



Universidad  
Carlos III de Madrid

 **e-Archivo**  
Repositorio Institucional

Documento publicado en:

Loya, J. A.; Rodríguez-Millán, M.; Tan, L. B.; Tse, K. M.; Lee, H. P.;  
Miguélez, M. H. (2016). "Análisis numérico del efecto de la protección  
de mandíbula y visor en un casco de combate  
ante cargas explosivas". *Anales de Mecánica de la Fractura*, 33, pp. 46-56.



Proyectos RTC-2015-3887-8 y DPI2011-23191



Este obra está bajo una licencia de Creative Commons  
Reconocimiento-NoComercial-CompartirIgual 4.0  
Internacional.

## ANÁLISIS NUMÉRICO DEL EFECTO DE LA PROTECCIÓN DE MANDÍBULA Y VISOR EN UN CASCO DE COMBATE ANTE CARGAS EXPLOSIVAS

J.A. Loya<sup>1\*</sup>, M. Rodríguez-Millán<sup>2</sup>, L.B Tan<sup>3</sup>, K.M. Tse<sup>3,4</sup>, H.P. Lee<sup>3</sup>, M.H. Miguélez<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dpto. de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras (Universidad Carlos III de Madrid)  
Avda. de la Universidad 30, 28911, Leganés, Madrid, España

\*E-mail: [jloya@ing.uc3m.es](mailto:jloya@ing.uc3m.es)

<sup>2</sup>Dpto. de Ingeniería Mecánica (Universidad Carlos III de Madrid)  
Avda. de la Universidad 30, 28911, Leganés, Madrid, España

<sup>3</sup>Dpto. de Ingeniería Mecánica (Universidad Nacional de Singapur)  
8 Engineering Drive 1, 117576, Singapur.

<sup>4</sup>Dpto. de Ingeniería Mecánica (Universidad Nacional de Melbourne)  
Parkville, VIC 3010, Australia

### RESUMEN

En este trabajo, utilizando un código comercial de elementos finitos, se ha realizado un análisis numérico de la influencia de los distintos elementos que conforman una protección personal de la cabeza (casco de combate) ante una amenaza explosiva. El estudio, que incluye la modelización completa del casco y un modelo real de cabeza, permite determinar distintos valores de daño a partir de la presión intracraneal y posible fractura craneal producidos por la onda de choque. Los resultados obtenidos permiten constatar que el desarrollo de la protección personal de la cabeza cumple con su principal requisito de minimizar el efecto de las presiones y fractura en el cráneo. Sin embargo, debido a su configuración modular, las distintas configuraciones pueden ocasionar daños cerebrales y fractura craneal en el usuario.

**PALABRAS CLAVE:** Explosión; ABAQUS; casco de combate; cabeza humana

### ABSTRACT

This paper presents a numerical investigation of the head response accruing to blast loads on helmet protective systems. The study, in addition to the complete modeling of the helmet, includes a human head model that allows to obtain different values of damage from the skull fracture and intracranial pressure under blast wave produced by an explosion. The obtained results confirm that the development of the personal protection of the head satisfies the main requirement to minimize the effect of the pressure and skull fracture. However, the individual use of auxiliary components involves brain injure and skull fracture on the user.

**KEYWORDS:** Blast, ABAQUS, Combat helmet, human head

## 1. INTRODUCCIÓN

La mejora de las protecciones personales frente a amenazas balísticas y explosivas tiene un interés indudable para los usuarios de las mismas: Fuerzas y Cuerpos de Seguridad del Estado (FFCCSSEE) y Fuerzas Armadas (FFAA). Se trata de un tema estratégico y de gran actualidad, como queda patente debido a los últimos actos terroristas en Europa que han implicado el uso de armas habituales en escenarios bélicos [1]. Por otra parte, el elevado número de conflictos internacionales ha incrementado el número de combatientes afectados por heridas de guerra [2].

Todo ello indica la necesidad real de mejorar los sistemas de protección personales de los cuerpos policiales y de defensa. Las protecciones personales deben cumplir unos requisitos de ergonomía, ligereza y minimización del daño personal provocado por la amenaza; y se espera que se

incremente la demanda de este tipo de protecciones, hasta ahora utilizadas en operaciones concretas, convirtiéndose en habituales en todo tipo de servicios que hasta ahora se estimaban como de bajo riesgo.

En este trabajo se ha analizado el comportamiento de un casco modular de combate (casco, protección de mandíbula y visera) según sus distintas configuraciones, ante una amenaza explosiva. Para ello, se ha empleado el criterio de presión intracraneal para identificar el traumatismo craneoencefálico (TCE) que establece que a una presión de 235kPa se producen graves lesiones [3].

## 2. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

El casco de combate analizado corresponde al modelo Advance Combat Helmet (ACH), desarrollado en Kevlar™

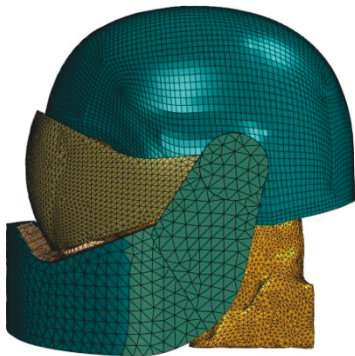
(Dupont, Carolina del Sur, USA), usado por fuerzas de seguridad y de defensa en diferentes países. Este casco incluye un sistema de amortiguamiento, formado por espumas situadas internamente en las zonas frontal, lateral, superior y trasera, y puede mejorar su nivel de protección con el uso adicional de elementos individuales, como una visera transparente y una protección de mandíbula.

Con el fin de analizar la mejora, desde el punto de vista de la protección al individuo, que aporta el uso de estos elementos adicionales de protección ante una explosión, se ha analizado su comportamiento mediante el código comercial de elementos finitos ABAQUS/Explicit.

En la Figura 1(a) se muestra el casco de combate desarrollado por la armada de los Estados Unidos de América en el programa HEaDS-UP, junto al modelo completo propuesto en esta misma dirección (Figura 1(b)).



(a) casco de combate del programa HEaDS-UP



(b) modelo numérico utilizado

Figura 1. Comparación entre casco de combate y posible modelo numérico adaptado.

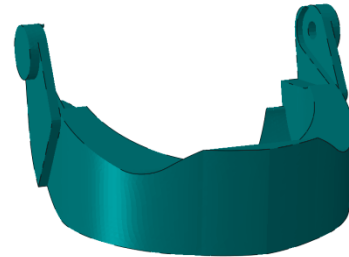
La Figura 2 muestra las distintas partes que forman la protección completa: casco, espumas interiores, protección de mandíbula y visera.



a)



b)



c)



d)

Figura 2. Representación de las distintas partes del modelo numérico. a) Casco de combate ACH, b) Espumas interiores, c) Protección de mandíbula, d) Visera

El modelo de la cabeza incluye el cráneo, el cartílago nasal, el cerebro (materia blanca, materia gris, pendúculo) y el sistema ventricular (dos ventrículos laterales, tercer ventrículo y cuarto ventrículo) [4], tal y como se esquematiza en la siguiente figura,

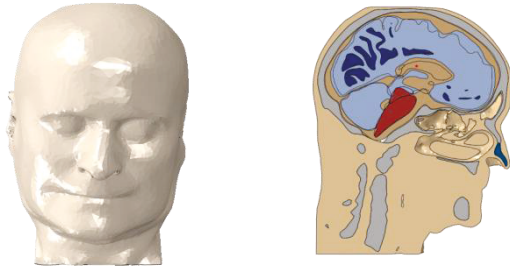


Figura 3. Representación esquemática de la cabeza [4]

Además, incluye algunos detalles tales como: senos frontal, esfenoidales y maxilares, así como el líquido cefalorraquídeo. El modelo de cabeza completa consta de 327536 nodos y 1337903 elementos tetraédricos lineales (Tabla 1), y representa una cabeza humana de 4.73 kg.

Componentes	Nº de elementos
Tronco encefálico	6104
Pendúculo cerebral	1762
Cerebelo	21727
Líquido cefalorraquídeo	164864
Materia gris	436917
Cartílago Lateral	2874
Cartílago nasal	3578
Hueso del cráneo	130482
Tejido blando	253894
Ventrículos	36776
Materia blanca	278925
<b>Total:</b>	<b>1337903</b>

Tabla 1. Componentes del modelo numérico de la cabeza y número de elementos de cada componente

### 3. DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES.

#### 3.1. Materiales del casco de combate

El casco de combate ACH está fabricado en material compuesto reforzado con aramida, cuyas propiedades mecánicas dependen de la dirección de dichas fibras, cuyas propiedades mecánicas se muestran en la Tabla 2 [4]. El comportamiento del material se ha considerado elástico lineal hasta el fallo

$E_1$ (GPa)	$E_2$ (GPa)	$E_3$ (GPa)
18.5	18.0	4.5

$G_{12}$ (GPa)	$G_{13}$ (GPa)	$G_{23}$ (GPa)
0.77	2.6	2.6
$\nu_{13}$	$\nu_{23}$	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )
0.33	0.33	1230

Tabla 2. Propiedades mecánicas de la fibra de aramida Kevlar-29 [4].

Es importante tener en cuenta los distintos mecanismos de fallos que pueden darse en los materiales compuestos: fallo interlaminar y fallo intralaminar. Para tener en cuenta estos mecanismos, se ha implementado el criterio de fallo de Hashin [5] (ver Tabla 3) en una subrutina usuario tipo VUMAT.

Modo de Fallo	Formulación criterio de Hashin
<i>fibras</i> ( $\sigma_{11}; \sigma_{22} > 0$ )	$d_{1t} = \left(\frac{\sigma_{11}}{X_{1T}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{13}}{S_{13}}\right)^2$ $d_{2t} = \left(\frac{\sigma_{22}}{X_{2T}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{23}}{S_{23}}\right)^2$
<i>Compresión Fibras</i> ( $\sigma_{11}; \sigma_{22} < 0$ )	$d_{1c} = \left(\frac{\sigma_{11}}{X_{1C}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{13}}{S_{13}}\right)^2$ $d_{2c} = \left(\frac{\sigma_{22}}{X_{2C}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_{12}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{23}}{S_{23}}\right)^2$
<i>Tracción Matriz</i> ( $\sigma_{33} > 0$ )	$d_{mt} = \left(\frac{\sigma_{33}}{X_{3T}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{13}}{S_{13}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{23}}{S_{23}}\right)^2$
<i>Compresión Matriz</i> ( $\sigma_{33} < 0$ )	$d_{mt} = \left(\frac{\sigma_{33}}{X_{3C}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{13}}{S_{13}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{23}}{S_{23}}\right)^2$

Tabla 3. Formulación del criterio de fallo de Hashin [5]

Los valores de los parámetros del criterio de Hashin que se han utilizado se han obtenido de la literatura científica [4] (Tabla 4).

$X_{1T}$	$X_{1C}$
555	555
$X_{2T}$	$X_{2C}$
555	555
$X_{3T}$	$X_{3C}$
1050	1050
$S_{12}$	$S_{13}$
77	1060
$S_{23}$	
1086	

Tabla 4. Propiedades resistivas del material compuesto reforzado con fibra de aramida Kevlar-29[4] (en MPa).

La modelización numéricas de las espumas interiores del casco se han realizado mediante el modelo Low density Foam, implementado en ABAQUS, con las propiedades obtenidas en [4]. En el caso de la visera de policarbonato, su comportamiento mecánico se ha modelizado según [6].

3.2. Materiales de la cabeza humana

La modelización mecánica de la cabeza es compleja debido a la diversidad de componentes que constituyen la cabeza humana. El comportamiento mecánica de las distintas partes de la cabeza, se ha realizado mediante una combinación entre modelos viscoelásticos (Eq.1) y elástico lineal hasta el fallo [4], cuyo modelo ha sido validado ante choques a baja velocidad y en ensayos de impacto.

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t} \quad (1)$$

$$p(t) = p^*(1 - t/t^*)e^{-\beta t/t^*} \quad (2)$$

donde  $p(t)$  es la presión instantánea en un tiempo  $t$  dado,  $p^*$  es la presión pico o sobrepresión,  $t^*$  es la duración de la fase positiva,  $I^*$  es el impulso de fase positiva y  $\beta$  es la constante de caída.

La Figura 3 representa la evolución característica de la presión con el tiempo. Los intervalos característicos de  $p^*$  y  $t^*$ , que son de intereses en el análisis el traumatismo craneoencefálico (TCE), se consideran que están entre 50-1000 kPa y 1-8 ms, respectivamente [7].

La magnitud de una explosión depende de la cantidad de energía liberada, expresada en unidades de energía, como las calorías o Joule. Para calcular la presión de pico o sobrepresión, y la duración de la explosión se emplean las expresiones (3) y (4) desarrolladas por Kinney y Graham en 1985[8].

$$P_s = 808 P_{atm} \cdot \frac{\left[1 + \left(\frac{Z}{4.5}\right)^2\right]}{\sqrt{\left[1 + \left(\frac{Z}{0.048}\right)^2\right] \left[1 + \left(\frac{Z}{0.32}\right)^2\right] \left[1 + \left(\frac{Z}{1.35}\right)^2\right]}} \quad (3)$$

$$\frac{t_d}{W^{\frac{1}{3}}} = \frac{980 \cdot \left[1 + \left(\frac{Z}{0.54}\right)^{10}\right]}{\sqrt{\left[1 + \left(\frac{Z}{0.02}\right)^3\right] \left[1 + \left(\frac{Z}{0.74}\right)^6\right] \left[1 + \left(\frac{Z}{6.9}\right)^2\right]}} \quad (4)$$

donde  $P_s$  es la presión de pico en bares;  $P_{atm}$  es la presión atmosférica en bares;  $t_d$  es el tiempo de la fase positiva del perfil de la explosión en segundos;  $W$  es la masa de TNT en kg y  $Z$  es una medida relativa entre la masa de TNT y la distancia al objetivo; se calcula mediante:  $Z = \frac{R}{W^{\frac{1}{3}}}$ . En el presente trabajo, se considera

una carga equivalente a 100 g de TNT a una distancia  $R$  de 400 mm (representativa de una amenaza por mina antipersona) que equivale a una presión máxima de 1,38 MPa y un tiempo de 0,17 ms [9].

Componentes	Young Modulus (MPa)
Tronco encefálico	$G_0 = 0,0225 ; G_{\infty} = 0,0045 ; \beta = 80 s^{-1}$
Pendúculo cerebral	$G_0 = 0,0225 ; G_{\infty} = 0,0045 ; \beta = 80 s^{-1}$
Cerebelo	$G_0 = 0,528 ; G_{\infty} = 0,168 ; \beta = 35 s^{-1}$
Líquido cefalorraquídeo	$E = 1.314$
Materia gris	$G_0 = 0,034 ; G_{\infty} = 0,0064 ; \beta = 700 s^{-1}$
Cartílago lateral	$E = 30$
Cartílago nasal	$E = 9$
Hueso craneal	$E = 8000$
Tejido blando	$E = 16,67$
Ventrículos	$E = 1.314$
Materia blanca	$G_0 = 0,041 ; G_{\infty} = 0,0078 ; \beta = 700 s^{-1}$

Tabla 5. Propiedades mecánicas de los componentes de la cabeza humana [4].

4. MODELIZACIÓN DE LA ONDA EXPLOSIVA

La modelización de la onda explosiva se ha realizado mediante la herramienta Conventional Weapons Effects (CONWEP), implementada en el código de comercial de elementos finitos ABAQUS/Explicit. La curva característica de la presión generada por una explosión viene dada por la ecuación Friedlander (2):

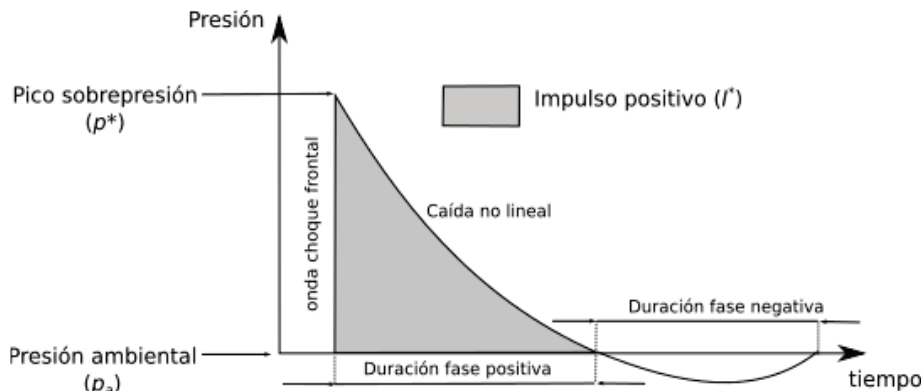


Figura 3. Representación matemática de la onda de choque Friedlander.

### 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este estudio, se ha determinado numéricamente la influencia de tener colocados el casco con visera, protector de mandíbula, o ambas protecciones, ante una carga explosiva de 100 g. Dicha influencia se valora a

partir de la presión intracraneal, ICP (definida como la presión ejercida por el cráneo en los tejidos del cerebro y el líquido cefalorraquídeo) y de la tensión en el cráneo. Para ello se han escogido dos puntos pertenecientes al interior de la cabeza, uno de la materia gris del cerebro y otro del ventrículo, tal y como muestra la Figura 5.

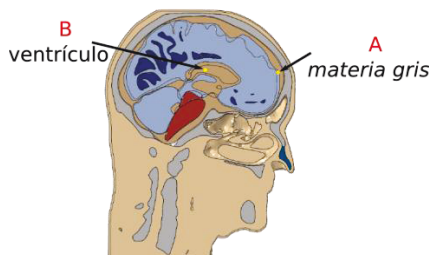


Figura 5. Puntos donde se realiza el análisis de resultados.

En caso de utilizar el casco de combate con todas las protecciones (Figura 6), se aprecia un correcto nivel de protección. Sin embargo, si sólo hay una de las protecciones individuales colocadas junto al casco de combate, ya sea la visera (C+V) o el protector de mandíbula (C+M), no se produce una disminución significativa de la presión máxima alcanzada frente al uso individual del casco.

En esta figura se puede observar como la distribución de presiones es parecida para los casos del uso exclusivo de la visera y de la protección de mandíbula en el instante de presión intracraneal máxima en la materia gris.

El valor máximo ICP considerado para identificar el traumatismo craneoencefálico (TCE) es de 235 kPa [3]; por tanto, se puede considerar que en todos los casos se produce un daño cerebral severo. Sin embargo, el uso del equipamiento completo consigue reducir hasta un 80 % el valor ICP máximo.

La Figura 7 muestra la tensión de von Mises producida en el cráneo durante la explosión. Su evolución frente al tiempo muestra cómo, únicamente empleando el equipamiento completo, no se produce fractura en el hueso, cuya tensión de rotura se considera 65 MPa [10]. Además, en esta figura se muestra el mapa de tensiones en el instante en el que se alcanza la tensión pico durante la explosión. Mientras que la tensión máxima se produce en la parte frontal del cráneo en los casos (C+V) y (C+M), en el caso de utilizar una protección completa se consigue que la fractura sea en el paladar, donde las consecuencias no son tan dañinas. Además, empleando la configuración completa se consigue reducir la tensión máxima en un 90% aproximadamente.

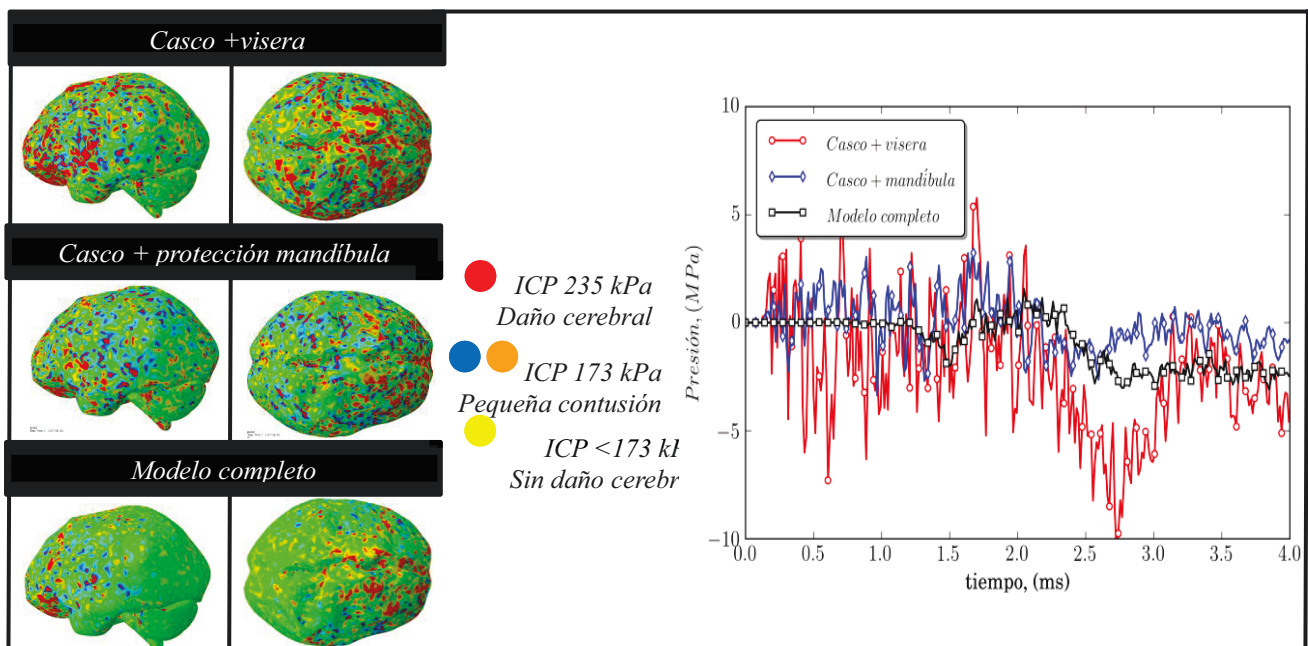


Figura 6. Análisis de la presión intracraneal (ICP) durante la explosión

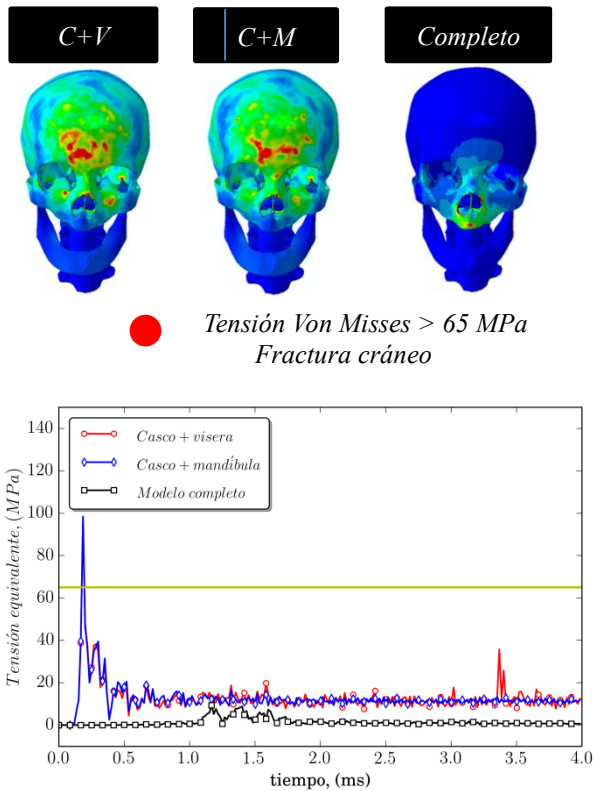


Figura 7. Análisis de la tensión equivalente de von Mises en el cráneo durante la explosión

## 5. CONCLUSIONES

En este trabajo se ha demostrado que la utilidad de emplear modelos numéricos para la predicción de daños cerebrales ante una carga explosiva mediante el código comercial de elementos finitos ABAQUS/Explicit. Una onda explosiva frontal puede causar graves daños personales al usuario si este no está apropiadamente equipado. El uso de una protección de mandíbula y de una visera resulta de vital importancia para poder paliar la presión intracraneal de acuerdo con el criterio ICP y que no se produzca fractura en el cráneo. Sin embargo, el uso individual de uno sólo de estos equipamientos junto al casco, puede resultar mortal para el usuario. Estos resultados numéricos están alineados con resultados experimentales y recomendaciones de uso de los fabricantes y unidades especializadas.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores quieren agradecer la financiación recibida del Ministerio de Economía y Competitividad a través del Proyecto RTC-2015-3887-8 en el Programa Estatal de Investigación, Desarrollo e Innovación Orientada a los Retos de la Sociedad, en el marco del Plan Estatal de Investigación Científica y Técnica y de Innovación 2013-2016, así como la financiación parcial recibida a mediante el Proyecto DPI-2011-23191.

## REFERENCIAS

- [1] Taber, K.H.; Warden, D.L.; Hurley, R.A. Blast-related traumatic brain injury: what is known?. *The Journal of Neuropsychiatry & Clinical Neurosciences* 2006; 18(2),141–145.
- [2] Nyein, M.K.; Jason, A.M.; Yu, L.; Pita, C.M.; Joannopoulos, J.D.; Moore, D.F.; Radovitzky, R.A. In silico investigation of intracranial blast mitigation with relevance to military traumatic brain injury. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 2010, 107(48):20703-1–20703-8.
- [3] Ward, C.C; Chan, M; Nahum, A.M. Intracranial pressure-a brain injury criterion. 24th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers (SAE), SAE Paper No. 801304,Warrendale, USA, 1980; 347–360.
- [4] Tse K.M. Development of a realistic finite element model of human head and its applications to head injuries. Tesis Doctoral National University of Singapore, 2013.
- [5] Hashin Z .The elastic moduli of heterogeneous materials. *Journal of Applied Mechanics* 1962; 29: 143-150
- [6] Dwivedi, A.; Bradley, J.; Casem, D. Mechanical Response of Polycarbonate with Strength Model Fits. Army Research Laboratory 2012.
- [7] Teland, JA, Hamberger A, Huseby M, Säljö A. Numerical simulation of blast-induced mild traumatic brain injury. In 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010, Lim CT, Goh JCH (eds). Springer Berlin Heidelberg; Singapore, 2010; 350–353
- [8] Kinney, G.F.; Graham, K.J. *Explosive Shocks in Air*, Springer-Verlag 1985, New York, 2nd edn .
- [9] Fallah, A. S., Micallef, K., Langdon, G. S., Lee, W. C., Curtis, P. T., Louca, L. A. Dynamic response of Dyneema® HB26 plates to localised blast loading. *International Journal of Impact Engineering* 2014,73, 91–100.
- [10] Wood JL. Dynamic response of human cranial bone. *Journal of Biomechanics* 1970;4(3):1–12.