



Universidad
Carlos III de Madrid



Documento publicado en:

RODRÍGUEZ-MILLÁN, M. et al. "Análisis numérico del efecto de la protección de mandíbula y visor del casco de combate bajo cargas explosivas". En: Congreso Nacional de I+D en Defensa y Seguridad (3º. 19 y 20 de Noviembre 2015. Marín, Pontevedra). *Actas: III Congreso Nacional de i+d en Defensa y Seguridad, DESEi+d*. Marín: Centro Universitario de la Defensa de Marín, 2015, pp. 1065-1072.



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 del casco de combate bajo cargas explosivas

Rodríguez-Millán, Marcos^{1,*}, López-Gálvez Muñoz, Héctor¹, Loya Lorenzo, José Antonio², Lee, Heow Pueh³ y Miguélez Garrido, María Henar¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Carlos III de Madrid, Avda. de la Universidad 30, 28911 Leganés, Madrid, España. Email: mimarcoe@ing.uc3m.es (MEM), mhmiguel@ing.uc3m.es (MGMH)

² Departamento de Ingeniería Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras, Universidad Carlos III de Madrid, Avda. de la Universidad 30, 28911 Leganés, Madrid, España; Email: jloya@ing.uc3m.es (LLJA)

³ Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Nacional de Singapur, 8 Engineering Drive 1, Singapur 117576; Email: mpeleehp@nus.edu.sg (HPL)

* Autor Principal y responsable del trabajo; Email: mrmillan@ing.uc3m.es (RMM);

Abstract:

En este trabajo se ha analizado numéricamente, mediante el uso del código comercial de elementos finitos ABAQUS/Explicit, el comportamiento de distintos componentes de una protección personal de cabeza humana (casco de combate) ante una amenaza explosiva. Los resultados obtenidos muestran la propagación de la onda de choque, responsable del incremento de la presión intracraneal. El desarrollo óptimo de la protección personal de la cabeza permite paliar el efecto de la onda presión sin exceder los límites establecidos.

Keywords: explosión; ABAQUS; casco de combate; cabeza humana

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, 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. Existe una necesidad real de mejorar los sistemas de protección de cuerpos policiales y de defensa en países desarrollados contra nuevas amenazas [1]. Por otra parte, el elevado número de conflictos internacionales ha incrementado el número de combatientes afectados por heridas de guerra [2]. Las protecciones personales deben cumplir unos requisitos de ergonomía, ligereza y minimización del daño personal provocado por la amenaza. Es esperable 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. El objetivo de este trabajo es analizar numéricamente la influencia de los dispositivos de la protección de mandíbula y visera ante una amenaza explosiva. Para determinar el traumatismo craneoencefálico (TCE), se ha establecido que el nivel de presión que produce graves lesiones es de 235kPa [3].

2. Modelo de Elementos Finitos (MEF)

El MEF es un método numérico de resolución de problemas de ingenieriles. Uno de los programas más empleados es ABAQUS/Explicit. Dado la imposibilidad de hacer este tipo de ensayos experimentales, debido al coste económico y complejidad experimental, el uso de programas matemáticos facilita análisis como el desarrollado. El casco considerado corresponde al modelo *Advance Combat Helmet* (ACH), utilizado por diferentes fuerzas de defensa, está fabricado en aramida. Posee un sistema de amortiguamiento formado por espumas frontal, lateral y trasera. En este caso, se le ha añadido la visera y la protección de mandíbula con el fin de analizar su capacidad de protección ante una explosión. En la Figura 1 se muestra el modelo de casco completo comparado con el de combate desarrollado por la armada de los Estados Unidos de América en el programa HEaDS-UP.



Figura 1. Comparación del casco de combate del programa HEaDS-UP (a) y el modelo numérico (b) desarrollado en este trabajo.

La Figura 2 a), b), c), d) muestra las partes que forman la protección personal: casco, espumas interiores, protección de mandíbula, visera y cabeza, respectivamente.

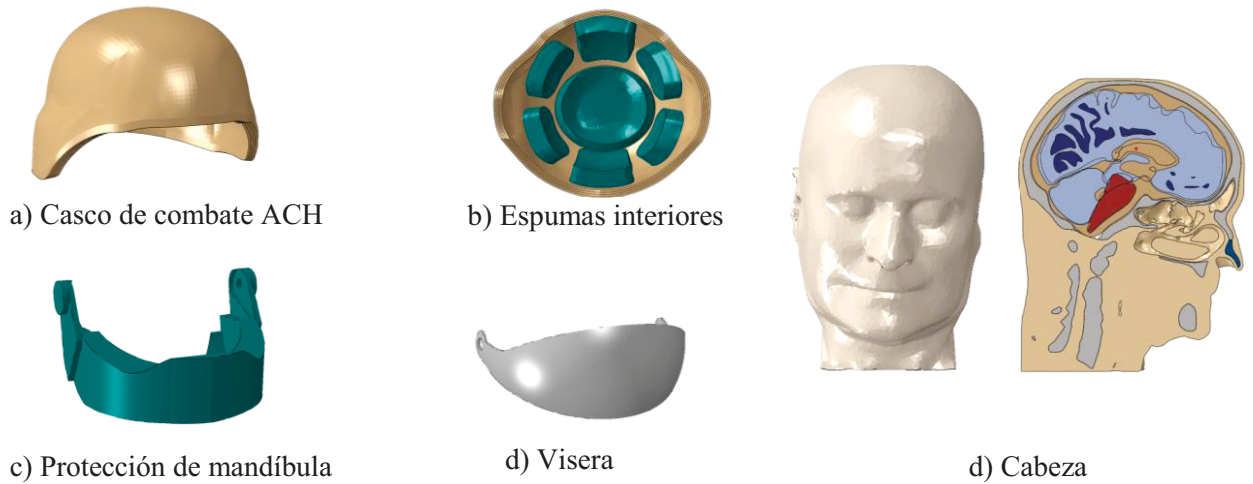


Figura 2. Representación de las distintas partes del modelo numérico.

El modelo de la cabeza, desarrollado y validado por Lee et al. [4], incluye cráneo, cerebro (materia blanca, materia gris, pedúnculo), el sistema ventricular (dos ventrículos laterales, tercer ventrículo y cuarto ventrículo) y cartílago nasal [4]. El modelo contiene algunos detalles tales como los senos frontal, esfenoidales, y maxilares; y el líquido cefalorraquídeo. El modelo de la cabeza tiene una masa 4.73 kg que consiste 327536 nodos y 1337903 elementos tetraédricos lineales (Figura 2 y Tabla 1)

Componentes	Nº de elementos	Componentes	Nº de elementos
Tronco encefálico	6104	Cartílago nasal	3578
Pedúnculo cerebral	1762	Hueso del cráneo	130482
Cerebelo	21727	Tejido blando	253894
Líquido cefalorraquídeo	164864	Ventrículos	36776
Materia gris	436917	Materia blanca	278925
Cartílago Lateral	2874		

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 mediante compuesto de aramida, cuyas propiedades mecánicas dependen de la dirección de las fibras. El comportamiento del material se ha considerado elástico lineal hasta el fallo, cuyas propiedades mecánicas se muestran en la Tabla 2 [4].

E_1 (GPa)	E_2 (GPa)	E_3 (GPa)	G_{12} (GPa)	G_{13} (GPa)	G_{23} (GPa)	ν_{12} (-)	ν_{13} (-)	ν_{23} (-)	ρ (kg/m ³)
18.5	18.0	4.5	0.77	2.6	2.6	0.25	0.33	0.33	1230

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

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

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

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

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

X1 _T (MPa)	X1 _C (MPa)	X2 _T (MPa)	X2 _C (MPa)	X3 _T (MPa)	X3 _C (MPa)	S ₁₂ (MPa)	S ₁₃ (MPa)	S ₂₃ (MPa)
555	555	555	555	1050	1050	77	1060	1086

Tabla 4. Propiedades resistivas del compuesto de fibra de aramida [4].

La modelización de las espumas interiores del casco se han realizado mediante el modelo implementado en ABAQUS *Low density Foam*. Las propiedades del material son las obtenidas de [4]. Las propiedades del policarbonato empleadas se han obtenido del trabajo de la literatura [6].

3.2. Materiales de la cabeza

La modelización mecánica de la cabeza es compleja debido a la diversidad de componentes que constituyen la cabeza. Se ha realizado una combinación entre modelos de comportamiento viscoelásticos, Ecuación1, y elástico lineal hasta el fallo. Las propiedades de los distintos componentes de la cabeza [4] han sido validadas ante choques a baja velocidad y en ensayos de impacto.

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

Componentes	Young Modulus (MPa)	Coef. Poisson ν (-)	Densidad ρ (kg/mm ³)
Tronco encefálico	$G_0 = 0,0225 ; G_{\infty} = 0,0045 ; \beta = 80 s^{-1}$	0,4996	$1,06 \cdot 10^{-6}$
Pendéculo cerebral	$G_0 = 0,0225 ; G_{\infty} = 0,0045 ; \beta = 80 s^{-1}$	0,4996	$1,06 \cdot 10^{-6}$
Cerebelo	$G_0 = 0,528 ; G_{\infty} = 0,168 ; \beta = 35 s^{-1}$	0,48	$1,14 \cdot 10^{-6}$
Líquido cefalorraquídeo	$E = 1.314$	0,4999	$1,04 \cdot 10^{-6}$
Materia gris	$G_0 = 0,034 ; G_{\infty} = 0,0064 ; \beta = 700 s^{-1}$	0,4996	$1,04 \cdot 10^{-6}$
Cartilago lateral	$E = 30$	0,45	$1,50 \cdot 10^{-6}$

Cartilago nasal	$E = 9$	0,32	$1,50 \cdot 10^{-6}$
Hueso del cráneo	$E = 8000$	0,22	$1,21 \cdot 10^{-6}$
Tejido blando	$E = 16,67$	0,46	$1,04 \cdot 10^{-6}$
Ventrículos	$E = 1.314$	0,4999	$1,04 \cdot 10^{-6}$
Materia blanca	$G_0 = 0,041 ; G_\infty = 0,0078 ; \beta = 700 \text{ s}^{-1}$	0,4996	$1,04 \cdot 10^{-6}$

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

4. Modelización de la onda explosiva.

La modelización de la onda explosiva se ha realizado mediante la herramienta Conventional Weapons Effects (CONWEP) que viene implementada en el código de comercial de elementos finitos ABAQUS/Explicit. La curva característica de la presión de una explosión viene dada por la Ecuación 2 desarrollada por Friedlander [8]:

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

La Figura 3 representa la evolución característica de la presión instantánea $p(t)$ con el tiempo t . p^* es la presión pico o sobrepresión, t^* es la duración de la fase positiva, I^* es el impulso de fase positiva y b es la constante de caída. 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].

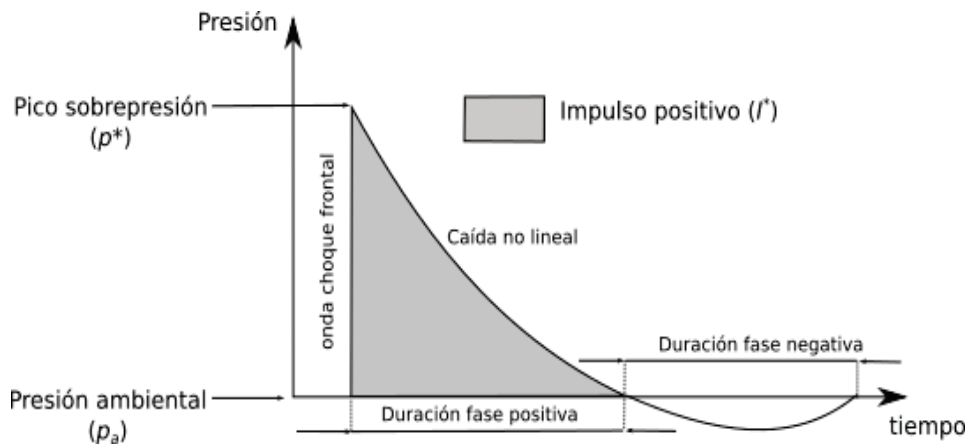


Figura 3. Representación matemática de la onda de choque [8].

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 desarrolladas por Kinney y Graham [9] (Ecuaciones 3 y 4).

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

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

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: $Z = \frac{R}{W^{\frac{1}{3}}}$. El caso de estudio analizado en este trabajo, consiste en 100 gr de TNT, presión máxima 1,38 Mpa y un tiempo de 0,17 ms.

5. Resultados y Discusión

En este estudio preliminar, se ha estudiado de manera numérica la influencia de los dispositivos de la visera y protector de mandíbula ante una carga explosiva de 100 g y el daño cerebral producido. Se van a mostrar los resultados en ICP, el cual se define como la presión ejercida por el cráneo en los tejidos del cerebro y el líquido cefalorraquídeo, y tensión para el cerebro en tres escenarios. 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 4.

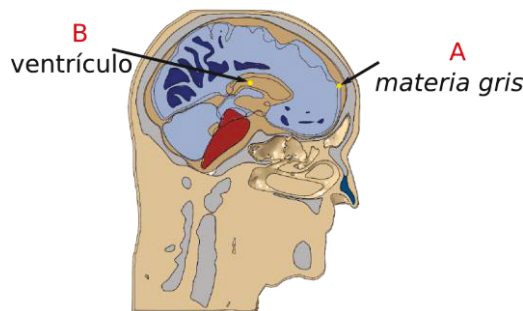


Figura 4. Puntos donde se realiza el análisis de resultados.

Los resultados muestran la eficacia de emplear el uso conjunto del casco, protección de la mandíbula y visera. La reducción de los parámetros estudiado es considerable tal y como muestra la Tabla 4. El efecto por separado no revela mejoras destacables a la hora de disminuir la presión o tensión máxima alcanza. Esto es debido al contacto directo de la onda de presión con la superficie de la cabeza.

	Modelo completo		Modelo sin mandíbula		Modelo sin visera	
	Materia gris	Ventrículo	Materia gris	Ventrículo	Materia gris	Ventrículo
ICP (kPa)	38,2	7,06	264	7,91	207	15,2
Tensión (kPa)	0,196	15,8	0,062	18,5	0,115	13,62

Tabla 4 Tensión y presión máxima en los puntos A y B para los diferentes modelos numéricos considerados.

Esta afirmación se ve corroborada por las imágenes del daño facial de la Figura 5. En esta figura se puede observar como la distribución de tensiones y presiones es parecida para los casos del uso exclusivo de la visera y de la protección de mandíbula.

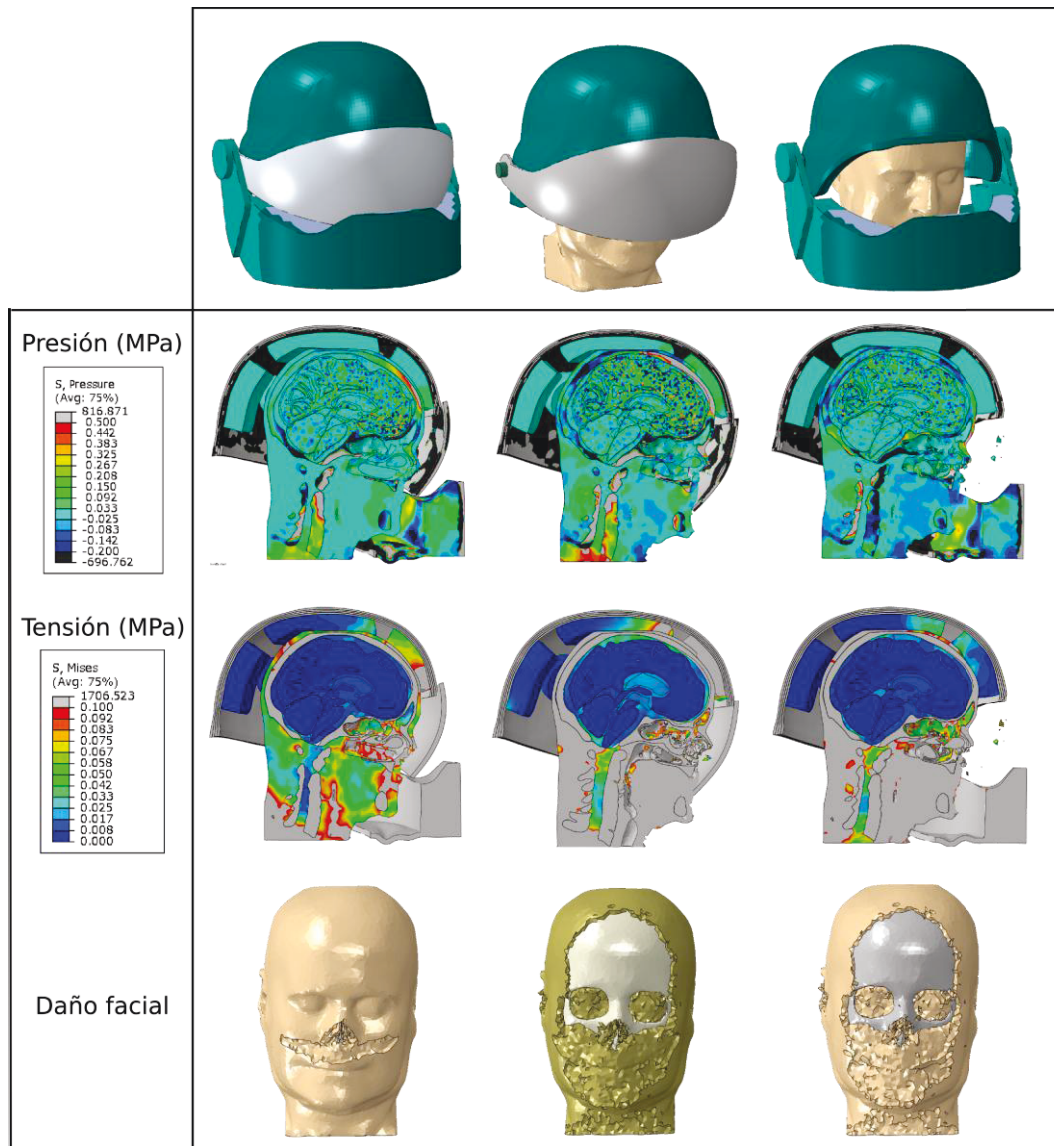


Figura 5. Puntos donde se realiza el análisis de resultados.

El valor máximo ICP considerado para identificar el traumatismo craneoencefálico (*TCE*) es de 235 kPa [3]; por tanto, se puede considerar que los casos de visera o protección de mandíbula individual pueden causar graves daños cerebrales. Se considera que no se producen ningún daño cerebral o éstos son mínimos cuando el valor máximo de ICP es menos que 173 KPa [3]. De esta manera, se puede considerar que el modelo completo consigue paliar los efectos de la onda explosiva y evitar el traumatismo craneoencefálico.

6. Conclusiones

En este trabajo se ha demostrado la utilidad de emplear modelos numéricos para la predicción de daños cerebrales ante una carga explosiva. Una onda explosiva frontal puede causar graves daños personales al usuario si éste no está apropiadamente equipado. El estudio desarrollado analiza el efecto paliativo de la protección de la mandíbula y de la visera en el daño cerebral. 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 mientras que el uso individual de uno de ellos no proporcionaría protección frente a este tipo de amenazas.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer la financiación recibida del Ministerio de Economía y Competitividad a través de los Proyectos RTC-2015-3887-8 y DPI2011-23191 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.

Los autores agradecen al Dr. K.M Tse y Dr. L.B Tan sus comentarios y la discusión de los resultados en los problemas dinámicos de explosión.

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. Friedlander, F.G. The wave equation on a curved space-time, *London: Cambridge university press* 1976.
9. Kinney, G.F.; Graham, K.J. Explosive Shocks in Air, *Springer-Verlag* 1985, New York, 2nd edn.