

Análisis por elementos finitos de las lesiones en pierna en un atropello

Finite element analysis of lower limb injuries in a pedestrian-vehicle collision

Silvia Santos-Cuadros, Carolina Álvarez-Caldas y José-Luis San-Román-García
Universidad Carlos III de Madrid (España)

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/8748>

Uno de cada cuatro fallecidos por accidente de tráfico es un peatón. A las numerosas muertes suman millones de traumatismos no mortales, que pueden desembocar en discapacidad. Esto supone elevados costes sociales y económicos [1]. Las lesiones de siniestros viales son predecibles y en gran medida prevenibles. Para diseñar medidas eficaces resulta imprescindible conocer cómo y por qué ocurren, y qué parámetros influyen más. Entre la amplia casuística de un atropello destacan la velocidad, la posición del peatón respecto al vehículo, y el diseño de la parte delantera de éste. Conocer cómo influyen estos factores en la gravedad del peatón atropellado es el principal objetivo de este trabajo.

La cabeza y las piernas son las zonas con mayor incidencia en un atropello [2]. Resulta interesante diferenciar los atropellos fatales de aquellos en que el peatón sobrevive. En atropellos mortales, la cabeza presenta los daños más graves; en caso de supervivencia, las piernas son la zona más frecuentemente dañada [3]. Las lesiones en piernas son, además, la principal causa de discapacidad [4], generando elevados costes sociales y personales. Por ello, este trabajo decide centrarse en analizar las lesiones en las extremidades inferiores. Además, el primer contacto en un atropello se produce entre parachoques y pierna, de forma que el diseño del área delantera del vehículo es decisivo en el tipo y gravedad de lesión.

Este trabajo analiza cómo afecta el diseño del frontal del vehículo en lesiones sufridas en las piernas del peatón atropellado, evaluando la influencia de diversos factores, como velocidad de impacto, posición del peatón, y material y altura del vehículo. Los parámetros lesionales de la pierna utilizados corresponden con los

evaluados en reglamentación en materia de protección al peatón: aceleración en tibia, desplazamiento y ángulo de flexión entre fémur y tibia. La figura 1 resume los ensayos de homologación.

La normativa exige, en lo que respecta a las piernas, realizar satisfactoriamente un ensayo de impacto de un simulador de pierna en posición vertical contra el parachoques a 40 km/h. Requiere, además, un impacto de un simulador de cadera contra la parte delantera y borde del capó, un impacto de un simulador de cabeza de niño y cabeza de adulto contra la parte trasera del capó a 35 km/h y, un impacto de cabeza de adulto contra el parabrisas

(categoría SUV mediano). El software CAD utilizado ha sido *Solid Edge*. Los turismos son los más abundantes en el parque de vehículos, mientras que los SUV se encuentran en auge de ventas en los últimos años, lo que justifica la elección de estos modelos concretos que ofrecen diferente protección al peatón.

El estudio europeo IMVITER (*Implementation of Virtual Testing in safety Regulations*[5]) concluyó que los ensayos virtuales en tests repetitivos y destructivos, como los de protección al peatón, proporcionan resultados tan fiables como los ensayos experimentales. El Reglamento nº371/2010 admite la homologación con prototipos virtuales. Siguiendo las pautas del citado estudio, donde se simulan ensayos del tipo aquí analizado, en el modelado del vehículo se considera únicamente la parte realmente implicada en el

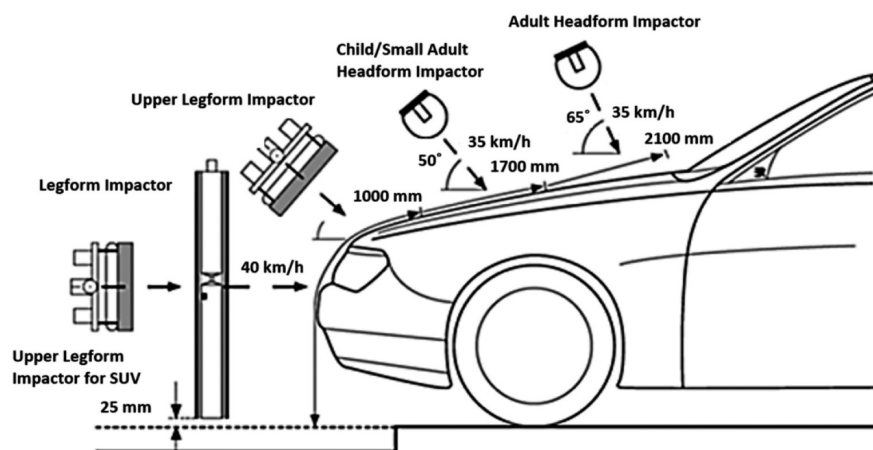


Fig. 1: Ensayos de homologación de protección al peatón

a 35 km/h. Dado que este trabajo se centra en las piernas, únicamente se reproduce el ensayo de pierna. Cabe destacar que el posicionamiento de la pierna en la normativa es tal que sólo evalúa atropello lateral. Esto genera un nuevo objetivo en este trabajo, evaluar si las condiciones de ensayo podrían ser mejoradas. Por ello, se decide simular también a otras velocidades y en otras posiciones de la pierna.

1. METODOLOGÍA

1.1. MODELOS

Se han modelado tres vehículos: modelo_1 (categoría SUV pequeño), modelo_2 (categoría turismo) y modelo_3



Fig. 2: Modelos de vehículo e impactador de pierna utilizados

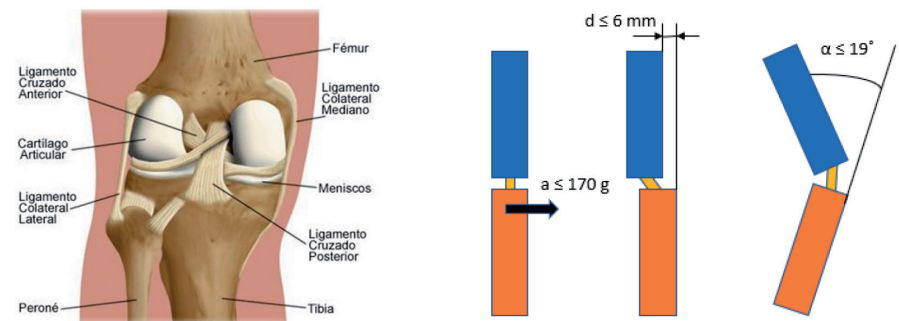


Fig. 3: Anatomía de la rodilla y umbrales de daño de los parámetros lesionales

atropello, la delantera (incluyendo para-choques, capó y parabrisas, y excluyendo parte trasera y neumáticos).

Dado que el estudio se centra en las extremidades inferiores, el modelo de peatón consiste en un impactador con forma de pierna. Este modelo virtual de elementos finitos fue proporcionado y previamente validado por *Livermore Software Technology Corporation* (LSTC). Está basado en el Reglamento nº631/2009. Consta de dos segmentos rígidos, que simulan el fémur y la tibia junto con la masa muscular, unidos por una articulación a modo de rodilla. Se opta por modelos de elementos finitos pues este método de modelización permite una discretización mayor que los modelos multicuerpo, al dividir el modelo CAD en elementos más pequeños posibilitando datos detallados en zonas más concretas, algo imprescindible en análisis lesionales. Los multicuerpo se centran

más en el comportamiento conjunto de un cuerpo.

Las lesiones más frecuentes en las piernas son fracturas de tibia y peroné, seguidas de la rodilla[3]. El impactador incorpora un acelerómetro en la parte superior de la tibia y dos potenciómetros que informan del desplazamiento y del ángulo entre tibia y fémur (conocido como valgo) (ver figura 3).

1.2. METODOLOGÍA DE ENSAYOS

Se simulan diferentes escenarios de atropello modificando los parámetros más influyentes, para concluir cómo afectan dichas variables en la gravedad lesional. Se ha utilizado el software de elementos finitos ANSYS LS-DYNA de integración explícita ampliamente utilizado en la industria del automóvil para resolver problemas complejos. En la tabla 1 se detallan las condiciones de simulación.

Para conocer cómo influye la velocidad de impacto en la gravedad lesional, se realizan ensayos variando la velocidad desde 20 hasta 60 km/h (en intervalos de 10 km/h), donde el vehículo (modelo_1) no varía. Estos ensayos permiten también estudiar cómo afecta la posición del peatón en el tipo de lesión que experimenta, pues se realizan simulaciones posicionando al peatón tanto lateral como frontalmente al vehículo.

Posteriormente, se analiza cómo influye el material del vehículo en el tipo de lesión. Se fija la velocidad, para evitar que la influencia de estos dos factores sean coexistentes en el tiempo y estudiar la importancia del material exclusivamente. El modelo elegido es el nº1, sobre el que se modifican las propiedades del material. En el frontal de los vehículos se utiliza mayoritariamente acero 180 Bake-Hardening (180BH[6]). Otro material analizado es acero 260BH, utilizado generalmente en las puertas del vehículo. Además, se evalúa cómo influye sustituir acero por aluminio (material utilizado en vehículos de alta gama). Según la Asociación Europea de Aluminio[7], una de las aleaciones más utilizadas es la 6016 (compuesta por Al-Mg-Si) con tratamiento térmico T4[8].

Finalmente, para estudiar cómo influye la altura del frontal del vehículo en la gravedad lesional, se enfrentan los resultados de dos modelos de vehículo con di-

Modelo vehículo	Material carrocería	Posición peatón	Velocidad(km/h)	Aceleración(g)	Dislocación(mm)	Ángulo flexión(°)
Influencia velocidad y posición						
Modelo_1	Acero 180BH	Lateral	20	82	0,034	2,94
			30	187	0,059	5,78
			40	234	3,27	37,91
			50	366	7,4	35,82
			60	437	4,89	39,85
		Frontal	20	82	7,34	10,89
			30	163	7,55	33,69
			40	235	7,93	39,99
			50	293	7,98	32,95
			60	346	8,17	34,38
Influencia material vehículo						
Modelo_1	Acero 180BH	Lateral	40	134	3,27	37,91
	Acero 260BH			174	5,33	34,72
	Aleación Aluminio 6016-T4			107	3,94	30,07
Influencia altura vehículo						
Modelo_3	Acero 180BH	Lateral	20	11	0,084	4,51
			40	29	0,174	12,87
			60	75	0,26	36,57
Modelo_2	Acero 180BH		20	21	0,033	3,32
			40	132	0,080	11,12
			60	534	0,300	44,12

Tabla 1: Resultados de las simulaciones

ferencia importante de altura (modelo_2 y modelo_3) a diferentes velocidades desde 20 hasta 60 km/h (en intervalos de 20 km/h).

2. RESULTADOS

Para cuantificar la magnitud de los resultados en cuanto a gravedad de lesiones sufridas por el peatón en sus extremidades inferiores, se utilizan como referencia los umbrales de daño del Reglamento nº78/2009. El ángulo de flexión de rodilla no debe sobrepasar 19°, el desplazamiento/dislocación de rodilla no debe superar 6 mm, y la aceleración en tibia debe ser inferior a 170g (ver figura 3). Se evalúa así la posibilidad de lesión en ligamentos cruzados mediante el valor de dislocación, en ligamento colateral mediante el citado ángulo, y la fractura de tibia según la aceleración.

En la Tabla 1 se muestran los resultados.

2.1. INFLUENCIA DE VELOCIDAD

En la figura 4 se muestra cómo varía la secuencia del atropello según la velocidad, pudiendo observar la cinemática del impactador de pierna en diversos instantes. Esto permite comprender los valores pico de los parámetros lesionales (mostrados como ejemplo para una simulación en la citada figura).

Se observa (ver tabla 1) que a partir de 30 km/h el ángulo de flexión se multiplica casi por siete. Resulta notable el salto de lesividad que puede darse en los ligamentos colaterales aumentando la velocidad

sólo 10 km/h. De 40 a 60 km/h, no existe gran variación del ángulo, ya que se alcanza el máximo ángulo de la pierna dada la geometría del frontal del vehículo al coincidir la zona de flexión del impactador con el centro del frontal del vehículo. Sin embargo, en este rango de velocidad se supera el umbral permitido.

Los ligamentos cruzados no sufren una lesión importante hasta los 50 km/h, donde superan el umbral de 6 mm. Nuevamente, destaca un incremento notable de daño aumentando sólo 10 km/h, duplicando la dislocación al incrementar de 40 a 50 km/h. No obstante, el mayor aumento se produce también al pasar de 30 a 40 km/h.

La aceleración en la tibia, a 30 km/h ya supera el umbral de daño, doblando el valor obtenido a 20 km/h, aumentando la probabilidad lesional considerablemente. A 40 km/h, los valores se duplican nuevamente.

Se concluye que pequeñas variaciones de velocidad pueden provocar significativos aumentos de gravedad.

2.2. INFLUENCIA DE POSICIÓN DEL PEATÓN

En la Figura 5 se muestra una comparación de los parámetros lesionales. Respecto a aceleración, se observa igual tendencia en atropello lateral y frontal, siendo ligeramente superior el daño en impacto lateral. Esta última posición entonces resultaría peor para la tibia. Se aprecia el importante incremento lesional que supone un ligero aumento de velocidad.

Respecto a desplazamiento de rodilla, los ligamentos cruzados sufren más en atropello frontal. En este tipo de impacto se excede el umbral a cualquier velocidad y sin apenas variación. Además, esta configuración puede provocar lesiones serias incluso a velocidades consideradas bajas, como 20 km/h. Ocurre lo contrario para atropello lateral, donde no se aprecian daños en ligamentos hasta 50 km/h. Aquí se observa una tendencia mucho más agresiva en el aumento de gravedad con pequeños incrementos de velocidad.

El umbral de daño del ángulo de flexión se supera a menor velocidad en atropello frontal, por lo que los ligamentos colaterales podrían sufrir más en este caso. A partir de 40 km/h, tanto impacto frontal como lateral, alcanzan el límite de flexión del impactador duplicando el umbral de daño.

Se concluye que un atropello frontal puede provocar lesiones más graves en los ligamentos (tanto cruzados como colaterales). Mientras que la tibia tiene mayor probabilidad lesional en impacto lateral.

2.3. INFLUENCIA DEL MATERIAL

El acero 180BH presenta una aceleración un 23% inferior al acero 260BH, lo que supondría menor probabilidad de fractura tibial. Además, este último acero supera el umbral. La menor resistencia del acero 180BH permite absorber mayor energía en el impacto, reduciendo la gravedad. Esto también queda confirmado en los ligamentos cruzados, donde mejora un 38% la dislocación. Mientras que el ángulo de flexión es un 8% inferior con el ace-

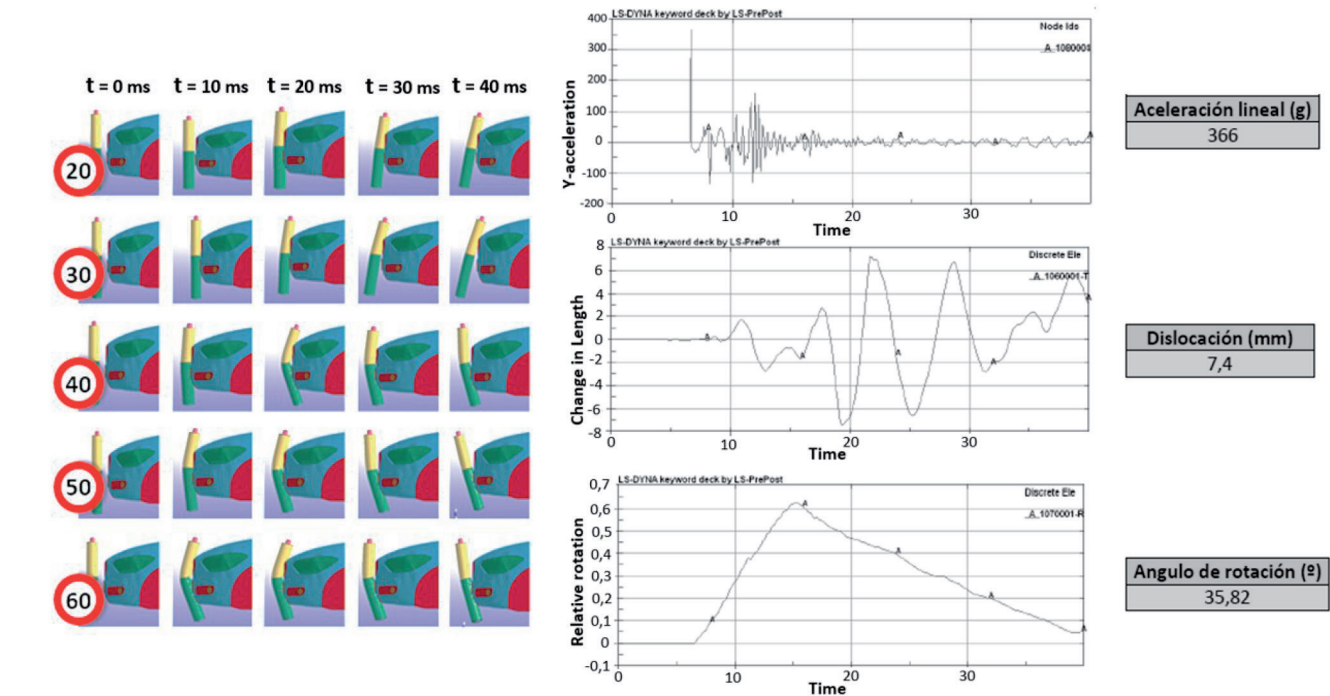


Fig. 4: Secuencias de atropello según velocidad y ejemplo de resultados de parámetros lesionales de la pierna

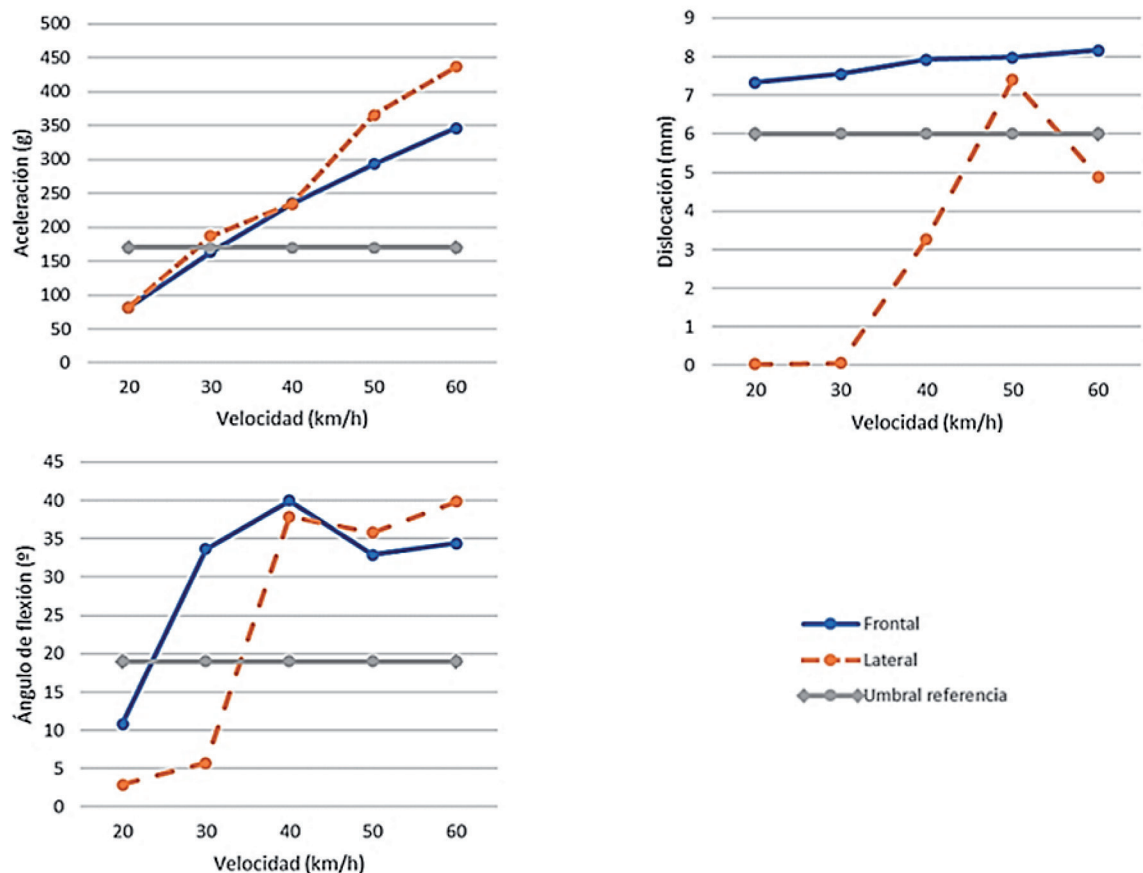


Fig. 5: Influencia de posición del peatón en gravedad

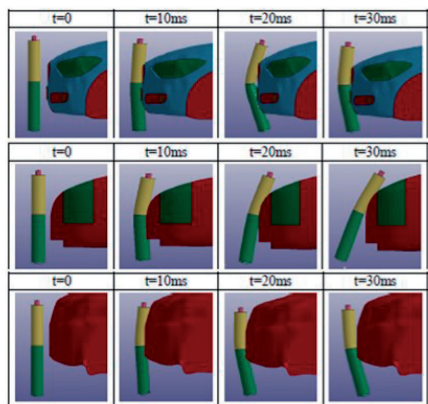


Fig. 6: Secuencias de atropello según altura de frontal (de arriba a abajo: modelo_1, modelo_2 y modelo_3)

ro 260BH, aunque ambos aceros superan considerablemente el umbral. Dado que la diferencia entre los ángulos de ambos aceros no es destacable, se considera que el material no es determinante en lesiones evaluadas mediante este último parámetro lesional, pues ambos casos producirían lesiones severas.

Al resultar más beneficioso el acero 180BH, se comparan sus resultados con los del aluminio. La mayor diferencia se encuentra en la aceleración, pues la tibia es el hueso más afectado por la dureza del material. El aluminio mejora un 20% los resultados del acero, lo que supone una importante mejora en la protección del

peatón. En dislocación, ambos materiales presentan valor similar e inferior al umbral, por lo que ligamentos cruzados no muestran una mejora sustancial al modificar el material. El ángulo de flexión mejora un 21% en aluminio. Consecuentemente, los ligamentos colaterales sufrirían menos si el vehículo es de aluminio.

Por tanto, utilizar aluminio en lugar de acero en el frontal del vehículo reduciría considerablemente las lesiones. Estos resultados quedan confirmados con un estudio experimental de Shahbeyk[9], donde demostró que el aluminio mejora la seguridad ofrecida, en dicho caso para ocupantes.

2.4. INFLUENCIA DE ALTURA DEL VEHÍCULO

Los tres modelos de vehículo planteados (modelo_1, modelo_2 y modelo_3) presentan diferente altura de frontal (640, 700 y 910 mm, respectivamente). Analizando la aceleración, se observa igual tendencia en los tres modelos. Conforme aumenta la velocidad de impacto, la aceleración crece, mostrando un notable incremento de 40 a 60 km/h. En modelo_1, a 20 km/h ya se observan valores muy superiores, siendo dos y cuatro veces superior a modelo_2 y modelo_3. A 40 km/h, la aceleración en modelo_1 y modelo_2 es prácticamente coincidente. Aunque

sigue siendo inferior en ambos casos al umbral, es hasta cuatro veces superior al valor en modelo_3. A 60 km/h, la aceleración en modelo_1 y modelo_2 supera el límite en 2.6 y 3 veces, respectivamente. Cabe destacar que modelo_1 y modelo_2 presentan alturas cercanas. Sin embargo, el modelo_3 (frontal más alto) en ningún momento alcanza el umbral.

Se concluye que un vehículo ofrece mayor protección tibial cuanto más alto es su frontal. No obstante, el diseño frontal más plano respecto a la vertical del modelo_3 también contribuye a estos resultados. Presenta menos salientes que los otros modelos, por lo que la energía del impacto se distribuye más homogéneamente. En modelo_1 y modelo_2, a 40 km/h aumenta considerablemente el riesgo de lesión en tibia.

Respecto a dislocación, en ningún caso se supera el umbral. De forma que, a priori, no existe alta probabilidad de lesión en ligamento cruzado. Particularmente, puede deberse a la posición lateral del peatón. En modelo_1, debido a la altura del punto de impacto entre pierna y vehículo, se genera un mayor valor de dislocación pero sin ser grave. En los otros modelos, debido al lugar de impacto y al diseño más plano de esa zona donde se mide el desplazamiento, se obtiene una dislocación tan baja que se concluye que

no afectará al peatón independientemente de la velocidad. Por tanto, el modelo_1 (frontal más bajo) provocaría mayor riesgo en ligamentos cruzados; mientras que en los otros, la probabilidad lesional en estos ligamentos es muy baja.

Respecto a ligamentos colaterales, a 20 km/h el ángulo es inferior al umbral en los tres modelos, por lo que la probabilidad de lesión a esta velocidad es muy baja. En contraposición, a 40 km/h, existe una notable diferencia entre modelo_1 y los otros, como ocurría con la dislocación. A esta velocidad, el modelo_1 muestra alta probabilidad de dañar seriamente estos ligamentos. Los otros modelos alcanzan valores tres veces inferiores, sin superar el umbral. A 60 km/h, los tres modelos superan el límite. A partir de 40 km/h el peatón sufriría daños considerables. A elevada velocidad, la trayectoria experimentada por la pierna se modifica notablemente provocando un efecto cortante entre la parte superior e inferior, incrementando el ángulo de flexión. Nuevamente, el modelo_1 sería el que provocaría mayor daño en ligamentos.

Se concluye que menor altura de frontal provocaría mayor severidad de lesión en ligamentos cruzados y colaterales, mientras que mayor altura beneficiaría la tibia. En la figura 6 se muestra como disminuir la altura (modelo_1) provoca mayor ángulo entre fémur y tibia, y mayor cizallamiento en rodilla. Para verificar los resultados obtenidos virtualmente, éstos son comparados con los obtenidos en un estudio experimental realizado por Matsui[10]. En dicho estudio, se utiliza un impactador de pierna basado en la misma normativa que el modelo virtual aquí seleccionado. Se han consultado los resultados de vehículos con similar altura de frontal, igual categoría de vehículo (turismo y SUV), igual material y mismas condiciones de ensayo (impacto lateral a 40 km/h), y se ha observado que existe la misma tendencia que la concluida en los ensayos virtuales (disminuir la altura del frontal implica mayor probabilidad de sufrir una lesión grave en la pierna).

3. DISCUSIÓN

Conocer y entender cómo afecta un determinado parámetro es la única forma eficaz de desarrollar medidas efectivas en seguridad vial y reducir las lesiones. Este trabajo ha analizado cómo influyen determinados factores (velocidad de impacto, posición del peatón, material y altura del frontal del vehículo) en la gravedad lesional de un peatón en caso de atropello. Se

han utilizado para ello ensayos virtuales ya que existen estudios[5] que demuestran que son igual de fiables que los ensayos experimentales, especialmente en pruebas repetitivas y destructivas. Por otro lado, los elementos finitos resultan más exactos en el análisis de lesiones que los modelos multicuerpo, pues permiten un mayor nivel de discretización.

La normativa evalúa el impacto en extremidades inferiores y cabeza. Este estudio se centra en las piernas. No obstante, existen otros trabajos [5,11] que, utilizando la misma metodología de simulación, también concluyen que disminuir la altura del vehículo, aumenta la probabilidad de lesión cerebral. Ocurre lo contrario con el tórax, donde conforme aumenta dicha altura existe mayor riesgo de que esta zona concentre el primer impacto, incrementando significativamente la gravedad torácica[11].

Cabe destacar que la normativa sólo analiza el daño en pierna en atropello lateral. Sin embargo, se ha comprobado que un impacto frontal provoca mayores lesiones en los ligamentos de la rodilla. La normativa tiene prevista la mejora del actual impactador mediante mayor sensorización en todas las direcciones de la rodilla.

Debe resaltarse también que una velocidad inadecuada representa la infracción más frecuente en los accidentes de tráfico. Esto refleja la falta de conciencia pública que sigue existiendo sobre la no linealidad que supone la velocidad, ya que un pequeño aumento, pasado cierto umbral, puede ser decisivo en la gravedad de un accidente.

Los resultados no deben traducirse en aumentar la altura del frontal u optar por un material menos duro indistintamente, siempre debe buscarse un compromiso entre diferentes objetivos. Pues aumentar dicha altura excesivamente modificaría la trayectoria post-impacto del peatón sobre el vehículo, pudiendo conllevar otros patrones lesionales más dañinos; o modificar el material enfocado únicamente al peatón podría comprometer la seguridad de los ocupantes.

4. CONCLUSIONES

A continuación, se exponen las principales conclusiones:

- Pequeñas variaciones de velocidad (incrementos de 10 km/h) suponen significativas diferencias en gravedad lesional (duplicando e incluso triplicando la aceleración, y hasta siete veces superior el ángulo de flexión).

- En atropello frontal, los ligamentos (tanto cruzados como laterales) experimentan mayor daño. En contraposición, existe mayor daño tibial en atropello lateral.
- A partir de 40 km/h, el riesgo lesional aumenta bruscamente, por eso es importante respetar los límites urbanos de velocidad.
- Una carrocería compuesta principalmente por aluminio mejora considerablemente la protección al peatón (llegando incluso a ser un 20% superior frente al acero). La tibia sería la zona más beneficiada, pues las mayores reducciones se dan en valores de aceleración.
- Cuanto más alto sea el frontal del vehículo y más plano el diseño de su parte delantera, menor será la gravedad global en la pierna.

Estos estudios pueden contribuir a diseñar frontales más seguros, optimizando, por ejemplo, la absorción localizada de energía en parachoques o las traviesas de peatones que intentan evitar el arrollamiento del peatón. Se propone como estudio futuro analizar el diseño del frontal si es atropello a un ciclista.

REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud. "Datos y estadísticas de accidentes de tráfico a nivel mundial". 2016.
- [2] Mizuno Y, Ishikawa H. "Summary of IHRA Pedestrian Safety WG Activities". 2002.
- [3] Arregui-Dalmases C, Luzón J, López FJ, Pozo E, Seguí M, "Fundamentos de Biomecánica en las lesiones por accidente de tráfico". Etrasa. 2009.
- [4] Arregui-Dalmases C, López-Valdés FJ, Seguí-Gómez M. "Pedestrian injuries in eight European countries: an analysis of hospital discharge data." *Accident Analysis and Prevention*. July 2010. Vol.42. p.1164-1171(doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2010.01.005>).
- [5] Community Research and Development Information Service. "Final Report Summary – IMVITER (Implementation of Virtual Testing in Safety Regulations)". 2013.
- [6] Arcelor Mittal Automotive Worldwide. 2015.
- [7] European Aluminium Association. *Aluminium Automotive Manual*. 2002.
- [8] Mao T, Altan T. "Aluminium sheet forming for automotive applications. Material properties and design guidelines. Part I". *Stamping Journal*. January 2013. Vol.1. p.12-13.
- [9] Shahbeyk S, Kamalan A, Osanlou M. "A comparative study on vehicle aluminum and steel hood assemblies". *International Journal of Crashworthiness*. July 2010. Vol.8. p.367-374(<http://dx.doi.org/10.1533/ijcr.2003.0244>).
- [10] Matsui Y. "Safety assessment characteristics of pedestrian legform impactors in vehicle-front impact tests". *Accident Analysis and Prevention*. December 2014. Vol.73. p.65-72(doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2014.08.006>).
- [11] Santos S. "Procedimiento para la homologación de sistemas de protección de peatones mediante la realización de ensayos virtuales". Tesis Doctoral. Universidad Carlos III de Madrid. 2018.