos acumulan, no se ubican paralelas a ningún eje, se encuentran en un eje oblicuo entre X y Y. al momento de la deformación la

tibia tiende a irse hacia las caras provocando una deformación en X y Y proporcional como se observa en todas las simulaciones.

**Figura 37. Gráfica comparativa de esfuerzos**



Los esfuerzos máximos, están ubicados en alguna parte del modelo placa - tornillo, esto se debe principalmente su geometría, comparada con la geometría de la tibia. La placa y tornillos contienen una geometría más delgada, además los esfuerzos que en la tibia que son a compresión, en los tornillos se presentan como esfuerzos cortantes.

En la figura 37 se visualiza como el punto de mayor esfuerzo es el tornillo que atraviesa las dos partes de la tibia. Este tornillo es el encargado de soportar la fuerza cortante que quiere desplazar las dos partes.

Es claro que la mayoría de las pruebas tienden a mostrar un esfuerzo muy parecido, excepto a la fractura transversal en la placa posterior que muestra un excesivo esfuerzo máximo. Esta peculiaridad se debe principalmente a que la placa posterior permite muy poco movimiento en X y Y. este fenómeno ocurre solo ocurre en esta cara, el comportamiento de la placa lateral y medial es muy similar.

## 12. ANÁLISIS DE RESULTADOS

- Se hizo necesario realizar una investigación exhaustiva de fabricantes y distribuidores de placas de osteosíntesis que mostraran los materiales y planos reales de placas para generar un modelo confiable acorde con la realidad del problema.
- Analizando los resultados del estudio preliminar de la tibia sin fractura, se visualizó que los esfuerzos se acumulan en la parte baja de la tibia lo cual fue acorde a la investigación, ya que esta zona hace parte de la diáfisis de la tibia y al ser la parte más angosta y que soporta mayor esfuerzo en una condición normal de trabajo; esto la convierte en una zona propensa a presentar una fractura.
- Ciertas áreas de la tibia sin fracturar tienden a acumular más esfuerzos, como se observa en la figura 25, estos esfuerzos son absorbidos por la placa cuando esta se pone sobre la fractura.
- Al realizar la comparación de las deformaciones en X, Y, Z, se dedujo que no solo se presenta esfuerzo de compresión en la tibia debido a la carga, sino que además se genera una inclinación de esta debido a la forma no homogénea característica del hueso como se observa en la figura 30.
- El esfuerzo máximo de compresión experimental aplicable a un hueso cortical antes de presentar rotura según estudios realizados es de 131 a 224 MPa<sup>47</sup>, y en la simulación la compresión que ocurre en la tibia ha alcanzado valores máximos

---

<sup>47</sup> SANZANA SALAMANCA. 2004. Op. Cit.

de 50 MPa, por ende, los esfuerzos generados en el sistema hueso – placa de osteosíntesis, no son suficientes para producir una falla en el material.

- Los tornillos tienden a acumular los mayores esfuerzos en el sistema ya que sobre ellos no se ejercen fuerzas de compresión, sino fuerzas cortantes. Estos se encargan de mantener las dos partes de la tibia juntas y transportar la carga de la parte superior a la parte inferior, al tener un área transversal pequeña su esfuerzo de corte es alto. Para este tipo de tratamiento, este resultado es de vital importancia, ya que allí se visualiza que la placa y los tornillos son realmente útiles, ya que absorben la mayoría de esfuerzos y generan estabilidad en la fractura para lograr la consideración de esta.
- Las deformaciones y esfuerzos generados en la fractura transversal fueron notablemente diferente para cada cara, esto puede ser ocasionado por diversos factores como por ejemplo la no homogeneidad de la geometría de la tibia que genera que la carga no se distribuya de igual forma en todas las direcciones y que los esfuerzos y deformaciones sean distintos en todas las caras. En la fractura transversal tratada con la placa puesta en la cara posterior las deformaciones fueron las menores, esto indica que esta cara de la tibia es la que tiende a deformarse más y que la placa impide una deformación representativa y a su vez absorbe una gran cantidad de esfuerzos generando una estabilidad en el sistema y permitiendo determinar que la configuración óptima para el tratamiento de una fractura transversal de la diáfisis de la tibia con placa de osteosíntesis sea esta.
- Esto aporta a la medicina un punto de vista certero e importante para el tratamiento de este tipo de fractura, que identifica la mejor posición para la instalación de la placa y que determina un precedente en operaciones de este tipo que se debe tener en cuenta a la hora de seleccionar la disposición de la placa en el hueso. Problemas generados en los pacientes después de realizar la

operación como mala consolidación de la fractura o desplazamientos indebidos entre los fragmentos del hueso, dan peso a investigaciones de este tipo que buscan optimizar el uso de esta placa y minimizar los problemas post operatorios que acarrearán gastos y daños innecesarios.

- En el análisis de la fractura oblicua se visualizó que tanto las deformaciones como los esfuerzos en las tres configuraciones, son bastante similares. Los resultados demuestran que la disposición de la placa sobre las caras de la tibia no afecta en gran medida los esfuerzos y deformaciones presentadas sobre esta y por lo tanto comprueba que es indiferente la disposición de esta sobre el hueso, haciendo posible la instalación de la placa en cualquier cara; lo cual facilita la decisión que se genera al realizar una intervención de este tipo y evita problemas en la cirugía que se puedan ocasionar al momento de intentar disponer de la placa en una cara en específico del hueso.
- En la fractura oblicua se denota la importancia del tornillo que atraviesa la fractura, este absorbe la mayor cantidad de esfuerzos ya que es el que le da estabilidad al sistema y el que mantiene las dos partes del hueso juntas. Esto podría indicar en primera instancia por qué los esfuerzos y las deformaciones sean tan similares, ya que el tornillo genera la estabilidad suficiente al sistema y absorbe los esfuerzos suficientes como para lograr que la posición de la placa no sea el factor determinante a la hora de realizar este tratamiento en este tipo de fractura.
- Los resultados obtenidos en el presente estudio aportan desde el punto de vista mecánico consideraciones importantes que pueden ser tomadas en cuenta a la hora de realizar este tratamiento. La presente investigación podría estandarizar el proceso que se lleva a cabo para realizar este procedimiento, añadiendo un punto de vista importante a la medicina que haga que considere los resultados aquí obtenidos. Teniendo en cuenta la cantidad de problemas que se generan en

esta clase de tratamiento, es importante que se acojan diferentes puntos de vista en este caso desde la rama de la ingeniería.

- El presente estudio demuestra que la ingeniería puede aportar a diversas ramas de la ciencia y que usar y fusionar las herramientas y conocimientos disponibles de diferentes áreas, pueda generar un estudio serio y a su vez económico que obtenga resultados importantes y satisfactorios que aporten a ramas como la medicina y contribuyan al bienestar de la humanidad.
- En el ensamble del modelo de la placa de osteosíntesis junto con el modelo de la tibia, se presentaron complicaciones en la interacción de ambos materiales, esto se solucionó gracias a un uso exhaustivo y una comprensión completa de las herramientas del software Ansys y Materialise Mimics que permitieron resolver problemas como el contacto entre superficies.

### 13. CONCLUSIONES

- La utilización de los distintos tipos de Software, como Mimics y Autodesk Inventor, para el modelamiento de imágenes 3D de huesos del cuerpo humano y placas de osteosíntesis, permite abrir campos de estudio y análisis para el mejoramiento de los tratamientos y recuperación de pacientes; que pueden lograr la obtención de modelos aproximados a la realidad, que hace posible realizar pruebas y análisis no invasivos con resultados confiables.
- El trabajo de investigación realizado genera un aporte a la bioingeniería, estudiando un área de la medicina a través de metodologías y herramientas ingenieriles; el presente proyecto buscó contribuir al mejoramiento del bienestar y salud de las personas que sufren fracturas de tibia y tienen complicaciones en su tratamiento, debido a las ambigüedades existentes para realizarlo adecuadamente.
- La creación del modelo 3D, con base en la tomografía axial computarizada, es una herramienta de estudio eficaz en este tipo de aplicaciones que permite obtener una imagen aproximada al modelo real de la tibia en aspectos importantes como su geometría y sus materiales.
- Los estudios analizados referentes a la fractura diafisaria que sirvieron de soporte a la investigación, permitieron concluir los dos tipos de fracturas más comunes y realizar un estudio importante que busque solucionar una gran parte de los problemas en este tipo de tratamiento.

- En el análisis de deformaciones se logró concluir que, en las pruebas de fractura transversal, la placa ubicada en la parte posterior de la tibia da un menor desplazamiento por ende es la más segura a la hora de evitar un desplazamiento indeseado entre los fragmentos generados en la fractura.
- Los resultados presentados en la fractura oblicua fueron diferentes, la mínima diferencia entre los diferentes esfuerzos y deformaciones generados en todas las posiciones de la placa, permite concluir que si se quieren reducir los esfuerzos y deformaciones en la tibia la selección de una cara para la disposición de la placa es indiferente.
- En las fracturas oblicuas el punto de mayor esfuerzo se presenta en el tornillo que atraviesa los fragmentos la tibia, debido a que este debe evitar que las dos partes del hueso se muevan entre sí. Esto permite concluir que el factor determinante en este tipo de tratamiento es el tornillo que consolida la fractura y además absorbe los mayores esfuerzos, aliviando cargas y deformaciones del hueso.

## 14. RECOMENDACIONES

El proyecto de investigación sirve como guía para estudios relacionados con la bioingeniería en donde se implemente el uso conjunto de distintos software, para crear modelos de partes del cuerpo humano y contribuir desde la simulación de procedimientos en el software al mejoramiento del tratamiento y recuperación de las personas.

Respecto a esto, es importante incentivar el uso de mejores tecnologías en el área de la biomecánica para ayudar a solucionar los problemas de la sociedad de forma más óptima.

En cuanto, a lo relacionado a fracturas de tibia se recomienda para estudios futuros, ahondar en los distintos tipos de fracturas como la mariposa o la espiral, complementando el análisis del presente trabajo. Asimismo, es importante profundizar por medio de este tipo de metodología, con los diferentes tratamientos de osteosíntesis para las fracturas de tibia.

Se considera que la complejidad del modelo nos deja observar de forma clara las deformaciones causadas en el hueso, aunque generaciones de malla más compleja puedan arrojar un poco más de precisión, y ayudar a comprender otros fenómenos no expresados aquí en este proyecto como análisis torsionales o dinámicos.

## BIBLIOGRAFÍA

3D CAD PORTAL. Obtenido de: <http://www.3dcadportal.com/ansys.html>.

ALMAGIÀ FLORES, A. A y ARCE, Lizana. Principios de Anatomía Humana. Aparato Locomotor. “Descripción ósea apendicular- Miembro Inferior”. Chile: Pontificia Universidad Católica de Valparaíso. 2012. Obtenido de: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/kine1/Modulos2012/Osteologia%20miembro%20inferior%20kine%202012.pdf>.

ALMENARA MARTÍNEZ, M.; OJEDA CASTEILANO, J.; MEDINA HENRÍQUEZ, J.A.; MACÍAS PÉREZ, O.; MORA PUIG, A. Clasificación de las fracturas de los huesos largos del miembro inferior.

BEVILL, Liu; KEAVENY, G; SAJDA, T.M y GUO, X.E. Micromechanical analyses of vertebral trabecular bone based on individual trabeculae segmentation of plates and rods. En: Journal of Biomechanics. 2009.

BLAS DOBÓN. J.A. ¿Qué hay de nuevo en la osteosíntesis? Hospital Universitario Dr. Peset Valencia. Obtenido de: <http://roderic.uv.es/bitstream/handle/10550/47805/49-56.pdf?sequence=1>. Fecha de consulta: 15 de enero 2017

CAEIRO J.R., GONZÁLES P. y GUEDE D. Biomecánica y hueso (y II): Ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. Obtenido de: [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1889-836X2013000200007](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1889-836X2013000200007)

CALDERÓN, Giovanni. Introducción al método de elementos finitos, Apuntes de clase. Universidad de los Andes, 2007.

CARNICERO, Alberto. Introducción al método de los elementos finitos. (s.f).  
Obtenido de:  
[http://www.iit.comillas.edu/~carnicero/Resistencia/Introduccion\\_al\\_MEF.pdf](http://www.iit.comillas.edu/~carnicero/Resistencia/Introduccion_al_MEF.pdf).

COMPLETO, A.; FONSECA, F.; SIMÕES, J. A. Finite Element and Experimental  
Cortex Strains of the Intact and Implanted Tibia. Portugal.

CORBO PEREIRA, D.N. Tomografía Axial Computada. Monografía. Universidad de  
la República Oriental del Uruguay. 2004. Obtenido de:  
<http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>.

Escuela de Medicina. Universidad Católica de Chile. Obtenido el 18 de enero 2017  
de:  
[http://escuela.med.puc.cl/publ/ortopediatraumatologia/trau\\_secc01/trau\\_sec01\\_45.html](http://escuela.med.puc.cl/publ/ortopediatraumatologia/trau_secc01/trau_sec01_45.html).

GARCÍA CAMACHO, H. A. Método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento  
quirúrgico de las fracturas de la diáfisis de la tibia en el H.E.O.D.R.A. en el periodo  
enero 2000 a junio 2003. Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua. 2004

GARCÍA M., César y ORTEGA T., Dulia Elementos de osteosíntesis de uso habitual  
en fracturas del esqueleto apendicular: evaluación radiológica. Obtenido de:  
[http://www.scielo.cl/scielo.php?pid=S0717-93082005000200005&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.cl/scielo.php?pid=S0717-93082005000200005&script=sci_arttext)

GARCÍA SÁNCHEZ, J. Módulo de bases anatómicas y fisiológicas del deporte.  
Unidad 1: Los huesos. Obtenido de:

[http://www.edvillajunco.es/doc/1\\_los\\_huesos.pdf](http://www.edvillajunco.es/doc/1_los_huesos.pdf). Fecha de consulta: el 17 de enero 2017

GARZÓN, Diego A.; DUQUE, Carlos A y RAMÍREZ, Angélica María. Sobre la aparición de la biomecánica y la meca biología computacional: expertos computacionales y recientes hallazgos. En: Revista cubana de investigación médica. 2009.

GRACÍA RODRÍGUEZ, I.; CEBRIÁN GÓMEZ, R. y SANZ REIG, J. Tratamiento conservador de las fracturas diafisarias de tibia en adultos. 1997.

GRECCO. M.A. Epidemiology of tibial shaft fractures. Acta ortop. bras. São Paulo, v. 10, n. 4, p. 10-17. 2002. Obtenido de: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1413-78522002000400002&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522002000400002&lng=en&nrm=iso).

HERNÁNDEZ STENGELE. F. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Anatomía de la pierna humana. México: Universidad de las Américas Puebla. 2008. Capítulo 2. Obtenido de: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo2.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo2.pdf).

IMAX. Obtenido de: <http://imaxrx.com.ve/que-son-las-unidades-hounsfield/>. Fecha de consulta: 20 de Enero de 2016.

Materialise MIMICS. Obtenido de: <http://biomedical.materialise.com/mimics>. Fecha de consulta: el 23 de junio de 2016.

Radiology Info.org. Obtenido de: <http://www.radiologyinfo.org/sp/submenu.cfm?pg=ctScan>. Fecha de consulta: 13 enero 2017

RAMOS-MAZA E, et al. Principios biomecánicos para la osteosíntesis, re-evolución. Acta Ortopédica Mexicana. 2016. 30(S1): S1-S8. Obtenido de: <http://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2016/ors161a.pdf>.

RIASCOS BERNAL, G. Descripción epidemiológica de las fracturas de tibia y peroné en el Hospital de la Misericordia en los últimos 5 años. Universidad Nacional de Colombia. 2012.

RUIZ MORALES, M; HERNÁNDEZ, A y VARA THORBECK, R. Fracturas diafisarias de tibia. Nuestra experiencia en su tratamiento. En Rev. Esp. De Cir. Ost. 1998.

RUIZ-MARTÍNEZ, Fernando; CALDELAS-CUÉLLAR, Eduardo y SÁNCHEZ SÁNCHEZ, Mónica. Epidemiología y resultados clínicos de las fracturas expuestas de la tibia. 2001.

S.A. Anatomía Topográfica con aplicaciones medico quirúrgicas. 8a ed. Editorial Salvat, Barcelona: 1956.

SCHATZKE, Joseph MD., B. Sc. (Med), F.R.C.S. (C), Marvin Tile MD, B. S.c, (Med). F.R.C.S (C). The Rationale of Operative Fracture Care.

SIROLLI, A.; SANZI, H.; y ELVIRA, G. Analysis of an Implant System for Osteosynthesis of Long by Computer Simulation. Int J. Morphol. 2015.

Técnico em Radiologia. Obtenido de: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/ressonancia-magnetica/155-tomografia-computadorizada/formacao-de-imagens-tomo>. Fecha de consulta: 15 de enero 2017

Tesis doctoral. 2004. Obtenido de:  
<http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/1221/1.INTRODUCCION.pdf?sequence=2>.

Todo sobre fisioterapia. Fractura de tibia y peroné. Obtenido de:  
<http://todosobrefisioterapia.blogspot.cl/2012/11/fractura-tibia-y-perone-i.html>.

Fecha de consulta: 18 enero de 2017.

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI. Técnicas de tratamiento de las fracturas.  
Obtenido de:  
[http://www.urv.cat/media/upload/arxiu/URV\\_Solidaria/COT/Contenido/Tema\\_2/](http://www.urv.cat/media/upload/arxiu/URV_Solidaria/COT/Contenido/Tema_2/).

VALDÉS SANTURIO, E. R; VALLINA GARCÍA, V y ÁLVAREZ ORTIZ, V.  
Fisiopatología y tratamiento de las fracturas diafisarias de tibia. Acta Ortopédica-Traumatológica Ibérica, vol IV, fasc. 1. 2008. págs. 1-84.

Vitruvio. Los huesos. Obtenido de: <http://vitruviooseo.weebly.com/los-huesos.html>.  
Fecha de consulta: 18 enero de 2017

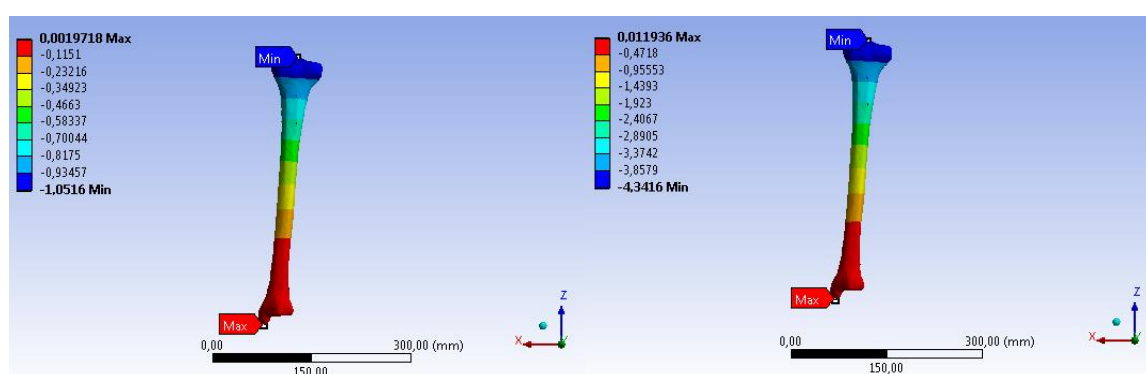
YSEA. A. Fijación externa como método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas abiertas de tibia. Universidad de Zulia. 2010.

## ANEXOS

### ANEXO A. Gráficas de deformaciones en los tres ejes coordenados

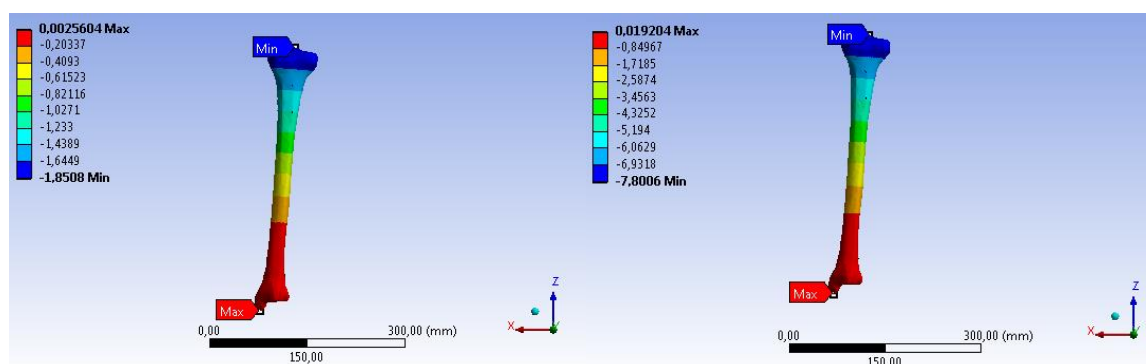
A continuación se encuentran las deformaciones de los ejes X, Y y Z para la tibia en donde la imagen izquierda representa el modelo isotrópico y la derecha el modelo ortotrópico.

**Figura 37 Deformación en el eje X en mm**



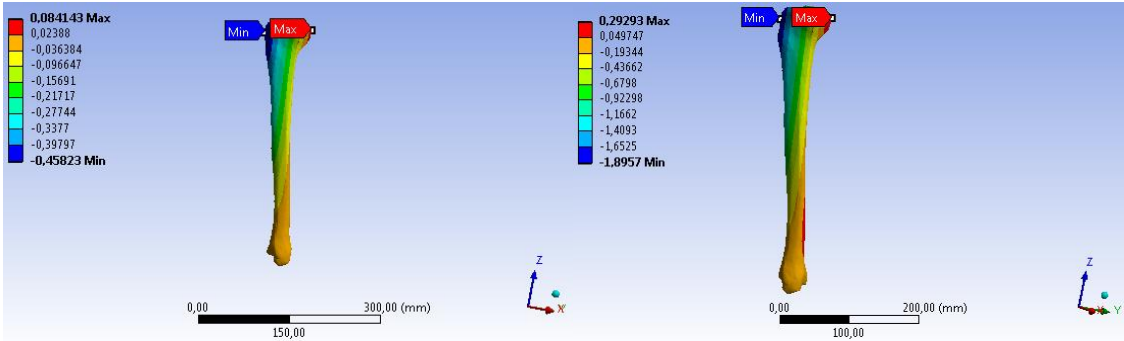
Fuente: Autores.

**Figura 38 Deformación direccional en el eje Y en mm**



Fuente: Autores.

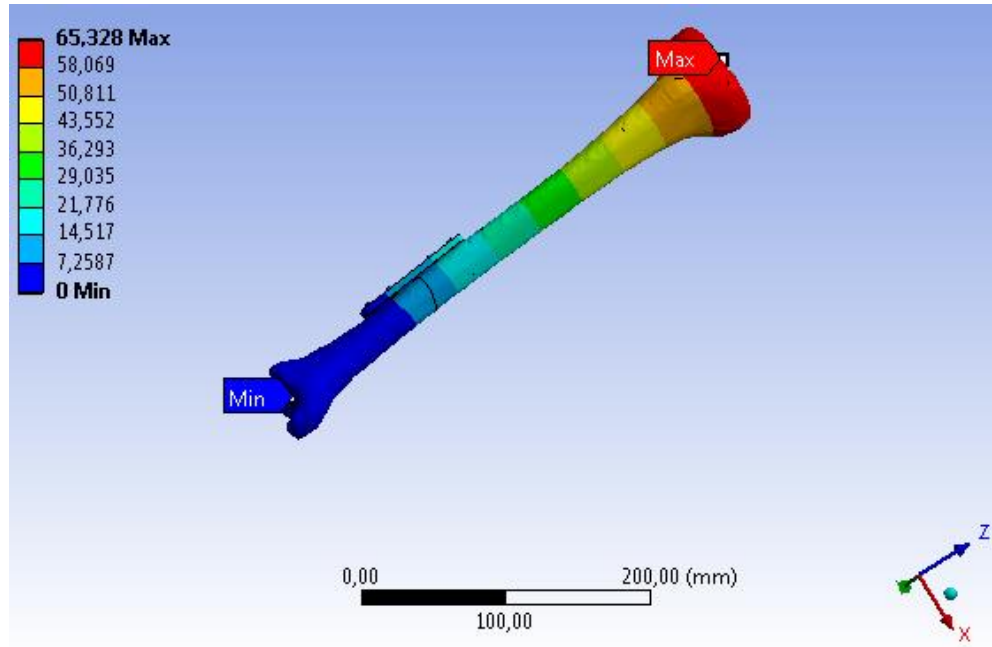
**Figura 39 Deformación direccional en el eje Z en mm**



**Fuente:** Autores.

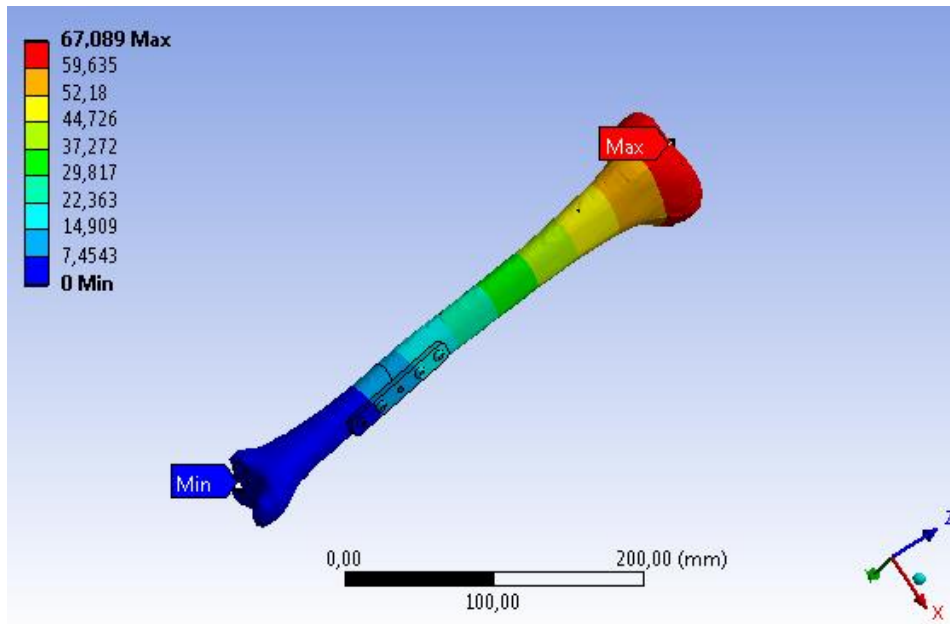
## ANEXO B. Gráficas de esfuerzos y deformaciones de la fractura transversal con la placa de osteosíntesis

Figura 40 Deformación total cara lateral



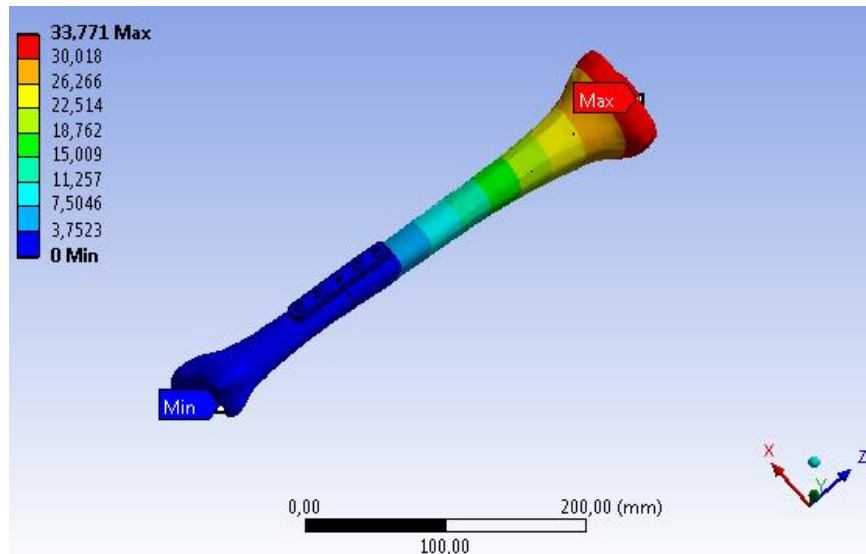
Fuente: Autores.

**Figura 41 Deformación total cara medial**



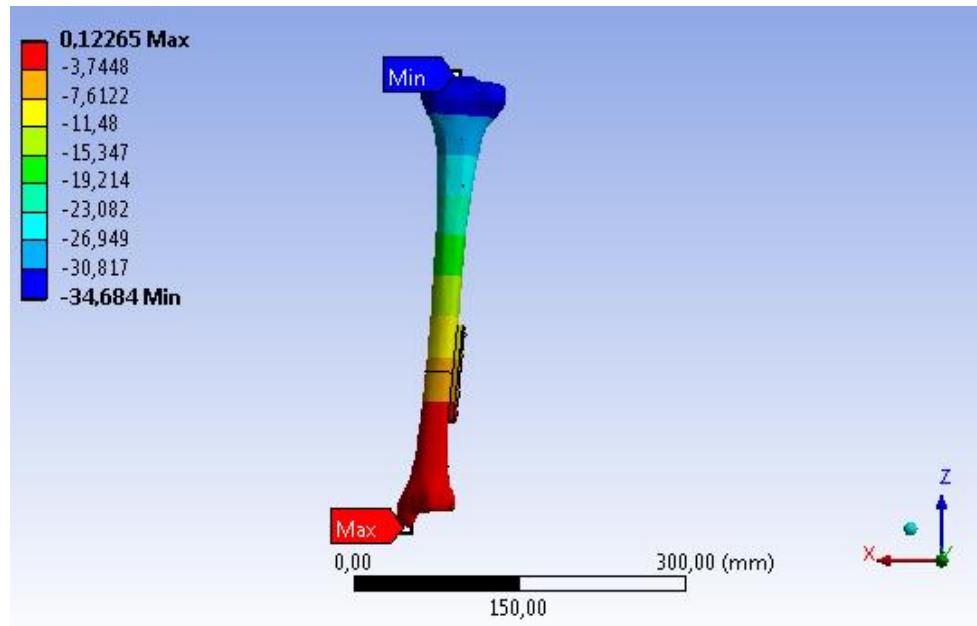
**Fuente:** Autores.

**Figura 42 Deformación total cara posterior**



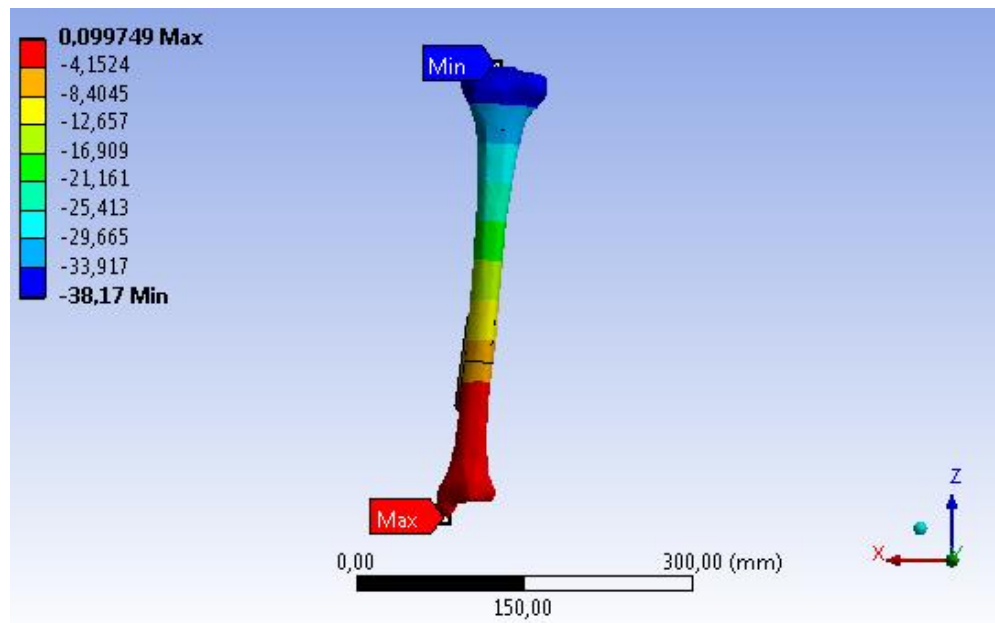
**Fuente:** Autores.

**Figura 43 Deformación direccional en el eje X cara lateral**



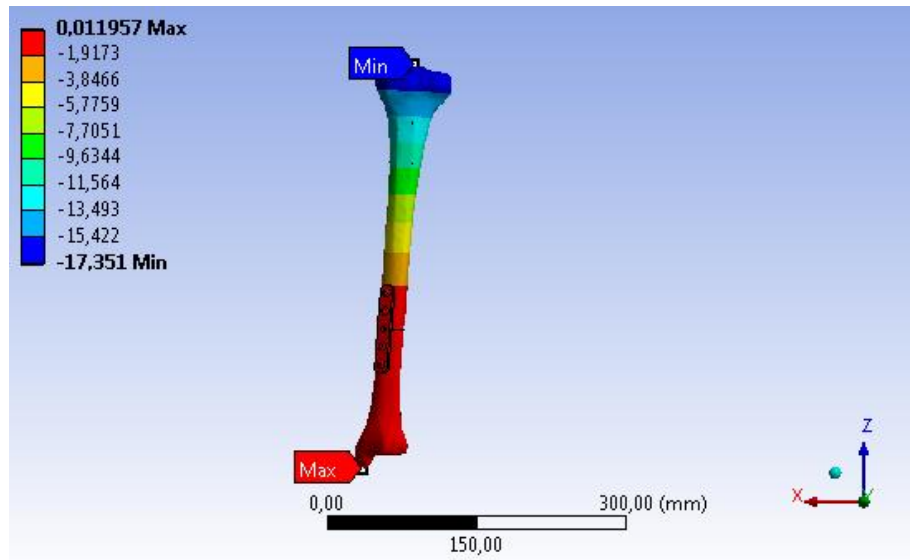
**Fuente:** Autores.

**Figura 44 Deformación direccional en el eje X cara medial**



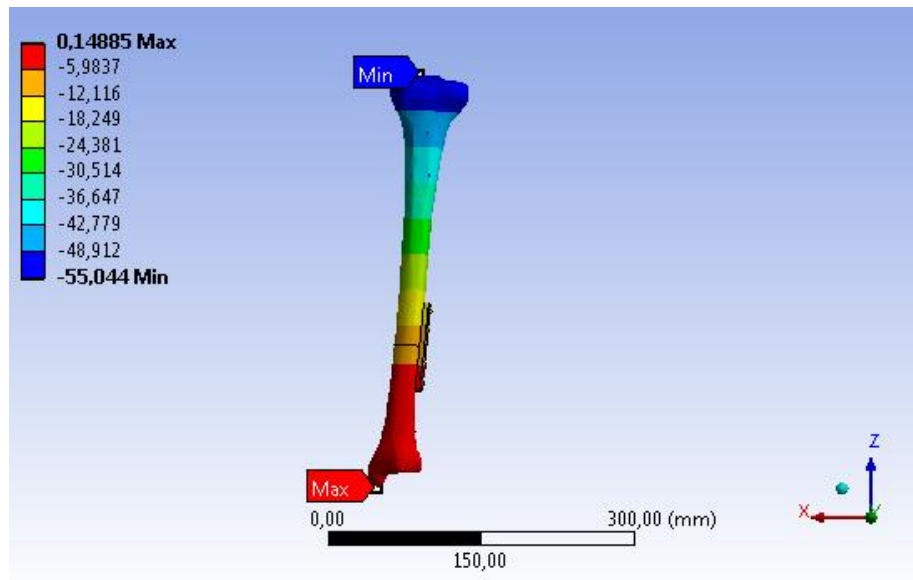
**Fuente:** Autores.

**Figura 45 Deformación direccional en el eje X cara posterior**



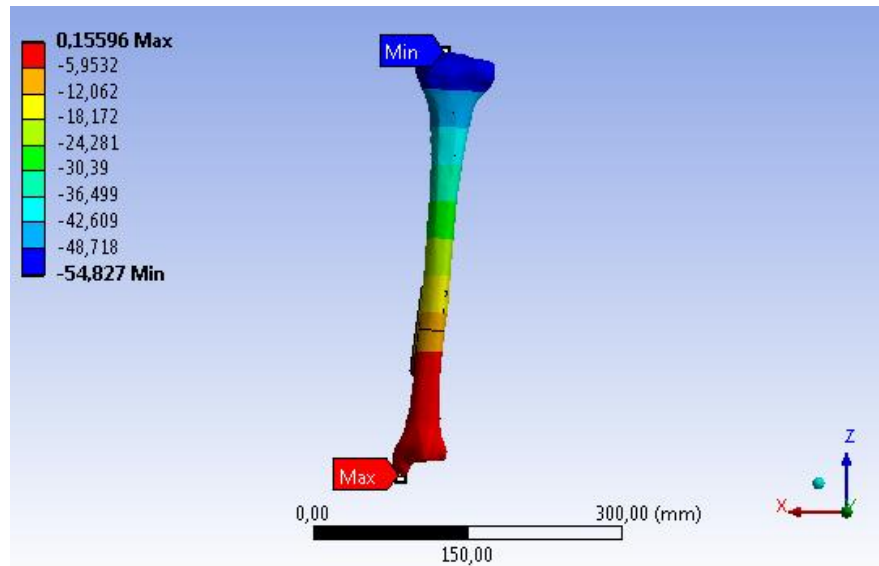
**Fuente:** Autores.

**Figura 46 Deformación direccional en el eje Y cara lateral**



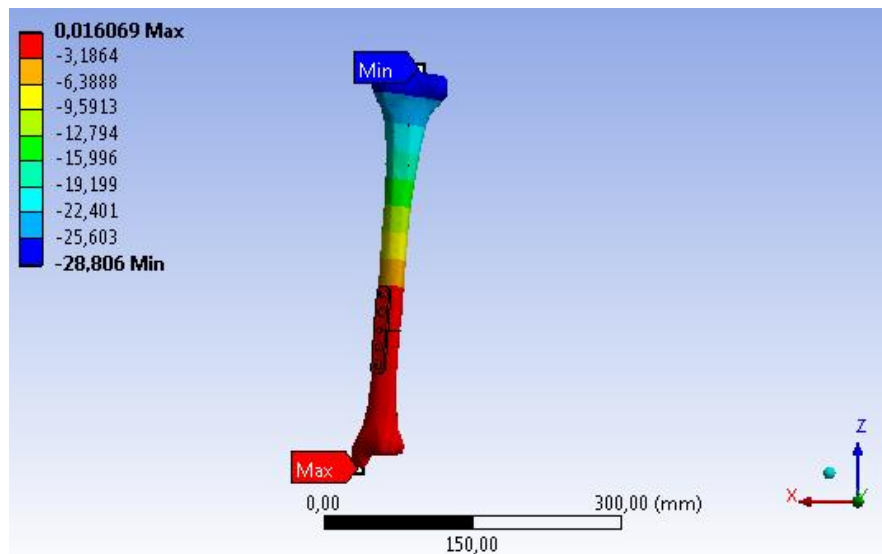
**Fuente:** Autores.

**Figura 47 Deformación direccional en el eje Y cara medial**



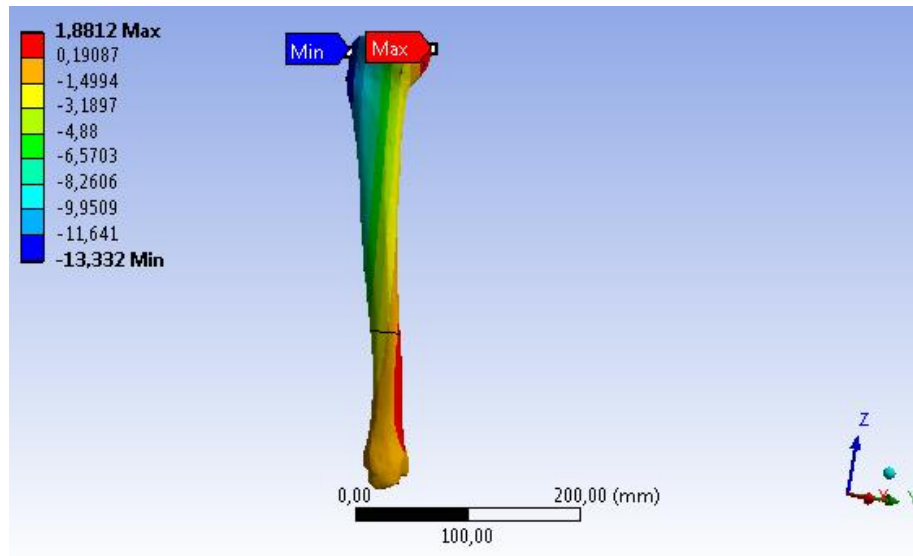
**Fuente:** Autores.

**Figura 48 Deformación direccional en el eje Y cara posterior**



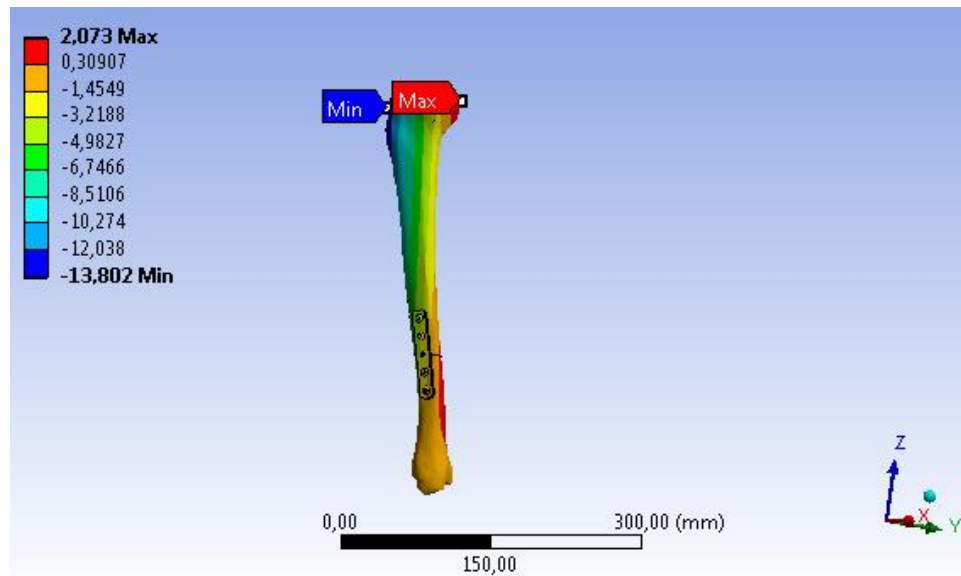
**Fuente:** Autores.

**Figura 49 Deformación direccional en el eje Z cara lateral**



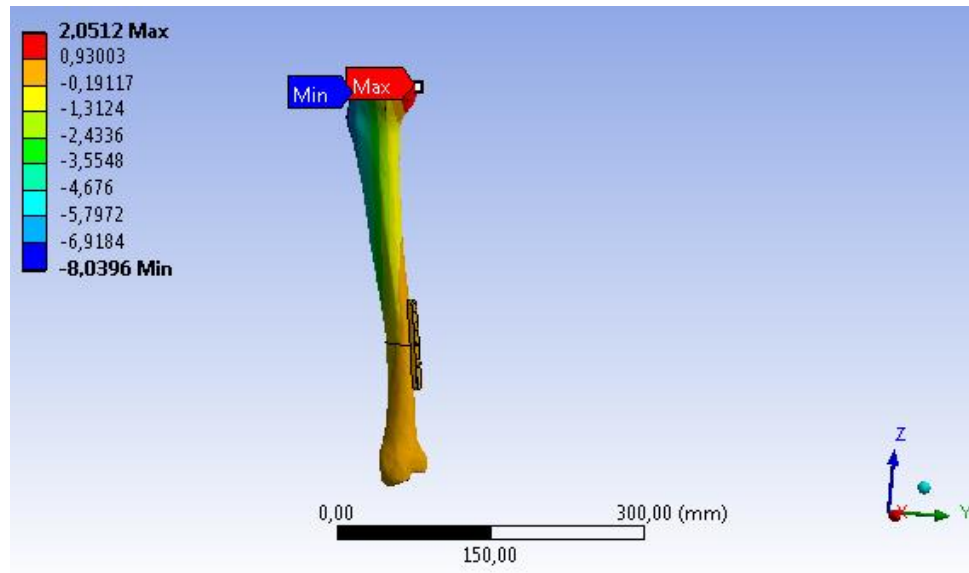
Fuente: Autores.

**Figura 50 Deformación direccional en el eje Z cara medial**



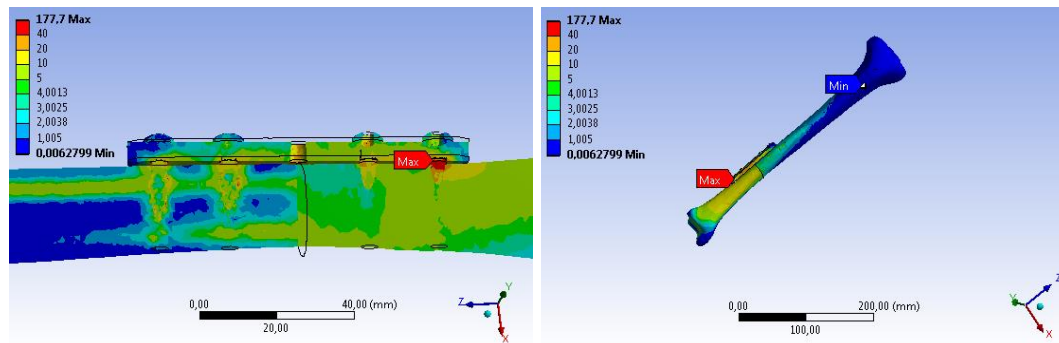
Fuente: Autores.

**Figura 51 Deformación direccional en el eje Z cara posterior**



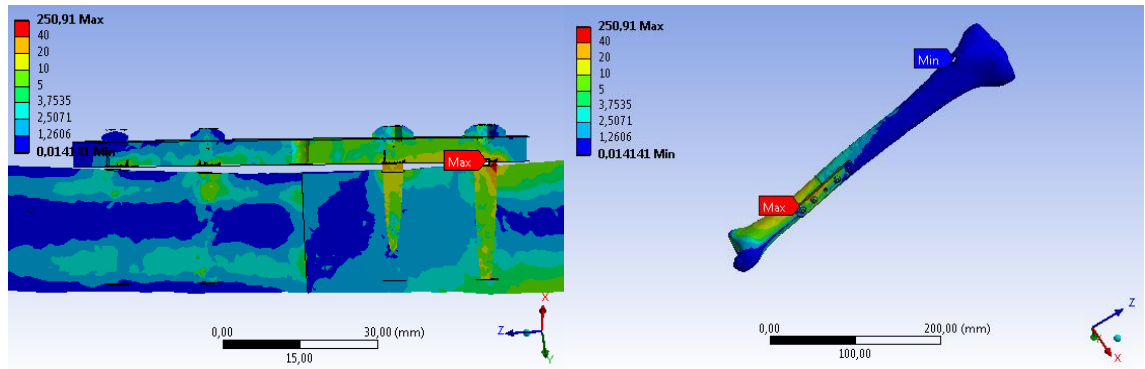
**Fuente:** Autores.

**Figura 52 Esfuerzo en la cara lateral vista de la placa (derecha), vista en corte (izquierda)**



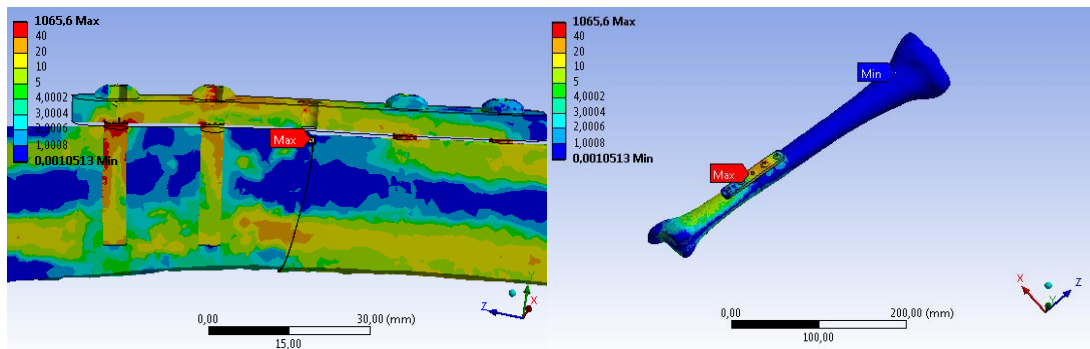
**Fuente:** Autores.

**Figura 53** Esfuerzo en la cara medial vista de la placa (derecha), vista en corte (izquierda)



Fuente: Autores.

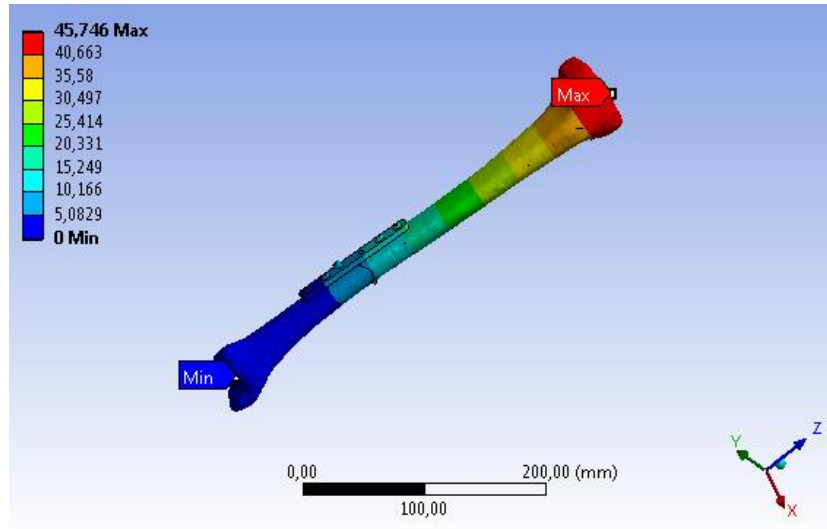
**Figura 54** Esfuerzo en la cara posterior vista de la placa (derecha), vista en corte (izquierda)



Fuente: Autores.

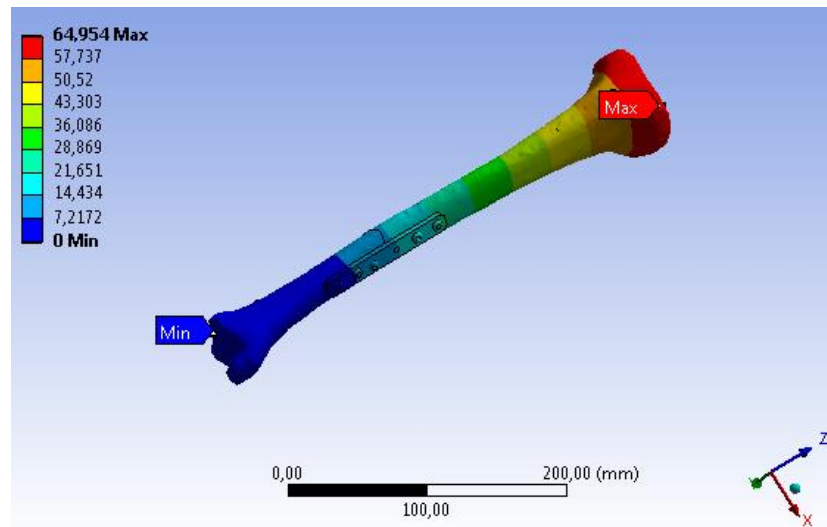
## ANEXO C. Gráficas de esfuerzos y deformaciones de la fractura oblicua con la placa de osteosintesis

Figura 55 Deformación total cara lateral



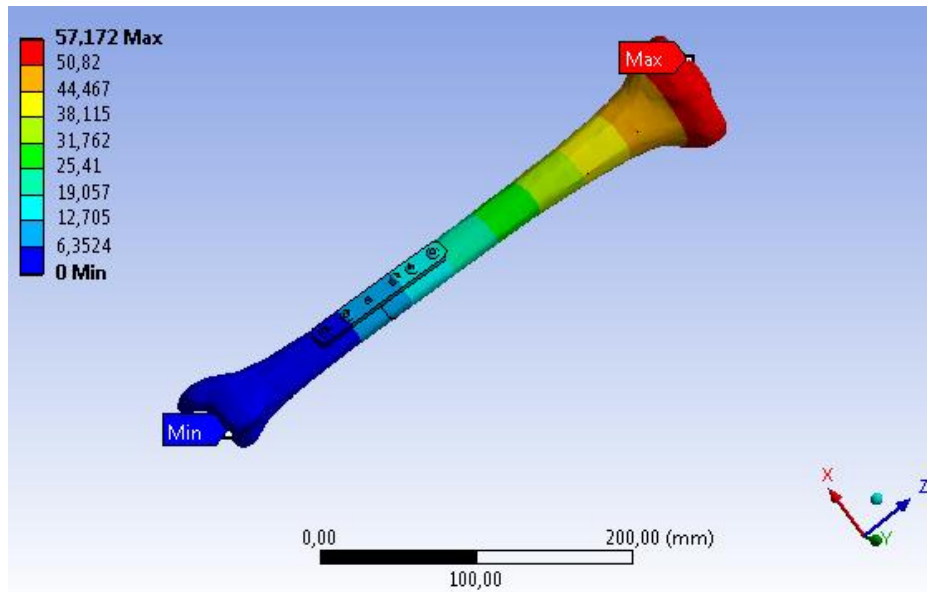
Fuente: Autores.

Figura 56 Deformación total cara medial



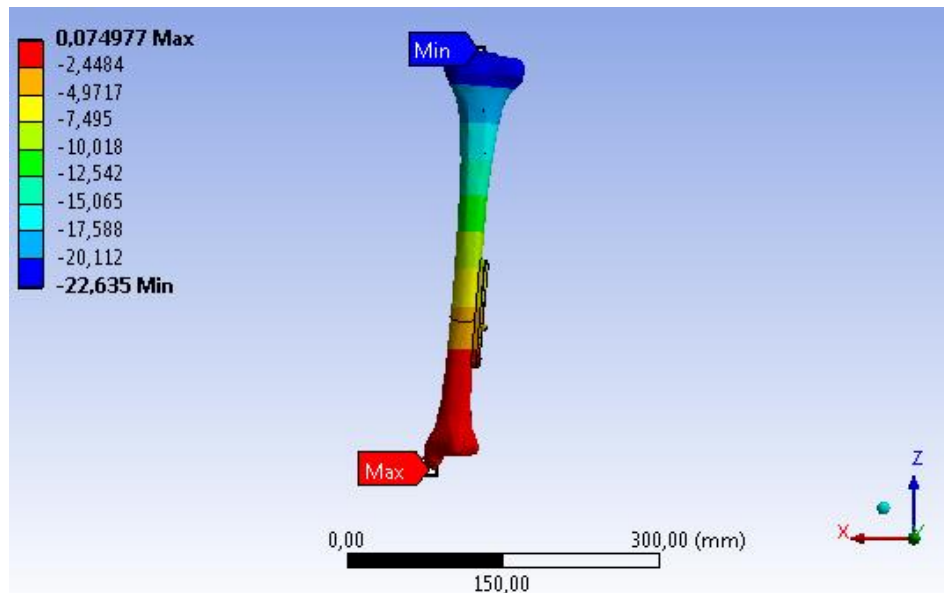
Fuente: Autores.

**Figura 57 Deformación total cara posterior**



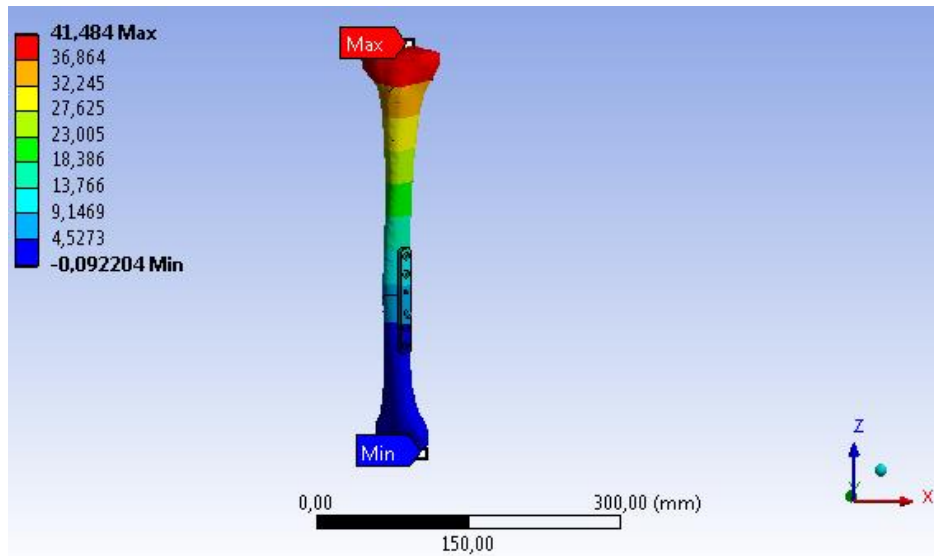
**Fuente:** Autores.

**Figura 58 Deformación direccional en el eje X cara lateral**



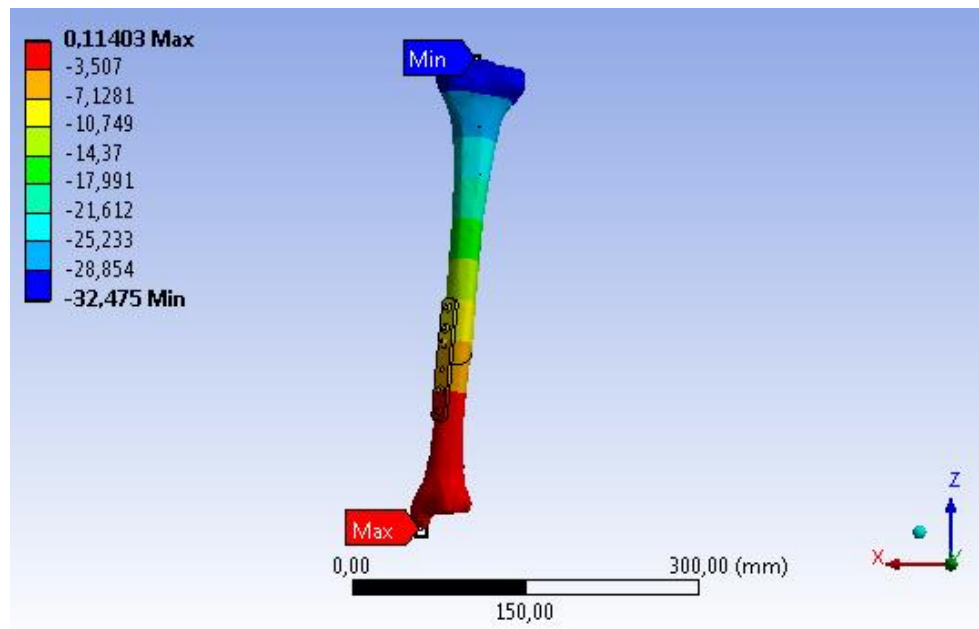
**Fuente:** Autores.

**Figura 59 Deformación direccional en el eje X cara medial**



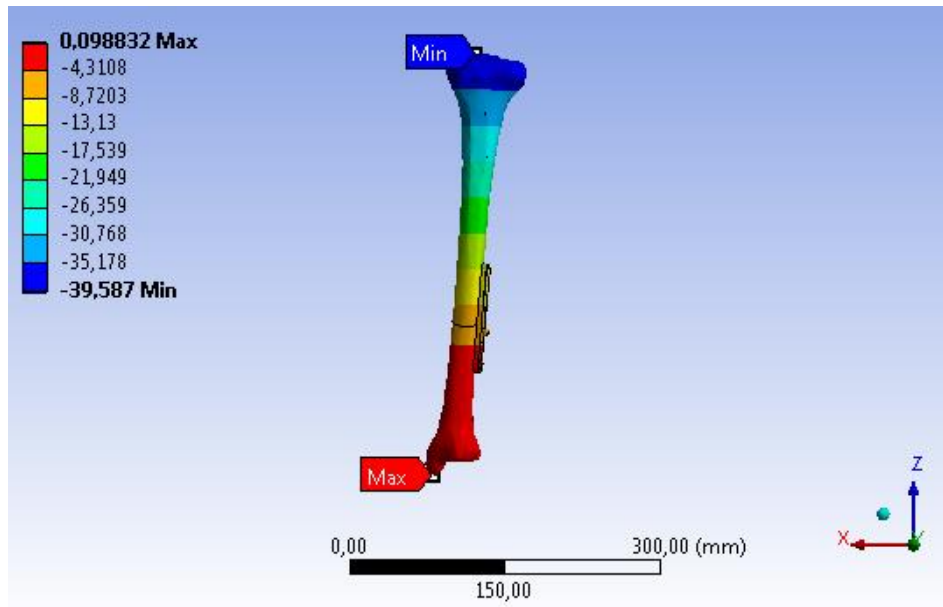
Fuente: Autores.

**Figura 60 Deformación direccional en el eje X cara posterior**



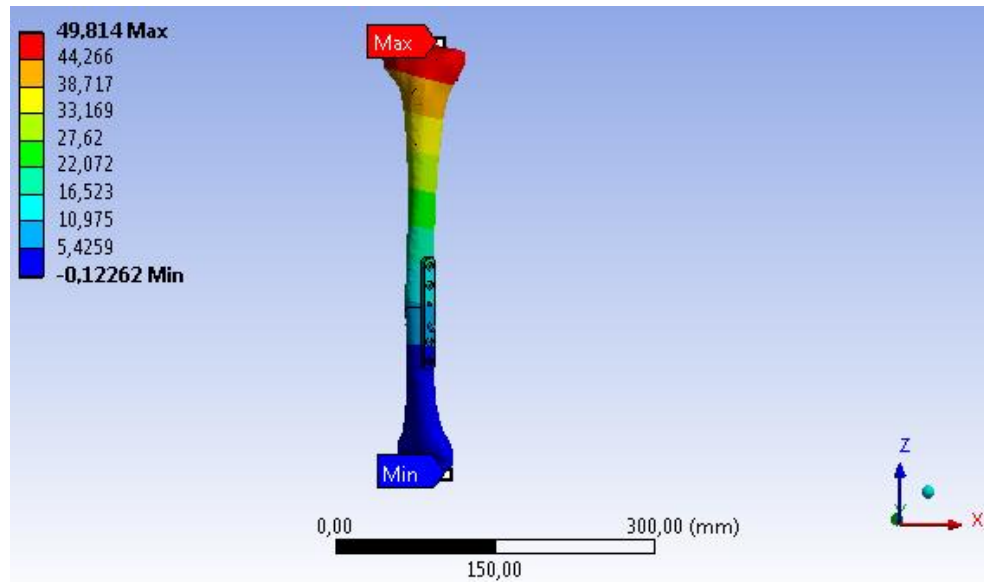
Fuente: Autores.

**Figura 61 Deformación direccional en el eje Y cara lateral**



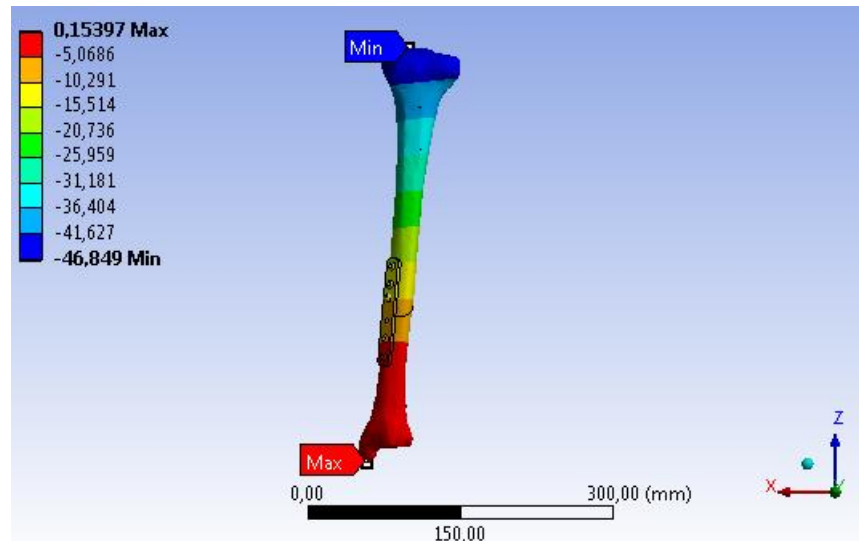
**Fuente:** Autores.

**Figura 62 Deformación direccional en el eje Y cara medial**



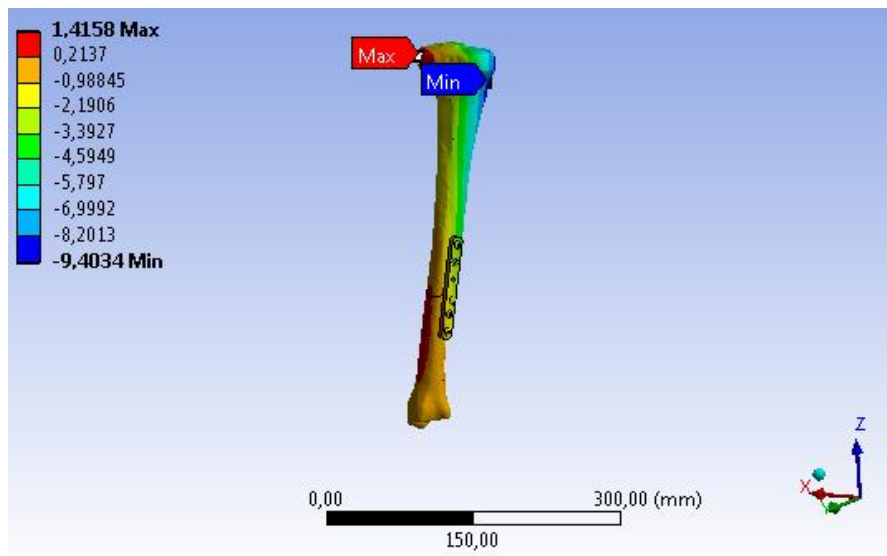
**Fuente:** Autores.

**Figura 63 Deformación direccional en el eje Y cara posterior**



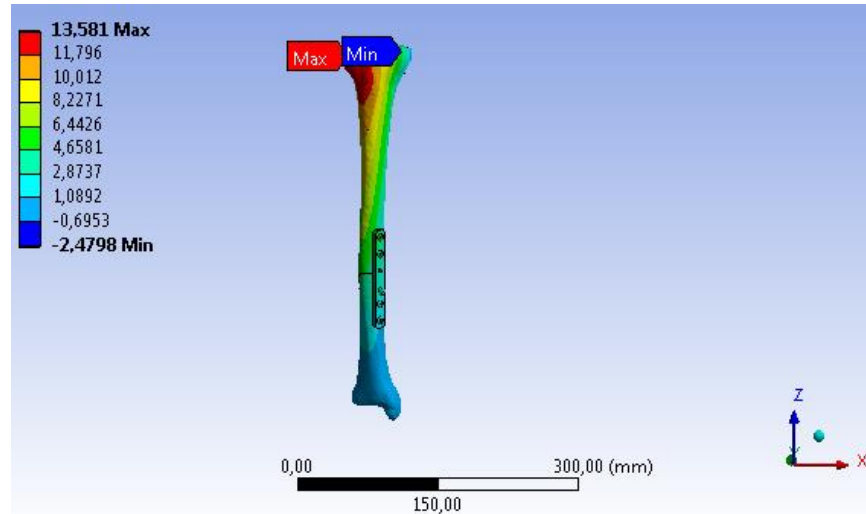
**Fuente:** Autores.

**Figura 64 Deformación direccional en el eje Z cara lateral**



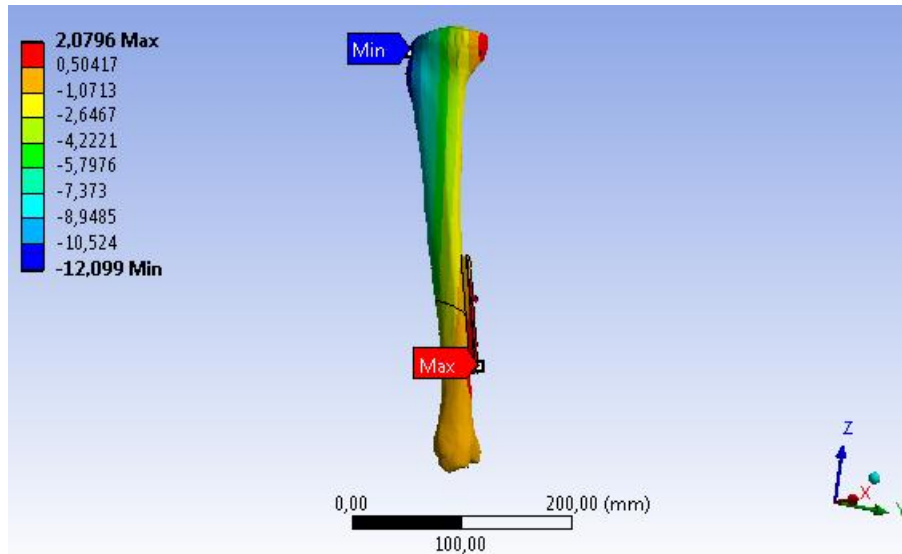
**Fuente:** Autores.

**Figura 65 Deformación direccional en el eje Z cara medial**



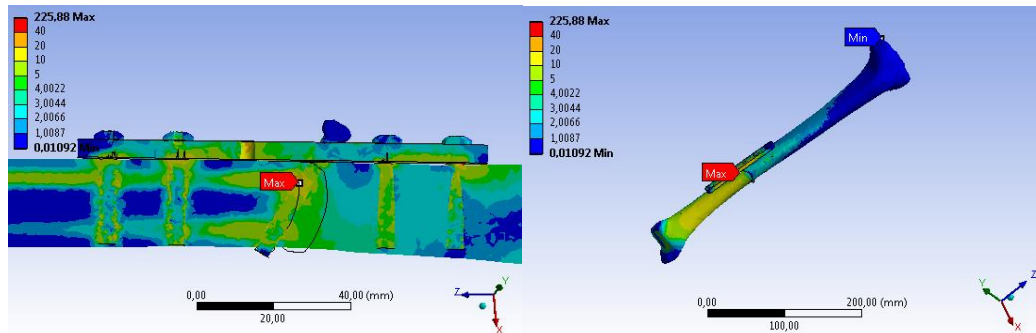
**Fuente:** Autores.

**Figura 66 Deformación direccional en el eje Z cara posterior**



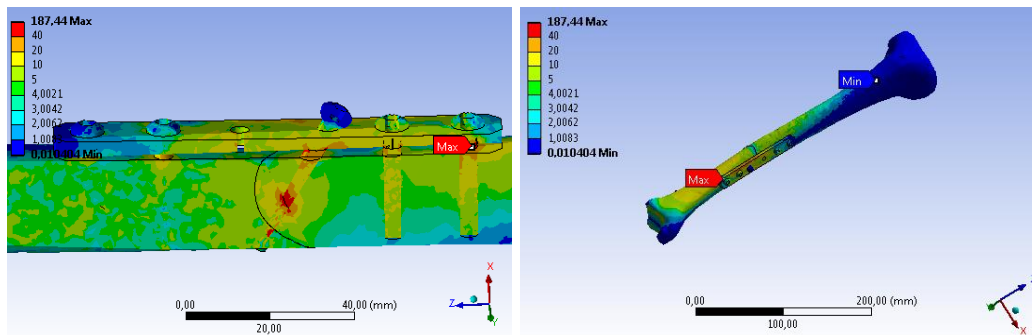
**Fuente:** Autores.

**Figura 67 Esfuerzo en la cara lateral vista de la placa (derecha), vista en corte (izquierda)**



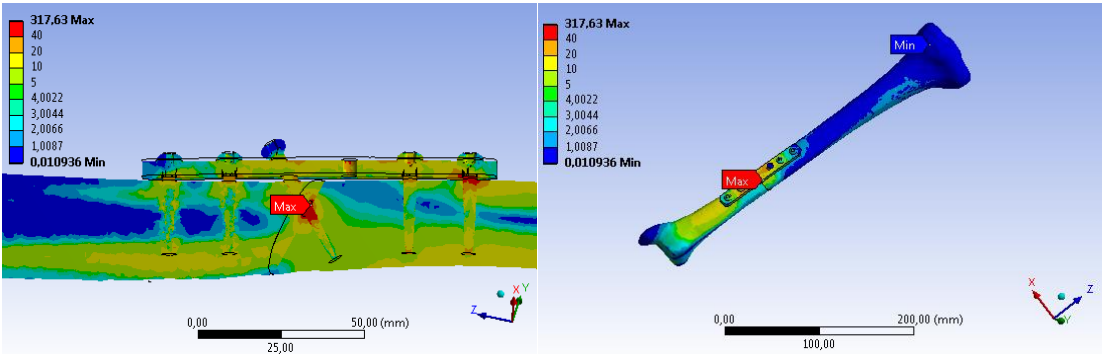
**Fuente:** Autores.

**Figura 68 Esfuerzo en la cara medial vista de la placa (derecha), vista en corte (izquierda)**



**Fuente:** Autores.

**Figura 69 Esfuerzo en la cara posterior vista de la placa (derecha), vista en corte (izquierda)**



**Fuente:** Autores.