

# Calibración de coeficientes visco-hiperelásticos para modelos constitutivos de gelatina balística por medio de algoritmos genéticos y su aplicación en impactos balísticos en tórax

Samuel Gómez-Martínez<sup>1</sup>, Raúl de Santos<sup>1</sup>, Diego Infante-García<sup>2</sup>, Miguel Marco<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Dpto. Ingeniería Mecánica, Universidad Carlos III de Madrid, España. sagomez@ing.uc3m.es, rausanto@ing.uc3m.es y mimarcoe@ing.uc3m.es

<sup>2</sup>Dpto. de Ingeniería Mecánica y Materiales, Universitat Politècnica de València, España. dieingar@upv.es

## Resumen

Los impactos balísticos sobre torso humano sin penetración pueden producir daños severos e incluso el fallecimiento del portador. Para el estudio del daño ocasionado son necesarios modelos numéricos constituidos por simulantes validados. La gelatina balística se utiliza habitualmente como simulante de tejidos blandos. En este trabajo se ha empleado un modelo visco-hiperelástico para simular la respuesta de la gelatina frente a condiciones dinámicas. Este modelo permite simular comportamientos no lineales en el rango de grandes deformaciones considerando la dependencia de la velocidad de deformación. Los parámetros del modelo del material fueron ajustados a resultados experimentales de la literatura empleando algoritmos genéticos. A modo de ejemplo, un chaleco balístico de polietileno de alto peso molecular fue incluido en el modelo y se realizaron varios impactos balísticos en diferentes localizaciones. Los algoritmos genéticos han resultado ser una herramienta muy útil para el ajuste de los complejos modelos constitutivos de la gelatina balística utilizados para la evaluación del daño biomecánico en tejido óseo.

**Palabras clave:** Impacto balístico, Gelatina balística, Visco-Hiperelástico y Método elementos finitos.

## Abstract

Ballistic impacts on human thorax without penetration can produce severe injuries or even death of the carrier. A numerical model constituted of validated simulants is needed to study the damage. Ballistic gelatine is widely used in literature as a simulant for soft tissue in dynamic experiments. A visco-hyperelastic material model has been used to simulate the mechanical response of gelatine under dynamic conditions. This model allows simulating non linear behaviour for large deformations considering the strain rate dependence behaviour of ballistic gelatine. Material model parameters were calculated by fitting to experimental results of literature using genetic algorithms. A bulletproof vest made of ultra-high molecular weight polyethylene was included in the model and several ballistic impacts were simulated at different impact locations. Genetic algorithms have proved to be a very useful tool for fitting the complex ballistic gelatine constitutive models used for biomechanical damage assessment in bone tissue.

**Keywords:** Ballistic impact, Ballistic gelatine, Visco-Hyperelastic and Finite Element Method.

## 1. Introducción

Aunque los chalecos de protección balística pueden impedir la penetración de los proyectiles en el tórax humano, los impactos no penetrantes pueden producir

daños debido a la alta energía liberada y a la transmisión de ondas de presión en los tejidos biológicos blandos. Las principales lesiones en el tórax debidas a impactos de alta energía son las fracturas de costillas y las lesiones de órganos internos [1]. Las

fracturas de costillas por sí mismas no son una lesión mortal, aunque las aristas afiladas de las costillas astilladas pueden perforar órganos vitales, como los pulmones. El número de costillas rotas tras un impacto está relacionado con la magnitud de la deflexión del tórax [2]. Si se fracturan varias costillas consecutivas debido a un fuerte impacto contundente en el tórax, puede producirse una inestabilidad de la pared torácica, lo que se denomina tórax inestable o *volet costal*. La laceración pulmonar puede dar lugar a un neumotórax simple o a una fuga persistente de las vías respiratorias, mientras que una contusión pulmonar unilateral se considera una lesión grave, y se califica de severa para las contusiones bilaterales.

La respuesta biomecánica del tórax humano ante un impacto balístico sin penetración puede determinarse mediante ensayos experimentales post mortem con cadáveres humanos o animales. Además, también se emplean modelos computacionales de humanos y/o simulantes de tejido para predecir las lesiones biológicas y establecer límites de respuesta biomecánica. Los ensayos experimentales en tejidos biológicos blandos son necesarios para el desarrollo de modelos numéricos capaces de predecir daños en órganos vitales. En lo que respecta a los tejidos blandos, la gelatina balística es uno de los simulantes más utilizados, especialmente en los impactos balísticos y en las ciencias forenses. En condiciones cuasiestáticas, su comportamiento puede describirse mediante modelos hiperelásticos. Sin embargo, para ensayos que involucren altas velocidades de deformación debe considerarse su dependencia con la velocidad de deformación con las propiedades viscoelásticas. Los ensayos a baja velocidad ( $<30$  m/s) suelen desarrollarse en equipos de torre de caída o de barra Hopkinson estándar. Por otro lado, para la caracterización de la gelatina balística a altas velocidades de deformación, hasta  $4.000$  s<sup>-1</sup>, se requiere una barra Hopkinson de polímero debido a su baja impedancia [3]. Hay que tener en cuenta que las velocidades de deformación debidas a impactos balísticos se encuentran en el rango de  $10^3$ - $10^4$  s<sup>-1</sup> [4]. Para desarrollar y calibrar la ley constitutiva de la gelatina balística son necesarias sus curvas tensión-deformación obtenidas a partir de ensayos con barra Hopkinson polimérica [5].

La determinación de los parámetros de las leyes constitutivas de los materiales visco-hiperelásticos no es una tarea sencilla, y existen diferentes estrategias para la estimación de sus parámetros [6,7]. Por ejemplo, Barrientos et al. propusieron un método que empleaba algoritmos de optimización y ajuste de curvas [7]. Los algoritmos genéticos pueden ayudar a la estimación de las constantes del material. Con esta técnica es posible resolver problemas complejos, incluyendo el ajuste de curvas y la optimización, de forma eficiente, pudiendo ajustar parámetros del

algoritmo como son el número de generaciones, el número de individuos, la función de pérdidas, etc.

El daño biomecánico en el tórax humano debido al impacto balístico sin penetración ha sido comúnmente estimado mediante modelos numéricos. Algunos autores han podido estimar la presión máxima o las aceleraciones en los órganos vitales debido a impacto en diferentes posiciones [8], sin considerar el traumatismo o la fractura ósea. Los simulantes de tejido también se han empleado para comparar resultados experimentales y valores numéricos [9] o con ensayos en animales [10]. De estos trabajos se concluye que la onda de presión puede ser crítica sobre los órganos vitales, que la energía del impacto puede producir fracturas óseas como la fractura de costillas, y que la localización del impacto puede ser crucial en el daño al portador.

En este trabajo, se ha desarrollado un modelo numérico de tórax humano para estudiar los efectos biomecánicos de los impactos balísticos sin penetración en los tejidos biológicos blandos y duros. Para lograr este objetivo, se ha calibrado una ley constitutiva para la gelatina balística mediante algoritmos genéticos de evolución diferencial (ED) y datos experimentales de la literatura. Se ha utilizado polietileno de ultra-alto peso molecular como chaleco antibalas para evitar la penetración balística. Se han desarrollado modelos simplificados de impacto balístico en gelatina balística con hueso para estudiar la onda de presiones y el riesgo de fractura del hueso. Por último, se han modelizado varios impactos en diferentes localizaciones del tórax humano para evaluar la fractura de costillas.

## 2. Materiales y métodos

### 2.1. Leyes constitutivas para la gelatina balística

La gelatina balística se modeló como un material visco-hiperelástico. El modelo hiperelástico se utiliza para materiales no lineales que presentan grandes deformaciones evitando problemas de convergencia. Por otro lado, el modelo viscoelástico proporciona un comportamiento constitutivo dependiente de la velocidad de deformación. Los ensayos experimentales de la literatura muestran la alta dependencia de este material con la velocidad de deformación [5]. En los impactos balísticos, la velocidad de deformación de la gelatina varía a lo largo de la muestra con el tiempo. En consecuencia, es importante el uso de un modelo dependiente de la velocidad de deformación como el viscoelástico. En este trabajo, la gelatina balística se ha considerado un material incompresible.

El modelo hiperelástico elegido para este trabajo es el de Mooney-Rivlin (M-R). Este modelo es considerado como una ley constitutiva fenomenológica, cuya

calibración puede considerarse como un ajuste de curvas polinómicas a los datos experimentales de tensión-deformación. Se utiliza principalmente por su buena correlación con los ensayos experimentales. El modelo de M-R se basa en la energía de deformación como muestra la Ecuación 1, considerando la relación entre la derivada de la energía de deformación y la tensión principal de Cauchy.

$$\sigma_i = \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} \quad (1)$$

donde  $\sigma_i$  es la tensión principal de Cauchy,  $W$  la energía de deformación y  $\lambda_i$  la relación de alargamiento. El modelo de M-R calcula la energía de deformación como la suma de sus invariantes, como se muestra en la Ecuación 2. Donde  $I_i$  son los invariantes,  $C_{ij}$  y  $D$  son las constantes del modelo de M-R,  $m$  y  $l$  determinan el número de términos del polinomio y  $J$  es el cuadrado del Jacobiano.

$$W = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^l C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + D(J - 1)^2 \quad (2)$$

El modelo viscoelástico se define mediante una expansión de series de Prony de módulo de relajación adimensional y  $n$  términos. La tensión es la suma de la componente elástica y la viscosa. La componente elástica depende únicamente de la deformación, pero la viscosa depende de las deformaciones en el tiempo, como puede verse en la Ecuación 3, donde  $E_0$  es el módulo de elasticidad,  $\dot{\epsilon}$  la velocidad de deformación y  $n$ ,  $E_i$  y  $\tau_i$  son, respectivamente, el número, el módulo de elasticidad y el tiempo de relajación de cada serie de Prony. La integral debe comenzar al inicio de cualquier deformación.

$$\sigma(t) = \sigma_{elas}(t) + \sigma_{vis}(t) = \int_0^t \left( E_0 + \sum_{i=1}^n E_i e^{-\frac{-(t-u)}{\tau_i}} \right) \dot{\epsilon} du \quad (3)$$

Las ecuaciones visco-hiperelásticas se implementaron en Python para llevar a cabo un ensayo de compresión uniaxial con formulación para grandes deformaciones.

## 2.2. Algoritmo genético

El algoritmo utilizado en este trabajo es el *Differential Evolution* (DE), que fue publicado por primera vez en 1997 por R. Storn y K. Price [11]. DE es un método heurístico para la optimización local de superficies continuas. El código desarrollado en este trabajo se basó, al comienzo, en el de Rodríguez Mier [12]. El objetivo del algoritmo es encontrar la mejor combinación posible de los  $N$  parámetros que pueden influir en el problema a resolver. En este caso, los parámetros son los coeficientes de la serie de Prony ( $n$ ,

$G_i$  y  $\tau_i$ ) y los coeficientes del modelo constitutivo de M-R ( $C_{10}$  y  $C_{01}$ ).

El algoritmo de DE requiere de una función de pérdidas que caracterice el rendimiento de cualquier combinación de los  $N$  parámetros. Cada parámetro puede considerarse como un grado de libertad del problema, y así, una combinación de esos parámetros puede representarse como un vector de  $N$  dimensiones, que se denominará individuo. En este trabajo, la función de pérdidas seleccionada es una variación de la raíz del error cuadrático medio (RMSE) entre las  $m$  curvas experimentales de tensión-deformación, a diferentes velocidades de deformación,  $\sigma_{Exp\ i}(\lambda, \dot{\epsilon})$  y las obtenidas por el individuo  $\sigma_{DE\ i}(\lambda, \dot{\epsilon})$ . Nótese que la función objetivo evalúa las curvas de tensión deformación de forma discreta en puntos equidistantes. Las tensiones para la curva a baja velocidad de deformación son, aproximadamente, 500 veces menores que las producidas a altas velocidades de deformación. Para considerar esta diferencia en el RMSE la diferencia entre la tensión calculada y la experimental se multiplica por un factor de corrección  $w_i$  con valor unidad para las curvas a alta velocidad de deformación y valor 100 para la curva a muy baja velocidad de deformación. La función de pérdidas empleada se recoge a continuación en la Ecuación 4.

$$F_{obj} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m \left( (\sigma_{Exp\ i}(\lambda, \dot{\epsilon}) - \sigma_{DE\ i}(\lambda, \dot{\epsilon})) w_i \right)^2}{m}} \quad (4)$$

Los datos experimentales para el ajuste se han obtenido de [5], donde se realizaron ensayos de compresión de gelatina balística (10% de concentración en peso) con una barra Hopkinson polimérica a velocidades de deformación entre 2.500 s<sup>-1</sup> y 5.700 s<sup>-1</sup>.

El algoritmo inicializa aleatoriamente la primera generación, que es una población de  $NP$  individuos. Nótese que  $NP$  se establece a priori y no cambia durante todo el proceso de optimización. A continuación, se mide el rendimiento de cada individuo mediante la función de pérdidas. Para calcular la siguiente generación, o los siguientes  $NP$  individuos, el algoritmo DE utiliza tres mecanismos: mutación, cruce y selección.

El mecanismo de mutación consiste en seleccionar un individuo, llamado padre, y otros tres individuos del resto de la población al azar. A partir de los tres individuos elegidos al azar, se obtiene un individuo mutante de la siguiente manera:

$$x_{t,i} = x_{1,i} + F \cdot (x_{2,i} - x_{3,i}) \quad (5)$$

donde  $x_{1,i}$ ,  $x_{2,i}$  y  $x_{3,i}$  son los individuos elegidos al azar para el progenitor  $i$ ,  $F$  es el factor de mutación, que

influye en la magnitud de la resta, y  $x_{t,i}$  es el mutante calculado para el progenitor  $i$ .

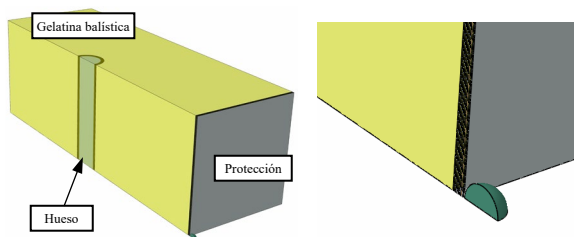
El mecanismo de cruce selecciona cada parámetro del padre o del mutante en base a una cierta probabilidad, llamada probabilidad de cruce  $Cp$ , obteniendo un individuo denominado individuo de prueba. Esto significa que para cada uno de los  $N$  parámetros, existe una probabilidad de  $Cp$  de que el vector de prueba comparta ese parámetro con el padre y, por tanto, una probabilidad de  $(1-Cp)$  de que comparta ese parámetro con el mutante.

El último mecanismo, la selección, consiste en evaluar el rendimiento del individuo de prueba mediante la función de pérdidas y compararlo con el rendimiento del padre. De estos dos individuos, el que presente un valor menor de pérdidas continuará en la siguiente generación, y el otro será eliminado.

Estos tres mecanismos deben aplicarse a todos los  $NP$  individuos de cada generación para calcular la siguiente generación. Así, el usuario debe seleccionar la función de pérdidas, los límites de búsqueda de cada parámetro y los siguientes factores del algoritmo: número de individuos por generación, número de generaciones de la simulación, número de parámetros que pueden afectar al problema, factor de mutación y probabilidad de cruce.

### 2.3. Impacto en hueso-gelatina simplificado

Para analizar el comportamiento de la gelatina frente a un impacto balístico en una geometría simplificada, se desarrolló un modelo de elementos finitos con un bloque prismático de gelatina y un hueso simplificado con el software comercial de elementos finitos Abaqus®. El hueso está confinado en un cubo prismático de gelatina balística protegido por un chaleco antibalas de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) que es impactado por una esfera de acero. El bloque tiene una cara frontal cuadrada de 200 x 200 mm y 300 mm de profundidad. Debido a las condiciones de simetría se simplifica la geometría a un cuarto para reducir la carga computacional del modelo (Figura 1).



**Figura 1.** Geometría del modelo hueso-gelatina simplificado (hueso mitad) y detalle de la esfera de acero.

Fuente: elaboración propia.

Para evaluar el comportamiento al emplear un modelo hiperelástico y uno visco-hiperelástico, se han desarrollado modelos idénticos empleando ambos modelos constitutivos. En unos la gelatina se define como visco-hiperelástica y en otros puramente hiperelástica. También se ha analizado el efecto de la distancia del hueso al punto del impacto. Para ello, el hueso se ha colocado a tres distancias de la superficie de impacto. Estos modelos se denominan frontal, mitad y posterior y su distancia a la superficie delantera del bloque (sin considerar la protección) es de 10 mm, 135 mm y 260 mm respectivamente. Combinando los dos modelos de la gelatina y las tres posiciones del hueso esto da lugar a un total de seis modelos numéricos diferentes.

Los coeficientes del modelo visco-hiperelástico de la gelatina se han calculado mediante el algoritmo genético explicado anteriormente. Para comparar ambos modelos se ha repetido la optimización de los coeficientes considerando el material solo como hiperelástico, ajustándolo a la curva de  $5.700 \text{ s}^{-1}$ .

El hueso se simplifica como un cilindro de 200 mm de longitud y 30 mm de diámetro (véase la Figura 1). Se modela como un material elastoplástico y se divide en dos zonas con diferentes propiedades mecánicas. El anillo externo de espesor 3 mm es el hueso cortical y el interior es el hueso trabecular. Sus propiedades mecánicas son:  $E_{\text{cort}}=13,9 \text{ GPa}$ ,  $\nu_{\text{cort}}=0,3$ ,  $\sigma_{y,\text{cort}}=93,9 \text{ MPa}$ ,  $\epsilon_{y,\text{cort}}=0,00676$ ,  $\sigma_{\text{ult},\text{cort}}=124,2 \text{ MPa}$ ,  $\epsilon_{\text{ult},\text{cort}}=0,027$  [13],  $E_{\text{trab}}=40 \text{ MPa}$  and  $\nu_{\text{trab}}=0,45$  [14].

El proyectil es una esfera de acero de 1,1 g y 6,5 mm de diámetro definida con las propiedades del modelo Johnson Cook de Bajanerjee et al. [15]. La velocidad de impacto para esta prueba es de 420 m/s. El chaleco antibalas está compuesto por nueve capas independientes modeladas con elementos 3D con propiedades del material ortotrópicas, definidas con una subrutina de usuario [16].

La malla se ha refinado en las zonas próximas al punto de impacto y al hueso. El tamaño de los elementos del modelo varía de 0,5 mm a 4 mm, lo que da lugar a un total de 1,2 millones de elementos hexaédricos (C3D8R en Abaqus®).

### 2.4. Impacto en tórax humano

La geometría y la malla del modelo de tórax humano se han obtenido del modelo THUMS de Toyota®. El modelo es un tórax humano complejo, que incluye órganos diferenciados y las estructuras óseas. Los materiales del tórax son: la gelatina visco-hiperelástica calculada con el algoritmo genético para los tejidos blandos y hueso cortical o trabecular para los tejidos óseos. Los materiales han sido definidos con los mismos modelos constitutivos que en el apartado

anterior. La protección y las velocidades de impacto son las mismas que en el modelo anterior. Se han estudiado dos localizaciones de impacto diferentes: perpendicular al esternón y perpendicular a la 6ª costilla.

### 3. Resultados y discusión

#### 3.1. Ley constitutiva de la gelatina balística

En primer lugar, se han calibrado los coeficientes visco-hiperelásticos de la gelatina balística. El algoritmo DE necesita algunas pruebas y ajuste de sus factores. Los factores finales del algoritmo son  $NP = 50$ , 1000 generaciones, factor de mutación 0,8 y  $Cp = 0,7$ . Se ha elegido un modelo M-R de 2 parámetros ( $C_{10}$  y  $C_{01}$ ) ya que es el que permite implementar Abaqus en sus simulaciones. Después de realizar un estudio previo se ha considerado que 2 series de Prony son suficientes para modelar las curvas experimentales de Naarayan con precisión [5]. La Tabla 1 muestra los límites de búsqueda de cada parámetro. La primera serie de Prony principalmente permite ajustar las curvas de alta velocidad de deformación ( $2.500\text{--}5.700\text{ s}^{-1}$ ) y la segunda ajusta la curva de baja velocidad de deformación ( $0,0107\text{ s}^{-1}$ ).

Tabla 1. Límites de los parámetros del algoritmo DE.

$C_{10}$ (MPa)	$C_{01}$ (MPa)	$G_1$ (MPa)	$G_2$ (MPa)	$\tau_1$ (s)	$\tau_2$ (s)
[0, 1]	[0, 1]	[0, 5]	[0, 1]	$[10^{-6}, 10^{-4}]$	$[10^{-4}, 10^4]$

Fuente: elaboración propia.

La duración de la simulación de la versión final del algoritmo DE fue de unos 40 minutos y los parámetros visco-hiperelásticos obtenidos se muestran en la Tabla 2. El RMSE fue de 0,09397 MPa. La diferencia porcentual entre la función de pérdidas en la generación 174 (7 minutos de ejecución) y la final (generación 1.000) del RMSE fue inferior al 1%, lo que significa una gran convergencia al principio del cálculo.

Tabla 2. Coeficientes visco-hiperelásticos de la gelatina balística.

$C_{10}$ (MPa)	$C_{01}$ (MPa)	$G_1$ (MPa)	$G_2$ (MPa)	$\tau_1$ (s)	$\tau_2$ (s)
0	$8,327 \cdot 10^{-5}$	5	0,023	$1,263 \cdot 10^{-5}$	8,803

Fuente: elaboración propia.

Para validar los resultados del modelo constitutivo obtenido mediante el algoritmo genético, se simuló el ensayo de compresión en el software de elementos finitos Abaqus© utilizando un único elemento. De este modo, es posible comparar los resultados

experimentales con los del algoritmo genético y los obtenidos por Abaqus©. La Figura 2 y la Figura 3 muestran las curvas de tensión verdadera-deformación verdadera de los tres casos para alta y baja velocidad de deformación respectivamente. Las curvas obtenidas se ajustan de manera precisa, especialmente para deformaciones pequeñas y medias. El material modelado es capaz de replicar con éxito la dependencia de la velocidad de deformación de la gelatina balística.

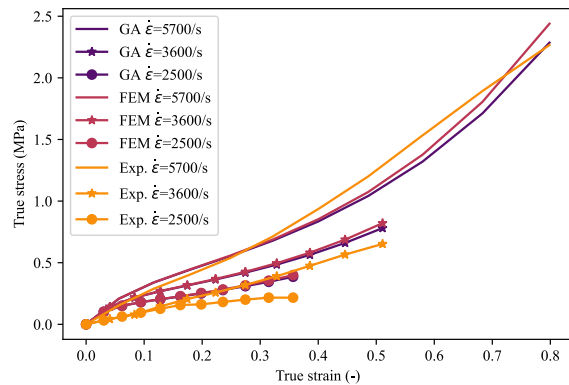


Figura 2. Tensión verdadera-deformación verdadera a altas velocidades de deformación: *Genetic algorithm*, Abaqus© y experimental. Fuente: elaboración propia.

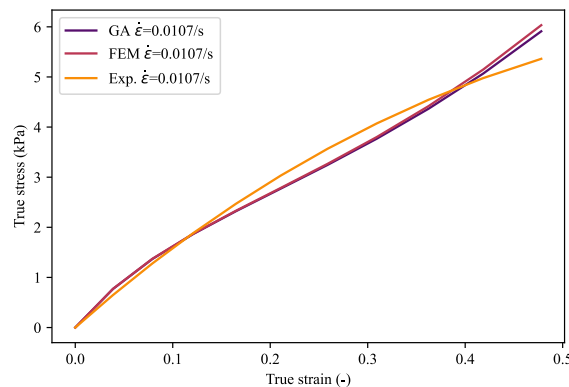


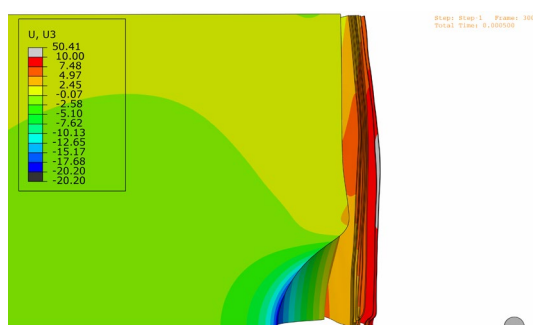
Figura 3. Tensión verdadera-deformación verdadera a baja velocidad de deformación: *Genetic algorithm*, Abaqus© y experimental. Fuente: elaboración propia.

El código DE para el modelo hiperelástico M-R de gelatina a una velocidad de deformación de  $5.700\text{ s}^{-1}$  finaliza en menos de 10 minutos. La diferencia porcentual entre la generación 27 (16 segundos de ejecución) y la final (generación 1000) del RMSE fue inferior al 1%. Las constantes M-R son  $C_{10}$  y  $C_{01}$  y toman el valor  $0,2240\text{ MPa}$  y  $0,1568\text{ MPa}$ , respectivamente.

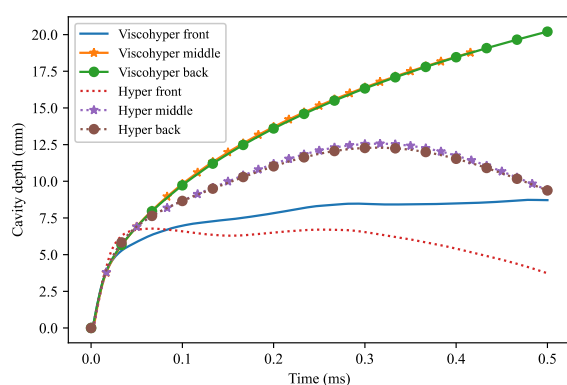
#### 3.2. Impacto en hueso-gelatina simplificado

El trauma es un parámetro importante para la evaluación de la eficacia de los sistemas de protección personal, como en este caso los chalecos balísticos,

frente a impactos balísticos no penetrantes. La Figura 4 muestra la cavidad que se genera entre protección y gelatina a los 0,5 ms del impacto del modelo visco-hiperelástico, cuya profundidad máxima es de 20,29 mm. La Figura 5 muestra la profundidad de la cavidad en función del tiempo de los seis modelos hueso-gelatina simplificados. Durante los primeros 0,04 ms del impacto, la profundidad de la cavidad se debe a los efectos inerciales entre la esfera, el chaleco antibalas y la gelatina próxima al impacto, como muestra la Figura 5. A continuación, la rigidez de los materiales adquiere mayor importancia. Cuando el hueso está situado próximo al impacto, la rigidez global de la zona del impacto aumenta y la profundidad de la cavidad máxima producida se reduce. En cambio, cuando se encuentra a la suficiente distancia del impacto la profundidad de la cavidad no varía significativamente y la disipación de energía se produce principalmente por los efectos inerciales.



**Figura 4.** Cavidad en la gelatina a los 0,5 ms del impacto del modelo visco-hiperelástico. Fuente: elaboración propia.



**Figura 5.** Profundidad de la cavidad de la gelatina en función del tiempo de los modelos visco-hiperelásticos e hiperelásticos. Fuente: elaboración propia.

La velocidad de deformación varía tanto con la posición en el bloque prismático como a lo largo del tiempo. Los modelos visco-hiperelásticos presentan cavidades más profundas que los hiperelásticos. Esto se debe a que el modelo constitutivo de la gelatina en el modelo hiperelástico ha sido definido a partir del comportamiento de la gelatina para una velocidad de deformación de  $5.700 \text{ s}^{-1}$ , el cual es un valor medio

elevado y por lo tanto bastante rígido. Analizando los resultados de la simulación se puede apreciar cómo esta velocidad de deformación es un valor típico en la zona del impacto durante los primeros instantes. Sin embargo, este valor es bastante menor en el resto del bloque que presenta valores dos órdenes de magnitud inferiores. Como resultado, la rigidez del conjunto se reduce. En consecuencia, la profundidad de la cavidad es mayor.

Los chalecos antibalas deben superar con éxito exhaustivas pruebas para demostrar su nivel de seguridad. Los dos requisitos balísticos principales son: detener la bala y que la profundidad de la huella *Back Face Signature* (BFS) producida en la cara trasera no debe superar un umbral. La profundidad de la BFS es muy importante porque está relacionada con la energía disipada y distribuida por el chaleco y la transferida al usuario. La norma americana NIJ 0101.06 establece el límite de profundidad BFS en plastilina balística en 44 mm. Un impacto sin penetración, pero que produce un gran trauma puede ocasionar al usuario la ruptura de costillas, hemorragias y otros daños en sus órganos internos.

**Tabla 3.** Tensión máxima de von Mises en el hueso cortical de los modelos hueso-gelatina simplificado.

Posición del hueso	Visco-hiperelástico	Hiperelástico
Frontal	157,1 MPa	158,8 MPa
Mitad	1,877 MPa	1,761 MPa
Posterior	0,6724 MPa	0,6495 MPa

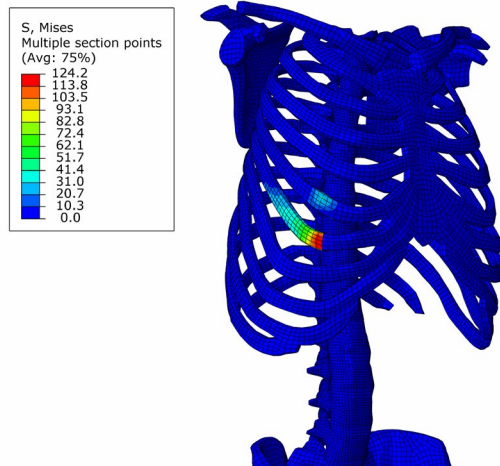
Fuente: elaboración propia.

Para estudiar la probabilidad de fractura del hueso examinamos la tensión máxima de von Mises. Las tensiones de von Mises en el hueso son muy similares en los modelos visco-hiperelásticos y en los hiperelásticos, la Tabla 3 recoge estos valores. Las diferencias entre ambos modelos son inferiores al 1%. Como era de esperar, la tensión en el hueso es mucho mayor cuando se encuentra cerca del impacto. Cuando se sitúa a 10 mm de la cara frontal, la probabilidad de fractura es mucho mayor. En este caso, las tensiones máximas alcanzadas son de 101,7 MPa, superando el límite elástico del hueso (unos 93,9 MPa [13]). En el hueso cortical se producen deformaciones plásticas, pero no se alcanza su fractura. En los modelos con el hueso situado en la mitad y la zona posterior, las tensiones de von Mises máximas no llegan a los 2 MPa.

### 3.3. Impacto en tórax humano

Los modelos de impacto en tórax son modelos preliminares. En el futuro se realizarán algunas mejoras y un análisis más en profundidad.

Las tensiones máximas de von Mises en el hueso cortical con el impacto en el esternón son de 25,0 MPa y en el impacto en la 6ª costilla de 124,2 MPa. Las tensiones de von Mises en el impacto en la costilla son muy superiores a las producidas en el impacto en el esternón (Figura 6).



**Figura 6.** Tensiones de von Mises del hueso cortical del impacto en la 6ª costilla del tórax. Fuente: elaboración propia.

En el impacto en las costillas, las tensiones de von Mises del hueso cortical alcanzan la tensión última de fractura. Esto puede deberse principalmente a la geometría del tórax en la zona de impacto, ya que el lateral del tórax es más convexo y el chaleco antibalas entra en contacto con el tórax directamente en el centro del impacto. Por otro lado, la forma de la superficie del esternón con el pecho es cóncava y antes de que el chaleco antibalas impacte en el esternón ha entrado en contacto en los alrededores y la energía se distribuye mejor. Otra causa a tener en cuenta podría ser la diferencia de sección entre la costilla y el esternón.

#### 4. Conclusiones

En este trabajo se ha analizado el daño en tórax humano debido a impactos balísticos sin penetración. Para ello, en primer lugar, se ha desarrollado un código DE que ajusta con precisión el modelo visco-hiperelástico a ensayos experimentales de compresión de gelatina balística. Este modelo permite modelizar las grandes deformaciones y la dependencia con la velocidad de deformación que caracterizan a la gelatina balística.

La ley constitutiva de la gelatina empleada afecta significativamente a la estimación de la profundidad de la cavidad producida en la gelatina, pero no ha mostrado un gran efecto en las tensiones máximas producidas en el hueso. Por otro lado, la ubicación del impacto representa uno de los parámetros críticos en la evaluación de las tensiones producidas en el hueso.

En cuanto a los impactos balísticos en el tórax se puede deducir que el punto del impacto y la geometría del tórax circundante son un factor muy importante a tener en cuenta de cara al diseño del chaleco antibalas.

#### 5. Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación obtenida por el Ministerio de Ciencia e Innovación a través del proyecto PID2020-112628RA-I00/ AEI / 10.13039/501100011033 y a la Comunidad de Madrid (España) a través del proyecto IND2020/IND-17413.

#### 6. Referencias

- [1] K. Yang and B. Presley. Modeling the Thorax for Impact Scenarios. In *Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics* (pp. 539-584). Academic Press (2018).
- [2] J.M. Cavanaugh and N. Yoganandan. Thorax injury biomechanics. In *Accidental Injury* (pp. 331-372). Springer, New York (2015).
- [3] J. Kwon and G. Subhash. Compressive strain rate sensitivity of ballistic gelatine. *J. Biomech.* (2010), 43(3), 420-425.
- [4] A. Bracq, G. Haugou, R. Delille, F. Lauro, S. Roth and O. Mauzac. Experimental study of the strain rate dependence of a synthetic gel for ballistic blunt trauma assessment. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* (2017), 72, 138-147.
- [5] S. S. Naarayan and G. Subhash. Wave propagation in ballistic gelatine. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* (2017), 68, 32-41.
- [6] M. H. R. Ghoreishy. Determination of the parameters of the Prony series in hyper-viscoelastic material models using the finite element method. *Mater. Des.* (2012), 35, 791-797.
- [7] E. Barrientos, F. Pelayo, Á. Noriega, M. J. Lamela and A. Fernández-Canteli, E. Tanaka. Optimal discrete-time Prony series fitting method for viscoelastic materials. *Mech. Time Depend. Mater.* (2019), 23(2), 193-206.
- [8] J. C. Roberts, A. C. Merkle, P. J. Biermann, E. E. Ward, B. G. Carkhuff, R. P. Cain and J. V. O'Connor. Computational and experimental models of the human torso for non-penetrating ballistic impact. *J. Biomech* (2007), 40(1), 125-136.
- [9] F. Sun, L. Ma, Y. Zhu and C. Xu. Numerical analysis for impact effects of a pistol bullet on a gelatine target covered with UHMWPE fiber armor. *J. Vib. Shock* (2018), 37, 20-26.

- [10] R.M. Jennings, C. Malbon, F. Brock, S. Harrison and D. J. Carr. A preliminary study into injuries due to non-perforating ballistic impacts into soft body armour over the spine. *Injury* (2018) 49, 1251–1257.
- [11] R. Storn and K. Price. Differential Evolution – A Simple and Efficient Heuristic for global Optimization over Continuous Spaces. *J. Glob. Optim.* (1997), 11, 341–359.
- [12] P. Rodriguez-Mier. A tutorial on Differential Evolution with Python. Github (5 September 2017). <https://pablormier.github.io/2017/09/05/a-tutorial-on-differential-evolution-with-python/>
- [13] A. R. Kemper. Material properties of human rib cortical bone from dynamic tension coupon testing. PhD Thesis. Virginia Tech: Virginia 2005.
- [14] H. Yamada and F. G. Evans. Strength of biological materials Baltimore. Williams & Wilkins (1970).
- [15] A. Banerjee, S. Dhar, S. Acharyya, D. Datta and N. Nayak. Determination of Johnson cook material and failure model constants and numerical modelling of Charpy impact test of armour steel. *Mater. Sci. Eng. A.* (2015), 640, 200-209.
- [16] J. Peinado, L. J. Wang, Á. Olmedo and C. Santiuste. Influence of stacking sequence on the impact behaviour of UHMWPE soft armor panels. *Compos. Struct.* (2022), 115365.