

**ANÁLISIS BIOMECÁNICO POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS EN LA  
INTERFAZ DE UN IMPLANTE CRANEAL**

**JULIÁN MATEO DÍAZ PINZÓN**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA**

**2016**

**ANÁLISIS BIOMECÁNICO POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS EN LA  
INTERFAZ DE UN IMPLANTE CRANEAL**

**JULIÁN MATEO DÍAZ PINZÓN**

Trabajo de Grado presentado como requisito para optar al título de:

Ingeniero Mecánico

Director:

**OCTAVIO ANDRÉS GONZÁLEZ ESTRADA**

Ingeniero Mecánico, Ph.D

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS**

**ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**BUCARAMANGA**

**2016**

*A Dios por guiarme en la dirección correcta  
mientras recorría esta etapa de mi vida.*

*A mi familia por todo el apoyo y  
la confianza depositada en mí.*

*Gracias.*

## **AGRADECIMIENTOS.**

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas aquellas personas que colaboraron en la realización de este trabajo.

En primer lugar al Ingeniero Mecánico PhD. Octavio Andrés González por confiar en mí y brindarme su conocimiento durante el desarrollo del proyecto.

A la profesora MSc. Clara Isabel López por la asesoría y sugerencias que ayudaron al mejoramiento de esta tesis.

Al grupo INTERFAZ de la Escuela de Diseño Industrial por el apoyo tecnológico que permitió la culminación de este proyecto.

Finalmente, a los Ingenieros Ingrid Sofía Díaz y José Julián Aguirre que estuvieron dispuestos a participar en el proceso de redacción aportando sus conocimientos y experiencia.

## RESUMEN

**TÍTULO:** ANÁLISIS BIOMECÁNICO POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS EN LA INTERFAZ DE UN IMPLANTE CRANEAL\*.

**AUTOR:** Julián Mateo Díaz Pinzón\*\*.

**PALABRAS CLAVES:**

Biomecánica, Elementos Finitos, Implante Especifico para el Paciente, Implante Craneal.

**DESCRIPCIÓN:**

La biomecánica es un área del conocimiento que estudia la mecánica del cuerpo humano; se considera multidisciplinar ya que integra conocimientos en diseño, materiales e ingeniería. En los últimos años los estudios relacionados con ésta han tomado bastante relevancia debido a que cualquier aporte puede potencialmente mejorar la calidad de vida de las personas víctimas de lesiones que el cuerpo humano no es capaz de regenerar.

El objetivo de este proyecto es realizar un análisis del estado de esfuerzos y deformaciones en la interfaz de un implante craneal bajo condiciones de carga estática. Adicionalmente, se comparan los modelos del cráneo sano y el cráneo fracturado para determinar el impacto de una lesión en la resistencia mecánica del tejido óseo del cráneo. Con esto se busca mostrar el aporte que puede ofrecer la Ingeniería Mecánica dentro de esta área e incentivar a que se desarrollen más estudios posteriormente.

Este proyecto se realizó con el apoyo de la Escuela de Diseño Industrial de la Universidad Industrial de Santander pues fue esta la que proporcionó los modelos CAD que fueron generados a partir de tomografías reales, cuyos análisis se llevaron a cabo en el software ANSYS 15.0. Los resultados obtenidos no sólo permiten identificar las zonas que sufren mayores esfuerzos y deformaciones bajo el criterio de falla de von Mises tanto en el implante como en el cráneo, también permiten evaluar la calidad del diseño del implante y determinar el comportamiento de éste para distintos materiales y así asegurar que el producto final a manufacturar sea el óptimo.

---

\* Proyecto de grado.

\*\* Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Octavio Andrés González Estrada, PhD.

## SUMMARY

**TITLE:** BIOMECHANICAL ANALYSIS BY THE FINITE ELEMENT METHOD OF A CRANEAL IMPLANT INTERFACE\*.

**AUTHOR:** Julián Mateo Díaz Pinzón\*\*.

**KEY WORDS:**

Biomechanic, Finite Elements, Patient Specific Implant, Craneal Implant.

**ABSTRACT:**

Biomechanics is a knowledge area that studies the mechanics of the human body; it is considered multidisciplinary as it integrates knowledge in design, material sciences and engineering. In the last few years, studies related to biomechanics have taken a great deal of relevance due to the fact that any contribution has the potential of improving the life quality of people who have been victims of injuries that the human body is not capable of regenerating.

The purpose of this project is to perform a stress and strain analysis on a cranial implant interface under static load conditions. Additionally, a comparison between the model of a healthy skull and a broken skull will be made so as to determine the impact of the injury in the mechanical resilience of the skull's bone tissue. This process intends to show the contribution that Mechanical Engineering can offer to this knowledge area and to encourage more studies to be developed in the future.

This project was accomplished with the support of the Faculty of Industrial Design of Industrial University of Santander since it provided the CAD models, which were generated from real tomographies, whose analysis were performed using ANSYS 15.0 software. Not only do the obtained results allow to identify the regions with highest stress and strain under the failure criteria of von Mises both in the implant and the skull, but also allow to evaluate the quality of the implant's design and determine its behavior for different materials so as to ensure that the final product to be manufactured is optimal.

---

\* Graduate Project.

\*\* Faculty of Physics-Mechanic Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Octavio Andrés González Estrada, PhD.

## CONTENIDO

	Pág
INTRODUCCIÓN .....	15
1. JUSTIFICACIÓN .....	16
2. OBJETIVOS .....	17
2.1 Objetivo general .....	17
2.2. Objetivos específicos. ....	17
3. GENERALIDADES Y BIOMECÁNICA DEL CRÁNEO .....	18
3.1. El cráneo .....	18
3.1.1. Alteraciones del cráneo .....	19
3.1.1.1. Lesiones en el cráneo. ....	19
3.1.2. Composición del tejido óseo. ....	20
4. IMPLANTES CRANEALES .....	22
4.1 Biomateriales. ....	22

4.1.1	Biomateriales más utilizados en la manufactura de implantes de cráneo. ...	23
4.1.1.1	Aleaciones de Titanio.....	23
4.1.1.2	PEEK.....	23
4.2.	Diseños de implantes.....	24
4.2.1.	Elementos de sujeción.....	24
4.2.2	Implantes a la medida. ....	25
5.	CASO DE ESTUDIO .....	26
5.1.	Análisis por el Método de Elementos Finitos (FEM).....	26
5.1.1.	Preproceso.....	26
5.1.1.1.	Identificación de los modelos .....	26
5.1.1.2.	Definición de la geometría.....	27
5.1.1.3.	Asignación de las propiedades mecánicas a los modelos .....	27
5.1.1.4.	Definición del tipo de contacto .....	28
5.1.1.5.	Mallado de los modelos.....	29

5.1.1.6.	Definición de las condiciones de contorno y las cargas aplicadas .....	33
5.1.2.	Solución. ....	36
5.1.3.	Análisis de resultados. ....	36
5.1.3.1.	Cráneo Fracturado. ....	36
5.1.3.2.	Cráneo sano.....	37
5.1.3.3.	Cráneo con implante 1 utilizando PEEK.....	39
5.1.3.4.	Cráneo con implante 1 utilizando aleación de titanio (Ti6Al4V) .....	41
5.1.3.5.	Análisis en la interfaz del cráneo con el implante 1.....	43
5.1.3.6.	Cráneo con implante 2 utilizando PEEK.....	44
5.1.3.7.	Cráneo con implante 2 utilizando aleación de titanio (Ti6Al4V). ....	46
5.1.3.8.	Análisis en la interfaz del cráneo con el implante 2.....	48
6.	CONCLUSIONES .....	51
7.	RECOMENDACIONES .....	52
	REFERENCIAS .....	53
	BIBLIOGRAFIA.....	55

## LISTA DE FIGURAS

Pág.

Figura 1: Huesos del cráneo .....	18
Figura 2: Mecanismos de daño [1].....	19
Figura 3: Fuerza máxima para distintas regiones del cráneo [1].....	20
Figura 4: Sujeción con tornillos [11].....	24
Figura 5: Sujeción tipo abrazadera (Speedy flap) [12].....	25
Figura 6: Tomografía del modelo del cráneo fracturado en la interfaz del software InVesalius 3 .....	26
Figura 7: Ensamble del cráneo reducido con el implante 1 .....	27
Figura 8: Resultado final de la malla para el modelo del cráneo con el implante	130
Figura 9: Resultado final de la malla para el modelo del cráneo con el implante	231
Figura 10: Resultado final de la malla para el modelo del cráneo fracturado.....	32
Figura 11: Resultado final de la malla para el modelo del cráneo sano.....	33
Figura 12: Ubicación de la carga aplicada. ....	34
Figura 13: Restricciones de desplazamiento para el cráneo (Áreas en azul). ....	34
Figura 14: Restricción de los grados de libertad para el implante 1.....	35
Figura 15: Restricción de los grados de libertad para el implante 2.....	35
Figura 16: Estado de esfuerzos para el modelo del cráneo fracturado.....	37
Figura 17: Desplazamientos en el modelo del cráneo fracturado. ....	37
Figura 18: Estado de esfuerzos para el modelo del cráneo sano. ....	38
Figura 19: Desplazamientos en el modelo del cráneo sano.....	38
Figura 20: Distribución de esfuerzos en el modelo del cráneo con el implante 1 utilizando PEEK. ....	39
Figura 21: Vista posterior de la distribución de esfuerzos en el implante 1 utilizando PEEK. ....	39
Figura 22: a) Deformaciones unitarias en el implante 1 utilizando PEEK. b) Desplazamientos en el implante 1 utilizando PEEK.....	40
Figura 23: Distribución de esfuerzos en el modelo del cráneo con el implante 1 utilizando Ti6Al4V. ....	41

Figura 24: Vista posterior de la distribución de esfuerzos en el implante 1 utilizando Ti6Al4V. ....	41
Figura 25: a) Deformaciones unitarias en el implante 1 utilizando Ti6Al4V. b) Desplazamientos en el implante 1 utilizando Ti6Al4V.....	42
Figura 26: Identificación de los valores de esfuerzo en la interfaz hueso-implante 1. ....	44
Figura 27: Distribución de esfuerzos en el modelo del cráneo con el implante 2 utilizando PEEK. ....	45
Figura 28: Vista posterior de la distribución de esfuerzos en el implante 2 utilizando PEEK. ....	45
Figura 29: a) Deformaciones unitarias en el implante 2 utilizando PEEK. b) Desplazamientos en el implante 2 utilizando PEEK.....	46
Figura 30: Distribución de esfuerzos en el modelo del cráneo con el implante 2 utilizando Ti6Al4V. ....	47
Figura 31: Vista posterior de la distribución de esfuerzos en el implante 2 utilizando Ti6Al4V. ....	47
Figura 32: a) Deformaciones unitarias en el implante 2 utilizando Ti6Al4V. b) Desplazamientos en el implante 2 utilizando Ti6Al4V.....	48
Figura 33: Identificación de los valores de esfuerzo en la interfaz hueso-implante 2 ....	49
Figura 34: Gráfica de convergencia de la malla para a) el modelo del cráneo fracturado, b) el modelo del cráneo sano, c) el modelo del cráneo con el implante 1 y d) el modelo del cráneo con el implante 2.....	50

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Densidades de los tejidos óseos.....	20
Tabla 2. Módulo de Young del hueso cortical. ....	21
Tabla 3: Composición química de la aleación según el grado [8] .....	23
Tabla 4: Propiedades mecánicas de la aleación de titanio según el grado [8].....	23
Tabla 5: Propiedades mecánicas del PEEK [10].....	24
Tabla 6: Módulo de Young y coeficiente de Poisson para el PEEK y la aleación de titanio. ....	28
Tabla 7: Parámetros utilizados en la malla del implante 1 .....	29
Tabla 8: Parámetros utilizados en la malla del cráneo en el modelo que utiliza el implante 1 .....	30
Tabla 9: Número de elementos del modelo cráneo con implante 1 .....	30
Tabla 10: Parámetros utilizados en la malla del implante 2 .....	31
Tabla 11: Parámetros utilizados en la malla del cráneo en el modelo que utiliza el implante 2 .....	31
Tabla 12: Número de elementos del modelo cráneo con implante 2 .....	31
Tabla 13: Parámetros utilizados en la malla del modelo del cráneo fracturado ....	32
Tabla 14: Parámetros utilizados en la malla del cráneo sano .....	32
Tabla 15: Resultados obtenidos para los modelos de cráneo fracturado y sano. .	39
Tabla 16: Resultados obtenidos para el modelo del cráneo con el implante. ....	43
Tabla 17: Valores promedio para esfuerzos en la interfaz cráneo-implante 1. ....	44
Tabla 18: Valores promedio para esfuerzos en la interfaz cráneo-implante 2. ....	49

## INTRODUCCIÓN

La biomecánica es la ciencia que estudia la cinética del cuerpo humano e integra múltiples disciplinas. En la última década ha tomado mucha relevancia ya que provee soluciones a las lesiones que el cuerpo humano no es capaz de reparar por sí mismo, es decir, casos en los cuales la recuperación natural no es posible. Esto se logra ubicando implantes ortopédicos en el lugar donde el tejido no se regeneró como debía y de esta forma ayudar a la recuperación del paciente.

El estudio de estos implantes se puede realizar en distintas áreas como el diseño, los materiales y la ingeniería, pero estas disciplinas no pueden ser excluyentes una de la otra con el fin de que el producto final sea óptimo y cumpla su propósito de acuerdo a las expectativas del diseño.

Uno de los aportes de la ingeniería en este proceso es evaluar la calidad de los diseños, antes de manufacturar los prototipos, para encontrar fallas, optimizar el implante y asegurar que el paciente obtiene un producto que va a mejorar su calidad de vida.

Esta evaluación se puede llevar a cabo mediante una simulación utilizando un software de elementos finitos como ANSYS, en el cual se importan los modelos CAD del conjunto cráneo-implante, se aplican cargas y se valoran las zonas en las que los esfuerzos y las deformaciones sobrepasan los límites admisibles de los materiales.

Se espera que las zonas críticas estén ubicadas en la interfaz del cráneo con el implante, y es por eso que este será el tema central del trabajo que se presenta a continuación.

## 1. JUSTIFICACIÓN

Se sabe que el cráneo es una de las estructuras más importantes del cuerpo humano, y los esfuerzos a los que este está sometido no son usualmente considerados al momento de realizarse un implante en esta estructura.

El método de elementos finitos es una herramienta que permite analizar el estado de los esfuerzos y las deformaciones de geometrías complejas mediante una aproximación numérica de la mecánica del medio continuo. Con el uso del software ANSYS se facilita la generación del modelo numérico y la interpretación de resultados utilizando una interfaz gráfica.

Es por esto que mediante un análisis por el método de elementos finitos es posible observar la distribución de esfuerzos en la interfaz implante-cráneo para identificar los concentradores de esfuerzos y ver la deformación de los materiales bajo unas condiciones de carga específicas.

El estudio detallado de los implantes craneales promueve la misión de la Universidad Industrial de Santander, por medio de la investigación y el desarrollo de nuevas tecnologías. Aumentar nuestro conocimiento en esta área de la biomecánica permite mejorar el diseño y la estabilidad de los implantes, garantizando así una mejor calidad de vida para los pacientes con este tipo de lesiones.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo general.**

Contribuir al desarrollo de la misión y la visión de la Universidad Industrial de Santander por medio del modelado del estado de esfuerzos y deformaciones en la interfaz de un implante craneal mediante el método de elementos finitos utilizando el software ANSYS.

### **2.2. Objetivos específicos.**

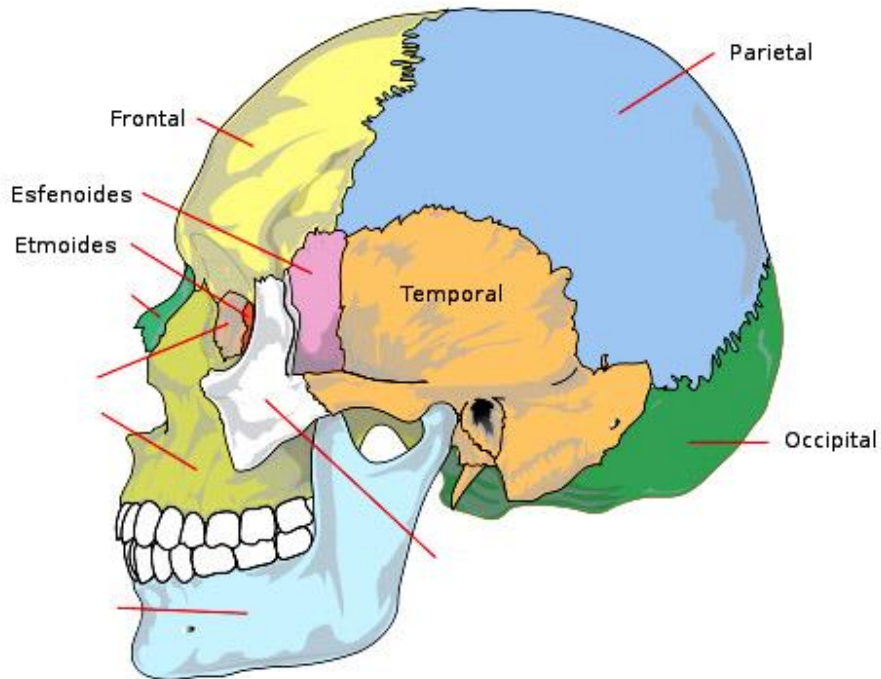
- Definir el modelo del cráneo, del implante y de la interfaz cráneo-implante (propiedades físicas, tipo de elemento, mallado, condiciones de carga y desplazamiento) mediante documentación bibliográfica e información específica del paciente obtenida por medio de imagen diagnóstica, con la colaboración de la Escuela de Diseño Industrial.
- Modelar el comportamiento mecánico de la estructura ósea craneal en diferentes condiciones (cráneo sano, cráneo fracturado, cráneo con implante) para determinar los esfuerzos y las deformaciones a las cuales se encuentra sometida bajo distintas condiciones de carga. Según la bibliografía, las condiciones de carga pueden ser consideradas cuasi-estáticas una vez que se asumen en el momento directo del impacto.
- Evaluar los modelos obtenidos en el proceso de simulación con el software ANSYS para valorar la calidad del diseño del implante.
- Validar los resultados de la simulación numérica, controlando el error estimado en norma energética de la solución para que esté por debajo del 5%.

### 3. GENERALIDADES Y BIOMECÁNICA DEL CRÁNEO

#### 3.1. El cráneo.

Es una de las estructuras óseas más importantes del cuerpo humano ya que su función principal es proteger al cerebro, de cualquier tipo de lesión, junto a las meninges. Está conformado por el hueso frontal, etmoides, occipital, esfenoides, dos huesos temporales, dos parietales y los huesos de la parte maxilofacial. Los ocho primeros, forman una cubierta ósea conocida como neurocráneo, que a su vez tiene una parte inferior conocida como base y una parte superior conocida como bóveda craneal, que en el humano adulto su espesor oscila entre 5 y 7 milímetros [1] y será la parte de interés del estudio a desarrollar debido a que es la parte de la cabeza con mayor probabilidad de sufrir traumas.

Figura 1: Huesos del cráneo



Fuente: Aula virtual. Documento en línea:

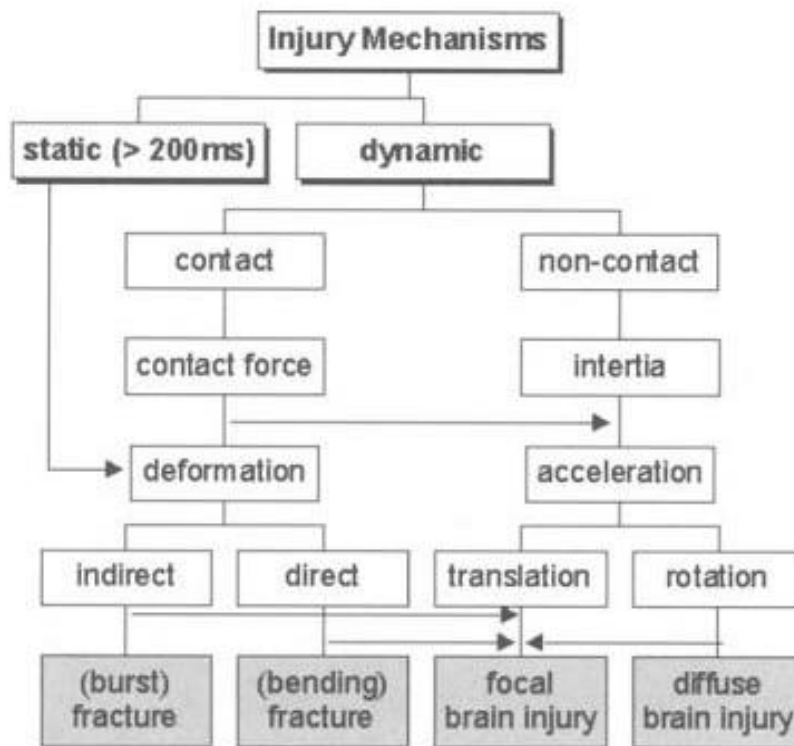
<http://www.colegioglenndoman.edu.co/CLASES%20INICIAL%201%202013/ciencias%20clase%205%20Nicolas%202013.htm>

**3.1.1. Alteraciones del cráneo.** Las alteraciones en el cráneo se pueden producir principalmente por dos causas, primero por enfermedades genéticas que generan malformaciones, o a causa de golpes severos que puedan ocasionar lesiones considerables. Este capítulo del libro se centra en las lesiones y en su caracterización mecánica, según las condiciones en las que sucedieron.

**3.1.1.1. Lesiones en el cráneo.** El cráneo puede sufrir fracturas en su base, en la bóveda craneal o faciales, y éstas pueden ser abiertas (con exposición de la duramadre) o cerradas (sin exposición de la duramadre), y estas a su vez pueden ocasionar daños en el cerebro como conmociones débiles, hematomas o contusiones [1].

A continuación se presenta un diagrama que relaciona el tipo de carga aplicada, con el tipo de lesión que se genera.

Figura 2: Mecanismos de daño [1].



La siguiente tabla muestra los valores aproximados de cargas aplicadas que presentan algunos autores según la región del cráneo donde se produzca el golpe.

Figura 3: Fuerza máxima para distintas regiones del cráneo [1].

**Table 3.2** Peak force for fracture at different regions of the skull.

impact area	force [kN]	reference
frontal	4.2	Nahum et al. 1968
	5.5	Hodgson et al. 1971
	4.0	Schneider and Nahum 1972
	6.2	Advani et al. 1975
	4.7	Allsop et al. 1988
lateral	3.6	Nahum et al. 1968
	2.0	Schneider and Nahum 1972
	5.2	Allsop et al. 1991
occipital	12.5	Advani et al. 1982

**3.1.2. Composición del tejido óseo.** El tejido óseo del neurocráneo está conformado básicamente por un cascarón de tejido óseo cortical que envuelve tejido óseo trabecular, y esta combinación forma lo que se conoce como matriz ósea. Con el fin de caracterizar las propiedades mecánicas del modelo, es necesario definir las propiedades de esta matriz.

En la siguiente tabla se presentan algunos valores de densidad para estos tejidos óseos.

Tabla 1. Densidades de los tejidos óseos.

Autor	Tejido Cortical [g/cm <sup>3</sup> ]	Tejido Trabecular [g/cm <sup>3</sup> ]	Matriz Ósea [g/cm <sup>3</sup> ]
Gómez, N. et al.[2]	1,79	-	-
López, C. et al. [3]	2,44	1,10	-
Sanzana, S. [4]	1,8	1,0	-
Galicer, M. [5]	1,92	-	2,02

De la misma forma se pueden obtener valores para el módulo de Young del hueso cortical presentados a continuación:

Tabla 2. Módulo de Young del hueso cortical.

Autor	Módulo de Young [MPa]
Caeiro, JR. et al. [6]	11400 - 29200
Barguil, J. et al. [7]	10300
Safi, Y. et al. [10]	4000

En base a los valores presentados, más adelante se relacionará la densidad del tejido óseo con el resto de propiedades mecánicas como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson, con el fin de completar la caracterización mecánica del modelo.

## 4. IMPLANTES CRANEALES

Los implantes son piezas artificiales que se crearon debido a la necesidad de sustituir un órgano o parte de este en caso de que dicho órgano no funcionara correctamente. A lo largo de la historia han ido evolucionando, siendo implementados para tratar diferentes problemas, optimizando sus diseños y utilizando nuevos materiales y así mejorar la calidad de vida de las pacientes.

Los implantes craneales serán el tema central de este capítulo, se revisarán tanto los materiales como el estado del arte de los diseños que se utilizan.

### 4.1 Biomateriales.

“Los biomateriales son aquellos materiales que pueden ser implantados en organismos vivos. Se pueden fabricar con materiales naturales o artificiales y para implantarlos deben ser biológicamente compatibles con el cuerpo humano. Se utilizan generalmente para reparar o reemplazarle tejido natural dañado (huesos, dientes, piel)” [8].

Existen numerosas opciones sintéticas para hacer implantes craneales como el acero inoxidable, titanio, polietileno poroso de alta densidad (HDPE por sus siglas en inglés), metacrilato de metilo, poliéter-éter-cetona (PEEK por sus siglas en inglés) y materiales a base de fosfato de calcio, solo por nombrar algunos de los más importantes.

“Los biomateriales, pueden ser provisionales o definitivos, pero en cualquier caso deben llevar a cabo una función adecuada, y no ocasionar ningún daño al organismo. Entre sus características no pueden faltar la de ser biocompatibles o biológicamente aceptables. Factores decisivos a la hora de evaluar los biomateriales son su compatibilidad y duración, para que no se produzcan reacciones no deseadas en la interfaz tejido-material, y que mantengan sus prestaciones durante el tiempo que tengan que estar en servicio” [8]. Para el caso de los implantes craneales el tiempo de servicio debe ser la esperanza de vida del paciente, ya que son pocos los casos de fracturas de cráneo en los cuales el hueso se regenera completamente y son aún menos los casos en los que durante este proceso se pueda retirar el implante.

#### 4.1.1 Biomateriales más utilizados en la manufactura de implantes de cráneo.

**4.1.1.1 Aleaciones de Titanio.** La aleación de titanio más utilizada en la fabricación de implantes se conoce como Ti6Al4V. Ya que el titanio es un material alotrópico, la adición de diferentes elementos permite modificar sus propiedades en un amplio rango y este tipo de flexibilidad se convierte en una gran ventaja cuando se compara con los demás biomateriales metálicos. Por ejemplo, la adición de vanadio permite aumentar la resistencia a la tracción de la aleación. En las siguientes tablas se puede observar la composición química y las propiedades mecánicas de la aleación según el grado que tenga [8].

Tabla 3: Composición química de la aleación según el grado [8].

Elemento	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Grado 4	Ti6Al4V
N	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
C	0,1	0,1	0,1	0,1	0,08
H	0,015	0,01	0,015	0,015	0,0125
Fe	0,2	0,3	0,3	0,5	0,25
O	0,18	0,25	0,35	0,4	0,13

Tabla 4: Propiedades mecánicas de la aleación de titanio según el grado [8].

Propiedades	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Grado 4	Ti6Al4V
$\sigma_r$ MPa	240	345	450	550	860
$\sigma_e$ (0,2%) MPa	170	275	380	485	795
Alargamiento, %	24	20	18	15	10
Estricción, %	30	30	30	25	25
E, GPa	105-110	105-110	105-110	105-110	100-110
Límite de Fatiga, MPa	230-280	230-280	230-280	230-280	400-450

**4.1.1.2 PEEK.** Es un polímero orgánico que pertenece a la familia de los termoplásticos cuya estructura semicristalina posee una alta estabilidad química. Lo que ha hecho a este material tan famoso es su alta resistencia química, larga vida útil (ideal para su uso en implantes) y alta resistencia a la temperatura. Debido a que el PEEK es bastante flexible y a la vez duro, no daña la piel o el hueso con el que está en contacto [9]. En la siguiente tabla se muestran las propiedades mecánicas del PEEK en comparación con la aleación de titanio presentada anteriormente.

Tabla 5: Propiedades mecánicas del PEEK [10].

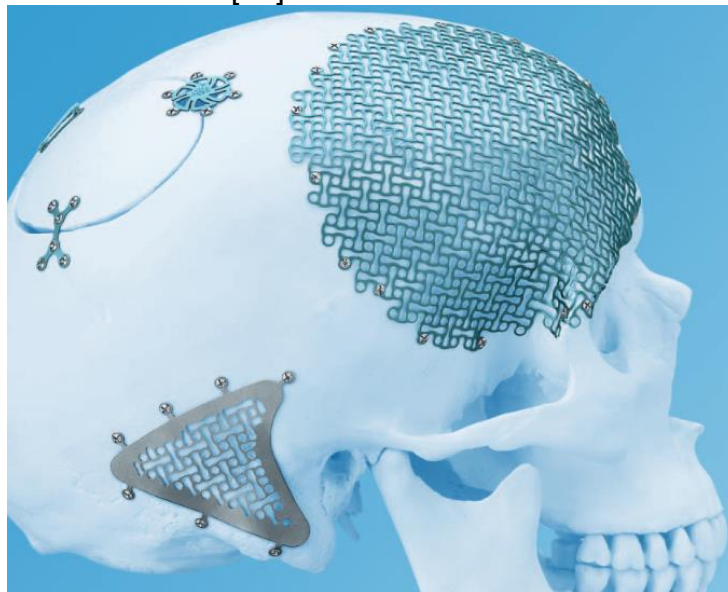
Material	Hueso	Ti6Al4V	PEEK-Optima
Propiedades Mecánicas			
Módulo de Young [MPa]	4000	110300	4000
Resistencia a la tracción [MPa]	205	675	100
Coefficiente de Poisson	0,3	0,36	0,4

## 4.2. Diseños de implantes.

Los implantes de cráneo que se utilizaron a finales del siglo 20 y a principios de este siglo, en su mayoría eran placas sujetas al hueso que cubrían el área de la fractura lo que generaba deformaciones en el cráneo.

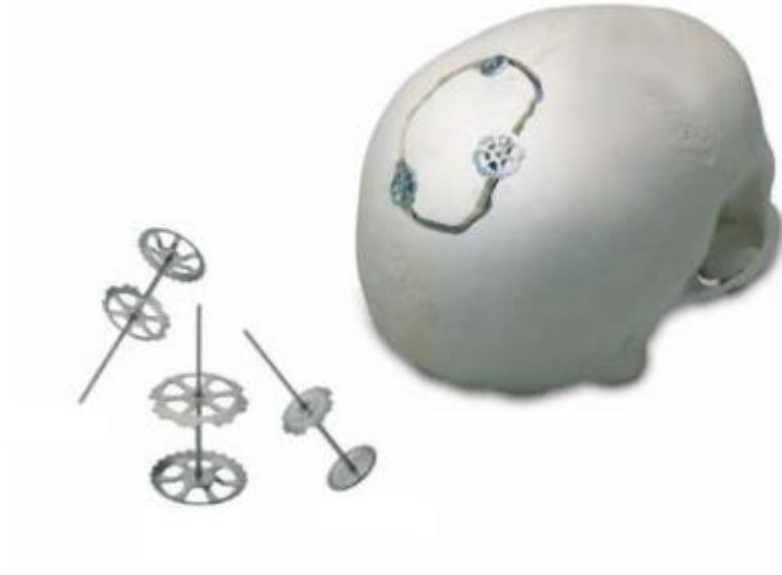
**4.2.1. Elementos de sujeción.** Inicialmente, lo más común era utilizar tornillos de 1.5 mm y su ubicación dependía de la forma de la placa a utilizar.

Figura 4: Sujeción con tornillos [11].



Después apareció un sistema de sujeción tipo abrazadera (Speedy flap) que proporciona una fijación rígida y segura utilizando discos de 12, 16 o 20 mm de diámetro elaborados en aleación de titanio (Ti6Al4V).

Figura 5: Sujeción tipo abrazadera (Speedy flap) [12].



**4.2.2 Implantes a la medida.** Con la evolución de la ingeniería de manufactura y la aparición de nuevos materiales es posible producir implantes que se ajusten perfectamente a la forma de la fractura, eliminando los problemas más comunes como la deformación del cráneo, infecciones, sangrado. Por ejemplo, ahora con el uso de PEEK el implante es creado por computadora a partir del defecto óseo a reconstruir y congruente con la geometría del resto del cráneo. Este método es conocido como PSI (Patient specific implant).

## 5. CASO DE ESTUDIO

A los modelos aportados por el grupo INTERFAZ de la Universidad Industrial de Santander, se les aplicará un análisis por el método de elementos finitos, asumiendo un comportamiento estático lineal, con el fin de obtener el estado de esfuerzos y deformaciones y así evaluar su comportamiento para diferentes valores de carga utilizando el software ANSYS 15.0.

### 5.1. Análisis por el Método de Elementos Finitos (FEM).

#### 5.1.1. Preproceso.

**5.1.1.1. Identificación de los modelos.** Los modelos a estudiar son reconstrucciones 3D a partir de tomografías reales en formato DICOM proporcionados por el grupo INTERFAZ de la Escuela de Diseño Industrial. Utilizando el software InVesalius 3 se convierten al formato STL como se puede apreciar en la Figura 6, para posteriormente recibir un tratamiento en CAD con el fin de reducir el gasto computacional (Figura 7). Los modelos para análisis son: cráneo sano, cráneo fracturado y cráneo con implante.

Figura 6: Tomografía del modelo del cráneo fracturado en la interfaz del software InVesalius 3.

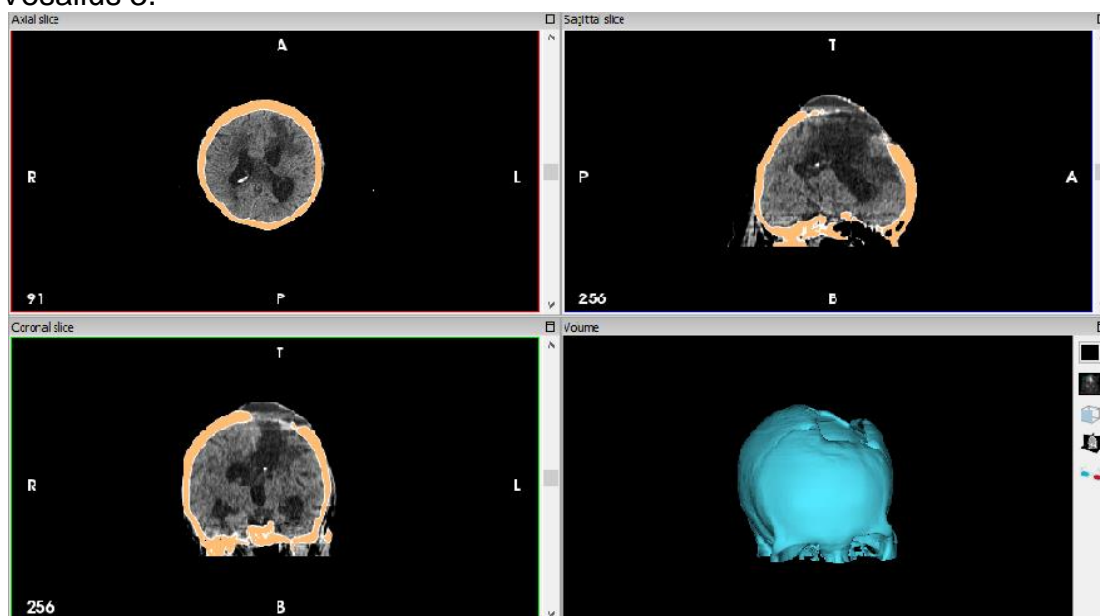


Figura 7: Ensamble del cráneo reducido con el implante 1.



Fuente: Autor.

**5.1.1.2. Definición de la geometría.** Para los casos del cráneo fracturado y el cráneo con implante se trabaja con un modelo del cráneo al cual se le realiza un corte longitudinal dejando solo la bóveda craneal, y otro corte transversal con el fin de retirar algo del tejido óseo que se encuentra a una distancia relativamente lejana a la fractura y de esta forma simplificar el modelo. Para el caso del cráneo sano únicamente se realiza corte longitudinal.

**5.1.1.3. Asignación de las propiedades mecánicas a los modelos.** Con el fin de que los modelos numéricos sean lo más real posible, se definen las propiedades mecánicas de los materiales con los cuales se va a trabajar en los modelos de ANSYS.

En el caso del hueso, se utilizarán las relaciones propuestas por Galicer [5], que nos dicen que la densidad de matriz ósea es:

$$\rho_{mo} = 2,02 \left[ \frac{g}{cm^3} \right]$$

Las propiedades mecánicas como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson están dadas por las siguientes relaciones:

$$E = 1763\rho^{3,2} \text{ si } \rho > 1,2 \left[ \frac{g}{cm^3} \right] \quad (1)$$

$$v = 0,32 \text{ si } \rho > 1,2 \left[ \frac{g}{cm^3} \right] \quad (2)$$

Reemplazando la densidad de matriz ósea en la ecuación 1 tenemos que  $E = 16725 [MPa]$

Un valor que no está muy lejos de los presentados en la tabla 2.

En el caso del PEEK y la aleación de titanio Ti6Al4V se utilizarán los valores sugeridos por Safi [10] los cuales aparecen en la siguiente tabla:

Tabla 6: Módulo de Young y coeficiente de Poisson para el PEEK y la aleación de titanio.

Material	Módulo de Young [MPa]	Coficiente de Poisson
PEEK	4000	0,4
Ti6Al4V	110300	0,36

**5.1.1.4. Definición del tipo de contacto.** Definir el tipo de contacto es de vital importancia para el análisis del modelo del cráneo con el implante, ya que el software por sí solo no es capaz de identificar las superficies en contacto, lo que ocasiona que al aplicar cargas, el implante atraviese el cráneo y no se produzcan esfuerzos y deformaciones coherentes.

Para determinar el estado inicial del ensamble se utilizó la herramienta *Contact tool* que nos permite saber la distancia de penetración que tiene el modelo, y el espaciamiento inicial entre superficies.

Para simular el comportamiento del contacto se utiliza *No separation*. Esta consiste en que las superficies en contacto no se separan pero se pueden deslizar limitadamente lo cual es ideal para los modelos a trabajar. Ahora que ya se ha elegido el tipo de contacto se define el cráneo como el *target* en el contacto, ya que este es el que va a recibir los esfuerzos que transfiere el implante al aplicar carga, y el *contact* será el implante que es el que recibe la carga directamente.

Adicionalmente, ya que el modelo tiene algunas zonas donde el contacto no es totalmente uniforme, se recomienda que la formulación del contacto se haga con MPC (Multi-Point Constraint) ya que esta previene la rigidización artificial del modelo eliminando los grados de libertad de las caras en contacto mediante ecuaciones de restricción cuando existen espacios entre superficies curvas.

**5.1.1.5. Mallado de los modelos.** El mallado es una parte fundamental en el método de elementos finitos, ya que una malla basta, de elementos muy grandes, puede generar resultados con poca exactitud, mientras que una malla demasiado fina puede generar un alto costo computacional y mal condicionamiento numérico.

**5.1.1.5.1. Mallado craneo con implante.** En la elección del tipo de elemento a utilizar basado en los estudios de Safi [10], se seleccionaron elementos tetraédricos cuadráticos *SOLID 187*, ya que generan una mayor precisión en este tipo de análisis.

Se utilizaron dos mallas diferentes, una para el implante y otra para el craneo. Ambas se generaron con el método de *Patch Independent*, que consiste en dividir un elemento tetraédrico el cual abarca toda la geometría que se va a mallar. El tamaño de las subdivisiones depende de los parámetros que el usuario especifique para dicha malla. En cada subdivisión el largo del borde del tetraedro se divide en 2. Al final de este proceso la malla todavía no se ajusta a la geometría así que se “cortan” los elementos que no están en contacto con ninguna superficie y finalmente se suaviza la malla moviendo nodos, fusionando nodos, intercambiando bordes y en algunos casos borrando elementos defectuosos. Este proceso es ideal para modelos de geometrías complejas, con ángulos muy agudos y *splines* ya que funciona con un algoritmo el cual asegura que la malla se refina donde es necesario, pero mantiene elementos de mayor tamaño en zonas donde sea posible [13]. Esto es posible debido a la variedad de opciones que permite modificar. Para el refinamiento de la malla se utilizó la opción *On Proximity and Curvature*, la cual permite definir valores como, el tamaño máximo y el mínimo para el elemento, la cantidad de elementos en secciones estrechas, además permite que el refinamiento se haga en las esquinas, y en las secciones curvas que es donde se espera que el esfuerzo sea mayor. En la tabla 7 se observan los parámetros modificados para generar la malla del implante 1, el resto de opciones se dejaron como venían por defecto.

Tabla 7: Parámetros utilizados en la malla del implante 1.

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Tamaño máximo del elemento	2 mm
Tamaño mínimo del elemento	0,75 mm
Número de células	8
Ángulo de curvatura	7,5°
Transición suave	Si

Para el cráneo también se generó una malla con el método de *Patch Independent* como se mencionó anteriormente. En la tabla 8 se observan los parámetros usados en esta malla.

Tabla 8: Parámetros utilizados en la malla del cráneo en el modelo que utiliza el implante 1.

Parámetro	Valor
Tamaño máximo del elemento	5 mm
Tamaño mínimo del elemento	1,5 mm
Número de células	3
Transición suave	Si

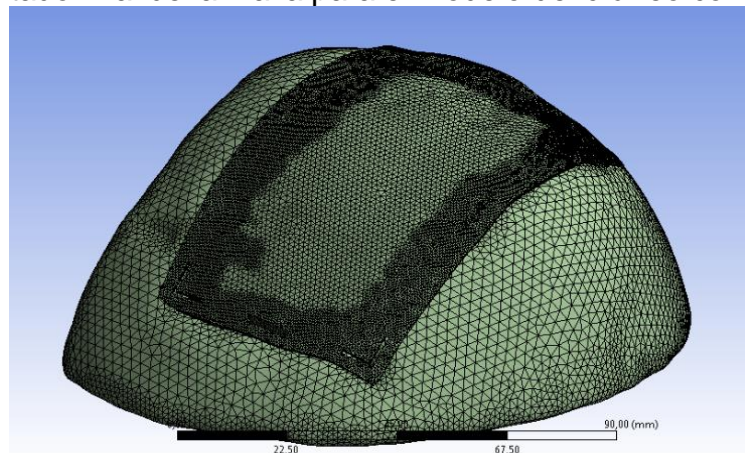
En la tabla 9 se tiene el conteo de los elementos para cada una de las mallas.

Tabla 9: Número de elementos del modelo cráneo con implante 1.

Pieza	Número de Elementos
Cráneo	167450
Implante 1	180303
Número total de nodos: 529113	

En la figura 8 se observa el resultado final de la malla.

Figura 8: Resultado final de la malla para el modelo del cráneo con el implante 1.



Fuente: Autor

En la tabla 10 se registran los valores de los parámetros utilizados para generar la malla en el implante 2.

Tabla 10: Parámetros utilizados en la malla del implante 2.

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Tamaño máximo del elemento	2 mm
Tamaño mínimo del elemento	0,75 mm
Número de células	3
Transición suave	Si

En la tabla 11 se encuentran los parámetros utilizados para generar la malla del cráneo.

Tabla 11: Parámetros utilizados en la malla del cráneo en el modelo que utiliza el implante 2.

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Tamaño máximo del elemento	3 mm
Tamaño mínimo del elemento	1 mm
Número de células	3
Transición suave	No

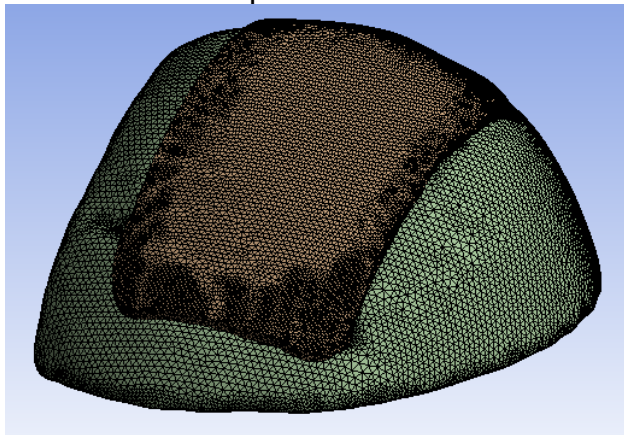
En la tabla 12 se tiene el conteo de elementos para cada malla.

Tabla 12: Número de elementos del modelo cráneo con implante 2.

<b>Pieza</b>	<b>Número de Elementos</b>
Cráneo	250001
Implante 2	199685
Número total de nodos: 681643	

En la figura 9 se muestra el resultado final de la malla.

Figura 9: Resultado final de la malla para el modelo del cráneo con el implante 2.



Fuente: Autor

**5.1.1.5.2. Mallado del cráneo fracturado.** Para este modelo se utilizaron elementos tetraédricos cuadráticos *SOLID 187*, que según el trabajo de Safi et al. [10] generan mayor precisión en los análisis estructurales.

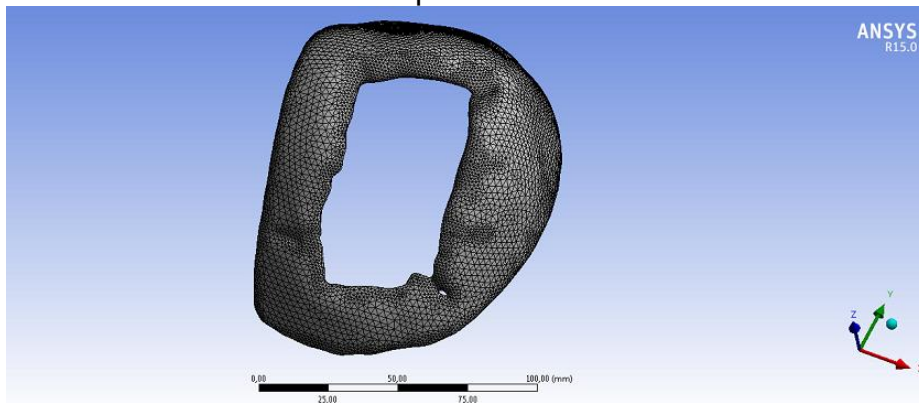
La malla se generó con el método de *Patch Independent* y en la tabla 13 se pueden observar los parámetros modificados.

Tabla 13: Parámetros utilizados en la malla del modelo del cráneo fracturado.

Parámetro	Valor
Tamaño máximo del elemento	5 mm
Tamaño mínimo del elemento	1,5 mm
Número de células	3

El resultado final de la malla se puede observar en la figura 10.

Figura 10: Resultado final de la malla para el modelo del cráneo fracturado.



Fuente: Autor

El conteo de elementos para este modelo es de 169356.

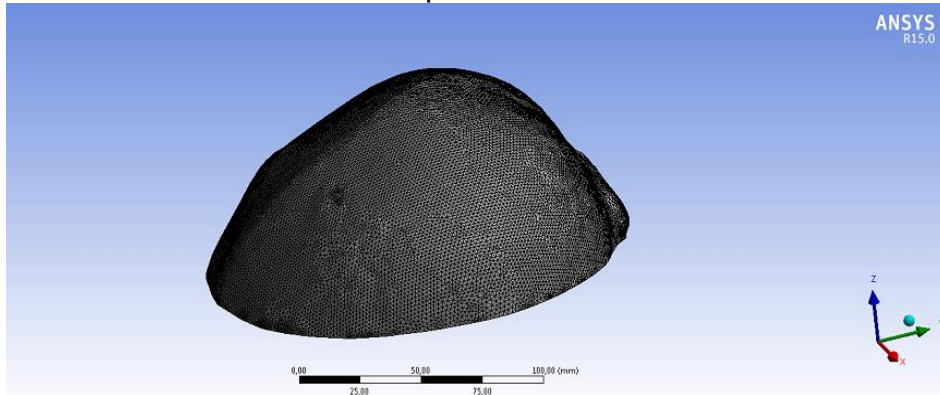
**5.1.1.5.3. Mallado del cráneo sano.** Para este modelo al igual que en los modelos anteriores se utilizaron elementos tetraédricos cuadráticos *SOLID 187*, el método para mallar utilizado fue *Patch Independent*. En la tabla 14 se pueden observar los parámetros utilizados.

Tabla 14: Parámetros utilizados en la malla del cráneo sano.

Parámetro	Valor
Tamaño máximo del elemento	3 mm
Tamaño mínimo del elemento	1 mm

El resultado final de la malla se muestra en la figura 11.

Figura 11: Resultado final de la malla para el modelo del cráneo sano.



Fuente: Autor

El conteo de elementos para este modelo es de 459096.

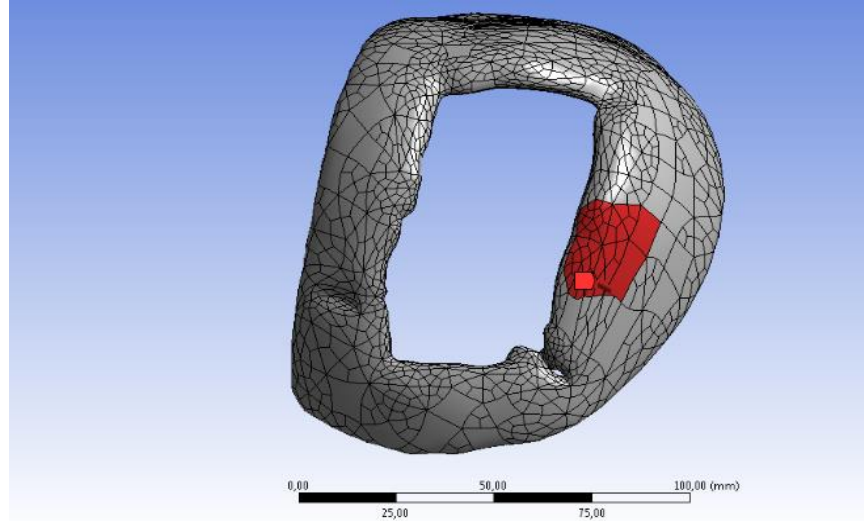
#### **5.1.1.6. Definición de las condiciones de contorno y las cargas aplicadas.**

Para completar el pre-procesamiento, se deben añadir las cargas a las cuales va a estar sometido el modelo, además de las restricciones de desplazamientos que va a tener, es decir de qué forma va a estar apoyado tanto el implante como el cráneo.

**5.1.1.6.1. Definición de las condiciones de contorno y cargas aplicadas para el cráneo sano y el cráneo fracturado.** En estos dos modelos se restringen todos los grados de libertad en las superficies que forman el contorno de los cortes efectuados sobre el CAD, se hace de esta forma debido a que se debe simular la transición de la bóveda craneal al endocráneo que es bastante rígido ya que está compuesto por varios huesos duros [10].

Se aplica una carga de presión sobre un área aproximadamente rectangular de  $50 \times 30 \text{ [mm}^2\text{]}$ , para el cráneo fracturado esta se aplica en la región derecha cercana a la fractura como se aprecia en la figura 12 y para el cráneo sano se intenta mantener la misma proporción y ubicación. La magnitud de esta presión es 3 [MPa] en ambos casos.

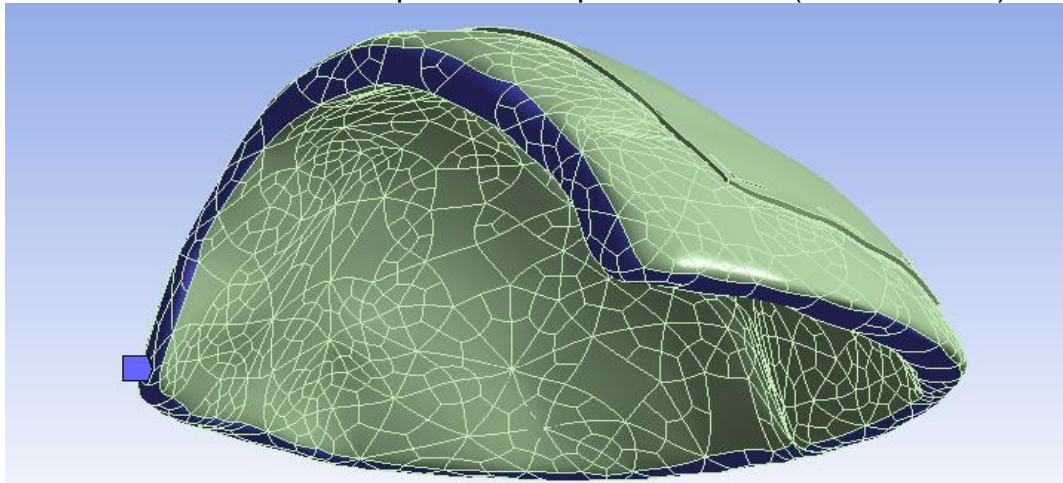
Figura 12: Ubicación de la carga aplicada.



Fuente: Autor

**5.1.1.6.2. Definición de las condiciones de contorno y las cargas aplicadas para los modelos del cráneo con implante 1 y cráneo con implante 2.** En el cráneo para ambos modelos se restringe cualquier desplazamiento en todo el contorno definido por los cortes mencionados anteriormente como lo muestra la figura 13.

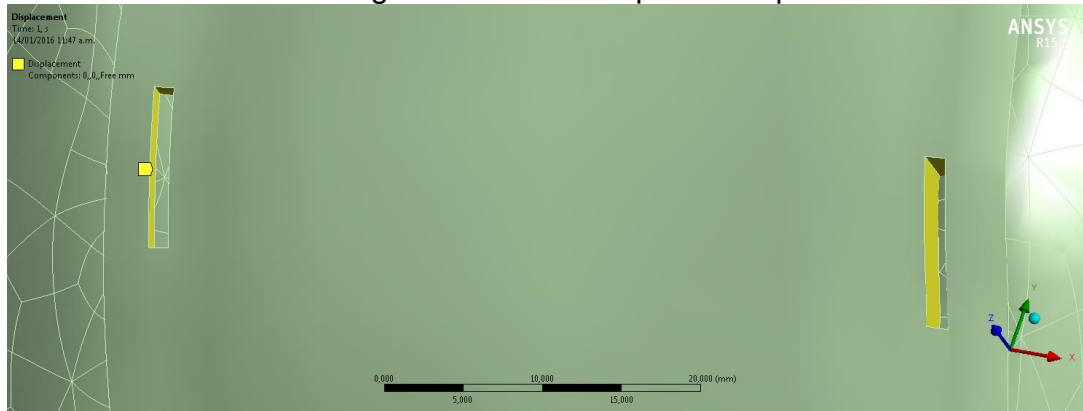
Figura 13: Restricciones de desplazamiento para el cráneo (Áreas en azul).



Fuente: Autor

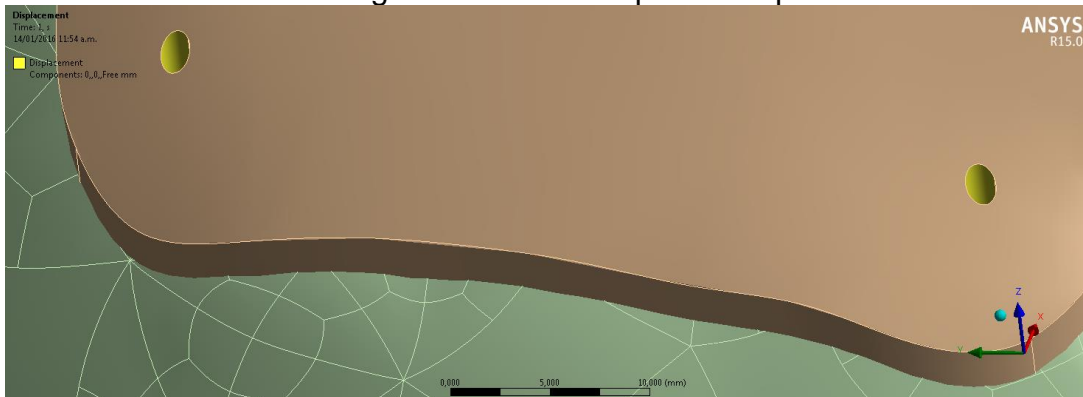
Para el implante, en ambos casos, se restringe el desplazamiento en los ejes X y Y de las caras que componen las ranuras dispuestas para la ubicación de los tornillos y se deja libre el desplazamiento en el eje Z, como se puede observar en las figuras 14 y 15, de esta forma se simula la sujeción con tornillos.

Figura 14: Restricción de los grados de libertad para el implante 1.



Fuente: Autor

Figura 15: Restricción de los grados de libertad para el implante 2.



Fuente: Autor

La carga aplicada en ambos implantes para los dos materiales es presión, cuya magnitud será 1 [MPa] sobre un área aproximadamente circular de radio 15 milímetros en la zona central del implante, esto es el equivalente a aplicar 70 [Kg] estáticamente. Adicionalmente, para simular el apriete que ejercen los tornillos se aplica una presión alrededor de los agujeros dispuestos para estos, cuyo valor está definido en función del torque que recomienda la norma ASTM F-543 [14] para tornillos tipo HA 2.0 según la ecuación:

$$P = \frac{4T}{\pi d^3} \quad (3)$$

En la cual:

P = Presión a aplicar.

T = Torque sugerido por la norma.

$d$  = Diámetro de la cabeza del tornillo (tabulado en la norma).

Reemplazando valores numéricos en la ecuación 3 obtenemos  $P = 6,96$  [MPa].

**5.1.2. Solución.** Una vez introducida y definida toda la información del pre-proceso, el siguiente paso es solucionar el modelo, que matemáticamente se traduce en un sistema de ecuaciones, para poder extraer los resultados que se requieran. Estos cálculos matemáticos los hace el software Ansys 15.0.

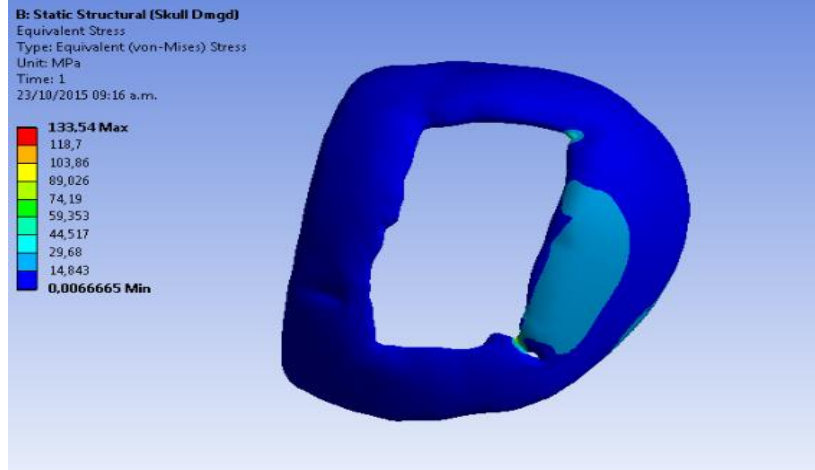
Cabe aclarar que los parámetros de la solución son los mismos para todos los modelos, y estos son los que trae por defecto el software, para el tipo de análisis Estructural-Estático.

Finalmente se seleccionan los resultados que se quieren obtener. Para todos los modelos se seleccionará el esfuerzo equivalente de von Mises, la deformación elástica equivalente de von Mises y la deformación total (desplazamientos) con el fin de comparar los resultados obtenidos con trabajos realizados anteriormente.

**5.1.3. Análisis de resultados.** En esta sección, se realiza el análisis de los resultados obtenidos de la solución de los modelos y evalúa la calidad de los mismos. En los casos del cráneo con el implante, la calidad del diseño del implante se valorará teniendo en cuenta que el esfuerzo obtenido no supere los límites mecánicos de los materiales. Además, un diseño óptimo debe asegurar que el esfuerzo que se transmite al cráneo no supere el límite elástico del hueso. Cabe aclarar que todo el proceso realizado dentro del software Ansys 15.0 es una aproximación numérica y esto implica que está sujeta a errores. Por esta razón, al final de este apartado se presentan gráficas de convergencia para las mallas de todos los modelos evaluados con el fin de validar los resultados de la simulación numérica.

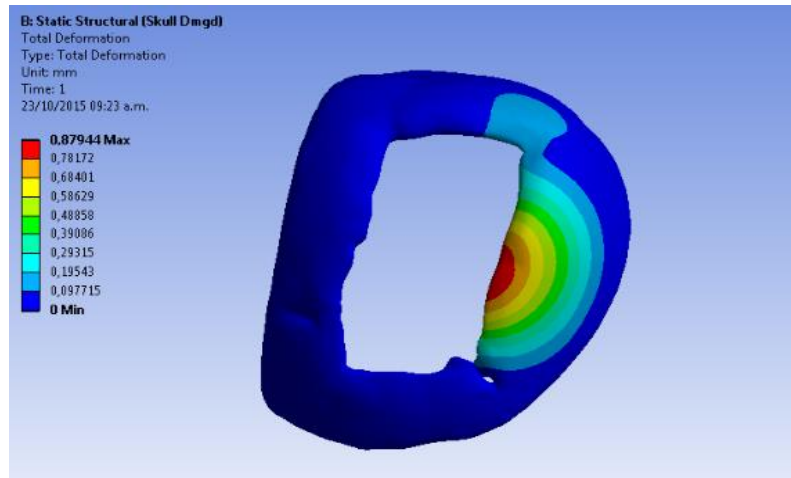
**5.1.3.1. Cráneo Fracturado.** La simulación del cráneo fracturado se hace con el propósito de analizar cómo se debilita la estructura ósea cuando sufre una lesión, en comparación con el comportamiento de la estructura sana. El criterio de falla a utilizar es el de von Mises. En las figuras 16 y 17 se grafica el estado de esfuerzos y los desplazamientos para el modelo, obtenidos bajo las condiciones de carga establecidas anteriormente.

Figura 16: Estado de esfuerzos para el modelo del cráneo fracturado.



Fuente: Autor

Figura 17: Desplazamientos en el modelo del cráneo fracturado.

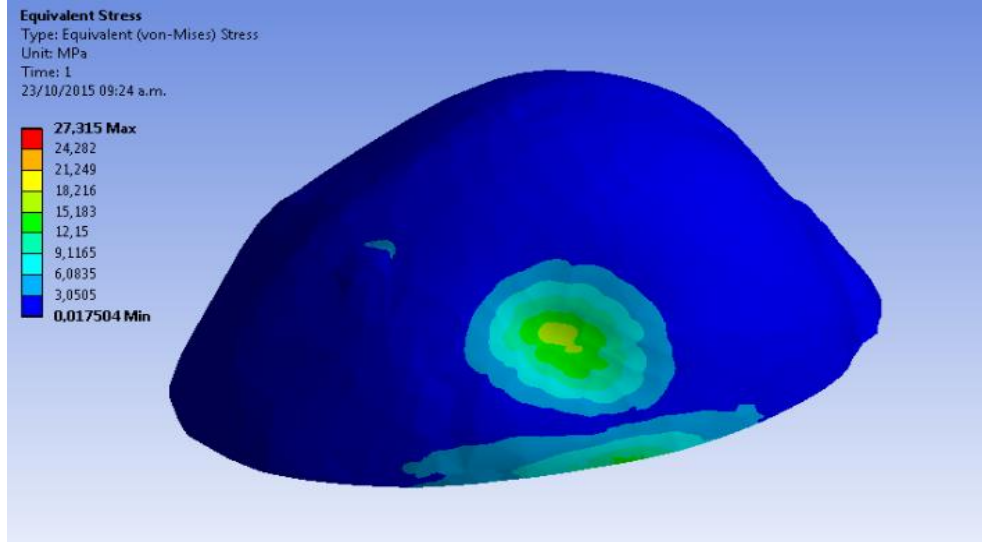


Fuente: Autor

El modelo presenta un esfuerzo máximo de 133,54 [MPa] y un desplazamiento máximo en sus nodos de 0,8794 [mm]. Más adelante estos resultados serán comparados con los obtenidos para el modelo del cráneo sano para completar el análisis (Tabla 15).

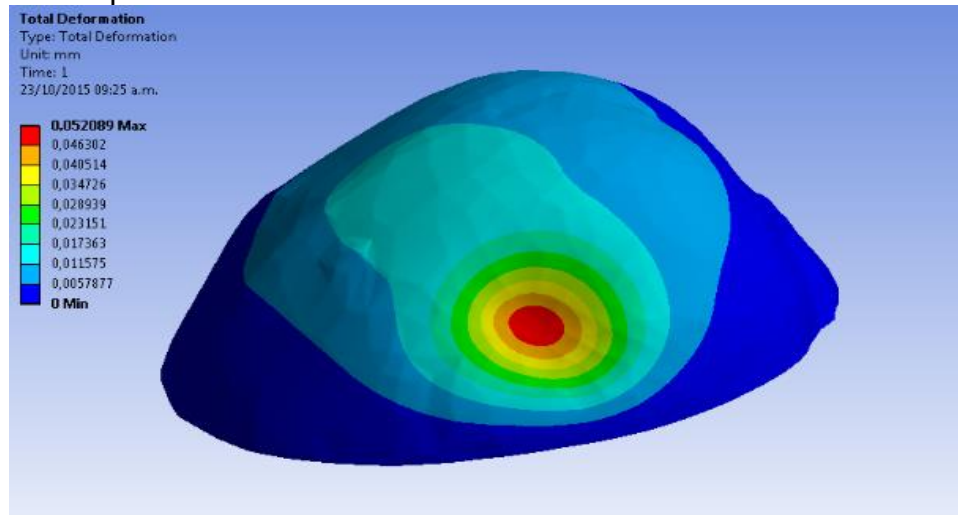
**5.1.3.2. Cráneo sano.** El análisis se llevó a cabo bajo las mismas condiciones iniciales utilizadas en el modelo del cráneo fracturado (restricciones y cargas aplicadas). El criterio de falla utilizado es el de von Mises. Los esfuerzos y desplazamientos obtenidos se muestran en las figuras 18 y 19.

Figura 18: Estado de esfuerzos para el modelo del cráneo sano.



Fuente: Autor

Figura 19: Desplazamientos en el modelo del cráneo sano.



Fuente: Autor

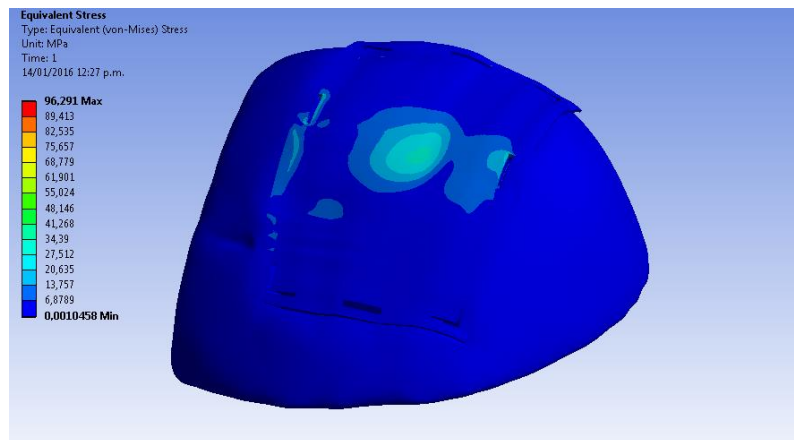
El modelo presenta un esfuerzo máximo igual a 27,315 [MPa] y un desplazamiento máximo en sus elemento de 0,052089 [mm]. Comparando estos resultados con los obtenidos del modelo del cráneo fracturado se puede apreciar como la lesión reduce la resistencia del cráneo en gran medida. De la misma, forma los desplazamientos que se observan en el cráneo sano son menores. En la tabla 15 se registran los datos obtenidos de los dos modelos.

Tabla 15: Resultados obtenidos para los modelos de cráneo fracturado y sano.

Modelo	Esfuerzo Máximo [MPa] $S_y = 205$	Desplazamiento Máximo [mm]
Cráneo fracturado	133,54	0,8794
Cráneo sano	27,315	0,052089

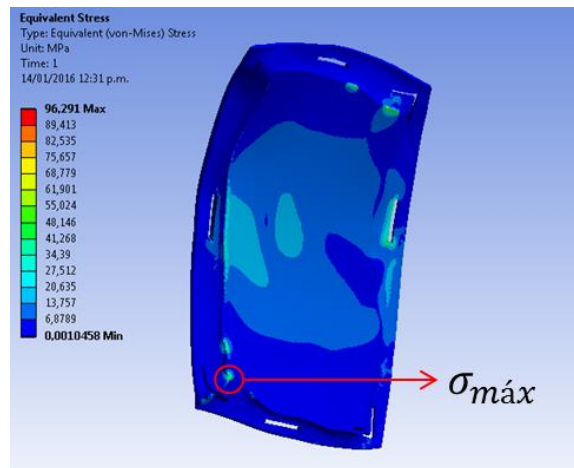
**5.1.3.3. Cráneo con implante 1 utilizando PEEK.** Los resultados obtenidos son analizados bajo el criterio de von Mises, con una carga aplicada  $P= 1$ [MPa] y en las condiciones previamente mostradas en el pre-proceso. En las figuras 20 y 21 podemos observar la distribución de esfuerzos obtenida:

Figura 20: Distribución de esfuerzos en el modelo del cráneo con el implante 1 utilizando PEEK.



Fuente: Autor

Figura 21: Vista posterior de la distribución de esfuerzos en el implante 1 utilizando PEEK.

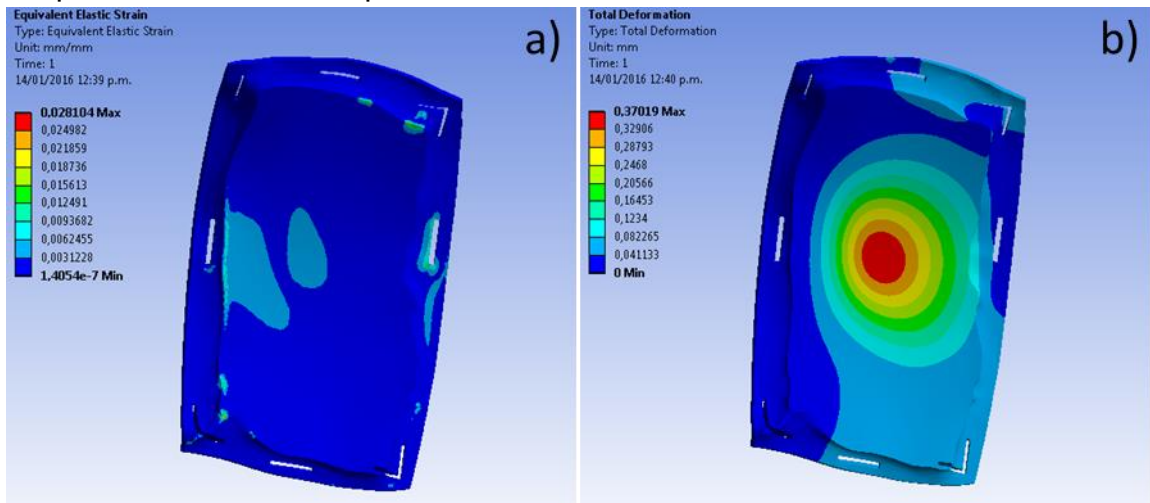


Fuente: Autor

Como se observa en la figura 21, los esfuerzos más grandes se encuentran en el implante, están ubicados en la región que está en contacto con la fractura y tienen un valor de 96,291 [MPa]. Esto puede ser debido a que este implante está hecho utilizando el método *Patient Specific Implant (PSI)*, y el contorno que se ajusta a la forma de la fractura no encaja perfectamente, al deformarse la interferencia que se genera puede ser demasiado grande. Este modelo de implante en específico soporta poca carga si lo comparamos con el estudio realizado por Safi y compañía [10], que en su modelo los primeros elementos en exceder el  $\sigma_{max} = 100 [MPa]$  se presentan a una presión  $P = 5 [MPa]$ . Cabe aclarar que el modelo presentado por los autores mencionados anteriormente está bastante simplificado, por lo que no hay presencia de ángulos agudos y mucho menos problemas de ajuste entre el cráneo y el implante que generen esfuerzos altos. Se recomienda modificar el CAD del implante de tal forma que cuando las dos piezas entren en contacto no haya superposición de la geometría del implante en la del cráneo.

En la figura 22 se muestran las deformaciones unitarias y los desplazamientos respectivamente.

Figura 22: a) Deformaciones unitarias en el implante 1 utilizando PEEK. b) Desplazamientos en el implante 1 utilizando PEEK.



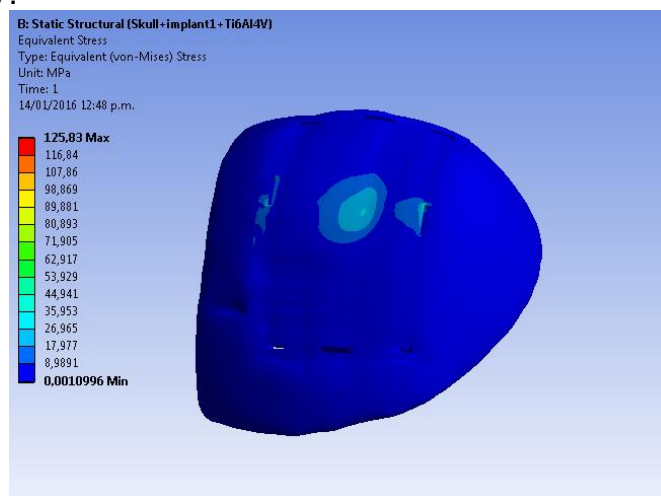
Fuente: Autor

En la figura 22.b se puede observar que el desplazamiento máximo es de 0,37019 [mm], si comparamos estos resultados con los obtenidos por Safi [10] se puede observar que las deformaciones no llegan ni al 50% de las presentadas por este autor, principalmente porque la carga aplicada es menor debido a que con 1 [MPa] el modelo se acerca demasiado al  $S_y = 100 [MPa]$  del material. Se puede afirmar

que el implante se comporta bastante bien ya que no presenta deformaciones grandes, característica que es muy importante para garantizar la salud del usuario.

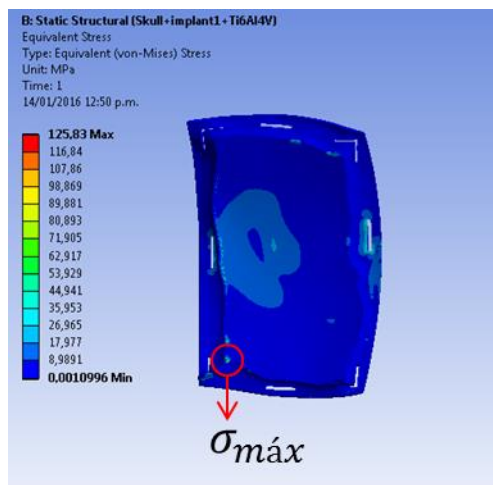
**5.1.3.4. Cráneo con implante 1 utilizando aleación de titanio (Ti6Al4V).** Se realiza la simulación otra vez, manteniendo constantes los parámetros mencionados en el preproceso, y únicamente cambiando el material asignado al implante por la aleación de titanio Ti6Al4V. En las figuras 23 y 24 se puede observar como es el estado de esfuerzos para este modelo.

Figura 23: Distribución de esfuerzos en el modelo del cráneo con el implante 1 utilizando Ti6Al4V.



Fuente: Autor

Figura 24: Vista posterior de la distribución de esfuerzos en el implante 1 utilizando Ti6Al4V.

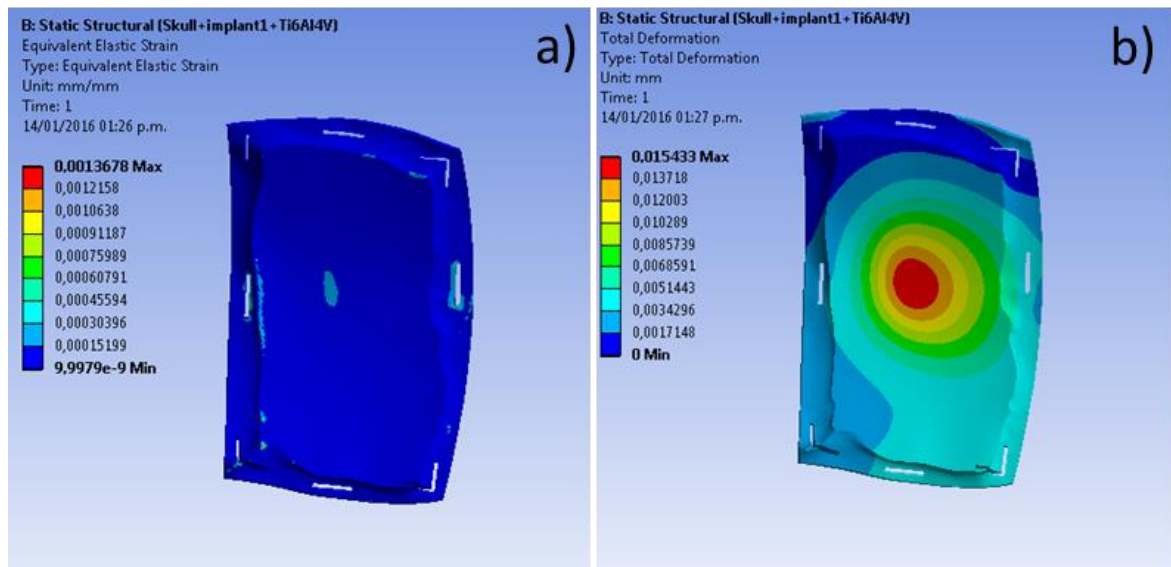


Fuente: Autor

Como se observa en las figuras 23 y 24 el esfuerzo máximo que presenta este modelo es de 125,83 [MPa] y está ubicado en el contorno que entra en contacto con la fractura. En comparación con el esfuerzo al que llega el modelo del implante en PEEK es ligeramente mayor. La geometría utilizada en los dos modelos es exactamente la misma, por lo que acá se demuestra la influencia que tiene el material sobre el desempeño del implante ya que claramente utilizando PEEK este modelo no se puede llevar a más de 1 [MPa] de carga pero utilizando aleación de titanio llega a soportar hasta 5 veces dicha carga obteniendo con una presión  $P= 5$  [MPa] un esfuerzo máximo de 629,16 [MPa] que no alcanza a exceder el límite elástico de la aleación  $S_y = 675$  [MPa].

En la figura 25 se pueden observar las deformaciones unitarias y los desplazamientos, respectivamente.

Figura 25: a) Deformaciones unitarias en el implante 1 utilizando Ti6Al4V. b) Desplazamientos en el implante 1 utilizando Ti6Al4V.



Fuente: Autor

El desplazamiento máximo es de 0,01543 [mm], que comparado con el modelo del implante en PEEK es cerca de un 95% menor. Este comportamiento es ideal ya que se busca que el implante se deforme lo menos posible una vez se le ha colocado al paciente.

En la tabla 16 se pueden apreciar de forma más general los resultados obtenidos, y de los que ya se ha hecho previo análisis en este apartado.

Tabla 16: Resultados obtenidos para el modelo del cráneo con el implante.

Material	Esfuerzo máximo [Mpa]	Deformación máxima [mm/mm]	Desplazamiento máximo [mm]
PEEK	96,291	0,02810	0,3701
Aleación Ti6Al4V	125,83	0,00136	0,01543

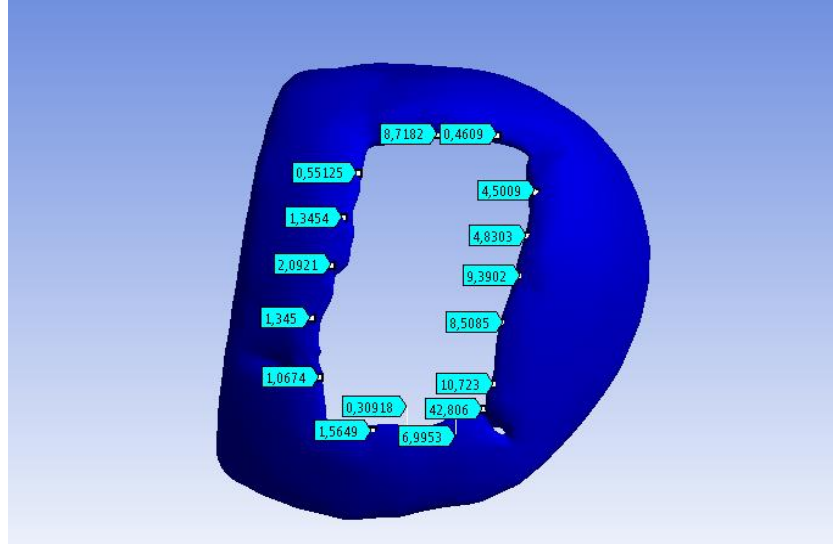
**5.1.3.5. Análisis en la interfaz del cráneo con el implante 1.** El siguiente análisis se realiza para el modelo con implante de la aleación Ti6Al4V, teniendo en cuenta que este modelo se puede llevar a esfuerzos mayores en los cuales el primer elemento en fallar se presenta en el cráneo y no en el implante. Para esto, el estudio de Safi et al. [10], sugieren que se tome el límite de elasticidad del hueso  $S_y = 205 [MPa]$  y bajo el criterio de von Mises este será el esfuerzo máximo aceptado para este modelo.

Según el trabajo realizado por Rojas y Ruiz [15] se tomará un promedio de 16 valores al azar en la región de contacto del implante con el hueso, para observar el comportamiento del estado de esfuerzos y deformaciones en esta zona considerada crítica.

La carga aplicada será de 3 [MPa] debido a que si se utiliza 1 [MPa] como en los modelos anteriores el valor de los esfuerzos obtenidos tiende a cero lo que dificulta observar el comportamiento de los esfuerzos en esta zona. Las condiciones de contorno, relaciones de contacto y mallado serán las mismas utilizadas en los análisis presentados anteriormente. En la figura 26 se puede observar la ubicación de los puntos tomados para el muestreo y los valores obtenidos.

Como se puede apreciar en la figura 26 los esfuerzos más grandes sobre el hueso fracturado están cerca de las esquinas del contorno de la fractura, comportamiento que se esperaba ya que estas actúan como concentradores de esfuerzos debido a las reducciones del espesor del tejido óseo y a que los ángulos son más agudos que en otras zonas.

Figura 26: Identificación de los valores de esfuerzo en la interfaz hueso-implante 1.



Fuente: Autor

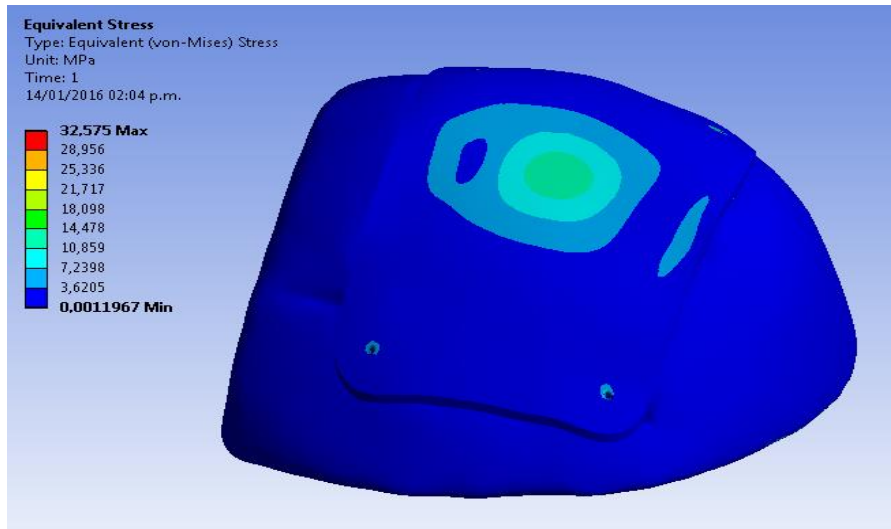
Tabla 17: Valores promedio para esfuerzos en la interfaz cráneo-implante 1.

Criterio	Media Aritmética	Media Cuadrática
Equivalent Stress (von-Mises) [MPa]	6,5755	11,96

Para tener un criterio más conservador es mejor tomar la media cuadrática que nos da un valor ligeramente más elevado. De la tabla anterior se puede concluir que aunque aparezcan elementos con grandes esfuerzos, en general el esfuerzo medio de la zona fracturada no supera el esfuerzo máximo planteado anteriormente. Hay que tener en cuenta que este análisis no se realizó en la condición límite que ocurre cuando ya se presentan los primeros elementos que sobrepasan el esfuerzo máximo del material  $S_y = 205 [MPa]$ .

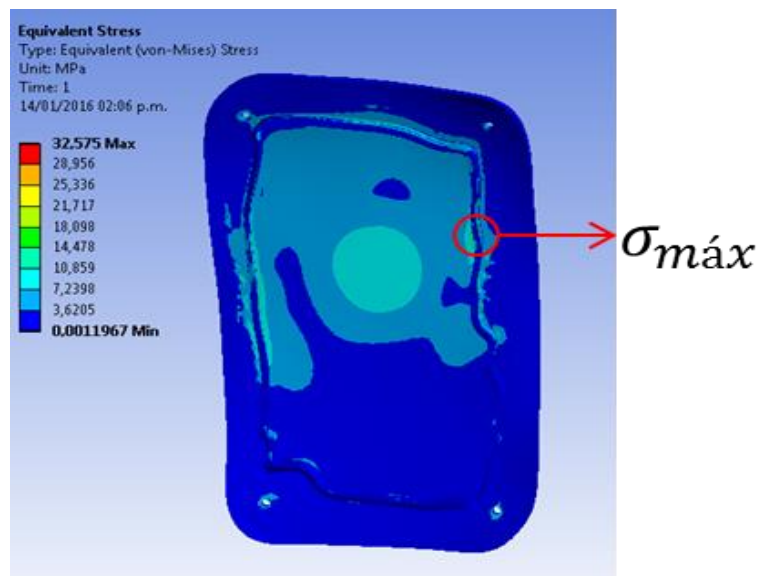
**5.1.3.6. Cráneo con implante 2 utilizando PEEK.** Se realiza la simulación utilizando un modelo de implante diferente, bajo los parámetros establecidos previamente en el preproceso. Con el fin de comparar los resultados con los obtenidos del implante 1, se mantiene la magnitud de la carga constante  $P=1[MPa]$ . En las figuras 27 y 28 se muestra la distribución de esfuerzos obtenida para este modelo.

Figura 27: Distribución de esfuerzos en el modelo del cráneo con el implante 2 utilizando PEEK.



Fuente: Autor

Figura 28: Vista posterior de la distribución de esfuerzos en el implante 2 utilizando PEEK.



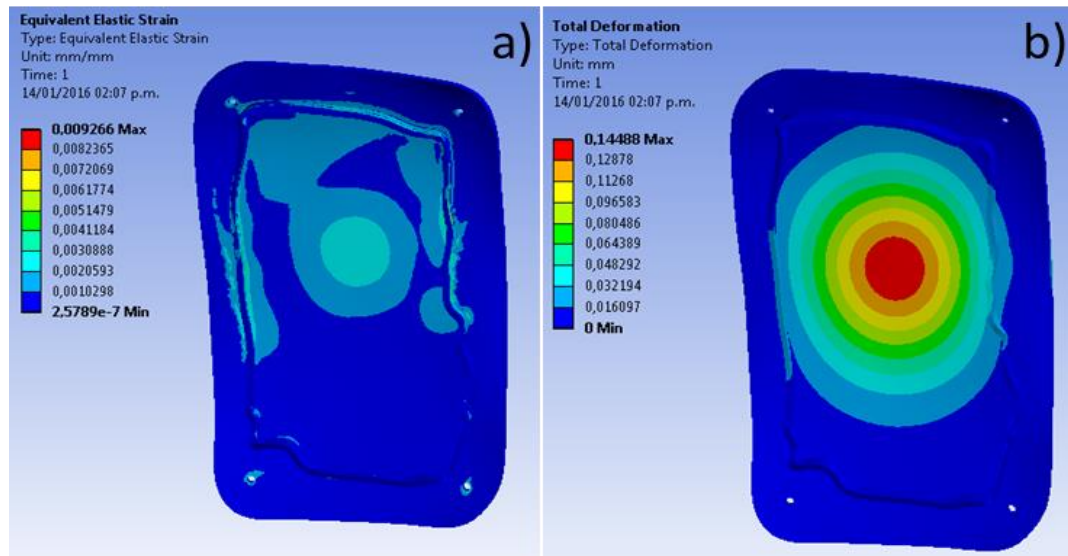
Fuente: Autor

En este modelo los esfuerzos más grandes se encuentran ubicados en la cara que entra en contacto con el hueso y alcanzan un valor máximo de 32,575 [MPa]. Este modelo cuenta con un contorno más preciso en la zona que entra en contacto con la fractura, por lo que este comportamiento puede ser ocasionado porque el PEEK al ser un material elástico, distribuye mejor la carga por toda la geometría y el

espesor fino de este contorno genera esfuerzos altos. Comparando los resultados obtenidos para el implante 1 utilizando PEEK y teniendo en cuenta que el comportamiento de los esfuerzos es lineal este modelo resiste tres veces más carga.

En la figura 29 se muestran las deformaciones unitarias y los desplazamientos obtenidos.

Figura 29: a) Deformaciones unitarias en el implante 2 utilizando PEEK. b) Desplazamientos en el implante 2 utilizando PEEK.

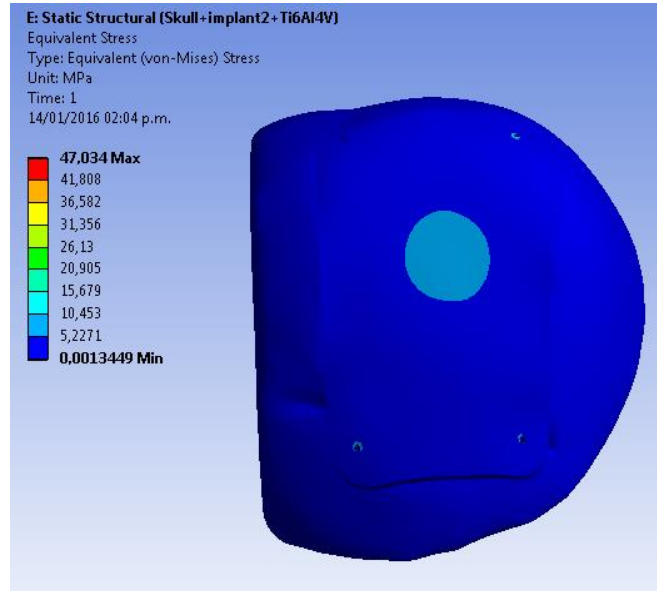


Fuente: Autor

Las deformaciones unitarias y los desplazamientos son significativamente bajos en comparación con los del implante 1 utilizando PEEK. En este modelo el desplazamiento máximo tiene un valor de 0,1448 [mm], por lo que es correcto decir que utilizando PEEK el modelo de implante 2 supera al modelo de implante 1.

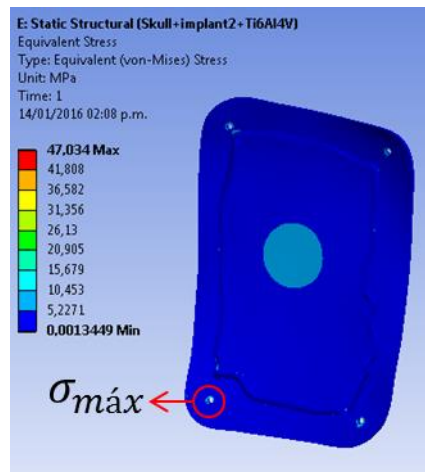
**5.1.3.7. Cráneo con implante 2 utilizando aleación de titanio (Ti6Al4V).** Se realiza la simulación nuevamente, esta vez se reemplaza el material por la aleación de titanio Ti6Al4V. En las figuras 30 y 31 se observa el estado de esfuerzos para este modelo.

Figura 30: Distribución de esfuerzos en el modelo del cráneo con el implante 2 utilizando Ti6Al4V.



Fuente: Autor

Figura 31: Vista posterior de la distribución de esfuerzos en el implante 2 utilizando Ti6Al4V.



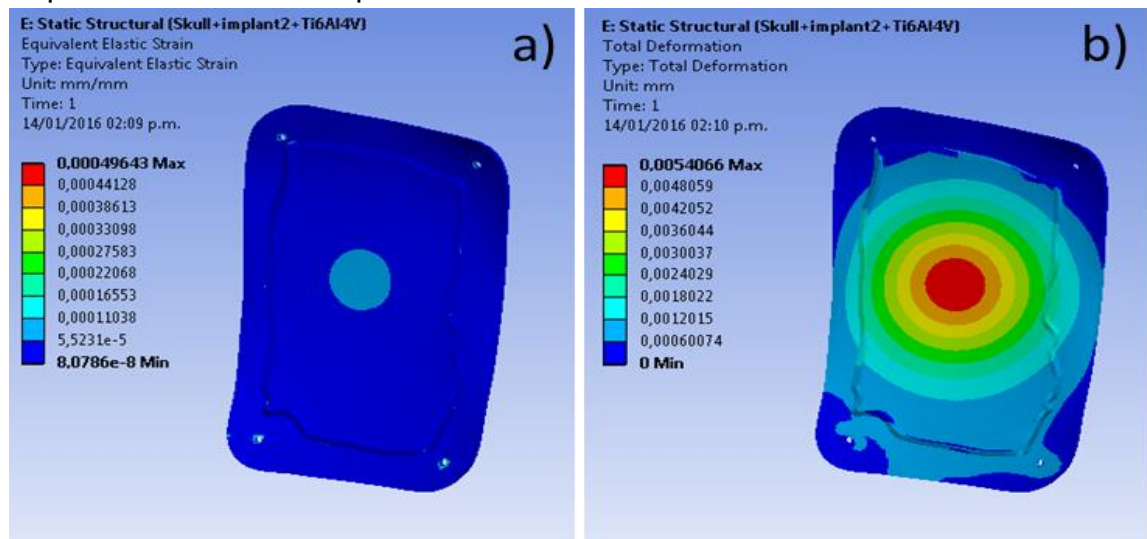
Fuente: Autor

Para este modelo los esfuerzos más grandes están localizados en los agujeros dispuestos para asegurar el implante con tornillos y tienen un valor de 47,034 [MPa]. Se puede observar un comportamiento diferente al del modelo anterior debido a que la aleación de titanio no es tan elástica como el PEEK y el contorno que entra en contacto con el hueso prácticamente no se deforma por lo que son los agujeros los que actúan como concentradores de esfuerzo. Comparando este

valor con el obtenido del modelo de implante 1 utilizando Ti6Al4V, el modelo de implante 2 resiste tres veces más carga debido a que tiene una geometría más precisa.

En la figura 32 se muestran las deformaciones unitarias y los desplazamientos respectivamente.

Figura 32: a) Deformaciones unitarias en el implante 2 utilizando Ti6Al4V. b) Desplazamientos en el implante 2 utilizando Ti6Al4V.

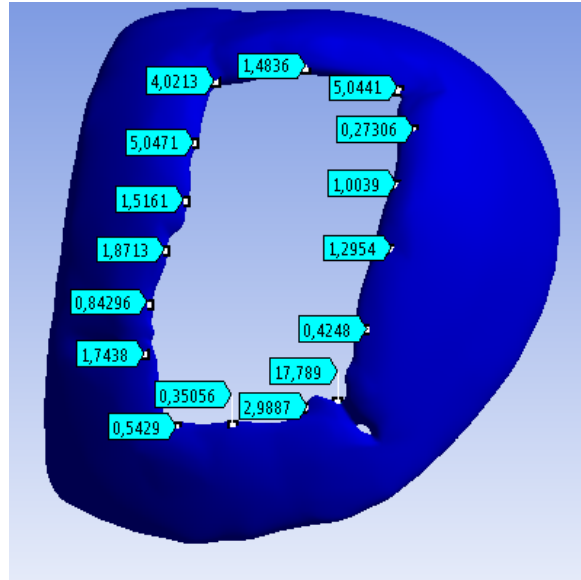


Fuente: Autor

**5.1.3.8. Análisis en la interfaz del cráneo con el implante 2.** Se lleva a cabo la simulación bajo las mismas condiciones que el análisis en la interfaz con el implante 1. En la figura 33 se puede observar la ubicación de los puntos tomados para el muestreo y los valores obtenidos.

Como se espera los valores más grandes aparecen en las esquinas del contorno de la fractura, comportamiento que ya se evidenció en el análisis de la interfaz utilizando el implante 1.

Figura 33: Identificación de los valores de esfuerzo en la interfaz hueso-implante 2.



Fuente: Autor

Tabla 18: Valores promedio para esfuerzos en la interfaz cráneo-implante 2.

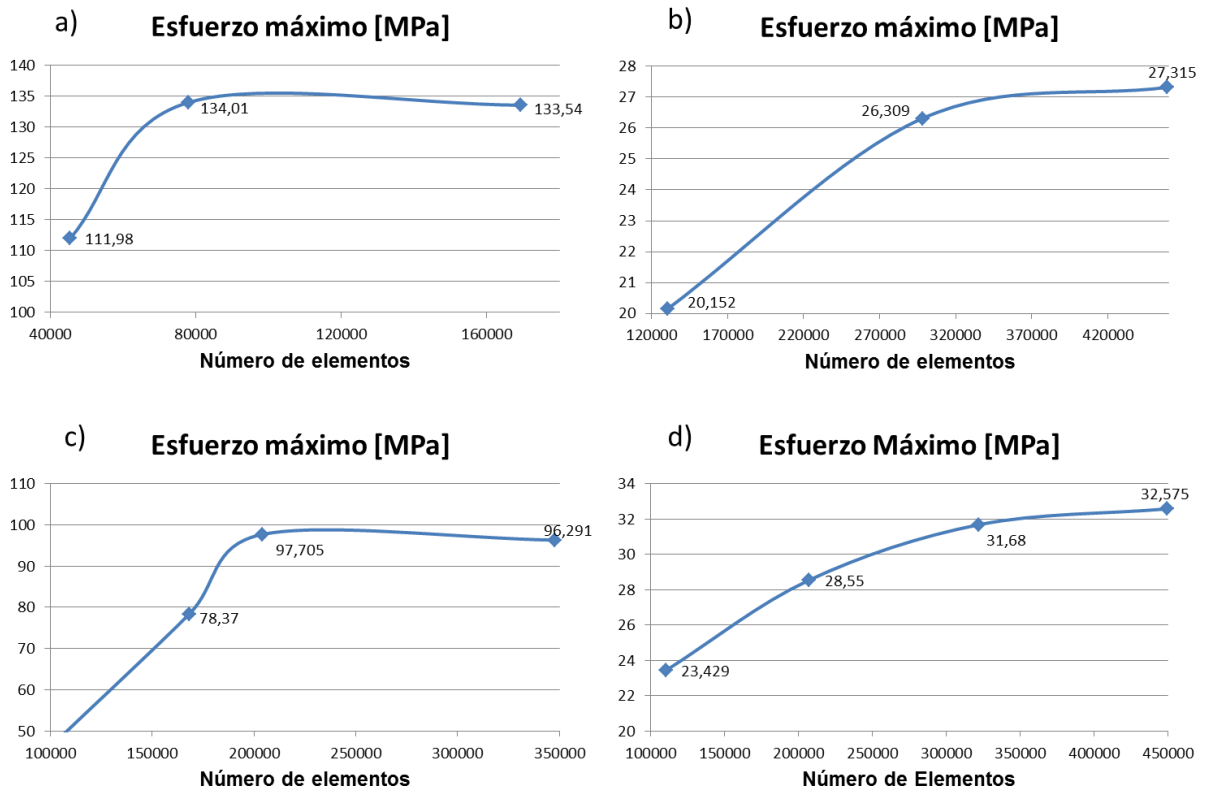
Criterio	Media Aritmética	Media Cuadrática
Equivalent Stress (von-Mises) [MPa]	2,8899	5,0471

Al igual que en la interfaz del cráneo con el implante 1, los valores son relativamente bajos teniendo en cuenta que el límite elástico del hueso es  $S_y = 205 [MPa]$ . Haciendo una comparación de los resultados obtenidos en las tablas 17 y 18 se concluye que el implante 2 es una mejor alternativa ya que soporta cargas mayores y la carga que transmite al hueso es menor que en el implante 2.

## Convergencia de la malla.

Para garantizar que los resultados presentados anteriormente sean coherentes, la malla final de cada modelo se obtuvo aumentando manualmente la cantidad de elementos en zonas con ángulos agudos o espesores finos y registrando el valor de esfuerzo máximo obtenido hasta que la variación de dicho esfuerzo no superara el 5% con respecto a la anterior iteración. Los resultados se pueden apreciar en la figura 34.

Figura 34: Gráfica de convergencia de la malla para **a)** el modelo del cráneo fracturado, **b)** el modelo del cráneo sano, **c)** el modelo del cráneo con el implante 1 y **d)** el modelo del cráneo con el implante 2.



Fuente: Autor

## 6. CONCLUSIONES

Para el desarrollo de este trabajo se asumió que el hueso se comporta como un material isotrópico, lineal y elástico, lo cual es una aproximación para simplificar los modelos a analizar. Además, los software empleados en la reconstrucción CAD no permitían visualizar toda la escala Hounsfield por lo que los valores utilizados para representar las propiedades mecánicas son tomados de la literatura. Estos dos aspectos pueden generar variaciones en los resultados obtenidos.

El mallado es una parte clave del análisis por el método de elementos finitos, por esto gran parte del apartado del preprocesamiento se centra en ello. Se utilizó el método de mallado con elementos tetraédricos *Patch Independent* que permite manipular el tamaño máximo y mínimo de los elementos en la malla, seleccionar regiones en las cuales se va a mallar con elementos de menor tamaño y controlar la cantidad de elementos en las zonas más estrechas del modelo, todo esto con el fin de obtener resultados más precisos así como evitar gastos computacionales innecesarios.

Aunque los resultados muestran que la aleación de titanio es la que mejor se comporta mecánicamente, sería un error descartar el uso del PEEK basado en los resultados obtenidos, ya que la resistencia mecánica es sólo uno de los factores a tener en cuenta al momento de elegir el material. Factores como la biocompatibilidad y el costo son igual de importantes en el proceso de diseño.

En los análisis realizados es claro que el modelo de implante 2 es superior al modelo de implante 1, principalmente debido a que el implante 2 es un rediseño del primero en el cual se refina la geometría para obtener un contorno de la fractura más preciso y se le da mayor espesor a la cara superior. Con ayuda de este trabajo se demuestra la efectividad del implante 2 respecto al implante 1 sin necesidad de realizar un prototipo.

Se logró evidenciar el impacto que tiene una lesión sobre la resistencia mecánica del tejido óseo comparando los resultados obtenidos de los modelos del cráneo sano y el cráneo fracturado, y cómo un implante óptimo fortalece la estructura craneal a la vez que ayuda con la recuperación del paciente. Esto demuestra la importancia de los estudios realizados en el área de la biomecánica, y aunque los modelos presentados son aproximaciones, estos aportan en gran medida al proceso de diseño del implante en general.

## **7. RECOMENDACIONES**

Se pueden realizar simulaciones variando la magnitud de la carga y su posición con el fin de ver la variación de los resultados y así obtener un espectro de resultados más amplio. Así mismo es posible realizar simulaciones utilizando diferentes materiales a los propuestos en este trabajo.

Realizar las pruebas de esfuerzo y deformación sobre prototipos, para verificar los resultados obtenidos en este trabajo y las futuras aplicaciones de software en el proceso de diseño de implantes a la medida.

## REFERENCIAS

- [1] Schmitt, K., Niederer, P., Walz, F., Trauma Biomechanics: Introduction to Accidental Injury, Primera edición, Springer, 2004, pp. 39-46.
- [2] Gómez, N., Müller-Karger, C., Casanova, E., San Antonio, T., Estudio del comportamiento mecánico del tejido óseo, Asociación Argentina de Mecánica Computacional, 2008, pp. 3357.
- [3] López, C., Archila, J., Cantero, K., Aplicación de un método no destructivo para la obtención propiedades físicas de tejido óseo basado técnica imanológica y herramientas software CAD, Prospect. Vol. 10, No. 2, Julio - Diciembre de 2012, pp. 25
- [4] Snazana, 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, pp. 17.
- [5] Galicer, M., Simulación del bruxismo y su efecto en la estructura ósea de la mandíbula, Universidad de Sevilla, 2012, pp. 98
- [6] Caeiro, JR., González, P., 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, Revista de osteoporosis y metabolismo mineral, 2013, pp. 99-108.
- [7] Barguil, J., Chica, E., Latorre, F., Distribución de los esfuerzos en tres tipos de elementos intrarradiculares con diferentes longitudes, Revista facultad de odontología Universidad de Antioquia, vol. 19, 2008, pp. 28.
- [8] Pérez, B., Biomateriales: Aplicación a cirugía ortopédica y traumatología, Universidad Carlos III de Madrid, pp. 6-40.
- [9] Why PEEK Material is at the Top of Its Class. Documento en línea: <http://info.craftechind.com/blog/bid/377279/Why-PEEK-Material-is-at-the-Top-of-Its-Class>

[10] Safi, Y., Hohenberger, S., Robbenmenke, C., Banki, F., Lethaus, B., Kessler, P., Schmitz-Rode, T., Steinseifer, U., Investigation of the failure behavior of a cranial implant-skull model under different load conditions using FEM, 2010 SIMULIA Customer Conference, pp. 5.

[11] CMF Matrix. MatrixNEURO. El sistema de placas craneales de la nueva generación. Catálogo en línea:

[http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy\\_Synthes\\_PDF/046.000.608.pdf](http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/046.000.608.pdf)

[12] Sumineuro. Catálogo en línea: <http://sumineuro.com/portcat/productos/>

[13] Módulo de ayuda, Software Ansys Workbench 15.0.

[14] Norma ASTM F543-13, Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws.

[15] Rojas, K., Ruiz, I., Análisis biomecánico por el método de elementos finitos de tres implantes, para una fractura de pelvis anterior y posterior hemitransversal, Universidad Industrial de Santander, 2014, pp. 120-122.

## BIBLIOGRAFIA

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. ASTM F-543-13. West Conshohocken, PA, E.U. : ASTM, 2013

ANSYS, INC. Meshing Help in Ansys Workbench. [online] ANSYS Inc Software, 15.0 [Canonsburg, PA, E.U.] ANSYS Inc. Release 12.1, November 2009. [Cited: 3 Nov. 2015] Available from internet:

[http://orange.engr.ucdavis.edu/Documentation12.1/121/wb\\_msh.pdf](http://orange.engr.ucdavis.edu/Documentation12.1/121/wb_msh.pdf)

GALICER SANCHEZ, Mauricio. Simulación del bruxismo y su efecto en la estructura ósea de la mandíbula. Trabajo de grado Ingeniero Industrial. Sevilla, E.S. : Universidad de Sevilla, 2012, pp. 98

SAFI, Yara *et al.* Investigation of the failure behavior of a cranial implant-skull model under different load conditions using FEM. SIMULIA Customer Conference, [online] 2010. pp. 5. [cited: 15 Oct. 2015] Available from Internet:

[http://cdn2.hubspot.net/hub/419567/file-1581840668-pdf/KB\\_Papers/Bone\\_Implant.pdf?t=1435933844812](http://cdn2.hubspot.net/hub/419567/file-1581840668-pdf/KB_Papers/Bone_Implant.pdf?t=1435933844812)