

CMN 2017

Congress on Numerical Methods in Engineering

July 3 - 5, Valencia, Spain

Edited by: Irene Arias, Jesús María Blanco, Stephane Clain, Paulo Flores,
Paulo Lourenço, Juan José Ródenas and Manuel Tur



Congress on Numerical Methods in Engineering

CMN 2017

**July 3 - 5
Valencia, Spain**

A publication of:

**International Center for Numerical
Methods in Engineering (CIMNE)**
Barcelona, Spain



Printed by: Artes Gráficas Torres S.L., Huelva 9, 08940 Cornellà de Llobregat,
Spain

ISBN: 978-84-947311-0-5

Mathematical modeling of a MEMS resonator: application of thermo-elastic and stress-strain equations.....	675
<i>C.F. Flores Rivera, E. Mayor García and S. Domínguez Casasola</i>	
Numerical approach to thermoelectroelastic analysis of a piezoelectric semi-infinite body with d_{∞} symmetry	676
<i>M. Ishihara, Y. Ootao and Y. Kameo</i>	
Optimización de pulsos para termoelectrónicos con el método heurístico Simulated Annealing y elementos finitos no lineales	685
<i>J.L. Pérez Aparicio, P. Moreno Navarro and J.J. Gómez Hernández</i>	
ST03: Applications of the material point method in engineering	
An implicit material point method applied to granular flows using an irreducible and mixed formulation.....	686
<i>I. Iaconeta, A. Larese, R. Rossi and E. Oñate</i>	
An implicit meshless material point method algorithm	687
<i>R. Rossi, A. Larese, I. Iaconeta and Z. Guo</i>	
Análisis MPM de la rotura de un talud ensayado en centrífuga. Comparación de los resultados con medidas procesadas mediante PIV-NP	688
<i>A. Ruiz, M. Alvarado and N. Pinyol</i>	
Application of MPM to model internal erosion processes in bi-modal soils.....	689
<i>A. Yerro, A. Rohe and K. Soga</i>	
Modelling of a tailing flow case history using MPM	690
<i>F. Zabala, G. Navarta and L. Oldecop</i>	
Simulación en MPM de la aceleración de deslizamientos por efectos térmicos.....	691
<i>M. Alvarado and N.M. Pinyol</i>	
ST04: Biomecánica	
A mathematical model for growth, regression, and regrowth in tumor-induced angiogenesis	692
<i>G. Vilanova, I. Colominas and H. Gómez</i>	
Análisis del comportamiento de vértebras L3-L5 con prótesis lumbar implantada, bajo condición de cargas combinadas.....	693
<i>R. Lesso Arroyo, F. Mendoza Vázquez, R. Rodríguez Castro and A. Vidal Lesso</i>	
Análisis por elementos finitos del efecto de las propiedades geométricas y las condiciones biológicas de hueso maxilar en la estabilidad primaria de MI ortodónticos.....	712
<i>J.A. Zambrano, O.R. López and L. Jara</i>	
Comparación de los umbrales de fractura biomecánica de los tejidos de la cabeza humana mediante un modelo de elementos finitos	720
<i>E. Lozano Mínguez, M. Palomar, M.J. Rupérez and E. Giner</i>	

COMPARACIÓN DE LOS UMBRALES DE FRACTURA BIOMECÁNICA DE LOS TEJIDOS DE LA CABEZA HUMANA MEDIANTE UN MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Estívaliz Lozano-Mínguez¹, Marta Palomar¹, María José Rupérez¹ y Eugenio Giner¹

1: Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica
Universitat Politècnica de València
Camino de Vera, s/n 46022 Valencia
e-mail: eslomin@upvs.es, web: <http://www.upv.es>

Palabras clave: Fractura de cráneo, fractura del cuero cabelludo, umbrales de daño, modelo de cabeza humana, tejidos de la cabeza.

Resumen *Anualmente se producen un gran número de muertes y discapacidades permanentes a consecuencia de traumatismos craneoencefálicos. Al no poderse realizar ensayos in vivo para conocer los mecanismos de desarrollo de estas lesiones, las simulaciones numéricas son una herramienta clave en el estudio de éstas. La precisión de los modelos numéricos depende en gran medida de la correcta definición de las ecuaciones constitutivas y de los modelos de daño. Sin embargo, en la literatura se encuentra gran dispersión en los modelos empleados, así como en los valores de las propiedades biomecánicas. Por tanto, el objetivo principal de esta investigación era realizar una revisión y comparación de los modelos y las propiedades empleadas en la literatura, mediante un nuevo modelo de elementos finitos (EF) calibrado con ensayos experimentales de cadáveres, para discernir aquellos que proporcionan una respuesta más cercana a los resultados empíricos. Los valores umbral del cráneo y del cuero cabelludo que conducen a la fractura han sido estudiados y seleccionados. Se ha observado que el hueso compacto es crítico en la fractura del cráneo pero que no es el único parámetro que influye en ésta.*

1. INTRODUCCIÓN

El traumatismo craneoencefálico (TCE) se define como una lesión estructural inducida y/o alteración fisiológica de la función cerebral debido a una fuerza externa, y se puede clasificar como abierta (también llamada penetrante) o cerrada dependiendo de si el cráneo está fracturado o no. El TCE se considera un grave problema de salud pública en todo el mundo, ya que afecta a más de 10 millones de personas anualmente, conduciendo a la muerte o a una discapacidad permanente [1]. Aproximadamente el 35% de los TCE se deben a caídas, el 17% a accidentes de tráfico, el 17% a lesiones relacionadas con el deporte o el trabajo, el 10% a violencia y el 21% son desconocidos [2]. Además, la Organización Mundial de la Salud declara que la comunidad sanitaria mundial debe prestar atención y que muchos países deben llevar a cabo estudios epidemiológicos para desarrollar métodos preventivos eficaces [3]. Por ello, se

han realizado muchos estudios en las últimas décadas para entender el desarrollo de una lesión en la cabeza y así ayudar a reducir el daño bajo un impacto.

Por otra parte, la técnica de análisis por EF es una poderosa herramienta ampliamente utilizada para comprender y predecir los mecanismos de lesión. Como en cualquier otro análisis de EF, el comportamiento mecánico estimado de la cabeza depende fuertemente de las propiedades constitutivas de los tejidos implicados. La estimación de las propiedades constitutivas de la cabeza humana es un gran desafío, ya que no pueden obtenerse mediante pruebas in vivo en seres humanos. Los experimentos de impacto in vivo llevados a cabo sobre una variedad de especies animales, tales como los de Bolander et al. [4] o Tornheim et al. [5], ofrecen una buena alternativa para estudiar la respuesta fisiológica, pero no existe una ley de escalado adecuada [6]. Asimismo, el principal inconveniente de las pruebas humanas post mortem es que las características de los tejidos se alteran una vez cesa el flujo sanguíneo. Aunque la preservación de los tejidos antes de la prueba juega un papel importante, la variación morfológica entre los sujetos y el tipo de ensayo (ya sea cuasi-estático o dinámico y el tipo de carga) puede influir significativamente en las propiedades mecánicas registradas [7]. En consecuencia, es posible encontrar muchas discrepancias en la literatura, por ejemplo, el módulo de elasticidad del hueso trabecular mandibular oscila entre 6,9 y 199,5 MPa [8]. Por lo tanto, el objetivo de esta investigación es comparar las diferentes propiedades mecánicas encontradas en la literatura mediante un nuevo modelo de EF de cabeza humana y adoptar aquellas que, dado nuestro modelo numérico, proporcionan una respuesta más cercana a las pruebas experimentales.

2. DESARROLLO DEL NUEVO MODELO DE EF DE CABEZA HUMANA

2.1. Descripción del modelo numérico

El modelo de cabeza ha obtenido a partir de imágenes de tomografía computarizada (TC) proporcionadas por el Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia, de un sujeto masculino anónimo de edad media. Estas imágenes médicas han importado en ScanIP v4.2 [9] para la segmentación y mallado del modelo de EF de la cabeza humana. Se ha realizado un remuestreo de 0,5 mm/píxel para tener la misma resolución en x, y, z con el fin de mejorar la calidad de la malla EF y disminuir la memoria utilizada.

Además de ser una parte vulnerable del cuerpo humano, la cabeza humana es una estructura extremadamente complicada y, por ello, se han utilizado varias aproximaciones geométricas y del comportamiento del material a lo largo de los años. Siguiendo las características de algunos modelos de cabeza establecidos, nuestro modelo consta de seis capas diferenciadas: cuero cabelludo, hueso compacto, diploë, hueso facial, líquido cefalorraquídeo (LCR) y encéfalo, como puede verse en la Figura 1. El cuero cabelludo tiene un espesor de aproximadamente 5,3 mm en la frente y alrededor de 5,8 mm en el vértice, que representa: la piel, el epicráneo y la galea aponeurótica, el subepicráneo y el pericráneo. El cráneo se ha dividido en tres partes: el diploë (hueso esponjoso), el hueso compacto (tablas interiores y exteriores) y los huesos faciales. El espesor y la curvatura del cráneo varían sustancialmente dependiendo del área y entre individuos. El grosor frontal del cráneo de este sujeto es de aproximadamente 10 mm de espesor, mientras que el espesor en el vértice

es de aproximadamente 13 mm. El LCR ha sido modelado para amortiguar al encéfalo del impacto y para permitir el movimiento relativo entre el cráneo y el encéfalo, y es aproximadamente 2 mm de grosor. Aunque estructuralmente el encéfalo se puede dividir en tres partes: cerebro, cerebelo y tronco encefálico, se ha considerado como una sola parte ya que sus propiedades mecánicas son bastante similares [10,11]. A diferencia de otros modelos que utilizan elementos membrana o placa combinados con elementos sólidos, todas las partes de nuestro modelo fueron malladas usando elementos sólidos. La malla es continua evitando utilizar restricciones de ligadura, y elementos alargados o distorsionados. Los modelos continuos son preferibles ya que permiten estimar fenómenos locales [12]. Para realizar las simulaciones se empleó el software de EF ABAQUS/CAE [13] y se emplearon 379550 elementos tetraédricos lineales C3D4.

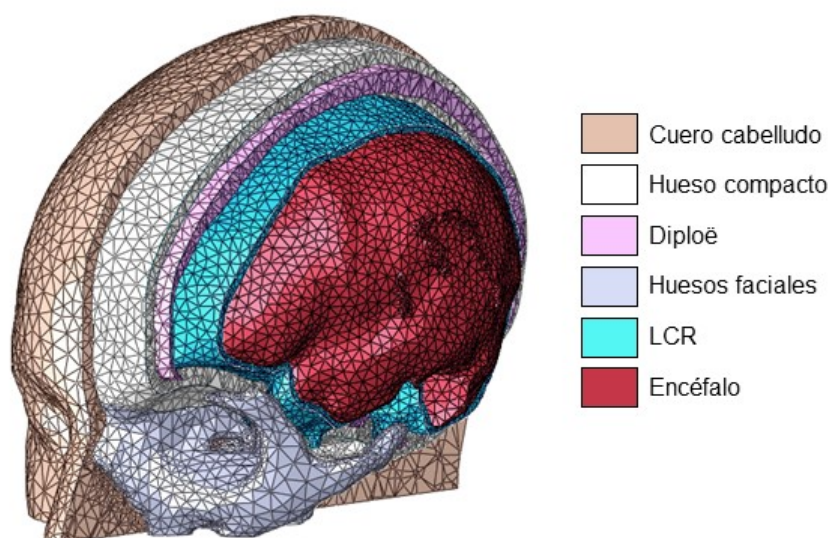


Figura 1. Modelo 3D de EF de la cabeza humana desarrollado mediante imágenes de TC.

2.2. Revisión de las propiedades mecánicas

La mayoría de los modelos de cabeza humana parecen estar de acuerdo en adoptar un comportamiento elástico lineal para modelar el cráneo y el cuero cabelludo [11,14–17]. Los primeros modelos de EF consideraban el tejido cerebral como un material elástico lineal [15,18–20], pero los estudios más recientes emplean leyes de material viscoelástico lineal combinado con grandes deformaciones [10–12,17,21,22] o materiales viscoelásticos no lineales con grandes deformaciones [23] (siendo esta última menos común). En cuanto al LCR, no hay conformidad en adopción de una ley constitutiva del material. Algunos modelos de EF asumen leyes constitutivas de material elástico lineal para el LCR [11,17,19,21,24], mientras que otros estudios modelaron el LCR como un material viscoelástico [25,26] o como un fluido hidrostático [15,16,22,27].

En este trabajo, se han considerado las propiedades mecánicas de cinco modelos de EF de cabeza anteriores para comparación. La Tabla 1 muestra que además de utilizar diferentes leyes de comportamiento del material, los valores de las propiedades mecánicas varían

considerablemente, como se menciona en la introducción. Por ejemplo, el módulo de Young del LCR varía de 0.012 [11] a 1.49 [17] MPa. El primer modelo seleccionado fue desarrollado por Gilchrist et al. [19] para investigar la respuesta dinámica de la cabeza humana después de haber sido sometido a impactos de traslación directa. En éste, todos los tejidos de cabeza fueron modelados como materiales elásticos lineales. La conclusión principal de esta investigación fue que el análisis elástico permite predecir el desarrollo contusiones dentro del tejido cerebral frente a un impacto frontal. Comparando sus resultados con resultados experimentales previos [18], se observa que el valor de la fuerza de pico en el hueso frontal fue ligeramente superior. Esto puede haberse al hecho de que el efecto del cuero cabelludo no se consideró, por tanto, las propiedades del cuero cabelludo de Gilchrist [28] se han empleado en nuestro primer conjunto de propiedades mecánicas, que se denota como Modelo PM1.

El segundo modelo considerado en este trabajo fue desarrollado por Ruan et al. [17] para estudiar la respuesta dinámica de la cabeza humana al impacto directo por un cuerpo rígido, y para evaluar la severidad de diferentes tipos de impacto. Se consideró que el encéfalo y el cuero cabelludo eran materiales viscoelásticos y se suponía que los otros tejidos de la cabeza se comportan de manera elástica. En nuestras simulaciones, los materiales viscoelásticos se definen mediante una expansión de la serie Prony del módulo de relajación adimensional [13]:

$$g_R(t) = 1 - \sum_{i=1}^N \bar{g}_i^P (1 - e^{-t/\tau_i^G}) \quad (1)$$

donde $i = 1, 2, \dots, N$, t es tiempo, \bar{g}_i^P y τ_i^G son constantes del material. Ruan et al. [17] afirma emplear para el cuero cabelludo un modelo viscoelástico escalado del obtenido por Galford et al. [29], pero no proporciona los valores. Como las propiedades del cuero cabelludo son desconocidas, se ha asumido un comportamiento elástico lineal para el Modelo PM2 como el de Ruan et al. [30].

El tercer modelo considerado fue generado por Kleiven [31] para analizar la influencia de las fuerzas inerciales en la cabeza humana. Este modelo es bastante completo e incluye algunas partes que no se han considerado en el presente estudio, tales como la algunas venas o la hoz del cerebro. Se utilizó una ley constitutiva hiperelástica de Mooney-Rivlin para tener en cuenta las grandes deformaciones elásticas del encéfalo y el resto de componentes de la cabeza fueron modelados como materiales elásticos. La función densidad de energía de deformación de Mooney-Rivlin es [32,33]:

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

donde C_{10} y C_{01} son constantes del material, \bar{I}_1 y \bar{I}_2 son el primer y segundo invariante de la deformación desviadora. Kleiven [31] afirma emplear definiciones de contacto deslizante para modelar la presencia de LCR entre las membranas meníngeas y el cerebro, pero los valores no se proporcionan así que para nuestro Modelo MP3 no se incluyen.

El cuarto modelo fue desarrollado por Kang et al. [11] con el fin de replicar un impacto real en un accidente de motocicleta. Este modelo incluye el tentorium cerebeloso y la hoz del cerebro

para separar el cerebelo y el cerebro y los dos hemisferios, pero tanto el cerebro como el cerebelo fueron modelados con las mismas propiedades mecánicas. Para el encéfalo se asumió un comportamiento viscoelástico, y las otras partes se modelaron como materiales elásticos lineales. Los valores del módulo de Young (E) y el coeficiente de Poisson (ν) no están definidos, aunque si se proporciona el módulo de compresibilidad (K). Por lo tanto, en nuestro Modelo MP4 se han considerado varios valores de ν (entre 0,4999 y 0,49999), manteniendo K constante, y E se ha estimado a partir de ellos.

El último modelo fue creado por Tse [10] con el objetivo de predecir la respuesta mecánica de la cabeza humana durante la lesión. Este modelo es bastante detallado en la definición de las diversas partes del cerebro, sin embargo, el cráneo no se subdivide en diferentes capas. Adoptó un comportamiento de material viscoelástico lineal combinado con grandes deformaciones para los tejidos cerebrales y un comportamiento material elástico lineal para el resto de las partes.

		Gilchrist et				
		al.[19]	Ruan et al.[17]	Kleiven[31]	Kang et al.[11]	Tse[10]
<i>Hueso compacto</i>	Densidad(kg m ⁻³)	3000	3000	2000	1800	1210
	E (MPa)	5465	12200	15000	15000	8000
	Coef. Poisson	0.22	0.22	0.22	0.21	0.22
<i>Diploë</i>	Densidad(kg m ⁻³)	1750	1750	1300	1500	1210
	E (MPa)	2864	5660	1000	4500	8000
	Coef. Poisson	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22
<i>Huesos faciales</i>	Densidad(kg m ⁻³)	2100	2100	2000	3000	1210
	E (MPa)	5000	5000	15000	5000	8000
	Coef. Poisson	0.23	0.23	0.22	0.21	0.22
<i>LCR</i>	Densidad(kg m ⁻³)	1040	1040	1000	1040	1040
	E (MPa)	0.1845	1.49	1.26	0.012	1.314
	Coef. Poisson	0.499	0.489	0.4999	0.49	0.4999
<i>Encéfalo</i>	Densidad(kg m ⁻³)	1040	1040	1040		1140
	Ctes. Elasticas	Elastic $E=0.558$ MPa, $\nu=0.485$	Elastic $E=0.307$ MPa, $\nu=0.4996$	Hyperelastic* $C_{10}=62$ Pa $C_{01}=69$ Pa	Elastic $K = \frac{E}{3(1-2\nu)} =$ $= 1.125$ GPa	Elastic $\nu=0.48$
	Ctes. Viscoelasticas**	-	$g_1=0.682$ $\tau_1=0.02857$	$g_1=0.636$ $g_2=0.363$ $\tau_1=0.008$ $\tau_2=0.15$	$g_1=0.659$ $\tau_1=0.00689$	$g_1=0.68182$ $\tau_1=0.028571$
<i>Cuero cabelludo</i>	Densidad(kg m ⁻³)			1130	1200	1130
	E (MPa)	-	-	16.7	16.7	16.7
	Coef. Poisson			0.42	0.42	0.42

Tabla 1. Propiedades de los materiales.

2.3. Calibración del modelo

Pese a que la complejidad física del sujeto (como el grosor y la curvatura del cráneo) puede influir claramente en los resultados, nuestro modelo ha sido calibrado utilizando las pruebas experimentales realizadas por Yoganandan et al. [6]. En el que se realizaron una serie de pruebas de impacto cuasi-estáticas y dinámicas sobre doce cadáveres humanos intactos sin embalsamar, para definir la biomecánica de la fractura del cráneo en diferentes regiones del cráneo. Las pruebas dinámicas consistieron en un pistón hidráulico que se desplazaba a una velocidad vertical constante e impactaba la cabeza en un sitio específico hasta la fractura del

cráneo. Fueron registradas historias de tiempo de fuerza y deflexión. Utilizando Abaqus/Explicit [13], se ha replicado la prueba dinámica # 7 en este trabajo debido a la similitud de la tez física del sujeto. El pistón semiesférico de 48 mm ha sido modelado como un cuerpo rígido que golpea la cabeza verticalmente a una velocidad constante de $7,2 \text{ ms}^{-1}$. El modelo de cabeza se colocó sobre una superficie plana, restringiendo así el desplazamiento vertical, y también se fijó cerca de las orejas como se muestra en la Figura 2.

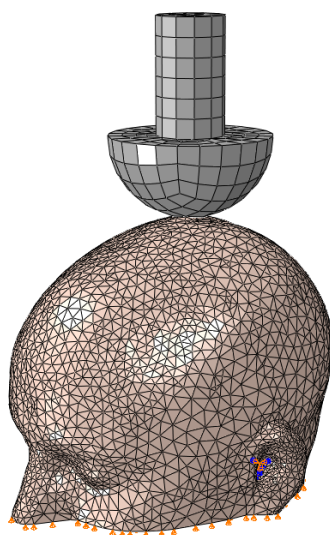


Figura 2. Configuración con nuestro modelo de EF para replicar el ensayo experimental de Yoganandan et al. [6].

Los datos disponibles en la literatura sobre el comportamiento mecánico del cuero cabelludo son escasos. A partir de los ensayos a compresión sobre especímenes frescos de cuero cabelludo humano realizados por Melvin et al. [34], se observa que el comportamiento del tejido es casi lineal elástico ($E = 16,7 \text{ MPa}$) hasta que se alcanzan deformaciones del 30-40%. No obstante, se desconoce el límite de rotura (ϵ_u). Por este motivo, se realizaron varias simulaciones variando el valor límite de deformación para eliminar el elemento (y aplicando las mismas propiedades mecánicas para el resto de tejidos de cabeza). Se ha empleado el modelo PM1, aunque se podría emplear cualquier otro, para seleccionar el umbral más apropiado. El elemento se elimina o se degradan sus propiedades considerando el criterio de tensión normal máxima (o criterio de Rankine), que establece que el fallo se produce en un estado multiaxial cuando:

$$\sigma_1 \geq \sigma_{ut} \quad \text{or} \quad \sigma_3 \leq \sigma_{uc} \quad (3)$$

donde σ_1 , σ_2 , y σ_3 son las tensiones principales (considerando $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$), σ_{ut} es el límite de rotura uniaxial a tracción, y σ_{uc} es el límite de rotura uniaxial a compresión (considerado negativo).

Se observó que el límite de deformación más apropiado es del 70% debido a que su curva de fuerza-deformación fue la más representativa (véase la Figura 3, donde la línea punteada negra corresponde a los datos experimentales proporcionados por Yoganandan et al. [6]).

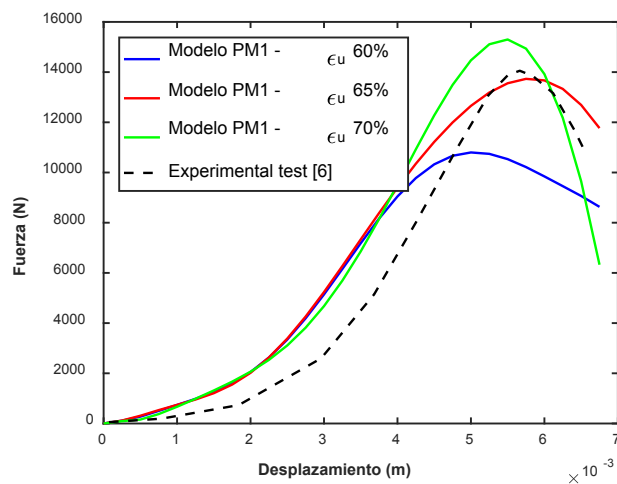


Figura 3. Calibración del cuero cabelludo.

Por otra parte, es posible encontrar algunos estudios que proporcionan valores umbral del cráneo como se muestra en la Tabla 2. Así, se realizó una comparación entre los diferentes valores umbral utilizando todos los modelos, es decir, un total de 20 simulaciones. Se observó la misma tendencia para los cuatro primeros conjuntos de propiedades mecánica, donde Sahoo et al. [36] se ajusta ligeramente mejor a los datos experimentales y es más conservador. Para ejemplificar se muestran los resultados del Modelo PM2 (véase la Figura 4a). Sin embargo, Silver [35] se ajusta mejor a los resultados experimentales para el Modelo PM5 (véase la Figura 4b). Silver [35] proporciona un valor límite para el cráneo en su conjunto, es decir, está en línea con la simplificación de no hacer distinción entre el hueso compacto y el diploë asumido por Tse [10]. Siendo los límites de rotura muy conservadores y permaneciendo en el lado de la seguridad para el hueso compacto, y por el contrario para el hueso esponjoso no son tan conservadores como para los otros cuatro modelos. Por lo tanto, se han empleado los valores límite de Sahoo et al. [36] para los cuatro primeros modelos y Silver [35] para el Modelo PM5 para el resto del análisis.

	Hueso compacto		Diploë	
	σ_{uc} (MPa)	σ_{ut} (MPa)	σ_{ut} (MPa)	σ_{uc} (MPa)
Raul et al. [37]	-145	90	-28	35
Sahoo et al. [36]	-132	90	-24.8	34.8
Evans et al. [38]	-152.2,	70.5	-25.1	-
Silver[35]	167.4	42.5	-85	42.5

Tabla 2. Límite de rotura del cráneo.

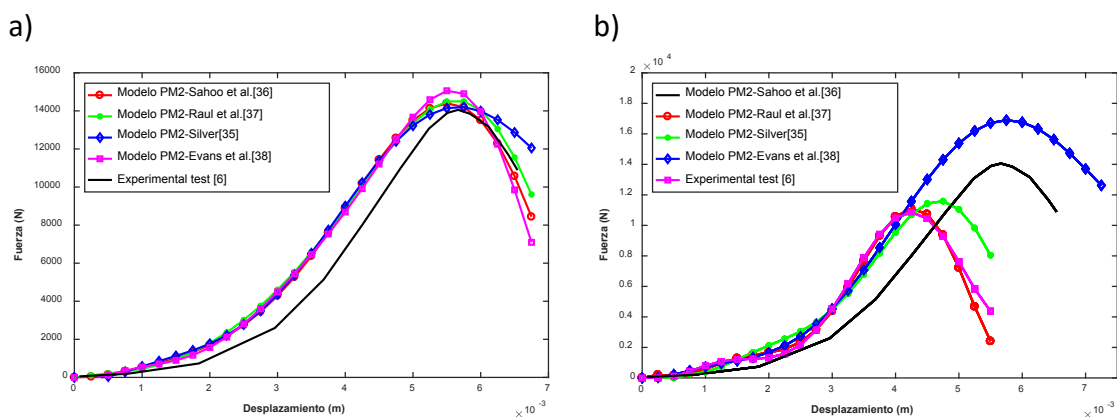


Figura 4. Comparación de los límites de rotura de la Tabla 2.

Una vez elegido el criterio de daño, se procede a analizar la respuesta de la eliminación de elementos y las técnicas de degradación de propiedades utilizando el Modelo PM4. Para ambos casos se ha definido una subrutina VUSDFLD [39]. Para el segundo método, la subrutina no elimina los elementos que han superado el umbral de fallo, sino que los módulos de Young se reducen a un valor significativamente bajo. Con este método la información y propiedades como la masa de los elementos fallidos no se pierden en su eliminación y es más fácil observar la fractura. Como se muestra en la Figura 5, el comportamiento varía mínimamente cuando las propiedades se degradan, la pendiente de la curva es prácticamente igual a la de sin cambiar las propiedades (aunque la fuerza máxima es ligeramente inferior). La rigidez es mucho mayor que la de la técnica de eliminación de elementos y está fuera del intervalo de valores del experimento. Además, en el caso de degradación de propiedades, la simulación aborta poco después de comenzar a exceder el límite en un número muy pequeño de elementos del hueso compacto, y no permite ver la evolución del proceso. Puesto que la técnica de eliminación de elementos produce una respuesta similar a la experimental y se ha utilizado en el resto del estudio.

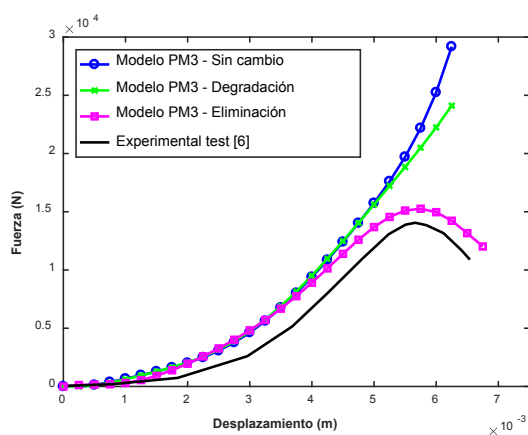


Figura 5. Comparación entre las técnicas de degradación y eliminación de elementos.

Como se menciona en la Sección 2.2, Kang et al. [11] no proporcionan E y ν , por lo que para el modelo MP4 se han considerado tres valores de ν y se ha estimado E a partir de ellos (manteniendo K constante). Las diferencias son leves, ya que el rango de variación de ν es pequeño y no existe un patrón claro de influencia (véase la Figura 6).

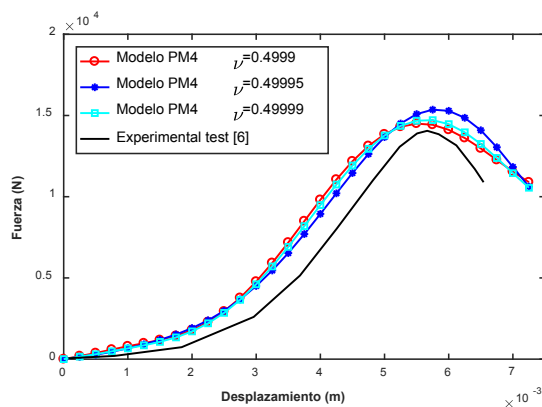


Figura 6. Sensibilidad a las variaciones del coeficiente de Poisson.

3. FRACTURA DEL CRÁNEO

Una vez calibrado el modelo, se ha realizado un estudio comparativo de las diferentes propiedades mecánicas revisadas en la Sección 2.2. Todos los conjuntos de propiedades empleados para nuestro modelo dan una respuesta de tendencia similar (ver Figura 7), implicando una primera etapa de no linealidad correspondiente al amortiguamiento de la fuerza debida a la absorción de energía del cuero cabelludo, seguida de una porción lineal (donde pueden estimarse las propiedades de rigidez) y finalmente otra parte no lineal correspondiente a la fractura del cráneo. El cuero cabelludo de la muestra # 7 [6] era 2 mm más grueso que nuestro modelo de EF, por lo que la amortiguación de la fuerza que tiene lugar en el cuero cabelludo en la primera etapa de la prueba dinámica es considerablemente menor en la simulación. En consecuencia, la fuerza de reacción de las curvas de simulación comienza a crecer antes que en la curva experimental.

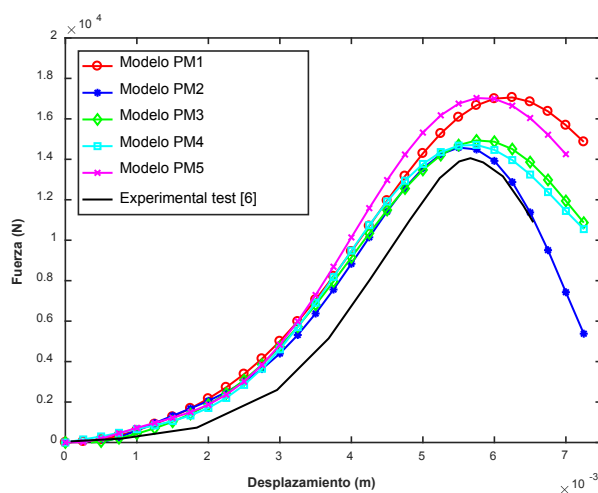


Figura 7. Curvas Fuerza-Desplazamiento para las distintas propiedades mecánicas.

En la región de impacto, la capa exterior del cráneo está sometida a compresión y la capa interior a tracción. Aunque el hueso compacto es más propenso a fallar debido a tracción que a la compresión, la ruptura se produce en la capa externa ya que las tensiones locales son muy altas. Este daño inicial en la capa externa del calvario coincide con el indicado por Yoganandan et al. [6]. La fractura aparece en último lugar en el Modelo PM1 ya que la rigidez del hueso compacto es la más baja ($E=5465$ MPa, Tabla 1). Se esperaba que los modelos PM3 y PM4 se fracturaran los primeros porque presentan una mayor rigidez ($E=15000$ MPa, Tabla 1), sin embargo, esto no ha ocurrido. Esto significa que el diploë también influye en la ruptura. La fractura aparece en primer lugar en el Modelo PM5 pese a que la rigidez del hueso compacto no es la más elevada ($E=8000$ MPa, Tabla 1). Pero la rigidez de su diploë sí es la más elevada ($E=8000$ MPa, Tabla 1). Esta capa se opone a la deformación, aumentando la sobrepresión y favoreciendo la fractura. Del mismo modo, aunque los modelos PM3 y PM4 tienen la misma rigidez en el hueso compacto, el Modelo PM4 se fractura primero que el modelo PM3, porque la rigidez del diploë es mayor ($E=4500$ MPa y $E=1000$ MPa, respectivamente, Tabla 1). Del mismo modo, el Modelo PM2 se fractura antes que los modelos PM3 y PM4, aunque la rigidez del hueso compacto ($E=12200$ MPa, Tabla 1) es ligeramente inferior a la de los modelos MP3 y MP4, pero la rigidez diploë es la más alta de los tres ($E=5660$ MPa, tabla 1). Por lo tanto, el valor del desplazamiento para la fractura depende estrechamente de los módulos de elasticidad de ambos huesos del cráneo, de tal manera que el aumento de los valores de E conduce a una fractura anterior.

La rigidez, definida como la pendiente de la curva fuerza-desplazamiento en la región lineal, de la estructura osciló entre 2462 y 5867 N/mm en las pruebas de carga dinámica de Yoganandan et al. [6]. Todos los valores de rigidez obtenidos en las diferentes simulaciones están dentro de este rango (véase Tabla 3). Por lo tanto, teniendo en cuenta la rigidez y la fuerza pico de las diferentes simulaciones, el Modelo PM4 parece representar el comportamiento de la fractura del experimento mejor que el resto de conjuntos de materiales.

Propiedades mecánicas	Rigidez (N/mm)
1	4938.8
2	5065.3
3	4671.5
4	4932.7
5	5655.9
Experimento	4798.0

Tabla 3. Rigidez para los distintos conjuntos de propiedades mecánicas.

4. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos a lo largo de los diferentes análisis muestran que la metodología seguida es fiable. Ningún estudio previo ha comparado las diferentes propiedades mecánicas mostradas en la literatura con el mismo modelo EF contrastado con pruebas experimentales. A pesar de las discrepancias entre los distintos conjuntos de materiales, todos los valores de rigidez obtenidos están dentro del rango de pruebas dinámicas con cadáveres.

Las principales conclusiones pueden resumirse como sigue:

- el límite de deformación más adecuado para el cuero cabelludo es del 70% debido a que su curva fuerza-deformación es la más representativa en comparación con el comportamiento experimental,
- se propusieron valores límite de tensión a compresión y a tracción,
- la técnica de eliminación de elementos considerando el criterio de daño de Rankine es adecuada para tratar la fractura, y
- el hueso compacto ha demostrado ser crítico en la fractura del cráneo, pero se ha demostrado que existen otros tejidos (como el diploë) que también tienen una influencia considerable.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo financiero recibido del Ministerio de Economía y Competitividad y los Fondos FEDER a través del proyecto RTC-2015-3887-8. También se reconoce el apoyo de la Generalitat Valenciana a través del programa PROMETEO 2016/007.

REFERENCIAS

- [1] A.A. Hyder, C.A. Wunderlich, P. Puvanachandra, G. Gururaj, O.C. Kobusingye, The impact of traumatic brain injuries: a global perspective., *NeuroRehabilitation*. 22 (2007) 341–53. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18162698> (accessed October 20, 2016).
- [2] D.F. Meaney, B. Morrison, C. Dale Bass, The Mechanics of Traumatic Brain Injury: A Review of What We Know and What We Need to Know for Reducing Its Societal Burden, *J. Biomech. Eng.* 136 (2014) 21008. doi:10.1115/1.4026364.
- [3] W. Report, Violence and Injury Prevention and Disability (VIP) - Neurotrauma, WHO. (2010). http://www.who.int/violence_injury_prevention/road_traffic/activities/neurotrauma/en/ (accessed October 21, 2016).

- [4] R. Bolander, B. Mathie, C. Bir, D. Ritzel, P. VandeVord, Skull flexure as a contributing factor in the mechanism of injury in the rat when exposed to a shock wave., *Ann. Biomed. Eng.* 39 (2011) 2550–9. doi:10.1007/s10439-011-0343-0.
- [5] P.A. Tornheim, R.L. McLaurin, R. Sawaya, Effect of furosemide on experimental traumatic cerebral edema., *Neurosurgery.* 4 (1979) 48–52. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/450215> (accessed October 26, 2016).
- [6] N. Yoganandan, F.A. Pintar, A. Sances, P.R. Walsh, C.L. Ewing, D.J. Thomas, R.G. Snyder, Biomechanics of skull fracture., *J. Neurotrauma.* 12 (1995) 659–68. doi:10.1089/neu.1995.12.659.
- [7] J.A. Motherway, P. Verschueren, G. Van der Perre, J. Vander Sloten, M.D. Gilchrist, The mechanical properties of cranial bone: The effect of loading rate and cranial sampling position, *J. Biomech.* 42 (2009) 2129–2135. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.030.
- [8] É. Lakatos, L. Magyar, I. Bojtár, Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone, *J. Med. Eng.* 2014 (2014) 1–7. doi:10.1155/2014/470539.
- [9] Simpleware Ltd., ScanIP Reference Guide Version 4.2, (2010).
- [10] K.M. Tse, Development of a Realistic Finite Element Model of Human Head and its Applications to Head Injuries, National University of Singapore, 2013.
- [11] H.-S. Kang, R. Willinger, B.M. Diaw, B. Chinn, Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling, in: *Stapp Car Crash Conf. Proc.*, 1997.
- [12] T.J. Horgan, M.D. Gilchrist, The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics, *Int. J. Crashworthiness.* 8 (2003).
- [13] Dassault Systèmes, Abaqus 6.12 User's Manual, 2012.
- [14] S. Kleiven, H. Von Holst, Consequences of head size following trauma to the human head, *J. Biomech.* 35 (2002). doi:10.1016/S0021-9290(01)00202-0.
- [15] C. Zhou, T.B. Khalil, A.I. King, A new model comparing impact responses of the homogeneous and inhomogeneous human brain, in: *SAE Tech. Pap.*, 1995. doi:10.4271/952714.
- [16] R. Willinger, L. Taleb, C.M. Kopp, Modal and temporal analysis of head mathematical models, *J. Neurotrauma.* 12 (1995) 743–754.
- [17] J.S. Ruan, T.B. Khalil, A.I. King, Finite element modeling of direct head impact, *SAE Tech. Pap.* (1993). doi:10.4271/933114.
- [18] A.M. Nahum, R. Smith, C.C. Ward, Intracranial pressure dynamics during head impact, in: *SAE Tech. Pap.*, 1977. doi:10.4271/770922.
- [19] M.D. Gilchrist, D. O'Donoghue, Simulation of the development of frontal head impact injury, *Comput. Mech.* 26 (2000) 229–235.
- [20] T.A. Shugar, M.G. Katona, Development of finite element head injury model., *ASCE J. Eng. Mech. Div.* 101 (1975) 223–239.
- [21] R. Willinger, H.S. Kang, B. Diaw, Three-dimensional human head finite-element model validation against two experimental impacts, *Ann. Biomed. Eng.* 27 (1999) 403–410.
- [22] B. Yang, K.-M. Tse, N. Chen, L.-B. Tan, Q.-Q. Zheng, H.-M. Yang, M. Hu, G. Pan, H.-P. Lee, Development of a finite element head model for the study of impact head injury., *Biomed Res. Int.* 2014 (2014) 408278. doi:10.1155/2014/408278.

- [23] K.K. Mendis, R.L. Stalnaker, S.H. Advani, A constitutive relationship for large deformation finite element modeling of brain tissue, *J. Biomech. Eng.* 117 (1995) 279–285.
- [24] G. Belingardi, G. Chiandussi, I. Gaviglio, Development and validation of a new finite element model of human head, in: *Proc. 19th Int. Tech. Conf. Enhanc. Saf. Veh.*, Washington, USA, 2005.
- [25] J. Yang, Investigation of Brain Trauma Biomechanics in Vehicle Traffic Accidents Using Human Body Computational Models, in: *Comput. Biomech. Med.*, Springer New York, New York, NY, 2011: pp. 5–14. doi:10.1007/978-1-4419-9619-0_2.
- [26] H. Mao, H. Gao, L. Cao, V.V. Genthikatti, K.H. Yang, Development of high-quality hexahedral human brain meshes using feature-based multi-block approach, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 16 (2013) 271–279. doi:10.1080/10255842.2011.617005.
- [27] W. Yan, O.D. Pangestu, A modified human head model for the study of impact head injury, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 14 (2011) 1049–1057. doi:10.1080/10255842.2010.506435.
- [28] M.D. Gilchrist, Modelling and accident reconstruction of head impact injuries, in: *Key Eng. Mater.*, Trans Tech Publications Ltd, 2003: pp. 417–430.
- [29] J.E. Galford, J.H. McElhaney, A viscoelastic study of scalp, brain, and dura, *J. Biomech.* 3 (1970) 211–221. doi:10.1016/0021-9290(70)90007-2.
- [30] J.S. Ruan, T. Khalil, A.I. King, Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis, *J. Biomech. Eng.* 116 (1994) 44–50.
- [31] S. 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. Crashworthiness.* 11 (2006) 65–79. doi:10.1533/ijcr.2005.0384.
- [32] M. Mooney, A Theory of Large Elastic Deformation, *J. Appl. Phys.* 11 (1940) 582–592. doi:10.1063/1.1712836.
- [33] R.S. Rivlin, Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. IV. Further Developments of the General Theory, *Philos. Trans. R. Soc. London A Math. Phys. Eng. Sci.* 241 (1948).
- [34] J.W. Melvin, J.H. McElhaney, V.L. Roberts, Development of a mechanical model of the human head - Determination of tissue properties and synthetic substitute materials, in: *SAE Tech. Pap.*, 1970. doi:10.4271/700903.
- [35] F.H. Silver, *Biomaterials, Medical Devices and Tissue Engineering: An Integrated Approach*, Springer Netherlands, Dordrecht, 1994. doi:10.1007/978-94-011-0735-8.
- [36] D. Sahoo, C. Deck, N. Yoganandan, R. Willinger, Composite FE human skull model validation and development of skull fracture criteria, in: *Int. Res. Counc. Biomech. Inj.*, International Research Council on the Biomechanics of Injury, 2014: pp. 106–118.
- [37] J.-S. Raul, D. Baumgartner, R. Willinger, B. Ludes, Finite element modelling of human head injuries caused by a fall, *Int. J. Legal Med.* 120 (2006) 212–218. doi:10.1007/s00414-005-0018-1.
- [38] F.G. Evans, H.R. Lissner, Tensile and Compressive Strength of Human Parietal Bone, *J. Appl. Physiol.* 10 (1957).
- [39] Dassault Systèmes, Section 1.2.19 VUSDFLD, Abaqus User Subroutines Reference

Manual, (2012).