



Departamento de
Ingeniería Mecánica
y de Materiales

Trabajo de Fin de Máster

**Modelado mediante elementos finitos del impacto
en elementos de protección personal fabricados con
materiales compuestos**

Palomar Toledano, Marta

Tutor

Eugenio Giner Maravilla

Máster Universitario en Ingeniería Aeronáutica

Índice general

1. Introducción	5
1.1. Estado del arte en el estudio de protecciones personales	5
1.2. Criterios de daño en la cabeza humana	9
2. Desarrollo del modelo de elementos finitos	13
2.1. Modelo numérico de cabeza humana	13
2.1.1. Propiedades materiales	16
2.2. Validación del modelo numérico de cabeza	18
2.2.1. Tejidos óseos y cuero cabelludo	19
2.2.2. Tejidos blandos	23
2.3. Modelo numérico de casco de combate	31
2.4. Modelo numérico de bala	34
2.5. Modelo integrado de cabeza-casco de combate	36
3. Resultados: simulaciones balísticas	37
3.1. Simulación de la NME-2786	37
3.2. Efecto de la velocidad de impacto	41
3.3. Estudio de la influencia de las dimensiones de la cabeza del soldado y del sistema de amortiguamiento interno	46
4. Conclusiones	49
5. Apéndices	57
5.1. Apéndice I: Análisis dinámico explícito	57
5.2. Apéndice II: Modelo de daño progresivo de Hashin	60

Nomenclatura

ACH	Advanced Combat Helmet
BFD	Back Face Deformation
BHBT	Behind Helmet Blunt Trauma
BPT	Brain Pressure Tolerance
CSDM	Cumulative Strain Damage Measure
CSF	Cerebrospinal Fluid
CT	Computed Tomography
DAI	Diffuse Axonal Injury
DDM	Dilatation Damage Measure
EF	Elementos Finitos
EOS	Equation of state
FE	Finite Element
FMJ	Full Metal Jacket
HIC	Head Injury Criterion
ICP	Intracranial Pressure
NIJ	National Institute of Justice
NME	Norma Militar Española
PASGT	Personnel Armour System Ground Troops
PMHS	Post-Mortem Human Specimen
SFC	Skull Fracture Correlate
TAC	Tomografía Axial Computarizada
TBI	Traumatic Brain Injury
UHMWPE	Ultra-High Molecular Weight Polyethylene

Resumen

El presente trabajo constituye un estudio numérico del comportamiento de las protecciones personales (cascos de combate) fabricadas con materiales compuestos ante condiciones de impacto. En concreto, se aplican condiciones de impacto balístico y se estudia la repercusión de estas protecciones sobre los tejidos de la cabeza humana en términos de prevención de daño. El objetivo principal del trabajo es establecer una metodología válida para este tipo de análisis basándose en el empleo del método de elementos finitos (EF). De esta manera se pueden salvar las limitaciones existentes en los ensayos experimentales en este campo, relacionadas con el uso de sujetos post-mortem (PMHS) y con la dificultad de medición de muchos de los parámetros relevantes para la evaluación de daños.

Como paso previo, se ha desarrollado un modelo numérico de cabeza humana basado en la segmentación de imágenes de TAC facilitadas por el hospital La Fe de Valencia. Para la asignación adecuada de propiedades materiales a cada uno de los tejidos vivos en que se ha dividido el modelo numérico se realiza un estudio comparativo tomando diferentes modelos constitutivos de la literatura y recreando dos ensayos experimentales mediante el software Abaqus 6.12 [1]. Con este procedimiento se consigue una calibración adecuada del modelo numérico de manera que éste pueda predecir la respuesta de una cabeza humana real ante condiciones de impacto.

Por otra parte, se genera un modelo numérico de un casco de combate de aramida simplificado de cuatro capas, con geometría similar a la de los *Advanced Combat Helmet* (ACH) ampliamente utilizados en la actualidad. Se implementa sobre este modelo de casco de combate una subrutina de comportamiento material basada en una versión avanzada del modelo de daño de Hashin para materiales compuestos. Además, se modela el sistema de amortiguamiento interno constituido por almohadillas de espuma de manera que cumpla con los requisitos del Pliego de prescripciones técnicas de cascos de combate de 2014. Para realizar los ensayos numéricos de balística se desarrolla un modelo de elementos finitos de una bala de calibre 9 mm de tipo *Full Metal Jacket* (FMJ).

Las simulaciones numéricas se dividen en tres bloques. El primero de ellos es una reconstrucción de las condiciones de ensayo para la aceptación de cascos de combate estipuladas por la normativa española NME-2786 [2] ante munición convencional. El segundo constituye un estudio paramétrico del efecto de la velocidad del proyectil sobre el deterioro del casco y el daño (fractura craneal y trauma encefálico) en la cabeza

humana. Finalmente, en el tercer bloque de resultados se analiza el efecto del tamaño de la cabeza y del espesor del sistema de amortiguamiento interno sobre la eficacia de estas protecciones.

A partir de los resultados obtenidos se extraen diversas conclusiones relevantes para el diseño de protecciones personales fabricadas con materiales compuestos, así como para la mejora de la metodología empleada para la evaluación de las prestaciones de éstas. Se demuestra que el uso de modelos numéricos para estudios de este tipo es válido, e incluso preferible, cuando se desea profundizar en las consecuencias (medidas en parámetros ingenieriles) de un impacto.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Estado del arte en el estudio de protecciones personales

Las lesiones en la cabeza suponen un problema de salud de creciente importancia que afecta tanto a la población civil como a la militar. En el contexto del campo de batalla, muchos esfuerzos se han realizado en las últimas décadas para mejorar la capacidad protectora de los cascos de combate que llevan los soldados. Por este motivo, los pesados cascos metálicos que se usaban en un principio (Figura 1.1.a) han sido progresivamente reemplazados por calotas de materiales compuestos, que ofrecen mejores prestaciones en términos de resistencia-peso. Pese a que estos nuevos cascos son capaces de evitar la penetración de la bala, los materiales con que están fabricados (habitualmente laminados con fibras de aramida) sufren mayores deformaciones que los metales que antes se empleaban, lo cual da lugar a nuevos tipos de daño de no-penetración. En concreto, cabe destacar lo que se ha denominado como *Behind Helmet Blunt Trauma* (BHBT). Cuando el casco se somete a un impacto de naturaleza balística, la región donde se ha producido la carga puede deformarse lo suficiente como para que la cara interna de la calota llegue a golpear la cabeza del soldado [3, 4, 5]. La medida empleada para cuantificar el golpe liberado a la cabeza es la deformación máxima en la capa más interna del casco en la región de impacto, la *Back Face Deformation* (BFD). Las consecuencias de este nuevo tipo de daño, que radica en la flexibilidad de los materiales empleados en la fabricación de las protecciones, pueden variar entre lesiones leves en el cráneo y el tejido encefálico hasta el trauma irreversible y la fractura craneal.

En los últimos años, se han realizado ensayos balísticos experimentales sobre cascos de combate acoplados bien a cabezas humanas o bien a dummies para estudiar el BHBT [6, 7, 8]. Sarron et al. [6] llevaron a cabo experimentos balísticos sobre cráneos huecos y sobre cabezas enteras de humanos *post-mortem* empleando una munición convencional de calibre 9 mm a una velocidad de 400 ms^{-1} . En sus ensayos no se emplean cascos de combate directamente, sino que éstos se reemplazan por una lámina (cuyo material varían) ubicada a una cierta distancia de separación de la región lateral del

cráneo/cabeza, que es el lugar donde se llevan a cabo los disparos. Con los datos recogidos, resaltaron la importancia de las propiedades mecánicas del material de la lámina protectora en la mitigación del impacto, así como la distancia de separación entre ésta y el cráneo/cabeza. Postularon que una separación de unos 11-12 mm es suficiente para evitar la fractura de cráneo y para reducir las máximas presiones intracraneales hasta valores de poco riesgo de trauma. Basándose en los resultados obtenidos en el trabajo de Bass et al. [9], proponen un valor de presión de contacto lámina-cabeza de 50-100 MPa para la aparición de grietas en el cráneo.

Otro trabajo de Rafaels et al. [8] también abordó el tema del daño balístico de no-penetración de manera experimental. Sus ensayos se llevaron a cabo sobre siete *post-mortem human specimen* (PMHS) colocados en un dispositivo tal que el impacto (de balas de 9 mm) tuviese lugar en la región parietal de la cabeza. En este caso, el casco de combate que utilizaron los autores es un *ultra-high molecular weight polyethylene* (UHMWPE) (Figura 1.1.b) por su tendencia a sufrir grandes deformaciones bajo impacto balístico. De esta manera el fenómeno de BHBT sería más fácilmente observable. Los disparos efectuados se realizan a diferentes velocidades en el rango de 404.9 a 459 ms^{-1} para poder estudiar a posteriori hasta qué punto éste parámetro es influyente en el daño desencadenado. Después de los ensayos, las cabezas de los sujetos se examinan primero mediante una autopsia y después mediante rayos X para recoger datos de grietas y fractura en el cráneo. En tres de los siete casos no había rastro de fractura, dos de ellos coincidiendo con los ensayados a las velocidades más bajas. Los ensayos de velocidades intermedias (440-445 ms^{-1}) resultaron en fracturas lineales en diferentes localizaciones acompañadas por fracturas deprimidas en el lugar de impacto. Los ensayos realizados con altas velocidades de proyectil sólo mostraron fracturas lineales cerca de la región temporal izquierda (donde se produce el disparo). Bass et al. [10] construyen curvas de riesgo de fractura como función de la velocidad del proyectil a partir de estos datos.

En un estudio de 2014, Freitas et al. [7] construyen un sucedáneo humano empleando cráneos reales refrigerados y materiales sintéticos para representar los tejidos blandos más relevantes de la cabeza humana. Después de su fabricación, realizan ensayos balísticos sobre este sucedáneo, sobre el que se coloca un casco de combate de tipo *Lightweight Combat Helmet* (LWH) usando diferentes municiones y diferentes configuraciones para el sistema de amortiguamiento interno (espumas). Para ello se emplean dos configuraciones: en la configuración por defecto, el casco está protegido internamente por siete almohadillas (cuatro en los laterales, una en la región frontal, otra en la posterior, y otra en la parte superior), mientras que en la otra configuración sólo se colocan cinco almohadillas, prescindiendo de la frontal y la posterior. Para el caso de los impactos realizados con balas de 9 mm y chaqueta metálica (FMJ) a una velocidad media de 438 ms^{-1} , surgen fracturas de cráneo moderadas sólo en los casos en los que el casco contaba con 5 almohadillas. Por el contrario, bajo las mismas condiciones de carga no se producía daño en los casos donde el sistema de amortiguamiento estaba completo.



Figura 1.1: Tipologías de casco de combate: a) metálico antiguo, b) UHMWPE, c) PASGT, d) ACH

Pese a proporcionar información útil en algunas formas tangibles del daño, como la fractura de cráneo, los ensayos experimentales balísticos poseen diversas limitaciones a la hora de representar fielmente la respuesta de los tejidos blandos bajo condiciones de impacto. Los dummies y sucedáneos de cabezas ofrecen una aproximación cualitativa más que cuantitativa del daño de no-penetración, ya que la mayor parte o todos los tejidos vivos son reemplazados por materiales sintéticos. Adicionalmente, los PMHS no representan la respuesta real de un espécimen vivo, ya que muchas de sus propiedades mecánicas se ven alteradas debido al cese en el riego sanguíneo. Esta es la razón por la que los estudios balísticos más recientes se han basado en otros métodos como el modelado mediante elementos finitos [11, 12, 13].

Por ejemplo, Aare et al. [11] llevaron a cabo simulaciones balísticas empleando un modelo de elementos finitos de casco de combate basado en la geometría de un *Personnel Armour System Ground Troops* (PASGT) (Figura 1.1.c) y un modelo numérico de cabeza humana desarrollado por Kleiven et al. [14] y validado frente a datos experimentales con PMHS. La bala se modela como un sólido rígido con las propiedades

materiales del plomo y una masa de 8 g. Aprovechando la versatilidad de las simulaciones numéricas, hacen un estudio paramétrico del efecto de la rigidez del material compuesto empleado para la calota del casco, y también varían el ángulo de incidencia de la bala sobre la superficie de éste. Estudiando diferentes parámetros mecánicos en los tejidos del modelo numérico de cabeza, concluyen que las configuraciones de calota más rígidas conllevan tensiones más bajas en el hueso craneal debido al menor contacto entre cabeza y casco, pero tienden a aumentar las deformaciones en el encéfalo. En cuanto al ángulo de impacto, cuando la bala es perpendicular a la superficie del casco se alcanzan las máximas tensiones en el cráneo, mientras que en impactos oblicuos el parámetro más sensible es la deformación a cortante en el tejido cerebral.

Un trabajo que es interesante nombrar es el realizado por Li et al. [12], ya que emplean el método de elementos finitos para recrear el protocolo estándar de aceptación de cascos de combate del *National Institute of Justice* (NIJ). Para ello, utilizan un modelo de casco de combate *Advanced Combat Helmet* (ACH) de Kevlar (Figura 1.1.d) de doce capas montado sobre un dummy estandarizado con núcleo de arcilla. Bajo las condiciones dispuestas por la NIJ para impactos frontales y laterales, Li et al. [13] estudiaron posteriormente el trauma BHBT real sustituyendo el dummy balístico por un modelo numérico de cabeza humana desarrollado por el *Royal Institute of Technology* (KTH) en Suecia [15]. La protección empleada es un ACH con dos materiales de acolchado diferentes, y el proyectil utilizado eran las balas 9 mm FMJ contempladas por la normativa. En este trabajo se realiza un estudio más exhaustivo que en [11], estudiando el efecto de la rigidez de las espumas de amortiguamiento, la distancia entre la calota y la cabeza, el espesor del casco y el ángulo de incidencia de la bala. Como conclusiones extraen que el uso de materiales de acolchado blandos disminuyen el riesgo de fractura craneal así como las tensiones y deformaciones máximas en el cerebro, mientras que los acolchamientos rígidos pueden tener consecuencias similares a la supresión del sistema de amortiguamiento interno. En cuanto al ángulo de incidencia de la bala, sacan conclusiones diferentes a las de Aare et al. [11], y atribuyen las diferencias al uso de distintas tipologías de casco de combate.

1.2. Criterios de daño en la cabeza humana

La creciente preocupación por el problema del trauma encefálico ha dado lugar a un volumen considerable de investigación desde mediados de los años 50. Desde entonces, se ha fijado la atención en comprender qué mecanismos de daño pueden desarrollarse en una cabeza humana sometida a diferentes condiciones de impacto. Con el propósito de poder cuantificar y prevenir las consecuencias del trauma, se pretende relacionar la sintomatología clínica de éste con parámetros cinemáticos o mecánicos que puedan medirse experimentalmente o mediante elementos finitos.

Uno de los primeros criterios empleado para evaluar el daño en la cabeza se desarrolló en 1972 en el entorno automovilístico. Se denominó Head Injury Criterion (HIC), y tiene en cuenta la aceleración translacional de la cabeza $a(t)$ integrada a lo largo de un dominio temporal limitado por unos instantes t_1 y t_2 tales que se maximice la expresión:

$$HIC = \left\{ \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \right\}_{max} \quad (1.1)$$

Pese a que este criterio se sigue empleando en el presente, carece de la contribución de los términos de la cinemática rotacional, lo cual hace que sea incapaz de predecir todos los mecanismos de daño [16]. Para situaciones de alta velocidad como los impactos balísticos, las aceleraciones máximas se alcanzan en un corto período de tiempo (aproximadamente 1 ms) y suponen una transferencia de energía muy superior a la del entorno de aplicación para el que fue desarrollado el HIC [9]. No obstante, en muchos trabajos se toma como indicador de daño también para casos balísticos, aunque su validez aún se encuentra bajo debate.

Posteriormente se han hecho modificaciones del HIC. En 1993, Hertz [17] propuso una curva de probabilidad de fractura de cráneo basándose en experimentos con humanos post-mortem (PMHS). La probabilidad de fractura se estimaba como una función cumulativa de una distribución lognormal del HIC con media $\mu=6.96352$ y desviación típica $\sigma=0.84664$.

$$p(frac) = N \left(\frac{\ln HIC - \mu}{\sigma} \right) \quad (1.2)$$

En 2003, Vorst et al [16] realizaron análisis de regresión entre la fractura de cráneo (en concreto fracturas lineales) y otros parámetros, incluyendo el HIC. Se concluyó que el parámetro más adecuado para predecir la fractura era lo que llamaron el Skull Fracture Correlate (SFC), que se define como:

$$SFC = \frac{\Delta V_{HIC}}{\Delta T_{HIC}} = \frac{\int_{t_1}^{t_2} a(t) dt}{(t_2 - t_1)} \quad (1.3)$$

El autor concluye que este parámetro de predicción ofrece la mejor correlación con la deformación que sufre el cráneo, y, por lo tanto, que es el más adecuado para el

análisis de accidentes de choque frontal. En este mismo trabajo se estableció que un SFC de 120g corresponde a una probabilidad de fractura del 15 %.

Recientemente, Sahoo et al. [18] reconstruyen un número significativo de casos de trauma reales mediante elementos finitos, y desarrollan curvas de riesgo para la fractura craneal en función de la fuerza, el SFC, HIC, y la energía interna del cráneo, respectivamente. Finalmente sugieren que el parámetro más adecuado estadísticamente para predecir la fractura de cráneo es la energía interna de éste, proponiendo un valor de 453 mJ como umbral de 50 % de riesgo de fractura.

Por otra parte, en lo que respecta al trauma que sufre el tejido encefálico tras ser sometido a una carga de impacto, se distinguen dos tipos principales de lesiones: difusas y locales. Las lesiones difusas son la manifestación más común del trauma encefálico en el contexto balístico, debido a la redistribución de tensiones que ejercen tanto la calota del casco como el sistema de amortiguamiento interno [19]. El Daño Neuronal Difuso (DAI) puede variar en el rango de leve (conmoción) a severo [20] y los umbrales de transición entre estos niveles no están claramente definidos.

En diversos estudios centrados en los mecanismos de desarrollo del DAI, se sugiere que éste suele desencadenarse cuando las condiciones de impacto implican aceleraciones de rotación en el tejido encefálico, tal como se ilustra en la Figura 1.2.

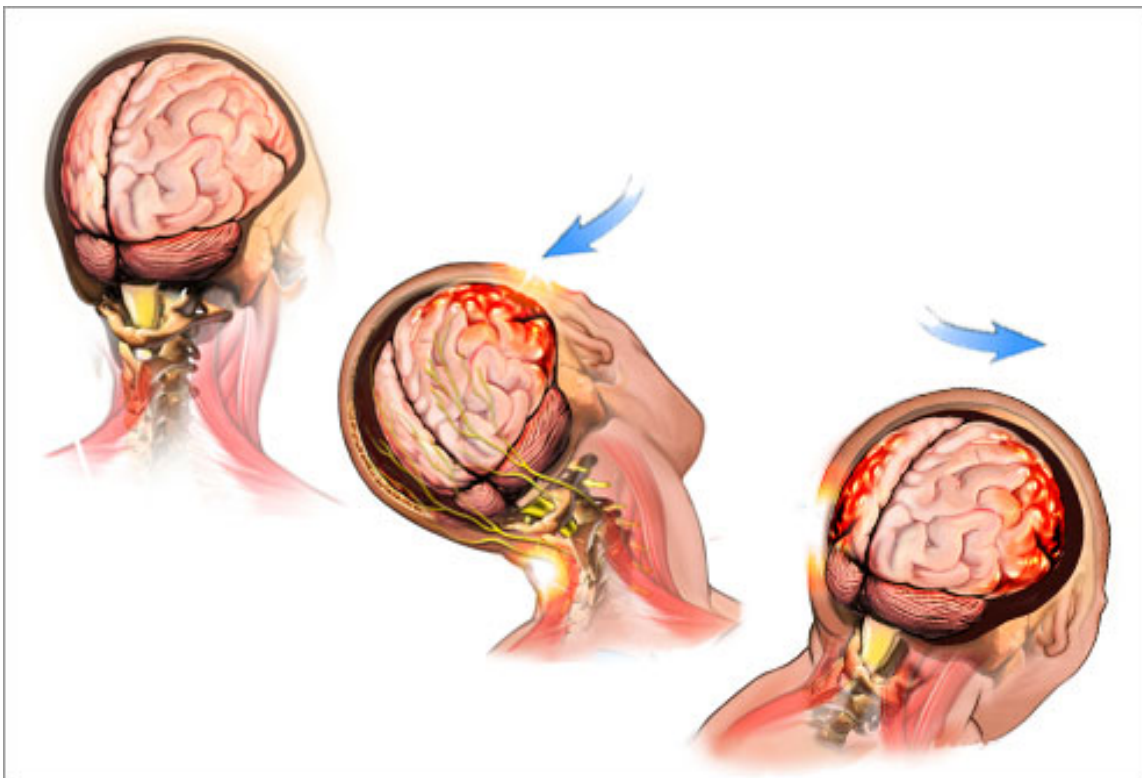


Figura 1.2: Mecanismo de conmoción cerebral debido a aceleraciones de rotación inducidas a la cabeza.

En su investigación acerca del DAI, Margulies et al. [21] recogieron datos experimentales de ensayos sobre babuinos anestesiados a los que se les inducía una rotación de la cabeza hasta que alcanzaban el coma. Con estos datos establecieron curvas de tolerancia en función de la velocidad máxima de rotación y la aceleración máxima de rotación para los babuinos, que posteriormente extrapolan a los humanos. Para cuantificar las lesiones sufridas por los simios en los experimentos, los autores emplean como parámetro crítico la deformación a cortadura del tejido encefálico, fijando un umbral de 0.05 para las lesiones leves y moderadas, y de 0.10 para las severas.

La deformación del tejido cerebral se considera, junto con la aceleración de rotación, una medida adecuada para correlacionar el DAI. No obstante, es un parámetro difícil de determinar experimentalmente aunque su obtención es inmediata mediante simulaciones numéricas. Entre los trabajos que se han llevado a cabo en la literatura para establecer relaciones adecuadas entre deformación y daño, cabe destacar el realizado por Bain et al. en el año 2000 [22]. Realizaron ensayos *in-vivo* sobre el nervio óptico de cerdos de guinea, al cual aplicaban un nivel determinado de elongación y posteriormente analizaban las lesiones morfológicas y funcionales (pérdida de visión) sufridas por el espécimen. Con ello demostraron experimentalmente la relación entre la deformación sufrida en la materia blanca del sistema nervioso central y el daño difuso. Proponen un valor crítico de ε de 0.18 para un 25 % de probabilidad de sufrir lesiones funcionales, y de 0.21 para las lesiones morfológicas.

Versiónes más logradas de los criterios de daño basados en deformaciones se han conseguido gracias al uso de modelos de elementos finitos. Este es el caso, entre otros, del trabajo realizado por Bandak et al. [23], que desarrollan una nueva medida basada en ε para cuantificar el DAI mediante un modelo numérico de cabeza humana. Es lo que se conoce como *Cumulative Strain Damage Measure* (CSDM) y corresponde a la fracción total de volumen del cerebro que ha sufrido una deformación por encima de cierto umbral en un período de tiempo determinado. El umbral de ε propuesto por los autores para determinar los elementos que han fallado es de 0.05. Este criterio fue empleado posteriormente por Takhounts et al. [24], los cuales sugieren la utilidad de este criterio para la evaluación de lesiones difusas en casos de impacto balístico con el uso de protecciones personales.

El segundo tipo de trauma encefálico mencionado, correspondiente a lesiones focales, surge como resultado de la presencia de gradientes de presiones en la cavidad intracraneal. Ward et al. [25] encontraron una fuerte proporcionalidad entre las sollicitaciones de compresión en el punto de contacto (*coup*) y la severidad de la conmoción. Tomando datos experimentales a partir de la medida de la presión intracraneal y de la observación de las consecuentes lesiones sufridas en el tejido encefálico, desarrollaron un criterio, el *Brain Pressure Tolerance* (BPT), que fija unos umbrales de presiones *coup* de 172.4 y 234 kPa para daño moderado y severo, respectivamente. En el mismo trabajo se compara el BPT con otros criterios de daño existentes, como el ya mencionado HIC, y encontraron que en los impactos de corta duración (de 0 a 3 ms) ninguna de las otras hipótesis es lo suficientemente conservadora. Por lo tanto, el BPT propuesto por Ward et al. [25] se empleará en el presente trabajo para evaluar los riesgos desencadenados de un impacto balístico ya que su duración es de aproximadamente 1 ms.

Dentro de los gradientes de presión intracraneal (ICP), existe otro tipo de sollicitaciones: las de tracción en el lado opuesto al traumatismo (*contrecoup*), y que también pueden generar mecanismos de conmoción. En concreto, cuando se alcanzan valores elevados en las presiones negativas, pueden desatarse fenómenos de cavitación dentro de la cavidad craneal [26] debido al alto contenido en agua en el interior de ésta.

En este aspecto, Gross et al. [27] presentaron su primer estudio demostrando la formación de burbujas de cavitación en un recipiente elipsoidal de cristal lleno de fluido al que se somete a impacto. Posteriormente, Lubock et al. [28] quisieron determinar si este fenómeno podía tener lugar en los tejidos vivos. Para ello, realizaron ensayos de impacto sobre cráneos humanos llenados con agua y observaron burbujas de cavitación en la región de *contrecoup*. No obstante, si reemplazaban el contenido acuoso por gelatina para simular la presencia del tejido cerebral, no había rastro de cavitación. Con estos datos postularon la baja probabilidad de que se produzcan fenómenos de cavitación en el encéfalo en sí, pero no niegan la posibilidad de que este fenómeno pueda darse en el líquido cefalorraquídeo o en los vasos sanguíneos de la superficie del cerebro, lo cual conllevaría lesiones. No obstante, no existe una evidencia clínica de esta última hipótesis.

Recientemente, Takhounts et al. [24] proponen una nueva medida de daño encefálico aplicable a métodos numéricos y basándose en el efecto de las presiones de dilatación en este tejido. Es lo que bautizaron como el *Dilatation Damage Measure* (DDM). Esta medida es un cálculo de la fracción total de volumen cerebral que ha experimentado presiones negativas por debajo del valor de la presión de cavitación del agua, y se utiliza como correlación a las contusiones sufridas.

Por otra parte, Nusholtz et al. [29] correlacionaron el riesgo de aparición de colapso violento de las burbujas de cavitación sobre un cilindro lleno de agua con las aceleraciones de impacto a las que se somete. Proponen un valor de aceleración de 350 g como umbral de riesgo para el colapso de las burbujas de cavitación de forma violenta. En estudios más recientes, Panzer et al. [30] profundizan en el mecanismo de cavitación del líquido cefalorraquídeo y concluyen que el efecto más significativo de este proceso sería el aumento de las deformaciones en el encéfalo debido a su desacoplamiento del cráneo.

Capítulo 2

Desarrollo del modelo de elementos finitos

2.1. Modelo numérico de cabeza humana

El modelo numérico de cabeza humana se obtiene a partir de la segmentación de imágenes médicas (TAC) de un paciente real, proporcionadas por el Hospital la Fe de Valencia. Mediante el software *ScanIp* [31] de *Simpleware* se procesan estas imágenes y mediante técnicas de umbralización implementadas en el propio programa se separan las diferentes máscaras, correspondientes a cada uno de los tejidos de la cabeza. La Figura 2.1 es un ejemplo de la interfaz del programa mostrando las imágenes de TAC en tres vistas. En la imagen inferior derecha se observa el resultado de la segmentación de una de las capas (la piel) y su construcción tridimensional.

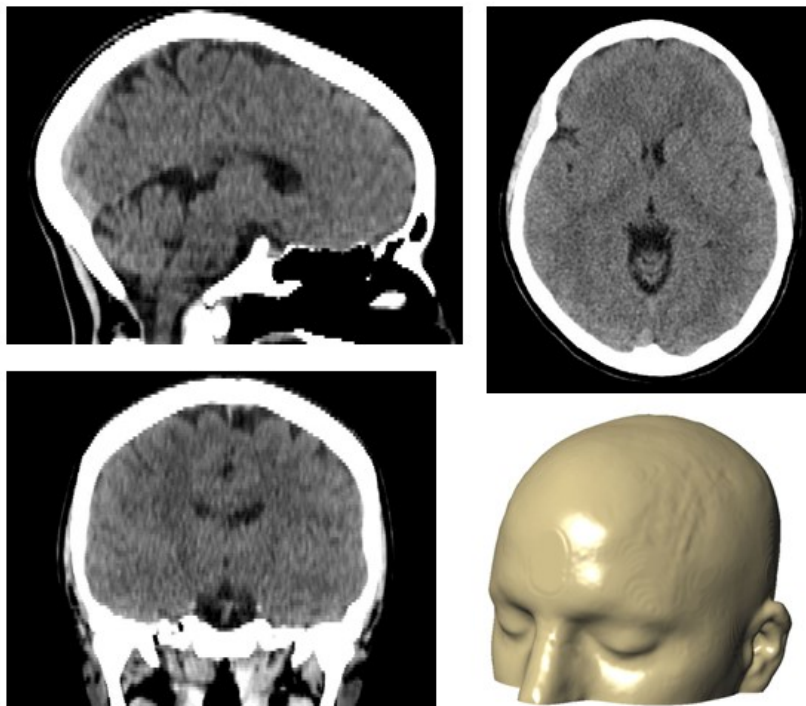


Figura 2.1: Imágenes de TAC visualizadas en el software *ScanIp* [31]

En concreto, el modelo desarrollado está constituido por seis capas, correspondientes a tejidos duros y blandos:

- Dentro del tejido óseo, se distingue entre las dos capas de hueso compacto y la capa interna de hueso poroso (diplöe) que conforman la estructura similar al tipo sandwich del cráneo, y los huesos faciales.
- En cuanto a los tejidos blandos, el modelo consta de piel/cuero cabelludo, líquido cefalorraquídeo y encéfalo. Este último se considera como un conjunto y no se hacen subdivisiones entre materia gris y blanca, cerebelo, bulbo raquídeo y ventrículos.

Una vez se han separado las diferentes capas en *ScanIp* [31], se procede al mallado de la geometría segmentada empleando una herramienta del mismo software. El tipo de elemento elegido son tetraedros lineales de cuatro nodos (C3D4). La malla resultante contiene 379550 elementos y 130710 nodos, y se puede observar detalladamente en la Figura 2.2.

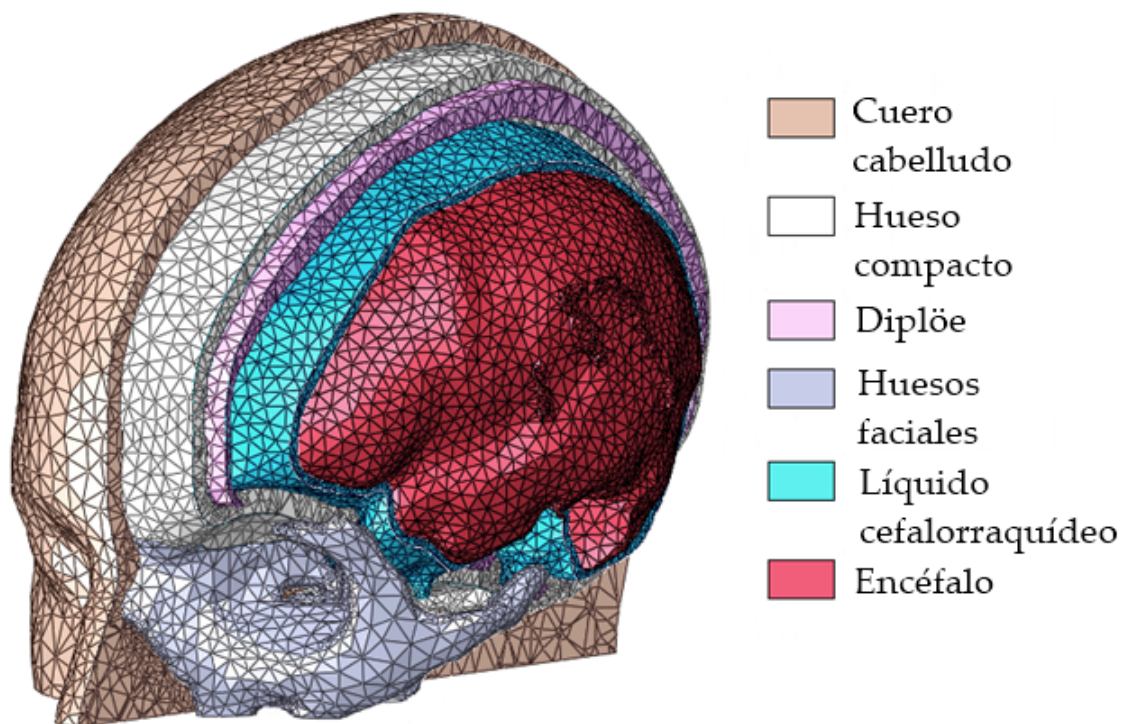


Figura 2.2: Modelo numérico de cabeza humana obtenido a partir de imagen médica

Se elige el mayor tamaño de elemento posible pero sin alterar la geometría y morfología reales de la cabeza. Pese a que resulta intuitivo pensar que una malla más refinada dará lugar a resultados más precisos, es necesario tener en cuenta la problemática

planteada en el Apéndice I, donde se define el procedimiento de cálculo explícito. Las simulaciones que se llevan a cabo en este trabajo son impactos dinámicos de media-alta velocidad, de manera que el límite de estabilidad del cálculo es muy pequeño, teniendo en cuenta la rápida propagación de las ondas a través de la malla. Con un tamaño de elemento pequeño, el Δt límite disminuye aún más, especialmente para los tejidos blandos, con lo que los tiempos de cálculo necesarios serían extremadamente grandes. La solución es, por lo tanto, aumentar el tamaño característico de los elementos.

Los nodos de capas adyacentes son compartidos, de manera que se trata de un modelo continuo. Con ello se evita la utilización de restricciones de contacto entre los diferentes tejidos en que se ha segmentado el modelo numérico, ya que la interacción entre ellos es compleja de modelar y existe escasa información al respecto en la literatura.

2.1.1. Propiedades materiales

Para asignar las propiedades materiales a los seis tejidos en que se ha dividido el modelo de cabeza humana, se ha hecho una revisión de la literatura existente del tema. A excepción del cuero cabelludo, donde todos los autores parecen llegar a un consenso en cuanto a sus propiedades mecánicas, existe mucha dispersión entre los modelos constitutivos que se asignan a cada tejido. A continuación se presentan los modelos más frecuentes:

- El cuero cabelludo se modela como un material elástico lineal con módulo de elasticidad de 16.7 MPa y coeficiente de Poisson de 0.42.
- Para las capas del cráneo también se asume comportamiento elástico lineal. Las capas de hueso compacto se consideran más rígidas que la capa interna de hueso trabecular. Existe un rango bastante amplio en los valores del módulo de Young que los autores atribuyen a ambos tejidos, probablemente debido a la heterogeneidad de los ensayos experimentales de los que obtienen los datos. Las propiedades del tejido óseo son muy sensibles a ciertos parámetros como la edad, el género, o las dimensiones de la cabeza, de manera que a priori no es posible optar por un modelo constitutivo determinado. Lo mismo sucede con los huesos faciales.
- El líquido cefalorraquídeo se asume, en la mayor parte de los casos, como un sólido elástico con propiedades muy cercanas a las del agua. Normalmente viene definido por su módulo elástico o bien por el módulo de compresibilidad K .
- El encéfalo es el tejido más complejo en cuanto a modelado constitutivo. Su comportamiento se aborda en la literatura de diferentes maneras: como puramente elástico, como viscoelástico, como hiperelástico o mediante combinaciones de éstas.

El comportamiento viscoelástico, es decir, de reducción del módulo de cizalladura del material con el tiempo, se modela mediante una serie temporal Prony:

$$G(t) = G_0 - \sum_{i=1}^N G_i (1 - e^{(-t/\tau_i)}) \quad (2.1)$$

donde G_0 representa el módulo de cizalladura inicial, y τ_i y G_i definen puntos de una curva de ensayos de relajación.

Por otra parte, el comportamiento hiperelástico del material se define mediante un modelo constitutivo de Mooney-Rivlin:

$$W = C_{01} (\bar{I}_2 - 3) + C_{10} (\bar{I}_1 - 3) + D_1 (J - 1)^2 \quad (2.2)$$

$$K = 2 \cdot D_1 \quad ; \quad \mu = 2(C_{01} + C_{10}) \quad (2.3)$$

donde W es la densidad de energía de deformación, \bar{I}_1 e \bar{I}_2 son los invariantes lineal y cuadrático del tensor de Cauchy-Green, y J es el determinante del gradiente de deformación. Para materiales incompresibles, $J=1$.

2.2. Validación del modelo numérico de cabeza

Para fijar unas propiedades mecánicas a los diferentes tejidos considerados que sean adecuadas para recrear fidedignamente el comportamiento de una cabeza humana real bajo impacto, se recrearán con *Abaqus/Explicit* dos ensayos experimentales tomados de la literatura. El primero de ellos se empleará para asignar un comportamiento adecuado a las capas de tejido óseo (hueso compacto y diplöe) y del cuero cabelludo, mientras que el segundo se centrará en los tejidos blandos (encéfalo y líquido cefalorraquídeo).

Dentro de la amplia variedad de modelos constitutivos para los diferentes tejidos que se pueden encontrar en la literatura y que los autores han empleado para construir sus modelos de elementos finitos de cabeza humana, se han seleccionado las propiedades materiales descritas en cinco trabajos diferentes, resumidas en el Cuadro 2.1. Cada conjunto de propiedades se denotará abreviadamente de aquí en adelante como MP y un número que indica el trabajo del cual se han extraído.

		MP1	MP2	MP3	MP4	MP5
Compacto	ρ (kgm ⁻³)	3000	3000	2000	1800	1210
	E (MPa)	5465	12200	15000	15000	8000
	ν	0.22	0.22	0.22	0.21	0.22
Diplöe	ρ (kgm ⁻³)	1750	1750	1300	1500	1210
	E (MPa)	2864	5660	1000	4500	8000
	ν	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22
Cara	ρ (kgm ⁻³)	2100	2100	2000	3000	1210
	E (MPa)	5000	5000	15000	5000	8000
	ν	0.23	0.23	0.22	0.21	0.22
CSF	ρ (kgm ⁻³)	1040	1040	1000	1040	1040
	E (MPa)	0.1845	1.49	1.26	0.012	1.314
	ν	0.499	0.489	0.4999	0.49	0.4999
Encéfalo	ρ (kgm ⁻³)	1040	1040	1040	1040	1140
	Elástico	Elástico	Elástico	Hiperelástico*	Elástico	Elástico
	Constantes	$E=0.558$ MPa $\nu=0.485$	$E=0.307$ MPa $\nu=0.4996$	$C_{01}=62$ Pa $C_{10}=69$ Pa	$K=$ 1.125 GPa	$\nu=0.48$
	Constantes viscoelásticas**	-	$g_1=0.682$ $\tau_1=0.02857$	$g_1=0.636, g_2=0.363$ $\tau_1=0.008, \tau_2=0.15$	$g_1=0.659$ $\tau_1=0.00689$	$g_1=0.682$ $\tau_1=0.02857$
Cuero	ρ (kgm ⁻³)	-	-	1130	1200	1130
	E (MPa)	-	-	16.7	16.7	16.7
	ν	-	-	0.42	0.42	0.42

*Las constantes se refieren a las de un material de Mooney-Rivlin en su implementación en Abaqus [1]

**Las constantes definen una serie Prony en Abaqus [1]

Cuadro 2.1: Propiedades mecánicas obtenidas de cinco trabajos de la literatura para cada uno de los tejidos de la cabeza.

El MP1 corresponde a un trabajo de Gilchrist et al. [32] en 2000, en el que se desarrolla un modelo numérico de cabeza humana para evaluar su respuesta a impacto. No indica las propiedades que aplica al cuero cabelludo, y emplea un modelo elástico-lineal para el encéfalo. Por MP2 se ha denotado el trabajo de Ruan et al. [33], que

hace una definición más sofisticada del comportamiento del encéfalo, introduciendo propiedades viscoelásticas además de las elástico-lineales.

El conjunto de propiedades MP3 se ha extraído de un trabajo de Kleiven de 2006 [34], en el que emplea el modelo de elementos finitos desarrollado por la KTH. Puesto que el objetivo del trabajo era estudiar los mecanismos de trauma encefálico, el modelado del tejido cerebral es más complejo, sustituyendo el comportamiento elástico lineal por el hiperelástico, y teniendo en cuenta la anisotropía del tejido. Del trabajo de Kang et al. [35] de reconstrucción de accidentes de motociclismo, se toma el conjunto de propiedades MP4. En este caso, se tiene en cuenta el alto contenido de líquido del encéfalo, ya que se modela de manera muy similar al agua, con su misma densidad, y definiendo el comportamiento elástico a partir del módulo de compresibilidad: $K = \frac{E}{3(1 - 2\nu)}$.

Finalmente, el último trabajo que se ha tomado, MP5, es el de Tse [36], en el cual el modelo de cabeza humana también se desarrolla a partir de la segmentación de imagen médica y está detalladamente subdividido, distinguiendo entre materia gris y blanca, tronco encefálico, cerebro, etc. No obstante, las propiedades que asigna a los tejidos del conjunto del encéfalo son prácticamente idénticas y se éstos se podrían aglutinar en un tejido único. También están separadas en el mallado las distintas capas de hueso, pero las propiedades que les aplica son exactamente las mismas, de manera que el conjunto hueso compacto-diplöe-hueso facial se toma como uniforme.

2.2.1. Tejidos óseos y cuero cabelludo

El primero de los ensayos que se va a simular con *Abaqus/Explicit* fue realizado en 1995 por Yoganandan et al [37] y el montaje consistía en un pistón hidráulico que impactaba sobre la cabeza del espécimen de ensayo (humano post-mortem) a velocidad constante. En este experimento se aportan datos de la rigidez de los cráneos de los diferentes sujetos ensayados, así como la curva fuerza-desplazamiento. El montaje del ensayo recreado en *Abaqus/Explicit* se representa en la Figura 2.3.

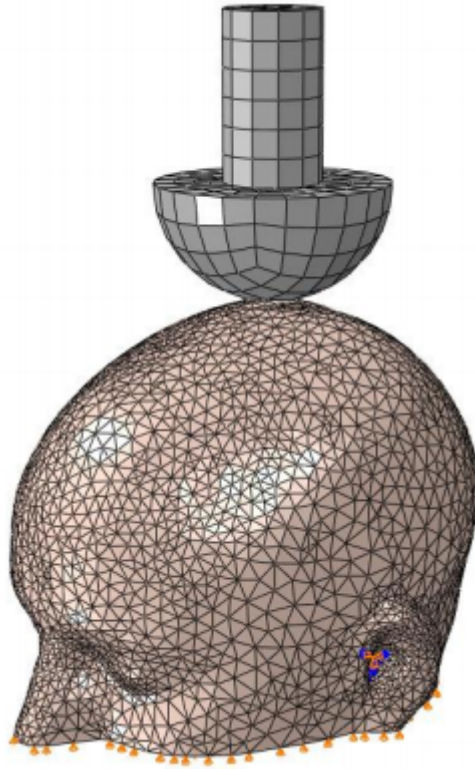


Figura 2.3: Montaje en *Abaqus/Explicit* del ensayo experimental de Yoganandan et al [37].

Las condiciones de contorno aplicadas en la base de la cabeza son de apoyo, restringiendo únicamente el desplazamiento vertical. En el pistón se impone una condición de velocidad constante de 7.2 ms^{-1} .

Con la recreación de este ensayo se pretende fijar unas propiedades mecánicas adecuadas para el tejido craneal, teniendo en cuenta tanto el régimen elástico como la fractura. Para ello, se evalúan las cinco configuraciones de propiedades materiales extraídas de la literatura y presentadas en el Cuadro 2.1 para hueso compacto, diplöe y huesos faciales.

Adicionalmente, se toman varios criterios de fractura (detallados en el Cuadro 2.2) obtenidos de la literatura con ensayos sobre probetas craneales con el fin de establecer unos límites de tensiones máximas a tracción y compresión de cada una de las capas de hueso que representen el comportamiento global del cráneo. Para poder recrear la fractura en las simulaciones se hace uso de una subrutina de usuario VUSDFLD [38] implementada en Fortran. Esta subrutina accede en cada iteración a ciertas variables del modelo, en concreto, obtiene las tensiones principales en cada elemento de las capas de hueso compacto y diplöe. Si los valores de σ_{max} y σ_{min} exceden cierto umbral, el elemento es eliminado en la siguiente iteración.

	Hueso compacto		Dilpöe	
	σ_{uc} (MPa)	σ_{ut} (MPa)	σ_{uc} (MPa)	σ_{uc} (MPa)
Raul et al. [39]	-145	90	-28	35
Sahoo et al. [18]	-132	90	-24.8	34.8
Evans et al. [40]	-152.2,-167.4	70.5	-25.1	-
Silver [41]	-85	42.5	-85	42.5

Cuadro 2.2: Criterios de fractura en hueso compacto y dilpöe según diversos autores

Aplicando cada uno de estos criterios de fractura a uno de los modelos materiales (MP2), y simulando el experimento de Yoganandan et al. [37], se obtienen las siguientes curvas:

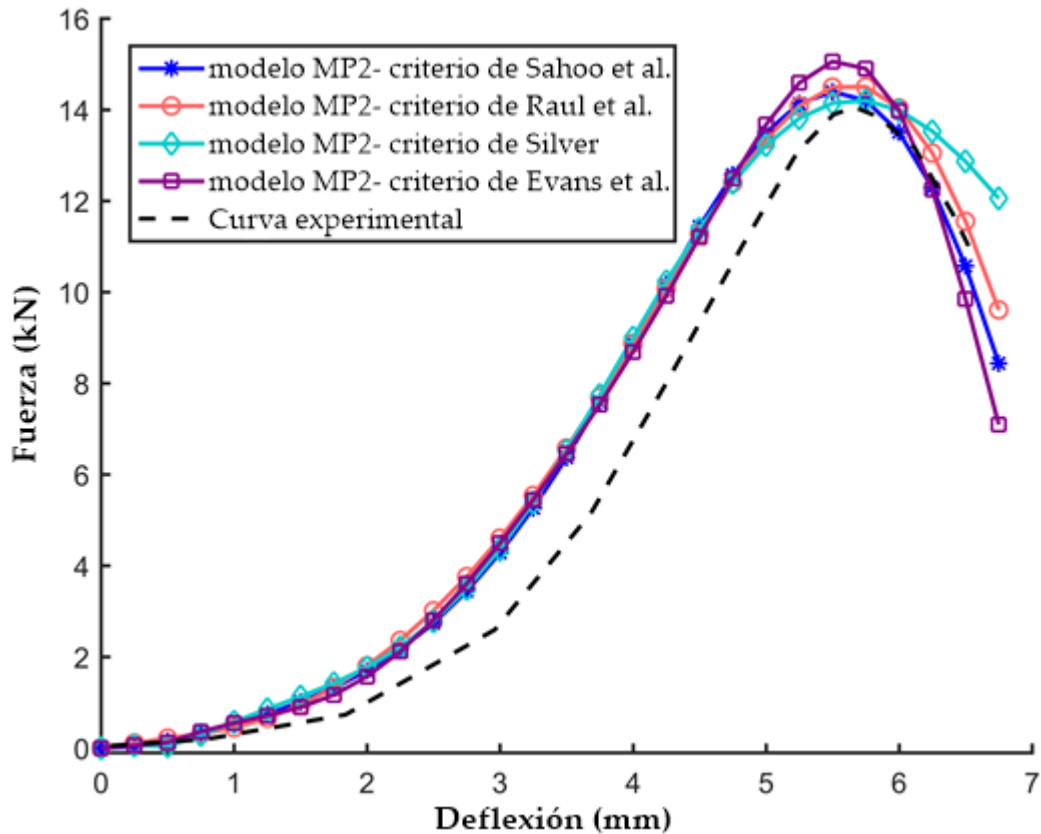


Figura 2.4: Comparación de la respuesta del cráneo con los diferentes criterios de fractura obtenidos de la literatura, respecto a la curva experimental obtenida por [37].

Tanto la respuesta experimental como la obtenida mediante las simulaciones presentan una morfología común:

- Un primer tramo no-lineal, en el cual el cuero cabelludo absorbe energía de impacto. Existe un desfase en este tramo entre la curva experimental y las simuladas. Esto se debe a que el modelo numérico obtenido a partir de imágenes de TAC tiene un espesor del cuero cabelludo superior al del espécimen de ensayo de Yoganandan et al. Por este motivo, la energía que absorbe este tejido es superior en el caso numérico.
- Un tramo lineal en el que la respuesta está dominada por los huesos craneales. La pendiente de este tramo será la rigidez global del cráneo. El fin de este tramo se da al inicio de la fractura del hueso compacto.
- Un último tramo no-lineal correspondiente a la fractura de las dos capas de cráneo. La amplitud de este tramo depende principalmente de las propiedades elásticas del hueso poroso (diplöe), que realiza la mayor parte de la absorción de energía hasta el fallo total del cráneo.

Se puede extraer de la Figura 2.4 que el criterio de fallo más adecuado para las dos tejidos del cráneo sería el empleado por Sahoo et al. [18], ya que es el que mejor se ajusta a la curva experimental y, dentro del resto de modelos, es el que se posiciona más en el lado de la seguridad (más conservador). Aún así es necesario mencionar que los cuatro criterios evaluados son bastante realistas, y que la desviación de los valores de la fuerza y deflexión máximas es muy pequeña en todos los casos.

Una vez seleccionado el criterio de fallo óptimo, se procede de la misma manera para obtener el modelo de propiedades materiales que proporcione una respuesta más cercana a la experimental, obteniendo los resultados de la Figura 2.5.

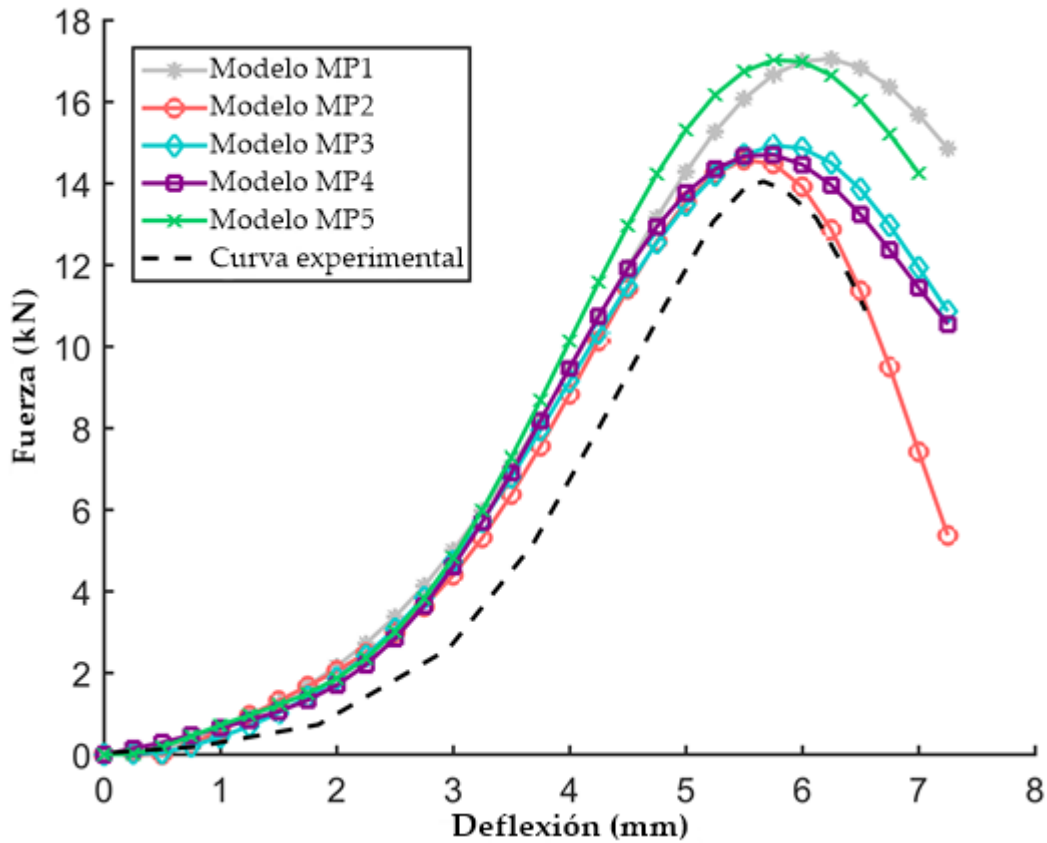


Figura 2.5: Comparación de la respuesta de los diferentes modelos de propiedades materiales obtenidos de la literatura, respecto a la curva experimental obtenida por [37].

A partir de estos resultados se descartan los modelos MP1 y MP5, ya que la fuerza máxima que predicen es 4 kN superior a la experimental. En el caso del modelo MP5, la rigidez del cráneo (pendiente del tramo lineal de la respuesta) es excesiva, lo cual se debe a que este modelo contempla las mismas propiedades elásticas para el hueso compacto y el diplöe, sin hacer distinción entre ambos tejidos. El modelo MP1, por su parte, fija un módulo de Young bastante bajo para el hueso compacto, lo cual hace que se retrase el momento de inicio del fallo. De los tres MP restantes, tanto el MP3 como el MP4 tienen una respuesta muy similar. Esto se debe a que las propiedades que fijan para el hueso compacto son casi iguales. Las diferencias se dan en el módulo de elasticidad del diplöe, que en el caso del MP3 es de 1 GPa y de 4.5 GPa en el MP4. Este último supone un valor más razonable y la respuesta en el tramo del fallo es más acertada, de manera que se aplicarán las propiedades materiales de los tejidos óseos del modelo MP4 para las futuras simulaciones de este trabajo.

2.2.2. Tejidos blandos

Una vez establecidas unas propiedades mecánicas y unos límites de fractura adecuados para el tejido óseo nuestro modelo numérico, detalladas en el Cuadro 2.3, el

siguiente paso es realizar un proceso análogo con los tejidos blandos, en concreto con el líquido cefalorraquídeo y el encéfalo.

	Hueso compacto	Dilpöe	Hueso Facial
$\rho(\text{kgm}^{-3})$	1800	1500	3000
$E(\text{MPa})$	15000	4500	15000
ν	0.21	0.22	0.21
$\sigma_{uc}(\text{MPa})$	-132	-24.8	-
$\sigma_{ut}(\text{MPa})$	90	34.8	-

Cuadro 2.3: Propiedades mecánicas fijadas para los diferentes tejidos óseos de la cabeza

Para ello se toman los datos experimentales proporcionados por Nahum et al. [42], que realizaron un ensayo sobre sujetos post-mortem sentados a los que se les aplicaba un impacto en la región fronto-parietal. La Figura 2.6 ilustra la versión en elementos finitos de este experimento. En este caso se permite el movimiento libre de la cabeza en el plano sagital, restringiendo los desplazamientos laterales (se fija la condición de contorno en las orejas). En su trabajo, Nahum et al. aportan la curva temporal de fuerza-tiempo del pistón que realiza el impacto, de manera que para implementar esta condición de carga en el modelo numérico se introduce una función rampa para la aceleración del pistón. El resultado se observa en la Figura 2.7, donde la historia de fuerza aplicada en el experimento y en las simulaciones es prácticamente idéntica, de manera que la metodología de reconstrucción del ensayo es válida.

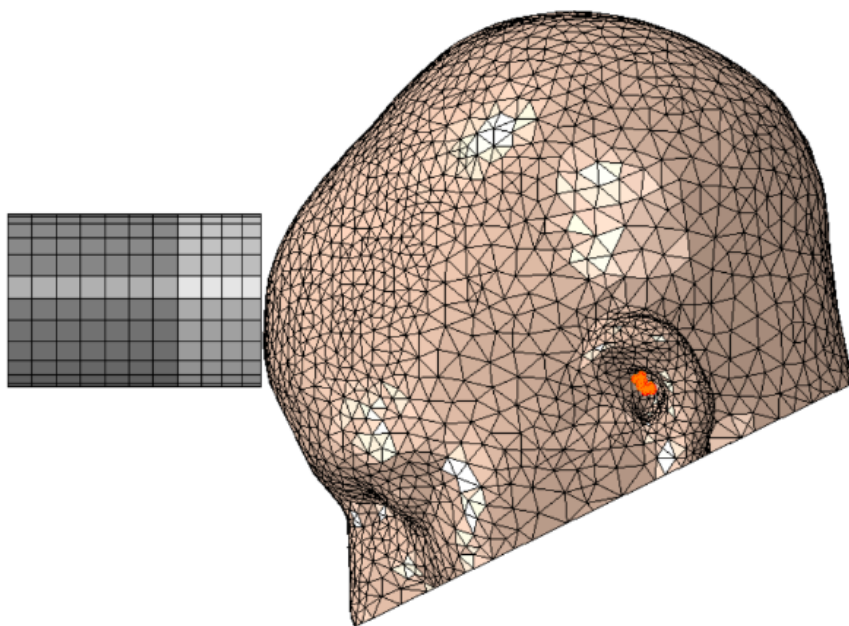


Figura 2.6: Experimento de Nahum et al. [42] simulado con *Abaqus/Explicit*.

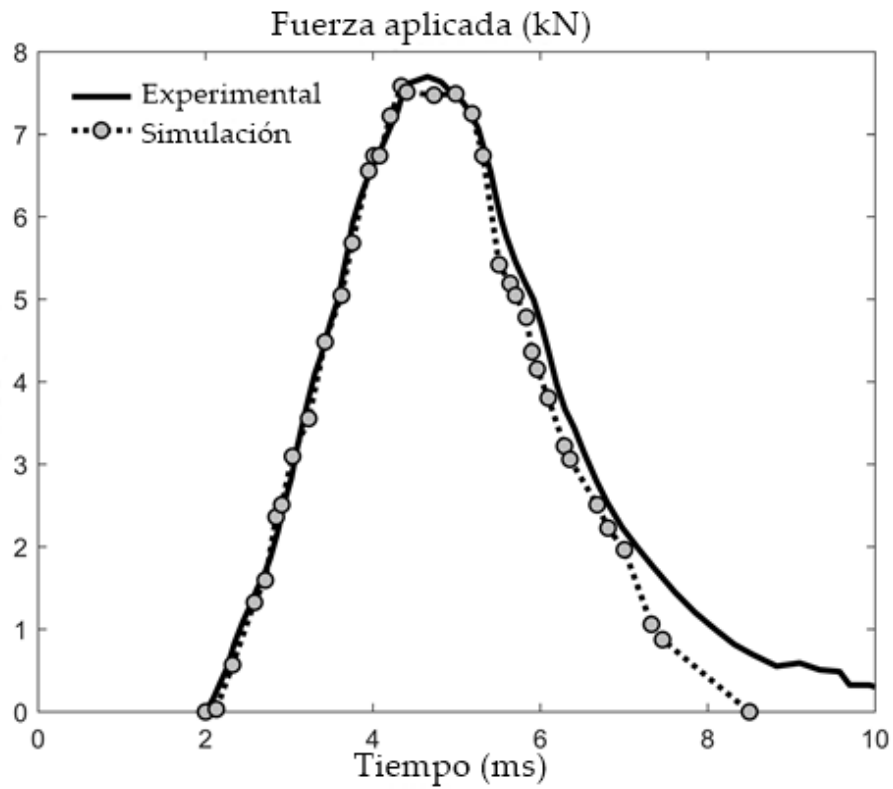


Figura 2.7: Historial de fuerza ejercida por el pistón. Curva experimental y curva impuesta en *Abaqus/Explicit*.

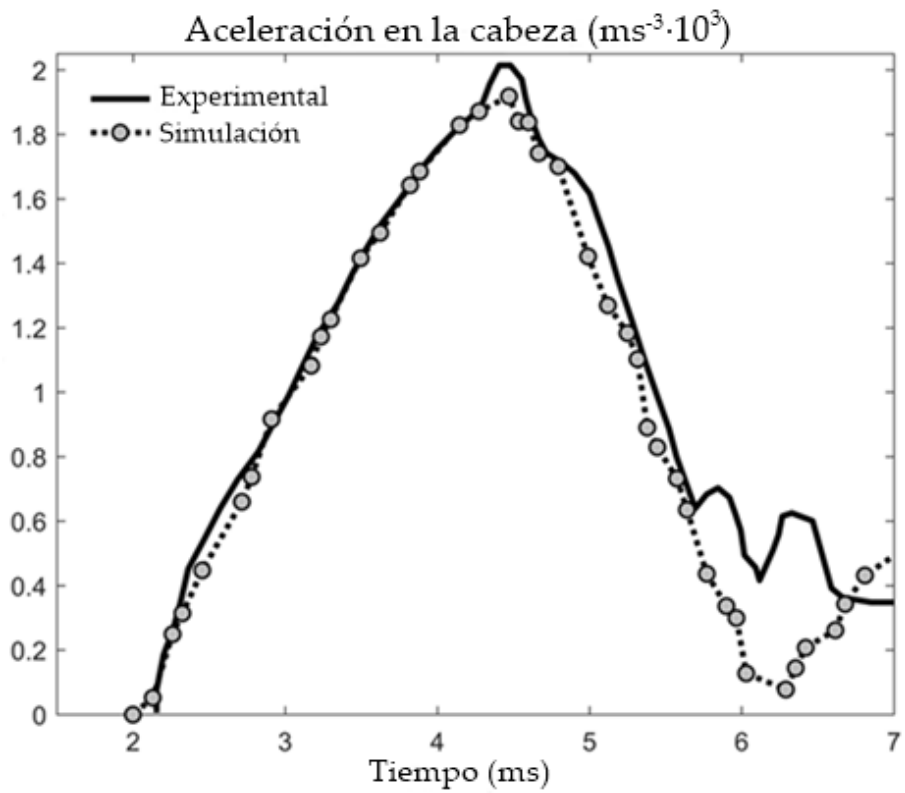


Figura 2.8: Aceleración en el centroide del lóbulo temporal de la cabeza. Curva simulada vs curva experimental de Nahum et al. [42].

Como comprobación, se miden las aceleraciones del modelo numérico en el centro del lóbulo temporal (en el mismo sitio donde Nahum et al. [42] colocan los acelerómetros), obteniendo una respuesta muy similar en el caso simulado y en la curva experimental (Figura 2.8. Por lo tanto, con la rampa de fuerza introducida, la cinemática del modelo numérico es muy cercana a la del experimento. Por lo tanto, a la hora de medir el resto de parámetros el error de montaje de la simulación no será un parámetro significativo.

En el ensayo de Nahum et al.[42] se midieron las presiones en cuatro localizaciones diferentes del tejido encefálico, en concreto en las ubicaciones señaladas en la Figura 2.9.

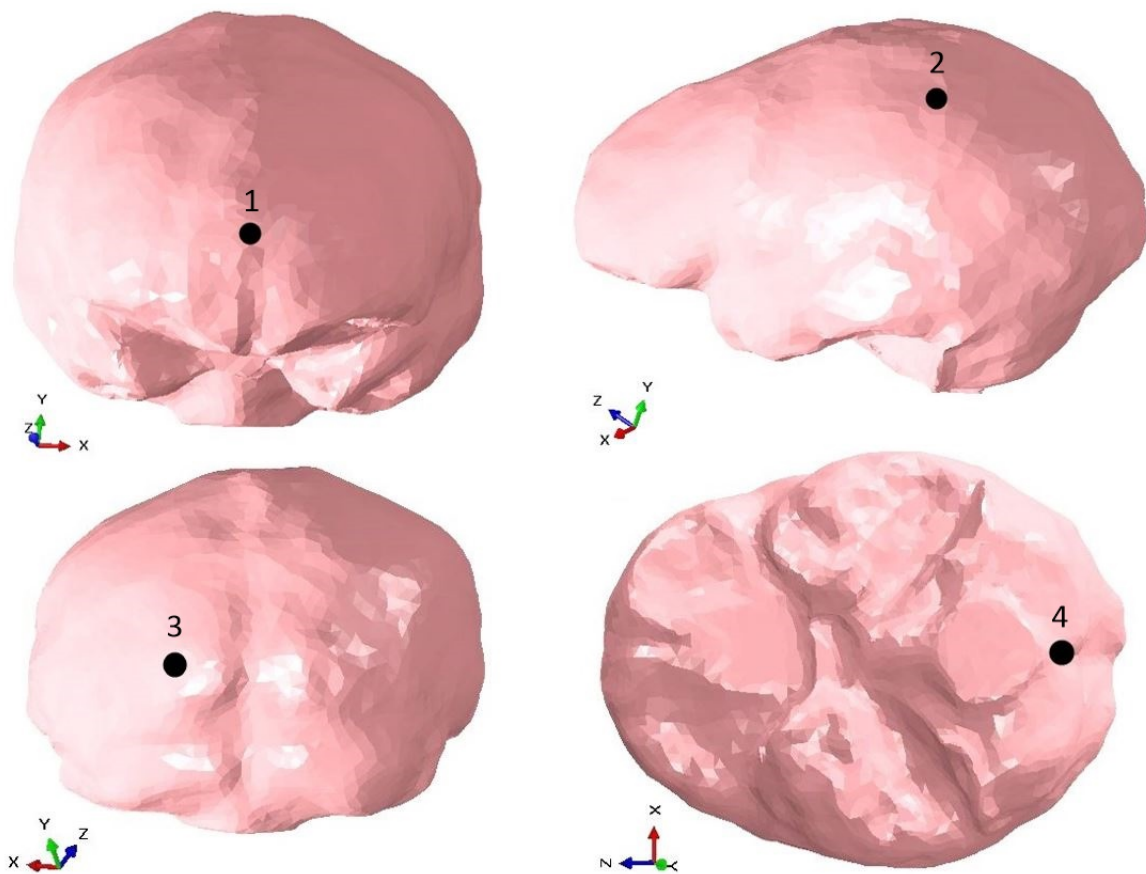


Figura 2.9: Ubicación de los sensores de presión en los ensayos experimentales de Nahum et al. [42]. 1: Frontal, 2: Parietal, 3: Occipital, 4: Fosa posterior.

Tras la realización de cinco simulaciones numéricas, en cada una de las cuales se ha empleado uno de los conjuntos de propiedades mecánicas de entre los 5 tomados de la literatura, se obtienen los resultados mostrados en la Figura 2.10. Los datos de las respuestas simuladas están tomados en las localizaciones detalladas en la Figura 2.9.

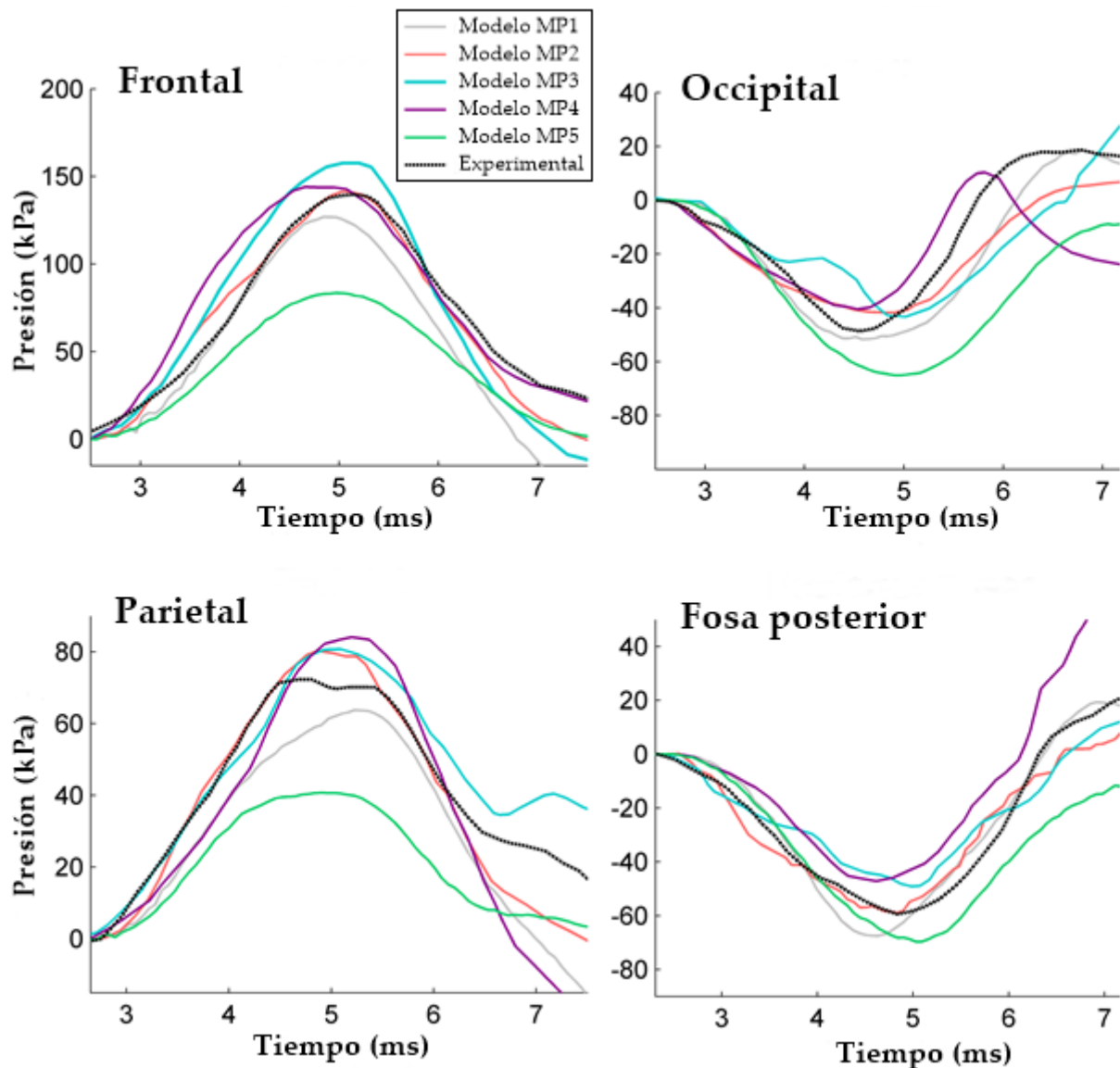


Figura 2.10: Respuesta en presiones en las diferentes localizaciones del encéfalo empleando cada uno de los modelos de propiedades materiales de la literatura. Comparación con las curvas experimentales de Nahum et al. [42].

De estos resultados obtenidos se pueden extraer diversas conclusiones. La primera de ellas es que las presiones en el encéfalo son muy sensibles al valor del módulo de compresibilidad K de éste. Este hallazgo concuerda con el postulado de Ruan et al. [43], que demostraron que un incremento de K conduce a mayores presiones positivas y menores presiones negativas (en valor absoluto). Gilchrist et al. [32] sugirieron que debido a la heterogénea composición del encéfalo, éste debe ser considerado más como un gel que como puramente agua. Esta afirmación implica una disminución del valor del coeficiente de Poisson global del tejido como resultado de una disminución en el contenido de agua (incompresible).

Los resultados obtenidos en este trabajo revelan que el modelo menos incompresible de encéfalo (MP5, con $\nu=0.48$), subestima las presiones en la región frontal y parietal en comparación con las curvas experimentales. Por el contrario, las presiones negativas de las regiones occipital y de fosa posterior son superiores en valor absoluto, siguiendo la tendencia descrita por Ruan et al. [33]. Por lo tanto, las propiedades mecánicas propuestas en el modelo MP5 para los tejidos blandos quedan descartadas. El MP1 también fija un valor de ν relativamente bajo (0.485) para el encéfalo, pero conduce a unos resultados más ajustados a la realidad. No obstante, el modelo MP1 no considera un comportamiento viscoelástico para el cerebro por lo que el amortiguamiento propio del tejido será menor y esto puede llevar a valores pico superiores, por lo que tampoco se tomará este conjunto de propiedades para futuros estudios. Si se toma un valor del módulo de compresibilidad más alto (modelos MP2, MP3 y MP4) las curvas de presiones tienden a desplazarse hacia valores más positivos.

La influencia de las propiedades mecánicas del líquido cefalorraquídeo en la respuesta de ICP se ha estudiado en otros trabajos de la literatura [44], que concluyen que las constantes elásticas definidas para este fluido no juegan un papel determinante en su respuesta en presiones. No obstante, las simulaciones iniciales llevadas a cabo en este trabajo utilizando las propiedades del MP4 revelaron una distribución de presiones a lo largo del tejido encefálico que no era consistente con la obtenida con los otros modelos. La causa de esta discrepancia es la asunción inicial de un módulo de elasticidad bajo para el CSF ($E=12$ kPa). Por este motivo, se reemplazó a posteriori por valores uno y dos órdenes de magnitud superiores ($E=120$ kPa y $E=1.2$ MPa), resultando en una mejora considerable de los contornos de presión.

A la vista de los resultados obtenidos, un comportamiento no-lineal viscoelástico (modelo MP2) con alto valor de K se ajusta a los datos experimentales con menos error que el resto de modelos. Sin embargo, este tipo de modelo constitutivo no es el más adecuado para tejidos blandos, sino que lo sería un modelo hiperelástico basado en la función de energía de deformación (modelo MP3). Ya que la respuesta obtenida con el modelo hiperelástico MP3 en estas simulaciones no parece tan precisa para predecir el comportamiento experimental en términos de presiones, se va a realizar un estudio paramétrico variando el valor de K del encéfalo para encontrar el módulo de compresibilidad óptimo para ajustarse a los resultados de Nahum et al. [42].

Uno de los problemas que surge cuando se trata con materiales hiperelásticos casi-incompresibles en análisis explícito de elementos finitos es que se necesita elevada precisión y emplear incrementos de tiempo muy pequeños. Por lo tanto, es necesario precisar en el módulo de cálculo que se utilizará la opción *double precision*, que incluye más cifras significativas en el preproceso y en el análisis. Se repite el experimento de Nahum et al. [42] fijando las propiedades para el encéfalo y CSF correspondientes al modelo MP4, pero empleando tres valores diferentes del módulo de compresibilidad para el cerebro: $K=0.021$ GPa, $K=0.21$, $K=2.1$ GPa. Con ello se obtienen los siguientes resultados, para las presiones en la región frontal (Figura 2.11) y occipital (Figura 2.12), respectivamente.

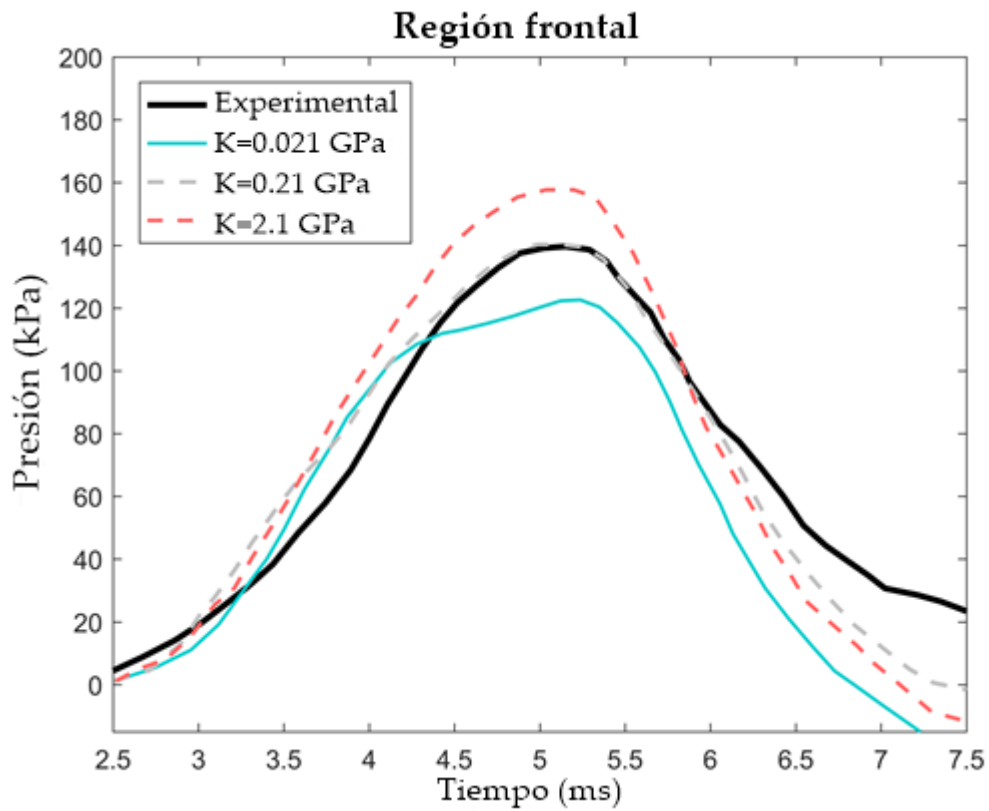


Figura 2.11: Efecto de K sobre las presiones en la región frontal del encéfalo.

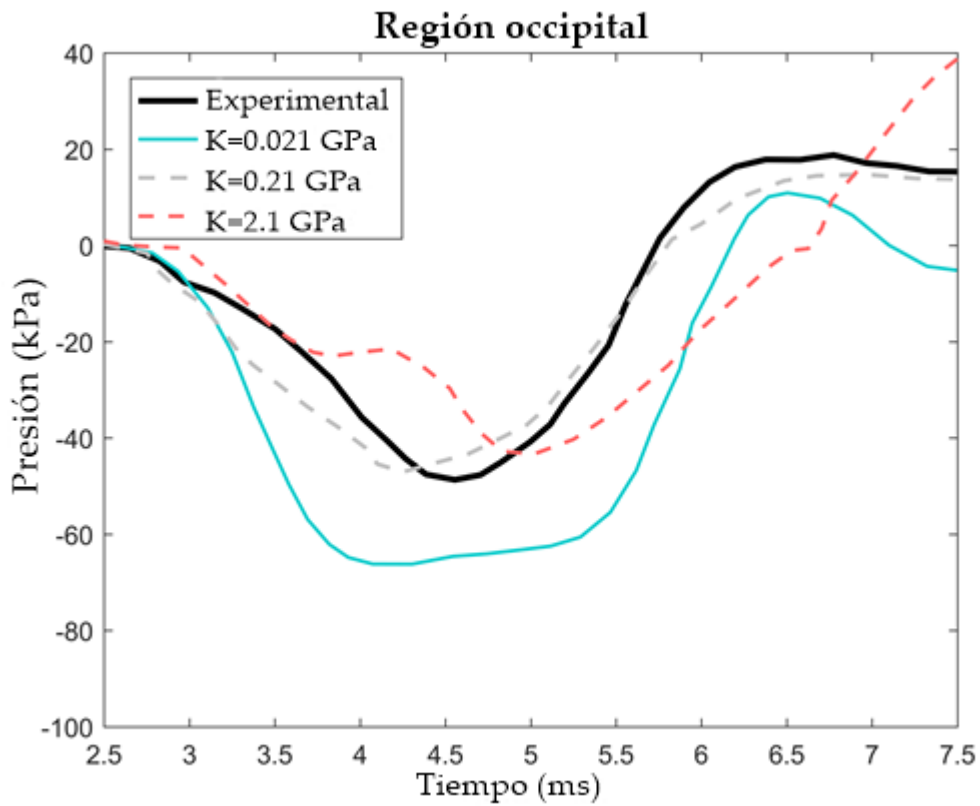


Figura 2.12: Efecto de K sobre las presiones en la región occipital del encéfalo.

En este estudio paramétrico se puede observar la tendencia previamente descrita de que cuanto más se acerca un sólido a la incompresibilidad las presiones en éste son mayores (en valor absoluto). La mejor correlación con los datos experimentales de Nahum et al. [42] se alcanza empleando un módulo de compresibilidad de valor $K=0.21$ GPa, un orden de magnitud inferior al del agua. Este hecho refuerza la hipótesis de que el encéfalo no es meramente un material incompresible con propiedades cercanas a las del agua [32].

En resumen, de ahora en adelante el modelo constitutivo que se empleará para el encéfalo en las próximas simulaciones será uno hiper-viscoelástico con las siguientes constantes:

Propiedades	C. Hiperelásticas	C. Viscoelásticas
$\rho = 1040(\text{kgm}^{-3})$	$C_{01}=62 \text{ Pa}$	$g_1=0.636, g_2=0.363$
$K= 0.21 \text{ GPa}$	$C_{10}=69 \text{ Pa}$	$\tau_1=0.008, \tau_2=0.15$

Cuadro 2.4: Propiedades mecánicas del tejido encefálico

2.3. Modelo numérico de casco de combate

Para la simulación del impacto balístico, se ha generado un modelo numérico de casco de combate partiendo de una geometría similar a la del ACH. El casco real posee 16 capas de material compuesto, pero para reducir el coste computacional que supondría una malla muy detallada, el modelo numérico se ha simplificado a cuatro capas, tal como se muestra en la vista de detalle de la Figura 2.13. Cada una de ellas está compuesta por hexaedros de tipo C3D8R, contando el casco completo con un total de 25748 elementos.

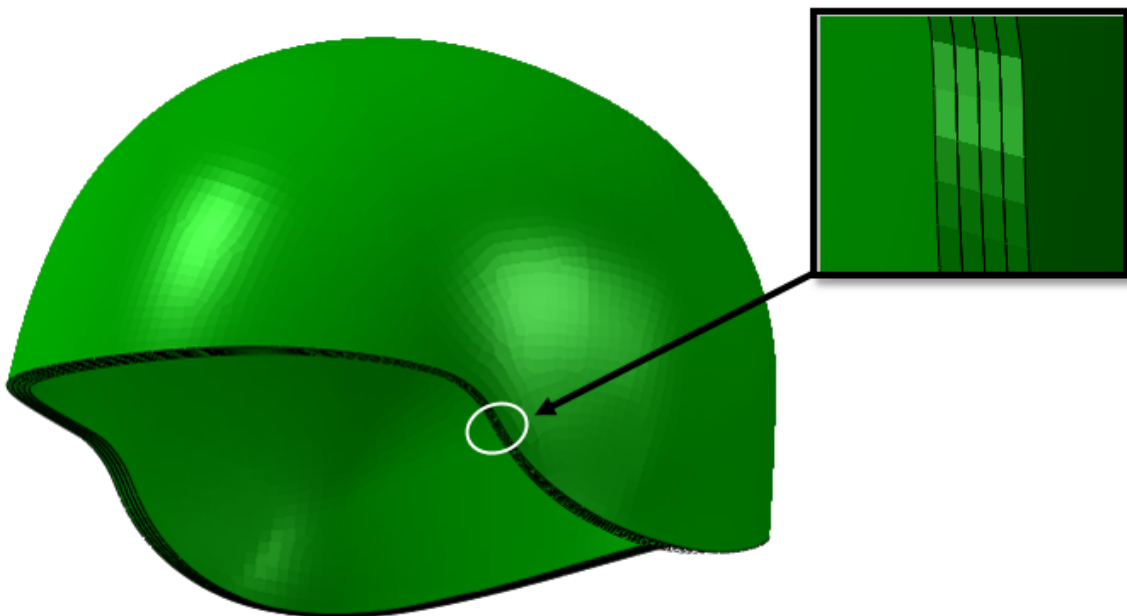


Figura 2.13: Modelo numérico de casco de combate simplificado de cuatro capas de material compuesto.

Las propiedades elásticas y de fallo que se han fijado en *Abaqus* para las capas de casco de aramida vienen resumidas en el Cuadro 2.5. Para el comportamiento de daño de este laminado se ha empleado una subrutina de usuario de tipo VUMAT donde se implementa una versión avanzada del modelo de daño de Hashin y que ha sido validada en otros estudios para su aplicación a la respuesta dinámica de cascos de combate [45]. Una explicación más detallada de esta subrutina se puede hallar al final del Apéndice II.

Propiedades elásticas					
E_1 (MPa)	E_2 (MPa)	E_3 (MPa)	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}
18000	18000	4500	0.25	0.33	0.33
G_{12} (MPa)		G_{13} (MPa)	G_{23} (MPa)		
770		2600	2600		

Propiedades resistentes					
X_{1t} (MPa)	X_{1c} (MPa)	X_{2t} (MPa)	X_{2c} (MPa)	X_{3t} (MPa)	X_{3c} (MPa)
555	555	555	555	1050	1050
S_{12} (MPa)		S_{13} (MPa)	S_{23} (MPa)		
77		1060	1086		

Cuadro 2.5: Propiedades mecánicas de las capas del casco

El sistema de amortiguamiento interno se crea siguiendo la geometría fijada por el Pliego de prescripciones técnicas de cascos de combate de 2014. Éste estipula que debe haber un conjunto de siete almohadillas: dos en cada lateral, una delantera, una trasera y otra superior. Todas ellas han de ser rectangulares redondeadas excepto la superior, que ha de ser circular. Los espesores de las almohadillas dependen del tamaño de la cabeza del soldado; el caso mostrado en la Figura 2.14 corresponde a una talla M, es decir, espesores de 1.30 ± 1 cm.

Las propiedades materiales de las almohadillas se modelan mediante la opción *Low density foam* disponible en *Abaqus/Explicit*, que consiste en un modelo constitutivo viscoelástico no-lineal. Éste tipo de modelo es adecuado para el caso de estudio ya que se puede especificar el comportamiento dependiente de la tasa de deformación de una espuma elastómera de baja densidad como las que se emplean en colisiones e impactos [38].

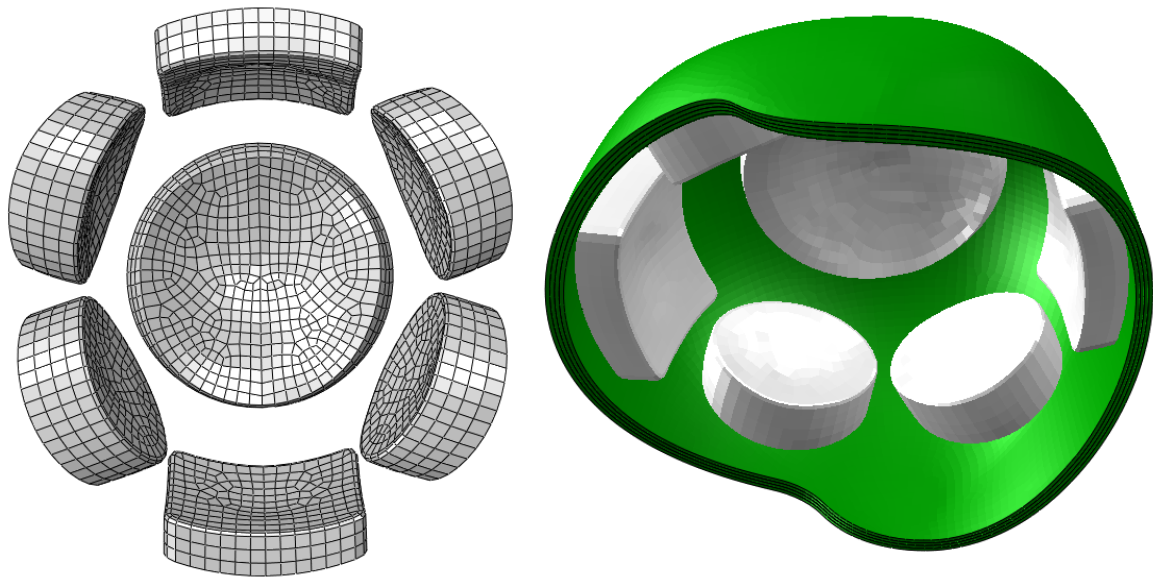


Figura 2.14: Izquierda:malla del modelo numérico del sistema de amortiguamiento interno del casco. Derecha: integración de las almohadillas en la calota.

2.4. Modelo numérico de bala

La bala que se va a tomar como referencia para este estudio de impacto balístico es una de calibre 9 mm tipo FMJ (*Full metal jacket*), como la ilustrada en la Figura 2.15.izquierda. A partir de esta geometría se desarrolla un modelo numérico que consta de un núcleo de plomo y una chaqueta de latón (Figura 2.15.centro).

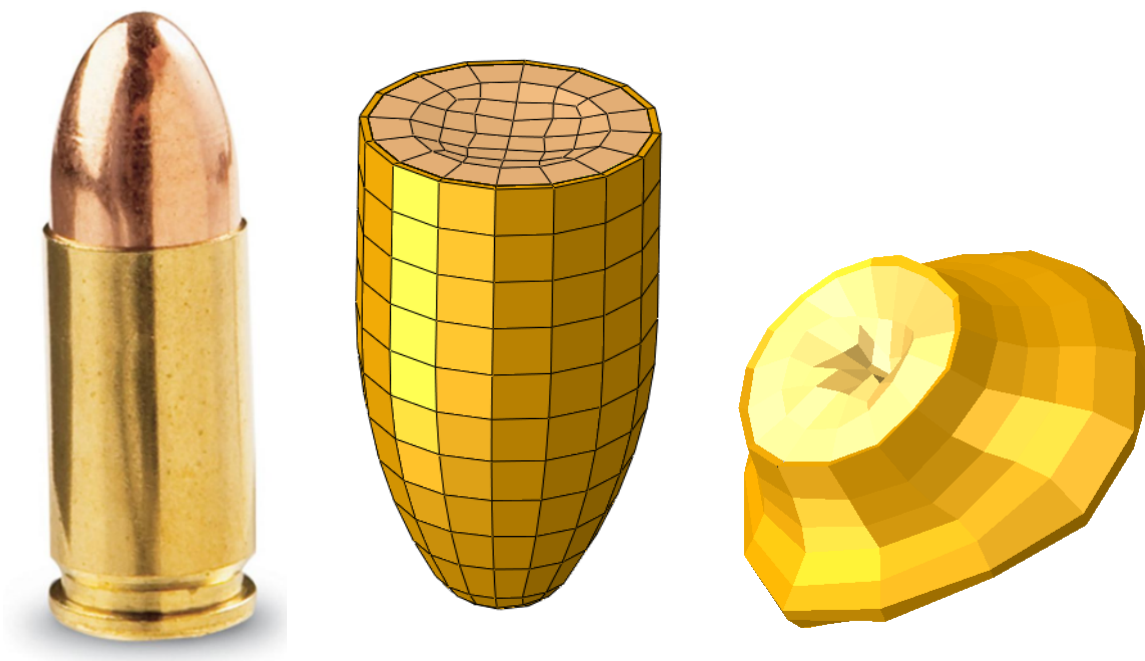


Figura 2.15: Izquierda: bala FMJ de calibre 9 mm real. Centro: modelo numérico de la cabeza de la bala. Derecha: malla deformada del modelo numérico de bala tras un impacto balístico.

Al plomo que constituye el núcleo se le asigna un comportamiento elástico definido por su ecuación de estado EOS (*Equation of state*) en *Abaqus*. Por otra parte, para la chaqueta de latón se supone un comportamiento viscoplástico basado en el modelo de plastificación de Johnson-Cook con modelo de iniciación de daño. El modelo de plasticidad de Johnson-Cook implementado en *Abaqus/Explicit* es adecuado para modelar la deformación de los metales a elevadas tasas de deformación. Incluye formas analíticas de la ley de endurecimiento y de la dependencia en la tasa de deformación y se emplea habitualmente en análisis dinámicos transitorios y adiabáticos [1]. Su formulación es la siguiente:

$$\bar{\sigma} = \underbrace{(A + B\bar{\epsilon}^n)}_{(1)} \underbrace{\left[1 + C \ln \left(\frac{\dot{\bar{\epsilon}}}{\dot{\bar{\epsilon}}_0} \right)\right]}_{(2)} \underbrace{\left[1 - \left(\frac{T - T_a}{T_m - T_a} \right)^m\right]}_{(3)} \quad (2.4)$$

donde

$\bar{\sigma}$	tensión plástica equivalente (MPa)
$\bar{\epsilon}$	deformación plástica equivalente
$\dot{\bar{\epsilon}}$	tasa de deformación plástica equivalente (s^{-1})
$\dot{\bar{\epsilon}}_0$	tasa de deformación plástica de referencia (s^{-1})
T_m	temperatura de fusión del material ($^{\circ}C$)
T_a	temperatura ambiente ($^{\circ}C$)
B, C, m, n	constantes del material determinadas experimentalmente

El término (1) de la ecuación introduce el efecto de endurecimiento por deformación, el (2) es la contribución de la tasa de deformación (viscosidad) y el (3) incluye el efecto de ablandamiento térmico [46].

Las propiedades mecánicas de ambos materiales vienen resumidas en el Cuadro 2.6.

• **Latón**

Modelo de Johnson-Cook							
B (MPa)	C	m	n	A (MPa)	$\dot{\bar{\epsilon}}_0$ (s^{-1})	T_a ($^{\circ}C$)	T_m ($^{\circ}C$)
505	0.009	1.68	0.42	112	1	20	1520

Daño de Johnson-Cook									
D ₁		D ₂		D ₃		D ₄		D ₅	
0.54		4.89		0.014		3.03		1.12	

• **Plomo**

ρ (kgm^{-3})	G (MPa)	C_0 ($cm(\mu s)^{-1}$)	S_{α}	Γ_0	E_m
11.84	200	3935	1.429	2.6	0

Cuadro 2.6: Propiedades mecánicas de los materiales de la bala

2.5. Modelo integrado de cabeza-casco de combate

En las simulaciones balísticas se empleará un modelo ensamblado con las diferentes partes que se han descrito individualmente. Para ello, el casco numérico se inserta en la cabeza mediante una simulación a baja velocidad que recree el proceso real de un soldado colocándose un casco. De esta manera, el sistema de amortiguamiento interno de espumas se puede acoplar perfectamente a la forma de la cabeza, sin que se produzcan penetraciones ni holguras. Se emplea en este proceso, y en el resto de simulaciones, un algoritmo de contacto *General Contact* implementado en *Abaqus*. El resultado de la integración es el ensamblaje de la Figura 2.16.



Figura 2.16: Modelo integrado de cabeza y casco de combate en *Abaqus/Explicit*.

Capítulo 3

Resultados: simulaciones balísticas

La sección de resultados consta de tres partes diferentes:

- Simulación del protocolo de aceptación de cascos de combate según la normativa española NME-2786.
- Estudio de la influencia de la velocidad de impacto de la bala.
- Estudio de la influencia de las dimensiones de la cabeza del soldado y del sistema de amortiguamiento interno.

3.1. Simulación de la NME-2786

El Pliego de prescripciones técnicas de cascos de combate de 2014, establece los requisitos técnicos, también reflejados en la NME-2786 [2], que ha de cumplir un casco de combate para poder ser empleado por las Fuerzas Armadas.

Dentro de esta normativa existen varios procedimientos a los que los cascos deben someterse aleatoriamente: resistencia a impacto, resistencia balística antifragmentos y resistencia balística ante munición convencional. Este último es el que va a ser evaluado en este trabajo.

La metodología para evaluar la resistencia balística contra munición convencional consiste en realizar disparos con balas de calibre 9 mm Parabellum, con núcleo de plomo de 8g, a una velocidad de $425 \pm 15 \text{ ms}^{-1}$. El disparo se realiza contra el casco de ensayo montado en un dummy de ensayos de madera y arcilla, de tal manera que se recojan datos del impacto en cinco localizaciones diferentes: frente, lateral (temporo-parietal) a ambos lados, occipital y en el vértice.

Puesto que lo que se desea en este trabajo es evaluar el riesgo de trauma real sobre la cabeza humana, se van a recrear las condiciones de impacto de la normativa, pero reemplazando el dummy por el modelo numérico obtenido de imagen médica y descrito en la Sección 2.1. Por lo tanto, se partirá de la configuración integrada de cabeza, casco y bala presentada en la Sección 2.3.

Un tiempo de simulación adecuado para cada impacto sería de 3 ms, tiempo suficiente para que las consecuencias del impacto comiencen a atenuarse. Una simulación más prologanda sería menos realista puesto que la respuesta del conjunto estaría condicionada por otros factores que no se tienen en cuenta en este trabajo, como la presencia de atalajes que limiten el movimiento relativo del casco respecto a la cabeza o el efecto del cuello en la restricción del desplazamiento de la cabeza.

En la Figura 3.1 se muestra un corte transversal de cada uno de los disparos simulados, en el instante en que la deformación del casco por el impacto de la bala es máxima.

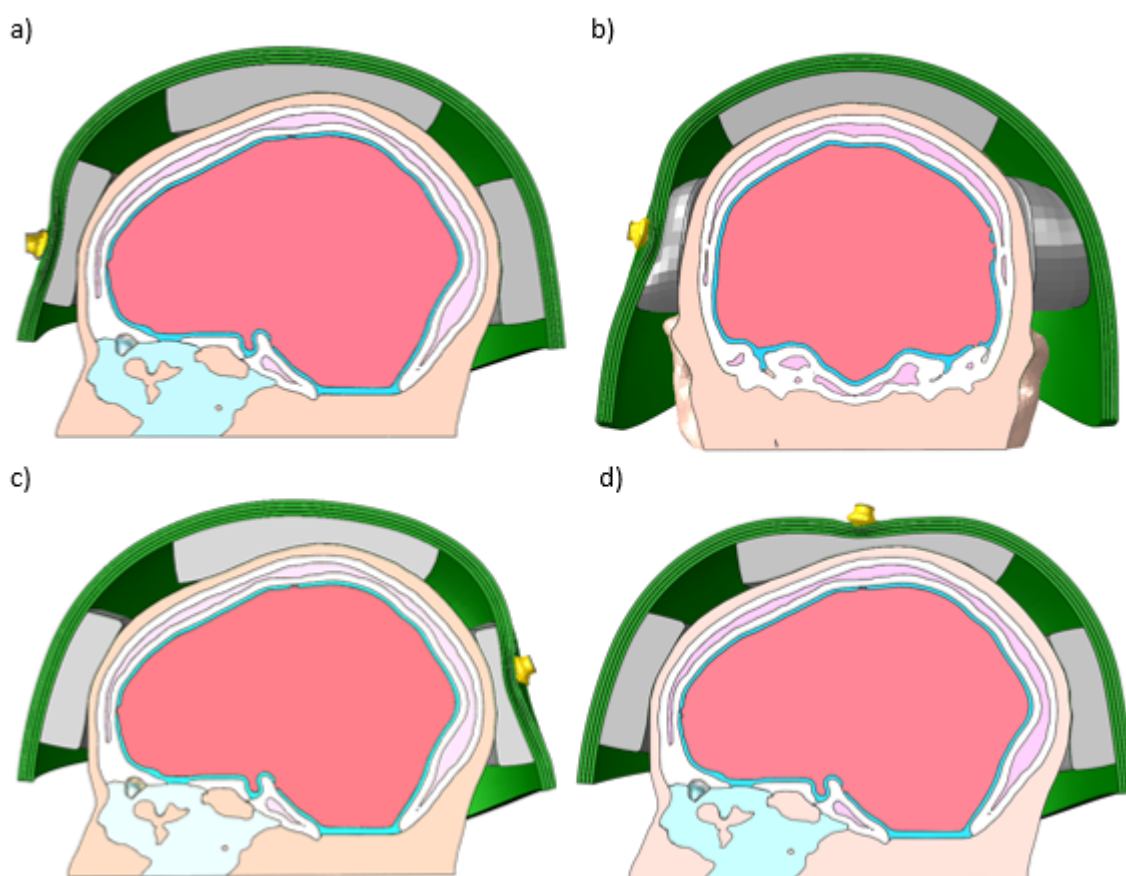


Figura 3.1: Simulación de la NME-2786 en las diferentes regiones de impacto: a) frontal, b) lateral-derecho, c) occipital, d) en el vértice

Pese a tratarse de un evento de corta duración cuyos efectos se encuentran totalmente atenuados tras un periodo de 5 ms, las simulaciones se prolongarán hasta los 15 ms con el propósito de calcular el parámetro HIC_{15} . Aunque, tal y como se ha comentado, no es realista una simulación de tanta duración, se puede obtener una buena aproximación de esta medida de daño, suficiente para poner en tela de juicio su aplicabilidad al

entorno balístico. Como parámetros derivados del HIC_{15} , se calcularán también el SFC y la probabilidad de fractura según Hertz [17]. Para abordar el trauma encefálico, se obtendrán los valores cumulativos de DDM y CSDM (descritos en la Sección 1.4) en el postprocesado de la respuesta temporal en presiones y deformaciones, respectivamente. Los algoritmos para obtener este postproceso se programan en *Python*. Finalmente, también se recogerán los datos de las presiones intracraneales máximas.

Los resultados correspondientes a cada una de las simulaciones de impacto balístico en las cuatro localizaciones se resumen en el Cuadro 3.1.

	Frontal	Lateral	Occitpital	Vértice
HIC_{15}	262.18	345	285	533
SFC (g)	50.4	56.2	52.1	66.9
P(fract)	5 %	9.4 %	6.1 %	20 %
DDM	89 %	96 %	97 %	99 %
CSDM	0 %	0 %	0 %	0 %
ICP_{max} (kPa)	243	250	260	460

Cuadro 3.1: Resultados de los criterios de daño considerados para cada región de impacto balístico bajo las condiciones de la NME-2786

Los resultados demuestran que el casco que se está probando ofrece una protección adecuada en términos de aceleraciones, ya que en ninguno de los casos considerados el HIC_{15} o sus parámetros derivados alcanzan valores críticos. La misma tendencia se puede observar para el caso de las deformaciones en el encéfalo, ya que el CSDM se mantiene nulo para todos los casos, incluso tomando como umbral de daño un valor de ε del 5 %, que es el más conservador que se ha encontrado en la literatura. Es necesario tener en cuenta que el modelo de elementos finitos de cabeza humana que se ha desarrollado no incluye ningún método que represente el efecto de la cavitación del líquido cefalorraquídeo, de tal manera que no podemos comprobar si este fenómeno podría tener un efecto sobre el campo de deformaciones en el cerebro, tal como sugieren Panzer et al. [30]. No obstante, los valores máximos de ε obtenidos a lo largo del encéfalo en todos los casos de estudio es del orden de 10^{-3} . Esto significa que, aunque se tuviese en cuenta la supuesta amplificación de las deformaciones causada por un colapso violento del líquido cefalorraquídeo, el cambio en los valores reales del CSDM no sería significativo. Por lo tanto, el casco de combate de estudio proporciona una protección completa, y con un margen de seguridad considerable, frente a la disfunción de los axones neuronales, bajo las condiciones de impacto contempladas por la normativa.

Por otra parte, si se analizan las presiones intracraneales, se observa que en todos los casos estos gradientes de presiones sobrepasan los umbrales de seguridad más am-

pliamente aceptados en la literatura, tanto en sus valores positivos (*coup*) como en los negativos (*contrecoup*). Los valores de DDM resultantes sugieren que, en todas las simulaciones realizadas, prácticamente la totalidad del volumen cerebral está sometido a presiones por debajo del límite de cavitación del agua. Este hecho, según los postulados de Takhounts et al. [24], suponen un 95 % de riesgo de contusión. El vínculo entre cavitación y daño cerebral está todavía por demostrarse, pero existe un riesgo de dañar los vasos sanguíneos que irrigan el tejido encefálico y por lo tanto no puede ignorarse la presencia de este fenómeno.

En lo que respecta a las presiones intracraneales máximas (*coup*), el caso de disparo frontal presenta el menor valor (243 kPa), pero sigue estando por encima del umbral de 234 kPa para trauma encefálico severo propuesto por Ward et al. [25]. Los valores de las presiones intracraneales se encuentran en el mismo rango que las reportadas experimentalmente por Sarron et al. [6] para impactos laterales y por Freitas et al. [7] para disparos frontales, en ambos casos empleando la misma munición que se utiliza en nuestro modelo numérico. Los ensayos balísticos de Rafaels et al. [8] sobre PMHS a velocidades similares a las de este estudio, resultan en contusiones en la duramadre (capa más externa de las meninges, adherida al cráneo) y su separación del hueso craneal. Pese a que los autores no asocian directamente estas lesiones como consecuencias del impacto balístico, esta posibilidad no debe ser descartada. Por lo tanto, en base a los datos recogidos en términos de presiones para las simulaciones numéricas estudiadas, no se puede determinar con claridad que este casco de combate (o al menos su modelo numérico simplificado) sea eficaz en la prevención frente a lesiones focales en el encéfalo, como contusiones.

En resumen, los resultados presentados resaltan la necesidad de un conocimiento más profundo de los mecanismos de daño resultantes de los gradientes de presiones intracraneales y de su inserción dentro de los protocolos actuales de ensayo de cascos de combate. Además, los parámetros basados en aceleraciones traslacionales de la cabeza no muestran un vínculo biomecánico evidente con la respuesta real en el tejido encefálico, de modo que no deberían ser las únicas medidas consideradas para el estudio del trauma en la cabeza humana.

3.2. Efecto de la velocidad de impacto

Este trabajo se centra en el daño de impacto balístico de no-penetración de la bala. No obstante, existe un amplio rango de velocidades de impacto que el casco de combate puede soportar sin ser perforado por la bala. A medida que la energía cinética inicial del proyectil aumenta, el daño sobre las capas del casco es mayor debido a efectos de rotura de fibras y delaminación. Este daño se inicia en la capa más interna de material compuesto, debido a esfuerzos de flexión, lo cual hace que la calota del casco se vuelva menos rígida en la región de impacto. La consecuencia directa de ello es que la *Back Face Deformation* (BFD) aumentará, y lo hará de manera proporcional a la magnitud del golpe liberado a la cabeza ya que tanto la velocidad de la región de máxima BFD como el área de contacto se verán incrementadas.

Tomando como punto de partida las simulaciones de los disparos frontal y lateral de la sección anterior, se van a recrear para estos dos casos impactos con velocidades en el rango desde 425 ms^{-1} hasta el valor necesario para producir consecuencias letales sobre los tejidos de la cabeza, pero siempre por debajo del límite de penetración. Se estudiará a partir de estas simulaciones el efecto de la velocidad de impacto sobre el riesgo de fractura de cráneo y de trauma encefálico.

Estudiando los diferentes parámetros mecánicos que se pueden medir mediante elementos finitos, se concluye que la energía interna máxima del cráneo (EI) es el parámetro más adecuado para predecir la fractura tanto en el caso de carga frontal como en el lateral, lo cual concuerda con los descubrimientos de Sahoo et al. [18]. No obstante, en las simulaciones llevadas a cabo en este trabajo, los valores de energía que desencadenan fractura craneal son un orden de magnitud superiores al umbral propuesto en [18] de 453 mJ. Esta discrepancia radica en la diferente naturaleza del impacto balístico y el impacto de caídas accidentales, en el que está basado el umbral de [18]. Yoganandan et al. [37] y Delye et al. [47] sugirieron que la energía media absorbida por un cráneo hasta la fractura es 23.5 y 22-24 J, respectivamente, sin haber una dependencia significativa en la velocidad de impacto. Sin embargo, en estos estudios no se demuestra que un cráneo no restringido vaya a comportarse de la misma manera que en los montajes experimentales de los que tomaron sus datos. En resumen, no se ha desarrollado en la literatura existente ningún criterio de fractura craneal basado en energía interna aplicable al entorno balístico con protecciones personales.

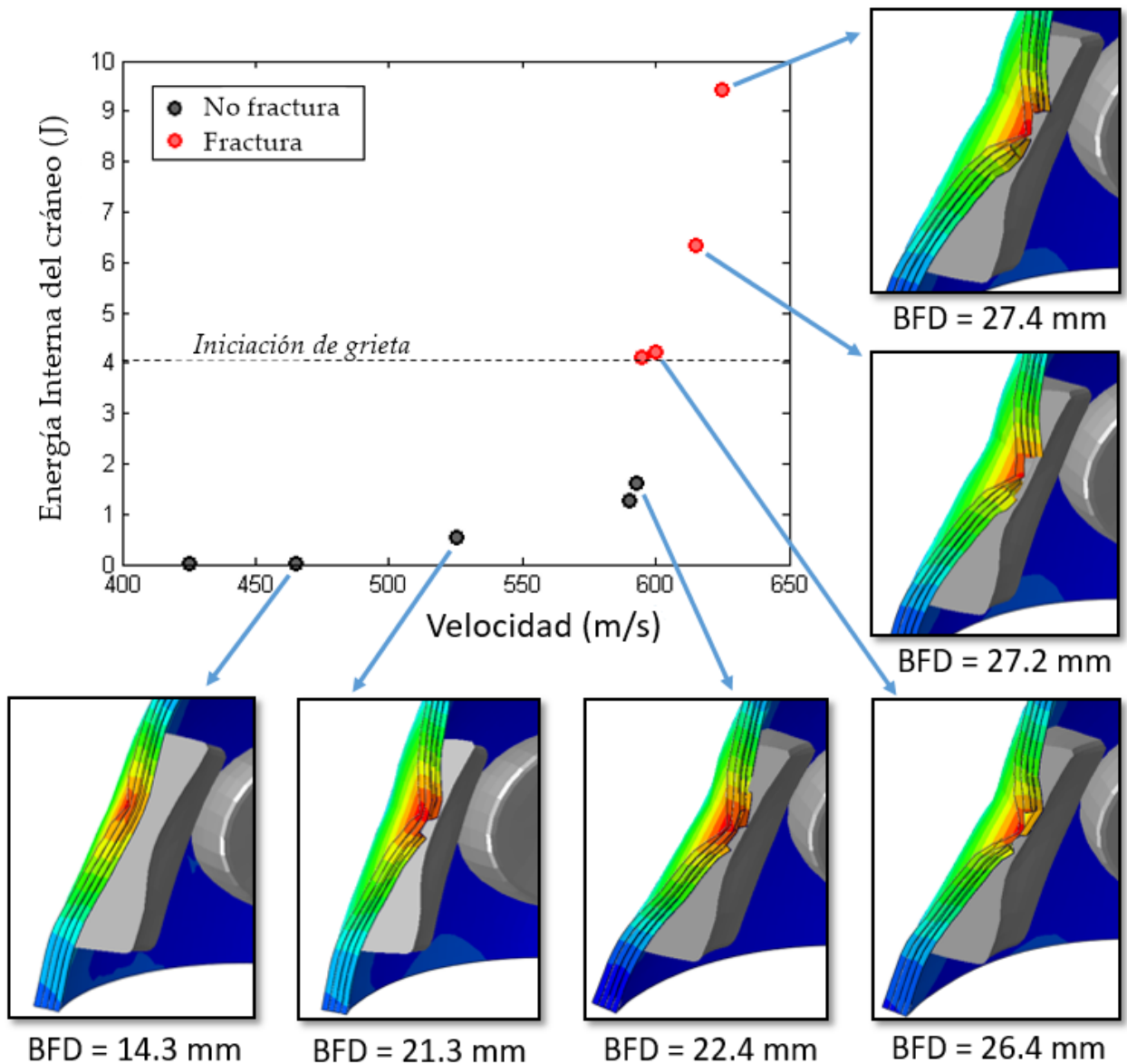


Figura 3.2: Máxima energía interna del cráneo para ensayos a diferentes velocidades de impacto en la región frontal. Deformación de la parte delantera del casco de combate y máxima BFD alcanzada en cada uno de los casos.

Los resultados de máxima energía interna del cráneo para las simulaciones de disparo frontal se muestran en la Figura 3.2. La discontinuidad en la curva de máxima energía interna-velocidad coincide con la frontera entre los casos donde se registran fracturas y en los que no ($590\text{-}600\text{ ms}^{-1}$). El primer caso en el que se observan grietas craneales corresponde a una velocidad inicial de la bala de 595 ms^{-1} , y presenta el patrón de fractura lineal ilustrado en la Figura 3.3.izquierda, similar al reportado

experimentalmente por Delye et al. [47]. La iniciación de la grieta se produce cuando la energía interna alcanza un valor de 4 J. En las simulaciones a velocidades más altas, el patrón de fractura pasa de ser lineal a ser hundido-triturado con múltiples grietas en la región de impacto (Figura 3.3.derecha). En la Figura 3.2 se representan también las configuraciones deformadas de la parte delantera del casco (donde se recibe el disparo) para cada simulación, y se puede apreciar una correspondencia entre la rotura de las capas de aramida y la energía interna del cráneo. La transición entre los casos con y sin grietas está determinada por el daño sufrido en la tercera capa del modelo simplificado de casco. Cuando dos de las cuatro capas permanecen intactas o poco dañadas, el casco conserva su protección frente a la fractura craneal. En términos de la *Back Face Deformation*, un desplazamiento de 26-27 mm en la calota es suficiente para causar trauma severo en la cabeza. No es posible alcanzar magnitudes superiores para la BFD puesto que en tal caso se estaría produciendo la completa penetración de la bala.

La rotura de la bóveda craneal desencadena otros mecanismos de daño en el tejido cerebral, pese a que el trauma encefálico severo no está necesariamente ligado a la presencia de fracturas craneales [48, 49]. En los casos simulados que presentan fractura de tipo hundida-triturada, los niveles de CSDM crecen respecto a los de los casos sin fractura desde el 0 al 8% debido a una mayor deformación en el cerebro en la región de impacto debido a la pérdida de integridad de la cáscara craneal protectora.

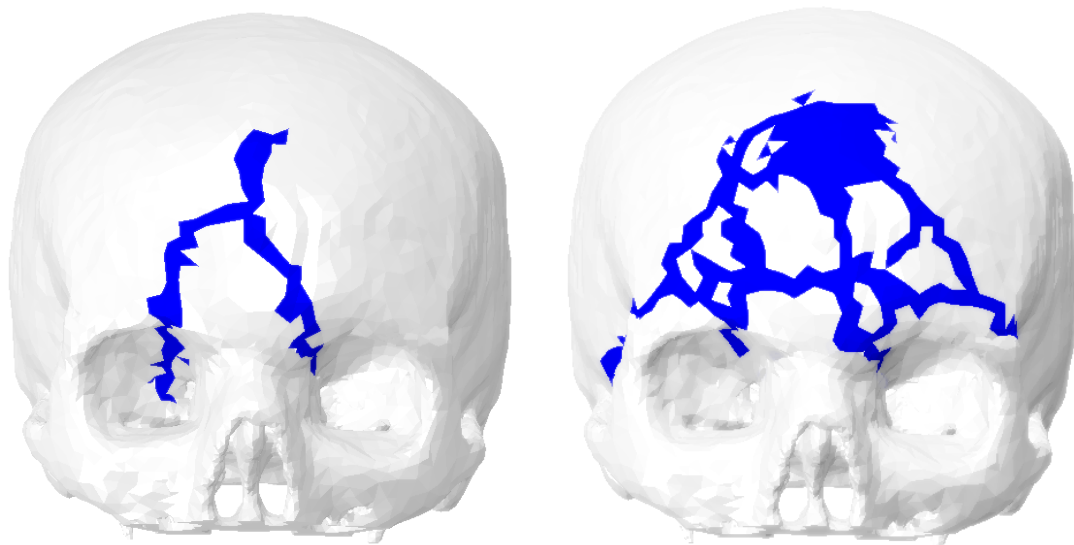


Figura 3.3: Izquierda: fractura lineal recogida en un caso de carga frontal a una velocidad de 595 ms^{-1} , derecha: fractura hundida-triturada con propagación de grietas hacia el exterior de la región de impacto.

Los resultados para los impactos laterales revelan una menor tolerancia del hueso craneal en la región temporo-parietal. Esto está en concordancia con los resultados de

Zhang et al. [50], que reportan valores mayores de la deformación en la región lateral del cráneo que en la frontal, cuando se someten a condiciones de carga idénticas. Según los hallazgos de este trabajo, un disparo de 540 ms^{-1} resulta en grietas en la capa interna de hueso compacto y en el diplöe en la región temporo-parietal (Figura 3.4.izquierda). Con velocidades iniciales de la bala por encima de los 545 ms^{-1} , las grietas se propagan a lo largo de todo el espesor del cráneo, presentando regiones hundidas de la capa externa del hueso compacto. Adicionalmente, algunas grietas superficiales aparecen en la zona intermedia-posterior de la base craneal (Figura 3.4.derecha). Estos patrones son similares a los obtenidos por Sarron et al. [6] en sus ensayos, aunque ellos registraron también fracturas lineales asociadas a las regiones donde hay hundimiento del hueso. Esta diferencia puede deberse al uso de diferentes materiales de protección (en este trabajo se emplea aramida mientras que Sarron et al. utilizan aluminio y polietileno) y las distancias de separación cabeza-capa protectora.

La Figura 3.5 muestra las energías internas obtenidas a diferentes velocidades de impacto para el caso de carga lateral. Las grietas internas como las ilustradas en la Figura 3.4.a se inicial cuando la energía interna alcanza un valor de 1.63 J , menor que la requerida para la fractura del hueso frontal.

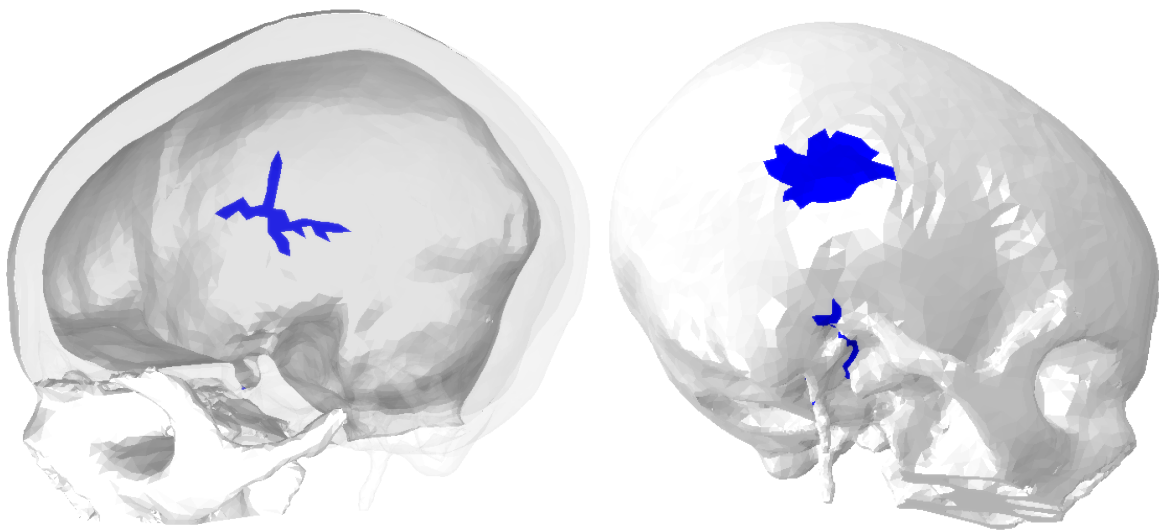


Figura 3.4: Izquierda: iniciación de grieta en la capa interna de hueso compacto en la región temporo-parietal a una velocidad de 540 ms^{-1} , derecha: fractura hundida en la región de impacto con grietas superficiales a 545 ms^{-1} .

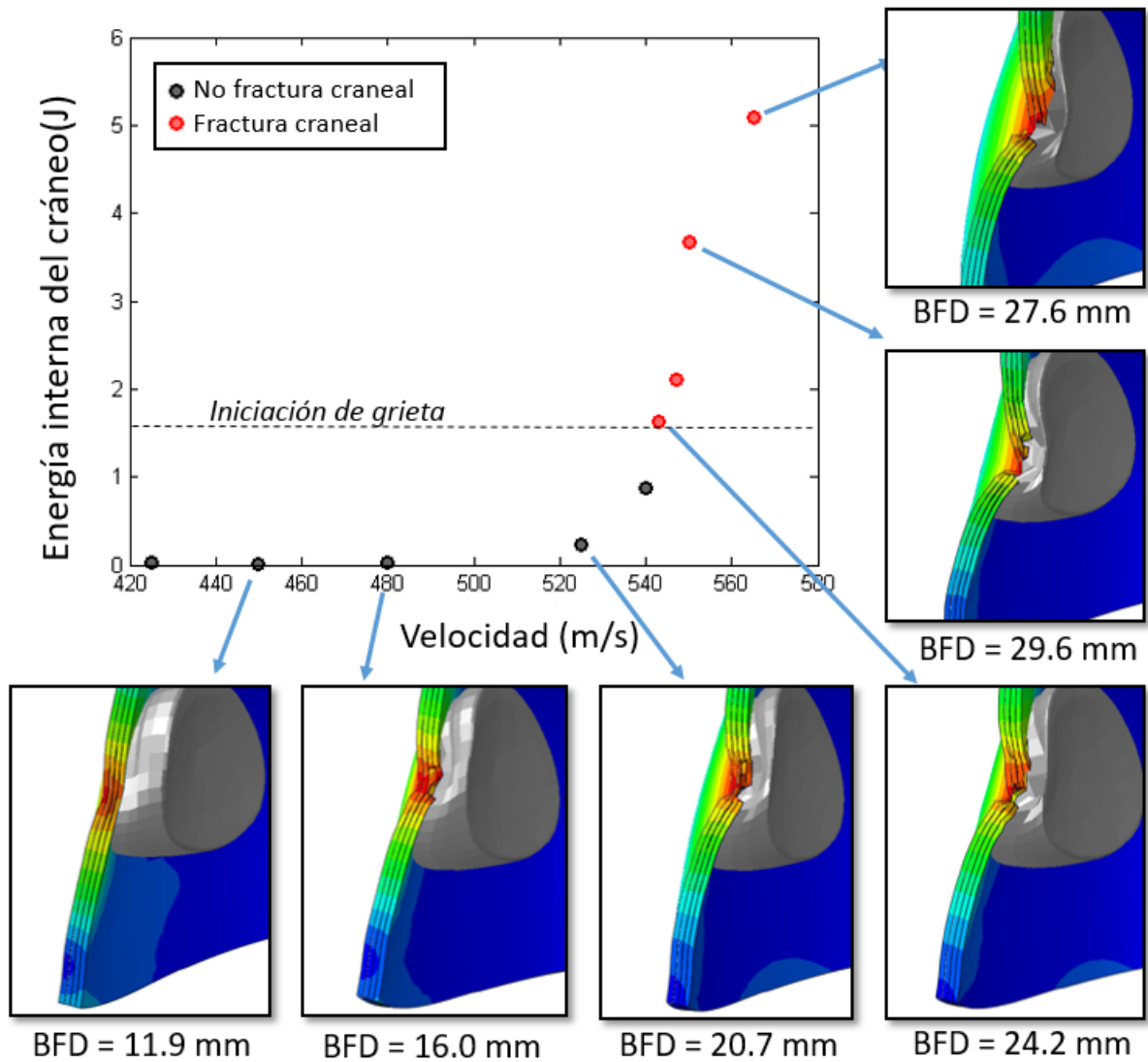


Figura 3.5: Máxima energía interna del cráneo en función de la velocidad inicial del proyectil en las simulaciones balísticas laterales. Aparición de grietas internas a partir de 1.63 J.

3.3. Estudio de la influencia de las dimensiones de la cabeza del soldado y del sistema de amortiguamiento interno

El modelo numérico de cabeza empleado para los análisis que se han presentado tiene un valor de circunferencia de 55.4 cm. En el Pliego de prescripciones técnicas de cascos de combate de 2014, se estipula que el tamaño de la calota se mantiene constante, mientras que el sistema de amortiguamiento interno (espumas) presenta dos posibles espesores dependiendo de las dimensiones de la cabeza del soldado. Para valores de circunferencia por encima de los 59 cm, el grosor del sistema de acolchado tiene que reducirse de 1.9 cm (talla M) a 1.3 cm (talla L). Este hecho va a afectar a las prestaciones generales del casco, ya que tanto la distancia de separación cabeza-calota como la energía absorbida por el sistema de amortiguamiento cambian. A partir del modelo numérico de partida, se realiza un escalado de la cabeza para obtener un valor de circunferencia de 61 cm y se remodelan las espumas para reducir su espesor al estipulado por la norma. Con estas nuevas condiciones se estudiará qué influencia tienen estas variaciones en términos de seguridad.

La reducción del espesor de las almohadillas conduce en términos generales a un mayor riesgo de daño en los tejidos de la cabeza. Repitiendo las simulaciones de impacto frontal de la NME-2786 con el modelo escalado, se obtienen los resultados recogidos en el Cuadro 3.2. Todos los indicadores de daño estudiados presentan valores superiores que para el caso de tallaje mediano, especialmente en el parámetro de probabilidad de fractura desarrollado por Hertz [17].

	Impacto frontal (talla L)
HIC ₁₅	659.5
SFC (g)	72.8
P(fract)	28.9 %
DDM	95 %
CSDM (g)	0 %
ICP _{max} (kPa)	340

Cuadro 3.2: Medidas de daño para la configuración de tallaje L en el caso de impacto frontal de la NME-2786.

También se lleva a cabo otro conjunto de simulaciones variando la velocidad inicial de la bala, de la misma manera que en la Sección 3.2. Los resultados concuerdan con

los postulados de que menores distancias de separación entre cabeza y calota (*stand-off distance*) conllevan un riesgo de daño superior [6, 13]. De hecho, las condiciones de fractura se alcanzan a una velocidad mucho menor (523 ms^{-1}) que la necesaria con la talla mediana. Se puede inferir de los resultados obtenidos que las grietas iniciadas en la frente tienden a propagarse hacia la base del cráneo. Una fractura basilar (BSF), que es cualquier fractura que se inicia o propaga sobre la base del cráneo, causa lesiones en el tronco del encéfalo y hemorragias que pueden provocar la muerte instantánea [51]. Más concretamente, una fractura frontobasilar, como la obtenida en las simulaciones y representada en la Figura 3.6.izquierda, puede causar coma y deficiencias sensoriales [52].

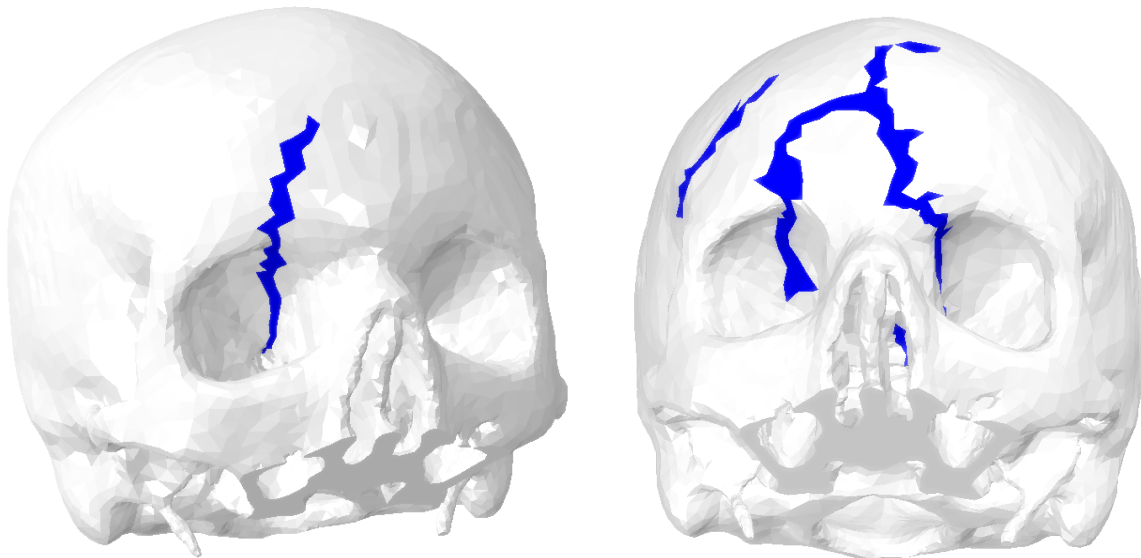


Figura 3.6: Izquierda: fractura basilar de cráneo en una cabeza de talla L a una velocidad inicial de la bala de 523 ms^{-1} , derecha: fractura lineal y basilar a 530 ms^{-1} .

La representación de la energía interna del cráneo en función de la velocidad del disparo (Figura 3.7) revela el efecto previamente mencionado. Tanto la energía interna como la velocidad de impacto necesarias para alcanzar la fractura son menores en comparación al modelo de base. Por lo tanto, este estudio sugiere que para una evaluación adecuada del riesgo de daño en los tejidos vivos de la cabeza en el ensayo de los cascos de combate, es necesario realizar curvas de riesgo específicas para cada sujeto de ensayo. De otra manera, la dispersión habitual en las dimensiones de los sujetos ensayados puede conducir a conclusiones erróneas o poco precisas en la prevención de riesgos.

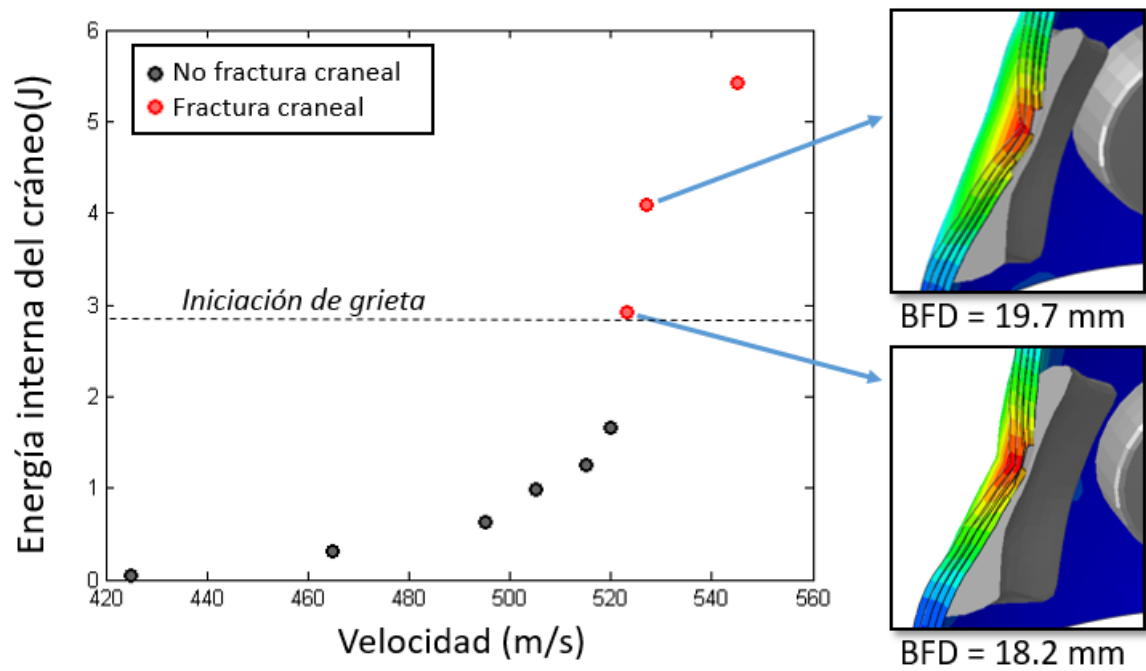


Figura 3.7: Máxima energía interna de un cráneo correspondiente a una cabeza de dimensiones de 61 cm de circunferencia en función de la velocidad inicial del proyectil. Umbral de iniciación de fractura en 2.8 J

Capítulo 4

Conclusiones

En este trabajo se ha desarrollado una metodología de simulación de impacto balístico en elementos finitos con el fin de evaluar la efectividad de las protecciones personales actuales (cascos de combate) fabricadas con materiales compuestos. Se ha obtenido un modelo numérico de cabeza humana a partir de la segmentación de imágenes de TAC y posteriormente se ha validado mediante la simulación de ensayos experimentales extraídos de la literatura. Con ello se ha obtenido un modelo numérico completo y capaz de recrear el comportamiento real de una cabeza humana ante determinadas condiciones de impacto.

A nivel de resultados, se ha recreado numéricamente el protocolo de aceptación de cascos de combate establecido por la normativa española, con la finalidad de evaluar la respuesta del casco ante los diferentes impactos balísticos y las consecuencias sobre los tejidos de la cabeza humana a partir de la medición de ciertos parámetros ingenieriles indicativos de daño. Con esto, se ha demostrado que los protocolos contemplados por las diferentes normativas vigentes no tienen un vínculo directo con la protección frente a las lesiones en el soldado, de manera que se resalta la necesidad de buscar otros criterios de aceptación. También se hace hincapié en la necesidad de estudiar de manera más detallada los mecanismos de trauma encefálico desencadenados por la presencia de gradientes de presiones intracraneales, ya que los cascos de combate actuales no aseguran una protección total frente a éstos.

Adicionalmente, se ha estudiado el efecto de la velocidad de impacto balístico sobre las prestaciones del casco de combate y en sus consecuencias sobre la cabeza humana a nivel de daño. De los resultados obtenidos se extrae que un criterio válido para correlacionar la fractura craneal es el de energía interna y a partir de éste se establecen umbrales de seguridad para las diferentes regiones del cráneo, situando la energía interna crítica de fractura del hueso frontal en 4 J y del hueso temporo-parietal en 1.63 J. Por otra parte, se establece como crítica una velocidad inicial del proyectil de 595 ms^{-1} para la iniciación de grieta en disparo frontal y de 540 ms^{-1} para un disparo lateral. Se observa además un vínculo relevante entre la rotura de las capas del casco de combate y la probabilidad de fractura de cráneo, concluyendo que el deterioro de la tercera capa

más interna de la calota conlleva una pérdida de protección frente a la propagación de grietas en el hueso.

Por otra parte, se ha realizado un análisis de la influencia del tamaño de la cabeza humana sobre las consecuencias de un impacto balístico usando una protección personal. Sin variar el tamaño de la calota del casco, se ha aumentado (escalado) el tamaño del modelo de cabeza y se ha ajustado el espesor de las almohadillas del sistema de amortiguamiento interno de acorde con la normativa vigente. Los resultados obtenidos demuestran que el riesgo de lesiones es más elevado en esta nueva configuración que con el modelo de partida, y que los protocolos de aceptación de cascos de combate deberían tener en cuenta este hecho realizando ensayos específicos en función del tallaje de la protección. Se sugiere además que en el diseño de los cascos de combate se modifique el tamaño de la calota de acorde con el tamaño del espécimen que lo va a utilizar, con el fin de garantizar un espesor del sistema de amortiguamiento suficiente para mitigar las lesiones más importantes.

Agradecimientos

Este trabajo se ha realizado con la financiación del Ministerio de Economía y Competitividad y del programa de operación FEDER mediante el proyecto RTC-2015-3887-8, y del Ministerio de Educación, Investigación, Cultura y Deporte de la Generalitat Valenciana a través del programa PROMETEO 2016/2017.

Bibliografía

- [1] Dassault Systèmes. *Abaqus 6.12 User's Manual*. 2012.
- [2] NME-2786. *Requisitos técnicos para la homologación del casco de combate*. Norma Militar Española, Ministerio de Defensa de España, 2013.
- [3] S.G. Kulkarni, X.-L. Gao, S.E. Horner, J.Q. Zheng, and N.V. David. Ballistic helmets â Their design, materials, and performance against traumatic brain injury. *Composite Structures*, 2013.
- [4] D M Hisley, J C Gurganus, and A W Drysdale. Experimental methodology using digital image correlation to assess ballistic helmet blunt trauma. *Journal of Applied Mechanics-Transactions of the ASME*, 2011.
- [5] J Van Hoof, D S Cronin, M J Worswick, K V Williams, and D Nandlall. Numerical Head and Composite Helmet Models To Predict Blunt Trauma. *19th International Symposium of Ballistics*, 2001.
- [6] Jean-Claude Sarron, Marwan Dannawi, Alexis Faure, Jean-Paul Caillou, Joseph Da Cunha, and Roger Robert. Dynamic effects of a 9 mm missile on cadaveric skull protected by aramid, polyethylene or aluminum plate: an experimental study. *The Journal of trauma*, 2004.
- [7] Christopher J. Freitas, James T. Mathis, Nikki Scott, Rory P. Bigger, and James MacKiewicz. Dynamic response due to behind helmet blunt trauma measured with a human head surrogate. *International Journal of Medical Sciences*, 2014.
- [8] Karin A. Rafaels, Hattie C. Cutcliffe, Robert S. Salzar, Martin Davis, Brian Boggess, Bryan Bush, Robert Harris, Mark Steve Rountree, Ellory Sanderson, Steven Campman, Spencer Koch, and Cameron R. 'Dale' Bass. Injuries of the Head from Backface Deformation of Ballistic Protective Helmets Under Ballistic Impact. *Journal of Forensic Sciences*, 2015.
- [9] Cameron R Bass, M Bolduc, and S Waclawik. Development of a non-penetrating, 9 mm, ballistic trauma test method. In *Proceedings of the Personal Armour Systems Symposium*, pages 18–22, The Hague, The Netherlands, 2002.

- [10] Cameron R. Bass, Brian Boggess, Bryan Bush, Martin Davis, Robert Harris, S Rountree, Steven Campman, James Eklund, William Monacci, Geoff Ling, George Holborow, E Sanderson, and S Waclawik. Helmet Behind Armor Blunt Trauma. *Specialist Conference on Human Factors in Medicine. Koblenz, Germany*, 2003.
- [11] Magnus Aare and Svein Kleiven. Evaluation of head response to ballistic helmet impacts using the finite element method. *International Journal of Impact Engineering*, 34(3):596–608, mar 2007.
- [12] Y. Q. Li, X. G. Li, and X.-L. Gao. Modeling of Advanced Combat Helmet Under Ballistic Impact. *Journal of Applied Mechanics*, 2015.
- [13] X.G. Li, X.-L. Gao, and S. Kleiven. Behind helmet blunt trauma induced by ballistic impact: A computational model. *International Journal of Impact Engineering*, 91:56–67, may 2016.
- [14] Svein Kleiven and Hans Von Holst. Consequences of Reduced Brain Volume Following Impact in Prediction of Subdural Hematoma Evaluated with Numerical Techniques. *Traffic Injury Prevention*, 2002.
- [15] Svein Kleiven. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions. *Stapp Car Crash J*, 2007.
- [16] Michael Vander Vorst, James Stuhmiller, Kevin Ho, Narayan Yoganandan, and Frank Pintar. Statistically and biomechanically based criterion for impact-induced skull fracture. *Annual proceedings / Association for the Advancement of Automotive Medicine. Association for the Advancement of Automotive Medicine*, 2003.
- [17] E Hertz. A note on the head injury criterion (HIC) as a predictor of the risk of skull fracture. In *Proceedings: Association for the Advancement of Automotive Medicine Annual Conference*, 1993.
- [18] Debasis Sahoo, Caroline Deck, Narayan Yoganandan, and Remy Willinger. 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*, 2016.
- [19] A. M S Hamouda, R. M. Sohaimi, A. M A Zaidi, and S. Abdullah. Materials and design issues for military helmets. In *Advances in Military Textiles and Personal Equipment*. 2012.
- [20] T Gennarelli, Frank A. Pintar, and Narayan Yoganandan. Biomechanical tolerances for diffuse brain injury and a hypothesis for genotypic variability in response to trauma. In *47th Annual Proceedings of the Association for the Advancement of Automotive Medicine*, 2003.

- [21] Susan Sheps Margulies and Lawrence E. Thibault. A proposed tolerance criterion for diffuse axonal injury in man. *Journal of Biomechanics*, 1992.
- [22] a C Bain and D F Meaney. Tissue-level thresholds for axonal damage in an experimental model of central nervous system white matter injury. *Journal of biomechanical engineering*, 2000.
- [23] F A Bandak and R H Eppinger. A three-dimensional finite element analysis of the human brain under combined rotational and translational accelerations. *Stapp Car Crash Conference, STAPP 1994*, 1994.
- [24] Erik G Takhounts, Rolf H Eppinger, J Quinn Campbell, and Rabih E Tannous. On the development of the SIMon finite element head model. *Stapp Car Crash Journal*, 2003.
- [25] Carley C Ward, Marian Chan, and Alan M Nahum. Intracranial pressure - a brain injury criterion. *SAE Technical Paper 801304*, 1980.
- [26] Tamer El Sayed, Alejandro Mota, Fernando Fraternali, and Michael Ortiz. Biomechanics of traumatic brain injury. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2008.
- [27] A G Gross. A new theory on the dynamics of brain concussion and brain injury., 1958.
- [28] Paul Lubock and Werner Goldsmith. Experimental cavitation studies in a model head-neck system. *Journal of Biomechanics*, 1980.
- [29] G S Nusholtz, B Wylie, and L G Glascoe. Cavitation/boundary effects in a simple head impact model. *Aviation, space, and environmental medicine*, 1995.
- [30] Matthew B. Panzer, Barry S. Myers, Bruce P. Capehart, and Cameron R. Bass. Development of a finite element model for blast brain injury and the effects of CSF cavitation. *Annals of Biomedical Engineering*, 2012.
- [31] Simpleware Ltd. ScanIP Reference Guide Version 4.2, 2010.
- [32] M. D. Gilchrist and D. O'Donoghue. Simulation of the development of frontal head impact injury. *Computational Mechanics*, 2000.
- [33] J.S. Ruan, T.B. Khalil, and A.I. King. Finite element modeling of direct head impact. *SAE Technical Papers*, 1993.
- [34] Svein Kleiven. Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure. *Int J Crashworthines*, 2006.

- [35] Ho-Sung Kang, R. Willinger, Baye M. Diaw, and Bryan Chinn. Validation of a 3D Anatomic Human Head Model and Replication of Head Impact in Motorcycle Accident by Finite Element Modeling. *Stapp Car Crash Conference*, 1997.
- [36] M. Rodríguez-Millán, T. Ito, J.A. Loya, A. Olmedo, and M.H. Miguélez. Development of numerical model for ballistic resistance evaluation of combat helmet and experimental validation. *Materials & Design*, 110:391–403, nov 2016.
- [37] N Yoganandan, F a Pintar, a Sances, P R Walsh, C L Ewing, D J Thomas, and R G Snyder. Biomechanics of skull fracture. *Journal of neurotrauma*, 1995.
- [38] Dassault Systèmes. Section 1.2.19 VUSDFLD, Abaqus User Subroutines Reference Manual, 2012.
- [39] Jean Sébastien Raul, Daniel Baumgartner, Rémy Willinger, and Bertrand Ludes. Finite element modelling of human head injuries caused by a fall. *International Journal of Legal Medicine*, 2006.
- [40] FG Evans and HR Lissner. Tensile and compressive strength of human parietal bone. *Journal of Applied Physiology*, 1957.
- [41] Frederick Silver. *Biomaterials, medical devices and tissue engineering: An integrated approach*. 1994.
- [42] Alan M. Nahum, Randall Smith, and Carley C. Ward. Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact. feb 1977.
- [43] J. S. Ruan, T. Khalil, and A. I. King. Dynamic Response of the Human Head to Impact by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1994.
- [44] M Sotudeh Chafi, V Dirisala, G Karami, and M Ziejewski. A finite element method parametric study of the dynamic response of the human brain with different cerebrospinal fluid constitutive properties. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2009.
- [45] Long Bin Tan, Kwong Ming Tse, Heow Pueh Lee, Vincent Beng Chye Tan, and Siak Piang Lim. Performance of an advanced combat helmet with different interior cushioning systems in ballistic impact: Experiments and finite element simulations. *International Journal of Impact Engineering*, 2012.
- [46] Yancheng Zhang, J. C. Outeiro, and Tarek Mabrouki. On the selection of Johnson-Cook constitutive model parameters for Ti-6Al-4V using three types of numerical models of orthogonal cutting. In *Procedia CIRP*, 2015.
- [47] Hans Delye, Peter Verschueren, Bart Depreitere, Ignaas Verpoest, Daniel Berckmans, Jos Vander Sloten, Georges Van Der Perre, Jan Goffin, and J O S Vander Sloten. Biomechanics of frontal skull fracture. *Journal of neurotrauma*, 2007.

- [48] B. C M Macpherson, P. Macpherson, and B. Jennett. CT evidence of intracranial contusion and haematoma in relation to the presence, site and type of skull fracture. *Clinical Radiology*, 1990.
- [49] Henry J. Carson. Brain trauma in head injuries presenting with and without concurrent skull fractures. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, 2009.
- [50] L Zhang, K H Yang, and A I King. Comparison of brain responses between frontal and lateral impacts by finite element modeling. *J Neurotrauma*, 2001.
- [51] K. Gibson, T.J., Thai. Helmet protection against basilar skull fracture. Human Impact Engineering. 2007.
- [52] Madjid Samii and Marcos Tatagiba. Skull base trauma: diagnosis and management. *Neurological research*, 2002.
- [53] Z. Hashin and A. Rotem. A Fatigue Failure Criterion for Fiber Reinforced Materials. *Journal of Composite Materials*, 1973.
- [54] Z Hashin. Failure criteria for unidirectional fiber composites. *Journal of Applied Mechanics*, 1980.

Capítulo 5

Apéndices

5.1. Apéndice I: Análisis dinámico explícito

El software *Abaqus* [1] posee diferentes opciones para el análisis de problemas dinámicos. Cada una de ellas consiste en un operador que integra las ecuaciones del movimiento, y la elección de una u otra depende del problema que se va a estudiar en concreto.

En concreto, en este trabajo se utiliza el análisis dinámico explícito que viene implementado en el módulo de cálculo *Abaqus/Explicit* [1], que consiste en la utilización de una regla de integración explícita y en el uso de matrices de masa diagonales. Se trata de integración directa, puesto que ésta es necesaria para el estudio de problemas dinámicos de respuesta no-lineal. No obstante, el coste computacional asociado a este tipo de cálculo es superior al de otros métodos, ya que las ecuaciones del movimiento globales del sistema deben ser integradas en el tiempo. Las ecuaciones del movimiento se integran empleando la regla de integración de diferencia central:

$$\dot{\mathbf{u}}^{(i+\frac{1}{2})} = \dot{\mathbf{u}}^{(i-\frac{1}{2})} + \frac{\Delta t^{(i+1)} + \Delta t^{(i)}}{2} \ddot{\mathbf{u}}^{(i)} \quad (5.1)$$

$$\mathbf{u}^{(i+1)} = \mathbf{u}^{(i)} + \Delta t^{(i+1)} \dot{\mathbf{u}}^{(i+\frac{1}{2})} \quad (5.2)$$

donde $\dot{\mathbf{u}}$ y $\ddot{\mathbf{u}}$ son la velocidad y la aceleración, respectivamente. El superíndice i se refiere al número de incremento, mientras que $i - \frac{1}{2}$ y $i + \frac{1}{2}$ son valores en mitad de éste. Este método de cálculo es explícito puesto que, como se observa en (5.1), la cinemática del sistema en el incremento $i+1$ se obtiene a partir de la velocidad y la aceleración en el incremento anterior.

Por otra parte, el rendimiento computacional del método explícito se basa en la utilización de matrices de masa diagonales para el elemento puesto que, para el cálculo de las aceleraciones al principio de cada incremento, la inversión de la matriz de masas es triaxial. Denotando \mathbf{M} a la matriz de masas global, \mathbf{F} al vector de fuerzas aplicadas

e \mathbf{I} al vector de fuerzas internas, la ecuación de la aceleración en cada incremento queda como:

$$\ddot{\mathbf{u}}^{(i+1)} = \mathbf{M}^{-1} \cdot (\mathbf{F}^{(i)} - \mathbf{I}^{(i)}) \quad (5.3)$$

La clave del método explícito es que no requiere de iteraciones ni de matrices de rigidez tangentes.

No obstante, a diferencia del método implícito, el explícito es condicionalmente estable, esto es, que existe un límite de estabilidad para el incremento de tiempo tomado. En concreto, este límite viene dado en términos del máximo autovalor del sistema:

$$\Delta t \leq \frac{2}{\omega_{max}} \quad (5.4)$$

El término a la derecha de la inecuación en (5.4) es el tiempo de transición más pequeño que necesitaría una onda de dilatación para cruzar cualquier elemento de la malla. Una aproximación conservadora del incremento estable de tiempo consiste en obtener el valor mínimo de entre todos los elementos:

$$\Delta t = \min \left(\frac{L_e}{c_d} \right) \quad (5.5)$$

donde L_e es la longitud característica del elemento y c_d es la velocidad de propagación efectiva de la onda de dilatación a lo largo del material. Esta última se define:

$$c_d = \sqrt{\frac{(\hat{\lambda} + 2\hat{\mu})}{\rho}} \quad (5.6)$$

donde $\hat{\lambda}$ y $\hat{\mu}$ son las constantes de Lamé, que definen el módulo hipoelástico efectivo del material.

Adicionalmente, *Abaqus/Explicit* [1] introduce un pequeño amortiguamiento para controlar las oscilaciones de alta frecuencia, puesto que, contrariamente a lo que se puede intuir, añadir un cierto amortiguamiento a la solución reduce el incremento estable de tiempo. Incluyendo este amortiguamiento a la definición del límite de estabilidad:

$$\Delta t \leq \frac{2}{\omega_{max}} \left(\sqrt{1 + \xi^2} - \xi \right) \quad (5.7)$$

siendo ξ la fracción de amortiguamiento crítico en el modo mayor.

Con lo que se ha visto, se puede extraer que el incremento de tiempo en un análisis explícito puede ser muy reducido si la malla contiene elementos pequeños o si la velocidad de la onda de presión en el material es muy grande. Este método es, por lo

tanto, adecuado para problemas en los cuales la duración de la respuesta dinámica que se quiere modelar es sólo unos pocos órdenes de magnitud superior al límite de estabilidad. Esto sucede, por ejemplo, en estudios de propagación de onda o en problemas de excitación-respuesta, como es el caso de impacto balístico que se va a estudiar en este trabajo.

Abaqus [1] realiza el control de los incrementos de tiempo de manera automática mediante un algoritmo adaptativo que estima límites conservadores de la frecuencia más elevada de todos los elementos. A diferencia del módulo de cálculo implícito (*Abaqus/Standard*), el usuario no tiene control sobre el esquema de incrementación temporal, ya que sería menos eficiente computacionalmente que el automatizado por *Abaqus/Explicit*.

5.2. Apéndice II: Modelo de daño progresivo de Hashin

En 1973, Hashin y Rotem [53] desarrollan un criterio de fallo a fatiga para materiales reforzados con fibras uniaxiales. Este criterio se desarrolla para estados de carga de tensión plana combinada. Se considera el caso más sencillo, el de una lámina reforzada con fibras unidireccionales orientadas un ángulo θ con respecto al sistema de referencia fijo x_1, x_2 con origen en el centro de ésta, tal y como se muestra en la Figura 5.1. El sistema de coordenadas locales del material se denota por x'_1, x'_2 , que representan la dirección paralela y transversal a la fibra, respectivamente.

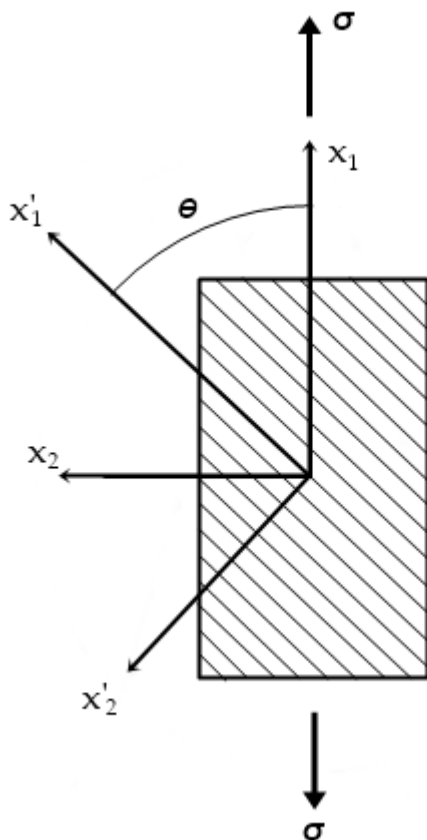


Figura 5.1: Lámina reforzada con fibras uniaxiales sometida a una tensión σ

Hashin y Rotem realizan estudios experimentales de este caso sencillo, y a partir de ellos diferencian entre dos modos de fallo principales diferentes, tanto estáticamente como con cargas oscilantes. Cuando el ángulo θ es muy pequeño (del orden de 1 o 2°), y la carga está casi alineada con la fibra, se produce fallo acumulativo de fibra. En cambio, para θ mayores el modo de fallo consiste en grietas a través de la matriz,

paralelas a las fibras. Esto se debe a que, bajo carga axial, la mayor parte de la tensión es absorbida por las fibras y por tanto la carga de fallo es función de la resistencia de éstas, así como de sus propiedades elásticas y de las de la matriz. Si se aumenta θ , decrece la carga transportada por la fibra a la vez que aumentan las tensiones normales y cortantes en la matriz. En resumen el criterio de fallo propuesto por Hashin-Rotem se basa en las siguientes expresiones, una para cada modo de fallo considerado en un caso bidimensional:

- Fallo de la fibra a tracción:

$$\sigma_{11} = X_t \quad (\sigma_{11}, X_t > 0) \quad (5.8)$$

- Fallo de la fibra a compresión:

$$|\sigma_{11}| = X_c \quad (\sigma_{11} < 0, X_c > 0) \quad (5.9)$$

- Fallo de la matriz a tracción:

$$\left(\frac{\sigma_{22}}{Y_t}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{12}}{S}\right)^2 = 1 \quad (\sigma_{22} > 0) \quad (5.10)$$

- Fallo de la matriz a compresión:

$$\left(\frac{\sigma_{22}}{Y_c}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{12}}{S}\right)^2 = 1 \quad (\sigma_{22} < 0) \quad (5.11)$$

Siendo X_t , X_c , Y_t , Y_c , S los valores de la resistencia en las diferentes direcciones del material.

Un estudio posterior de Hashin, en 1980 [54], propone un criterio de fallo por fatiga aplicable a una lámina reforzada con fibras unidireccionalmente sometida a un estado de carga cíclica tridimensional. Como hipótesis de partida se supone que el material es transversalmente isótropo y que el criterio de fallo se puede aproximar a una función cuadrática. Al igual que en el criterio de Hashin-Rotem, se consideran los modos de fallo de fibra y matriz. Particularizando el problema para el caso de tensión plana se desarrollan los siguientes criterios para cada modo:

- Fallo de la fibra a tracción:

$$\left(\frac{\sigma_{11}}{X_t}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{12}}{S}\right)^2 = 1 \quad (\sigma_{11}, X_t > 0) \quad (5.12)$$

- Fallo de la fibra a compresión:

$$|\sigma_{11}| = X_c \quad (\sigma_{11} < 0, X_c > 0) \quad (5.13)$$

- Fallo de la matriz a tracción:

$$\left(\frac{\sigma_{22}}{Y_t}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{12}}{S}\right)^2 = 1 \quad (\sigma_{22} > 0) \quad (5.14)$$

- Fallo de la matriz a compresión:

$$\left(\frac{\sigma_{22}}{2S_T}\right)^2 + \left[\left(\frac{Y_c}{2S_T}\right)^2 - 1\right] \frac{\sigma_{22}}{Y_c} + \left(\frac{\sigma_{12}}{S}\right)^2 = 1 \quad (\sigma_{22} < 0) \quad (5.15)$$

Recientemente se han desarrollado versiones más complejas de estos criterios, con aplicabilidad directa a los cascos de combate, tal y como el utilizado por Tan et al. [45]. En éste se tienen en cuenta los efectos de delaminación interlaminar y de daño intralaminar, resumidos en seis modos de fallo, cuatro para la fibra y dos para la matriz:

- Fallo de la fibra a tracción en dirección 1, $\sigma_1 > 0$:

$$d_{ft1} = \left(\frac{\sigma_1}{X_{1t}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{13}}{S_{13}}\right)^2 \quad (5.16)$$

- Fallo de la fibra a compresión en dirección 1, $\sigma_1 < 0$:

$$d_{fc1} = \left(\frac{\sigma_1}{X_{1c}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{13}}{S_{13}}\right)^2 \quad (5.17)$$

- Fallo de la fibra a tracción en dirección 2, $\sigma_2 > 0$:

$$d_{ft2} = \left(\frac{\sigma_2}{X_{2t}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{23}}{S_{23}}\right)^2 \quad (5.18)$$

- Fallo de la fibra a compresión en dirección 2, $\sigma_2 < 0$:

$$d_{fc2} = \left(\frac{\sigma_2}{X_{2c}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{23}}{S_{23}}\right)^2 \quad (5.19)$$

- Fallo de la matriz a tracción, $\sigma_3 > 0$:

$$d_{mt} = \left(\frac{\sigma_3}{X_{3t}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{13}}{S_{13}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{23}}{S_{23}} \right)^2 \quad (5.20)$$

- Fallo de la matriz a compresión, $\sigma_3 < 0$:

$$d_{mc} = \left(\frac{\sigma_3}{X_{3c}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{13}}{S_{13}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{23}}{S_{23}} \right)^2 \quad (5.21)$$

Esta versión del criterio de Hashin es la que se aplica en este trabajo para modelar el comportamiento del casco de combate frente a impacto. Para ello se implementa en una subrutina de material de usuario de tipo VUMAT, y fijando como constantes de fallo las presentadas en la Sección 2.3.