



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**Modelado de fractura del  
cráneo bajo condiciones de  
impacto**

**TESIS**

Que para obtener el título de

**Ingeniero Mecánico**

**P R E S E N T A**

Eduardo Arturo Ruiz Allende

**DIRECTOR DE TESIS**

M. en C. Edgar Isaac Ramírez



**Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2017**

---

## **Agradecimientos**

A mi abuelita Hilda por todo el apoyo brindado durante todos estos años, por enseñarme a ser cada día una mejor persona y motivarme a alcanzar mis sueños, además de estar conmigo a mi lado en todo momento.

A mis padres Raúl e Hilda por su apoyo, por sus consejos y por siempre guiarme para poder alcanzar este logro.

A mis hermanos Mónica, Raúl, Diana y Jorge por su apoyo, cariño y por siempre ser un ejemplo de vida a seguir.

A cada miembro de mi familia por el apoyo brindado y por alentarme a alcanzar mis metas.

A mis amigos por cada momento que hemos pasado juntos y por el apoyo brindado durante gran parte de mi vida escolar.

A mi director de tesis M. en I. Edgar Isaac Ramírez Díaz por el asesoramiento y el tiempo invertido en este proyecto, además de transmitirme un poco de sus conocimientos durante mi estancia en la Facultad de Ingeniería.

A la UDIATEM (Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales) por el apoyo brindado, en especial Dr. Lázaro Morales Acosta y M. en I. Osvaldo Ruiz Cervantes por los consejos brindados en este proyecto.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería por la formación académica brindada.

A mi primo Carlos por su apoyo para realizar este proyecto, por proporcionar los conocimientos médicos necesarios así como, las tomografías.

# Índice

Prólogo.....	1
Capítulo 1. Anatomía y funcionalidad del cráneo.....	3
1.1 Osteología .....	3
1.2 Clasificación de los huesos .....	4
1.3 Anatomía del cráneo .....	6
1.4 Sistemas de amortiguamiento del cráneo .....	7
1.5 Cinemática del trauma .....	8
1.5.1 Tipos de trauma .....	9
1.5.2 Traumatismo craneoencefálico (TCE).....	12
1.6 Propiedades mecánicas del cráneo .....	14
Capítulo 2. Modelos por elementos finitos del cráneo .....	17
2.1 Análisis de los esfuerzos en el cráneo debido a cargas que ocasionan fracturas en el cráneo- orbital.....	18
2.2 Análisis biomecánico de fracturas de cráneo después de suicidio por ahorcamiento .....	19
2.3 Validación y análisis por elemento finito de fractura de cráneo frontal .....	20
2.4 Influencia de la rigidez y la forma de la superficie de contacto en las fracturas de cráneo .....	23
2.5 Validación y desarrollo de lesiones cerebrales por medio del método de elementos finitos .....	24
2.6 Determinación de esfuerzos en el cráneo humano por medio del método del elemento finito.....	25
2.7 Análisis de cargas de impacto sobre cráneo humano .....	27
2.8 Evaluación de la respuesta de la cabeza ante impactos por arma de fuego usando el método de elementos finitos .....	32
2.9 Pruebas mecánicas a implantes de craneo .....	34
Capítulo 3. Metodología para la obtención de un modelo del cráneo a partir de tomografías.....	36
3.1 Edición de tomografías y creación de un modelo tridimensional .....	36
3.2 Remallado y reconstrucción .....	37
3.3 Suavizado del modelo tridimensional .....	39

---

3.4	Asignación de propiedades .....	40
3.4.1	Criterio de falla del concreto .....	41
3.5	Condiciones de frontera y ensamble.....	44
Capítulo 4. Análisis de resultados.....		47
4.1	Validación del modelo.....	47
4.2	Aplicación de criterio de falla sobre modelo validado .....	51
4.3	Impacto del cráneo sobre una placa de aluminio .....	55
4.4	Impacto del cráneo sobre una placa de aluminio con la aplicación del criterio de falla ...	58
Capítulo 5. Conclusiones. ....		62
Bibliografía .....		64

## MODELADO DE FRACTURA DEL CRÁNEO BAJO CONDICIONES DE IMPACTO

### Prólogo.

En la actualidad los accidentes relacionados con un traumatismo craneoencefálico ocupan una de las primeras causas de muerte en el mundo, debido a que el cráneo protege al cerebro, el cual es uno de los órganos más importantes para el ser humano, debido a que es el encargado de controlar cada uno de los sistemas del cuerpo. En el campo laboral como en la vida cotidiana aunque existen normas y elementos de seguridad para la protección de la cabeza muchas de las personas no son conscientes y tratan de evadir estas reglas sin saber que ponen en riesgo su vida.

En este trabajo se propone recrear por medio de software de elemento finito el impacto del cráneo con diferentes placas metálicas a distintas velocidades, con el objetivo de analizar su efecto y de alguna manera concientizar a la gente a seguir las normas de seguridad. Aunque en la literatura ya existe una gran variedad de modelos para predecir la fractura del cráneo utilizando software de elemento finito, casi ninguno de los autores considera un criterio de falla, por lo que al tener un mayor número de parámetros, este trabajo busca acercarse un poco más a la realidad cuando existe una fractura en el cráneo.

Para lograr el modelado de una fractura se formuló una metodología para la reconstrucción del cráneo antes de realizar una simulación en el software de elemento finito, la cual resulta ser una aportación adicional de este trabajo, que puede ser útil para producción de estrategias médicas cuando el cráneo será sometido a una operación de alto riesgo o para distintos análisis bajo diferentes condiciones de carga.

El contenido del trabajo se aborda de la siguiente forma:

---

En el capítulo uno llamado “Anatomía y funcionalidad del cráneo”, se realiza una síntesis acerca de los temas relacionados con la composición, características y propiedades del cráneo, así como conocer los distintos tipos de trauma y las consecuencias que se tiene cuando existe una fractura.

El segundo capítulo está relacionado con el estado del arte acerca de los modelos ya existentes sobre el cráneo por medio de paqueterías de elemento finito, con lo cual se busca obtener valores para comparar y validar el modelo aquí desarrollado.

El capítulo tercero muestra la metodología utilizada para la reconstrucción del cráneo, que va desde la extracción de la geometría a partir de tomografías hasta la generación de un modelo completo en una paquetería de elemento finito.

El capítulo cuarto es el análisis de resultados para cada una de las condiciones de impacto y finalmente en el quinto capítulo se presentan las conclusiones generales obtenidas en este trabajo.

La estructura del trabajo permite dar seguimiento a cada etapa del modelado y proporciona elementos técnicos importantes para su revisión y validación.

# Capítulo 1. Anatomía y funcionalidad del cráneo.

El traumatismo craneoencefálico en la actualidad forma una importante causa de muerte en el mundo (OMS, 2012), ocasionados principalmente por accidentes automovilísticos o caídas. Por ello, en este capítulo se explicará, en términos generales el mecanismo del trauma en función del riesgo de accidente, la energía disipada, la forma de la fractura y la zona anatómica afectada y con esto comprender, explicar y analizar algunos términos de la rama de la medicina, como es la osteología que dentro de sus áreas de estudio se encuentra la fisiología, anatomía y comportamiento mecánico de los huesos, por otra parte, se presentará la cinemática del trauma, la clasificación de energía que ocasiona esta lesión y observar el daño de algunos accidentes con base en estudios radiológicos, tal es el caso de la Tomografía Axial Computarizada (TAC).

## 1.1 Osteología.

La osteología se define como la rama de la anatomía que se encarga del estudio óseo, los huesos conforman la mayor parte del esqueleto y tienen como función la protección de órganos vitales y ser el sostén de los músculos del cuerpo. Los huesos son un tejido duro y se componen de materia orgánica en un 33% y de materia inorgánica en un 67%, la materia orgánica del cuerpo cuenta con células, vasos sanguíneos y una sustancia intercelular llamada colágeno, mientras que en la inorgánica se encuentran los elementos como el fosfato, carbonato, fluoruro de calcio, fosfato de magnesio y cloruro (Putz, 2000).

Los huesos se encuentran compuestos por diferentes elementos como son: el cartílago que es un tejido firme, pero flexible, que cubre los extremos de los huesos en una articulación, el disco epifisiario que se sitúa en los huesos largos e indica el sitio de unión entre epífisis (extremo del hueso) y diáfisis (porción cilíndrica), y está presente sólo en los huesos en crecimiento.

Por su parte, el periostio es una membrana externa que contiene nervios y vasos sanguíneos que nutren al hueso, mientras que el endostio es un tejido que cubre la pared interna de la cavidad medular que es el espacio que contiene la médula ósea en la diáfisis de un hueso largo.

Finalmente, la médula ósea es una sustancia espesa cuya función consiste en producir células sanguíneas, mientras la abertura permite la entrada de vasos que conducen sustancias al interior del hueso para proporcionar nutrientes y permite la salida de las células que se forman en él (Figura 1.1).



Figura 1.1 Estructura del hueso. (Putz, 2000)

## 1.2 Clasificación de los huesos.

Existen diversas clasificaciones para los huesos una de ellas es la categorización a partir del sistema óseo y son: tejido óseo compacto y tejido óseo esponjoso, el primero se encuentra por debajo del periostio, es el que compone la diáfisis de huesos largos (figura 1.2) y se encarga de dar protección, soporte y resistencia, mientras el tejido óseo esponjoso no contiene osteonas<sup>1</sup>, por lo que están compuestas de láminas dispuestas en una red trabecular, llenando los espacios con médula ósea roja.

---

<sup>1</sup> Osteonas: Estructura cilíndrica del tejido óseo



Otra clasificación de los huesos del ser humano, esta referenciada a su forma y dimensiones, los huesos largos principalmente se encuentran ubicados en las extremidades y se componen de un cuerpo (diáfisis) y dos extremos ensanchados (epífisis) un ejemplo de esta clase de hueso es el fémur (figura 1.2).

Los huesos cortos se ubican en parte del pie y la muñeca de la mano, como ejemplo se tiene el tarso y los metatarsos, los huesos planos son delgados y tienden a ser curvos. A pesar de su clasificación incluyen los huesos de la bóveda del cráneo y costillas, que se componen de dos láminas de hueso compacto cubriendo al hueso esponjoso. Finalmente, los huesos irregulares son aquellos que no se ajustan a ninguna de las categorías anteriores e incluyen a las vértebras y algunos huesos de la cara.

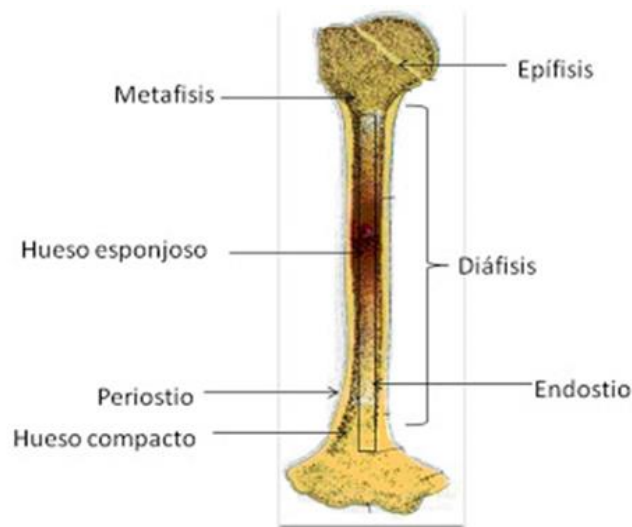


Figura 1.2 Fémur. (Putz, 2002)

El cráneo se encuentra compuesto por huesos planos y huesos irregulares, dependiendo de su posición anatómica se dividen en huesos del neurocráneo encargados de proteger el encéfalo, huesos del esplacocráneo o huesos de la cara encargados de dar protección al sistema respiratorio y digestivo. A continuación se explicará en términos generales la clasificación anatómica del cráneo, dado que es la región de interés para este trabajo.

### 1.3 Anatomía del cráneo.

Los huesos craneales conforman una bóveda, también llamada techo y una base o piso, encargada de proteger el encéfalo. Los huesos que componen a la bóveda del cráneo son el hueso frontal que se sitúa en la parte anterior del cráneo, forma parte de la frente y una parte forma el techo de la bóveda craneal, dos huesos más llamados parietales que se encuentran en las partes laterales y forman parte de la bóveda craneal, uniéndose entre sí en la sutura sagital y con el hueso frontal por medio de un espacio membranoso denominado fontanela lamdoidea.

Debajo de estos últimos se encuentran los huesos temporales que forman parte de la base craneal, mientras que el hueso occipital forma parte de la base y cara posterior del cráneo, por debajo de este hueso se encuentra el agujero magno donde se conecta la columna vertebral, mientras que el hueso esfenooidal forma la parte anterior y media de la base del cráneo en su cara endocraneal y también forma parte de las paredes laterales. Finalmente se encuentra el hueso etmoidal el cual está situado en la parte anterior central del cráneo, forma parte del tabique nasal (figura 1.3).

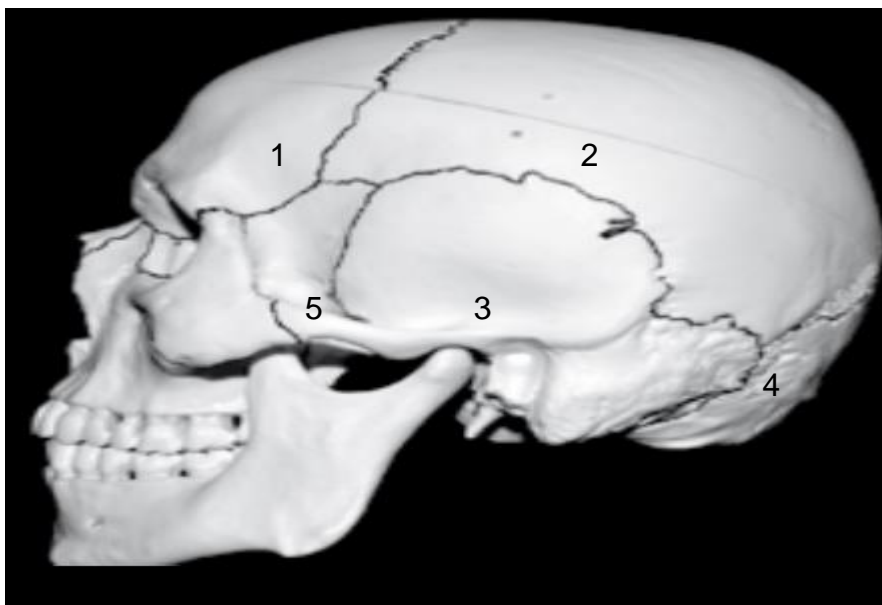


Figura 1.3 Huesos del cráneo. 1) Frontal, 2) Parietal, 3) Temporales, 4) Occipital, 5) Esfenoides (Suarez et al., 2012).

La organización de los huesos de la bóveda tiene una estructura muy particular que le proporciona propiedades mecánicas muy características. Esta estructura consta de la unión de huesos compactos y hueso esponjoso, el primero forma la superficie periférica del cráneo, mientras que el hueso esponjoso se encuentra por debajo de esta superficie.

#### 1.4 Sistemas de amortiguamiento del cráneo.

El sistema de amortiguamiento del cráneo, consiste en una membrana que rodea al sistema nervioso central, le brinda protección y nutrición al mismo tiempo, la mayor parte de los autores divide esta membrana en tres, la duramadre, la aracnoides y la piamadre, por uno de ellos circula el líquido cefalorraquídeo que funciona como un amortiguador hidráulico natural.

El duramadre, está constituido por tejido conectivo denso y está muy relacionado con el periostio de los huesos del cráneo, encontrándose fuertemente adherida a la base del cráneo y con menor firmeza a la bóveda, se encuentra formada por dos capas, la endóstica que es el periostio, que cubre la superficie interna del cráneo y meníngea que es una membrana fibrosa que cubre el encéfalo (figura 1.4).

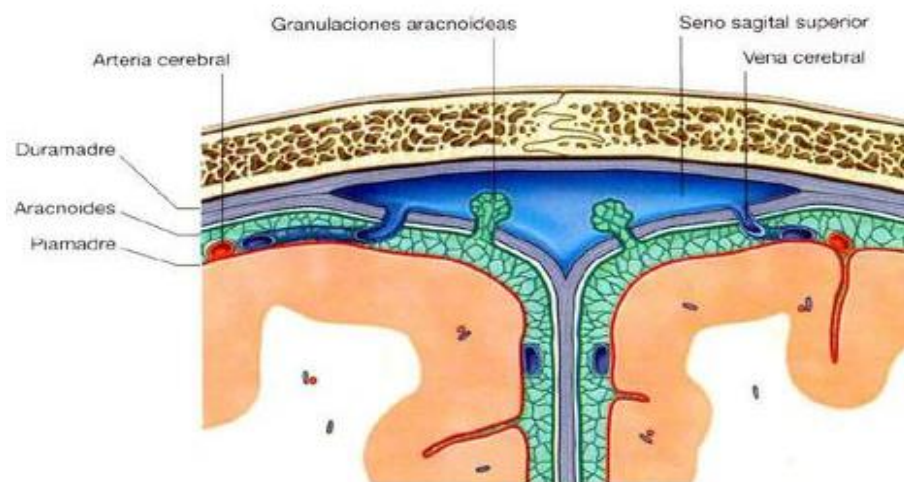


Figura.1.4 Sistema de amortiguamiento (Hernández et al., 2012).

La aracnoides es una delicada membrana semipermeable que cubre el encéfalo y se ubica entre la piamadre y la duramadre, separada de la duramadre por una película de líquido y de la piamadre por el líquido cefalorraquídeo (LCR).

Finalmente la piamadre es una membrana vascular cubierta por dos células mesoteliales<sup>1</sup> aplanadas, se extiende hacia afuera de los nervios craneanos y se fusiona con su aponeurosis<sup>2</sup> o en otras palabras forma una tela coroidea<sup>3</sup> del techo del tercero y cuarto ventrículo del encéfalo y se fusiona con el epéndimo<sup>4</sup> para formar plexos coroideos en los ventrículos laterales, tercero y cuarto encéfalo (figura 1.4).

Este sistema de amortiguamiento se ve afectado severamente cuando el cráneo es impactado por otro cuerpo, generando un trauma que puede ser una fractura de hueso o cambio en la presión intracraneal. A continuación se explicara todos aquellos mecanismos que lo originan, así como la forma de evaluar el grado de lesión.

#### 1.5 Cinemática del trauma.

El Comité de Trauma del Colegio Americano de Cirujanos (CTCAC), define a la cinemática del trauma como aquel mecanismo lesional que da origen a las fuerzas que producen deformaciones mecánicas y respuestas fisiológicas que causan una lesión anatómica o un cambio funcional en el organismo del paciente traumatizado. Un trauma también se define como las lesiones resultantes de la explosión brusca del organismo a una fuente de energía o a la ausencia de los elementos vitales para la vida como el oxígeno y calor. Como se ve, los traumatismos se producen por la transmisión de energía que al ser aplicadas sobre el cuerpo provocan distintos tipos de lesiones, esta energía se clasifica en cinética, térmica, eléctrica, química, mecánica, radiante.

---

<sup>1</sup> Mesoteliales: Membrana que forma el recubrimiento de varias cavidades corporales: la pleura, el peritoneo y el pericardio.

<sup>2</sup> Aponeurosis: Membrana conjuntiva que recubre los músculos y sirve para fijarlos a otras partes del cuerpo

<sup>3</sup> Coroidea: Capa intermedia que contiene vasos sanguíneos.

<sup>4</sup> Epéndimo: Membrana que tapiza los ventrículos cerebrales y el canal de la médula espinal

En este caso, se sabe que una fractura en el cráneo ocasionada por energía cinética requiere entre 3560 y 5340 N (800 a 1200 libras) (Sánchez et al. 2010), mientras los huesos que se encuentran en la cara fallan con menos fuerza, tres veces inferior a la fuerza máxima para la bóveda craneal, por esta razón la mayoría de las fracturas en el cráneo van asociadas con fracturas en los huesos débiles como lo son los esfenoides o los huesos de la fosa nasal. A continuación, se explican los tipos de fractura ocasionados por la energía cinética.

#### 1.5.1 Tipos de trauma.

Existen dos tipos de trauma penetrante y cerrado o contuso, el primer tipo es producido por armas de fuego, armas punzo cortantes, divididas según su energía con las que penetran al cuerpo y el daño que causan.

En baja energía y media energía, su velocidad es menor a 400 m/s (Rois, 2014), son provocadas por cuchillos, navajas, objetos empalados, revólveres o armas de fuego de bajo calibre, finalmente las de alta energía donde la velocidad es superior a los 400 m/s (Ríos, 2014), en estos se encuentran los fusiles de guerra o de caza.

Las heridas provocadas por las armas de fuego tienden a generar un orificio de manera puntiforme (figura 1.5), esto quiere decir que los bordes se encuentran dirigidos hacia dentro de la herida y con abrasiones hacia los bordes debido al carácter rotatorio de los proyectiles, esta también dependerá mucho de la distancia a la que fue disparada, debido a que a una distancia corta se encuentran otros factores que podrían agravar la herida como lo son: generación de fuego, partículas de pólvora y gases. El daño causado por la bala, luego de penetrar el cráneo, la energía del proyectil se distribuye en un espacio muy reducido y por ende confinado. Las partículas son arrojadas dentro del cráneo y el cerebro no va a expandir por estar dentro del mismo, por lo tanto, va a sufrir una compresión además del daño que ya ha producido el proyectil.

La energía producida por el proyectil, puede producir el estallido del cráneo solamente por la transferencia de energía. Muchas veces en armas de pequeños calibres el cráneo es perforado y el proyectil va rebotando dentro del mismo y no sale por no tener la energía suficiente para volver a perforar el cráneo; pero provoca un daño mayor.

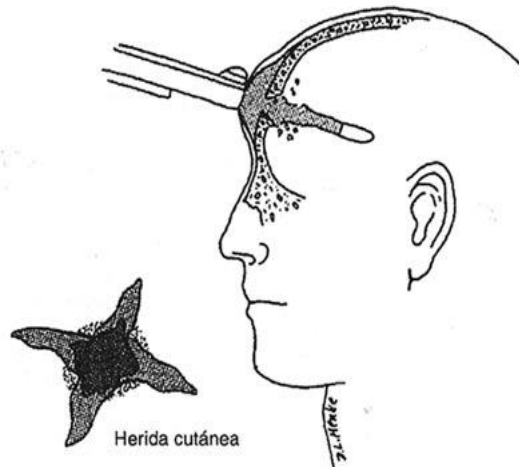


Figura.1.5 a Impacto por arma de fuego (Di Maio et al., 2008).

El segundo tipo de trauma es el cerrado o contuso que de acuerdo con la CTCAC las lesiones son producidas por mecanismos múltiples, que corresponden a compresión por golpe contuso directo, aceleración/desaceleración que puede ser horizontal en caso de impactos frontales o laterales en incidentes vehiculares o verticales en el caso de caídas de altura. Con relación a caídas, lo más importante a tener en cuenta es que dicho mecanismo hace que el paciente sea clasificado como crítico cuando la altura de la caída supera tres veces la propia altura del paciente (Rando et al., 2008).

Una aceleración o desaceleración en sentido horizontal o vertical del cerebro, también puede provocar lesiones en especial en lugares críticos como en la unión de la médula con el cerebro o el de las arterias meníngeas y el parénquima cerebral<sup>1</sup> produciendo hematoma extradural.

---

<sup>1</sup> Parénquima: Tejido vegetal esponjoso de las células vivas que rellena los intersticios dejados por los vasos y que puede tener funciones diversas según su ubicación, como reservar sustancias, fotosintetizar o rellenar.

La formación de la fractura para el trauma cerrado dependerá de la forma del objeto, para el caso de un objeto con un área menor a los 13 cm<sup>2</sup> (Rando et al. 2008) se formará una fractura por hundimiento, en el caso que se rebase dicha área se forma una fractura lineal o polifragmentada. En la figura 1.6 se muestran los distintos tipos de fractura, donde se observa que para la fractura por hundimiento que el cráneo se comporta como una esfera elástica que se hunde en la zona de impacto y se abomba en las zonas distantes. En el caso de una fractura lineal frecuentemente se irradian a la base de la bóveda o las zonas débiles del cráneo como lo son las alas esfenoideas.

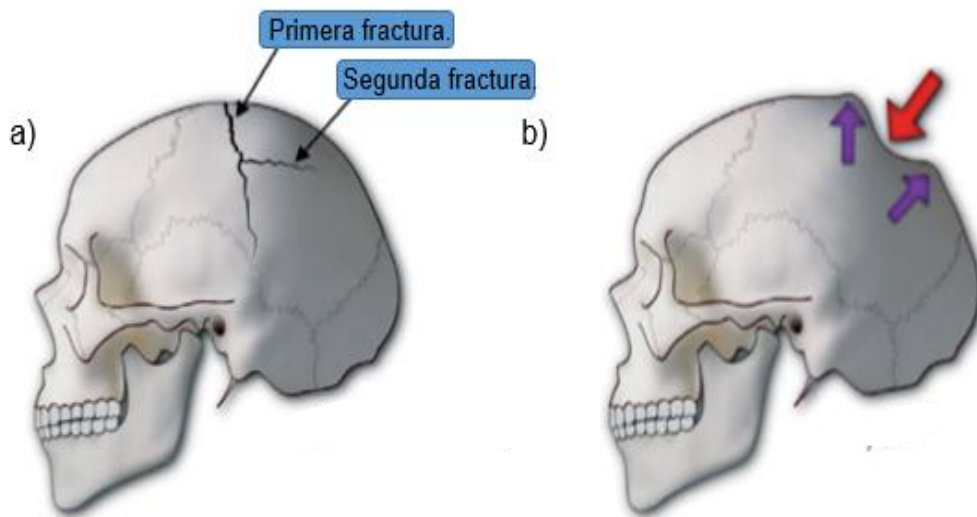


Figura.1.6 a) Fractura lineal. b) Fractura por hundimiento. (Rando et al., 2008).

La fractura polifragmentada o también llamada tela de araña es la combinación de una fractura por hundimiento y una fractura lineal, se compone por líneas de fractura radiadas que parten del área de impacto de otras circulares que lo rodean.

Por último, se tienen las lesiones por sobre presión que ocurren básicamente por el aumento de la presión de los gases que se encuentran dentro de las vísceras huecas.

### 1.5.2 Traumatismo craneoencefálico (TCE).

El traumatismo craneoencefálico es producido por accidentes, en la gran mayoría son de tránsito y seguido por las caídas, para la primera causa cada año mueren 1.24 millones de personas (OMS, 2013), además se sabe que el 32% de las lesiones en la cabeza están relacionadas a una fractura (Fredriksson et al., 2001) que en su mayoría se ubican en el hueso frontal y en los huesos laterales.

Al tener tan elevados índices de mortalidad, las prologadas hospitalizaciones y graves secuelas resultantes, ocasiona un problema muy importante en lo socioeconómico debido a sus altos costos de tratamiento y rehabilitación.

Tras el TCE, el volumen dentro del cráneo aumenta debido a la sangre y al edema tisular. Inicialmente, pequeños aumentos del volumen intracraneal<sup>1</sup> pueden ser compensados por el movimiento de sangre y LCR fuera del cráneo.

Sin embargo, llega un momento en que la presión intracraneal (PIC) aumenta, lo que resulta perjudicial si aumenta hasta el punto en que la Presión de Perfusión Cerebral (PPC) disminuye por debajo de un valor crítico, a partir del que se produce isquemia cerebral<sup>2</sup>, que a su vez conduce a lesión neurológica y edema cerebral (figura 1.7), lo que aumenta más la PIC, progresando hasta la lesión neurológica irreversible.

El aumento de la presión intracraneal también puede resultar en gradientes de presión que lleva al desplazamiento y herniación del cerebro desde áreas de alta hasta áreas de más baja presión. La presión intracraneal normal se sitúa entre 10-15mmHg; los valores superiores a 20mmHg se consideran patológicos. (Soporte vital Avanzado, 2012).

---

<sup>1</sup> Volumen intracraneal: Es la suma del volumen del cerebro, sangre y líquido cefalorraquídeo al interior del cráneo.

<sup>2</sup> Isquemia cerebral: Disminución transitoria o permanente del riego sanguíneo en una parte del cuerpo producida por una alteración normal o patológica de la arteria o arterias aferentes a ella.



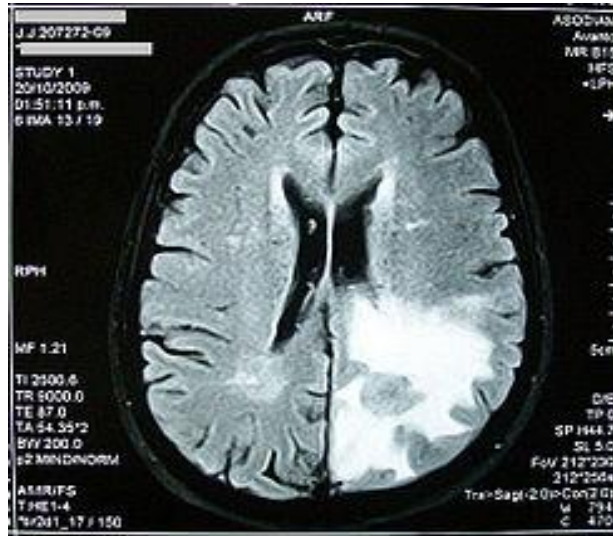


Figura 1.7 Edema Cerebral (Ledesma, 2012)

Además, hay que tener en cuenta las causas extra craneales de aumento de la presión intracraneal, como la hipoxemia, la hipotensión arterial sistémica, la sedación y/o analgesia insuficiente, la hipertermia<sup>1</sup>, la híper/hipocapnia<sup>2</sup>, las convulsiones, la dificultad del retorno venoso yugular, la hiponatremia y la híper/hipoglucemia. El Flujo Sanguíneo Cerebral (FSC) es de media 50 ml/100 g de tejido cerebral por minuto (Soporte Vital Avanzado 2012).

Como el flujo sanguíneo cerebral es difícil de medir clínicamente, se usa la presión de perfusión cerebral como guía. El valor normal de la presión de perfusión cerebral está entre 70 y 100mmHg. Como resultado de la autorregulación, el flujo sanguíneo cerebral se mantiene constante con presiones de perfusión cerebral entre 40 y 140 mmHg (Soporte Vital Avanzado, 2012). Estados de bajo flujo conducen a hipoxia<sup>3</sup> o hipercapnia<sup>4</sup>, que lleva a acidosis, que produce vasodilatación cerebral y aumento del flujo sanguíneo (figura 1.8).

<sup>1</sup> Hipertermia: Aumento de la temperatura del cuerpo por encima de lo normal

<sup>2</sup> Hiper/hipocapnia: Falta de la presión parcial de dióxido de carbono

<sup>3</sup> Hipoxia: Falta de oxígeno en alguna región del cuerpo

<sup>4</sup> Hipercapnia: Aumento de la presión parcial de dióxido de carbono.

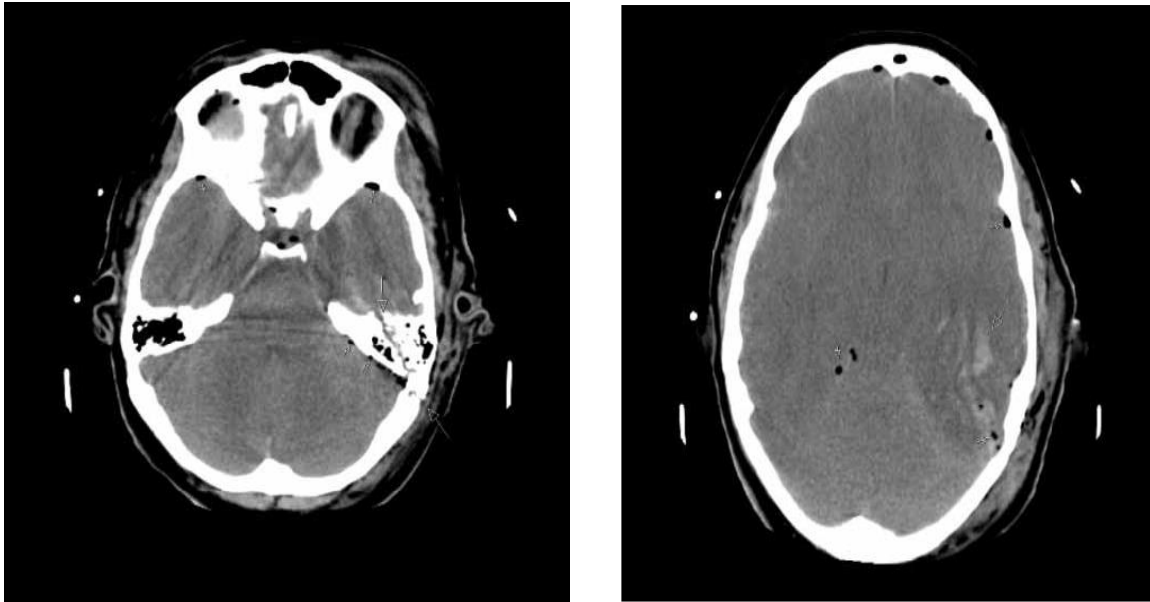


Figura 1.8 a) Aumento de la presión intracraneal debido a una fractura en la parte derecha base del cráneo. (Ledesma, 2012) b) Hemorragia intracraneal (Ledesma, 2012)

#### 1.6 Propiedades mecánicas del cráneo.

Para profundizar en las propiedades mecánicas de los huesos del cráneo es importante saber antes, algunas de las características que los huesos tienen ante las distintas sollicitaciones, ya que responden siguiendo un patrón característico, cuando la fuerza aplicada es superior a la resistencia del tejido se produce la fractura. También se sabe que la respuesta del tejido óseo frente a las fuerzas que se aplican sobre su superficie dependerá del tipo de fuerza y de hueso, así como de la densidad, arquitectura y composición. Las fuerzas que actúan sobre el tejido óseo son de tres tipos principalmente: tracción, compresión y torsión. Pueden ser aplicadas de forma perpendicular a la superficie ósea (fuerza normal) o de forma oblicua (fuerza de corte).

Los huesos largos, formados fundamentalmente por tejido óseo compacto o cortical, tienen un comportamiento similar al de un cerámico. En estos la resistencia será mayor cuando la fuerza se aplica en la dirección del eje mayor. Cuando la fuerza se aplica de forma oblicua, el hueso se fractura con más rapidez.

En los huesos compuestos por tejido óseo esponjoso, la resistencia es mayor cuando la fuerza se aplica a lo largo de la dirección principal de las trabéculas ya sean vertebrales o del cuello femoral.

Estos huesos, al ser menos densos que los formados por tejido óseo cortical, son menos rígidos, por lo que pueden presentar deformaciones mayores. Así, mientras que en los huesos compuestos por tejido esponjoso, las fracturas se producen cuando existen variaciones del 7% de su longitud, en los compuestos por tejido compacto, las fracturas se producen con variaciones del 2% (Ríos, 2014).

El cráneo y los huesos en general se pueden caracterizar como sólido viscoelástico anisotrópico (su comportamiento es diferente en cada dirección), existe una gran dificultad para encontrar valores como su resistencia última a la fractura, debido a que es un hueso muy pequeño para evaluarlo mediante pruebas convencionales.

Al estar compuesto de hueso compacto y hueso esponjoso, su resistencia, se encuentra directamente relacionada con la orientación, a esto se debe que en el cráneo existan zonas de alta resistencia y baja resistencia, las primeras principalmente compuestas por el techo del cráneo, donde se encuentra la zona media que es donde se unen el hueso frontal y el hueso etmoidal, también se encuentra la sutura interparietal que es la unión de los dos huesos temporales, por otra parte existe la zona de baja resistencia que se encuentra en la base del cráneo cercanas al agujero magno.

En la literatura se conocen algunos valores de las propiedades mecánicas, las cuales se muestran en la tabla 1.1. Existen algunas otras propiedades como la densidad que ronda los  $2100 \text{ kg/m}^3$  (Nieto et al. 2005) y la presión interna que es provocada por distintos componentes como lo es la sangre, líquido cefalorraquídeo y líquido extracelular, en condiciones normales del cráneo humano ronda entre los 10 hasta los 15 mm de mercurio (Kérouac, 2002), al alterarse alguno de los componentes ya mencionados la presión puede aumentar.

Tabla 1.1 propiedades mecánicas de los huesos del cráneo.(González etal.,2010)

Hueso	Módulo de elasticidad (MPa)			Módulo de rigidez al corte (MPa)			Relacion de Poisson		
	E1	E2	E3	G12	G13	G23	V12	V13	V23
<b>Temporal</b>	13400	14000	23400	4700	5300	7100	0.52	0.19	0.20
<b>Parietal</b>	13100	14100	20300	4600	5100	6800	0.47	0.22	0.23
<b>Frontal</b>	12500	14300	19400	4300	4600	6400	0.43	0.23	0.24
<b>Cigomatico</b>	10400	11700	19600	3700	4100	5800	0.48	0.19	0.20
<b>Esfenoides</b>	12500	14300	19400	4300	4600	6400	0.43	0.23	0.24
<b>Occipital</b>	13500	15800	20600	4900	5200	7000	0.40	0.24	0.26
<b>Cortical maxilar</b>	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49
<b>Propios de la nariz</b>	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49
<b>Etmoides</b>	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49
<b>Vomer</b>	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49
<b>Palatino</b>	9100	11700	15600	3600	4100	5400	0.38	0.30	0.49

## Capítulo 2. Modelos por elementos finitos del cráneo.

Los seres humanos desde tiempos muy remotos tienen curiosidad por el funcionamiento del cerebro que es uno de los órganos más importantes y que tiene control sobre el cuerpo humano, así mismo conocer la bóveda que lo protege resulta transcendental para su funcionamiento.

Las sociedades antiguas como los griegos, egipcios, ingleses y romanos realizaron distintos experimentos, en su gran mayoría las investigaciones eran utilizadas para la guerra, algunos de ellos ocupaban cráneos de personas aun con vida, en la actualidad este tipo de pruebas ya no se realizan debido a las normas médicas existentes, pero con ayuda de las nuevas tecnologías, como los paquetes de *método del elemento finito (FEM)* cada vez más utilizadas en el área de la ingeniería biomédica para el tratamiento de lesiones, creación de prótesis, prevención y simulación de accidentes, lo que hace que este tipo de pruebas ya no sean necesarias.

Existen distintos autores que trabajaron con el método del elemento finito recreando accidentes de todo tipo como puede ser de tránsito, caídas o balística, en cada una de ellas son aplicadas fuerzas de compresión y tensión sobre los distintos huesos que componen al cráneo, en su gran mayoría en el hueso frontal.

El objetivo es determinar una aproximación a su comportamiento, ya que la única forma de saber el grado de una fractura es por medio de una inspección clínica. Al realizar un experimento de un caso real por medio del software se logra pasar de un lenguaje médico a un lenguaje ingenieril obteniendo resultados útiles como desplazamientos, esfuerzos o energía disipada, pero para obtener valores significativos es importante contar con un modelo tridimensional, que en la mayoría de los casos es extraído de las tomografías.

## 2.1 Análisis de los esfuerzos en el cráneo debido a cargas que ocasionan fracturas en el cráneo- orbital.

Wanyura et al., en el 2012 analizaron las fracturas en la parte del cráneo-orbital; esta zona está ubicada entre la intercara del cráneo facial, es decir en el hueso frontal, estableciendo que la gran mayoría de estas fracturas son ocasionadas por la desaceleración, la cual genera una fuerza mínima 9.4 KN que será aplicada en tres casos de estudio, el primer caso la fuerza será aplicada en una área de 706 mm<sup>2</sup> generando una presión de 13.3 MPa, en el segundo caso el área será de 1129 mm<sup>2</sup> produciendo una presión de 8.3 MPa y finalmente un área de 2958 mm<sup>2</sup> con una presión de 1.4 MPa (figura 2.1). El hueso se considera como un sólido elástico lineal e isotrópico, con un módulo de Young de 18 GPa y una relación de Poisson de 0.22.

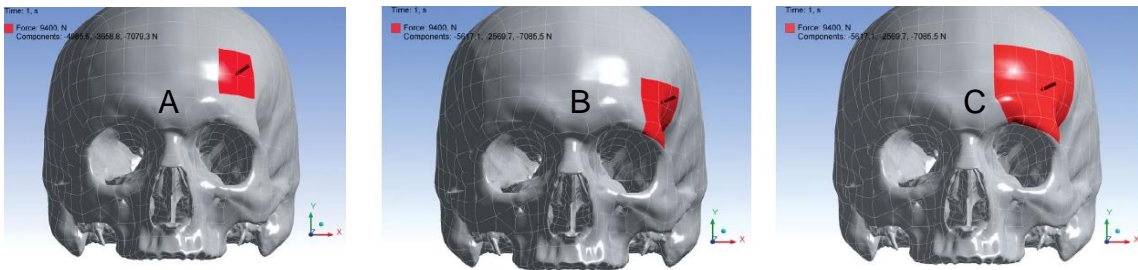


Figura 2.1 a) Área de 706 mm<sup>2</sup> b) Área de 1129 mm<sup>2</sup> c) Área de 2958 mm<sup>2</sup> (Wanyura et al., 2012)

Los resultados son obtenidos por el software ANSYS 12.1® , dividiendo el cráneo en 512 446 elementos tetraédricos, en los tres casos se observó un esfuerzo máximo de 50 MPa, aunque se sabe que para este valor el cráneo ya tendría una fractura y afectaciones muy serias para el cerebro, en estos experimentos el más próximo a un caso clínico de fractura del área cráneo orbital es el caso 2 (figura 2.2), donde la alta concentración de esfuerzos y la ubicación de esta área termina afectando el techo de la bóveda, al igual que parte del ala del esfenoides y parte de la cavidad orbitaria.

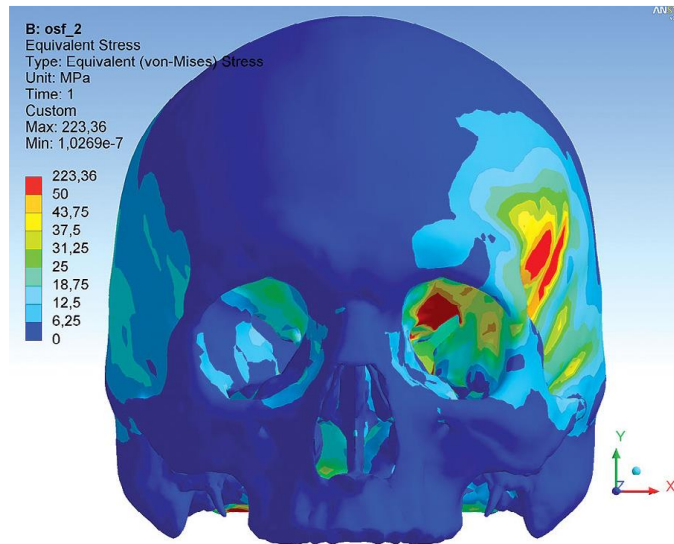


Figura 2.2 Resultados del caso 2 (Wanyura et al., 2012)

## 2.2 Análisis biomecánico de fracturas de cráneo después de suicidio por ahorcamiento.

Es difícil saber el comportamiento que tendrá el cráneo ante diferentes condiciones, en algunos casos un golpe podría generar una fractura, esta variación es debida a características tales como la geometría, el grosor, rigidez, número de suturas y la densidad del cráneo, así como el peso y la altura del sujeto, también deben tomarse en cuenta factores externos como la altura y la superficie de impacto. En los siguientes experimentos se modeló con base a un caso real, la caída que sufre una persona después de un suicidio por ahorcamiento, el objetivo es comprender por medio de elementos finitos todos los factores que ocasionan una fractura.

La teoría establece que después del suicidio, el cuerpo no siempre es sostenido al ser bajado lo que ocasionaría una fractura post mortem, principalmente en el hueso occipital (figura 2.3), se realizaron tres pruebas, en estos se cambió el espesor que tiene el hueso, en el primer caso 1 mm, después de 2.5 mm y por último de 4 mm, variando la velocidad entre 0 m/s y 6.28 m/s. En este caso el hueso se considera como un material isotrópico con densidad de  $1800 \text{ kg/m}^3$ , un módulo de Young de 60GPa y una relación de Poisson de 0.21.

Thollon et al., en el 2012 no muestran resultados claros, se sabe que a una velocidad de 6.28 m/s, existirá una fractura sin importar el espesor que tenga el hueso y la velocidad máxima que alcanzan para no fracturarse ninguno de los tres casos es de 4.08 m/s. Lo que establece que no debe de existir ninguna fractura en el cráneo ocasionada por el descenso del cuerpo cuando se realicen los estudios por el forense.

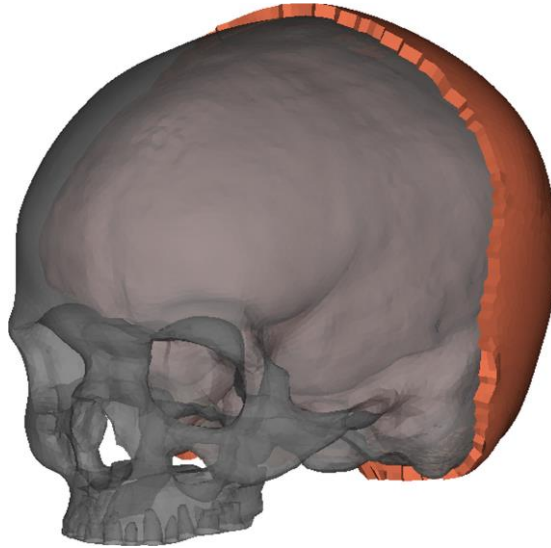


Figura 2.3 Área de experimentación para fractura ocasionada por ahorcamiento. (Thollon et al., 2012)

### 2.3 Validación y análisis por elemento finito de fractura de cráneo frontal.

En este caso se tomaron en cuenta algunos factores que son descartados por otros autores ya que la cabeza cuenta con el cuero cabelludo, membranas, líquido cefalorraquídeo y vasos sanguíneos. Con base en esto, se realizó un modelo con tres capas distintas; la primera de ellas es la piel, la segunda el hueso y la tercera compuesta de las membranas y líquido cefalorraquídeo, las propiedades de estos componentes se muestran en la tabla 2.1.

En el caso real se realizó la prueba a 18 cráneos sin embalsamar y con apenas 5 días del deceso, el impacto fue generado por un péndulo y aplicado sobre el hueso frontal, en un caso por una placa de acero con una masa de 14.3 kg y una longitud



de brazo de 148 cm, mientras que el segundo por una placa de aluminio con 9.6 kg y una longitud de brazo de 138 cm, se extraen los tres casos más significativos de la simulación, en este caso solo fueron impactados por un cilindro de aluminio con un diámetro de 70 mm y variando distintos parámetros como lo son la velocidad y peso del cilindro. Para el primer caso el cilindro tiene una velocidad de 3.39 m/s, una masa de 37.3 kg y una fuerza de 8.623 KN que es mayor a la que se generó en el caso real que fue de 5.938 KN, mientras que para el segundo la velocidad aumenta a 5.32 m/s, con una masa de 40.3 kg, una fuerza para el modelo de 9.4 KN y la fuerza real fue de 9.275 KN y finalmente la velocidad fue de 6.92 m/s, la masa de 28.9 kg, la fuerza del modelo de 7.751 KN y la fuerza real de 6.444 KN.

Para el primer caso, el hueso frontal muestra grandes desplazamientos, obteniendo una energía de 6.41 J, lo que indica una fractura inminente dentro del cráneo ya que supera la energía que es capaz de absorber que es de 0.833 J, con esto también se concluye que existirá fractura para los casos 2 y 3 los cuales generan una energía de 11700 mJ y de 15470 mJ. También se observa que el comportamiento de las fracturas es lineal para los tres casos, se concluye que el cuero cabelludo no tiene relevancia en estos casos (figura 2.4).

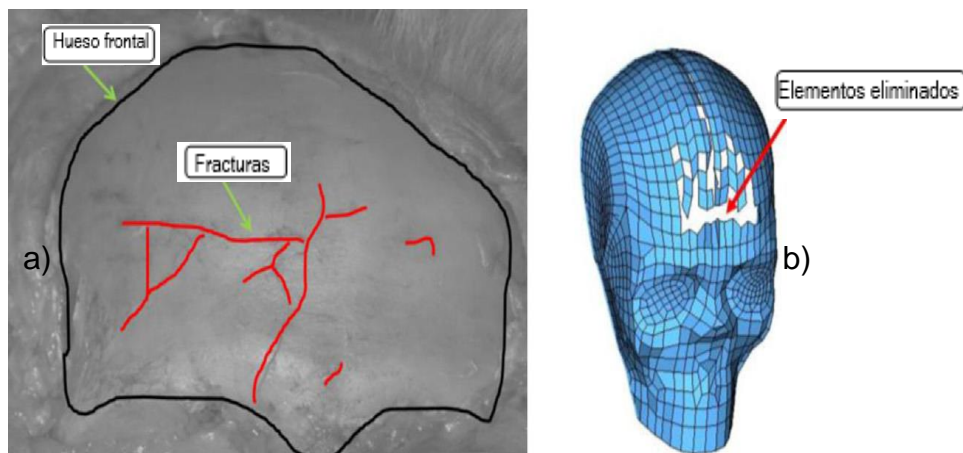


Figura 2.4 a) Real b) Simulación. (Asgharpour et al., 2012)

Tabla 2.1 propiedades mecánicas de los componentes del cráneo.(Asgharpour et al., 2012)

Parte	Propiedades del material	Parametros del material	Valor	Tipo de elemento	Espesor
Cara	Elástico	Densidad	2500 kg/m <sup>3</sup>	Capa	10 mm
		Módulo de Young	5.0GPa		
		Relación de Poisson	0.23		
Hueso cortical	Elástico	Densidad	1900 kg/m <sup>3</sup>	Capa	2 mm
		Módulo de Young	15GPa		
		Relación de Poisson	0.21		
		UTS	90 MPa		
		UCS	145 MPa		
Hueso trabecular	Elasto-plastico	Densidad	1500 kg/m <sup>3</sup>	Capa	3 mm
		Módulo de Young	46 GPa		
		Relación de Poisson	0.05		
		UTS	35 MPa		
		UCS	28 MPa		
Piel	Elástico	Densidad	1000 kg/m <sup>3</sup>	Sólido	-
		Módulo de Young	1.67 MPa		
		Relación de Poisson	0.42		
Cerebro y cerebelo	Viscoelástico	Densidad	1040 kg/m <sup>3</sup>	Sólido	-
		Módulo al cortante	1.125 GPa		
Cerebro/hueso de la intercara	Elástico	Densidad	1040 kg/m <sup>3</sup>	Sólido	-
		Módulo de Young	0.12 MPa		
		Relación de Poisson	0.49		

## 2.4 Influencia de la rigidez y la forma de la superficie de contacto en las fracturas de cráneo.

Es una versión muy similar al caso anterior, la diferencia se encuentra en que el impacto ahora será en la parte lateral del cráneo y que la parte real solo servirá para establecer algunos valores para la simulación, tal es el caso de la velocidad de impacto en la cabeza, lo que permitió medir las fuerzas pico y predecir la fractura. Las pruebas reales se hicieron a 17 cráneos post mortem, con ayuda de acelerómetros y por medio de caída libre impactando contra una placa de acero, de aquí se extraen algunos datos que serán utilizados para la simulación como lo son la velocidad que varía desde 2.4 m/s hasta 6.5 m/s y la fuerza de impacto.

Sahoo et al., en el 2014 para el caso virtual seleccionaron solo 3 cráneos del caso real, estos tienen una diferencia significativa en cuanto a dimensiones y por lo tanto peso, mientras el primero tiene una masa de 3.44 kg, el segundo de 4.54 kg y el tercero de 5.94 kg, a los cuales se les realizaron 15 experimentos variando la velocidad y el instrumento por el que será aplicado, en este caso será por un cilindro y por dos placas con distintas dimensiones. Los resultados se muestran en la tabla 2.2 y tabla 2.3.

Tabla 2.2 Resultados de los picos de fuerza para placa plana (Sahoo et al., 2014)

	V=6.47m/s	V=5.99m/s	V=5.46m/s	V=4.89m/s	V=4.24m/s	V=3.36m/s
<b>Experimento</b>	8695N	8258N	7635N	6630N	5650N	3985N
<b>Simulación de referencia</b>	8878N	8140N	7094N	6117N	5279N	4100N
<b>Mujer</b>	7669N	6974N	6155N	5276N	4591N	3622N
<b>Hombre</b>	8721N	8104N	7174N	6213N	5268N	4120N
<b>Hombre</b>	9250N	8578N	7700N	6652N	5339N	4461

Tabla 2.3 Resultados de los picos de fuerza para placa plana (Sahoo et al., 2014)

	V=5.46m/s	V=4.89m/s	V=4.24m/s	V=3.46m/s	V=2.44m/s
<b>Experimento</b>	9765N	9215N	8430N	6890N	4545N
<b>Simulación de referencia</b>	9820N	8748N	7557N	6241N	4240N
<b>Mujer</b>	8703N	7832N	6825N	5541N	3941N
<b>Hombre</b>	9858N	8661N	7574N	6251N	4281N
<b>Hombre</b>	10177N	8938N	7742N	6329N	4515N

Concluyen que para la cabeza con mayor masa la fuerza es mayor que en las otras dos, aun cuando el valor para los tres cráneos es similar, se observa y comprueba de igual manera que los cráneos se fracturan para el caso de la placa con menor rigidez a una velocidad de 6.47 m/s, mientras que para la placa con mayores dimensiones y el cilindro, la fractura se produce a partir de 4.89 m/s.

## 2.5 Validación y desarrollo de lesiones cerebrales por medio del método de elementos finitos.

A diferencia de la gran mayoría de los casos de estudio, en esta investigación elaborada por Zhang et al., en 2001, consideran algunos otros elementos como la duramadre, piamadre y aracnoides, todos ellos como materiales viscoelásticos, a su vez el hueso del cráneo se considera como un hueso cortical con una densidad de 2100 kg/m<sup>3</sup>, un módulo de Young 6000 MPa [este dato está mal] y una relación de Poisson de 0.25.

Se cuentan con dos fases principales la primera es la investigación con base en pruebas en cráneos de personas con pocos días de fallecidos impactándolos cráneos contra una placa variando la velocidad desde 4.33 m/s hasta los 12,99 m/s, por su parte la segunda fase es la elaboración y obtención de un modelo complejo que consta de 314 500 elementos y 281 800 nodos por medio del software PAM-CRASH®, el cual fue sometido al igual que el caso anterior a un impacto generado por un cilindro como se muestra en la figura 2.5a.

Aunque en el experimento la gran mayoría de las pruebas son elaboradas en los huesos faciales, lo rescatable de este modelo es la prueba elaborada en el hueso frontal figura 2.5b, donde se compara la fuerza contra el desplazamiento (la línea roja representa el modelo, mientras las líneas de colores muestran los resultados para los cráneos postmortem), se observa que la predicción cae dentro de los resultados que fueron obtenidos de manera experimental.

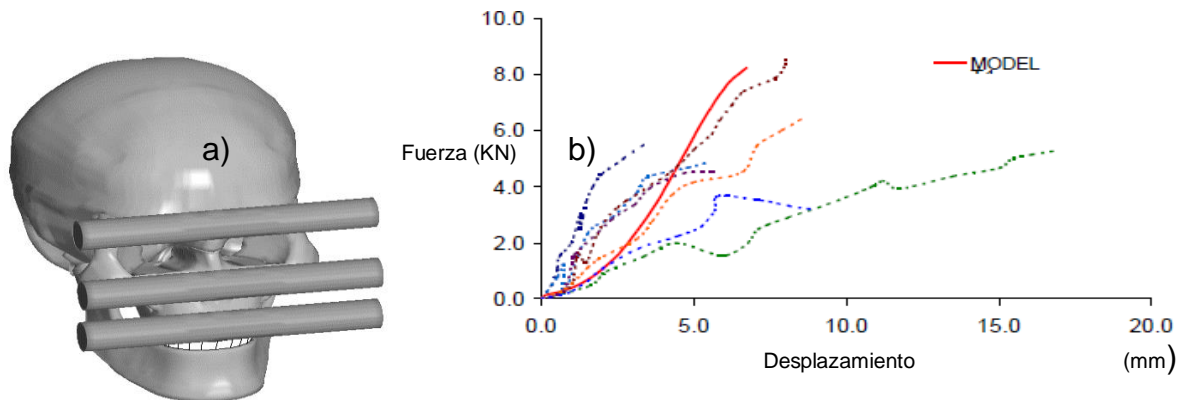


Figura 2.5 a) impacto del cilindro en el hueso frontal b) Grafico del impacto al hueso frontal. (Zhang et al., en 2001)

## 2.6 Determinación de esfuerzos en el cráneo humano por medio del método del elemento finito.

Para el siguiente caso, el cráneo es sometido a fuerzas de compresión, basado en la cirugía estereotaxia que consiste en colocarle a un paciente un marco estereotáctico de metal (figura 2.6), el cual se sujeta a la cabeza con cuatro pernos, dos en la frente y otros dos en la nuca. Sobre el marco se colocan paneles o localizadores que llevan unas marcas radiopacas y que aparecerán después en los estudios radiológicos, con esta exploración se señala la lesión o el punto al que se requiere acceder en la cirugía.

Nieto et al., en el 2005 desarrollaron un modelo para saber la distribución de esfuerzos bajo las cargas constantes que ejercen los cuatro pernos en la cabeza, en el primer caso dos son colocados en la frente y dos más en la nuca, mientras que para el segundo caso son colocados en la parte lateral derecha y en la izquierda.

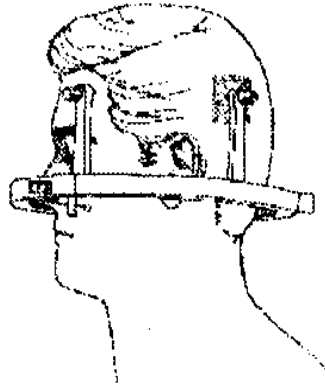


Figura 2.6 Marco estereotático. (Nieto et al., 2005)

Para los dos casos, el cráneo es considerado como un material isotrópico, homogéneo y lineal, con base en esto solo se cuentan con tres propiedades mecánicas las cuales son el módulo de elasticidad de 2.19 GPa, la relación de Poisson de 0.21 y la densidad de 2100 kg/m<sup>3</sup>, considerando una presión intracraneal de 15 mm Hg y una fuerza aplicada de 1 000 N que aumentada a 50 000 N, los resultados se muestran en las tablas 2.4.

Tabla 2.4. Esfuerzos de von Mises para P = 50,000N. (Nieto et al., 2005)

Lado de aplicación de fuerzas	Esfuerzos de Von Mises (Pa)		Desplazamiento perpendicular al plano X-Y (mm)
	Máximo	Mínimo	
Frontal /Posterior	199 187	567	0.434
Derecho/Izquierdo	137 329	629	0.384

La obtención del modelo tridimensional fue a partir de un estudio radiológico de resonancia magnética donde se obtuvieron 124 imágenes de cortes frontales, que fueron digitalizados y reproducidos en el programa de CAD. El modelo consta de 252 458 nodos y 150 269 elementos y se resolvió usando el programa *Ansys Research*® versión 8.1.

De estos resultados, se observó que los esfuerzos máximos y mínimos, así como las deformaciones o desplazamientos prácticamente son similares y no muestran un cambio notable entre las cargas evaluadas, con excepción del esfuerzo máximo en el frontal/posterior. A partir de esto los autores concluyen que el comportamiento del cráneo va ser muy similar cuando se le apliquen una o varias cargas de compresión sin resultar trascendente su ubicación.

## 2.7 Análisis de cargas de impacto sobre cráneo humano.

Carrasco en el 2011 genera un modelo que es sometido a un impacto de alta velocidad de 100 m/s, el modelo virtual es obtenido a partir de tomografías de un paciente de 27 años de edad, considerando una densidad de  $2100 \text{ kg/m}^3$ , un módulo de Young  $6 \text{ MPa}$  y una relación de Poisson de 0.21 y un esfuerzo a cedencia de  $1.2 \text{ MPa}$ .

El cráneo fue impactado por una placa de acero estructural con un comportamiento rígido, la cual tiene un espesor de  $2.5 \text{ mm}$  y las demás dimensiones varían respecto a la zona donde impacta al cráneo, las regiones de impacto fueron de forma frontal (figura 2.7 a), lateral (figura 2.7 b), posterior (figura 2.8 a) y por último la parte superior (figura 2.8 b).

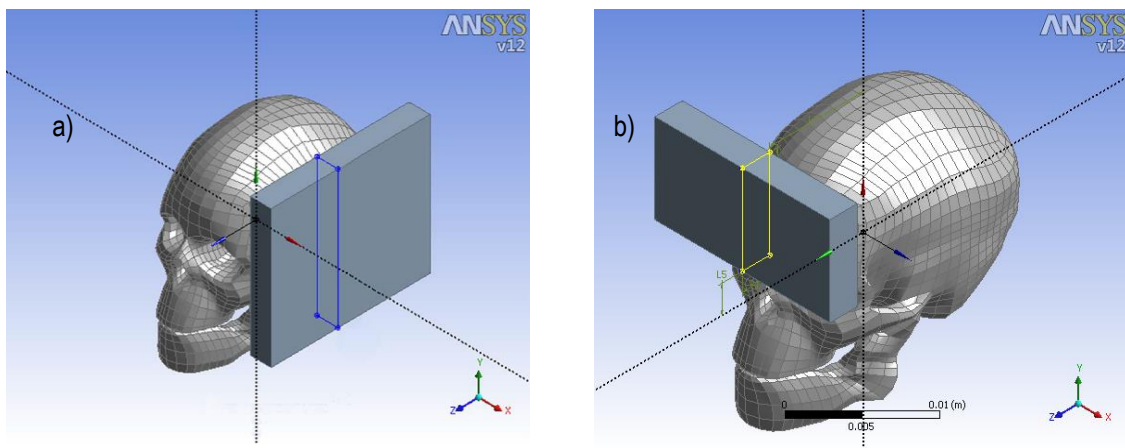


Figura 2.7 a) Impacto lateral b) Impacto frontal. (Carrasco, 2011)

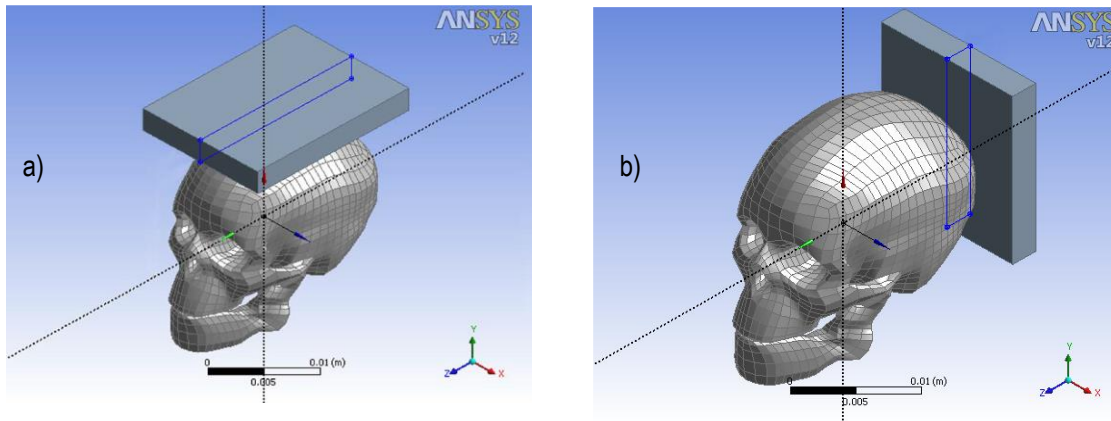


Figura 2.8 a) Impacto superior b) Impacto posterior. (Carrasco, 2011)

Los resultados son obtenidos mediante el software ANSYS WORKBENCH V.12®, en este caso el mallado del cráneo se generó de modo automático, el experimento se realiza en dos diferentes rangos de tiempo uno de 0 a  $1.01 \times 10^{-5}$  s (figura 2.9) y la siguiente fase es de  $2.51 \times 10^{-5}$  a  $2.25 \times 10^{-4}$  s (figura 2.10), estos valores son relacionados al impacto frontal ya que al igual que las dimensiones varían respecto a la zona de impacto.

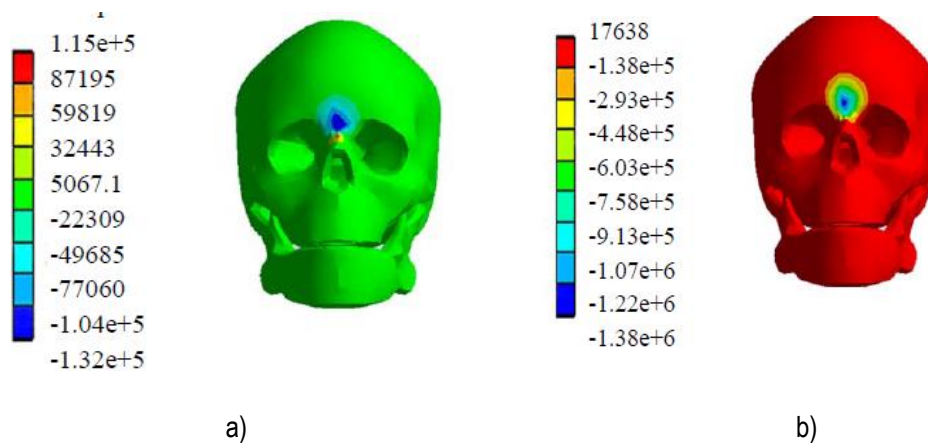


Figura 2.9 a) Esfuerzo principal para un tiempo de  $5.5810^{-6}$  s. b) Esfuerzo principal para un tiempo de  $6.57 \times 10^{-5}$  s. (Carrasco, 2011)



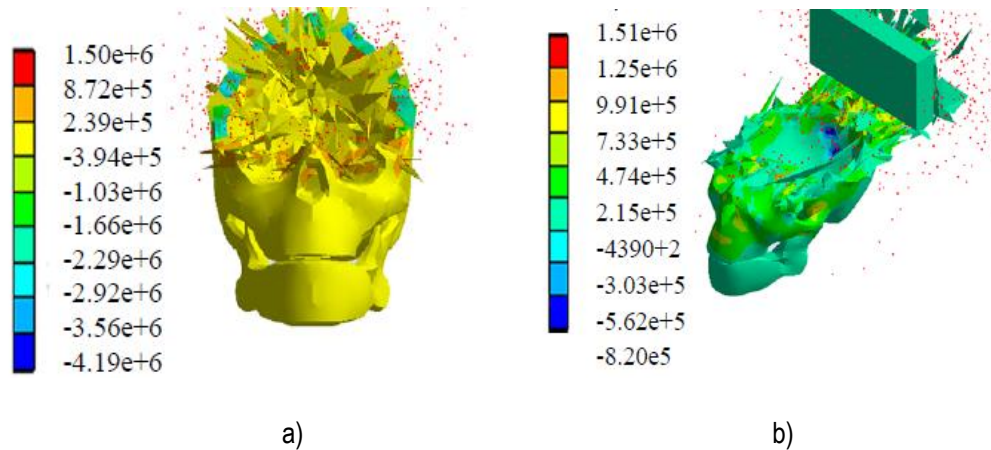


Figura 2.10 a) Esfuerzo principal para un tiempo de  $1 \times 10^{-4}$  s. b) Esfuerzo principal para un tiempo de  $2.25 \times 10^{-4}$  s. (Carrasco, 2011)

Apartir de los resultados obtenidos (tabla 2.5) se observa el desplazamiento necesario para ocasionar la fractura, así mismo se muestran los gráficos comparativos del experimento.

Tabla 2.5. Tiempos y desplazamiento. (Carrasco, 2011)

Impacto	Frontal	Lateral	Superior	Posterior
<b>Inicio de contacto entre placa y craneo</b> ( $\mu$ s)	4.13	3.07	4.08	3.53
<b>Inicio de zona plástica</b> ( $\mu$ s)	5.29	4.55	4.54	4.08
<b>Tiempo de fractura</b> ( $\mu$ s)	5.58	6.53	6.5	5
<b>Desplazamiento para la fractura</b> ( $\times 10^{-4}$ m)	5.29	5.57	6.54	5.01

En la deformación se observa la linealidad de toda las pruebas , teniendo como excepción el impacto frontal (figura 2.11 ).

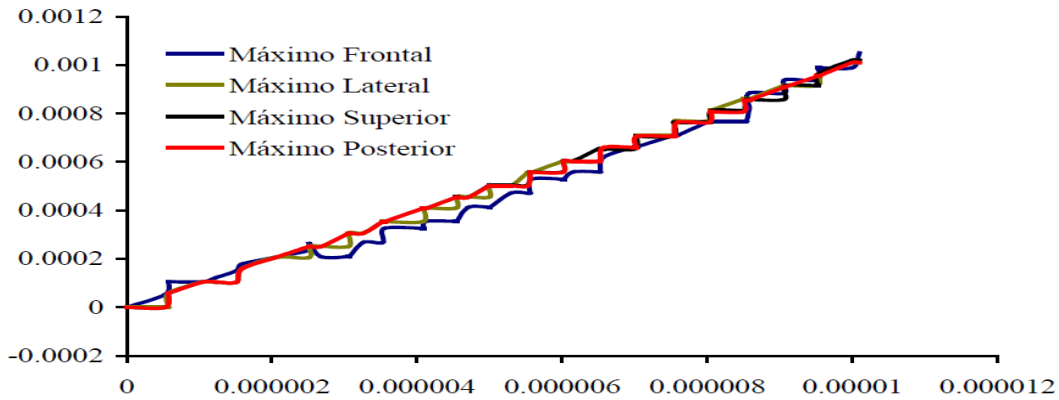


Figura 2.11 Deformacion (m-t). (Carrasco, 2011)

En este análisis se observa el nivel de esfuerzos , los cuales son muy similares, y las zonas de compresión en las que se distingue el impacto lateral que es el que mayor esfuerzo presentó, y el impacto frontal el que su esfuerzo es menor. (figura 2.13).

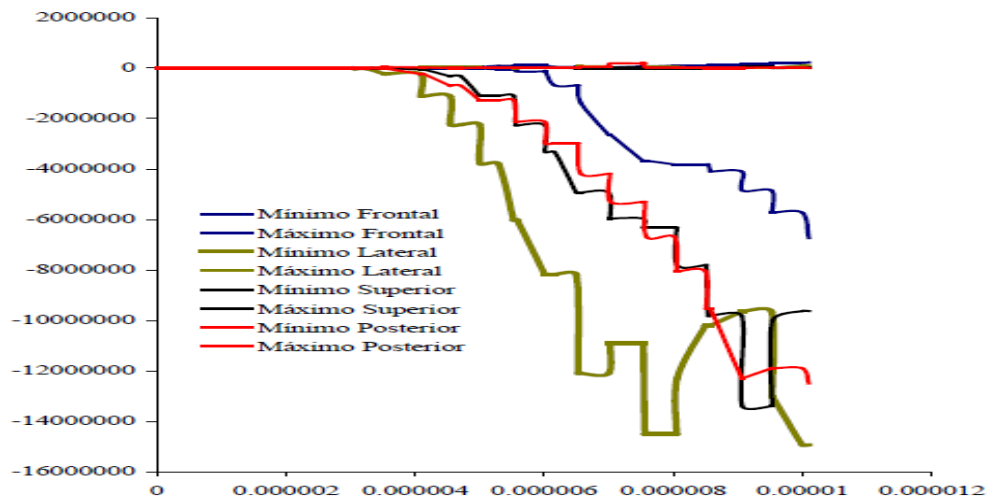


Figura 2.12 Esfuerzo principal (Pa-t). (Carrasco, 2011)

---

Cabe mencionar que no se toma en cuenta el segundo intervalo para ninguno de los casos debido a que el hueso ya se fracturó. Como resumen de los trabajos se observa la importancia que tienen las distintas características del cráneo como su espesor, así como sus distintas geometrías. Otra característica importante de establecer es el límite de velocidad para los casos de caída libre que máximo rondan entre los 6.5 m/s.

En cuanto a los resultados existe una gran variación mientras unos deducen las fracturas por medio de energías, otros lo hacen por medio de fuerzas o esfuerzos, además de que todos se basaron en distintas regiones, la gran mayoría analizó el hueso frontal.

Existen otros artículos basados en la experimentación craneal que son mencionados por la gran mayoría de los autores, donde sus experimentos son trascendentales, tal es el caso de *Ruan* y *Prasad* en el año 2001, evalúan la importancia que tiene el grosor de los huesos, impactando el mismo con un cilindro de masa 5.23 kg a una velocidad de 6.33 m/s, concluyendo que a medida que aumente el espesor del cráneo la deformación disminuyó pero esta relación no puede ser linealmente interpolada a los otros parámetros.

Verschueren y Yoganandan en el año 2004, realizaron distintas pruebas de impacto sobre los huesos frontal, parietal, temporal y occipital, todo para saber la fuerza necesaria a la fractura variando parámetros como la velocidad. Cabe mencionar que este tipo de pruebas también son una aproximación debido a que el hueso ya no cuenta con las propiedades que tiene una persona viva por la pérdida de nutrientes por la falta de irrigación sanguínea .

2.8 Evaluación de la respuesta de la cabeza ante impactos por arma de fuego usando el método de elementos finitos.

A diferencia de los casos anteriores, aquí el modelo tridimensional cuenta con una protección que en este caso es un casco militar capaz de absorber el impacto de una bala a 360 m/s y con un peso de 8 g elaborada de plomo, en este caso se habla de un arma calibre 9 mm.

Se cuenta con 6 tipos de casco nombrados A,B,C,D,E y F, donde A representa el casco con mayor dureza y espesor, en este caso el casco F tiene la menor dureza y espesor, el casco tiene una densidad de 1.23 g/cm<sup>3</sup>, un módulo de Young de  $E_1=E_2=18.5$  GPa,  $E_3=6.0$  GPa y una relación de Poisson de  $\nu_{12}=0.25$ ,  $\nu_{13}=\nu_{23}=0.33$ , las propiedades más específicas para cada casco se muestran en la tabla 2.9. Para modelar el cráneo humano se utilizó un modelo elaborado por el Departamento de Aeronáutica del Instituto Real de Tecnología de Estocolmo, no se tiene información acerca de los valores utilizados. Se realizan varias pruebas al modelo variando el ángulo de impacto desde 22.5° hasta los 90°.

Tabla 2.6 Propiedades de los cascos (Aare et al., 2005)

	Deflexión mm	Módulo de corte $G_{12}$ (GPa)	Módulo de corte $G_{13}$ (GPa)	Valores de resistencia $S_1/S_2$ (MPa)	Valores de resistencia $S_3$ (MPa)	Valores de resistencia $S_{12}$ (MPa)	Valores de resistencia $S_{13}/S_{23}$ (MPa)
A	12.5	0.77	2.72	555	1200	77	1086
B	15	0.39	2.44	277.5	600	38.5	543
C	20	0.25	0.90	183.2	396	25.4	358.4
D	25	0.19	0.68	138.8	300	19.3	271.5
E	30	0.15	0.54	111	240	15.4	217.2
F	35	0.12	0.41	83.3	180	11.6	162.9

Aare et al., en el 2005 obtiene como resultado para un impacto a 90° que para el casco con mayor dureza (casco A) existen menores afectaciones que para el caso del casco tipo F, los esfuerzos de Von Mises llegan a 140 MPa color rojo. (Figura 2.12), con respecto a los resultados de cuando cambia el ángulo de impacto se muestran en la tabla 2.10, donde se muestra que aumenta el esfuerzo en el craneo, conforme aumenta el ángulo de impacto y se sabe que la presión en el cerebro muestra una dependencia del ángulo de impacto.

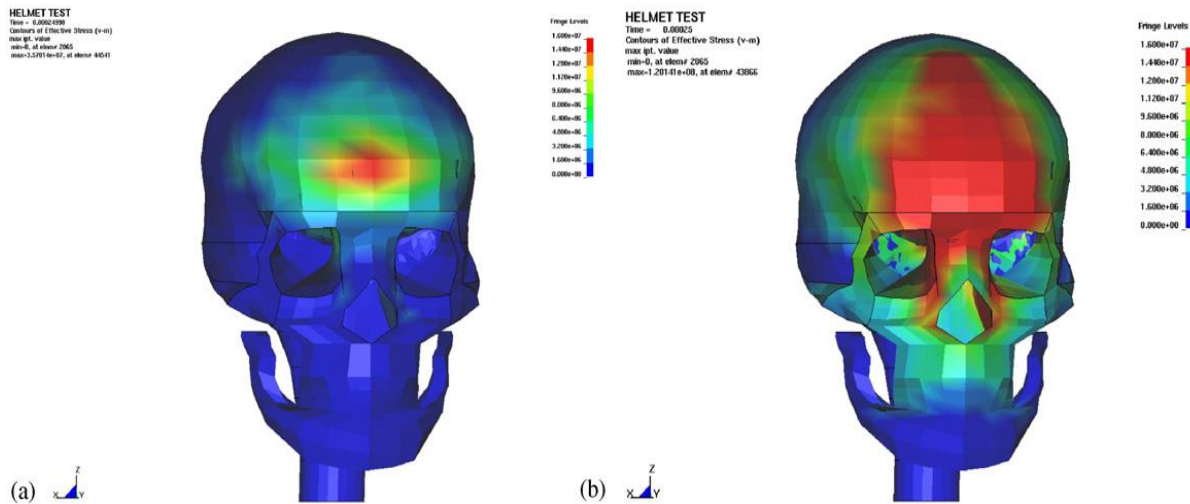


Figura 2.13 a) Casco tipo A b) Cascotipo B. ( Aare et al.,2005)

Tabla 2.7 Esfuerzos maximos para angulo variable. ( Aare et al.,2005)

Angulo	22.5°	45°	67.5°	90°
Contacto entre casco y craneo	No	Si	Si	Si
Esfuerzo máximo de von Mises en el hueso del cráneo compacto (MPa)	20	32	69	85
Esfuerzo máximo de von Mises en el hueso del cráneo esponjoso (MPa)	2.2	3.8	9.6	12

## 2.9 Pruebas mecánicas a implantes de cráneo.

El objetivo que se busca en la investigación es comprobar las propiedades mecánicas del polimetilmetacrilato (PMMA) al ser comparada con otros materiales utilizados para implantes, a través de la tomografías consiguen elaborar un modelo tridimensional, al cual se le extraerá una sección que simulara el implante de dicho material (figura 2.13 y será sujetado en este caso por tornillos de titanio. El implante contará con 24765 elementos y 3196 nodos, al cual se le realizaran tres pruebas distintas, la primera de ellas será aplicada una carga de 60 N, para el segundo caso la carga sera de 600N y para el tercer caso una carga de 1800 N, todas ellas aplicadas a un área de  $6\text{mm}^2$  ubicada en el centro del implante, las propiedades que se utilizaron para el PMMA es un módulo de elasticidad de 2.944 GPa y un coeficiente de poisson de 0.38, mientras que el hueso tiene un módulo de elasticidad de 12.5 GPa y un coeficiente de poisson de 0.3.

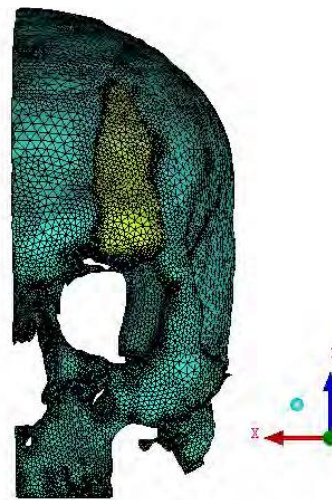


Figura 2.14 implante de cráneo PMMA. (Arango, 2014)

Los resultados obtenidos por Arango en el 2014, muestran para el primer caso un esfuerzo máximo para el implante de 11.55 MPa, para el hueso de 12.66 MPa y un desplazamiento de 0.0053 mm, mientras para el segundo caso un esfuerzo máximo para el implante de 16.01 MPa, para el hueso de 12.68 MPa y un desplazamiento de 0.0669, para el tercer caso el esfuerzo máximo será de 46.33 MPa, en el hueso de 19.1 MPa y un desplazamiento de 0.2 mm, como se observa en la figura 2.15.

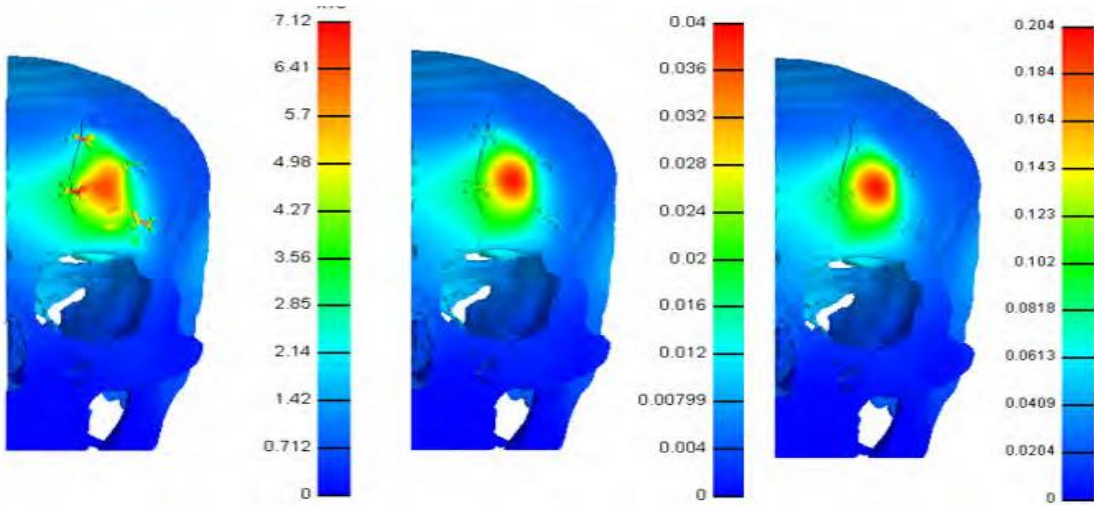


Figura 2.15 Desplazamientos a) carga de 60 N, b) carga de 600 N, c) Carga de 1800 N. (Arango, 2014)

## Capítulo 3. Metodología para la obtención de un modelo del cráneo a partir de tomografías.

En la actualidad con ayuda de las distintas paqueterías existentes es sencillo obtener modelos tridimensionales de cualquier hueso a partir de una serie de imágenes, la generación de estos tiene grandes beneficios, ya que ayuda al diseño de prótesis, también es útil para evaluar el grado de un traumatismo, la planeación de estrategias quirúrgicas cuando un paciente tiene que ser sometido a una operación de alto riesgo o simular pruebas por medio del método del elemento finito. Aunque existen una gran variedad de metodologías para la realización de un modelo tridimensional de un hueso, la mayoría de los autores no muestran de manera exacta la secuencia que sigue, por ello en este capítulo se busca elaborar una metodología útil para la generación de esta clase de modelos a partir de las tomografías hasta su modelado en Abaqus®.

La reconstrucción del cráneo puede llegar a ser un proceso laborioso debido a que sigue un método iterativo, ya que la mayoría de las veces se debe regresar a los pasos anteriores para reparar errores que no se observan tan claros en un primer análisis pero al ser exportado, visualizado y trabajado puede presentar distintas discontinuidades, representados por agujeros o elementos que no se encuentran unidos a la pieza principal.

### 3.1 Edición de tomografías y creación de un modelo tridimensional.

La tomografía fue obtenida de un paciente masculino, con edad de 53 años, cuenta con 60 cortes con distancia de 3 mm entre cada uno, que van desde la parte superior del cráneo hasta llegar a las primeras cervicales. La edición se llevó a cabo con ayuda del software InVensalius 3.0® el cual se encuentra libre en la red, para esto se requiere tener la tomografía en formato DICOM y tener conocimientos mínimos acerca de la fisiología del cráneo debido a que se tiene que reconstruir a veces la geometría del corte o eliminar elementos que se encuentran dentro y fuera del área de interés.



La edición se realiza en dos etapas; la primera de ellas consiste en la selección del umbral lo que implica tejido blando, hueso esponjoso, masa encefálica y hueso cortical, este último fue el elegido para este caso, la segunda etapa es la selección del área de interés donde se requieren eliminar o agregar algunos elementos que pueden causar problemas en los siguientes pasos, la gran mayoría de los elementos eliminados encuentran en la parte nasal, ya que al tener una distancia muy grande entre cada corte se pierde la continuidad y muchos de estos elementos no quedan unidos a los huesos del cráneo, mientras que los elementos a agregar se encuentran por ejemplo en la parte izquierda de la figura 3.1a donde se observa una discontinuidad en el hueso debido a una fractura, pero estas discontinuidades también se presentan por la mala selección del umbral por parte del software, que en muchos casos no logra distinguir por completo todo el hueso cortical. Como resultado de este proceso se obtiene un modelo tridimensional en un formato STL (figura 3.1b).

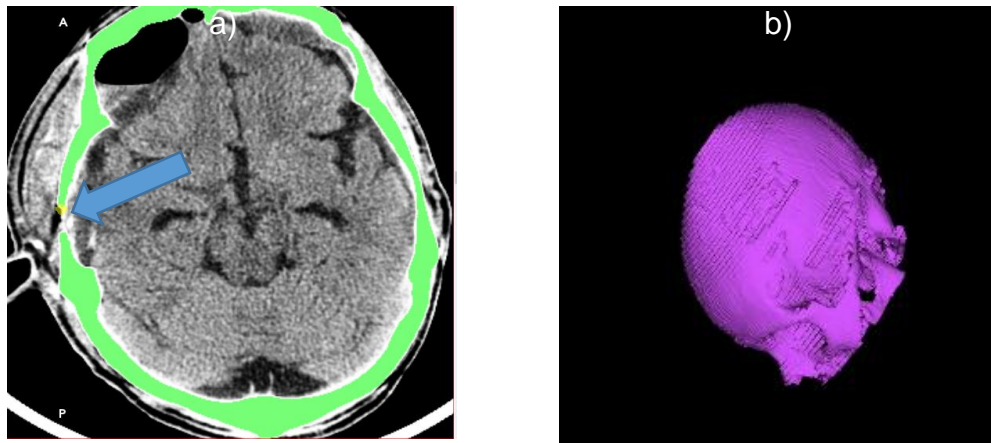


Figura 3.1 a) Edición de tomografía. b) Reconstrucción apartir de tomografias [referencia]

### 3.2 Remallado y reconstrucción.

La pieza obtenida en la fase anterior tiene defectos, los cuales necesitan ser reparados, estas fallas se encuentran en la forma y tamaño de la malla que se generan del programa anterior, los defectos en la forma son ocasionadas por la geometria propia del modelo tridimensional por lo que presenta en algunas secciones una malla no uniforme (figura 3.2 a) y lo que acarrea problemas en el software de elemento finito.

Por lo que se busca reparar estos errores, así como la creación de una nueva malla por medio del software MeshLab® el cual se encuentra libre en la red, cuenta con distintas herramientas para la reconstrucción de cuerpos, en este caso se utilizaran dos herramientas, la primera de ellas llamada “Ball Pivoting” en el cual primero es necesario transformar la pieza obtenida en una nube de puntos, el número de puntos que formaran la superficie dependerá de la aproximación deseada, en este caso la figura estaba formada por mas de cien mil elementos, como resultado se obtiene un craneo con defectos en su superficie, por lo que es necesario aplicar para la segunda etapa el método de reconstrucción de Poisson que es capaz de reconstruir los objetos que tienen discontinuidad (figura 3.2 b).

Aunque las dos herramientas realizan la misma acción es necesario utilizar las dos para la restauración, ya que una es capaz de reparar los defectos ocasionados por la otra pero no es capaz de brindar los resultados deseados por si misma, por lo que se debe seguir los pasos explicados a continuación.

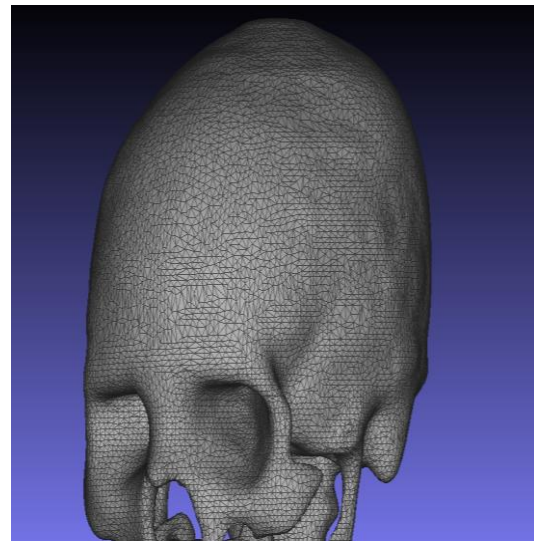
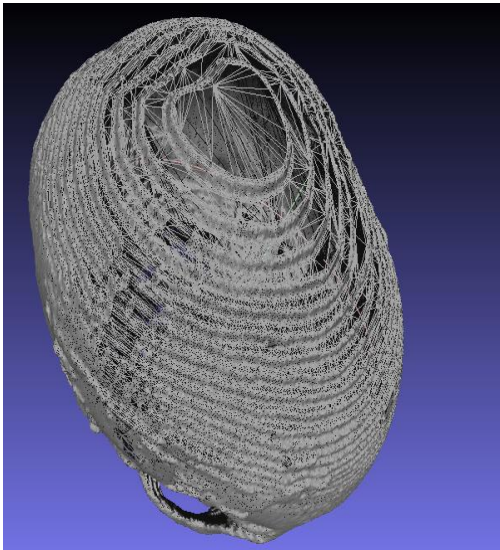


Figura 3.2 a) Defectos en la malla. b) Objeto con malla uniforme.

Al realizar las fases de reconstrucción es importante observar que no se pierda la forma de la superficie de interés, así como la de algunos elementos del cráneo, como se presentan en la figura 3.3, en el caso que presente una discontinuidad en su geometría y no pueda ser reparada en el software de MeshLab® será necesario regresar a la edición de tomografías y reforzar esa área, es importante no alterar demasiado el espesor del hueso y se recomienda utilizar la simetría del cráneo para saber el espesor exacto que debe tener.

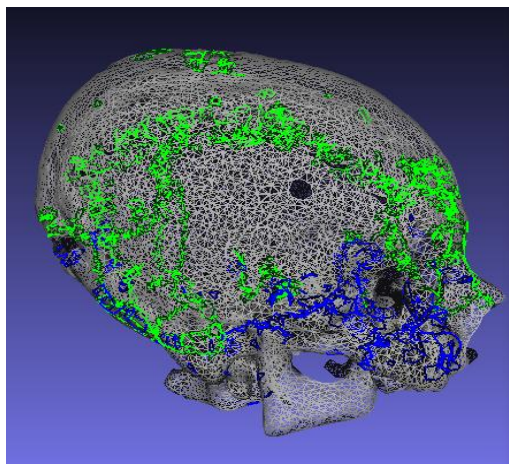


Figura 3.3 Modelo con defectos en su geometría.

### 3.3 Suavizado del modelo tridimensional.

El modelo tridimensional puede seguir presentando en su parte superior una forma de escalones, debido a los cortes de las tomografías, por lo que se utilizó el método de suavizado para corregir estos errores, este proceso se realizó en el programa NX 9.0® el cual la Facultad de Ingeniería de la UNAM cuenta con la licencia de uso.

Es importante no perder la geometría del modelo, ni adelgazar de más algunas zonas de interés por lo que los valores de suavizado dependerán de los resultados deseados, así también se debe volver a verificar la malla debido a que se pueden generar defectos al llevar a cabo esta acción.

### 3.4 Asignación de propiedades.

El modelo sin defectos y en formato .STL es importado al software de elementos finitos, ABAQUS® el cual la Facultad de Ingeniería de la UNAM cuenta con la licencia de uso, antes de hacer un ensamble o asignar propiedades es necesario pasar de elementos triangulares a elementos tetragonales, misma que es una de las ventajas que ofrece el software en el módulo de mesh, es importante mencionar que al archivo ya no se le podrá modificar el tamaño de la malla, así como cambiar la forma de la misma, por lo que solo podrá ser modificada en su tamaño en el programa de MeshLab®. Se obtuvo un modelo con 149363 elementos tetragonales, el cual fue considerado un material sólido, elástico, homogéneo e isotrópico, ocupando dos diferentes tipos de comportamiento para el límite elástico. Para el primer caso al cráneo solo se le asigna un valor de esfuerzo máximo el cual se considera constante una vez alcanzado, mientras para el segundo se utilizó un criterio que dentro de ABAQUS® utilizado para el concreto, el cual será explicado en el siguiente sub tema. Los datos de las propiedades para el primer caso sin criterio de falla se muestran en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 propiedades mecánicas para los huesos del cráneo. (Sahoo et al., 2015)

Propiedades del cráneo	Caso 1
<b>Densidad.</b>	1900 kg/m <sup>3</sup>
<b>Módulo de Young.</b>	15000 MPa
<b>Relación de Poisson.</b>	0.21
<b>Esfuerzo máximo a compresión.</b>	145 MPa

### 3.4.1 Criterio de falla del concreto.

El modelo está basado en la fractura de un material de manera continua, isotrópica y lineal, este modelo toma en cuenta la degradación de la rigidez inducida por una carga a tracción o compresión, describe el comportamiento de un material cuando el daño es irreversible es decir cuando el material sufre una fractura. Aunque el modelo en el nombre especifica que debe ser utilizado para el concreto, este también se ocupa para materiales frágiles en todo tipo de estructuras (vigas, armaduras, cascarones y sólidos).

Como se muestra en las siguientes figuras, cuando el objeto es sometido a tracción su comportamiento es muy similar a la mayoría de los resultados del segundo capítulo mostrando una relajación de esfuerzos después de la fractura, siguiendo una relación lineal hasta al esfuerzo máximo  $\sigma_{t0}$  donde empieza la aparición de pequeñas grietas, para el caso de compresión también sigue un comportamiento lineal pero en este caso la fractura empieza desde un esfuerzo  $\sigma_{c0}$  hasta llegar a un esfuerzo  $\sigma_{cu}$ , también se sabe que el material sufre de un endurecimiento seguido por una zona de ablandamiento.

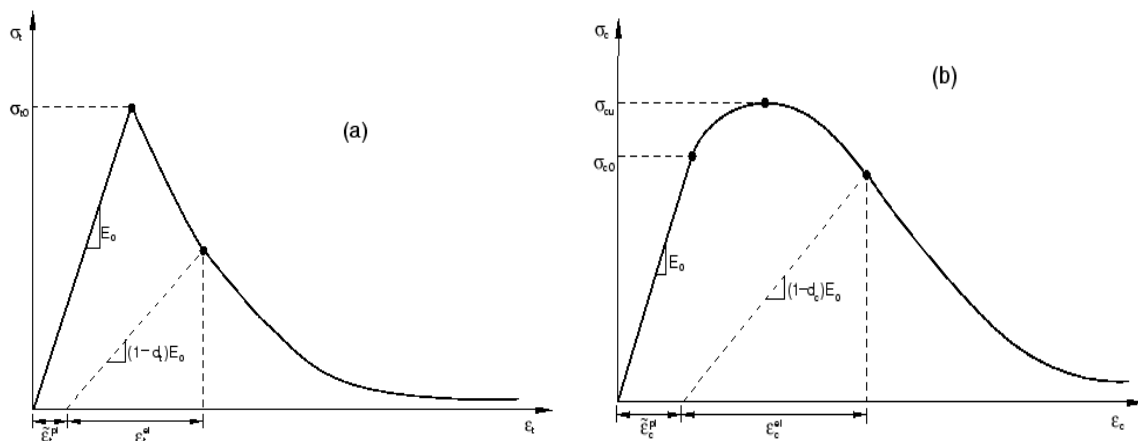


Figura 3.4 a) comportamiento a tracción. b) comportamiento a compresión.

Se sabe que el esfuerzo tendrá una relación directa con la deformación plástica, con la velocidad de deformación, con la temperatura y otras constantes definidas por el usuario. Por lo que se tiene que:

$$\sigma_t = \sigma_t(\varepsilon^{pl}_t, \dot{\varepsilon}^{pl}_t, \theta, f_i) \quad (3.1)$$

$$\sigma_c = \sigma_c(\varepsilon^{pl}_c, \dot{\varepsilon}^{pl}_c, \theta, f_i) \quad (3.2)$$

Así también como se muestra en la figura 3.4 después de llegar al esfuerzo máximo del material, se selecciona un punto en la parte de deformación plástica donde probablemente el material ya se encuentra dañado por lo que su rigidez elástica se degrada y es caracterizada por dos variables de falla una a tensión ( $d_t$ ) y otra a compresión ( $d_c$ ), que a su vez tienen relación con la deformación plástica equivalente, con la temperatura y otras constantes definidas por el usuario, de donde se obtiene que:

$$d_t = d_t(\varepsilon^{pl}_t, \theta, f_i) \quad (3.3)$$

$$d_c = d_c(\varepsilon^{pl}_c, \theta, f_i) \quad (3.4)$$

Si se sabe que  $E_0$  es el módulo elástico del material cuando éste no sufre un daño, las relaciones de carga por tensión o por compresión contra la deformación se definen como:

$$\sigma_t = E_0(\varepsilon_t - \varepsilon^{pl}_t)(1 - d_t) \quad (3.5)$$

$$\sigma_c = E_0(\varepsilon_c - \varepsilon^{pl}_c)(1 - d_c) \quad (3.6)$$

De las ecuaciones 3.5 y 3.6 respectivamente se definen los valores de esfuerzo eficaz a tracción y compresión respectivamente, este valor determina el tamaño de la superficie de fluencia (o fallo).

$$\bar{\sigma}_t = \frac{\sigma_t}{(1-d_t)} = E_0(\varepsilon_t - \varepsilon^{pl}_t) \quad (3.7)$$

$$\bar{\sigma}_c = \frac{\sigma_c}{(1-d_c)} = E_0(\varepsilon_c - \varepsilon^{pl}_c) \quad (3.8)$$

Al utilizar este criterio de falla es necesario también definir algunos otros parámetros aparte de los esfuerzos a tracción y a compresión, el primero de ellos es el ángulo de dilatación que se define como aquel que tienen entre sí los pequeños poros del material para el caso de materiales como el hueso estos se encuentran entre  $15^\circ$  y  $30^\circ$ , para el cráneo se utilizó un ángulo  $22.5^\circ$  (Zhang et al.,2009), el segundo parámetro por definir es el flujo de potencial de excentricidad utilizando el valor por defecto que es de 0.1, el cual establece que el material tiene el mismo ángulo de dilatación en un amplio intervalo de esfuerzos a compresión, para el tercer parámetro que es la relación entre los esfuerzos a compresión al inicio de las fracturas y cuando se llega al valor máximo (figura 3.4) este valor se define como 1.125 (Zhang et al.,2009) para los huesos, el siguiente valor se define como la relación de la segunda tensión invariante en el meridiano a la tracción cuyo valor se desprende del esfuerzo equivalente efectivo de Mises (figura 3.5), utilizando su valor recomendado que es de 0.75. A continuación se muestra una tabla completa con todos los valores a utilizados en el criterio de falla.

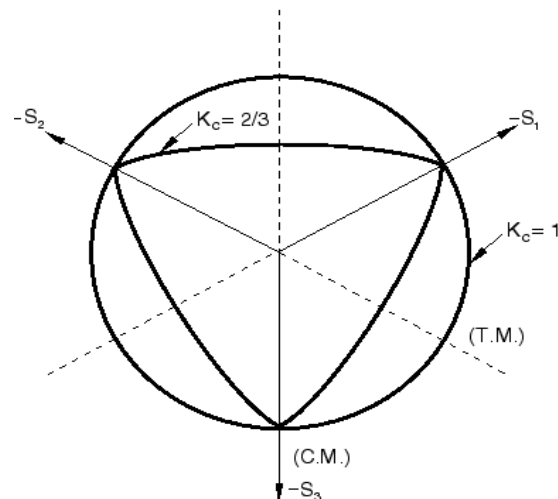


Figura 3.5 Grafico de la segunda tensión invariante a tracción y compresion.

Tabla 3.1 propiedades mecánicas para los huesos del cráneo. (Sahoo et al., 2015)

Propiedades del cráneo	Caso 2
Densidad.	1900 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de Young.	15000 MPa
Relación de Poisson.	0.21
Esfuerzo de máximo a compresión.	145 MPa
Esfuerzo de máximo atracción.	90 MPa
Angulo de dilatación.	22.5°
Excentricidad.	0.1
Relación de esfuerzos	1.125
Tensión del invariante	0.75

### 3.5 Condiciones de frontera y ensamble.

El cráneo se impactó en una placa rectangular con un espesor de 50 mm, con una velocidad de 3.46 m/s hasta 6.47 m/s, velocidades usadas por la gran mayoría de los autores debido a que representan caídas desde medio metro hasta llegar a los dos metros de altura. La pieza de impacto también tuvo una variación en su material, la primera placa se caracterizó por tener un módulo de elasticidad menor al del hueso, para el segundo caso la placa se consideró de aluminio, las propiedades de las placas se muestran en la tabla 3.2, en todos los casos el lado derecho del cráneo con un ángulo de 10° impacto la placa la cual se encuentra a 30 mm de distancia y empotrada en el área contraria al contacto (figura 3.6).



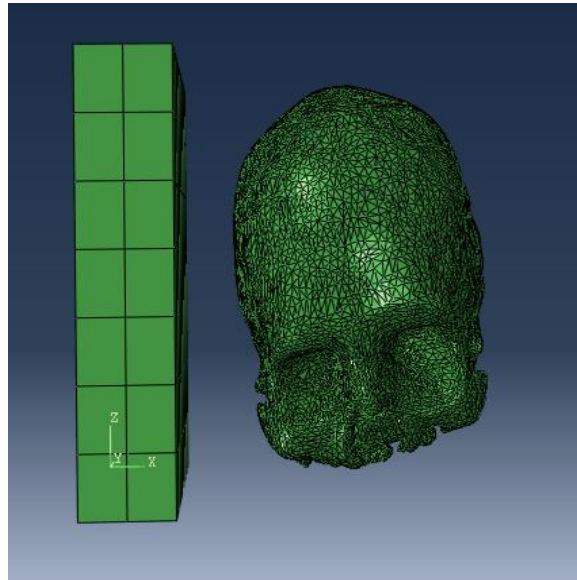


Figura 3.6 Ensamble del craneo.

Tabla 3.2 Dimensiones y condiciones de frontera.

Geometría.	Propiedades mecánicas de la placa.	Dimensiones.	Condiciones de frontera.
<b>Placa Experimento (Sahoo et al., 2014)</b>	Densidad: 4230 Kg / m <sup>3</sup> Módulo de Young: 7 MPa Relación de Poisson: 0.43	Espesor:50 mm	Velocidad: 2.44 m/s a 6.47 m/s
<b>Placa de aluminio</b>	Densidad: 2700 Kg / m <sup>3</sup> Módulo de Young: 70 GPa Relación de Poisson: 0.33	Espesor:50 mm	Velocidad: 2.44 m/s a 6.47m/s

Para validar el modelo se reprodujo el experimento de Sahoo, posteriormente se realizó el mismo experimento para la placa de aluminio y finalmente para demostrar la importancia que tiene la utilización del criterio de falla, este es aplicado al cráneo al ser impactado por ambas placas. A continuación, se muestra una figura con cada uno de los pasos que se siguieron para reconstruir el cráneo que va desde obtención de las tomografías hasta su modelado en ABAQUS®.

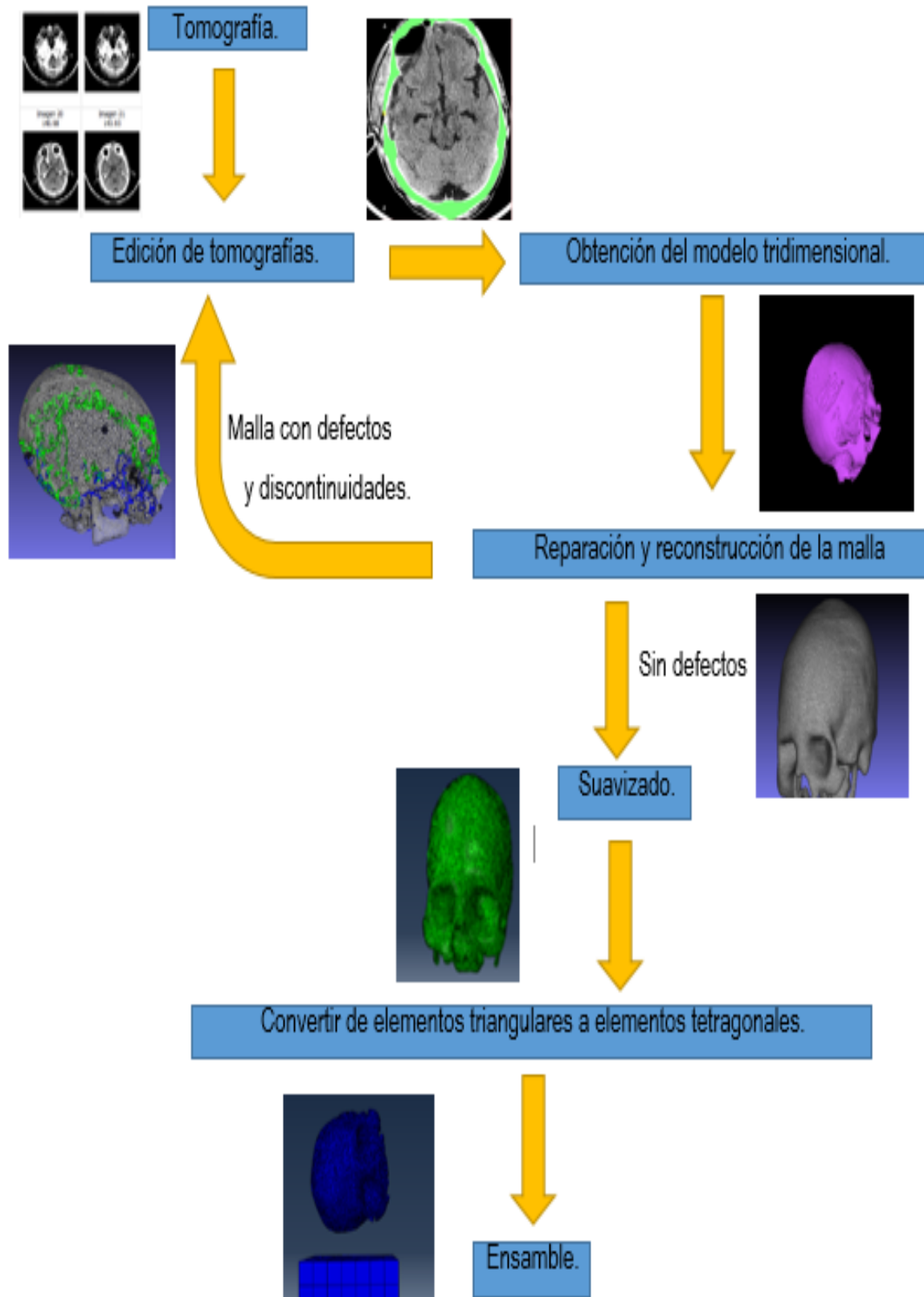


Figura 3.7 de reconstrucción de cráneo.

## Capítulo 4. Análisis de resultados.

La fractura del cráneo en los modelos previamente desarrollados en software de elemento finito, establecen que la falla se produce cuando se supera su resistencia máxima o la energía capaz de absorber, este tipo de criterio será aplicado en dos modelos de este trabajo. Para el primero de los casos, la placa con la que se impacta es menos rígida que el cráneo y servirá para validar el modelo dado que así se realizó en el modelo encontrado en la literatura, mientras que en el segundo se considera una placa de aluminio con un módulo de elasticidad mayor que el anterior caso, con la finalidad de ver el efecto sobre la fuerza y esfuerzos bajo las condiciones del primer caso.

Adicionalmente se desarrollaron dos modelos, los cuales se impactaron en las mismas placas pero a diferencia de los casos anteriores el cráneo cuenta con la aplicación de un criterio de falla, con la finalidad de aproximarse a la fractura real del hueso.

### 4.1 Validación del modelo.

El trabajo de Sahoo et al. en el 2014 buscó comprobar la fractura en el hueso temporal cuando este se impacta en una placa menos rígida que el mismo, se realizó en dos etapas la primera de ellas fue experimental en cráneos de distintos tamaños de personas con pocos días de muertos para después realizar una simulación en el software de elemento finito (tabla 4.1), de ambos casos obtuvieron como resultado la fuerza de impacto.

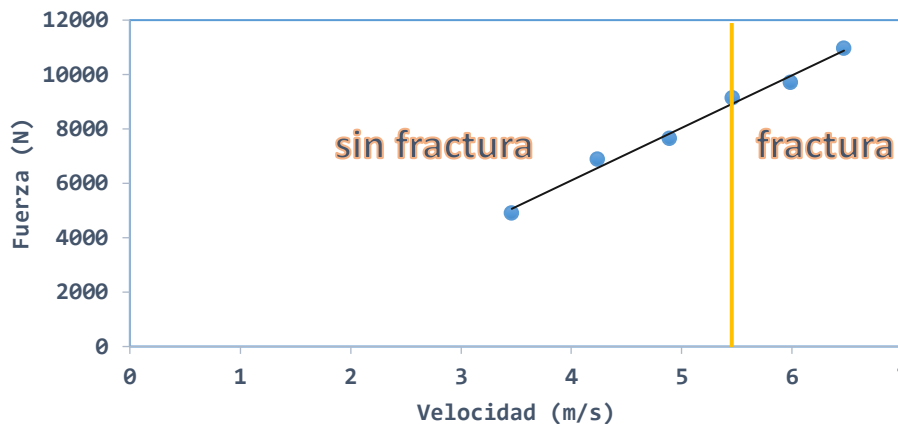
Al recrear en este trabajo ese experimento, por medio del método del elemento finito, se obtuvieron fuerzas máximas muy cercanas al límite superior del intervalo obtenido por los autores en su experimento post mortem, teniendo un error máximo del 9% para las velocidades de 4.24 m/s y 6.47 m/s y un error menor al 5% para las velocidades restantes.

Existe un error mayor entre los valores de las simulaciones elaboradas por Sahoo et al., y el modelo realizado en este trabajo lo que podría atribuirse al tamaño del cráneo, pero al no tener las dimensiones de los cráneos evaluados, esto no se puede comprobar.

Tabla 4.1 Fuerzas impacto recreando el modelo de Sahoo et al.

Velocidad del craneo(m/s)	3.46 m/s	4.24 m/s	4.89m/s	5.46 m/s	5.99m/s	6.24 m/s
Fuerza experimental (N) (Sahoo et al., 2014)	3330 a 4640	5000 a 6300	6010 a 7250	6810 a 8460	7150 a 9420	7420 N a 9970 N
Fuerza de simulación (N) (Sahoo et al., 2014)	4461	5339	6652	7700	8578	9250
Fuerza de simulación (N) (este trabajo)	4900	6875	7650	9135	9606	10960

A partir de la simulación obtenida en este trabajo para validar el modelo se observa que existe una relación lineal entre la fuerza en la placa y la velocidad del cráneo, con lo que se puede establecer una ecuación, la cual es útil para predecir cuál es la fuerza de impacto cuando una persona se cae de cierta distancia y choca con una placa similar a la del material utilizado, lo que permitiría predecir si existe un daño eminente en el hueso después del golpe.



Grafica 4.1 Fuerza en la placa vs velocidad del cráneo validando el modelo de Sahoo.

De lo anterior se establece que la velocidad límite que ocasiona la fractura en el cráneo es de 5.46 m/s, ya que es el instante donde alcanza su esfuerzo máximo a compresión 145 MPa, el cual permanece constante en el tiempo después del impacto (gráfica 4.2), logrando un pico de fuerza de 9135 N y localizando la fractura en la parte superior del cráneo (figura 4.1), que es el primer punto donde tiene contacto con la placa. A diferencia del trabajo de Sahoo et al., que estableció que la fractura es ocasionada cuando el cráneo impacta a la placa a una velocidad de 6.47 m/s con una fuerza de fuerza 8578 N.

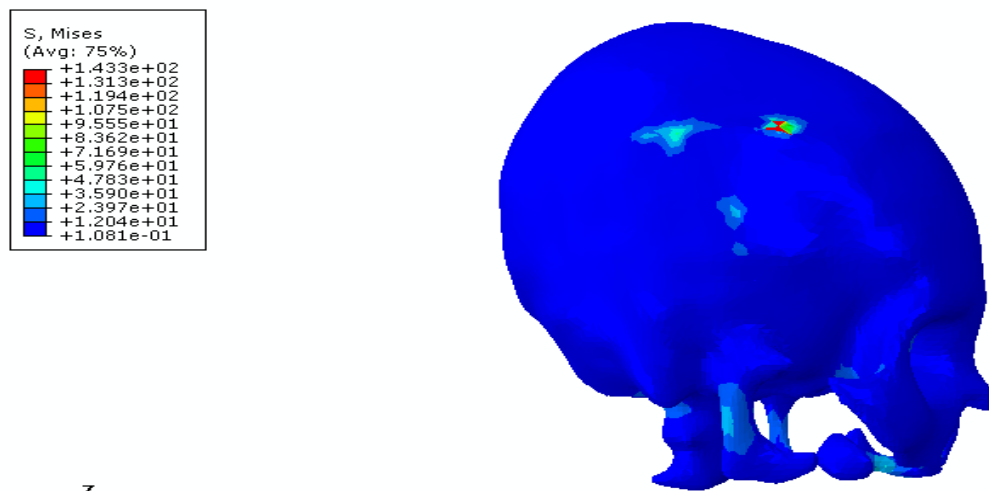
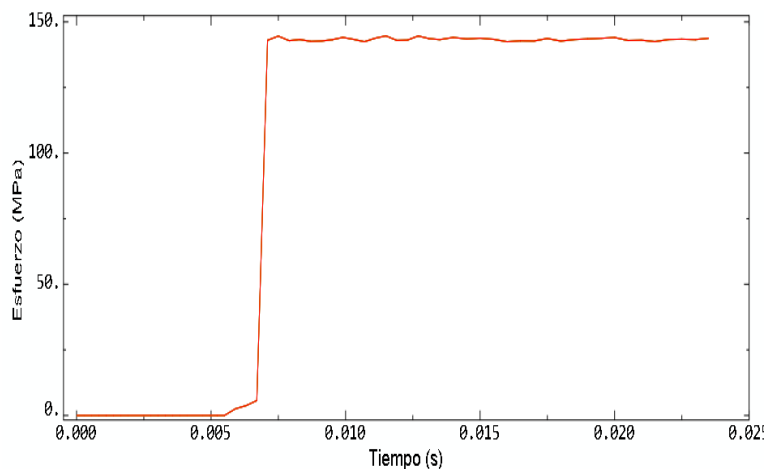
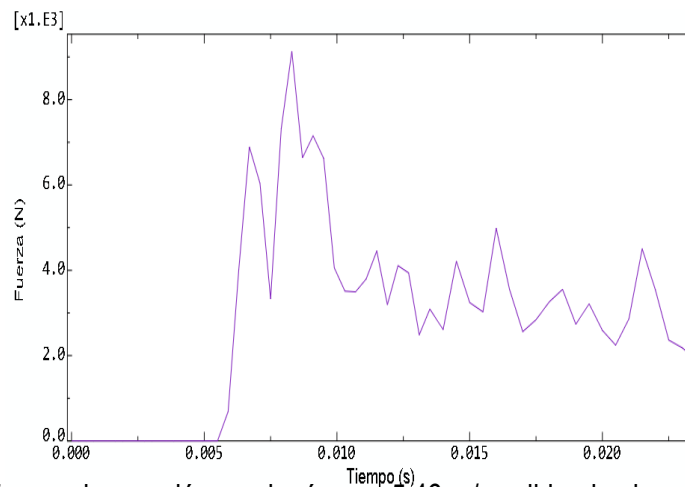


Figura 4.1 Distribución de esfuerzos para 5.46 m/s validando el modelo de Sahoo.



Grafica 4.2 Comportamiento del esfuerzo en el cráneo a 5.46 m/s validando el modelo de Sahoo.

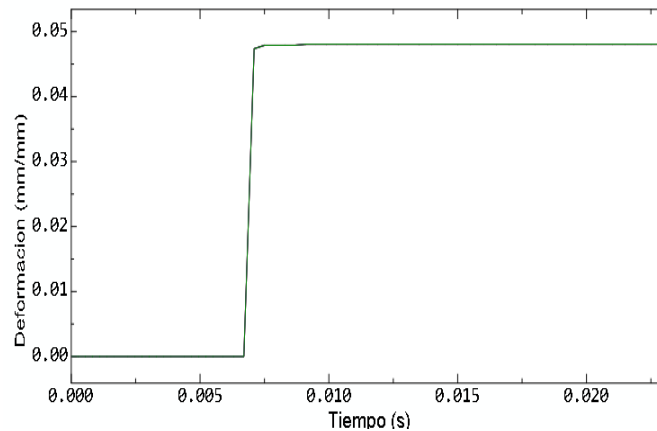
La fractura que se espera de este impacto es lineal como se observa en la figura 4.1 donde la distribución de esfuerzos no termina por tener un comportamiento circular. También se puede asegurar que este tipo de fractura es debido a la geometría de la placa y velocidad del cráneo como se mencionó en el capítulo 1, después del impacto el cráneo cambia el sentido de su velocidad y tiende a rotar en uno de los ejes e impacta la placa en dos diferentes áreas por lo que se muestran dos picos de fuerza uno mayor que otro, mientras que la placa al tener un módulo de elasticidad más pequeño no se recupera, del todo por lo que su fuerza no regresa a cero (gráfico 4.3).



Gráfica 4.3 Fuerza de reacción en el cráneo a 5.46 m/s validando el modelo de Sahoo.

El modelo recreado se considera válido, a pesar de que existen diferencias respecto a los valores obtenidos por Sahoo et al. Se infiere que la diferencia entre los valores obtenidos es debido a las propiedades físicas del cráneo. Como se dijo anteriormente en este modelo, el cráneo podría ser más grande que los usados por Sahoo et al, lo cual genera una mayor fuerza sobre la placa, por lo que dicha fuerza se encuentra cerca del límite superior de los experimentos post mortem elaborados por el autor, se necesita de la referencia donde se observan errores no mayores al 9% para las distintas velocidades, además que al ser comparados ambos modelos se obtiene que la fuerza a la cual se genera la falla tiene una diferencia no mayor al 6.5 %.

A continuación se presenta la deformación que se obtiene para la velocidad de 5.46 m/s siendo de 0.049 mm/mm, este resultado a partir de la literatura comprueba la existencia de la fractura del cráneo debido a que esta supera la máxima deformación que puede tener el cráneo que es de 2% al 4% propuesto en la literatura por Ríos et al. en el 2014 y del 1% con base en los valores propuestos en el capítulo anterior.



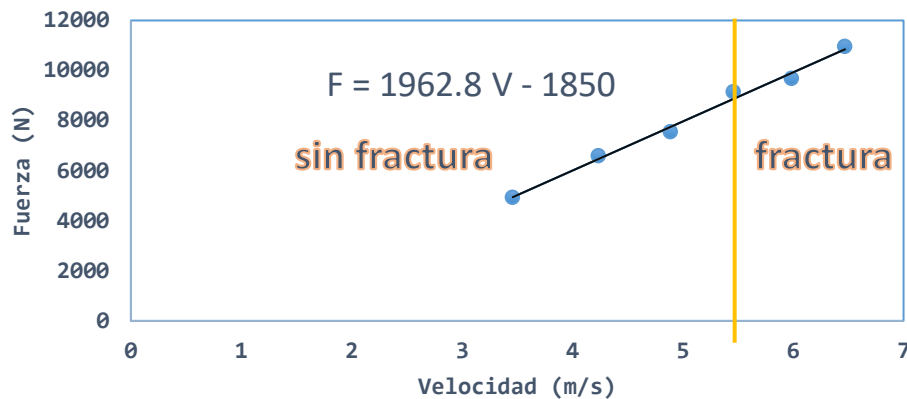
Grafica 4.4 Comportamiento de la deformación en el cráneo a 5.46 m/s.

#### 4.2 Aplicación de criterio de falla sobre modelo validado.

Con la aplicación del criterio de falla se buscó tener una mayor aproximación en la forma y evolución de la fractura, y se observó un cambio significativo en el comportamiento del esfuerzo y la deformación del hueso temporal durante el impacto con la placa. En el caso de la fuerza de reacción obtenida en la placa se mantiene en valores muy cercanos a los obtenidos en el modelo anterior con una diferencia menor al 4%, por lo que se tiene el mismo comportamiento lineal entre la fuerza en la placa y la velocidad del cráneo, lo que da como resultado que la ecuación para predecir la fuerza de impacto a partir de la velocidad sea de primer orden (gráfica 4.5).

Tabla 4.2 Fuerzas de reacción debida al impacto sobre la placa del modelo anterior pero considerando el criterio de falla.

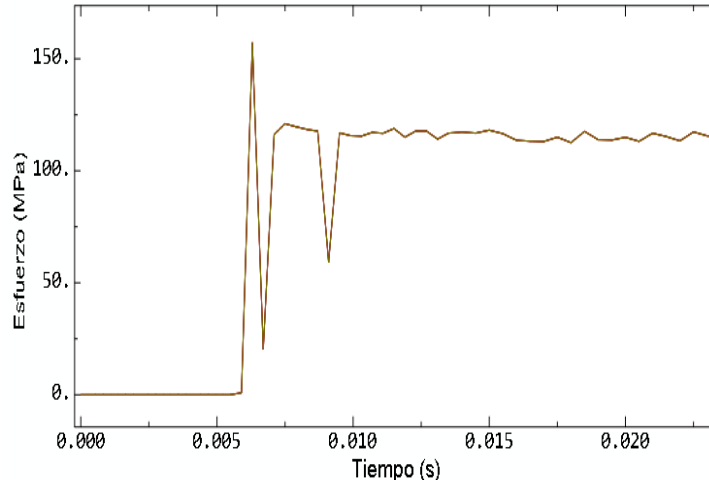
Velocidad (m/s)	3.46	4.24	4.89	5.46	5.99	6.24
Fuerza de simulación (N)	4922	6581	7532	9135	9650	10945



Gráfica 4.5 Fuerza en la placa vs velocidad del cráneo para modelo con aplicación del criterio de falla.

El cráneo al igual que el caso anterior vuelve a fallar a una velocidad de 5.46 m/s con un pico de fuerza de 9135 N, mismo valor que se obtuvo en el modelo de validación, a diferencia del caso anterior el esfuerzo llega a un máximo de 157 MPa, el 8.3 % por arriba del valor obtenido en el modelo de validación, el cual después descende un 27% debido a la liberación de esfuerzos llegando a 116 MPa (gráfica 4.6), este comportamiento es ocasionado por la aplicación del criterio de falla. La distribución de esfuerzos no tiene una diferencia ya que de nueva cuenta se presenta una fractura de forma lineal en donde solo se ven afectados un par de elementos dentro del cráneo, la fractura se vuelve a encontrar en la parte superior del mismo y la cual se desplaza de manera horizontal a través del hueso temporal (figura 4.2).





Grafica 4.6 Comportamiento del esfuerzo en el cráneo con la aplicación del criterio de falla a 5.46 m/s.

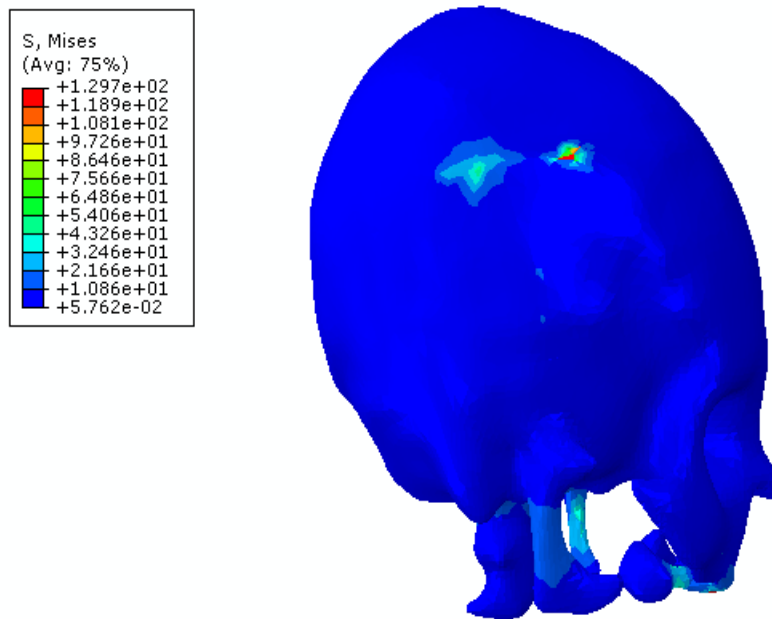
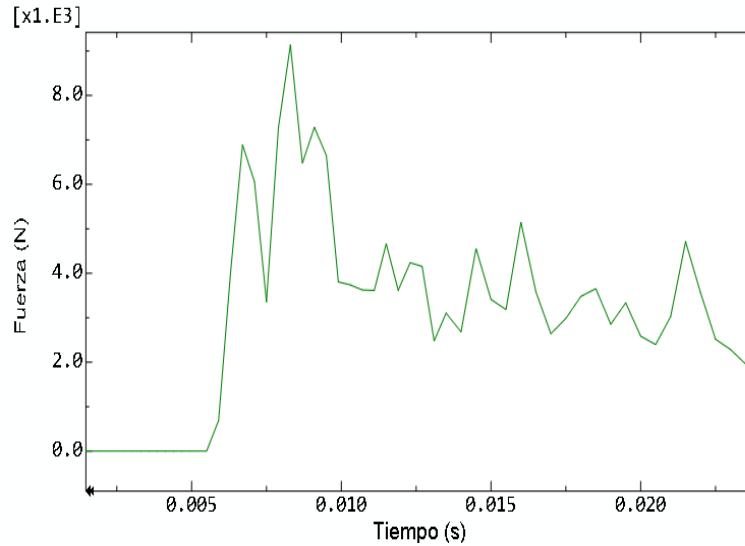
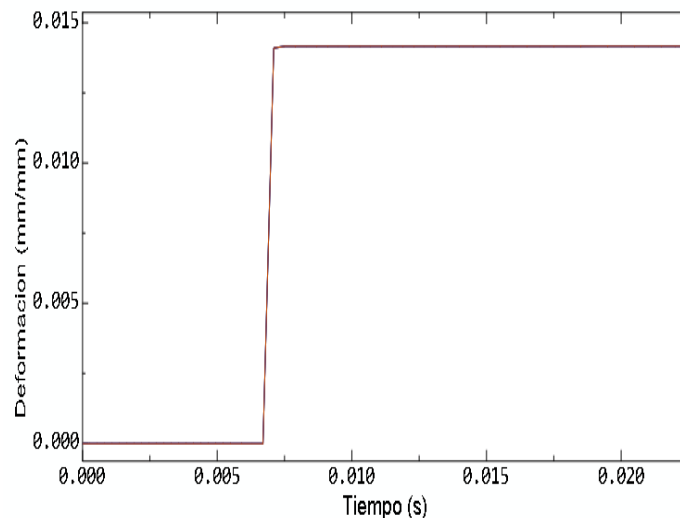


Figura 4.2 Distribución de esfuerzos para 5.46 m/s con la aplicación del criterio de falla.



Grafica 4.7 Fuerza de reacción con la aplicación del criterio de falla a 5.46 m/s.

La deformación disminuye para el hueso temporal, en este caso se obtiene un valor cercano a 0.014 mm/mm, tres veces menor al obtenido en el modelo de validación, y se encuentra 28.5% por debajo del valor máximo de deformación que alcanza el cráneo según los valores reportados en la literatura y 40% por encima de los valores propuestos en este trabajo, considerando esto último, el hueso estaría fallando bajo esa condición.



Grafica 4.8 Comportamiento de la deformación en el cráneo con la aplicación del criterio de falla a 5.46 m/s.

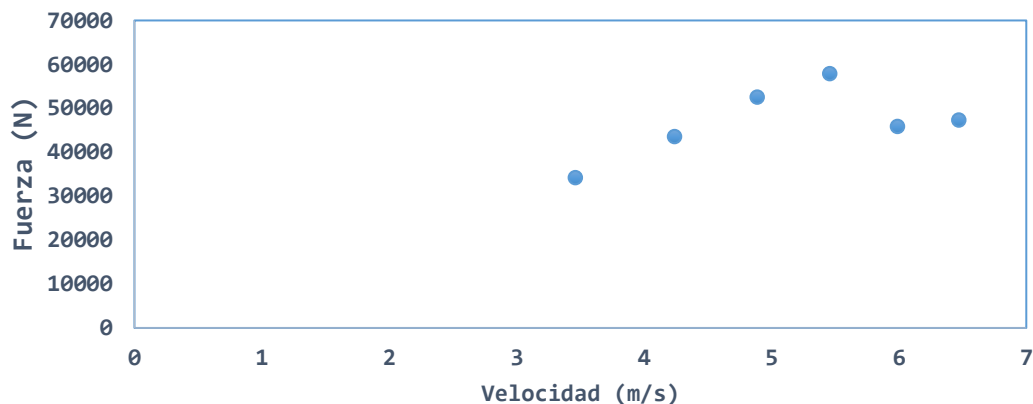
### 4.3 Impacto del cráneo sobre una placa de aluminio.

Una vez validado el modelo con los resultados obtenidos por Sahoo et al., se decide realizar un nuevo modelo considerando el material de la placa aluminio, el cual tiene un módulo de elasticidad mucho mayor a la placa anterior, analizando el efecto que esto tiene en las variables de interés.

Al repetir el experimento sin criterio de falla aplicado para el cráneo, se observa que existe fractura para todas las velocidades, debido a que las fuerzas superan la resistencia máxima que soporta el hueso, obteniendo en promedio resultados seis veces más grandes que la placa del experimento de Sahoo et al. Las fuerzas ya no presentan una relación lineal tan marcada con la velocidad como se ve en el gráfico 4.9, dicha fuerza disminuye para las velocidades de 5.99 m/s y 6.24 m/s.

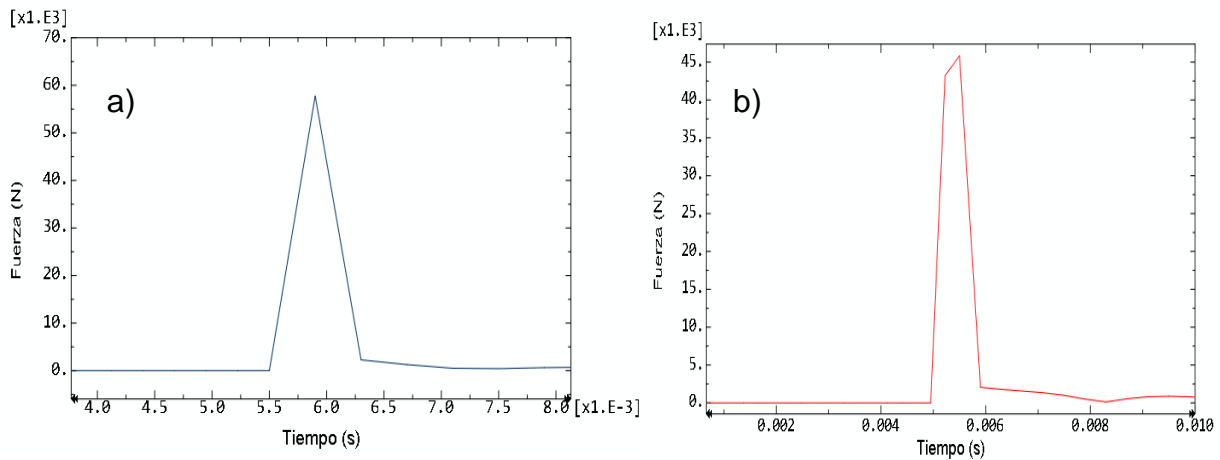
Tabla 4.3 Fuerzas de reacción debida al impacto sobre una placa de aluminio.

Velocidad (m/s)	3.46	4.24	4.89	5.46	5.99	6.24
Fuerza de simulación (N)	34175	43530	52500	57780	45840	47280



Grafica 4.9 Fuerza en la placa de aluminio vs velocidad del cráneo.

La disminución de la fuerza está relacionada directamente con la distribución de la misma, para las velocidades inferiores a 5.46 m/s existe un pico de fuerza máximo (gráfica 4.10a), a diferencia las velocidades superiores donde la fuerza máxima permanece casi constante durante un breve periodo de tiempo (grafica 4.10b).



Grafica 4. 10 a) Fuerza de reacción en la placa de aluminio para una velocidad de cráneo a 5.46 m/s  
b) Fuerza de reacción en la placa de aluminio para una velocidad de 5.99 m/s.

Analizado el caso para una velocidad de 5.46 m/s, la fuerza de reacción sobre la placa es de 57780 N la cual desciende a cero a diferencia de los casos anteriores (gráfica 4.10a), este cambio en el comportamiento es debido a las propiedades de la placa, el cráneo alcanza su esfuerzo máximo a compresión de 145 MPa, el cual desciende 5.52% hasta llegar a 137 MPa por la recuperación del hueso (gráfico 4.11), con lo que se confirma la existencia de una fractura.

A partir de la distribución de esfuerzos se observa una mayor área de impacto respecto a los casos anteriores, aunque la fractura es lineal de nueva cuenta, ahora corre de manera horizontal a través del hueso parietal, la cual es la fractura esperada para este tipo de impactos (figura 4.3). Finalmente se tiene una deformación de 0.044 mm/mm, con lo que se termina de confirmar la existencia de la fractura debido a que se encuentra por encima del rango máximo que soporta el cráneo (grafico 4.12).

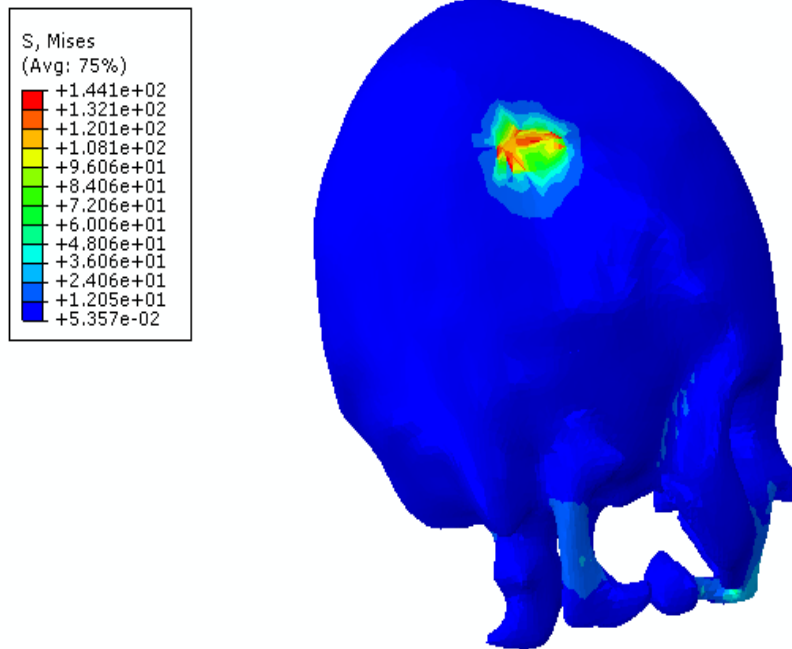
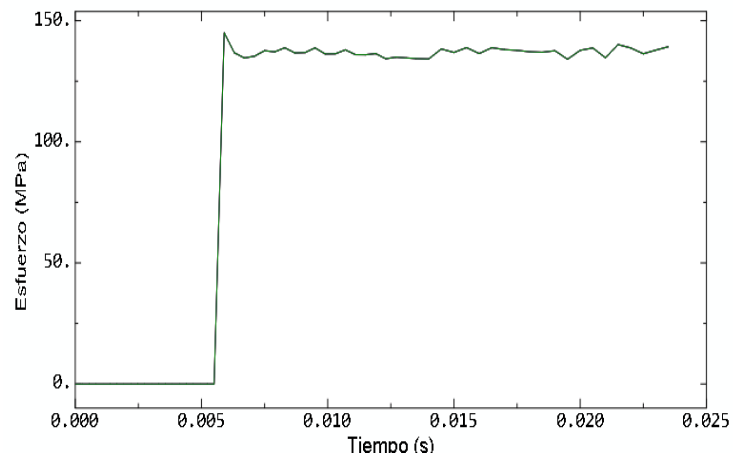
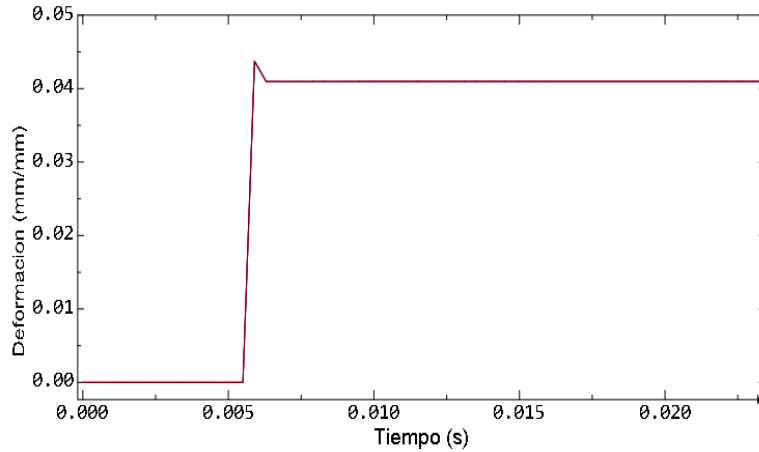


Figura 4.3 Distribución de esfuerzos para impacto a 5.46 m/s contra una placa de aluminio.



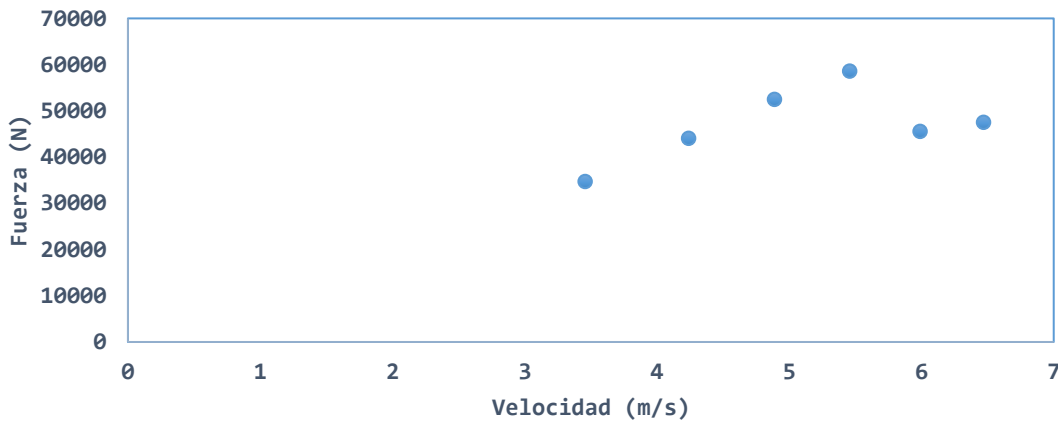
Grafica 4.11 Comportamiento del esfuerzo en el cráneo para un impacto a 5.46 m/s contra placa de aluminio.



Grafica 4.12 Comportamiento de la deformación en el cráneo para un impacto a 5.46 m/s contra placa de aluminio.

#### 4.4 Impacto del cráneo sobre una placa de aluminio con la aplicación del criterio de falla.

Con la aplicación del criterio de falla la fuerza se mantiene similar al caso anterior, con una diferencia no mayor al 1.6 % (tabla 4.4), manteniendo la caída de la fuerza para las velocidades superiores a 5.46 m/s, fenómeno ya explicado en el caso anterior, la relación entre comportamiento de la fuerza de impacto en la placa y la velocidad del cráneo nuevamente no tiene un comportamiento lineal tan marcado (gráfica 4.13).

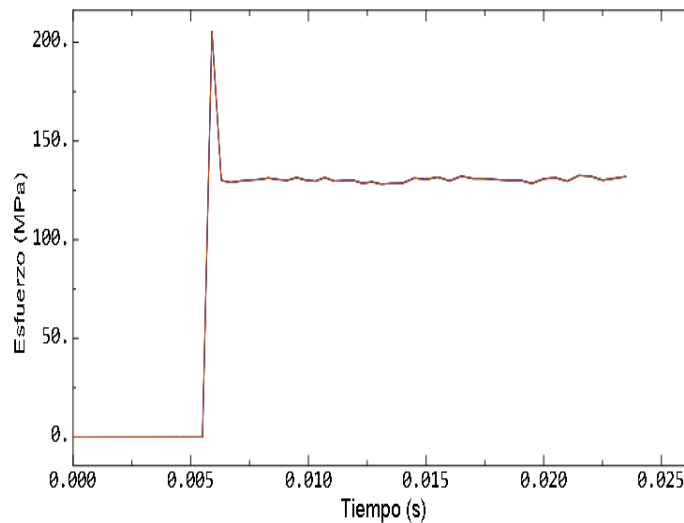


Grafica 4.13 Fuerza en la placa de aluminio vs velocidad del cráneo con la aplicación de un criterio de falla.

Tabla 4.4 Fuerzas de reacción debida al impacto sobre una placa de aluminio con la aplicación del criterio de falla para el cráneo.

Velocidad	3.46 m/s	4.24 m/s	4.89m/s	5.46 m/s	5.99m/s	6.24 m/s
Fuerza de simulación	34740 N	44087 N	52500 N	58593 N	45500 N	47570 N

El cráneo para una velocidad de 5.46 m/s, la fuerza sobre la placa es de 58593 N, para el esfuerzo alcanza 205 MPa (41% más que el obtenido en el caso anterior y que el esfuerzo máximo a compresión que soporta el cráneo) para después descender 39.1% hasta llegar a 125 MPa debido a la liberación de esfuerzos, con lo que se asegura la existencia de una fractura, además de que el comportamiento del esfuerzo se muestra muy similar a los reportados en la literatura.



Grafica 4.14 Comportamiento de la deformación en el cráneo a 5.46 m/s con la aplicación del criterio de falla.

La distribución de esfuerzos a diferencia del caso anterior tiene una mayor área de contacto y muestra una mejor aproximación con respecto a un caso real, produciendo una fractura de manera lineal la cual corre de manera horizontal a través del hueso temporal generando una erosión de manera circular alrededor de la fractura.

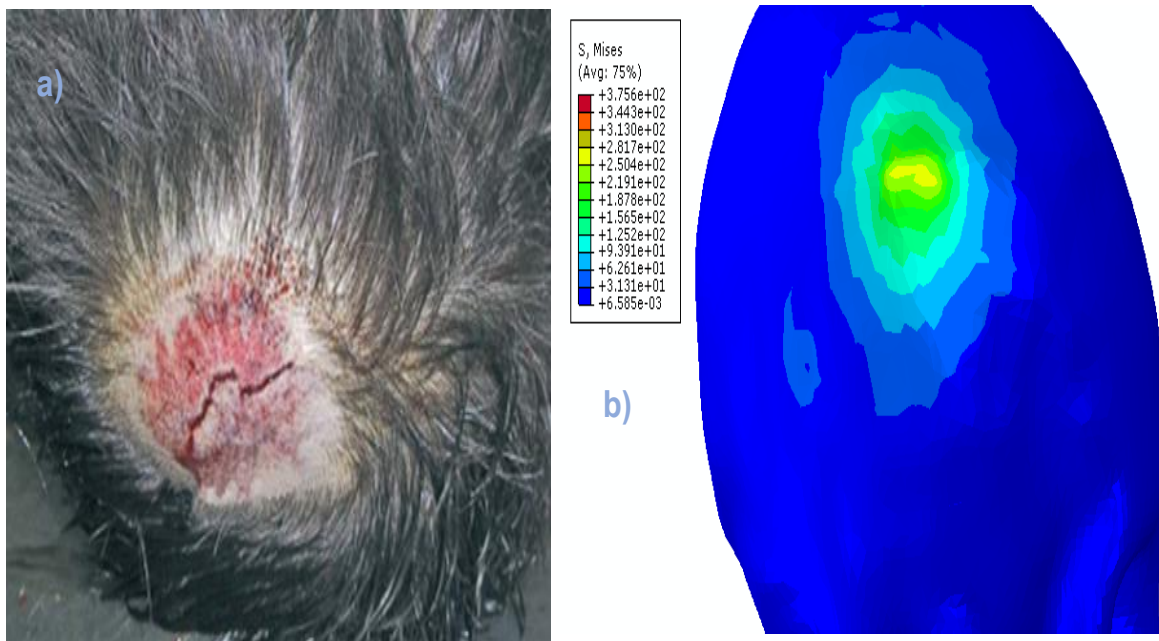
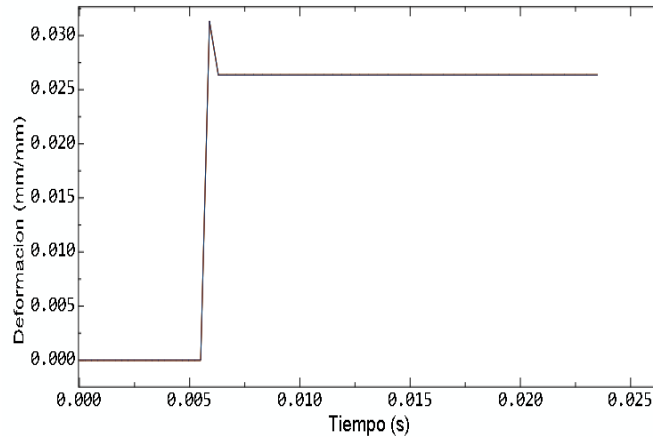


Figura 4.4 Comparación de la fractura a partir de la distribución de esfuerzos a) caso real: impacto del cráneo contra el suelo (Rando et al., 2008) b) simulación a 5.46.

La deformación obtenida para este modelo es de 0.031 mm/mm (grafica 4.14), un poco más de la mitad del valor obtenido en el modelo que no cuenta con criterio de falla, pero el cual sigue reafirmando la existencia de la fractura en el cráneo y tiene el mismo comportamiento que los mostrados en la literatura para materiales frágiles. En ambos casos para la placa de aluminio y a diferencia de la placa de Sahoo et al., el gráfico de deformación muestra una zona de recuperación menor al 0.005 mm/mm después del impacto.





Grafica 4.14 Comportamiento de la deformación en el cráneo a 5.46 m/s con la aplicación del criterio de falla.

## Capítulo 5. Conclusiones.

El proyecto cumple con el objetivo de empezar a utilizar criterios de falla, aunque los valores como la fuerza son independientes a éste, mostrando una diferencia menor al 5%, mientras que en el caso del esfuerzo se tiene una mayor aproximación con respecto a los valores esperados, para los modelos con criterio de falla se alcanza un valor superior a 160 MPa, 12.5% por arriba para la placa de Sahoo et al., y 41% por arriba para la placa de aluminio, valor que después desciende debido a la relajación de esfuerzos. Mientras los modelos que no cuentan con dicho criterio llegan a 145 MPa para mantenerse constantes en ese valor.

Para la deformación todos los valores rebasan el 0.01 mm/mm, con lo que se establece que existe una fractura en el cráneo para una velocidad de 5.46 m/s en todos los casos analizados, pero en los casos donde es aplicado el criterio de falla estos se encuentran muy cercanos al valor de deformación máxima encontrado en la literatura el cual es del 0.02 mm/mm, mientras en los casos que no cuentan con criterio de falla estos valores son superiores al 0.04 mm/mm, el doble que el reportado en la literatura.

Aunque se conocen las ventajas de utilizar el criterio de falla éste puede ser mejorado en dos aspectos, el primero de ellos es el comportamiento para materiales frágiles utiliza más parámetros que los ocupados en el proyecto, por lo que a futuro se buscarían realizar pruebas físicas en los huesos para obtener valores para estos parámetros y ajustar los datos usados, debido a que en la literatura es muy difícil encontrar autores que trabajen con criterios de falla en cualquier hueso.

La distribución de esfuerzos solo muestra un cambio en el área de impacto, mostrando para todos los casos una fractura lineal, teniendo que para el criterio de falla esta grieta solo se muestra con mayor claridad que los modelos que solo cuentan con el esfuerzo máximo a compresión.

---

La fractura lineal obtenida en los modelos es solo una aproximación ya que en un caso real se ve afectada por la geometría propia de cada cráneo y sobre todo debido a la calidad del hueso, así como la presencia de defectos en la zona de impacto y las suturas del cráneo. Aunque exista una fractura en el cráneo, ésta por sí sola no es capaz de causar la muerte de una persona esto depende del nivel de la fractura y la relación directa al daño en las cervicales.

En el caso de la metodología para reconstrucción es importante mencionar que es mejorable si se cuenta con un mayor número de tomografías, se tendría una mayor exactitud, con la ventaja de ser reparado en un menor tiempo debido a que el número de iteraciones sería menor para lograr eliminar todos los defectos en su malla o la reparación de su geometría. Finalmente, otro beneficio de tener mayor número de cortes es tener mayor detalle en el cráneo, que como consecuencia se podría obtener de manera precisa la ubicación de las suturas, las cuales se agregan a una de las mejoras de este trabajo ya que son las zonas críticas cuando existe una fractura debido a que gran parte de la energía es disipada en ese lugar.

## Bibliografía.

1. Aare., M.; Kleiven., S.; “Evaluation of head response to ballistic helmet impacts using the finite element method”, International Journal of Impact engineering, 2004.
2. American College of Surgeons. Committe on Trauma. ATLS Chicago 2002.
3. Arango., M., “Implantes personalizados de polimetilmetacrilato para aplicaciones en craneoplastia” maestría, Facultad de Medicina, UNC, Colombia, 2014.
4. Asgharpour., Z.; Baumgartner., D.; Willinger., R.; Graw., M.; Peldschus., S.; The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2013.
5. Baez., I; J MD Soporte Vital Básico en trauma Atención Prehospitalaria, Bogota 2004.
6. Bénar., C; Gotman., J.; Modeling of post-surgical brain and skull defects in the EEG inverse problem with the boundary element method, Clinical Neurophysiology, Canada, 2002.
7. Chaplea., W.; Emergency Care First Responder, 2004.
8. Chapleau., W.; Soporte vital Avanzado en Trauma Ed. Distribuna Colombia 200.4
9. Corbo., D.; Tomografía Axial Computada, XIII seminario de ingeniería biomédica, 2004.
10. Carrasco., F.; “Análisis numérico de cargas de impacto sobre el cráneo humano” maestría, IPN, Unidad Zacatenco, México, 2011.
11. De Palmarg., B.; Champion., H.; Current concepts: blast injuries, Nejmed, 2005.
12. Di Maio., V.; Gunshot wounds; practical aspects of firearmsballistics and forensic techniques, 1999.
13. García., C.; “Análisis de la deformación craneal por aplicación de esfuerzos” maestría, IPN, México, 2013.

14. Gavidia., G.; Martín-Landrove., M; Cerrolaza., M.; Anatomía computacional: una metodología mejorada basada en imágenes médicas para la generación de modelos 3D, Universidad Central de Caracas, Venezuela, 2010.
15. Góngora., F.; Paz., R.; Trauma de tórax, Atención pre hospitalaria Fundamentos, 2004.
16. Gonzales., M; Isanza., J.; Desarrollo de un modelo FEM del complejo craneofacial para simular tratamientos. Revista CES Odontología Vol. 23- No.2, 2010.
17. Guerrero V.; L, “Análisis de un modelo de hueso femoral mediante FEM” licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM, México, 2014.
18. Johnson., C.; Cinemática del Trauma Atención Pre hospitalaria Fundamentos, 2004
19. Kmiecik P.; Kaminski M.; Modelling of reinforced concrete structures and composite structures with concrete strength degradation taken into consideration, Polonia, 2011.
20. León., M; “Determinación de la rigidez estructural de un fémur humano mediante FEM” licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM, México, 2015.
21. Mc Swain., N.; Kinematics in mattoxkl, felicianodv, mooreee .Trauma ed4, New York 2001.
22. Mac Swain N. Comprehensive emergency care, 2003.
23. Mendoza., A.; Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo, Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Ingeniería, Colombia.
24. Nava., E.; “Modelado del ensayo de microindentación instrumentada en tejido óseo” licenciatura, UNAM, Facultad de Ingeniería, México, 2011.
25. Nieto., J.; Minor., A.; Álvarez., M.; Alonso., M.; Algorri., M.; Determinación de esfuerzos en el cráneo humano por medio del elemento finito. Revista Biomecánica y Tecnologías de apoyo, México, 2005.
26. Nordin., F.; H. BASIC BIOMECHANICS OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM. Philadelphia, London, Lea and Febiger, 2 edición, 2001.
27. Ordoñez., C; Ferrada., B. Cuidados intensivos y trauma ED Distribuna, 2002

28. Palomo R., JL.; Rarnos M., V.; Palomo G., I.; López C., A.; Santo A., IM.; Patología forense y neurología asociada de los traumatismos craneoencefálicos. Estudio Practico, Cuad Med Forense, 2008.
29. PHTLS Mosby 6th ed. 2006
30. Putz ., R; Pabst., R; Sabotta: Atlas de anatomía humana, editorial médica panamericana, 2000.
31. Ramírez., E, "Desarrollo de un modelo hidromecánico para la predicción de las propiedades de hueso mediante paquetería de elemento finito" maestría, Facultad de Ingeniería, UNAM, México, 2007.
32. Ramírez., A; Duque-Daza., C; Garzón-Alvarado., D; Modelo computacional preliminar de la formación de la superficie cerebral. Revista cubana de investigaciones biomédicas 2011.
33. Rojas., A.; Cabeza., M; Alvis-Miranda., H.; Moscote., L.; Heridas por proyectil de arma de fuego en cráneo, Revista chilena de neurocirugía, Chile, 2015.
34. Sahoo., D.; Deck., C.; Yoganandan., N.; Willinger., R.; Anisotropic composite human skull model and skull fracture validation against temporo-parietal skull fracture, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2013.
35. Sahoo., D.; Deck., C.; Yoganandan., N.; Willinger., R.; Influence of stiffness and shape of contact surface on skull fractures and biomechanical metrics of the human head of different population underlateral impacts, Accident analysis y prevention, 2014.
36. Sahoo., D.; Deck., C.; Yoganandan., N.; Willinger., R.; Development of skull fracture criterion based on real-world head trauma simulations using finite element head model, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2015.
37. Sánchez., A.; García., U.; Osteoplastia en fractura de hueso frontal secundaria a traumatismo, hospital clínico universitario, Zaragoza, España, 2006.
38. Suarez., J.; Crespo., E.; Crespo., A.; Morfología de la cabeza humana para el grado de odontología, departamento de ciencias morfológicas, Universidad de Santiago de Compostela.

39. Thollon., L.; Llari., M.; André., L.; Adalian., P.; Leonetti., G.; Piercecchi-Marti., M; Biomechanical analysis of skull fractures after uncontrolled hanging release, Forensic Science International, 2016.
40. Wanyura., H.; Kowalczyk., P.; Bossak., M.; Samolczyk-Wanyura., D.; Stopa., Z.; Finite element method for analysis of stresses arising in the skull after external loading in cranio-orbital fractures, Neurologia i Neurochirurgia, Polonia, 2012.
41. Zhang., L.; King ., Y.; Ramesh., D.; Kiyoshi., O.; Tieliang., L.; Kun., C.; Warren., H.; Tom ., K.; Albert., K.; Recent Advances in Brain Injury Research: A New Human Head Model Development an Validation, Stap Car Journal, vol. 45, 2001.
42. Zhang., J.; Michalenko., M.; Kuhl., E.; Ovaert., T.; Characterization of indentation response and stiffness reduction of bone using a continuum damage model, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2009.
43. <https://abaqus.software.polimi.it/v6.14/index.html>, 16 de Julio del 2016.
44. <https://impresoras3d.com/blogs/noticias/102863495-como-utilizar-meshlab-y-netfabb-para-arreglar-tu-objeto-3d>, 14 de Abril del 2016.
45. <https://sites.google.com/site/racorredor/blog/pasoapasodesdemallastlhasta>, 14 de Abril del 2016.
46. [https://static-bqreaders.s3.amazonaws.com/file/ciclop/Guia\\_post-procesado\\_nube\\_puntos\\_ES.pdf](https://static-bqreaders.s3.amazonaws.com/file/ciclop/Guia_post-procesado_nube_puntos_ES.pdf), 5 de Mayo del 2015
47. [olidoigsigesusandoherramientaslibresuopen-source](http://olidoigsigesusandoherramientaslibresuopen-source), 13 de Junio del 2016
48. [www.cse.iitd.ac.in/~mcs112609/Meshlab%20Tutorial.pdf](http://www.cse.iitd.ac.in/~mcs112609/Meshlab%20Tutorial.pdf), 15 de Julio del 2016
49. [https://www.google.com.mx/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwjCpPGd2JDSAhUD2mMKHXN7A-EQFggeMAA&url=http%3A%2F%2Fkimerius.com%2Fapp%2Fdownload%2F5783678570%2FCinem%25C3%25A1tica%2Bdel%2Btrauma.pdf&usg=AFQjCNFhR3yGXEi0RSQxGpSGNwMAwzVylg&sig2=WeezpLIQt\\_1s677ihZ9oAA](https://www.google.com.mx/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwjCpPGd2JDSAhUD2mMKHXN7A-EQFggeMAA&url=http%3A%2F%2Fkimerius.com%2Fapp%2Fdownload%2F5783678570%2FCinem%25C3%25A1tica%2Bdel%2Btrauma.pdf&usg=AFQjCNFhR3yGXEi0RSQxGpSGNwMAwzVylg&sig2=WeezpLIQt_1s677ihZ9oAA). 10 de Abril del 2016
50. [www.youtube.com/watch?v=IHKOJ1dbyJI](http://www.youtube.com/watch?v=IHKOJ1dbyJI), 20 de Abril del 2016

- 
51. [www.youtube.com/watch?v=xsEdu6Xq6KU](http://www.youtube.com/watch?v=xsEdu6Xq6KU), 20 de Abril del 2016
  52. [www.youtube.com/watch?v=1-EasXjUKH4](http://www.youtube.com/watch?v=1-EasXjUKH4), 20 de Abril del 2016
  53. [www.youtube.com/watch?v=1WjNRpRKgTE](http://www.youtube.com/watch?v=1WjNRpRKgTE), 20 de Abril del 2016