


FORMULARIO DE DUDAS PARA LOS AUTORES

	Revista: NEUCIR	Por favor, envíe un correo electrónico con su respuesta a:
	Referencia N°: 237	E-mail: corrections.eses@elsevier.thomsondigital.com

Estimado/a autor/a,

En el caso que durante la preparación de su manuscrito hubiera surgido alguna duda o comentario, podrá encontrarlos en el listado que aparece a continuación y señalados en el margen de la prueba. Le rogamos que revise detenidamente la prueba que le enviamos y señale al margen sus correcciones, si las hubiera, o bien nos envíe un texto aparte detallando los cambios necesarios.

En caso de que las correcciones afecten a las ilustraciones, por favor, consulte las instrucciones en: <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>.

Citas cruzadas: Si en el artículo se hace referencia a otros artículos incluidos en el mismo número, le rogamos que compruebe que se han añadido las palabras "este número" tanto en la bibliografía como en el texto.

Referencias no citadas: En el caso de que existan referencias que se incluyen en la bibliografía pero que no se citan en el texto, se le indicará al final de la prueba. Por favor, cite cada referencia en la parte del texto donde debería aparecer o elimínela de la bibliografía.	
Faltan referencias: En el caso de que se citen en el texto referencias que no aparecen en la bibliografía, se le indicará al final de la prueba. Por favor, complete la bibliografía o elimine las referencias del texto.	
Situación en el artículo	Dudas / comentarios Por favor, introduzca su respuesta o corrección en la línea correspondiente de la prueba
Q1	Por favor, confirme que nombre (givenname) y apellido/s (surname) están identificados correctamente. Los colores distintos indican si se ha etiquetado como nombre o apellido. Tenga en cuenta que la adecuada identificación es fundamental para la correcta indexación del artículo.
Q2	Por favor, facilite el nombre/apellido completo del autor.
Q3	Por favor, complete la filiación b con la ciudad.
Q4	Por favor, confirme el cambio.
Q5	Por favor, compruebe y confirme el cambio.
Q6	Por favor, compruebe y confirme la oración precedente, parece incompleta.
Q7	Se sugiere no usar siglas en los títulos. Por favor, desarrolle TCE en todos los títulos del artículo.
Q8	Por favor, confirme los cambios.
Q9	Por favor, confirme el cambio.
Q10	Por favor, compruebe y confirme el cambio.
Q11	Por favor, inserte el nombre de los autores que faltan hasta 6 et al. En caso de que sean 6 o menos, incluya todos los autores y elimine et al.
Q12	Por favor, inserte, antes de et al, el nombre de los autores que faltan hasta 6. En caso de que sean 6 o menos, incluya todos los autores y elimine "et al".
Q13	Por favor, facilite la abreviatura de esta revista.
Q14	Por favor, inserte el nombre de los autores que faltan hasta 6 et al. En caso de que sean 6 o menos, incluya todos los autores y elimine et al.
Q15	Por favor, facilite la abreviatura de la revista.
Q16	Por favor, inserte el nombre de los autores que faltan hasta 6 et al. En caso de que sean 6 o menos, incluya todos los autores y elimine et al.
Q17	Por favor, inserte el nombre de los autores que faltan hasta 6 et al. En caso de que sean 6 o menos, incluya todos los autores y elimine et al.

Referencias no citadas: En el caso de que existan referencias que se incluyen en la bibliografía pero que no se citan en el texto, se le indicará al final de la prueba. Por favor, cite cada referencia en la parte del texto donde debería aparecer o elimínela de la bibliografía.	
Faltan referencias: En el caso de que se citen en el texto referencias que no aparecen en la bibliografía, se le indicará al final de la prueba. Por favor, complete la bibliografía o elimine las referencias del texto.	
Situación en el artículo	Dudas / comentarios Por favor, introduzca su respuesta o corrección en la línea correspondiente de la prueba
Q18 Q19 Q20	<p>Por favor, facilite la abreviatura de la revista.</p> <p>Por favor, compruebe y confirme el cambio. Gracias.</p> <p>Por favor, compruebe y confirme el cambio.</p>
	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; width: fit-content;"> <p>Por favor, marque esta casilla o especifique su aprobación si no tiene correcciones que realizar en el archivo PDF <input type="checkbox"/></p> </div>

Problemas con los archivos electrónicos

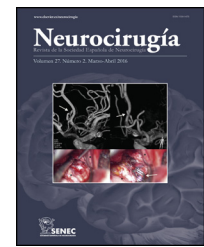
En ocasiones los archivos originales de texto o de imágenes no se pueden abrir o procesar correctamente. En caso de que los archivos de su artículo hayan presentado estos problemas, hemos procedido de la siguiente manera:

Escaneado del texto (total o parcial) Tecleado del texto (total o parcial) Escaneado de las ilustraciones

Muchas gracias por su colaboración.



NEUROCIRUGÍA

www.elsevier.es/neurocirugia


Artículo especial

Biomecánica y mecanismo de producción del traumatismo cráneo-encefálico en el peatón atropellado. Evaluación de la normativa actual en la automoción

Q1 Carlos Arregui-Dalmases^{a,b,*}, M. Carmen Rebollo-Soria^c, David Sanchez-Molina^d,
Q2 Juan Velazquez-Ameijide^d y Rafael Teijeira^e

^a Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona-Tech, Barcelona, España

^b Center for Applied Biomechanics, University of Virginia, EE. UU.

^c Servicio de Patología Forense, Instituto de Medicina Legal de Catalunya, IMLC, Barcelona, España

^d Departamento de Resistencia de Materiales y estructuras en Ingeniería, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona-Tech, Barcelona, España

Q3 ^e Instituto Navarro de Medicina Legal, Gobierno de Navarra, Facultad de Medicina, Universidad de Navarra, Pamplona, Navarra, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 11 de enero de 2016

Aceptado el 27 de febrero de 2016

On-line el xxx

Palabras clave:

Biomecánica

Protección de peatones

Traumatismo cráneo-encefálico

Atropello

Aceleración rotacional

RESUMEN

Introducción: Los atropellos son una de las principales causas de muerte entre los accidentes de tráfico. Recientemente, ha aumentado el estudio de los atropellos, principalmente debido a la aplicación de la normativa europea y japonesa en protección de peatones. Esta investigación presenta un análisis del traumatismo cráneo-encefálico del peatón atropellado, asociándolo con la estructura del vehículo responsable de la lesión, su mecanismo de daño y comparando el resultado con la normativa existente.

Métodos: La metodología empleada ha consistido en un estudio epidemiológico descriptivo y transversal, mediante el estudio de datos de peatones atropellados recogidos en la base de datos americana (PCSD) que analiza a un total de 552 peatones atropellados y un total de 4.500 lesiones documentadas.

Resultados: De acuerdo con este estudio, el capó es el causante del 15,1% de las lesiones de la cabeza del peatón, mientras que el parabrisas es responsable de 41,8% de todas las lesiones. En el caso de los vehículos tipo utilitario la ubicación del impacto de la cabeza se produce por encima de lo que se espera en la regulación actual y, por lo tanto, no se aplican las contramedidas necesarias. De todas las lesiones en la cabeza sufridas por los peatones solo el 20% tiene la aceleración lineal como mecanismo de lesión, el 40% de las lesiones se deben a la aceleración rotacional.

Conclusiones: En esta investigación se pone de manifiesto la importancia de la aceleración rotacional como mecanismo de daño en la cabeza del peatón atropellado. En la

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: carlos.arregui@upc.edu (C. Arregui-Dalmases).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.neucir.2016.02.010>

1130-1473/© 2016 Sociedad Española de Neurocirugía. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

normativa actual solo la aceleración lineal está contemplada en la formulación del principal criterio biomecánico utilizado para predecir el traumatismo cráneo-encefálico.

© 2016 Sociedad Española de Neurocirugía. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Pedestrian head injury biomechanics and damage mechanism. Pedestrian protection automotive regulation assessment

A B S T R A C T

Keywords:

Biomechanics
Pedestrian protection
Head injury
Pedestrian collision
Rotational acceleration

Introduction: Pedestrian-vehicle collisions are a leading cause of death among motor vehicle accidents. Recently, pedestrian injury research has been increased, mostly due to the implementation of European and Japanese regulations. This research presents an analysis of the main head injury vehicle sources and injury mechanisms observed in the field, posteriorly the data are compared with the current pedestrian regulations.

Methods: The analysis has been performed through an epidemiologic transversal and descriptive study, using the Pedestrian Crash Data Study (PCDS) involving 552 pedestrians, sustaining a total of 4.500 documented injuries.

Results: According to this research, the hood surface is responsible for only 15,1% of all the head injuries. On the other hand, the windshield glazing is responsible for 41,8%. In case of sedan vehicles the head impact location exceeds what is expected in the current regulation, and therefore no countermeasures are applied. From all the head injuries sustained by the pedestrians just 20% have the linear acceleration as isolated injury mechanism, 40% of the injuries are due to rotational acceleration.

Conclusions: In this research, the importance of the rotational acceleration as injury mechanism, in case of pedestrian-vehicle collision is highlighted. In the current pedestrian regulation just the linear acceleration is addressed in the main injury criteria used for head injury prediction.

© 2016 Sociedad Española de Neurocirugía. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

Los traumatismos cráneo-encefálicos (TCE) son presentados en la literatura científica como una de las principales lesiones en los peatones atropellados¹⁻⁴. Estudios adicionales han demostrado que las lesiones de cabeza y cuello sufridas por los peatones representan casi el 60% de todas las lesiones en el peatón atropellado⁵.

En un intento por reducir el riesgo de lesiones en la cabeza a los peatones atropellados, los investigadores han desarrollado múltiples herramientas, como impactores de cabeza, dummies de peatones y modelos computacionales. Estas herramientas han ayudado a incrementar el conocimiento biomecánico de la colisión durante un atropello. Se ha observado que la rigidez local de las estructuras de los vehículos es una preocupación primordial para disminuir el riesgo de lesión en la cabeza y que simulaciones de impactos con peatones maniqués y modelos computacionales permiten el examen de otros factores que afectan a los riesgos de TCE, como por ejemplo la geometría del vehículo y su influencia en el ángulo y la velocidad de impacto de la cabeza con el vehículo⁶.

En la actualidad, es necesario superar ensayos experimentales de forma obligatoria para vender un vehículo nuevo en

Europa y Japón (CE 78/2009, TRIAS 63-2004). Otras pruebas de consumidores muy influyentes como EuroNCAP incluyen la prueba de peatones para evaluar la seguridad global de los vehículos. El presente estudio tiene como objetivo examinar el presente reglamento; evaluando la protección de la cabeza del peatón en caso de atropello. Esta investigación presenta un análisis de los principales mecanismos de lesión en la cabeza, las fuentes de lesión observadas en estudios de campo y su comparativa con el reglamento actual. Se ha analizado la ubicación del impacto de la cabeza del peatón en el vehículo y la distancia de colisión medida por abatimiento sobre el vehículo (wrap around distance [WAD] en su nomenclatura anglosajona más conocida). El mecanismo de lesión en la cabeza por los peatones se contrastará con el criterio biomecánico utilizado en los reglamentos actuales.

Material y métodos

Análisis del traumatismo cráneo-encefálico y localización del impacto de cabeza basado en la base de datos Pedestrian Crash Data Study

El análisis se ha realizado a través de un estudio epidemiológico descriptivo y transversal de la base de datos americana

Pedestrian Crash Data Study (PCSD). La base de datos PCSD cuenta con 552 casos investigados durante los años 1994-1998, recogidos en diversas localizaciones de Estados Unidos de América, contando con un total de 4.500 lesiones. La base de datos contiene más de 300 variables para cada caso, incluyendo la edad, el peso, la altura, la velocidad del vehículo en el momento de la colisión, la categoría del vehículo, la clasificación de la lesión siguiendo el código de la Abbreviated Injury Scale (AIS), la fuente de daño para cada área anatómica, etc. En este estudio, N se referirá a los peatones y n a las lesiones.

En la base de datos PCDS se define peatón como cualquier persona que está en contacto con el suelo, en la carretera o acera pública o privada. Los motoristas, patinadores y ciclistas están excluidos. El peatón no puede estar tumbado o sentado, el vehículo debe mantener la equipación original, el primer punto de impacto entre el peatón y el automóvil debe estar por delante de la parte superior de montante A. Todas las investigaciones de colisiones se realizaron en la escena del atropello. Si el peatón atropellado no pudo ser entrevistado o el vehículo no pudo ser localizado en las siguientes 24 h al accidente, el caso fue desestimado. El criterio de inclusión para este estudio en particular fue de peatones de más de 12 años de edad y más de 150 cm de altura.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa STATA. La versión utilizada fue STATA 7.0 (Stata Corporation, 4905 Lakeway Drive, College Station, Texas, EE. UU.).

El primer objetivo a investigar en esta base de datos ha sido estudiar la importancia de las lesiones en la cabeza en el caso de los atropellos. Un segundo objetivo ha sido determinar la fuente de la lesión del TCE. Se han c un total de 674 lesiones en la cabeza en la base de datos con todos los criterios anteriormente expuestos.

Aceleración rotacional como mecanismo del TCE en caso de atropello

Martin y Eppinger⁷ en 2003 analizaron el código AIS de cada TCE y asociaron cada código a su mecanismo de lesión. Cada lesión fue clasificada en 3 potenciales mecanismos de daño, según la principal componente de aceleración que puede producir dicha lesión: aceleración rotacional, aceleración translacional y aceleración combinada, en el caso de que la lesión podría ser producida por ambas, tanto por la aceleración rotacional como por la translacional.

Para evaluar la influencia de la aceleración rotacional en las lesiones que constan en la base de datos PCDS se incluyó una nueva variable en el análisis que fue la matriz de transformación de Martin, y que ha sido implementada en la base de datos para evaluar la presencia de los diferentes mecanismos de lesión. En 440 de las 674 lesiones de la cabeza se pudo realizar la transformación de forma satisfactoria. Todas las lesiones indefinidas/dudosas fueron clasificadas como lesiones menores (AIS 1), por lo que no hubo pérdida de información para lesiones moderadas o graves (AIS 2+).

Resultados

Fuente del TCE en el peatón atropellado

El análisis de la base de datos PCDS ha puesto de manifiesto la importancia de traumatismo cráneo-encefálico, al evaluar la región anatómica lesionada en caso de atropello. Representando el número total de lesiones disponibles en la base de datos, se ha obtenido un total de (n=4.500) y de peatones (N=552). La **tabla 1** muestra que la cabeza representa la tercera región anatómica más frecuentemente dañada, detrás de las extremidades inferiores y superiores.

Tras la realización de un análisis en mayor profundidad y clasificando las lesiones acorde con la probabilidad de supervivencia como describe el código AIS, se obtuvo la **tabla 2** que muestra el porcentaje de lesiones por región anatómica dañada y su respectivo código AIS.

De estos datos es posible concluir que, al aumentar la gravedad de las lesiones, aumenta la presencia del TCE en el peatón atropellado, ya que el TCE es responsable del 79% de todas las lesiones clasificadas como AIS 5.

Analizando la base de datos PCDS en el caso de los peatones que cumplían los criterios de inclusión de este estudio y categorizando las estructuras del vehículo responsables de los TCE, se obtiene que el parabrisas ha sido el responsable del 41,8% de todos los TCE, mientras que el capó ha resultado ser el responsable de solamente el 15,1% de todos los TCE, superado incluso por el suelo en el segundo impacto del peatón, con un valor del 15,6%.

Las consecuencias los TCE infligidos por el parabrisas se suelen suponer como lesiones de menor importancia, pero el análisis de la base de datos PCDS indica que solo el 33% de ellos se consideran TCE de menor importancia (AIS 1) y casi el 58,2% se consideran TCE graves (AIS 3+) (**tabla 3**).

Siguiendo la estrategia expuesta en la sección de métodos para evaluar la influencia de las diferentes tipos de aceleración como mecanismo lesional, se ha creado una nueva variable en la base de datos PCDS implementando la matriz de transformación de Martin. De las 674 lesiones en la cabeza que cumplían el criterio de inclusión, 440 se han podido compilar con la nueva variable. La **figura 1** muestra los resultados de aplicar la matriz de transformación a la base de datos. Se observa que solo el 20% de todos los TCE analizados tienen la aceleración translacional como único mecanismo productor de la lesión. En el 40% de los casos de TCE la aceleración rotacional es el único mecanismo de lesión. En el 40% restante los TCE pueden ser ocasionados por mecanismos de rotación o translación.

Tabla 1 – Clasificación de la región anatómica dañada, fuente: PCDS, n = 4.500

Región anatómica	Frecuencia	Porcentaje	Acumulado
1. Cabeza	763	17,02	17,02
2. Cara	724	16,02	33,04
3. Cuello	18	0,4	33,44
4. Tórax	217	4,82	38,27
5. Abdomen	233	5,18	43,44
6. Columna	208	4,62	48,07
7. Extremidad superior	865	19,22	67,29
8. Extremidad inferior	1.469	32,64	99,93
9. Desconocido	3	0,07	100,00
Total	4.500	100,00	

Tabla 2 – Clasificación de las lesiones del peatón atropellado por región anatómica y código AIS, n = 4.500

Región anatómica	AIS 1	AIS 2	AIS 3	AIS 4	AIS 5	AIS 6
1. Cabeza	278	89	187	107	90	11
2. Cara	670	40	11	0	0	0
3. Cuello	18	0	0	0	0	0
4. Tórax	77	23	67	34	11	5
5. Abdomen	115	82	13	16	6	0
6. Columna	133	53	9	1	4	8
7. Extremidad superior	746	76	43	0	0	0
8. Extremidad inferior	964	293	204	3	2	0
9. Desconocido	11	0	0	0	0	0
Total	3.012	656	534	161	113	24

Tabla 3 – Fuente de lesión de TCE, n = 674

Código PCDS	Fuente de lesión	AIS 1	AIS 2	AIS 3	AIS 4	AIS 5	AIS 6	n
722	Montante A	15	7	20	12	6	2	62
770	Capó	33	11	30	14	13	1	102
773	Trans. capó-parabrisas	14	4	11	9	4	2	44
775	Parabrisas	94	24	83	41	37	3	282
776	Frontal	4	3	5	4	3	2	21
947	Suelo	54	11	16	9	15	0	105
0	Otros	21	8	13	9	6	1	58
							Total	674

En caso de estructuras duplicadas simétricas como el montante A, los valores se han sumado.

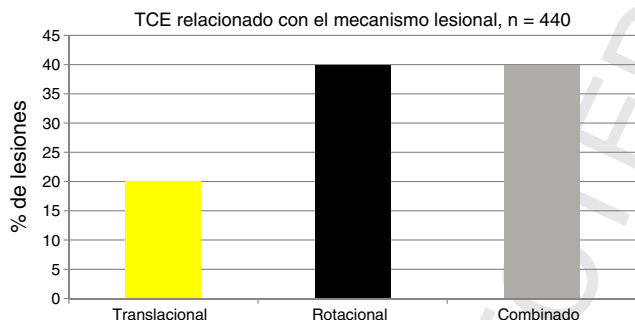


Figura 1 – TCE clasificados por mecanismo de producción, a partir de la matriz de transformación de Martin.

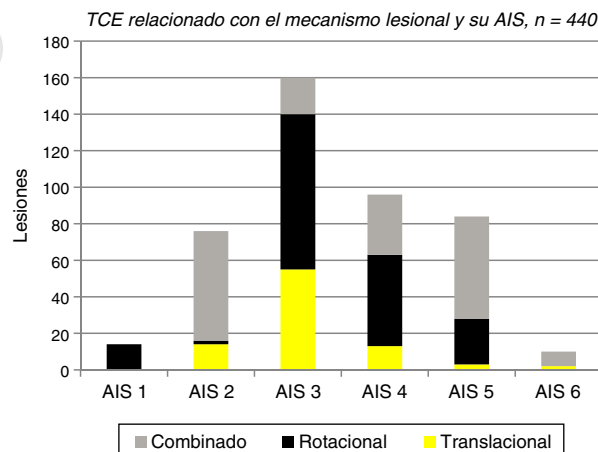


Figura 2 – Mecanismos de producción de los TCE representados según la clasificación AIS, a partir de la matriz de transformación de Martin.

Representando los mecanismos físicos de producción de los TCE del peatón atropellado y clasificando por tipo de AIS, se observa que estos mecanismos están presentes en todos los grados de AIS, bien como mecanismo aislado o bien combinado (fig. 2).

Discusión

El análisis de la base de datos PCDS ha mostrado que el parabrisas es responsable del 41,8% de todos los TCE cumpliendo los criterios de inclusión del presente estudio. Conclusiones similares han sido reportadas por Otte y Tohlemann⁸ en 2001, ya que en su investigación el 23,7% de todas las lesiones se debieron a la estructura del parabrisas.

En el presente estudio el parabrisas ha resultado ser el responsable del TCE del peatón atropellado el doble de ocasiones que el capó. Las actuales normativas europea y japonesa (CE 78/2009, TRIAS 63-2004) no realizan en su protocolo ningún

impacto de cabeza en la zona de parabrisas, restringiendo únicamente la zona susceptible de ser impactada al capó. Actualmente, solo EuroNCAP evalúa el área del parabrisas al impacto de la cabeza del peatón. Se puede observar fácilmente en sus resultados publicados en su página web⁹ que casi todos los vehículos presentan grandes deficiencias en la región inferior del parabrisas, ya que esta área de probable colisión es un área no resuelta para la seguridad de los peatones.

En el caso del protocolo EuroNCAP, el WAD máximo susceptible de ser impactado es de 2.100 mm. Este valor ha sido mostrado ser insuficiente de acuerdo con los experimentos realizados por Kerrigan et al.¹⁰⁻¹². La figura 3 resume la investigación de 13 atropellos a 40 km/h realizados por Kerrigan en

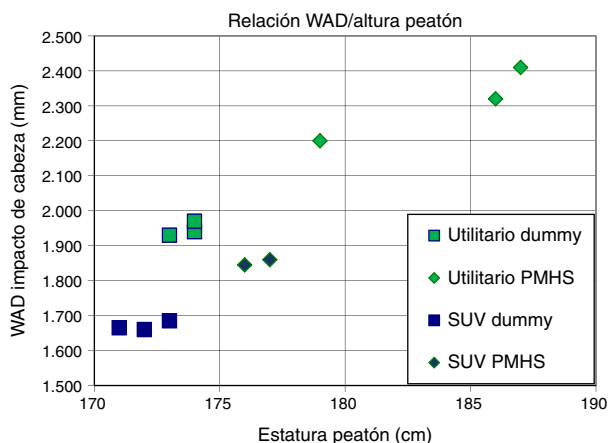


Figura 3 – Resultados experimentales, relación entre WAD y altura del peatón atropellado, para vehículo utilitario y SUV. Los diamantes corresponden a impactos con PMHS.

la Universidad de Virginia con un vehículo utilitario último modelo (7 ensayos) y un gran Sport Utility Vehicle (SUV) último modelo (6 ensayos), utilizando 5 Post Mortem Human Surrogates (PMHS) y 8 ensayos con el dummy Polar-II. La ubicación del impacto de la cabeza en el vehículo medida por abatimiento (WAD) y su comparativa con la altura del peatón se presenta en dicha figura. En todos los casos en los que el vehículo impactado fue un vehículo utilitario, el valor de WAD era de 2.106 mm de media. Cuando el vehículo fue un SUV el valor medio fue de 1.736 mm, valor muy cercano a la altura del peatón.

El deslizamiento hacia arriba del peatón al contactar con el vehículo es mayor en el caso de los PMHS. En los casos en los que el vehículo impactado fue un vehículo utilitario, el valor de WAD fue de 2.310 mm de media y cuando el vehículo fue un SUV, el valor medio fue de 1.852 mm. Esto es debido a la mayor flexibilidad del PMHS durante la fase de abatimiento sobre el vehículo respecto al dummy Polar-II y la consiguiente diferente interacción de la pelvis con el frontal del vehículo. Este resultado pone de manifiesto la necesidad de aplicar medidas de protección de peatones a la zona del parabrisas tal y como se expone en el estudio epidemiológico previo y, por lo tanto, la necesidad de ser incluido en la normativa existente. Esta necesidad se pone de manifiesto en mayor medida en los vehículos tipo utilitario, siendo necesario incluso incrementar la zona susceptible de ser ensayada por encima de los 2.100 mm de WAD en caso de los protocolos de ensayos de consumidores.

En 1971, Versace¹³ propuso un criterio biomecánico que posteriormente fue aceptado por la National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) e incluido en la regulación americana FMVSS 208. Este criterio biomecánico se conoce como head injury criterion (HIC) y se formula en la siguiente forma presentada a continuación:

$$HIC = (t_2 - t_1) \left| \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a_r(t) dt \right|^{5/2} \quad (1)$$

donde a_r es la aceleración translacional resultante de las 3 componentes vectoriales, medidas en el centro de gravedad

de la cabeza, expresado en unidades de la aceleración de la gravedad g ($1 g = 9,81 m/s^2$), t_1 y t_2 son tiempos arbitrarios tales que maximizan la función HIC, expresados en segundos.

El HIC ha demostrado ser un indicador razonable para predecir lesiones en la cabeza y es una buena herramienta inicial para desarrollar contramedidas de vehículos pero este criterio no puede predecir todas las lesiones sufridas por un peatón, ya que algunas lesiones importantes están relacionadas con la aceleración rotacional, como los hematomas subdurales o la lesión axonal difusa^{1,14}. En este análisis se ha observado que la aceleración rotacional es 2 veces más frecuente que la aceleración lineal como mecanismo de TCE para los peatones atropellados.

Conclusiones

La base de datos PCDS ha sido analizada centrándose en los TCE sufridos por los peatones en caso de colisión con un vehículo y ha puesto de manifiesto la importancia de las lesiones en la cabeza del peatón atropellado.

La fuente de la lesión ha sido investigada para determinar qué estructuras del vehículo eran las responsables de dichas lesiones en la cabeza. El parabrisas ha resultado ser el responsable del 41,8% de todas los TCE, siendo el capó responsable del 15,1% de los TCE.

Los diferentes códigos de AIS asociados a los TCE presentados por los peatones se han cruzado con la matriz de transformación desarrollado por el Martin, y esta transformación ha dado como resultado que la aceleración rotacional tiene una presencia el doble de frecuente que la aceleración lineal y una mayor importancia en lesiones graves, AIS 3+.

La normativa existente y de obligado cumplimiento en Europa y Japón (CE 78/2009, TRIAS 63-2004) solo contempla impactos en la zona de capó, es decir, no toma en cuenta el parabrisas para la prueba y, por lo tanto, estas normas no promueven las contramedidas en el parabrisas. Adicionalmente, los ensayos de consumidores como EuroNCAP deberían incrementar el área susceptible de ser impactada por encima de un WAD de 2.100 mm. El HIC es el principal criterio biomecánico aceptado y aplicado por la industria del automóvil para diseñar un vehículo en cuanto a su potencial impacto de cabeza contra el mismo. El HIC ha demostrado en la literatura científica ser un buen indicador del TCE y es una buena herramienta inicial para desarrollar contramedidas de vehículos. Sin embargo, este criterio no puede predecir todas las lesiones sufridas por un peatón. La aceleración lineal se ha adoptado actualmente como el principal mecanismo de producción del TCE pero los componentes cinemáticos rotacionales de la aceleración deben ser incluidos en los criterios biomecánicos futuros de protección de peatones. Modificar el área del parabrisas implica modificaciones también en el tablero y el refuerzo bajo parabrisas, por lo que los requisitos de protección de peatones son difíciles de cumplir debido a los altos requerimientos aplicados sobre esta zona, pero esto debe ser una prioridad para la industria automovilística y debería ser contemplada en futuras regulaciones.

Financiación

310 Sin financiación.

Autoría

311 Carlos Arregui-Dalmases. Concepción y diseño del trabajo,
312 escritura del manuscrito.

313 M. Carmen Rebollo-Soria. Análisis e interpretación de la
314 base de datos PCDS, revisión del artículo en sus diferentes
315 versiones.

316 Juan Velazquez-Ameijide. Revisión y caracterización de la
317 matriz de transformación, clasificación AIS.

318 David Sanchez-Molina. Análisis normativa protección de
319 peatones, extracción de criterios biomecánicos y diferencia-
320 ción de protocolos. Revisión crítica del manuscrito final con
321 aportaciones importantes en la sección de metodología.

322 Rafael Teijeira. Procesamiento de datos, revisión de la lite-
323 ratura, aprobación de la versión final para su publicación.

Conflicto de intereses

324 Los autores no reportan ningún conflicto de interés en este
325 manuscrito.

Agradecimientos

326 Los autores quisiéramos expresar nuestro agradecimiento al
327 Dr. Basem Henry, por su uso experto de la base de datos PCDS.
328 Estamos igualmente en deuda con el Dr. Rodney Rudd, por
329 todos sus comentarios en el correcto comportamiento de la
330 cinemática de la cabeza del peatón y, por último, al Dr. Johan
331 Ivarsson, por todas las conversaciones en relación a los meca-
332 nismos de producción del traumatismo cráneo-encefálico.

BIBLIOGRAFÍA

335 1. Arregui-Dalmases C, Lopez-Valdes FJ, Segui-Gomez M.
336 Pedestrian injuries in eight European countries: An analysis
of hospital discharge data. *Accid Anal Prev.* 2010;42:1164-71.

2. Mizuno Y. Summary of IHRA pedestrian safety WG activities 337
(2003)-proposed test methods to evaluate pedestrian 338
protection afforded by passenger cars. NHTSA Paper 580, 339
Proc. 18th Conference on the Enhanced Safety of Vehicles 340
(ESV), 2003, Nagoya, Japan. 341
3. Neal-Sturgess CE, Carter E, Hardy R, et al. APROSYS European 342
In-Depth Pedestrian Database. Proc. 20th Conference on the 343
Enhanced Safety of Vehicles (ESV), 2007, Lyon, France. Q11 344
4. Toro K, Hubay M, Sotonyi P, et al. Fatal traffic injuries among 345
pedestrians, bicyclists and motor vehicle occupants. *Forensic* 346
Science International. 2005;151:151-6. Q12 347
5. Fildes B, Gabler HC, Otte D, et al. Pedestrian impact priorities 348
using real-world crash data and harm. 2004 International 349
Conference on the Biomechanics of Impacts (IRCOBI), Graz, 350
Austria. 351
6. Kerrigan J, Arregui-Dalmases C, Crandall J. Assessment of 352
pedestrian head impact dynamics in small sedan and large 353
SUV collisions. *International Journal of Crashworthiness.* 354
2012;17:243-58. Q15 355
7. Martin PG, Eppinger RH. Incidence of head injuries 356
attributable to rotation. *Injury biomechanics research*
proceedings of the thirty-first international workshop. Pages 357
1-14 [consultado 21 Jul 2014]. Disponible en: <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/Pdf/BIO/Proceedings/2003.31/31-4.pdf> 358
8. Otte D, Tohlemann T. Analysis and load assessment of 359
secondary impact to adult pedestrians after car collisions on 360
roads. IRCOBI, Isle of Man. 2001. 361
9. EuroNCAP [consultado 28 Jul 2014]. Disponible en: 362
<http://es.euroncap.com/es/results.aspx>. 363
10. Kerrigan J, Crandall J, Deng B. A comparative analysis of the 364
pedestrian injury risk predicted by mechanical impactors and 365
post mortem human surrogates. *Stapp Car Crash Journal.* 366
2008;52:527-67. 367
11. Kerrigan J, Kam C, Drinkwater C, et al. Kinematic comparison 368
of the Polar-II and PMHS in pedestrian impact tests with a 369
sport-utility vehicle. 2005 International Conference on the 370
Biomechanics of Impacts (IRCOBI), Prague, Czech Republic. Q16 371
12. Kerrigan, JR, Murphy, DB, Drinkwater, et al. Kinematic 372
corridors for PMHS tested in full-scale pedestrian impact 373
tests. Paper 05-0394, Proceedings of the 19th International 374
Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles 375
(ESV). 376
13. Versace J. A review of the severity index. Proc. 15th Stapp Car 377
Crash Conference. SAE Paper 710881, 1971, Society of 378
Automotive Engineers, Warrendale, PA. 379
14. Gennarelli T, Pintar F, Yoganandan N. Biomechanical 380
tolerances for diffuse brain injury and a hypothesis for 381
genotypic variability in response to trauma. *Annual* 382
Proceedings AAAM. 2003. Q18 383