



MASTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER
CARACTERIZACIÓN DE CINEMÁTICA Y DINÁMICA DE
OCUPANTES DE PATINETES ELÉCTRICOS EN
ACCIDENTES DE TRÁFICO

Autor: Diego Guzmán Terrón

Directores: Manuel Valdano

Francisco José López Valdés

Madrid

30 de agosto de 2022

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
**Caracterización de cinemática y dinámica de ocupantes de
patinetes eléctricos en accidentes de tráfico**
en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el
curso académico 2021/2022 es de mi autoría, original e inédito y
no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos. El Proyecto no es
plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido tomada
de otros documentos está debidamente referenciada.



Fdo.: DIEGO GUZMÁN TERRÓN Fecha: 30/08/2022

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Fdo.: Manuel Valdano Fecha: 30/ 08/ 2022.....

**Manuel
Valdano**

Firmado digitalmente
por Manuel Valdano
Fecha: 2022.08.30
22:04:50 +02'00'

Fdo.: Francisco J. López Valdés Fecha: 30/ 08/ 2022

**LOPEZ VALDES
FRANCISCO JOSE
- 09437440B**

Digitally signed by LOPEZ
VALDES FRANCISCO JOSE
- 09437440B
Date: 2022.08.30 21:41:43
+02'00'



MASTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

CARACTERIZACIÓN DE CINEMÁTICA Y DINÁMICA DE OCUPANTES DE PATINETES ELÉCTRICOS EN ACCIDENTES DE TRÁFICO

Autor: Diego Guzmán Terrón

Directores: Manuel Valdano

Francisco José López Valdés

Madrid

30 de agosto de 2022

CARACTERIZACIÓN DE CINEMÁTICA Y DINÁMICA DE OCUPANTES DE VEHÍCULOS DE MOVILIDAD PERSONAL EN ACCIDENTES DE TRÁFICO.

Autor: Guzmán Terrón, Diego.

Directores: López Valdés, Francisco José.

Valdano, Manuel.

Departamento de Ingeniería Mecánica

RESUMEN DEL PROYECTO

INTRODUCCIÓN

Debido a la búsqueda de una movilidad más sostenible en el tiempo y la reducción de emisiones de contaminantes procedentes de vehículos con motores de combustión en los centros de las ciudades, está habiendo un incremento de uso de los diferentes métodos de movilidad en las ciudades europeas, en concreto, la micromovilidad. La micromovilidad está comprendida principalmente en los vehículos que permiten a los usuarios realizar el “last mille” en un medio de transporte sostenible que no sea el transporte público convencional (autobús, metro, tren, etc.).



Figura 1. Zona delimitada para peatones por el plan Madrid 360.

Fuente: página web [2].

Debido al crecimiento del uso de SES ("*Standing Electric Scooter*") [1], muchas de las ciudades no se han podido poner al día en tema de regulaciones e infraestructura específica para este tipo de movilidad y, por consiguiente, también ha aumentado el número de lesiones ocasionadas por accidentes con este tipo de vehículos.

En este estudio se quiere investigar los accidentes más típicos con este tipo de vehículos, el motivo del accidente, el tipo de lesiones asociadas y las zonas de afección, y poder verificar mediante el uso de simulaciones con elementos finitos si el uso del casco reduciría el riesgo de lesión en estos accidentes mediante el uso de varios tipos de HBM ("*Human Body Model*").

ESTADO DEL ARTE

Desde hace 5 años, surgieron varias propuestas y medios de transportes distintos para cumplir con los objetivos de emisiones contaminantes en ciudades, como el fomento del uso del transporte público o creación de empresas de “*sharing*”. Entre estas empresas, surgieron varias donde el vehículo en cuestión a compartir fue el SES. El motivo del auge de este vehículo es su versatilidad en ciudad, disponibilidad del servicio en las ciudades, comodidad de uso de estos, además de las campañas de publicidad realizadas a través de las redes sociales [3].



Figura 2. Patinetes de empresas de “*sharing*”.
Fuente: página web [4].

Por ejemplo, en 2018 un estudio del uso de los SES y “bike-share” en la ciudad de Washington D.C. (Estados Unidos) donde se registró una media de tiempo de uso de 5 minutos para recorrer una distancia de aproximadamente 650m, realizando 7050 viajes con 287 patinetes en un día [5]. Otros estudios muestran un incremento del 100 % en el uso de SES en los Estados Unidos desde 2018 hasta 2019 [6].

En California, desde septiembre de 2017 hasta agosto de 2018 incluido, se registraron 249 pacientes que acudieron a un centro de emergencias en la ciudad de Santa Mónica con el motivo de haber sufrido un accidente donde un SES estuviese involucrado [10]. Mientras que, en Alemania, en la ciudad de Frankfurt, se registraron 76 pacientes en un periodo de estudio de 9 meses (desde julio 2019 hasta marzo 2020, terminando el estudio antes de lo previsto por el COVID-19) [11].

Debido al crecimiento del uso de vehículos de micromovilidad, muchas de las ciudades no se han podido poner al día en tema de regulaciones e infraestructura específica para este tipo de movilidad y, por consiguiente, también ha aumentado el número de lesiones ocasionadas por accidentes con este tipo de vehículos. A partir de algunos de los estudios revisados [10][11][12], se han sacado las siguientes conclusiones:

- La mayoría de los pacientes atendidos en centros de emergencias fueron **varones**

- La edad media de los atendidos es de aproximadamente **33 años**.
- La gran mayoría de los accidentes con SES ocurren por **caídas propias**, mientras que el resto ocurren por colisiones contra objetos, peatones o vehículos que estén estacionarios o en movimiento.
- Menos de un 5 % de los pacientes atendidos afirman haber llevado un casco durante el accidente.
- Más de un 95 % de los pacientes no superaban los límites establecidos de alcohol en sangre ni presentaban otro tipo de intoxicación.
- La mayoría de las lesiones que presentaban los pacientes están localizadas en las zonas distales del cuerpo (manos y piernas), cabeza y tórax.

El uso del *Dummy Hybrid III* ha sido extenso para el estudio de mejora de sistemas de retención [7], mientras que el modelo *THUMS* su uso sigue siendo bastante reciente [8]. Mientras que estudios de colisiones de SES son escasos, se han podido encontrar algunos estudios en relación a su accidentología y las consecuencias posibles [9].

Es importante revisar las zonas de lesión de los ocupantes tras el accidente. Utilizando los mismos estudios que se han comentado en el apartado anterior [10][11][12], se buscará como realizar de manera correcta, el contraste de probabilidad de riesgo lesión mediante el uso de criterios de daño que estén aceptados por la comunidad científica.

Para ello, se usarán 3 criterios de lesión:

1. **HIC15**: es el criterio de daño craneoencefálico basado en la aceleración resultante en un periodo de tiempo de 15ms [13].
2. **BrIC**: es el criterio de daño cerebral basado en las velocidades angulares máximas en las 3 direcciones principales [14].
3. **Deflexión de la caja torácica**: es el criterio de daño del tórax basado en la deflexión máxima que sufra durante el accidente [13].

DISEÑO DE SIMULACIONES

Según los estudios revisados anteriormente [10][11], un 80 % aproximadamente de los accidentes donde un SES está involucrado es en caídas sin acciones externas y el resto ocurren en colisiones con objetos y vehículos . Por lo tanto, este estudio se centrará en:

- Impacto perpendicular de SES contra **bordillo (B.X.X.)**
- Impacto contra puerta lateral de **vehículo** estacionario (**V.X.X.**)

Dentro de estos 2 tipos de accidentes, se realizará varias simulaciones en función de:

- Tipo de HBM:
 - *Dummy Hybrid III 50th Kit Pedestrian (X.D.X.)*
 - *THUMS AM50 V4.02 (X.T.X.)*
- Elemento de protección utilizado
 - **Sin casco (X.X.S.)**
 - **Con casco (X.X.C.)**

En total, en este estudio comenzará con la modelización de 8 simulaciones, donde los resultados estarán codificados con los anteriores iniciales resaltadas, haciendo referencia a cada una de las situaciones, con el tipo de modelo a ensayar e indicando si se utiliza casco o no en la simulación.

Para la modelización de estos casos, se usará el solver *LS-DYNA*, el cual funciona mediante el uso de tarjetas de control y su interacción entre ellas, de las cuales, las más significativas son las siguientes:

- **LSTC Hybrid III 50th Standing**
- **THUMS AM50 V4.02**
- **Suelo/Bordillo:** modelo de suelo y bordillo basado en elementos *Shell* que contiene 101727 nodos que esta declarado como un material rígido.
- **Patinete:** modelo de patinete basado en el *Ninebot* de la marca *Segway*, construido mediante ingeniería inversa.
- **Vehículo:** modelo basado en el Dodge Grand Caravan del año 1997.
- **Casco:** modelo KTH Riddell Revolution Speed Classic, modificado para eliminar la parrilla frontal que cubre la zona de la boca.
- **Interacciones entre modelos:** son varias tarjetas que contiene todas las interacciones posibles entre los distintos modelos, incluyendo la gravedad.

Tras la modelizaciones, se obtenido los siguientes posicionamientos de los casos:

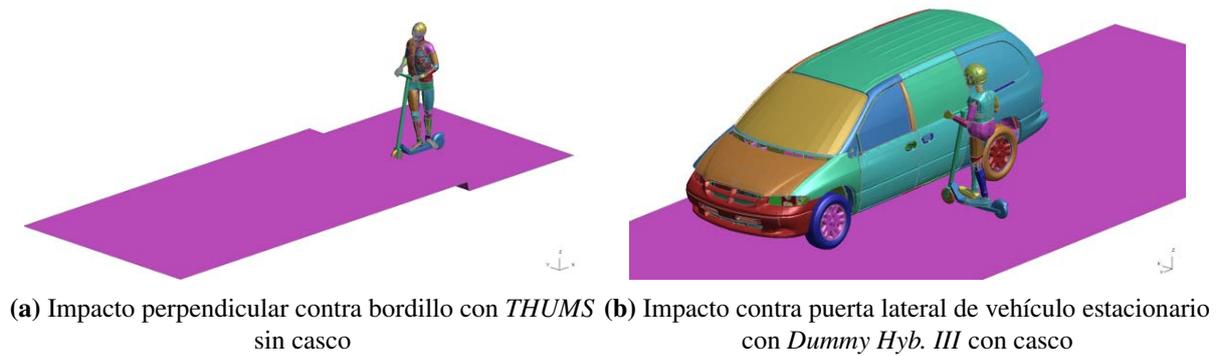


Figura 3. Posicionamiento de simulaciones

Las condiciones de contorno de las simulaciones serán las siguientes:

1. La velocidad del patinete, dummy o THUMS y casco serán de 25 km/h. Esto es debido a que es el límite de velocidad máximo permitido en la mayoría de las ciudades europeas.
2. En todas las simulaciones estarán bajo la acción de la gravedad tanto el patinete, el dummy o THUMS, el casco y el vehículo.
3. Los tiempos de simulación variarán en función del modelo a calcular.

ANÁLISIS DE RESULTADOS

La obtención de resultados se obtendrán mediante el programa *LS PREPOST*, el cual nos permitirá obtener la animación, y los datos cinemático y dinámicos para ser capaces de contrastarlo con los criterios de lesión establecidos anteriormente.

Algunas de las cinemáticas fueron las siguientes:

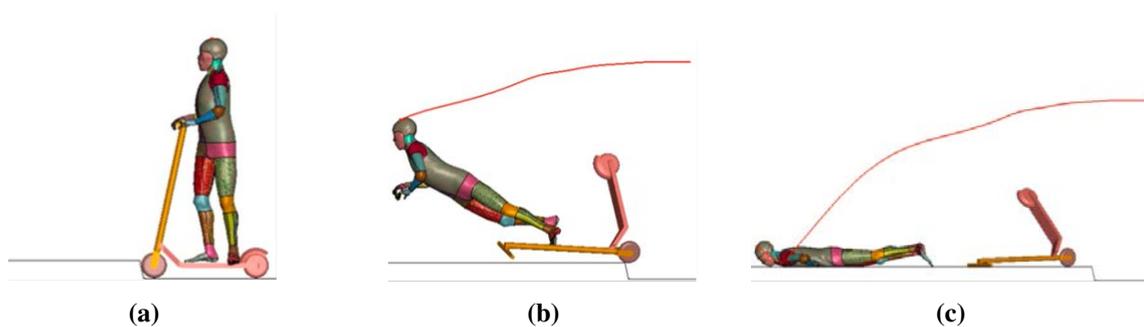


Figura 4. Cinemática de simulación B.T.S.

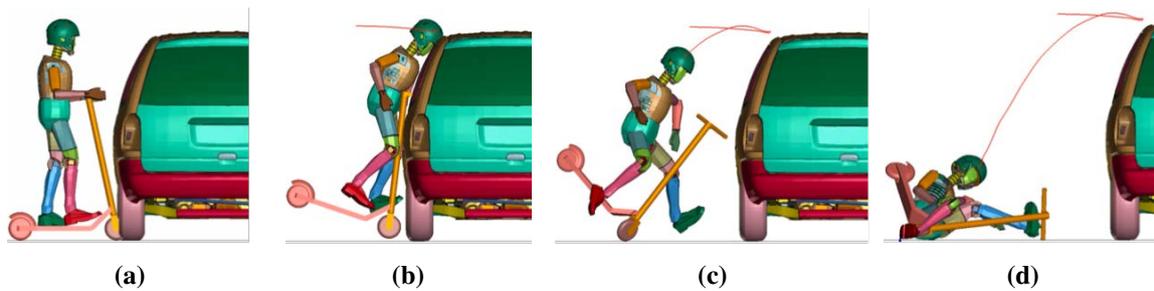


Figura 5. Cinemática de simulación V.D.C.

Los valores obtenidos de las simulaciones fueron:

	Aceleración Máx. [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Deflexión Tórax [mm]
B.D.S.	991	19360	1.33	39.4
B.D.C.	172	893	1.06	36.2
B.T.S.	486	6045	0.846	33.0
B.T.C.	243	2049	0.81	29.8
V.D.S.	71.9	225.8	0.552	48.9
V.D.C.	68.7	195.6	0.522	43.3
V.T.S.	229	1371	0.949	25.5
V.T.C.	87.1	208.4	0.831	27.2

Tabla 1. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones

Tras la obtención de estos resultados, se ha realizado un posterior análisis, obteniendo las siguientes conclusiones:

- Se han obtenido picos muy elevados de aceleraciones y HIC15 en las simulaciones de los HBM sobre el suelo sin uso de casco debido a que las colisiones entre estos son muy rígidas obteniendo valores que son claramente superiores a los valores críticos de HIC15 (el valor crítico de HIC15 es 700 [13]). El motivo de esto es haber utilizado una definición de material rígido para el suelo, buscando poder minimizar el coste computacional de las simulaciones. Por tanto, habrá que basarse en algunas simulaciones en las tendencias que tienen esos valores dependiendo del tipo de HBM utilizado y el uso de casco.
- Además de utilizar el valor de HIC15, se ha utilizado los valores de BrIC críticos [14] para poder ser capaces de tener otra medida para comparar resultados o ver tendencias entre las simulaciones. Gracias a esto podremos determinar las probabilidades de obtener CSDM (“Cumulative Strain Damage Measurement”) y MPS (“Maximum Principal Strain”), las cuales nos podrán indicar las probabilidades de lesión cerebral AIS4+.
- En las simulaciones contra el bordillo, se puede observar que los valores máximos de HIC15 y BrIC coinciden en los mismos instantes que la colisión de la cabeza contra el suelo. Mientras que, en las simulaciones contra el vehículo, los valores pico del HIC15

y BrIC no ocurren con el mismo impacto en los casos con THUMS, donde los picos de HIC15 ocurren con el impacto de la cabeza contra el suelo mientras que los BrIC ocurren con el impacto contra la puerta del vehículo, indicando que es tan importante mirar el impacto contra la puerta que contra el suelo tras el previo impacto de la puerta.

- Observando los resultados obtenidos con la deflexión del tórax en las simulaciones, se puede observar que, debido a la diferencia de modelización que hay entre ambos modelos, las deflexiones en el modelo THUMS son menores que las obtenidas en el dummy. Además, se observa que, debido a la ausencia de elementos de disipación de energía en las simulaciones, el uso de casco en las simulaciones podría ser uno de los motivos que también sería capaz de reducir la deflexión.
- En las simulaciones contra el bordillo con casco, se puede apreciar que el comportamiento de la espuma varía en función del HBM utilizado en cada caso, pudiendo llegar a amortiguar en mayor o menor medida el impacto. Mientras que en el caso del THUMS AM50 el rebote es mucho mayor, generando una colisión importante entre la cabeza y el suelo.

OPTIMIZACION Y AMPLIACION DE RESULTADOS

Tras la realización de los 8 casos anteriores, se busca optimizar las simulaciones actuales para intentar mejorar los valores obtenidos en las anteriores modelizaciones, y simular otros casos posibles basados en los modelos anteriores para poder ampliar el rango de investigación de los casos.

Para ello, se ha buscado realizar una mejora y 2 casos nuevos de investigación:

1. Mejora de propiedades del suelo: se intentará realizar una mejora de las propiedades del suelo para poder obtener valores razonables y que estén más cerca de los valores reales. Para ello, se utilizará una zona declarada como un suelo de hormigón deformable, con propiedades sacadas del manual de usuario para materiales de hormigón usando el modelo *MAT 159* de *LS-Dyna* del *Federal Highway Administration* [15].

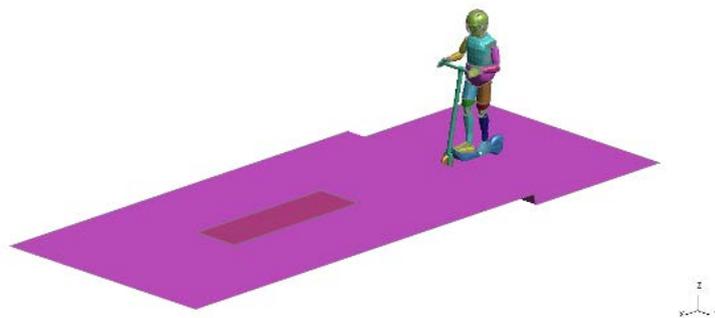


Figura 6. Posicionamiento de simulación B.D.C. con suelo de hormigón deformable

2. Caso de impacto de SES contra bordillo con variación de ángulo de incidencia: para poder comprobar si impactar con diferentes ángulos puede causar un mayor riesgo de lesión en el ocupante en caso de sufrir un accidente. Para este estudio, se han realizado 3 variaciones extras para comprobar esto: a 30°, 45° y 60° respecto al vector normal del plano XZ. En estos casos, no se han simulado los modelos con uso de casco.

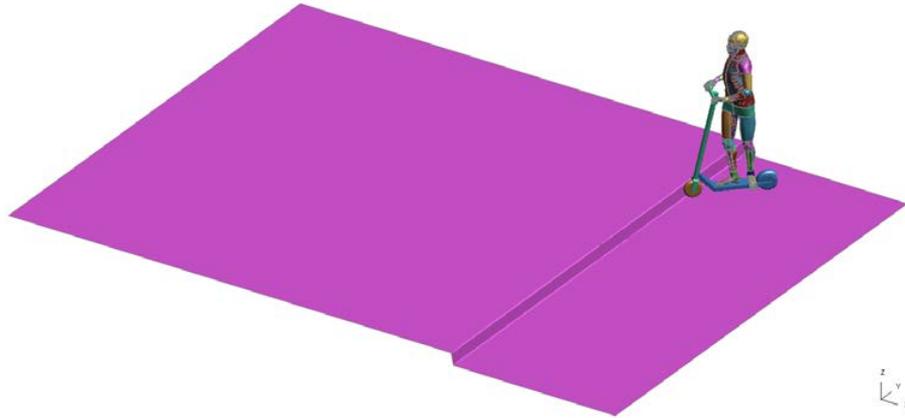


Figura 7. Posicionamiento de simulación B.T.S. a 45°

3. Caso de impacto de SES contra vehículo estacionario en la zona lateral del capó: para ver como varían las probabilidades de lesión del ocupante en el caso que el impacto contra el vehículo se localice en otra zona del vehículo. En este caso, se ha decidido analizar la colisión en la zona lateral del capó, situado a la altura de la rueda delantera.

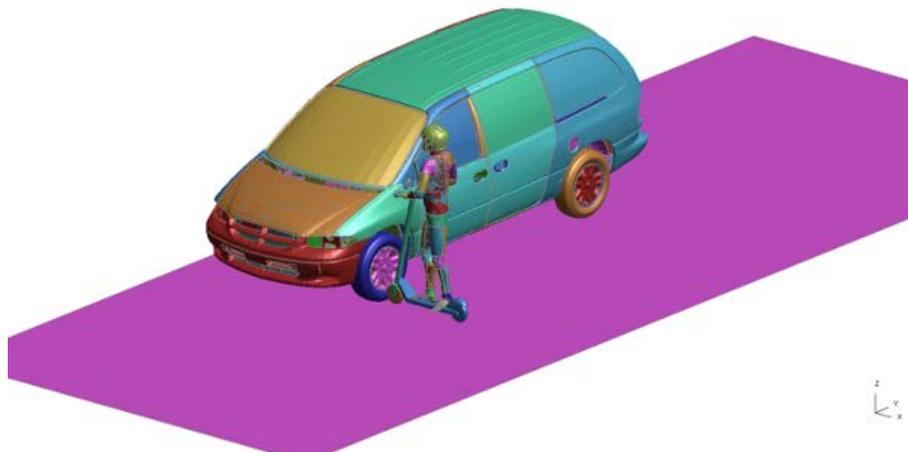


Figura 8. Posicionamiento de simulación V.T.C. sobre lateral del capó

Tras las simulaciones de estos casos, se ha obtenido los siguientes resultados:

- Suelo de hormigón deformable

	Aceleración Máx. [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Deflexión Tórax [mm]
B.D.S. Mejorado	1880	61610	1.9	20.5
B.D.C. Mejorado	185	986.6	1.12	35.1
B.T.S. Mejorado	564	7017	0.843	33.1
B.T.C. Mejorado	242	1952	0.807	36.8

Tabla 2. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones con suelo de hormigón deformable

- Variación de ángulo de impacto contra bordillo

	Aceleración Máx. [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Deflexión Tórax [mm]
30°				
B.D.S.	722	9433	1.16	10.5
B.T.S.	652	6976	1.07	19.3
45°				
B.D.S.	1380	32450	1.1	17.1
B.T.S.	584	7440	0.633	17.5
60°				
B.D.S.	382	2839	0.721	16.1
B.T.S.	600	7697	0.741	12.7

Tabla 3. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones con variación de ángulo de impacto contra bordillo

- Impacto contra lateral del capó del vehículo

	Aceleración Máx. [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Deflexión Tórax [mm]
V.D.S.	59.9	82.15	0.736	6.49
V.D.C.	32.9	24.37	0.582	5.34
V.T.S.	125	513.6	0.989	19.8
V.T.C.	72.7	224.5	0.818	16.3

Tabla 4. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones de impacto contra lateral del capó

El análisis de estos resultados se resume en:

- En comparación a los valores obtenidos en el capítulo anterior (*Tabla 3*), se ha observado que los valores se han incrementado ligeramente en 3 de los 4 casos. El modelo de impacto contra bordillo con *Dummy Hyb. III* obtiene unos valores muy elevados en comparación al modelo base, pudiendo llegar a ser por la cinemática del HBM, donde el dummy llega a impactar contra el suelo con una mayor inclinación del plano coronal respecto del plano del suelo, haciendo que el impacto de la cabeza contra el suelo sea más notable que en que el caso anterior y, por lo tanto, los valores de HIC15 y BrIC se ven afectados en gran medida.

- En las simulaciones con suelo de hormigón deformable, los valores de deflexión del tórax del *Dummy Hyb. III* son menores en comparación a los casos base. Esto se debe a que la mayoría de la energía recae sobre el contacto producido entre la cabeza y el suelo deformable, mientras el pecho se va arrastrando en la zona superior de la zona del esternón, donde está situado el sensor de deformación. Mientras que en los casos del *THUMS* estos se mantienen en valores similares, aunque en el caso con el uso del casco este aumenta ligeramente.
- Tras la vista de los resultados, la introducción del suelo de hormigón deformable no ha podido logrado mejorar los valores que se obtuvieron en el capítulo anterior y, por tanto, habría que estudiar qué tipo de material o contactos sería los más apropiados para poder resolver mejor este apartado.
- En las simulaciones con variación de ángulo, los modelos que utilizan *Dummy Hyb. III* tienen una cinemática similar donde la rodilla es el primer elemento del HBM que impacta contra el suelo, confiriendo diferentes cinemáticas posteriores, dando lugar a valores bastante diferentes entre ellos.
- En las simulaciones con variación de ángulo, las deflexiones de la caja torácica que se han obtenido no son representativas de la deformación real. Esto ocurre debido a que los sensores de deformación están preparados para captar la deformación longitudinal. Por lo tanto, no se leen correctamente las máximas deformaciones que se producen en ambos modelos. Además, los modelos *THUMS* tienen un movimiento de rotación del torso sobre la pelvis, mientras que los modelos con *Dummy Hyb. III*, al estar más restringidos en ese movimiento, el impacto se produce más próximo a la zona anterior del cuerpo.
- En los casos de simulación contra el lateral del capó, los valores obtenidos de aceleraciones resultantes y HIC15 son inferiores a los obtenidos en los ensayos de impacto contra la puerta lateral del vehículo. Esto se produce de la ubicación del impacto, ya que permite la rotación del HBM sobre el manillar del SES durante el impacto, permitiendo que la cabeza disipe parte de la energía durante el movimiento y, además, el impacto contra el parabrisas y el capó ayudan a la amortiguación de la cabeza.
- Según los valores de HIC15 obtenidos en las simulaciones de impacto contra el lateral del capó, en todos los casos se está por debajo de los límites establecidos y, por lo tanto, la probabilidad de riesgo de lesión craneoencefálica es muy bajo, ya que se considera que, para un valor de 700, las lesiones craneoencefálicas serían del 5 % AIS4+ [16].

CONCLUSIONES

Tras la realización de este trabajo, algunas de las conclusiones que se han podido obtener son:

- Se recomienda el uso del modelo *Dummy Hyb. III* para las simulaciones donde un vehículo este involucrado. Mientras que, se recomienda el modelo *THUMS* ya que el modelo *Dummy Hyb. III* estan modelados para sufrir impactos contra el exterior o interior de los vehículos.
- En la comparativa entre las colisiones contra el bordillo y contra el vehículo, se puede concluir que son más peligrosos los impactos contra el bordillo ya que no existe ningún elemento actual que permita absorber parte de la energía antes de producirse el impacto contra el suelo.
- Se pueden observar que existe una tendencia de reducir tanto los valores de aceleraciones máximas, HIC15 y BrIC con el uso de casco y, por tanto, las probabilidades de sufrir lesiones de cabeza.
- En la gran mayoría de simulaciones realizadas, la cara es la parte del cuerpo que sufre el primer impacto, por lo que es importante tener en cuenta el tipo de casco a emplear para mejorar la seguridad durante su uso.
- La introducción del suelo de hormigón deformable no logró mejorar los valores obtenidos en las simulaciones. Por lo tanto, se necesitará una mayor revisión de las propiedades de los materiales y contactos empleados, junto a estudios que hayan podido obtener datos experimentales de deflexión de la cabeza en impactos para modelizar este tipo de colisión.
- Tras revisar los casos de impactos contra bordillo con variación de ángulos, se puede considerar que cuanto menor sea el ángulo de impacto, mayor serán las probabilidades de sufrir una lesión, tanto craneoencefálica como cerebral.
- Los accidentes que se producen en la puerta lateral son más graves que los que ocurren en la zona lateral del capo, ya que la puerta imposibilita que la cabeza pueda disipar algo de energía antes del impacto principal.
- Por último, no hay que olvidar las lesiones que se producen en las extremidades ya que también son zonas que tienen tendencias a sufrir algún tipo de lesión, a pesar de que no existen criterios de daño en algunas zonas (sobre todo en las extremidades superiores) que estén aprobados en la comunidad científica.

Tras la realización de este trabajo, para reducir el riesgo de lesión se llega a recomendar extendidamente el uso de casco siempre que se vaya a utilizar un SES para realizar viajes cortos dentro de núcleos urbanos.

Bibliografía

- [1] **SAE**: *Taxonomy and Classification of Powered Micromobility Vehicles*, contiene las diferentes descripciones de los vehículos comprendidos de micromovilidad.
Consulta: 15 de enero de 2022
- [2] **Pyramid Consulting**: *Madrid 360 a punto de aprobarse ¿Es inconstitucional?*.
Disponible en: <https://www.pyramidconsulting.es/actualidad-juridica/madrid-360-punto-aprobarse-inconstitucional/>
Consulta: 10 de abril de 2022
- [3] Allem JP, Majmundar A. (2018). *Are electric scooters promoted on social media with safety in mind? A case study on Bird's Instagram*. Preventive Medicine Reports. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pmedr.2018.11.013>
- [4] **El País**: *Patinetes contaminantes; 'patineteadores' nocivos*.
Disponible en: https://elpais.com/ccaa/2019/10/07/madrid/1570455650_580829.html
Consulta: 25 de abril de 2022
- [5] McKenzie G. (2019). *Spatiotemporal comparative analysis of scooter-share and bike-share usage T patterns in Washington, D.C.* Journal of Transport Geography. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jtrangeo.2019.05.007>
- [6] Nitesh R. Shah, Sameer Aryal, Yi Wen, Christopher R. Cherry. (2021). *Comparison of motor vehicle-involved e-scooter and bicycle crashes using standardized crash typology*. National Safety Council. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2021.03.005>
- [7] Noureddine A., Eskandarian A., Digges K. (2002). *Computer modeling and validation of a Hybrid III dummy for crashworthiness simulation*. Mathematical and Computer Modelling. [https://doi.org/10.1016/S0895-7177\(02\)00057-2](https://doi.org/10.1016/S0895-7177(02)00057-2)
- [8] Pipkorn B., Mroz K. (2009). *Validation of a Human Body Model for Frontal Crash and its Use for Chest Injury Prediction*. SAE. <https://doi.org/10.4271/2008-01-1868>

- [9] Marius Ptak, Fábio A. O. Fernandes, Mateusz Dymek, Christopher Welter, Kacper Brodziński, Leszek Chybowski. (2022). *Analysis of electric scooter user kinematics after a crash against SUV*. PLOS ONE. DOI: [https:// doi.org/10.1371/journal.pone.0262682](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262682)
- [10] Trivedi TK, Liu C, Antonio ALM, Wheaton N, Kreger V, Yap A. (2019). *Injuries associated with standing electric scooter use*. JAMA Network Open. DOI: [10.1001/jamanetworkopen.2018.73](https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2018.73)
- [11] Störmann P, Klug A, Nau C, Verboket R.D, Leiblein M, Müller D, Schweigkofler U, Hoffmann R, Marzi I, Lustenberger T (2016). *Characteristics and Injury Patterns in Electric-Scooter Related Accidents—A Prospective Two-Center Report from Germany*. Journal of Clinical Medicine. DOI: [10.3390/jcm9051569](https://doi.org/10.3390/jcm9051569)
- [12] K. Basconesa, T.E. Maio Méndezb, F.A. Yañez Sillerc. (2022). *E-scooter accidents: A new epidemic*. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.recot.2021.09.009>
- [13] **NHTSA: Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems**, contiene los criterios de lesión propuestos para determinar la probabilidad de lesión.
Consulta: 1 de noviembre de 2021
- [14] Takhounts, E.G., Craig, M.J., Moorhouse, K., McFadden, J., Hasija, V., (2013). *Development of Brain Injury Criteria (BrIC)*. SAE Technical Paper. Stapp Car Crash Journal, Vol. 57 (November 2013), pp. 243-266.
- [15] **Federal Highway Administration: Users Manual for LS-DYNA Concrete Material Model 159**, contiene la documentación de un modelo de material de hormigón que se ha implementado en el código software de elementos finitos, LS-Dyna.
Consulta: 3 de mayo de 2022
- [16] **IIHS: Moderate Overlap Frontal Crashworthiness Evaluation Guidelines for Rating Injury Measures**, contiene los criterios para determinar la probabilidad de lesión según los criterios de lesión ya establecidos.
Consulta: 1 de noviembre de 2021

CHARACTERIZATION OF KINEMATICS AND DYNAMICS OF PERSONAL MOBILITY VEHICLES INVOLVED IN ON-ROAD ACCIDENTS.

Author: Guzmán Terrón, Diego.

Directors: López Valdés, Francisco José.

Valdano, Manuel.

Mechanical Engineering Department.

SUMMARY OF THE PROJECT

INTRODUCTION

Due to the search for more sustainable mobility over time and the reduction of pollutant emissions from vehicles with combustion engines in city centers, there is an increase in the use of different methods of mobility in European cities, in particular micro-mobility. Micro-mobility is mainly comprised of vehicles that allow users to make the last mile in a sustainable means of transport other than conventional public transport (bus, metro, train, etc.).



Figure 1. Area delimited for pedestrians by the Madrid 360 plan
Source: web page [2].

Due to the growth in the use of SES ("*Standing Electric Scooter*") [1], many cities have not been able to catch up in terms of regulations and specific infrastructure for this type of mobility and, consequently, the number of injuries caused by accidents with this type of vehicle has also increased.

This study aims to investigate the most typical accidents with this type of vehicle, the reason for the accident, the type of associated injuries and the areas affected, and, verify through the use of finite element simulations, whether the use of helmets would reduce the risk of injury in these accidents through the use of various types of HBM ("*Human Body Model*").

STATE OF THE ART

Since 5 years ago, several proposals and different means of transport have emerged to meet the objectives of polluting emissions in cities, such as the promotion of the use of public transport or the creation of sharing companies. Among these companies, several emerged where the vehicle to be shared was the SES. The reason for the boom of this vehicle is due to its versatility in the city, availability of the service in the cities, convenience of use, in addition to the advertising campaigns carried out through social networks. [4].



Figure 2. Scooters from sharing companies.
Source: web page [5].

For example, in 2018 a study of standing electric scooters usage and "bike-share" in the city of Washington D.C. (United States) where an average usage time of 5 minutes was recorded to travel a distance of approximately 650m, making 7050 trips with 287 scooters in one day [6]. Other studies show a 100% increase in SES use in the United States from 2018 to 2019 [7].

In California, from September 2017 to August 2018 inclusive, 249 patients were recorded attending an emergency center in the city of Santa Monica with the reason of having been involved in an accident where an SES was involved [11]. Meanwhile, in Germany, in the city of Frankfurt, 76 patients were registered in a study period of 9 months (from July 2019 to March 2020, ending the study earlier than planned by COVID-19) [12].

Due to the growth in the use of SES, many cities have not been able to catch up in terms of regulations and specific infrastructure for this type of mobility and, consequently, the number of injuries caused by accidents with this type of vehicle has also increased. The following conclusions have been drawn from some of the studies reviewed [11][12][13]:

- The majority of patients seen in emergency centers were **males**
- The average age of those attended was approximately **33 years old**.

- The vast majority of SES accidents occur due to the occupants **falling by their own**, while the remainder occur due to collisions with objects, pedestrians or vehicles that are stationary or moving.
- Less than 5 % of the patients claimed to have worn a helmet during the accident.
- More than 95 % of the patients did not exceed the established blood alcohol limits or had any other type of intoxication.
- Most of the injuries suffered by the patients were located in the distal areas of the body (hands and legs), head and thorax.

The use of the *Dummy Hybrid III* has been extensive for the study of improving restraint systems [8], while the use of the *THUMS* model is still quite recent [9]. While studies of SES collisions are scarce, some studies have been found regarding their accidentology and possible consequences [10].

It is important to review the areas of injury to the occupants after the accident. From the same studies that have been discussed in the previous section [11][12][13], we will look at how to be able to assess correctly the probability of injury risk by using damage criteria that are already accepted by the medical and scientific community.

Because of this, 3 injury criteria have been selected to use:

1. **HIC15**: is the criterion for cranial damage based on the resultant acceleration over a time period of 15ms [14].
2. **BrIC**: is the brain damage criterion based on the maximum angular velocities in the 3 principal directions [15].
3. **Chest deflection**: is the damage criterion of the arm based on the maximum chest deflection suffered during the accident [14].

SIMULATIONS DESIGNS

According to the studies previously reviewed [11][12], approximately 80 % of the accidents where an SES is involved are in falls without external actions and the rest occur in collisions with objects and vehicles. Therefore, this study will focus on:

- Perpendicular impact of SES against **curb (B.X.X.)**
- Impact against side door of stationary **vehicle (V.X.X.)**

Within these 2 types of accidents, several simulations will be carried out depending on:

- Type of HBM:
 - **Dummy Hybrid III 50th Kit Pedestrian (X.D.X.)**
 - **THUMS AM50 V4.02 (X.T.X.)**
- Protection element used
 - **Without** helmet (X.X.S.)
 - **With** helmet (X.X.C.)

This study will start with the modelization of 8 simulations in total, where the simulations will be coded with the previous initials marked in bold, making reference to each of the situations, with the type of model to be tested and indicating whether or not a helmet is used in the simulation.

For the modeling of these cases, the *LS-DYNA* solver will be used, which works through the use of control cards and their interaction with each other, being the most significant ones the following:

- **LSTC Hybrid III 50th Standing**
- **Floor/Curb:** floor and curb model based on *Shell* type elements containing 101727 nodes which is declared as a rigid material.
- **Scooter:** scooter model based on the *Ninebot* of the brand *Segway*, built by reverse engineering.
- **Vehículo:** model based on the 1997 Dodge Grand Caravan.
- **THUMS AM50 V4.02**
- **Casco:** KTH Riddell Revolution Speed Classic model, modified to eliminate the front grill covering the mouth area.

After modeling, the following cases positions were obtained:

The boundary conditions of the simulations will be the following:

1. The speed of the scooter, dummy or THUMS and helmet will be 25 km/h. This is because this is the maximum speed limit allowed in most European cities.
2. In all simulations, the scooter, the dummy or THUMS, the helmet and the vehicle will be under the action of gravity.
3. Simulation times will vary depending on the model to be calculated.

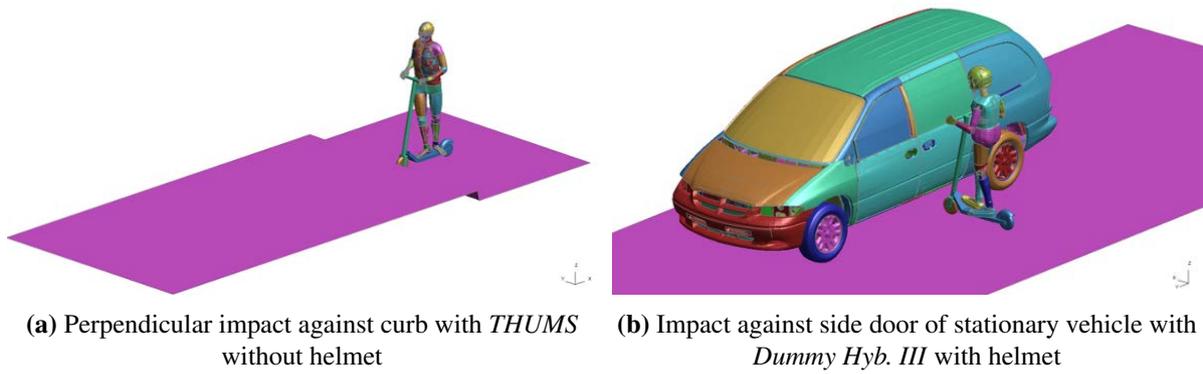


Figure 3. Simulations positioning

RESULTS ANALYSIS

The results will be obtained using the *LS PREPOST* program, which will allow us to obtain the animation, kinematic and dynamic data to be able to contrast it with the injury criteria previously established.

Some of the kinematics were as follows:

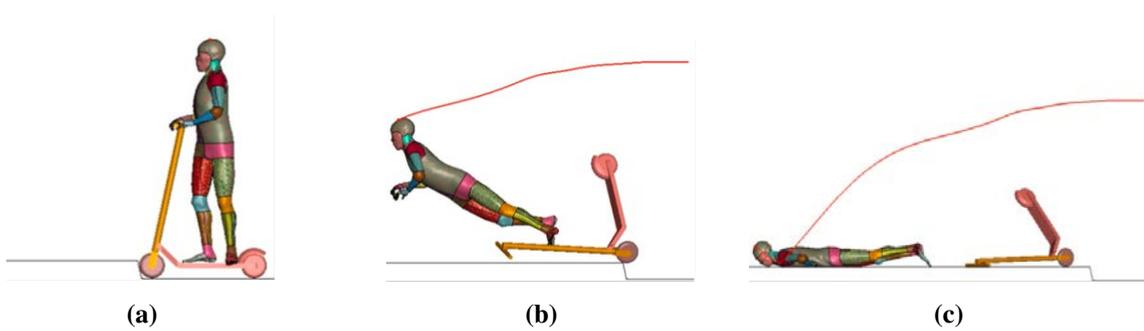


Figure 4. B.T.S. simulation kinematics.

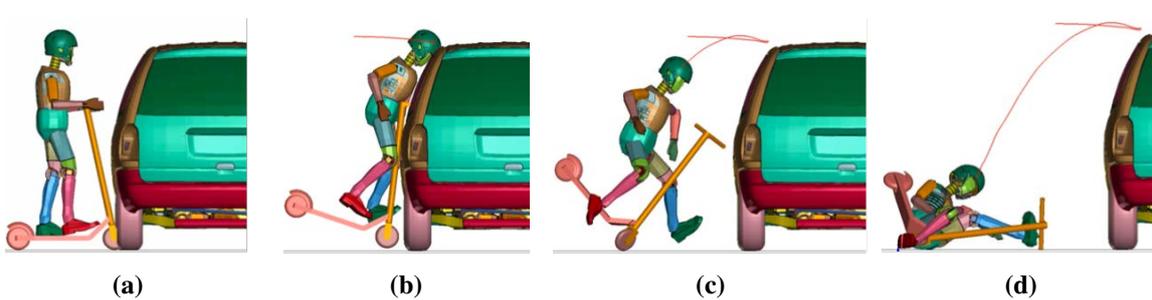


Figure 5. V.D.C. simulation kinematics.

The values obtained from the simulations were the following:

	Max. Acceleration [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Chest Deflection [mm]
B.D.S.	991	19360	1.33	39.4
B.D.C.	172	893	1.06	36.2
B.T.S.	486	6045	0.846	33.0
B.T.C.	243	2049	0.81	29.8
V.D.S.	71.9	225.8	0.552	48.9
V.D.C.	68.7	195.6	0.522	43.3
V.T.S.	229	1371	0.949	25.5
V.T.C.	87.1	208.4	0.831	27.2

Table 1. Table of results obtained after simulations

After obtaining these results, a subsequent analysis was carried out, obtaining the following conclusions:

- Very high peak accelerations and HIC15 have been obtained in the simulations of the HBMs on the ground without the use of helmets due to the fact that the collisions between them are very rigid, obtaining values that are clearly higher than the critical values of HIC15 (the critical value of HIC15 is 700 [14]). The reason for this is to have used a rigid material definition for the soil, seeking to minimize the computational cost of the simulations. Therefore, it will be necessary to rely in some simulations on the trends of these values depending on the type of HBM used and the use of helmet.
- In addition to using the HIC15 value, we have used the critical BrIC values [15] in order to be able to have another measure to compare results or see trends between simulations. Thanks to this we will be able to determine the probabilities of obtaining CSDM (Çumulative Strain Damage Measurement") and MPS ("Maximum Principal Strain"), which will be able to indicate the probabilities of AIS4+ brain injury.
- In the simulations against the curb, it can be observed that the peak values of HIC15 and BrIC occur at the same instant as the collision of the head against the ground. Whereas, in the simulations against the vehicle, the peak values of HIC15 and BrIC does not occur with the same impact in the cases with THUMS, where the peaks of HIC15 occur with the impact of the head against the ground while BrIC peak happen with the impact against the vehicle door, indicating that it is as important to look at the impact against the door than against the ground after the previous impact of the door.
- Observing the results obtained with the deflection of the thorax in the simulations, it can be seen that, due to the difference in modeling between the two models, the deflections in the THUMS model are lower than those obtained in the dummy. In addition, it is noted

that, due to the absence of energy dissipation elements in the simulations, the use of helmet in the simulations could be one of the reasons that would also be able to reduce the deflection.

- The simulations against the curb with a helmet show that the behaviour of the foam varies depending on the HBM used in each case, being able to cushion the impact to a greater or lesser extent. While in the case of the THUMS AM50 the rebound is much higher, generating an important collision between the head and the ground.

OPTIMIZATION AND EXTENSION OF RESULTS

After the completion of the 8 previous cases, the aim is to improve the current simulations to try to improve the values obtained in the previous modelling, and to simulate other possible cases based on the previous models in order to widen the research range of the cases.

For this, an improvement and 2 new cases of investigation have been thought off:

1. Soil properties improvement: an attempt will be made to improve the soil properties in order to obtain reasonable values that are closer to the real values. For this purpose, an area declared as a deformable concrete soil will be used, with properties taken from the user's manual for *LS-Dyna* using concrete materials *MAT 159* from the *Federal Highway Administration* [16].

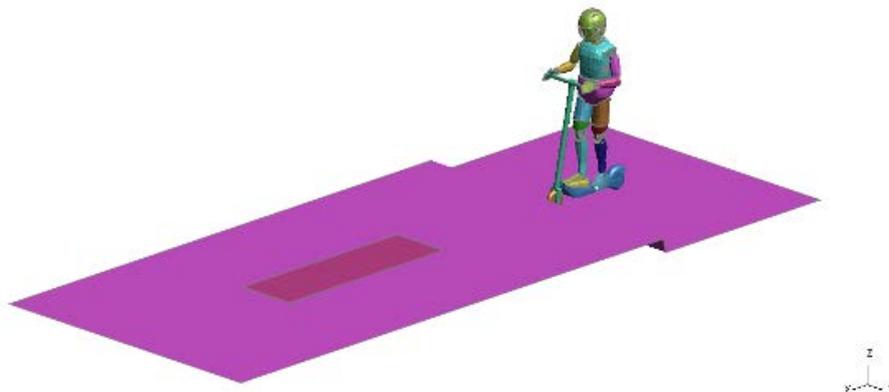


Figure 6. B.D.C. simulation positioning with a deformable concrete floor

2. SES impact against curb with variation of angle of incidence: in order to check if impacting with different angles can cause a higher risk of injury to the occupant in case of an accident. For this study, 3 extra variations have been performed to test this: at 30°, 45° and 60° with respect to the normal vector of the XZ plane. In these cases, models helmet use has not been simulated.

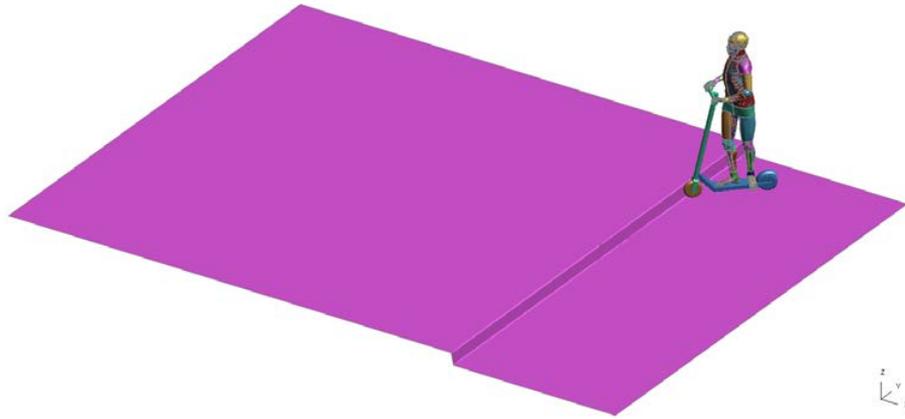


Figure 7. B.T.S. simulation positioning at 45°.

3. SES impact against a stationary vehicle in the side area of the hood: to see how the probability of injury to the occupant varies if the impact against the vehicle is located in another area. In this case, it has been decided to analyze the collision in the side area of the hood, located at the front wheel center.

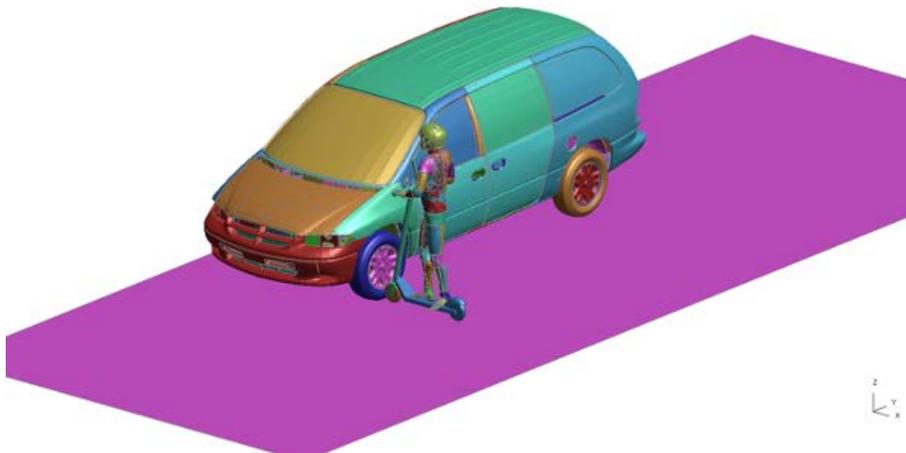


Figure 8. Positioning of V.T.C. simulation on the side of the hood

After the simulations of these cases, the following results have been obtained:

- Deformable concrete floor

	Max. Acceleration [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Chest Deflection [mm]
B.D.S. Improved	1880	61610	1.9	20.5
B.D.C. Improved	185	986.6	1.12	35.1
B.T.S. Improved	564	7017	0.843	33.1
B.T.C. Improved	242	1952	0.807	36.8

Table 2. Table of results obtained after simulations with deformable concrete floor

- Curb impact angle variation

	Max. Acceleration [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Chest Deflection [mm]
30°				
B.D.S.	722	9433	1.16	10.5
B.T.S.	652	6976	1.07	19.3
45°				
B.D.S.	1380	32450	1.1	17.1
B.T.S.	584	7440	0.633	17.5
60°				
B.D.S.	382	2839	0.721	16.1
B.T.S.	600	7697	0.741	12.7

Table 3. Table of results obtained after simulations with curb impact angle variation

- Impact against side of vehicle hood

	Max. Acceleration [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Chest Deflection [mm]
V.D.S.	59.9	82.15	0.736	6.49
V.D.C.	32.9	24.37	0.582	5.34
V.T.S.	125	513.6	0.989	19.8
V.T.C.	72.7	224.5	0.818	16.3

Table 4. Table of results obtained after hood side impact simulations

The results analysis can be summarized as follows:

- Compared to the values obtained in the previous chapter (*Table 1*), it has been observed that the values have slightly increased in 3 of the 4 cases. The curb impact model with *Dummy Hyb. III* obtains very high values compared to the base model, which may be due to the kinematics of the HBM, where the dummy impacts the ground with a greater inclination of the coronal plane with respect to the ground plane, making the impact of the head against the ground more noticeable than in the previous case and, therefore, the values of HIC15 and BrIC are greatly affected.
- Simulations with deformable concrete floor, the values of thorax deflection of the *Dummy Hyb. III* are lower compared to the base cases. This is due to the fact that most of the energy falls on the contact produced between the head and the deformable floor, while the chest is dragging in the upper area of the sternal area, where the deformation sensor is located. While in the cases of the *THUMS* these are maintained in similar values, although in the case with the use of the helmet this increases slightly.
- In view of the results, the introduction of the deformable concrete floor has not been able to improved the values obtained in the previous chapter and, therefore, it would be

necessary to study what type of material or contacts would be the most appropriate to be able to better solve this issue.

- In the simulations with angle variation, the models using *Dummy Hyb. III* have similar kinematics where the knee is the first element of the HBM to impact the ground, conferring different posterior kinematics, resulting in quite different values between them.
- In the simulations with angle variation, the rib cage deflections obtained are not representative of the actual deformation, since the impacts did not occur in the areas where the sensors are located. This occurs because the deformation sensors are prepared to detect the longitudinal deformation and, however, due to the area where the maximum deformations occur and the fact that the *THUMS* models have a rotational movement of the torso over the pelvis, while the models with *Dummy Hyb. III* models, being more restricted in this movement, the impact occurs closer to the anterior area of the body.
- In the cases of simulation against the side of the hood, the resultant accelerations and HIC15 values obtained are lower than those obtained in the impact tests against the side door of the vehicle. This is due to the location of the impact, as it allows the rotation of the HBM on the SES handlebar during the impact, allowing the head to dissipate part of the energy during the movement and, in addition, the impact against the windshield and the hood help cushioning the head.
- According to the HIC15 values obtained in the simulations of impact against the side of the hood, in all cases it is below the established limits and, therefore, the probability of risk of head injury is very low, since it is considered that, for a value of 700, the cranioencephalic lesions would be 5 % AIS4+. [17].

CONCLUSIONS AND PROJECTS FOR THE FUTURE

After carrying out this work, some of the conclusions that have been obtained are the following:

- The use of the model *Dummy Hyb. III* is recommended for simulations where a vehicle is involved. Whereas, the *THUMS* model is recommended since the *Dummy Hyb. III* are modeled for impacts against the exterior or interior of vehicles.
- Comparing between collisions against the curb and against the vehicle, it can be concluded that impacts against the curb are more dangerous since there is no current element that allows absorbing part of the energy before the impact against the ground.
- It can be observed that there is a tendency to reduce both the values of peak accelerations, HIC15 and BrIC with the use of helmets and, therefore, the probability of suffering head injuries.
- In most of the simulations performed, the face is the part of the body that suffers the first impact, so it is important to take into account the type of helmet to be used to improve safety during its use.
- The introduction of the deformable concrete floor did not improve the values obtained in the simulations. Therefore, further review of the properties of the materials and contacts used will be needed, along with studies that have been able to obtain experimental head deflection data on impact to model this type of collision.
- After reviewing the cases of curb impacts with angle variation, it can be considered that the lower the angle of impact, the higher the probability of suffering an injury, both cranial and cerebral.
- Accidents occurring in the side door area are more serious than those occurring in the side hood area, as the door makes it impossible for the head to dissipate some of the energy before the main impact.
- Finally, we must not forget the injuries that occur in the extremities, since they are also areas that have a tendency to suffer some type of injury, despite the fact that there are no damage criteria in some areas (especially in the upper extremities) that are approved by the scientific community.

Following this work, to reduce the risk of injury, the use of helmets is widely recommended whenever an SES is to be used for short trips within urban areas.

Reference

- [1] **SAE**: *Taxonomy and Classification of Powered Micromobility Vehicles*, contains the different descriptions of the included micro-mobility vehicles.
Consulta: 15 de enero de 2022
- [2] **Pyramid Consulting**: *Madrid 360 a punto de aprobarse ¿Es inconstitucional?*.
Available at: <https://www.pyramidconsulting.es/actualidad-juridica/madrid-360-punto-aprobarse-inconstitucional/>
Visited: April 10th, 2022
- [3] Thaddeus J. Puzio, Patrick B. Murphy, Josh Gazzetta, Hannah A. Dineen, Stephanie A. Savage, Erik W. Streib, Ben L. Zarzaur (2020). *The electric scooter: A surging new mode of transportation that comes with risk to riders*, Traffic Injury Prevention. DOI: <https://doi.org/10.1080/15389588.2019.1709176>
- [4] Allem JP, Majmundar A. (2018). *Are electric scooters promoted on social media with safety in mind? A case study on Bird's Instagram*. Preventive Medicine Reports. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pmedr.2018.11.013>
- [5] **El País**: *Patinetes contaminantes; 'patineteadores' nocivos*.
Available at: https://elpais.com/ccaa/2019/10/07/madrid/1570455650_580829.html
Visited: April 25th, 2022
- [6] McKenzie G. (2019). *Spatiotemporal comparative analysis of scooter-share and bike-share usage T patterns in Washington, D.C.* Journal of Transport Geography. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jtrangeo.2019.05.007>
- [7] Nitesh R. Shah, Sameer Aryal, Yi Wen, Christopher R. Cherry. (2021). *Comparison of motor vehicle-involved e-scooter and bicycle crashes using standardized crash typology*. National Safety Council. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2021.03.005>
- [8] Nouredine A., Eskandarian A., Digges K. (2002). *Computer modeling and validation of a Hybrid III dummy for crashworthiness simulation*. Mathematical and Computer Modelling. [https://doi.org/10.1016/S0895-7177\(02\)00057-2](https://doi.org/10.1016/S0895-7177(02)00057-2)

- [9] Pipkorn B., Mroz K. (2009). *Validation of a Human Body Model for Frontal Crash and its Use for Chest Injury Prediction*. SAE. <https://doi.org/10.4271/2008-01-1868>
- [10] Marius Ptak, Fábio A. O. Fernandes, Mateusz Dymek, Christopher Welter, Kacper Brodziński, Leszek Chybowski. (2022). *Analysis of electric scooter user kinematics after a crash against SUV*. PLOS ONE. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262682>
- [11] Trivedi TK, Liu C, Antonio ALM, Wheaton N, Kreger V, Yap A. (2019). *Injuries associated with standing electric scooter use*. JAMA Network Open. DOI: [10.1001/jamanetworkopen.2018.73](https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2018.73)
- [12] Störmann P, Klug A, Nau C, Verboket R.D, Leiblein M, Müller D, Schweigkofler U, Hoffmann R, Marzi I, Lustenberger T (2016). *Characteristics and Injury Patterns in Electric-Scooter Related Accidents—A Prospective Two-Center Report from Germany*. Journal of Clinical Medicine. DOI: [10.3390/jcm9051569](https://doi.org/10.3390/jcm9051569)
- [13] K. Basconesa, T.E. Maio Méndezb, F.A. Yañez Sillerc. (2022). *E-scooter accidents: A new epidemic*. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.recot.2021.09.009>
- [14] **NHTSA**: *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems*, contains proposed injury criteria to determine the likelihood of injury.
Visited: November 1st, 2021
- [15] Takhounts, E.G., Craig, M.J., Moorhouse, K., McFadden, J., Hasija, V., (2013). *Development of Brain Injury Criteria (BrIC)*. SAE Technical Paper. Stapp Car Crash Journal, Vol. 57 (November 2013), pp. 243-266.
- [16] **Federal Highway Administration**: *Users Manual for LS-DYNA Concrete Material Model 159*, contains the documentation of a concrete material model that has been implemented in the LS-Dyna solver.
Visited: May 3rd, 2022
- [17] **IIHS**: *Moderate Overlap Frontal Crashworthiness Evaluation Guidelines for Rating Injury Measures*, contains the criteria for determining the probability of injury according to established injury criteria.
Visited: November 1st, 2021

DOCUMENTO I



MEMORIA



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

ICADE

CIHS

Indice

I. Memoria	15
1. Introducción	17
1.1. ¿Qué es la micro-movilidad?	17
1.2. Motivación	19
1.3. Objetivo	20
1.4. Recursos utilizados	20
2. Estado del arte	23
2.1. Desarrollo del patinete y sus usos	23
2.2. Análisis de accidentes con SES involucrados	25
2.2.1. Accidentes en el resto del mundo	25
2.2.2. Accidentes en España	26
2.3. Datos y estimaciones sobre las lesiones del ocupante del SES	27
2.3.1. HIC15	28
2.3.2. BrIC	29
2.3.3. Deflexión del tórax	29
3. Diseño de simulaciones	31
3.1. Uso de LS-Dyna	31
3.2. Tarjetas utilizadas	33
3.3. Posicionamiento de simulaciones y condiciones de contorno	40
3.3.1. Simulación B.D.S.	40
3.3.2. Simulación B.D.C.	40
3.3.3. Simulación B.T.S.	41
3.3.4. Simulación B.T.C.	41
3.3.5. Simulación V.D.S.	41
3.3.6. Simulación V.D.C.	42
3.3.7. Simulación V.T.S.	42
3.3.8. Simulación V.T.C.	42

4. Análisis de resultados	45
4.1. Resultados	45
4.1.1. B.D.S.	46
4.1.2. B.D.C.	47
4.1.3. B.T.S.	49
4.1.4. B.T.C.	50
4.1.5. V.D.S.	51
4.1.6. V.D.C.	53
4.1.7. V.T.S.	54
4.1.8. V.T.C.	55
4.2. Resultados	57
4.3. Análisis y comparativa de las simulaciones	58
5. Optimización y ampliación de simulaciones	61
5.1. Introducción de suelo deformable	61
5.1.1. Tarjeta <i>Deformable_Ground.key</i>	61
5.1.2. Resultados	63
5.2. Bordillo con variación de ángulos de ataque	68
5.2.1. Posicionamiento de modelos de simulación	69
5.2.2. Resultados	70
5.2.2.1. 30°	70
5.2.2.2. 45°	73
5.2.2.3. 60°	76
5.3. Colisión contra lateral del capó del vehículo	79
5.3.1. Posicionamiento de modelos	79
5.3.2. Resultados	81
5.4. Resultados	86
5.5. Análisis y comparativa de simulaciones	88
5.5.1. Análisis de introducción de suelo de hormigón deformable	88
5.5.2. Variación de ángulo de impacto contra bordillo	89
5.5.3. Impacto contra lateral del capó del vehículo	92
6. Conclusiones y trabajos futuros	95
6.1. Tareas completadas	95
6.2. Conclusiones	96
6.3. Trabajos futuros	99
Bibliografía	100

II. Anexo

105

Índice de figuras

1.	Zona delimitada para peatones por el plan Madrid 360	17
2.	Personas utilizando SES en la ciudad	18
3.	Patinetes de alquiler en Madrid	18
4.	Crash-Test realizado por CESVIMAP	19
5.	Uso de patinetes motorizados a principios del siglo XX	23
6.	Patinetes de empresas de “ <i>sharing</i> ”	24
7.	Gráfico de deflexión del tórax	30
8.	LSTC	33
9.	Bordillo	34
10.	Patinete de Segway	35
11.	Partes del patinete	35
12.	Modelo de Patinete	36
13.	Modelo de Vehículo	37
14.	Modelo de THUMS	37
15.	Chord Deflection	38
16.	Modelo de casco	39
17.	Posicionamiento de simulación B.D.S.	40
18.	Posicionamiento de simulación B.D.C.	40
19.	Posicionamiento de simulación B.T.S.	41
20.	Posicionamiento de simulación B.T.C.	41
21.	Posicionamiento de simulación V.D.S.	41
22.	Posicionamiento de simulación V.D.C.	42
23.	Posicionamiento de simulación V.T.S.	42
24.	Posicionamiento de simulación V.T.C.	42
25.	Posicionamiento de <i>THUMS</i> sobre patinete	43
26.	Posicionamiento de casco sobre <i>THUMS</i>	43
27.	Fijación de largueros	44
28.	Cinemática de simulación B.D.S.	46

29. HIC15 de simulación B.D.S.	46
30. BrIC de simulación B.D.S.	47
31. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S.	47
32. Cinemática de simulación B.D.C.	48
33. HIC15 de simulación B.D.C.	48
34. BrIC de simulación B.D.C.	48
35. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.C.	49
36. Cinemática de simulación B.T.S.	49
37. HIC15 de simulación B.T.S.	49
38. BrIC de simulación B.T.S.	50
39. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.S.	50
40. Cinemática de simulación B.T.C.	50
41. HIC15 de simulación B.T.C.	51
42. BrIC de simulación B.T.C.	51
43. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.C.	51
44. Cinemática de simulación V.D.S.	52
45. HIC15 de simulación V.D.S.	52
46. BrIC de simulación V.D.S.	52
47. Deflexión de caja torácica de simulación V.D.S.	53
48. Cinemática de simulación V.D.C.	53
49. HIC15 de simulación V.D.C.	53
50. BrIC de simulación V.D.C.	54
51. Deflexión de caja torácica de simulación V.D.S.	54
52. Cinemática de simulación V.T.S.	54
53. HIC15 de simulación V.T.S.	55
54. BrIC de simulación V.T.S.	55
55. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.S.	56
56. Cinemática de simulación V.T.C.	56
57. HIC15 de simulación V.T.C.	56
58. BrIC de simulación V.T.C.	57
59. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.C.	57
60. Deformación de espuma del casco en simulación B.D.C.	59
61. Deformación de espuma del casco en simulación B.T.C.	59
62. Comparación de cinemáticas obtenidas de Crash-Test realizado por CESVIMAP [9] y obtenidas en simulación V.D.C.	60
63. Partes declaradas dentro de la tarjeta <i>Deformable_Floor</i>	62

64. Posición suelo deformable	62
65. Cinemática de simulación B.D.S. con suelo deformable	63
66. HIC15 de simulación B.D.S. con el suelo deformable	63
67. BrIC de simulación B.D.S. con suelo deformable	63
68. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. con suelo deformable	64
69. Cinemática de simulación B.D.C. con suelo deformable	64
70. HIC15 de simulación B.D.C. con el suelo deformable	64
71. BrIC de simulación B.D.C. con suelo deformable	65
72. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.C. con suelo deformable	65
73. Cinemática de simulación B.T.S. con suelo deformable	65
74. HIC15 de simulación B.T.S. con el suelo deformable	66
75. BrIC de simulación B.T.S. con suelo deformable	66
76. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.S. con suelo deformable	66
77. Cinemática de simulación B.T.C. con suelo deformable	67
78. HIC15 de simulación B.T.C. con el suelo deformable	67
79. BrIC de simulación B.T.C. con suelo deformable	67
80. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.C. con suelo deformable	68
81. Ángulo 90°	68
82. Ángulo 90°	69
83. Posicionamiento de modelos de impacto contra bordillo con variación de ángulos	69
84. Cinemática de simulación B.D.S. a 30°	70
85. HIC15 de simulación B.D.S. a 30°	70
86. BrIC de simulación B.D.S. a 30°	70
87. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. a 30°	71
88. Cinemática de simulación B.T.S. a 30°	71
89. HIC15 de simulación B.T.S. a 30°	71
90. BrIC de simulación B.T.S. a 30°	72
91. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. a 30°	72
92. Cinemática de simulación B.D.S. a 45°	73
93. HIC15 de simulación B.D.S. a 45°	73
94. BrIC de simulación B.D.S. a 45°	73
95. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. a 45°	74
96. Cinemática de simulación B.T.S. a 45°	74
97. HIC15 de simulación B.T.S. a 45°	74
98. BrIC de simulación B.T.S. a 45°	75
99. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.S. a 45°	75
100. Cinemática de simulación B.D.S. a 60°	76

101. HIC15 de simulación B.D.S. a 60°	76
102. BrIC de simulación B.D.S. a 60°	76
103. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. a 60°	77
104. Cinemática de simulación B.T.S. a 60°	77
105. HIC15 de simulación B.T.S. a 60°	77
106. BrIC de simulación B.T.S. a 60°	78
107. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.S. a 60°	78
108. Accidente SES en intersección	79
109. Posicionamiento de simulación V.D.S.	79
110. Posicionamiento de simulación V.D.C.	80
111. Posicionamiento de simulación V.T.S.	80
112. Posicionamiento de simulación V.T.S.	80
113. Cinemática de simulación V.D.S. sobre lateral del capó	81
114. HIC15 de simulación V.D.S. sobre lateral del capó	81
115. BrIC de simulación V.D.S. sobre lateral del capó	81
116. Deflexión de caja torácica de simulación V.D.S. sobre lateral del capó	82
117. Cinemática de simulación V.D.C. sobre el lateral del capó	82
118. HIC15 de simulación V.D.C. sobre lateral del capó	82
119. BrIC de simulación V.D.C. sobre lateral del capó	83
120. Deflexión de caja torácica de simulación V.D.C. sobre lateral del capó	83
121. Cinemática de simulación V.T.S. sobre el lateral del capó	83
122. HIC15 de simulación V.T.S. sobre lateral del capó	84
123. BrIC de simulación V.T.S. sobre lateral del capó	84
124. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.S. sobre lateral del capó	84
125. Cinemática de simulación V.T.C. sobre el lateral del capó	85
126. HIC15 de simulación V.T.C. sobre lateral del capó	85
127. BrIC de simulación V.T.C. sobre lateral del capó	85
128. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.C. sobre lateral del capó	86
129. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.C. sobre lateral del capó	89
130. Influencia de impacto con rodilla en simulación B.D.S. a 30°	90
131. Influencia de impacto con rodilla en simulación B.D.S. a 45°	90
132. Influencia de impacto con rodilla en simulación B.D.S. a 60°	90
133. Posiciones de torso durante impactos contra bordillo a 45° en el mismo instante (t=440ms)	91
134. Gráfica de aceleración resultante en el lateral del capó (gráfica amarilla)	92
135. Diferencias de deflexión de la caja torácica usando diferentes HBM	93

136. Casco MTB	98
137. Parachoques ESB	99
138. Objetivos de Desarrollo Sostenible	107
139. Patinetes de <i>sharing</i>	108
140. Infraestructuras de bicicletas	109

Índice de tablas

1. Datos del clúster utilizado	45
2. Tiempos de simulación empleados en cada caso	46
3. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones	57
4. Propiedades de modelización del material para hormigón. <i>Fuente: Federal Highway Administration [24].</i>	62
5. Tiempos de simulación empleados en casos de impacto contra bordillo con suelo deformable	86
6. Tiempos de simulación empleados en casos de impacto contra bordillo con ángulo de incidencia variable	86
7. Tiempos de simulación empleados en casos de impacto contra lateral del capó	87
8. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones con suelo de hormigón deformable	87
9. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones con variación de ángulo de impacto contra bordillo	87
10. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones de impacto contra lateral del capó	88

Acrónimos

<i>AIS</i>	Escala de lesión abreviada (en inglés, <i>Abbreviated Injury Scale</i>)
<i>BrIC</i>	Criterio de lesión del cerebro (en inglés, <i>Brain Injury Criteria</i>)
<i>CAD</i>	Diseño asistido por ordenador (en inglés, <i>Computer-Aided Design</i>)
<i>CSDM</i>	Medición de daño por deformación acumulada (en inglés, <i>Cumulative Strain Damage Measurement</i>)
<i>FEM</i>	Método de elementos finitos (en inglés, <i>Finite Element Method</i>)
<i>HBM</i>	Modelo de cuerpo humano (en inglés, <i>Human Body Model</i>)
<i>HIC</i>	Criterio de lesión encefálica (en inglés, <i>Head Injury Criteria</i>)
<i>MPS</i>	Deformación máxima principal (en inglés, <i>Maximum Principal Strain</i>)
<i>PMHS</i>	Sustituto humano post-mortem (en inglés, <i>Post Mortem Human Surrogate</i>)
<i>SES</i>	Patinete eléctrico de uso de pie (en inglés, <i>Standing Electric Scooter</i>)
<i>VMP</i>	Vehículo de Movilidad Personal

PARTE I



MEMORIA



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

ICADE

CIHS

Capítulo 1

Introducción

LA movilidad urbana ha experimentado un aumento considerable debido al crecimiento de la población de las grandes ciudades y, debido a las últimas políticas que se están implantando en las grandes ciudades del mundo, se ha buscado reducir la movilidad vehicular de combustibles de combustión tradicionales (gasolina y diésel) en zonas delimitadas en los centros de las ciudades para reducir la contaminación medioambiental y acústica, que ha estado al alza en los últimos años.



Figura 1. Zona delimitada para peatones por el plan Madrid 360.

Fuente: página web [1].

Pero estas políticas han hecho que la población busque varias alternativas para poder llegar a su destino final: utilización del transporte público, sustituir su actual vehículo por uno que consuma combustibles con menores emisiones de contaminantes (GNC, GLP, hidrógeno, eléctrico), o pasarse a la micro-movilidad.

1.1. ¿Qué es la micro-movilidad?

La micro-movilidad es aquella que es capaz de abarcar todos los vehículos que permiten a los usuarios realizar el último kilómetro y medio o "last mille" en un medio de transporte sostenible que no sea el transporte público convencional (autobús, metro, tren, etc.).



Figura 2. Personas utilizando SES en la ciudad.
Fuente: página web [2].

Desde 2017, se ha experimentado un aumento del uso de los SES (“*Standing Electric Scooters*”) [3] como medio de transporte en las zonas urbanas de las grandes ciudades, tanto de Europa como de América y Asia [4]. El motivo del auge de este vehículo es por su versatilidad en ciudad, disponibilidad del servicio en las ciudades, comodidad de uso de estos, además de las campañas de publicidad realizadas a través de las redes sociales [5].



Figura 3. Patinetes de alquiler en Madrid.
Fuente: página web [6].

Por ejemplo, en 2018, se realizó un estudio del uso de los SES y “bike-share” en la ciudad de Washington D.C. (Estados Unidos). Tras su realización, se registró una media de tiempo de uso de 5 minutos para recorrer una distancia de aproximadamente 650m, realizando 7050 viajes con 287 patinetes en un día [7]. Otros estudios llegaron a mostrar un incremento del 100% de los usuarios de SES en los Estados Unidos desde 2018 hasta 2019 [8].

1.2. Motivación

Este proyecto se ha realizado en colaboración con CESVIMAP (Centro de Experimentación y Seguridad Vial de MAPFRE), siendo este un centro de innovación en nuevos productos y servicios basados en el uso de los seguros (“Usage Based Insurance”). Su interés en este estudio radica en mejorar la seguridad de los ocupantes de VMP (“vehículos de movilidad personal”) y poder tener una base de cómo se deben asegurar a estos usuarios en función del tipo de lesión y su probabilidad de sufrirla.



Figura 4. Crash-Test realizado por CESVIMAP.

Fuente: página web [9].

El 2 de enero de 2021 entro en vigor una normativa donde indica que cada municipio tendrá el poder de decisión sobre cómo actuar en cada caso en el tema del uso de VMP. Hay algunas comunidades que exigen ya el seguro obligatorio para su utilización mientras que otras no han hecho nada al respecto. Pero en 2024, se introducirá una reforma donde los VMP tendrán que ser matriculados y, por tanto, tendrán que ser asegurados todos ellos [10].

Debido a este incremento del uso de patinetes eléctricos en las ciudades, también se ha estado registrando un aumento de los accidentes donde esté involucrado un SES. El problema de este tipo de accidentes es que la mayoría de las personas que utilizan este medio de transporte no llega a ser consciente del todo del peligro asociado a utilizar SES en vías públicas, que pueden estar o no estar acondicionadas a este tipo de movilidad.

Es por ello por lo que, además de buscar un incremento de la seguridad de los ocupantes de VMP, se busca averiguar la probabilidad de lesión en función de unos criterios de lesión que ya estén aprobados por la comunidad científica a base de experimentación.

1.3. Objetivo

La realización de este trabajo es poder caracterizar accidentes de patinetes basados en estudios con estadísticas reales recogidas de varias zonas del mundo y poder evaluar los riesgos de lesión asociados a estos, para poder corroborar los que varios artículos científicos han publicado desde 2018 y poder dar criterios de mejora tanto en materia de seguridad activa como en las regulaciones que están impuestas en las grandes ciudades de Europa.

Para ello se realizará el siguiente esquema:

1. A través de numerosos artículos científicos, se buscará ver cuáles son los accidentes más comunes entre la población y donde se localizan las lesiones causadas por este tipo de accidentes.
2. A partir de los datos recogidos por varios artículos científicos, se realizarán varias construcciones de modelos de simulación mediante el uso de software FEM ("*Finite Element Method*") con los diferentes casos de estudios para analizar a posteriori.
3. Se buscará una correlación entre los resultados obtenidos de las simulaciones y la revisión bibliográfica realizada a priori de los ensayos mediante el uso de criterios de daños reconocidos en la comunidad científica.
4. Averiguar si las medidas que se han propuesto sobre la protección de ocupantes de SES son apropiadas.

1.4. Recursos utilizados

Para el desarrollo correcto de este proyecto, se han empleado las siguientes herramientas:

1. Artículos científicos publicados en medios reconocidos en la comunidad científica.
2. Programa de diseño asistido CAD (*Computer Aided Design*) SolidWorks
3. Programa de simulación PRIMER. Este programa utiliza el solver LS-Dyna.
4. Programa de pre-post procesado LS Pre-Post. Este programa permite el tratamiento de los datos obtenidos de las varias simulaciones.

5. Clúster de la universidad con plataforma Open MPI 2.1.3. Xeon64, con sistema operativo Linux CentOS 6.10 uom y con 64 CPUs disponibles. Este clúster será el encargado de realizar los cálculos computacionales de las simulaciones.
6. Microsoft OneDrive para poder almacenar los datos obtenidos de las simulaciones ya que estos archivos ocupan grandes cantidades de almacenamiento.
7. Foros online y videos de YouTube sobre codificación y programación del software LS-Dyna.

Capítulo 2

Estado del arte

PARA poder comenzar este proyecto, habrá que indagar en el uso de los SES hoy en día, como se encuentra el estado de las investigaciones realizadas sobre accidentes donde esté involucrado un SES, datos estadísticos que se hayan podido obtener hasta la fecha y los tipos de lesiones que estos puedan generar sobre los ocupantes a través de criterios de lesión.

2.1. Desarrollo del patinete y sus usos

El patinete lleva en nuestra sociedad desde el siglo XIX, concebido como método de entretenimiento para los niños. Desde entonces, se han estado fabricando mejores patinetes, llegando al punto donde, en 1914, los adultos también podían utilizar un patinete como método alternativo de transporte. Después del gran auge del uso del coche de motor de combustión, los patinetes dejaron de tener tanta relevancia en la sociedad.



Figura 5. Uso de patinetes motorizados a principios del siglo XX.

Fuente: página web [11].

Sin embargo, desde hace 5 años, el mundo empezó a comprender la gravedad de la situación actual de la movilidad mundial y quiso cambiar el paradigma establecido: pasar de utilizar vehículos de combustión de combustibles basados del petróleo y peatonalizar los centros históricos de las ciudades para reducir la contaminación (medioambiental y acústica) y los accidentes de tráfico.

A partir de ese momento, surgieron varias propuestas y medios de transportes distintos para cumplir esos objetivos, como el fomento del uso del transporte público o creación de empresas de “*sharing*”. Entre estas empresas, surgieron varias donde el vehículo en cuestión a compartir fue el SES. Este tuvo un gran impacto debido a su versatilidad en la ciudad, disponibilidad en la mayoría de las zonas con mayor afluencia de personas y llegando a alcanzar hasta los 30 km/h.



Figura 6. Patinetes de empresas de “*sharing*”.

Fuente: página web [12].

Desde 2017, en Estados Unidos se registró un crecimiento exponencial del uso de este tipo de vehículo para realizar distancias cortas dentro de las zonas céntricas de las grandes ciudades [4].

No obstante, aunque este efecto ayudó con los objetivos globales de reducir la movilidad de los vehículos privados por ciudad, no se ha tenido en cuenta los peligros que concierne utilizar este tipo de vehículos en carreteras que, en la mayoría de los casos, no están preparadas para ser compartidas con los vehículos de micromovilidad.

En España, las calzadas urbanas fueron diseñadas para movilizar a la gran mayoría de la población en vehículos pesados y voluminosos. Sin embargo, no se ha realizado desde entonces grandes planes de movilidad al respecto para hacer compatible los nuevos modos de transporte con el transporte convencional, llegando a crear un problema grave de seguridad hacia los usuarios de los VMP, llegando a registrar en los últimos años un aumento de los accidentes donde esté involucrado un SES.

2.2. Análisis de accidentes con SES involucrados

Debido a este aumento de la micro-movilidad, también ha estado aumentando de manera paralela los accidentes de estos. Por lo tanto, es importante poder analizar como estos accidentes están ocurriendo, no solo en España sino en el resto del mundo para ser capaz de ver las principales causas de accidentes y poder obtener unas condiciones de contorno optimas a la hora de crear los modelos de simulación para los diferentes casos de estudio.

2.2.1. Accidentes en el resto del mundo

Para ser capaces de analizar las diferentes casuísticas por las cuales ocurren este tipo de accidentes, se ha realizado una revisión bibliográfica con una gran selección de artículos científicos. Entre ellos, se han encontrado numerosos estudios que demuestran el aumento del uso de SES en las grandes ciudades del mundo [4][7][8].

Debido al crecimiento del uso de SES, muchas de las ciudades no se han podido poner al día en tema de regulaciones e infraestructura específica para este tipo de movilidad y, por consiguiente, también ha aumentado el número de lesiones ocasionadas por accidentes con este tipo de vehículos.

En California, desde septiembre de 2017 hasta agosto de 2018 incluido, se registraron 249 pacientes que acudieron a un centro de emergencias en la ciudad de Santa Mónica con el motivo de haber sufrido un accidente donde un SES estuviese involucrado [13]. De estos 249 pacientes:

- El **58.2%** de los atendidos fueron varones.
- La media de edad se sitúa en los **33.7** años, con una desviación estandar de **15.3** años.
- La mayoría de los accidentes ocurrieron entre las **15:00 y las 23:00**.
- El **80.2%** de los accidentes ocurrieron por caídas de los ocupantes, sin interacción por parte de alguna persona, objeto o vehículo en movimiento. Otro **11%** colisionaron contra algún objeto y el resto fueron colisionados por algún vehículo u objeto en movimiento.
- El **57%** de los accidentes se registraron entre las 15:00 y las 23:00.
- Solo **10** pacientes fueron registrados usando un casco de protección durante el accidente.
- Menos de un **5%** superaron los límites establecidos de alcohol en sangre o sufrían algún tipo de intoxicación diagnosticado mientras conducían el SES.

Mientras que, en Alemania, en la ciudad de Frankfurt, se registraron 76 pacientes en un periodo de estudio de 9 meses (desde julio 2019 hasta marzo 2020, terminando el estudio antes de lo previsto por el COVID-19) [14]. De los 76 pacientes:

- El **69.7%** de los atendidos fueron varones.
- La media de edad se sitúa en los **34.28** años, con una desviación estandar de **12.4** años.
- El **92.1%** de los accidentes ocurrieron por caídas de los ocupantes, sin interacción por parte de alguna persona, objeto o vehículo en movimiento. El resto reconocieron haber sufrido un accidente contra un vehículo.
- El **40.8%** de los accidentes se registraron entre las 14:00 y las 22:00.
- De todos los pacientes atendidos, el **32.9%** sufrieron el accidente utilizando un SES por primera vez.
- Solo se registró a **1** paciente utilizando un casco de protección durante el accidente.

Como se puede comprobar por estos 2 artículos, en 2 grandes ciudades que tienen comportamientos sociales diferentes, se observa que los resultados no difieren tanto entre ellos, dando a entender que esto es un problema a escala mundial, del cual aún no existe una solución.

2.2.2. Accidentes en España

Debido al reciente crecimiento del uso de SES, en España casi no existen registros oficiales de estadísticas sobre accidentes donde esté involucrado un SES.

CESVIMAP elaboró un informe basado en pruebas de choque que realizaron en sus instalaciones, en el cual realizaba una recopilación de varios de los accidentes que hubo en España donde un SES estuvo involucrado, obteniendo datos sobre los incidentes en 2019 y 2020.

En marzo de 2022, se publicó un artículo donde busca registrar los accidentes que han ocurrido en Sant Cugat del Vâlles, situado en Barcelona, donde el procedimiento consistía en realizar un estudio descriptivo de los pacientes que fueron atendidos por lesiones relacionadas al uso de SES en el Hospital de Asepeyo en Sant Cugat desde enero de 2018 hasta diciembre de 2020 [15].

Los resultados obtenidos de este estudio fueron los siguientes:

- La muestra obtenida durante este periodo fue de **167** pacientes que fueron atendidos en urgencias por algún tipo de lesión relacionado con un accidente con SES.

- De todos los pacientes atendidos, el **55 %** de ellos fueron varones, con una media de **37.5** años, con un rango desde los 20 hasta los 63 años, con una alta incidencia con pacientes entre 20 y 39 años.
- Se ha experimentado un incremento exponencial de los pacientes con lesiones relacionadas a accidentes con SES. En **2018**, se registraron **20** pacientes, mientras que en **2019** fueron **46** y en **2020** fueron **101**.

De estos resultados se pueden sacar varias conclusiones sobre como ocurren este tipo de accidentes, también haciendo hincapié en la comparativa entre España y el resto del mundo.

1. Se confirma, al igual que en resto de grandes ciudades del mundo, un aumento exponencial de accidentes donde esté involucrado un SES.
2. Se correlaciona también la edad media del usuario de estos VMP con los del resto del mundo, confirmando que los usuarios típicos de SES suelen ser personas de 35 años aproximadamente.
3. El uso de casco de protección es casi nulo en todos los estudios revisados, lo que es un dato preocupante a la hora de realizar un análisis de seguridad vial con SES.
4. El uso de SES bajo la influencia de alcohol u otros estupefacientes es bajo de lo que se podría estimar. Esto se correlaciona con los horarios cuando se producen los accidentes en ocupantes que tienen que ser atendidos después en centros de emergencias.

2.3. Datos y estimaciones sobre las lesiones del ocupante del SES

Además de haber realizado una revisión de bibliografía de cómo llegan a ocurrir estos accidentes, es también o incluso más importante, revisar las zonas de lesión de los ocupantes tras el accidente. Utilizando los mismos estudios que se han comentado en el apartado anterior [13][14][15], se observarán y obtendrán conclusiones sobre las zonas más afectadas y como poder realizar, de manera correcta, el contraste de probabilidad de lesión mediante el uso de criterios de lesión.

Los estudios reflejan los siguientes datos:

- Las zonas más vulnerables a la hora de analizar estos accidentes son las extremidades, superiores e inferiores, distales. Esto se debe a que, en cualquier caída, el instinto de supervivencia busca proteger otras zonas más críticas mediante el uso de manos y piernas.

- La zona de la cabeza es también una de las zonas más afectadas en accidentes de VMP. Además de esto, dentro de la zona de la cabeza, la cara es la parte que sufre el mayor porcentaje de los impactos.
- Por último, pero no menos importante, la zona del tórax es otra de las zonas más comunes de sufrir algún tipo de lesión. En los casos más graves, se puede llegar a producir fracturas de costillas.

Para poder realizar correctamente las estimaciones de riesgos de lesión, es importante ver los diferentes tipos de criterios que pueden ser aceptados y estén aprobados por la comunidad científica. Para este estudio, se ha decidido utilizar 3 criterios de lesión: HIC15, BrIC y deflexión del tórax, todos estos recogidos en un documento creado por NHTSA ("*National Highway Traffic Safety Administration*") a finales de 1999 [16].

Cabe comentar que no se busca realizar ninguna evaluación de lesión de extremidades distales ya que no existen criterios de lesión de aquellas zonas que ya estén comprobados o aprobados por la comunidad científica.

2.3.1. HIC15

El HIC15 ("*Head Injury Criteria for 15ms intervals*") [16] es un criterio basado en las aceleraciones lineales en las 3 direcciones principales que se experimentan en el centro de masas de la cabeza en intervalos de 15ms de duración. El cálculo se realiza de la siguiente manera:

$$\text{HIC15} = \max\left\{\left[\frac{1}{t_2 - t_1} \cdot \int_{t_1}^{t_2} a(t) \cdot dt\right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1)\right\} \quad (1)$$

donde:

- t_1 es el tiempo de inicio del intervalo de 15ms (ms).
- t_2 es el tiempo de finalización del intervalo de 15ms (ms).
- $a(t)$ es la función de aceleración lineal resultante durante todo el Crash-Test o simulación (mm/ms^2).

Tras varios años de experimentación, se ha concluido que el valor crítico para poder determinar el riesgo de lesión encefálica para un varón de percentil 50 es de 700, siendo esto equivalente a una 5 % de probabilidad de tener una lesión encefálica 4+AIS (*Abbreviated Injury Scale*) [17].

2.3.2. BrIC

El BrIC ("*Brain Injury Criteria*") [18] es un criterio basado en las velocidades angulares en las 3 direcciones principales que se experimentan en el centro de masas de la cabeza. El cálculo se realiza de la siguiente manera:

$$\text{BrIC} = \sqrt{\left(\frac{w_x}{w_{xc}}\right)^2 + \left(\frac{w_y}{w_{yc}}\right)^2 + \left(\frac{w_z}{w_{zc}}\right)^2} \quad (2)$$

donde:

- w_x es la velocidad angular máxima en la dirección x (Rad/s).
- w_y es la velocidad angular máxima en la dirección y (Rad/s).
- w_z es la velocidad angular máxima en la dirección z (Rad/s).
- w_{xc} es la velocidad angular crítica en la dirección x (Rad/s).
- w_{yc} es la velocidad angular crítica en la dirección y (Rad/s).
- w_{zc} es la velocidad angular crítica en la dirección z (Rad/s).

Los valores de velocidades angulares críticas se han obtenido del *Stapp Car Crash Journal, Vol. 57 (November 2013)* [18], y son 66.25 rad/s para la dirección x, 56.45 rad/s para la dirección y, y 42.87 rad/s para la dirección z.

Tras varios años de experimentación, tanto con Crash-Test como simulaciones, se ha concluido que el valor crítico para poder determinar el riesgo de lesión cerebral varían en función de, si se utilizan dummies o PMHS (*Post Mortem Human Surrogate*).

- Para el *Dummy Hyb. III*, los valores de referencia se sitúan entre 1.03 y 1.09.
- Para los humanos, los valores de referencia se sitúan entre 0.8 y 1.

Sobrepasar estos límites indica que hay una probabilidad considerable de sufrir una lesión cerebral AIS4+ ("*Abbreviated Injury Scale*").

2.3.3. Deflexión del tórax

Finalmente, debido a los numerosos casos de lesiones que se han registrado en centros de emergencias, se ha incluido la deflexión del tórax para ver su probabilidad de riesgo de lesión. Para visualizar este valor, depende de si se ha empleado un dummy o un PMHS.

En el caso del dummy, depende del tipo de dummy ya que hay algunos que solo tienen un sensor colocado en el centro del esternón, mientras que hay otros que tienen varios sensores colocados en varias zonas del tórax. En el caso del PMHS, se emplean *chestband*. Estas son galgas extensométricas que rodean al tórax en una altura concreta.

Estos valores se contrastan con varias gráficas que recopilan funciones de probabilidad de riesgo en función de la deflexión máxima obtenida y la edad del ocupante, ya que este último es uno de los parámetros más fundamentales por la pérdida de propiedades mecánicas a partir de ciertas edades.

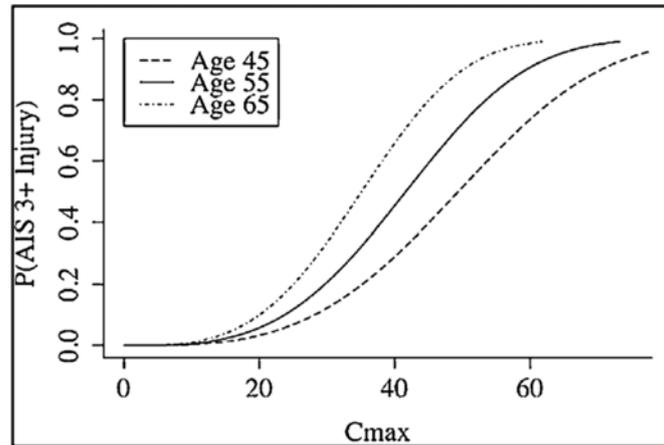


Figura 7. Gráfico de deflexión del tórax.

Fuente: artículo científico [19].

Capítulo 3

Diseño de simulaciones

Tras la realización de la revisión bibliográfica de varios artículos científicos, se procederá a diseñar los modelos de simulación. Estos modelos de simulación se crearán mediante el uso del programa *PRIMER*, el cual es un programa de pre-procesado usado para la preparación y modificaciones de modelos de simulación de LS-Dyna.

3.1. Uso de LS-Dyna

LS-Dyna es un programa de FEM ("*Finite Element Method*") de uso general que es capaz de simular problemas reales y complejos.

Su creación fue producto de la necesidad de poder realizar calculo sobre los posibles resultados de la detonación de una bomba nuclear "*Full Fusing Option*" lanzada a bajas altitudes, llegando a impactar con una velocidad aproximada de 40 m/s. Debido a que no existía herramienta de trabajo a mediados de los 70 para realizar esto, se creó el programa *DYNA3D*, que luego pasaría a llamarse LS-Dyna. A partir de finales de los años 80, se liberó la patente con este código, permitiendo su comercialización y uso en varios sectores dentro de la ingeniería.

Alguno de los sectores donde se utilizan son la automoción, aeroespacial, construcción, militar, fabricación y bioingeniería. Este código está basado en FEM no lineales y transitorios dinámicos utilizando integración temporal explícita [20].

Cuando se define como un programa FEM *no lineal* hace referencia a:

- Condiciones de contorno variables en el tiempo. Por ejemplo, la variación de los contactos durante las simulaciones.
- Simulaciones donde se sufren grandes deformaciones. Por ejemplo, el corrugado de una plancha de acero.
- Materiales con propiedades no lineales. Por ejemplo, el uso de materiales viscoelásticos

Y cuando se refiere a transitorios dinámicos, trata sobre problemas donde se busque análisis de altas velocidades, con duraciones de tiempo muy cortas y con inercias y fuerzas bastante elevadas, como pueden ser los sectores de seguridad en automoción, explosiones o fabricación.

Para usar este solver, es necesario la preparación de varias tarjetas. Estas tarjetas contienen varias líneas de código que permiten una correcta interacción entre varios distintos elementos de simulación, incluyendo parámetros de control y condiciones de contorno necesarios para la ejecución correcta de la simulación.

Tras la revisión bibliográfica realizada, se ha optado por modelizar 2 escenarios posibles. Dentro de estos 2 escenarios, también se buscará comparar el uso de un *Crash-Test Dummy* y un HBM (*Human Body Model*), viendo la diferencia de resultados que presentan ambos. Finalmente, a la vista de las lesiones observadas en los diferentes artículos científicos, se busca verificar que el uso del casco de protección reduce considerablemente las lesiones producidas en la zona de la cabeza. Por lo tanto, este estudio se centrará en:

- Impacto perpendicular de SES contra **bordillo (B.X.X.)**
- Impacto contra puerta lateral de **vehículo** estacionario (V.X.X.)

Dentro de estos 2 tipos de accidentes, se realizará varias simulaciones en función de:

- Tipo de HBM:
 - *Dummy Hybrid III 50th Kit Pedestrian* (X.D.X.)
 - *THUMS AM50 V4.02* (X.T.X.)
- Elemento de protección utilizado
 - **Sin** casco (X.X.S.)
 - **Con** casco (X.X.C.)

En total, en este estudio comenzará con la modelización de 8 simulaciones, donde los resultados estarán codificados con los anteriores iniciales resaltadas, siendo:

1. Impacto perpendicular de SES contra bordillo de acera con Dummy Hybrid III 50th Kit Pedestrian **sin** casco de protección (B.D.S.).
2. Impacto perpendicular de SES contra bordillo de acera con Dummy Hybrid III 50th Kit Pedestrian **con** casco de protección (B.D.C.).
3. Impacto perpendicular de SES contra bordillo de acera con THUMS AM50 V4.02 **sin** casco de protección (B.T.S.).

4. Impacto perpendicular de SES contra bordillo de acera con THUMS AM50 V4.02 **con** casco de protección (**B.T.C.**).
5. Impacto perpendicular de SES contra puerta trasera de vehículo estacionario con Dummy Hybrid III 50th Kit Pedestrian **sin** casco de protección (**V.D.S.**).
6. Impacto perpendicular de SES contra puerta trasera de vehículo estacionario con Dummy Hybrid III 50th Kit Pedestrian **con** casco de protección (**V.D.C.**).
7. Impacto perpendicular de SES contra puerta trasera de vehículo estacionario con THUMS AM50 V4.02 **sin** casco de protección (**V.T.S.**).
8. Impacto perpendicular de SES contra puerta trasera de vehículo estacionario con THUMS AM50 V4.02 **con** casco de protección (**V.T.C.**).

3.2. Tarjetas utilizadas

Es importante tener en cuenta las diferentes tarjetas que han sido utilizadas durante este estudio. Debido a que se van a modelar varios casos de accidentes de SES en situaciones reales, las tarjetas totales utilizadas para su construcción son las siguientes:

- **LSTC Hybrid III 50th Pedestrian Kit**

Esta tarjeta contiene el modelo de dummy Hybrid III Standing de percentil 50. Se ha utilizado este dummy ya que es el único disponible para poder realizar correctamente estas simulaciones. También existe el dummy Polar para realizar pruebas de impactos con peatones desarrollado por Honda, pero éste no es tan accesible como el anterior.

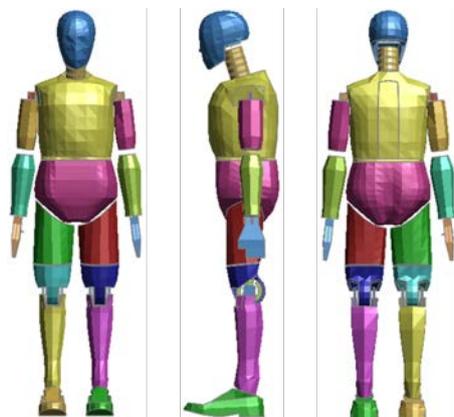


Figura 8. Dummy Hybrid III 50th Pedestrian Kit

Fuente: LSTC [20].

- **Main Deck**



Figura 10. Patinete Ninebot KickScooter E22E de SEGWAY

- Base: la masa de la base del patinete es de 3,15 kg.
- Mástil con batería y manillar: la masa conjunta del mástil, batería y manillar del patinete es de 4,29 kg.
- Rueda motriz: la masa de la rueda motriz del patinete es de 3,22 kg.

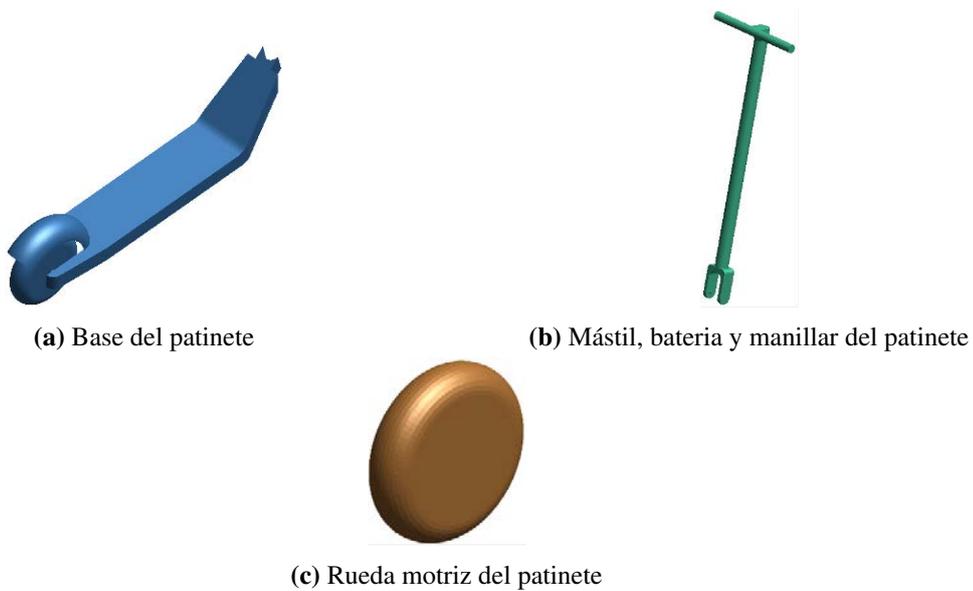


Figura 11. Partes del patinete

Estas partes interactúan entre sí mediante la declaración de tarjetas adicionales de *JOINT_REVOLUTION* para permitir el giro de la base frente al mástil y la rueda motriz en su eje de revolución principal. Por último, todas las partes del patinete están declaradas bajo un material rígido.



Figura 12. Modelo de Patinete

■ Control

La tarjeta de control permitirá declarar las opciones de control de la simulación, además de declarar las salidas que serán necesarias para poder analizar los resultados de las simulaciones.

■ Interracciones

Esta tarjeta contendrá las demás tarjetas donde se declararen todos los contactos que estén relacionados con el dummy, suelo y patinete. También incluirá definiciones como:

- La acción de la gravedad
- Velocidades iniciales del patinete y dummy
- Grupos de nodos y partes necesarios para los contactos

La gran mayoría de los contactos que se encuentran declarados en esta tarjeta son *AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE*, con el propósito de minimizar el coste computacional. Solamente el contacto entre el patinete y el suelo ha sido declarado como *RIGID_BODY_ONE_WAY_TO_RIGID_BODY* para poder obtener un contacto más realista entre ambos.

■ Vehículo

Esta tarjeta incluye el modelo de elementos finitos del Dodge Grand Caravan del año 1997 modelado por la George Washington University. El modelo esta acondicionado principalmente para colisiones frontales, pero, debido a la naturaleza del ensayo, esto no afectará en gran medida a los resultados.



Figura 13. Modelo de 1997 Dodge Grand Caravan

■ Interracciones con vehículo

Esta tarjeta contendrá las demás tarjetas donde se declararen todos los contactos que estén relacionados con el vehículo. También incluirá definiciones como los grupos de nodos y partes necesarias para la creación de contactos con el vehículo.

Todos los contactos en esta tarjeta son `AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE`.

■ THUMS AM50 V402

Esta tarjeta incluye modelo el THUMS Adult Model Pedestrian de percentil 50 versión 4.02. Este modelo mide 1,78 m y tiene una masa de 77,6 Kg, y contiene aproximadamente 7600000 nodos y 1,6 millones de elementos [23].

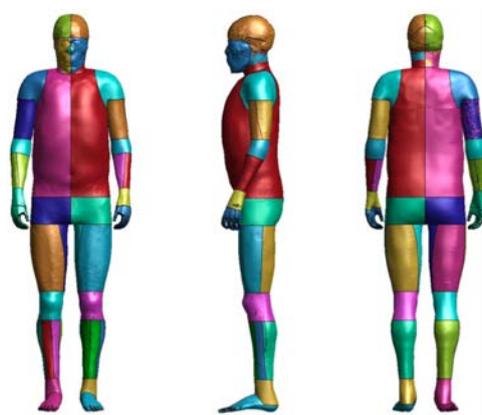


Figura 14. Modelo THUMS AM50 Kit Pedestrian Versión 4.02

Esta tarjeta ha sido separada en varias tarjetas para poder organizar mejor los elementos involucrados del THUMS. Las tarjetas obtenidas fueron:

- Contactos del propio THUMS
- Control
- Definiciones
- Elementos
- Materiales
- Posición de los nodos
- Salidas
- Partes
- Secciones

Las salidas del THUMS tienen que ser declaradas por el usuario. Para el estudio en cuestión, nos centramos en 2 zonas en concreto para mirar las probabilidades de lesión: la cabeza y el tórax. En el caso de la cabeza, se busca obtener los valores de HIC15 y BrIC, por tanto, se ha declarado una salida para la obtención de los valores de aceleración lineal y velocidad angular en el centro de masas de la cabeza. Y, en el caso del tórax, se han declarado dos salidas: un sensor en el esternón y otro colocado a la altura de la vertebra T9 para realizar el cálculo de deflexión a través del *Chord Deflection*.

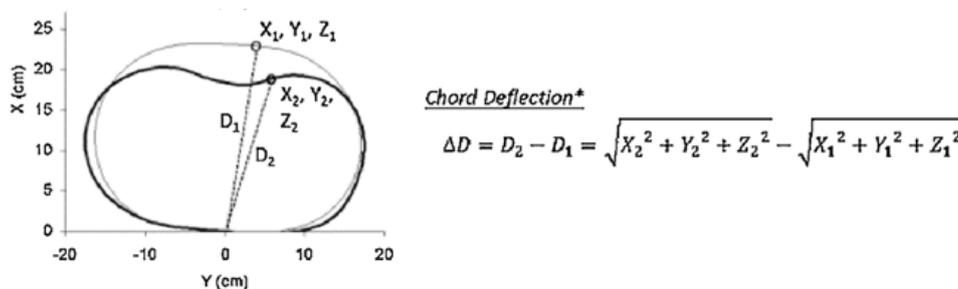


Figura 15. Cálculo de *Chord Deflection*

Fuente: NHTSA [16].

■ Interacciones con THUMS

Esta tarjeta contendrá las demás tarjetas donde se declararen todos los contactos que estén relacionados con el THUMS. También incluirá definiciones como la velocidad inicial del modelo THUMS y los grupos de nodos y partes necesarios para la declaración de contactos que interacturan con el patinete, suelo y el vehículo.

Todos los contactos en esta tarjeta son AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE.

■ Casco

Esta tarjeta contiene el modelo de un casco KTH Riddell Revolution Speed Classic, usado para proteger a los jugadores de futbol americano. Se le ha modificado para eliminar la parrilla frontal que cubre la zona de la boca.



Figura 16. Modelo de Casco KTH Riddle Revolution Speed Classic sin parrilla frontal

■ Interacciones con el casco

Esta tarjeta contendrá las demás tarjetas donde se declararen todos los contactos que estén relacionados con el casco. También incluirá definiciones como la velocidad inicial del modelo de casco y los grupos de nodos y partes necesarios para la declaración de contactos que interacturan con el suelo y el vehículo.

Todos los contactos en esta tarjeta son `AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE`.

3.3. Posicionamiento de simulaciones y condiciones de contorno

Tras la declaración de las tarjetas adecuadas para cada tipo de simulación que se quiere estudiar, es importante comentar el posicionamiento de las diferentes simulaciones.

En el caso de las simulaciones utilizando el modelo *Dummy Hybrid III*, se realiza mediante el programa *PRIMER*, donde tiene un apartado específico que permite el posicionamiento de todas las tarjetas en las zonas deseadas. El posicionamiento de estas simulaciones es el siguiente:

3.3.1. Simulación B.D.S.

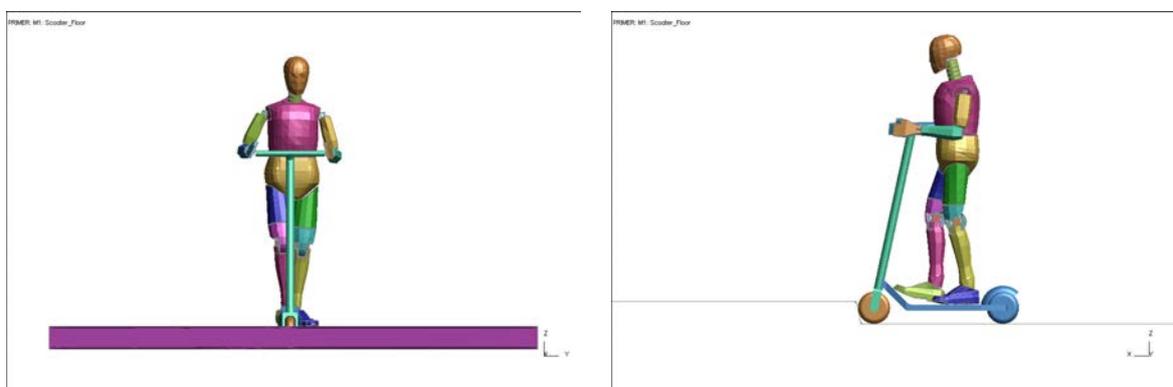


Figura 17. Posicionamiento de simulación B.D.S.

3.3.2. Simulación B.D.C.

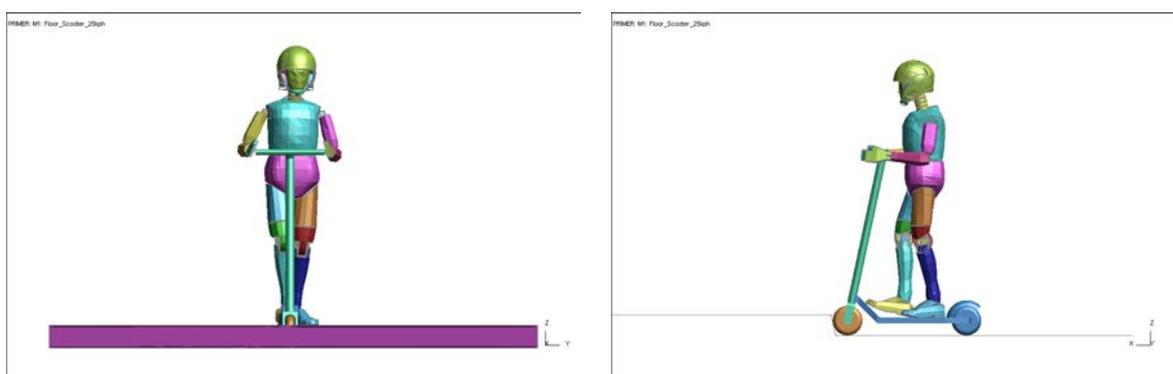


Figura 18. Posicionamiento de simulación B.D.C.

3.3.3. Simulación B.T.S.

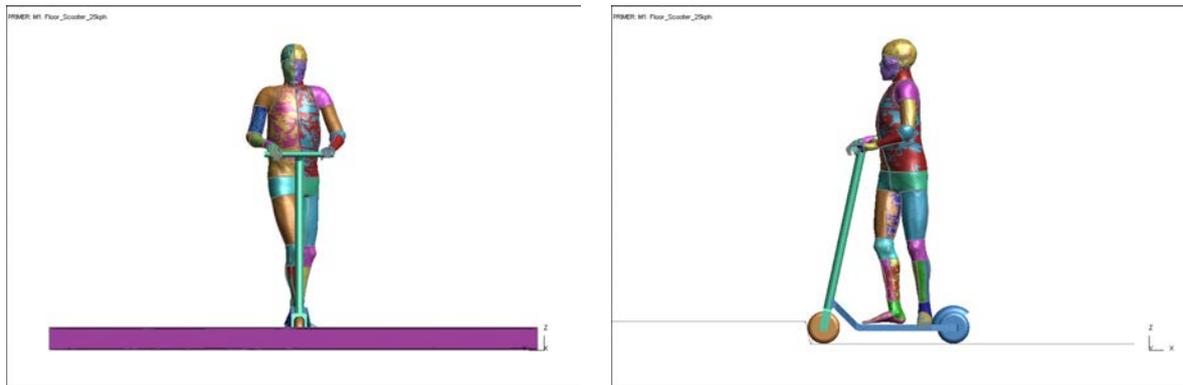


Figura 19. Posicionamiento de simulación B.T.S.

3.3.4. Simulación B.T.C.

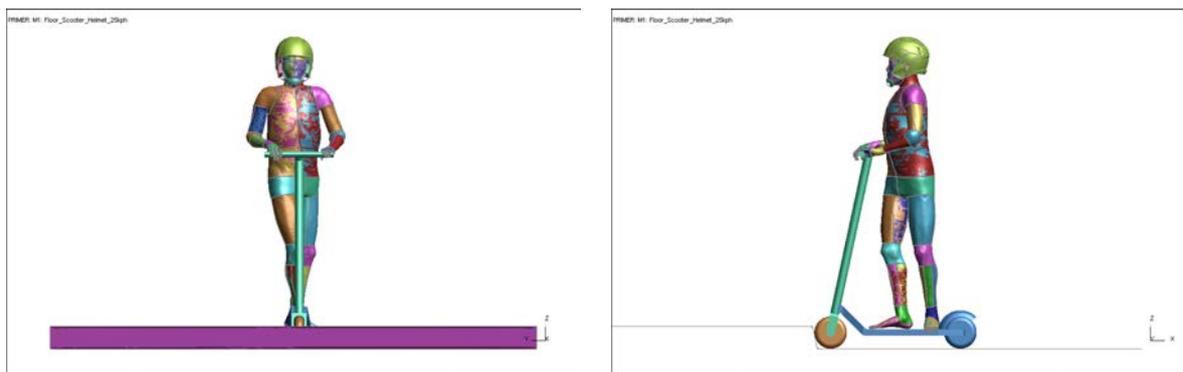


Figura 20. Posicionamiento de simulación B.T.C.

3.3.5. Simulación V.D.S.



Figura 21. Posicionamiento de simulación V.D.S.

3.3.6. Simulación V.D.C.



Figura 22. Posicionamiento de simulación V.D.C.

3.3.7. Simulación V.T.S.



Figura 23. Posicionamiento de simulación V.T.S.

3.3.8. Simulación V.T.C.



Figura 24. Posicionamiento de simulación V.T.C.

En el caso de las simulaciones con el modelo *THUMS*, el posicionamiento se realiza de forma distinta. Debido a la complejidad del modelo, no existe un método que permita el posicionamiento directamente a través del programa *PRIMER* para poder posicionarlo en la zona deseada, en concreto, para que este modelo se sitúe correctamente sobre el patinete eléctrico en una posición habitual de conducción. Para obtener esta posición, se recurre a realizar simulaciones de posicionamiento para poder cambiar el estado inicial del modelo a un estado final que permita al modelo estar situado sobre el patinete correctamente.

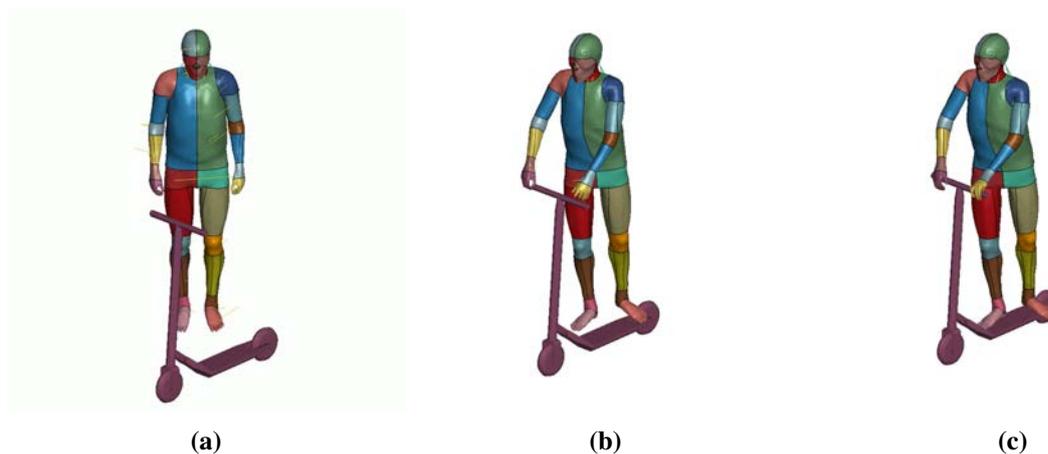


Figura 25. Posicionamiento de *THUMS* sobre patinete

Además de esto, para los casos en los que se utilice el casco de protección, habrá que realizar también simulaciones de posicionamiento, tanto con el *Dummy Hybrid III* como con el *THUMS*.

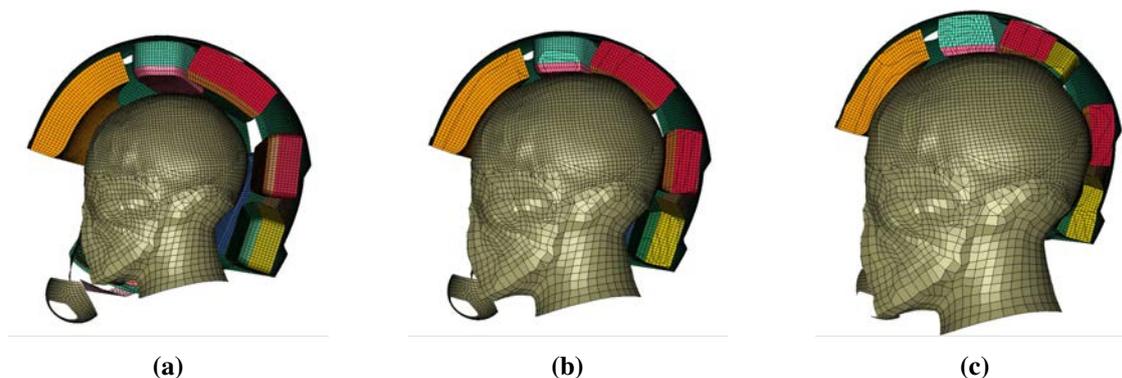


Figura 26. Posicionamiento de casco sobre *THUMS*

Después del posicionamiento de las tarjetas, se hará una descripción de todas las condiciones de contorno aplicadas en todas las simulaciones para la realización de este estudio.

- La velocidad del patinete, *dummy Hybrid III* o *THUMS* y casco serán de 25 km/h. Esto es debido a que es el límite de velocidad máximo permitido en la mayoría de las ciudades europeas.

- En todas las simulaciones estarán bajo la acción de la gravedad tanto el patinete, el *dummy Hybrid III* o *THUMS*, el casco y el vehículo.
- Debido a que el vehículo está modelado para impactos frontales, se ha fijado 2 largueros con las identificaciones 90000099 y 90000100 para bloquear el movimiento del vehículo y permitiendo las deformaciones correspondientes de la puerta lateral.

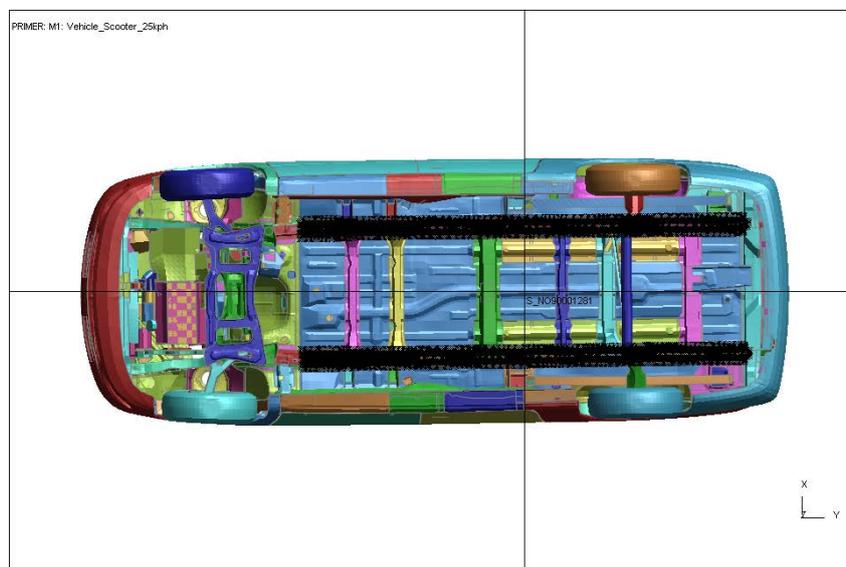


Figura 27. Fijación de largueros transversales del vehículo

- Los tiempos de simulación variarán en función del tipo de simulación:
 - Para las simulaciones de impacto contra el bordillo se tendrá un tiempo total de **610ms**
 - Para las simulaciones de impacto contra el vehículo se tendrá un tiempo total de **900ms**, a excepción de la simulación utilizando el modelo THUMS con el modelo de casco integrado, donde el tiempo de simulación será mayor, aumentando a 940ms.
- La adquisición de datos ocurrirá mediante el uso de archivos d3plot y cpr_d3plot cada 10ms de simulación.

Capítulo 4

Análisis de resultados

Tras haber declarado todas las condiciones de contorno sobre todos los casos de simulación que se han comentado en el capítulo anterior, se realizará un análisis de los resultados obtenidos. La obtención de resultados se obtendrán mediante el programa *LS PREPOST*, el cual nos permitirá obtener la animación (mediante el uso de archivos *D3PLOT* y *CPR_D3PLOT*) y los datos cinemático y dinámicos (mediante el uso de archivos *BINOUT*) para ser capaces de contrastarlo con los criterios de lesión establecidos anteriormente.

4.1. Resultados

Para la obtención de datos para ser analizados en *LS PREPOST*, es necesario mandar todas las tarjetas utilizadas para la modelización de cada simulación a un cluster que tenga mucha potencia computacional, es decir, que sea capaz de realizar muchos cálculos en el menor tiempo posible.

En este estudio, todas las tarjetas se envían al clúster de la universidad, que tiene las siguientes características:

Características del clúster	
Tipo de plataforma	Open MPI 2.1.3. Xeon64
Sistema Operativo	Linux CentOS 6.10 uom
Numero de CPUs en el clúster	64

Tabla 1. Datos del clúster utilizado

El uso del número de CPUs utilizados para cada simulación ha variado en función de la complejidad del modelo y la disponibilidad de estos recursos, ya que estos han sido utilizados por otras simulaciones de otros departamentos o áreas de investigación.

Los tiempos de cálculos computacionales realizados por el clúster en los diferentes casos han sido los siguientes:

Tipos de simulación	Tiempo de cálculo
B.D.S.	20min
B.D.C.	52h
B.T.S.	53h
B.T.C.	66h
V.D.S.	9h
V.D.C.	71h
V.T.S.	107h
V.T.C.	145h

Tabla 2. Tiempos de simulación empleados en cada caso

4.1.1. B.D.S.

■ Cinemática

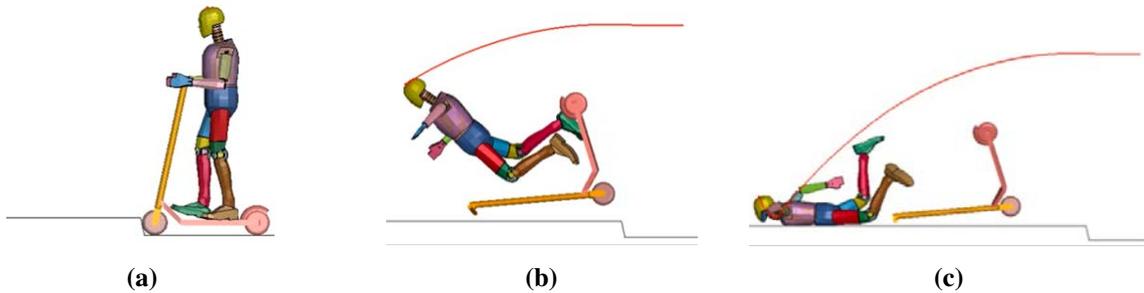


Figura 28. Cinemática de simulación B.D.S.

■ HIC15

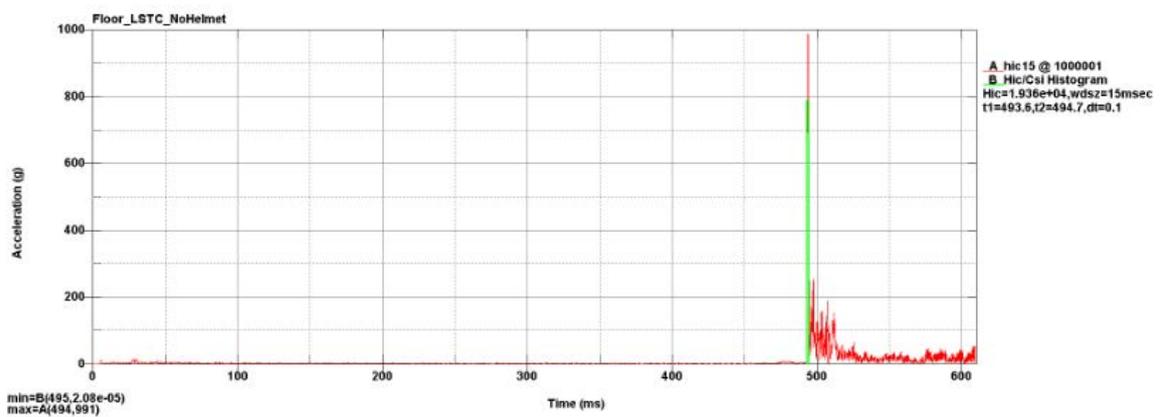


Figura 29. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.D.S.

■ BrIC

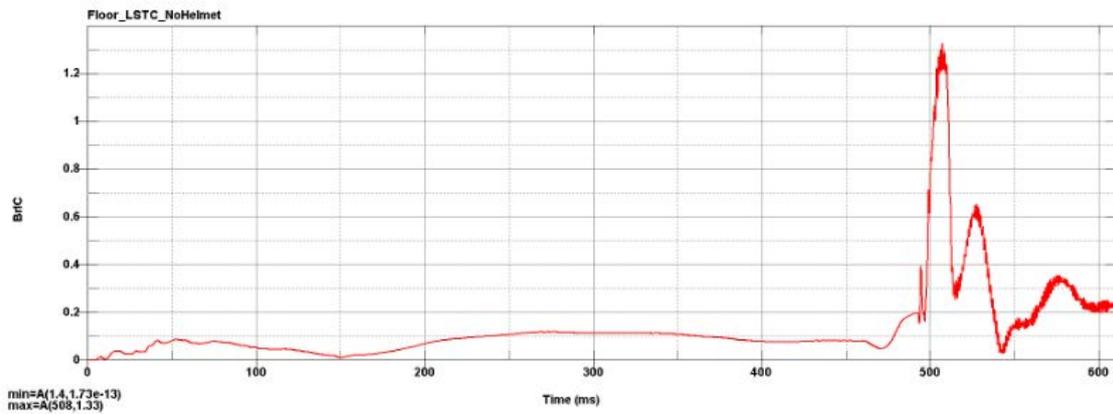


Figura 30. Gráfica de BrIC de simulación B.D.S.

■ Deflexión de caja torácica



Figura 31. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S.

4.1.2. B.D.C.

■ Cinemática

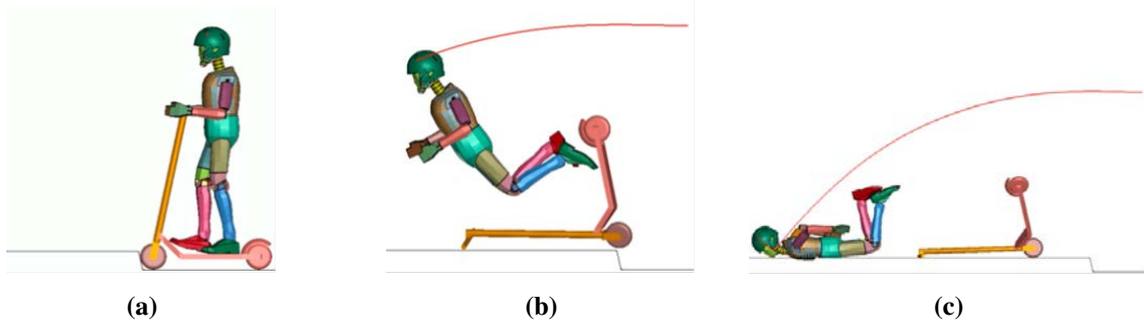


Figura 32. Cinemática de simulación B.D.C.

■ HIC15

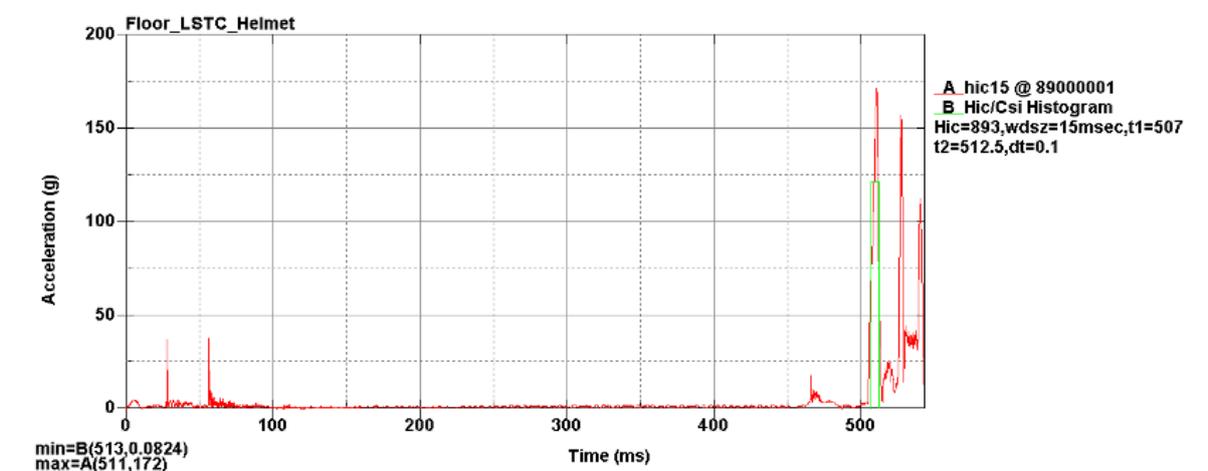


Figura 33. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.D.C.

■ BrIC

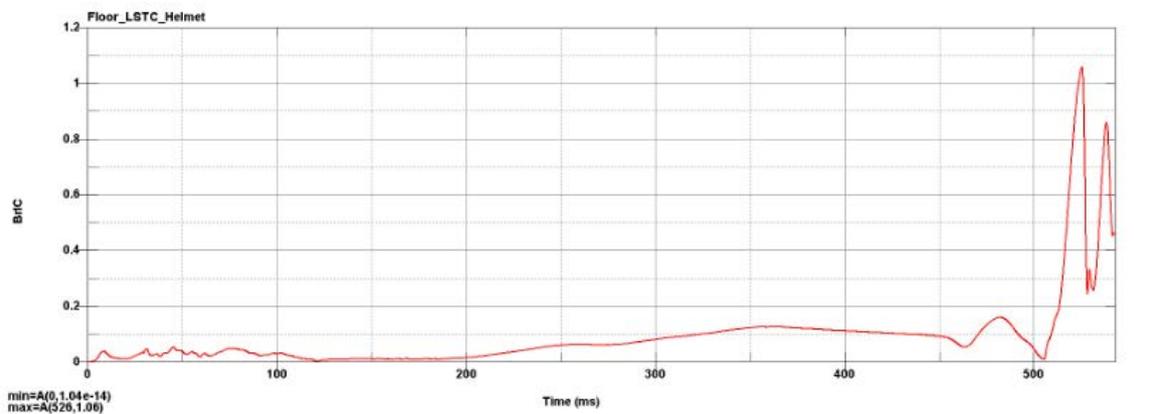


Figura 34. Gráfica de BrIC de simulación B.D.C.

■ Deflexión de caja torácica

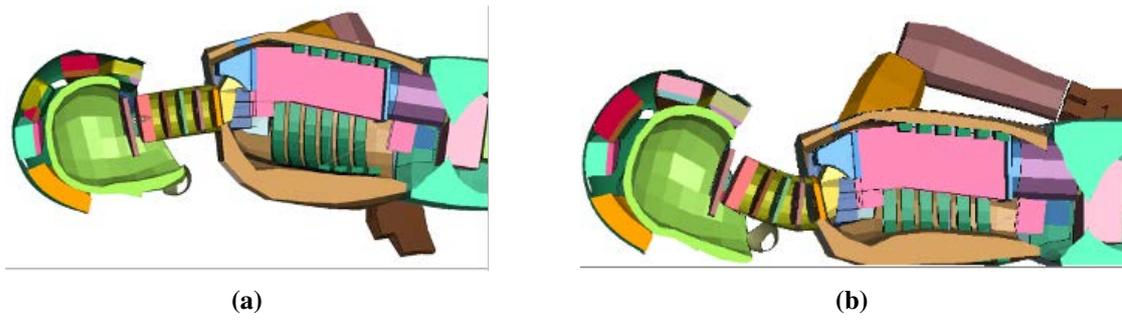


Figura 35. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.C.

4.1.3. B.T.S.

- Cinemática

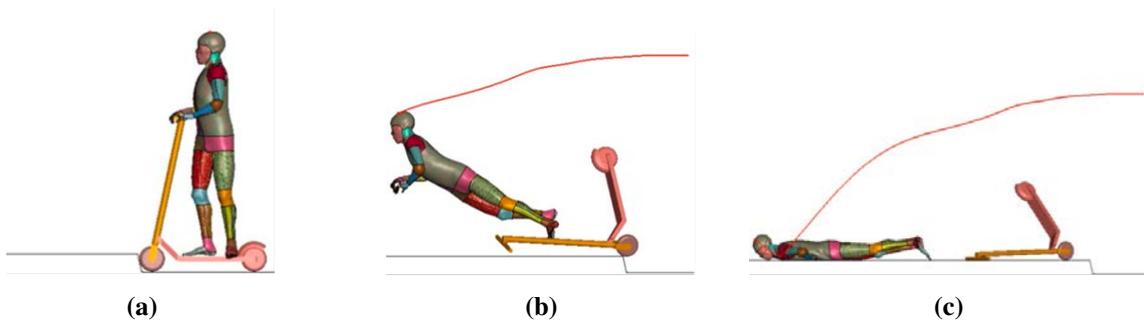


Figura 36. Cinemática de simulación B.T.S.

- HIC15

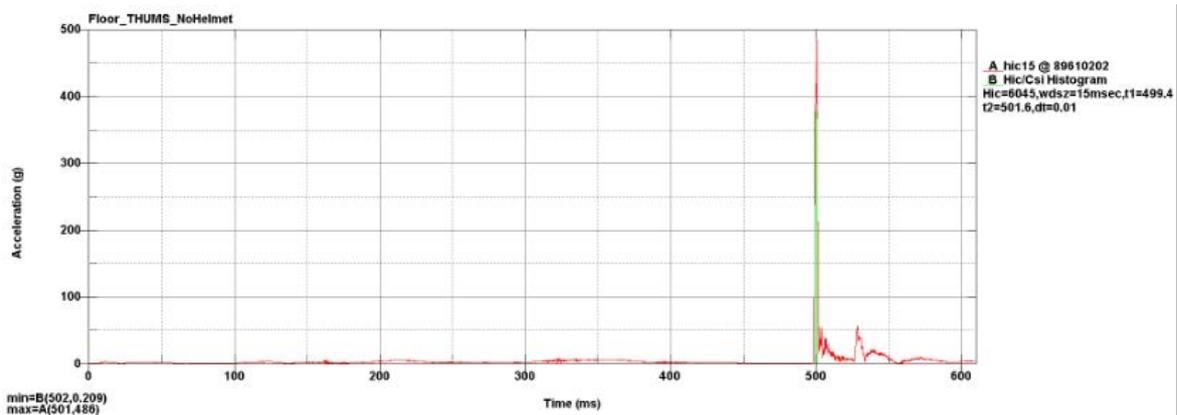


Figura 37. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.T.S.

- BrIC

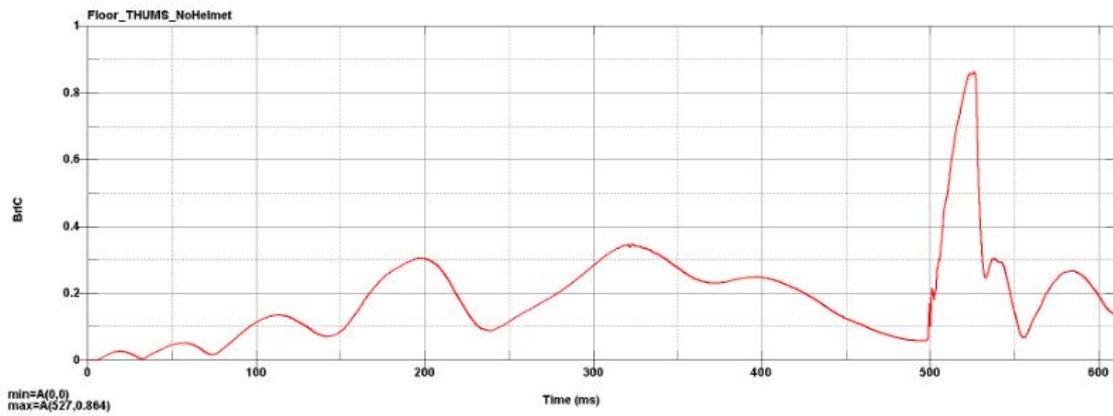


Figura 38. Gráfica de BrIC de simulación B.T.S.

■ Deflexión de caja torácica

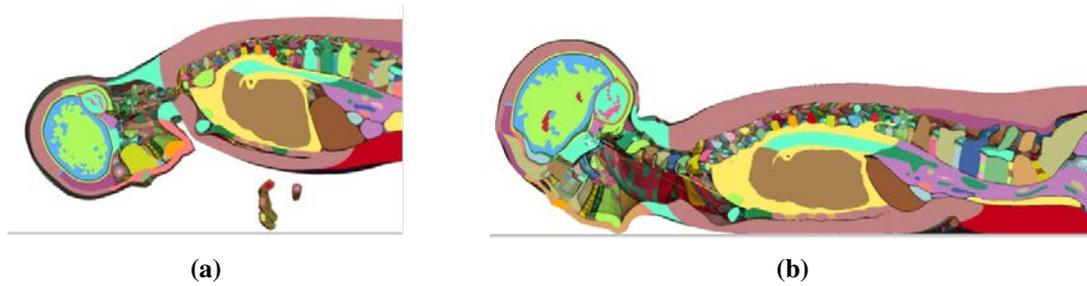


Figura 39. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.S.

4.1.4. B.T.C.

■ Cinemática

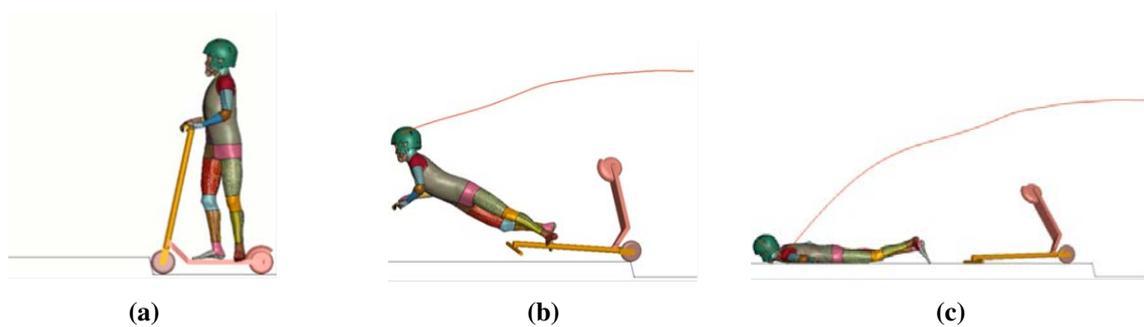


Figura 40. Cinemática de simulación B.T.C.

■ HIC15

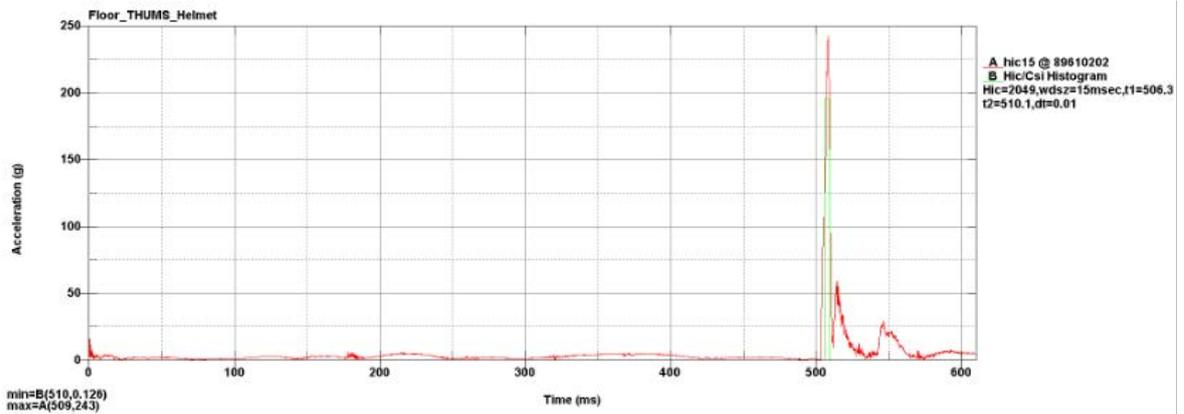


Figura 41. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.T.C.

■ BrIC

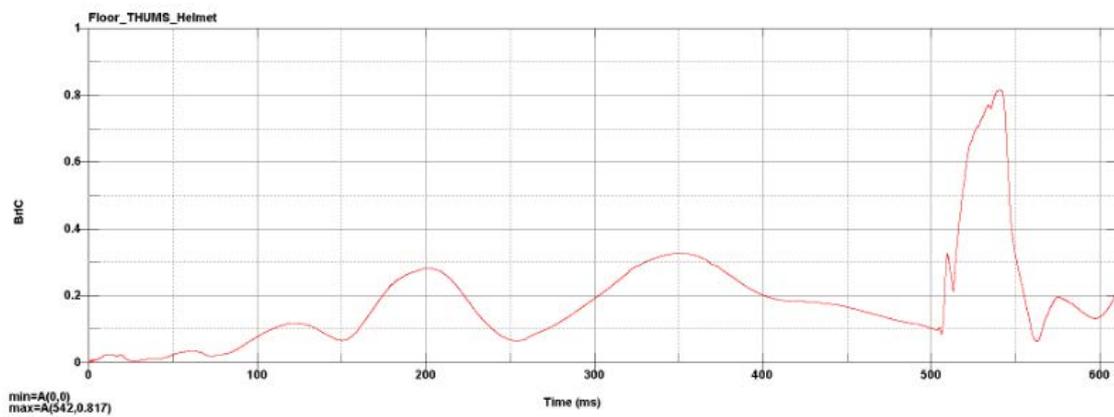


Figura 42. Gráfica de BrIC de simulación B.T.C.

■ Deflexión de caja torácica



Figura 43. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.C.

4.1.5. V.D.S.

■ Cinemática

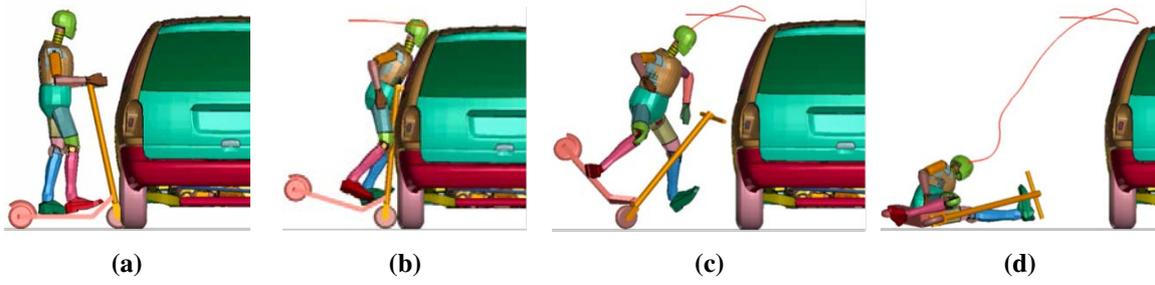


Figura 44. Cinemática de simulación V.D.S.

■ HIC15

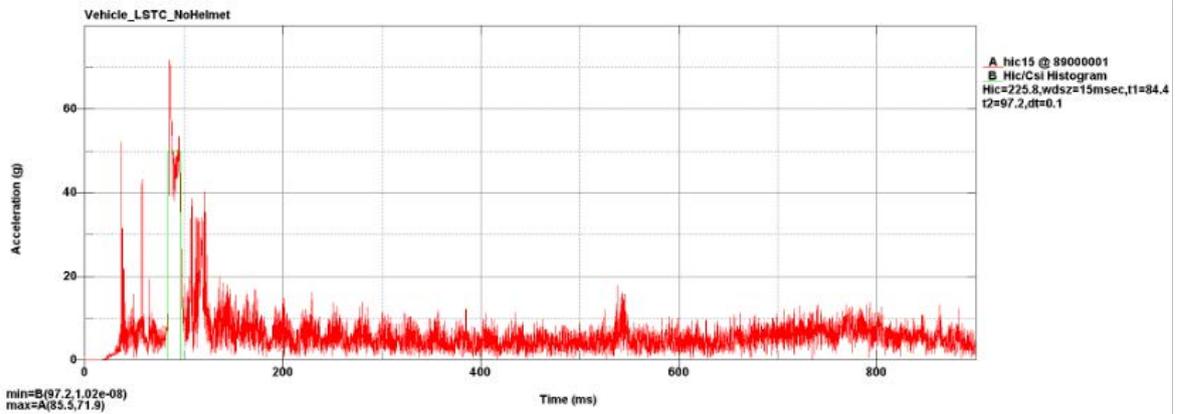


Figura 45. Gráfica de aceleración resultante de simulación V.D.S.

■ BrIC

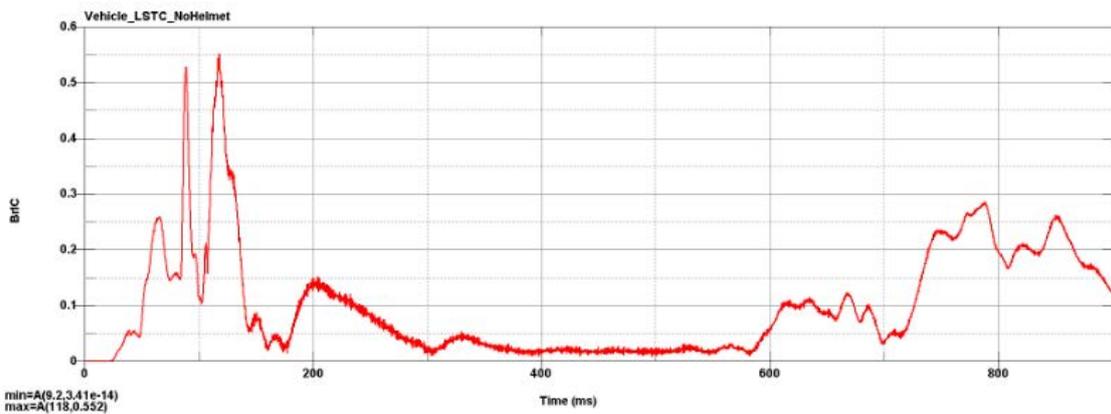


Figura 46. Gráfica de BrIC de simulación V.D.S.

■ Deflexión de caja torácica

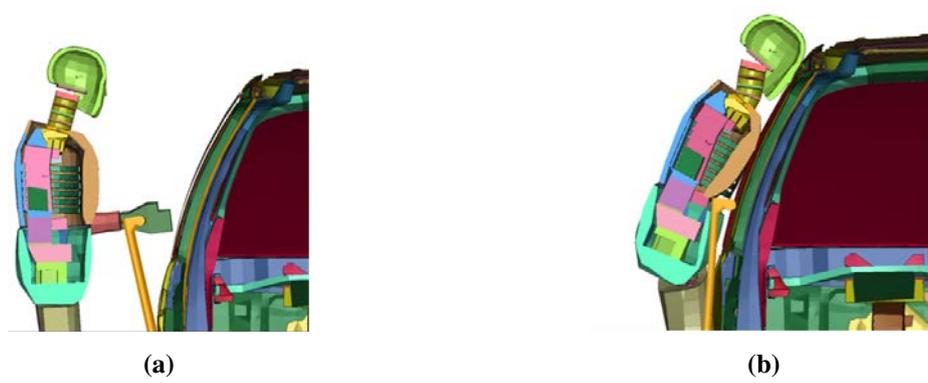


Figura 47. Deflexión de caja torácica de simulación V.D.S.

4.1.6. V.D.C.

- Cinemática

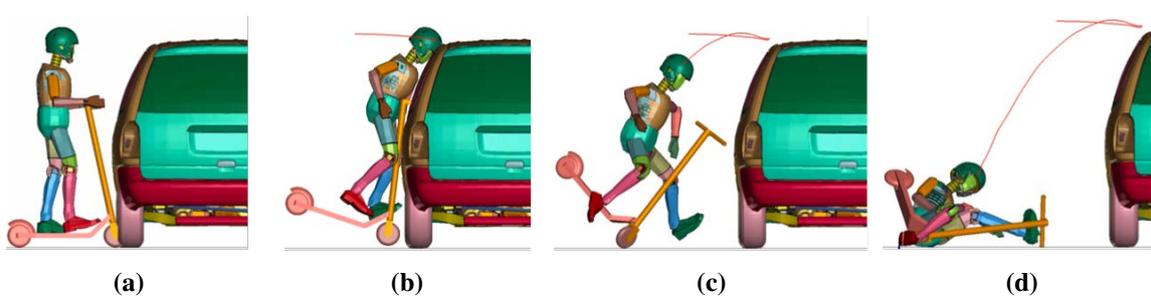


Figura 48. Cinemática de simulación V.D.C.

- HIC15

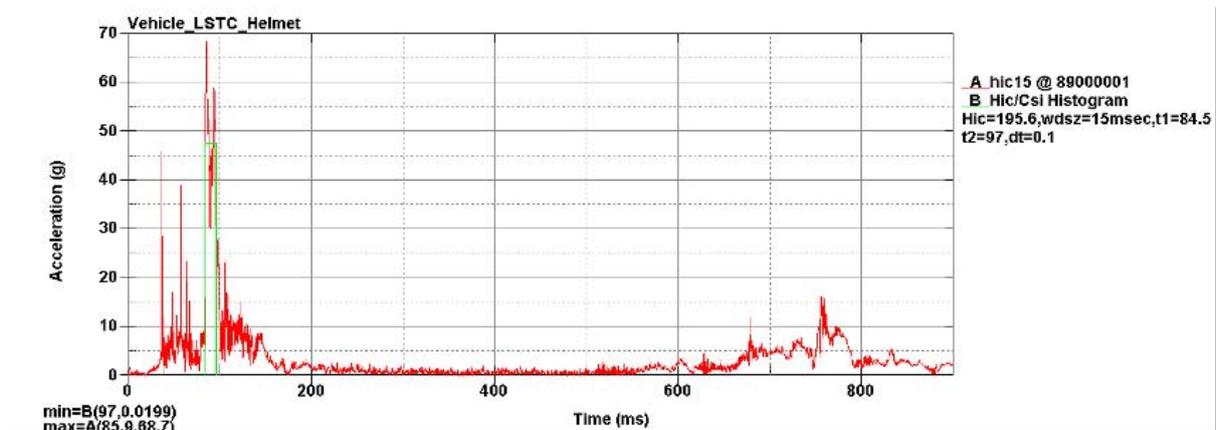


Figura 49. Gráfica de aceleración resultante de simulación V.D.C.

- BrIC

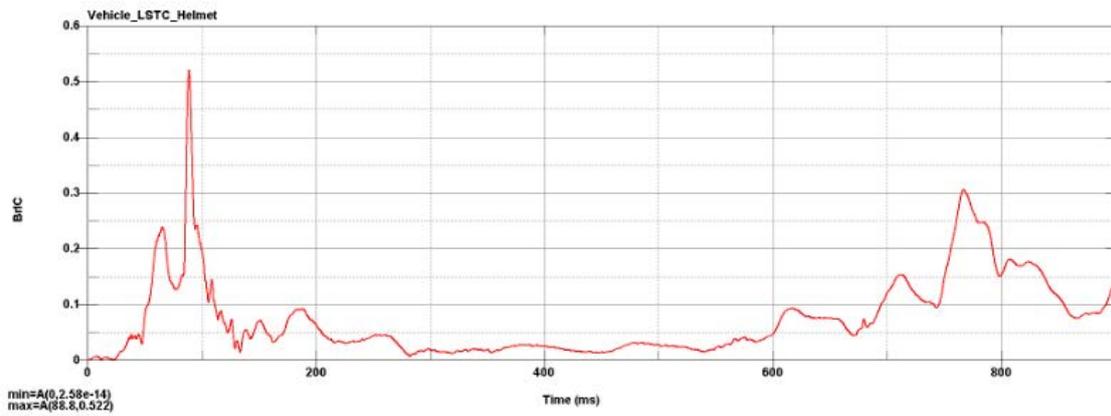


Figura 50. Gráfica de BrIC de simulación V.D.C.

■ Deflexión de caja torácica



Figura 51. Deflexión de caja torácica de simulación V.D.S.

4.1.7. V.T.S.

■ Cinemática

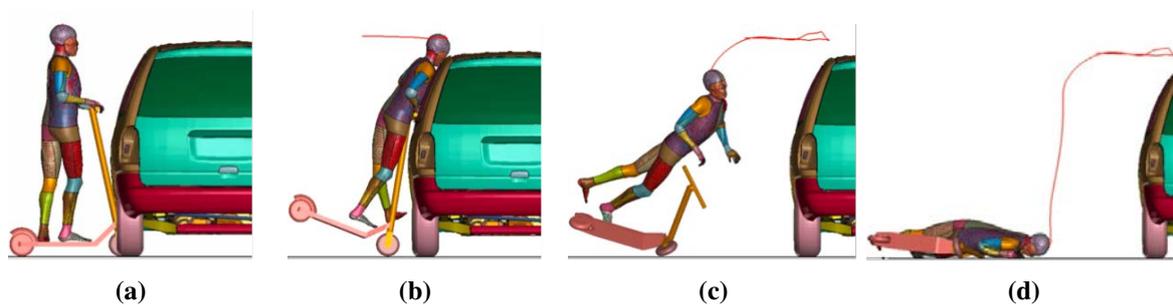


Figura 52. Cinemática de simulación V.T.S.

■ HIC15

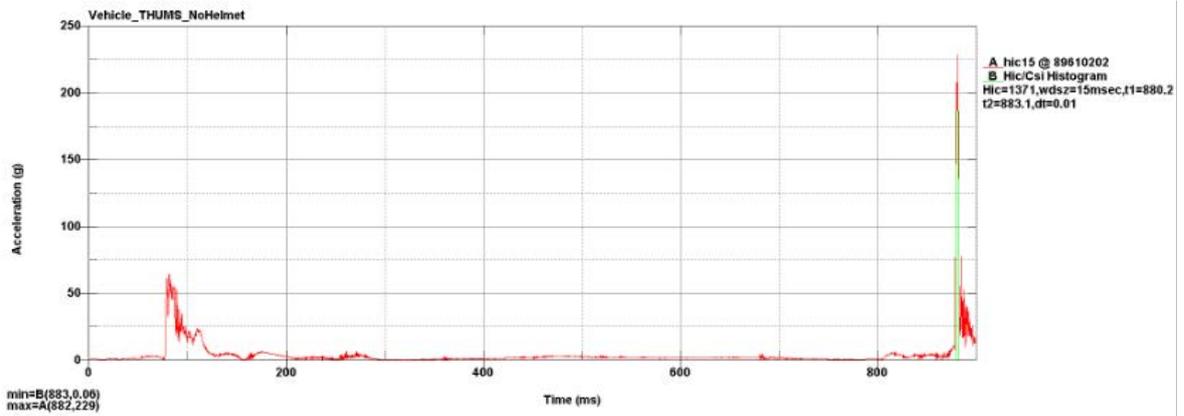


Figura 53. Gráfica de aceleración resultante de simulación V.T.S.

■ BrIC

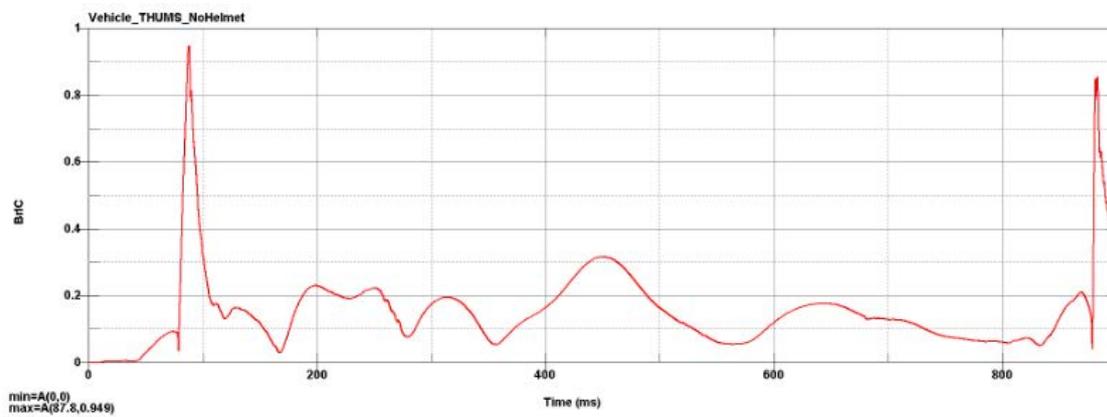


Figura 54. Gráfica de BrIC de simulación V.T.S.

■ Deflexión de caja torácica

4.1.8. V.T.C.

■ Cinemática



Figura 55. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.S.

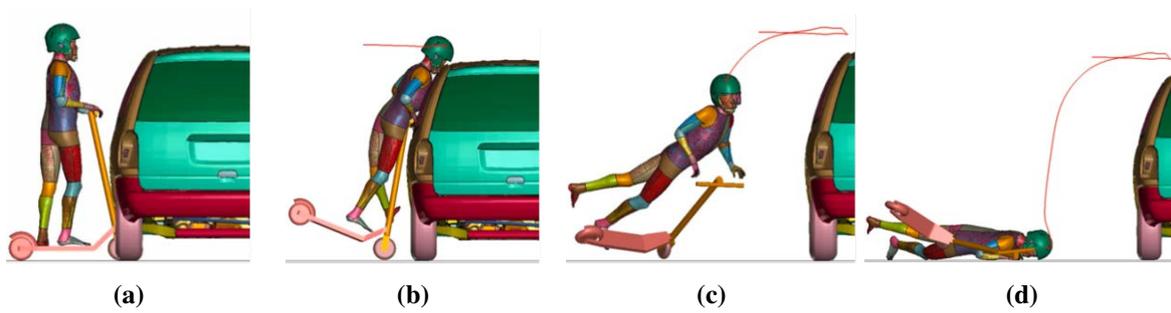


Figura 56. Cinemática de simulación V.T.C.

■ HIC15

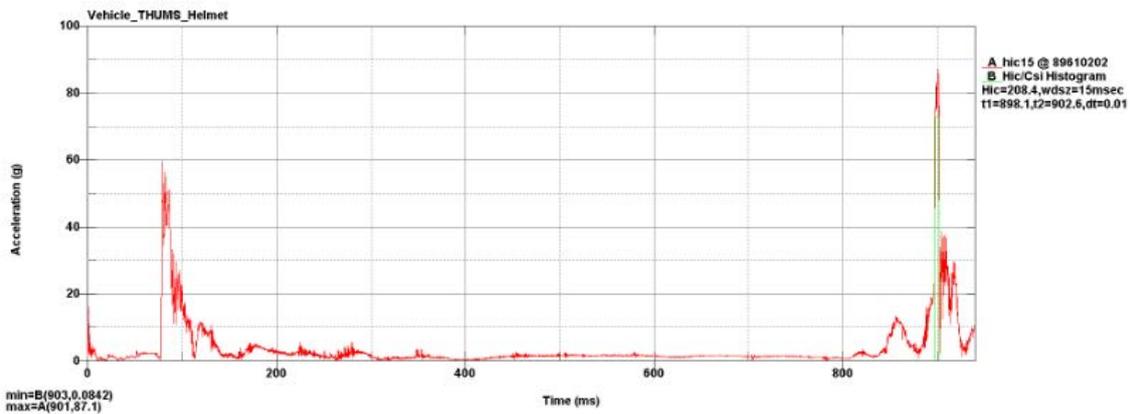


Figura 57. Gráfica de aceleración resultante de simulación V.T.C.

■ BrIC

■ Deflexión de caja torácica

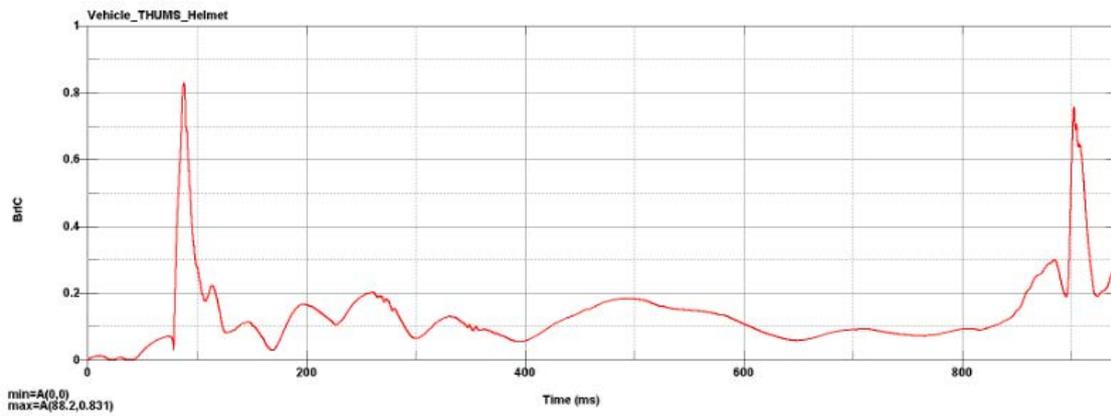


Figura 58. Gráfica de BrIC de simulación V.T.C.

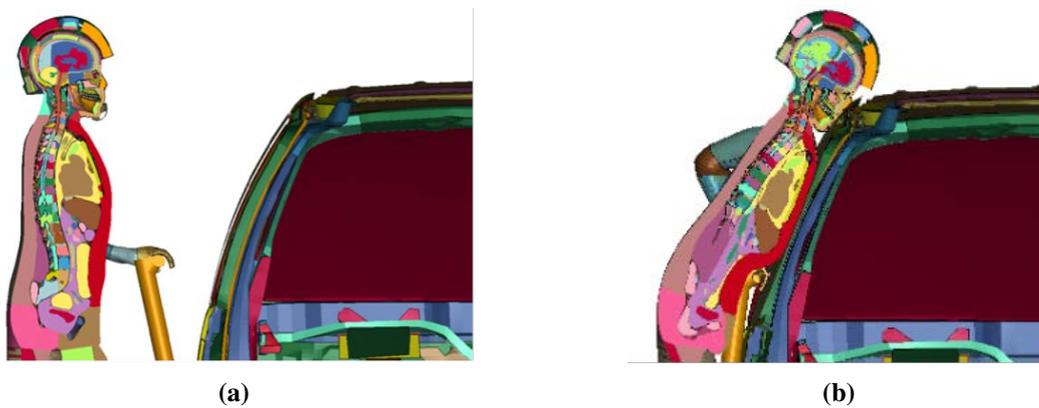


Figura 59. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.C.

4.2. Resultados

Los resultados obtenidos en cada campo son los siguientes:

	Aceleración Máx. [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Deflexión Tórax [mm]
B.D.S.	991	19360	1.33	39.4
B.D.C.	172	893	1.06	36.2
B.T.S.	486	6045	0.846	33.0
B.T.C.	243	2049	0.81	29.8
V.D.S.	71.9	225.8	0.552	48.9
V.D.C.	68.7	195.6	0.522	43.3
V.T.S.	229	1371	0.949	25.5
V.T.C.	87.1	208.4	0.831	27.2

Tabla 3. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones

4.3. Análisis y comparativa de las simulaciones

Tras la obtención de los resultados de los modelos de simulación para los 8 casos y realizado el posterior análisis, se han podido obtener las siguientes conclusiones:

- Se han obtenido picos muy elevados de aceleraciones y HIC15 en las simulaciones de los HBM sobre el suelo sin uso de casco debido a que las colisiones entre estos son muy rígidas, pudiendo observar en las simulaciones B.D.S., B.T.S. y V.T.S., que los valores obtenidos son claramente superiores a los valores críticos de HIC15 (el valor crítico de HIC15 es 700 [16]). El motivo de esto es haber utilizado una definición de material rígido para el suelo, buscando poder minimizar el coste computacional de las simulaciones. Por tanto, habrá que basarse en algunas simulaciones en las tendencias que tienen esos valores dependiendo del tipo de HBM utilizado y el uso de casco.
- Debido a estos valores elevados de HIC15, se ha utilizado los valores de BrIC (los valores críticos son entre 1.03 y 1.09 para el dummy Hybrid III 50th, y entre 0.8 y 1 para los humanos [18]) para poder ser capaces de tener otra medida para comparar resultados o ver tendencias entre las simulaciones. Gracias a esto podremos determinar las probabilidades de obtener CSDM (“Cumulative Strain Damage Measurement”) y MPS (“Maximum Principal Strain”), las cuales nos podrán indicar las probabilidades de lesión AIS4+.
- En las simulaciones contra el bordillo, se puede observar que los valores máximos de HIC15 y BrIC coinciden en los mismos instantes que la colisión de la cabeza contra el suelo. Mientras que, en las simulaciones contra el vehículo, los valores pico del HIC15 y BrIC no ocurren con el mismo impacto en los casos con THUMS, donde los picos de HIC15 ocurren con el impacto de la cabeza contra el suelo mientras que los BrIC ocurren con el impacto contra la puerta del vehículo, indicando que es tan importante mirar el impacto contra la puerta que contra el suelo tras el previo impacto de la puerta.
- Observando los resultados obtenidos con la deflexión del tórax en las simulaciones, se puede observar que, debido a la diferencia de modelizaciones entre ambos, las deflexiones son menores que las obtenidas en el dummy que en el THUMS. Además, se observa que, debido a la ausencia de elementos de disipación de energía en las simulaciones, el uso de casco en las simulaciones podría estar causando esta reducción de la deflexión en la zona del tórax.
- En las simulaciones contra el bordillo con casco, se puede apreciar que el comportamiento de la espuma varia en función del HBM utilizado en cada caso, pudiendo llegar a amortiguar en mayor o menor medida el impacto.

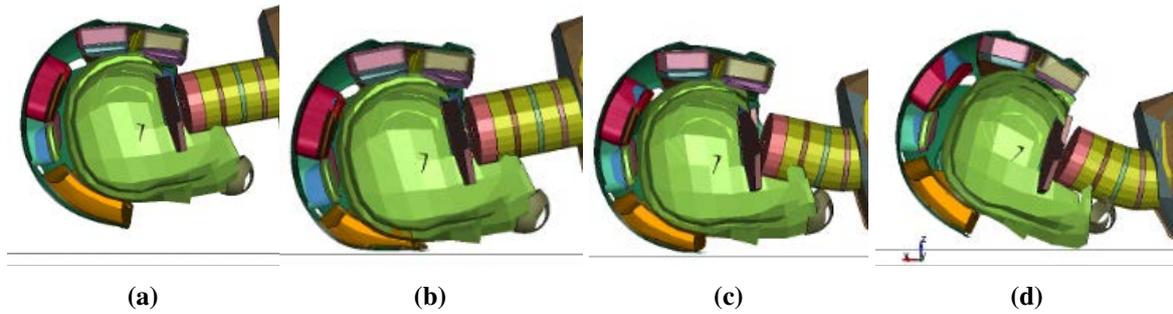


Figura 60. Deformación de espuma del casco en simulación B.D.C.

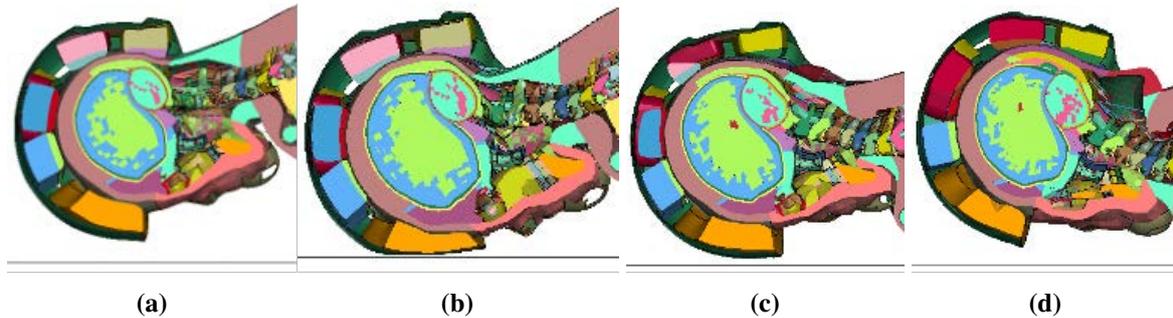


Figura 61. Deformación de espuma del casco en simulación B.T.C.

Mientras que en el caso del THUMS AM50 el rebote es mucho mayor, generando una colisión importante entre la cabeza y el suelo que queda reflejado con los valores máximos de HIC15 en las simulaciones V.T.S. y V.T.C.

- Cabe comentar las diferencias de cinemáticas que existen en las simulaciones de los HBM contra el vehículo. En el caso del dummy Hybrid III, la cinemática que experimenta es parecida al Crash-Test reproducido en las instalaciones de CESVIMAP el 5 de noviembre de 2020 [9].

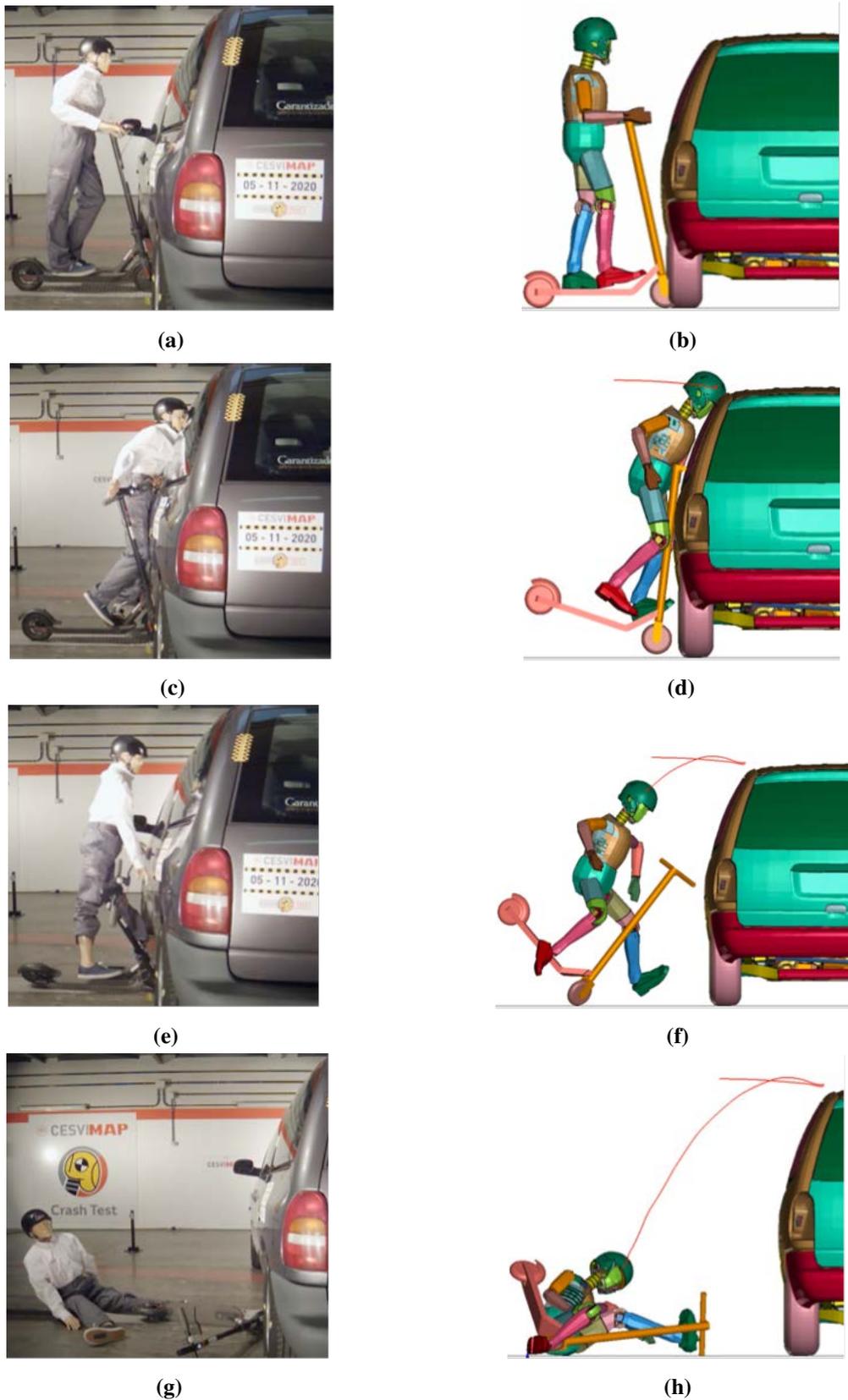


Figura 62. Comparación de cinemáticas obtenidas de Crash-Test realizado por CESVIMAP [9] y obtenidas en simulación V.D.C.

Capítulo 5

Optimización y ampliación de simulaciones

En este capítulo, se busca mejorar las simulaciones actuales para intentar mejorar los valores obtenidos en las anteriores modelizaciones, y modelizar otros casos posibles basados en los modelos anteriores para poder ampliar el rango de investigación de los casos.

Para ello, se ha buscado realizar una mejora y 2 casos nuevos de investigación:

1. Mejora de propiedades del suelo
2. Caso de impacto de SES contra bordillo con variación de ángulo de incidencia
3. Caso de impacto de SES contra vehículo estacionario en la zona lateral del capó.

5.1. Introducción de suelo deformable

A la vista de los resultados obtenidos de los anteriores casos de impacto de SES contra el bordillo, donde se han obtenido valores muy elevados de aceleraciones máximas y HIC15, se intentará realizar una mejora de las propiedades del suelo para poder obtener valores razonables y que estén más cerca de los valores reales. Para ello, se utilizará como base los modelos de simulación anteriores pero se introducirá una tarjeta adicional a los modelos.

5.1.1. Tarjeta *Deformable_Ground.key*

Esta tarjeta permite incluir la optimización del suelo mediante la introducción de 2 partes nuevas a los modelos de impacto de SES contra bordillo.

- Parte declarada como un sólido de hormigón (*MAT-159-CSCM*). Todas las propiedades que han sido utilizadas en el modelo se han obtenido del manual de usuario para materiales

de hormigón usando el modelo *MAT 159* de *LS-Dyna* del *Federal Highway Administration* [24]. Estas son las propiedades declaradas del material:

Propiedad	Valor
ρ	2320 Kg/m ³
$\sigma_{compression}$	30 MPa
Tamaño de agregado	25 mm
Parámetro de erosión	1.05

Tabla 4. Propiedades de modelización del material para hormigón.
Fuente: *Federal Highway Administration* [24].

- Parte declarada como *Shell* rígido donde se apoya la parte sólida de hormigón.

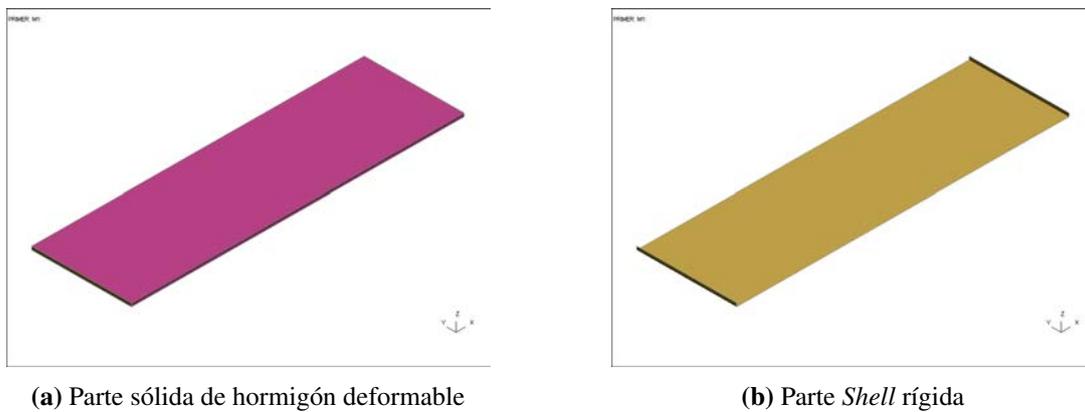


Figura 63. Partes declaradas dentro de la tarjeta *Deformable_Floor*

Se ha decidido no declarar toda la tarjeta que incluye el suelo y bordillo como un material sólido deformable de hormigón para poder evitar un aumento considerable del coste computacional de la simulación, solo teniéndose en cuenta para el propio impacto de la cabeza y el pecho en la zona establecida.

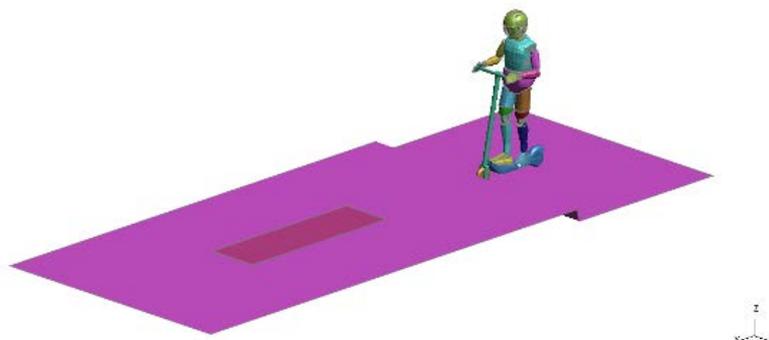


Figura 64. Posición final de suelo deformable de hormigón

5.1.2. Resultados

- B.D.S.

- Cinemática

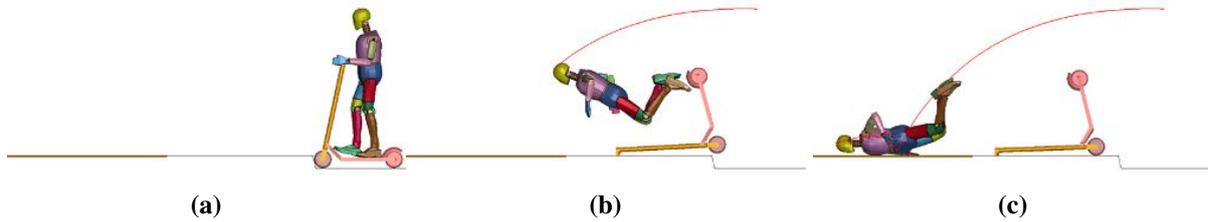


Figura 65. Cinemática de simulación B.D.S. con suelo deformable

- HIC15

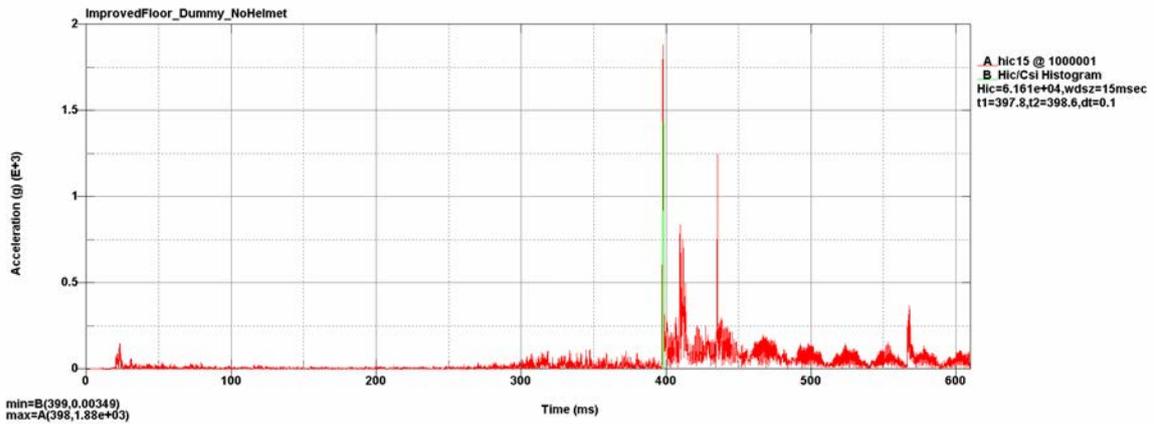


Figura 66. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.D.S. con suelo deformable

- BrIC

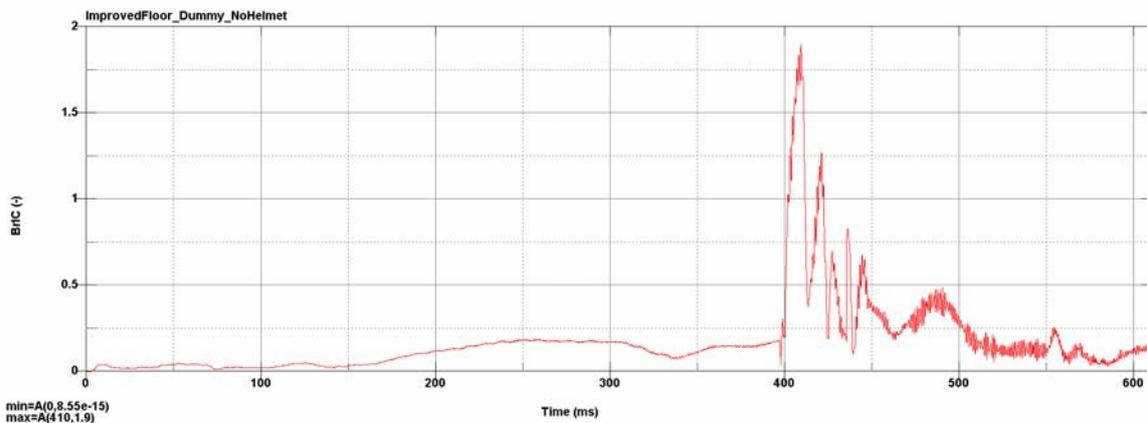


Figura 67. Gráfica de BrIC de simulación B.D.S. con suelo deformable

- Deflexión de caja torácica

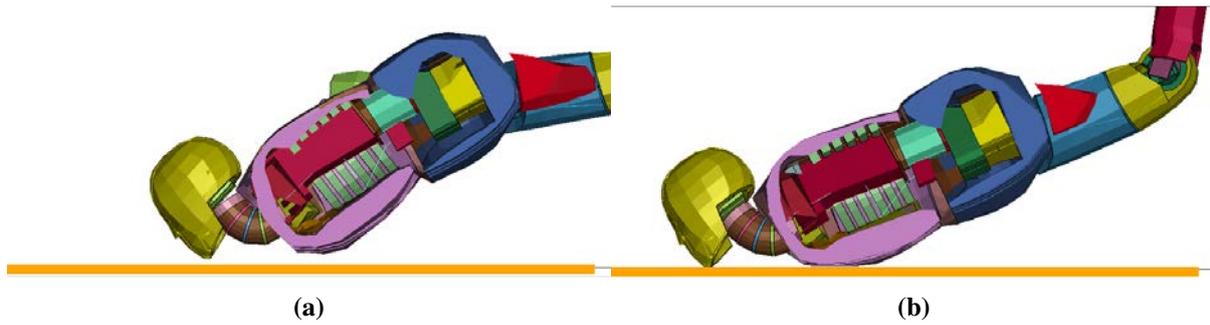


Figura 68. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. con suelo deformable

- B.D.C.

- Cinemática

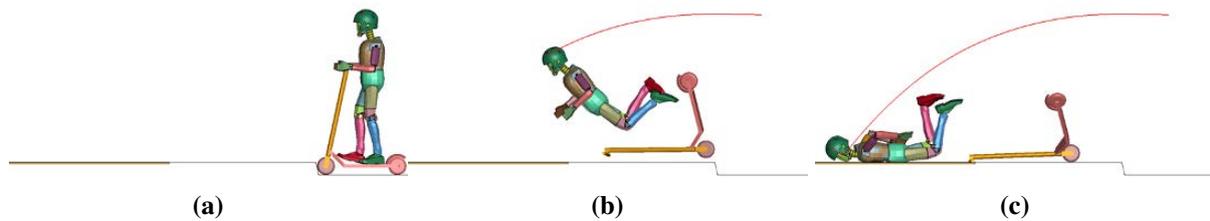


Figura 69. Cinemática de simulación B.D.C. con suelo deformable

- HIC15

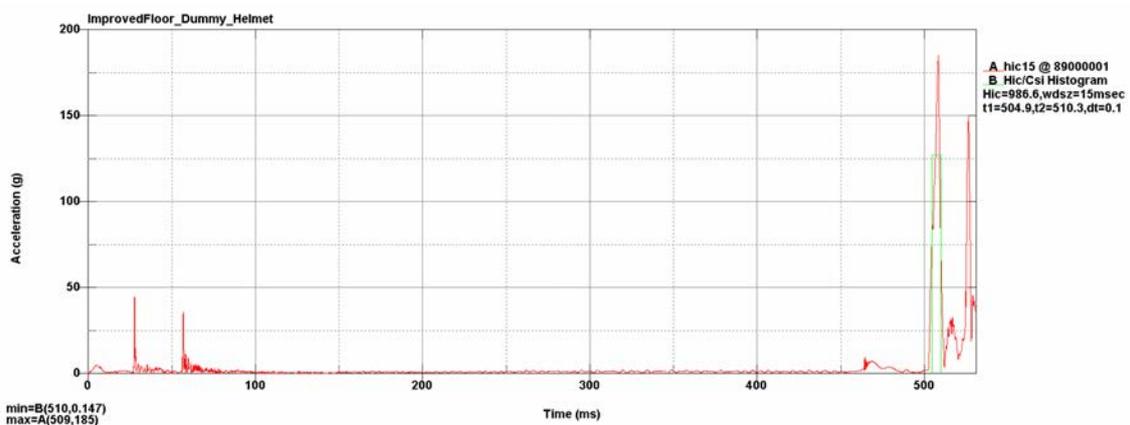


Figura 70. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.D.C. con suelo deformable

- BrIC

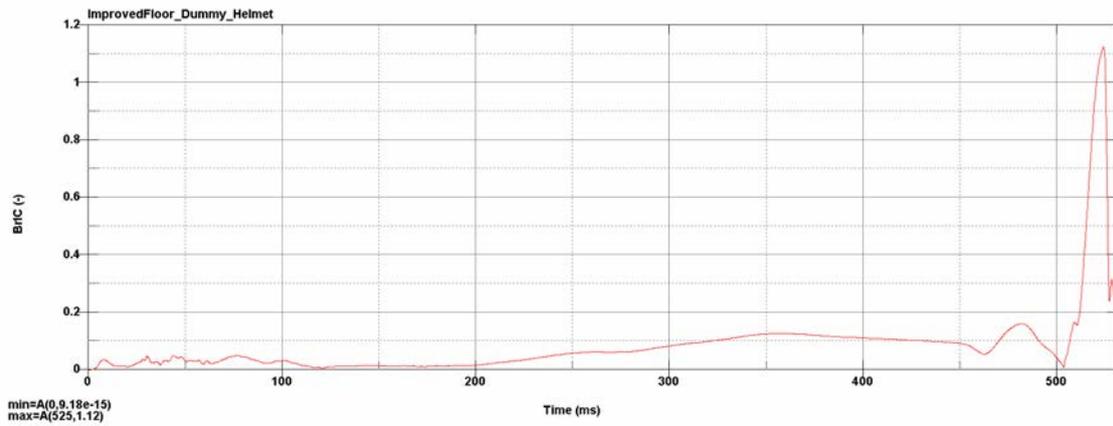


Figura 71. Gráfica de BrIC de simulación B.D.C. con suelo deformable

- Deflexión de caja torácica



Figura 72. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.C. con suelo deformable

- B.T.S.

- Cinemática

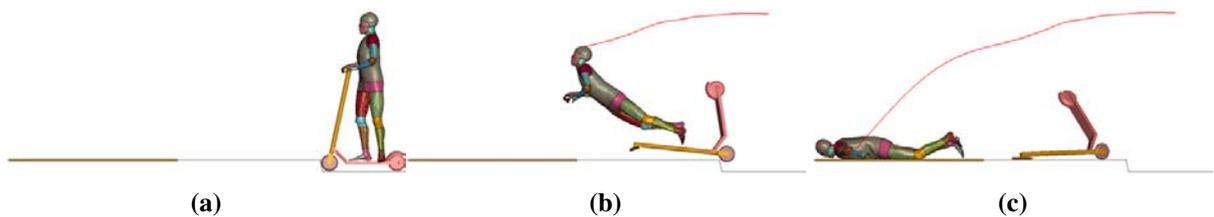


Figura 73. Cinemática de simulación B.T.S. con suelo deformable

- HIC15

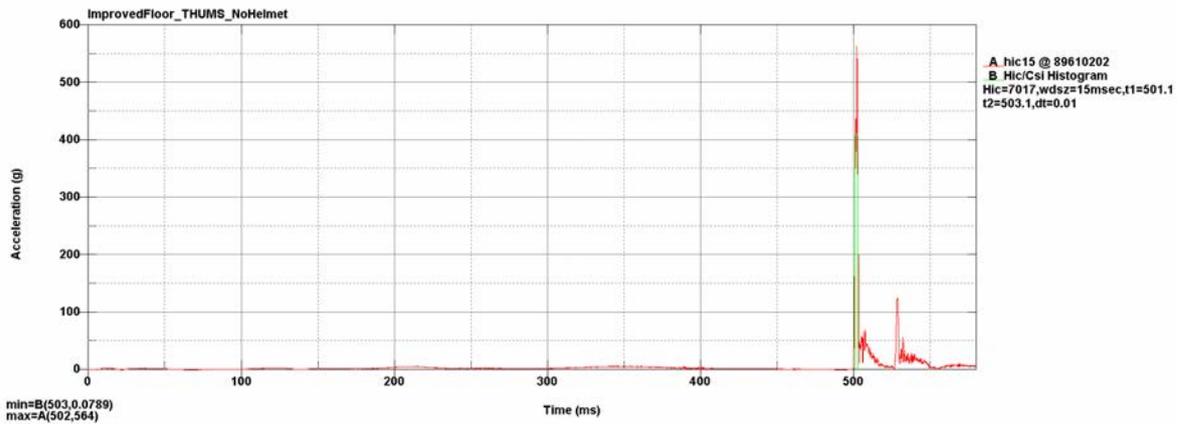


Figura 74. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.T.S. con suelo deformable

- BrIC

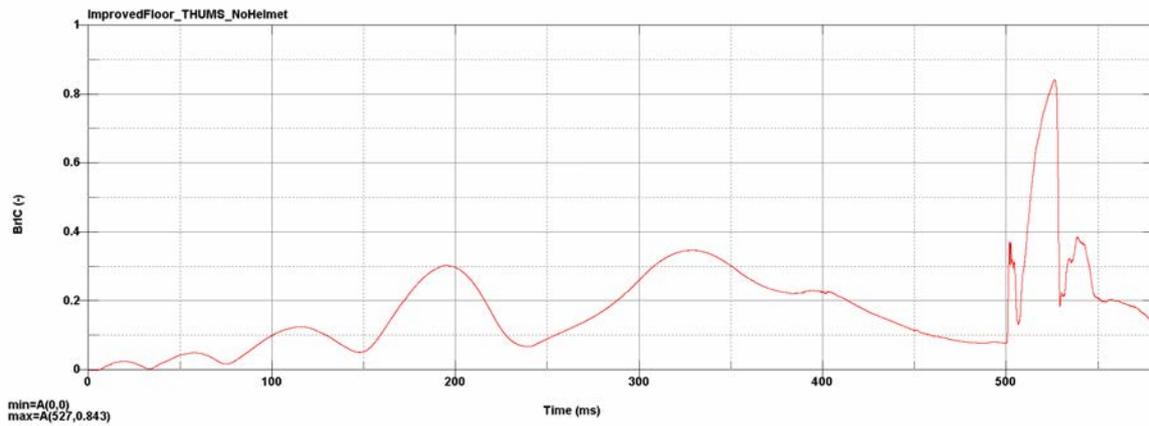


Figura 75. Gráfica de BrIC de simulación B.T.S. con suelo deformable

- Deflexión de caja torácica

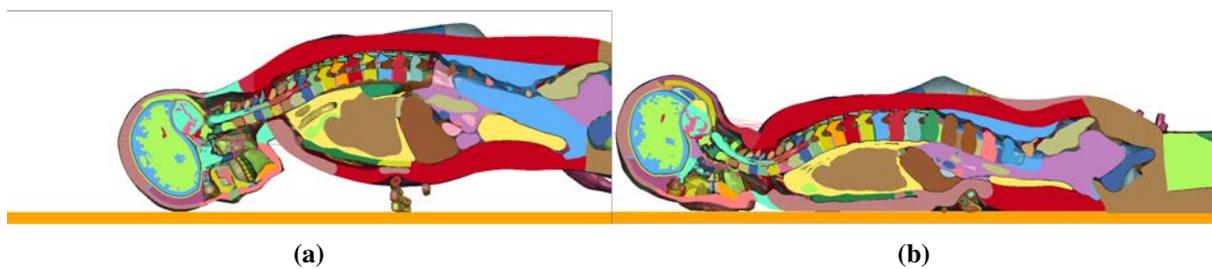


Figura 76. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.S. con suelo deformable

■ B.T.C.

• Cinemática

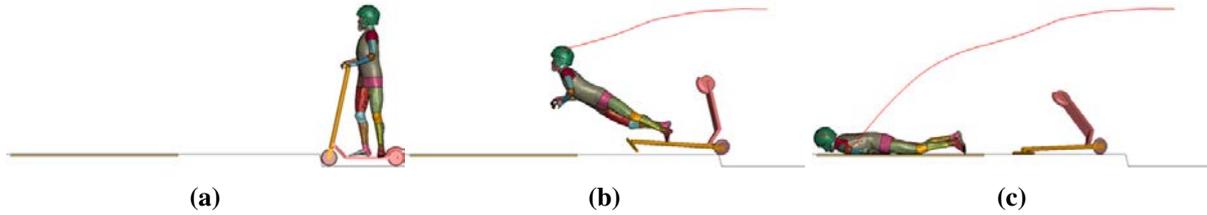


Figura 77. Cinemática de simulación B.T.C. con suelo deformable

• HIC15

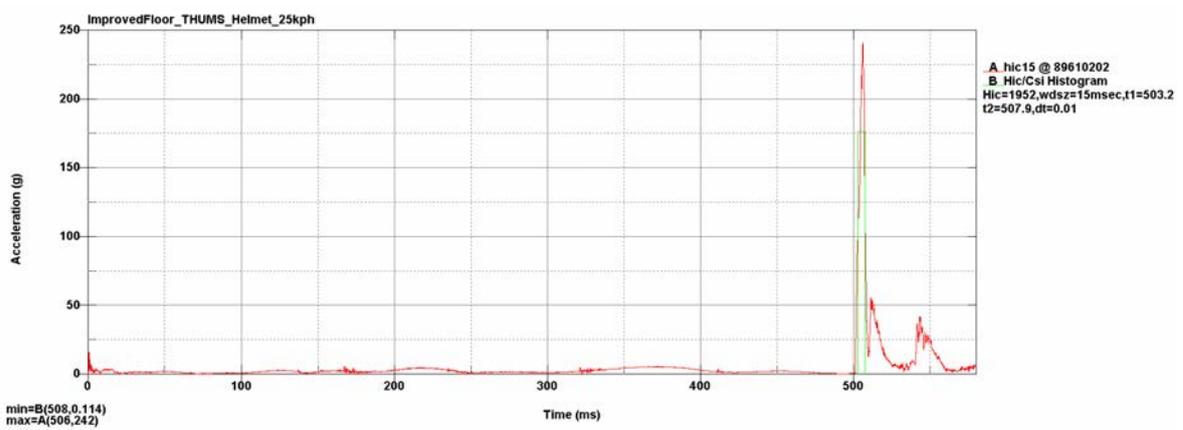


Figura 78. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.T.C. con suelo deformable

• BrIC

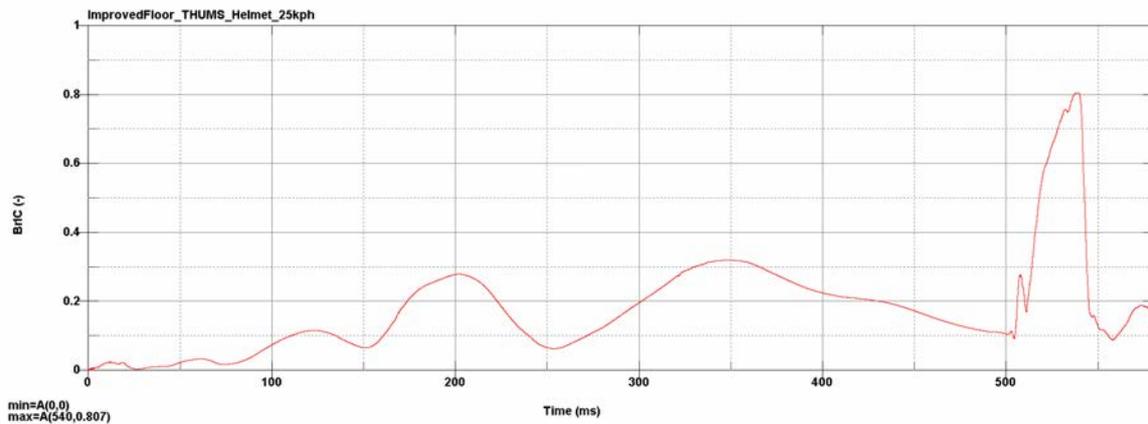


Figura 79. Gráfica de BrIC de simulación B.T.C. con suelo deformable

- Deflexión de caja torácica



Figura 80. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.C. con suelo deformable

5.2. Bordillo con variación de ángulos de ataque

Se ha realizado varias modelizaciones con distintos ángulos de impacto entre la dirección del SES y el plano perpendicular del bordillo de la acera para poder comprobar si impactar con diferentes ángulos puede causar un mayor riesgo de lesión en el ocupante en caso de sufrir un accidente. Para este estudio, se han realizado 3 variaciones extras para comprobar esto: a 30°, 45° y 60° respecto al vector normal del plano XZ. En estos casos, no se han simulado los modelos con uso de casco.



Figura 81. Posicionamiento de impacto contra bordillo a 90°

Para ello, se han utilizado los mismos modelos anteriores, donde se les han realizado las siguientes modificaciones:

- Modificación de las dimensiones de la tarjeta que incluye la parte del suelo y bordillo.

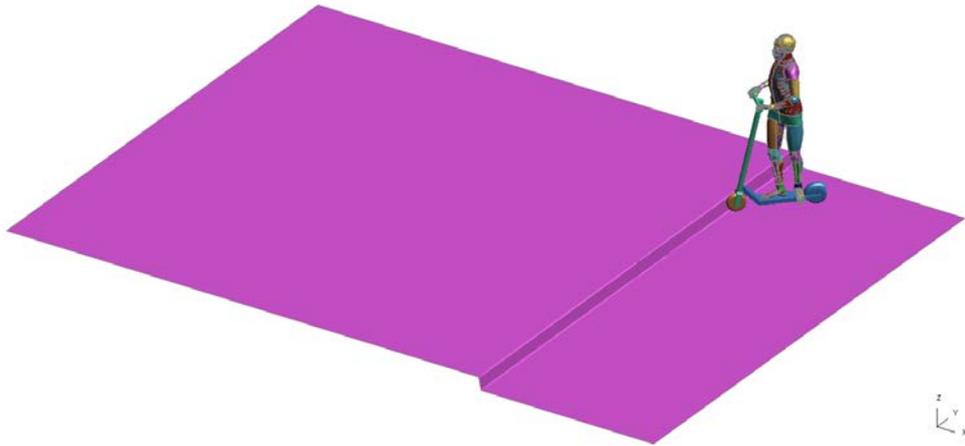


Figura 82. Modificación de dimensiones del suelo

- Rotaciones a las tarjetas que incluyen el patinete, el HBM y las interacciones entre ellos.
- Modificación de las duraciones de las simulaciones, ya que los tiempos de impacto contra el suelo varían en comparación al caso base de simulación B.D.S. y B.T.S.

5.2.1. Posicionamiento de modelos de simulación

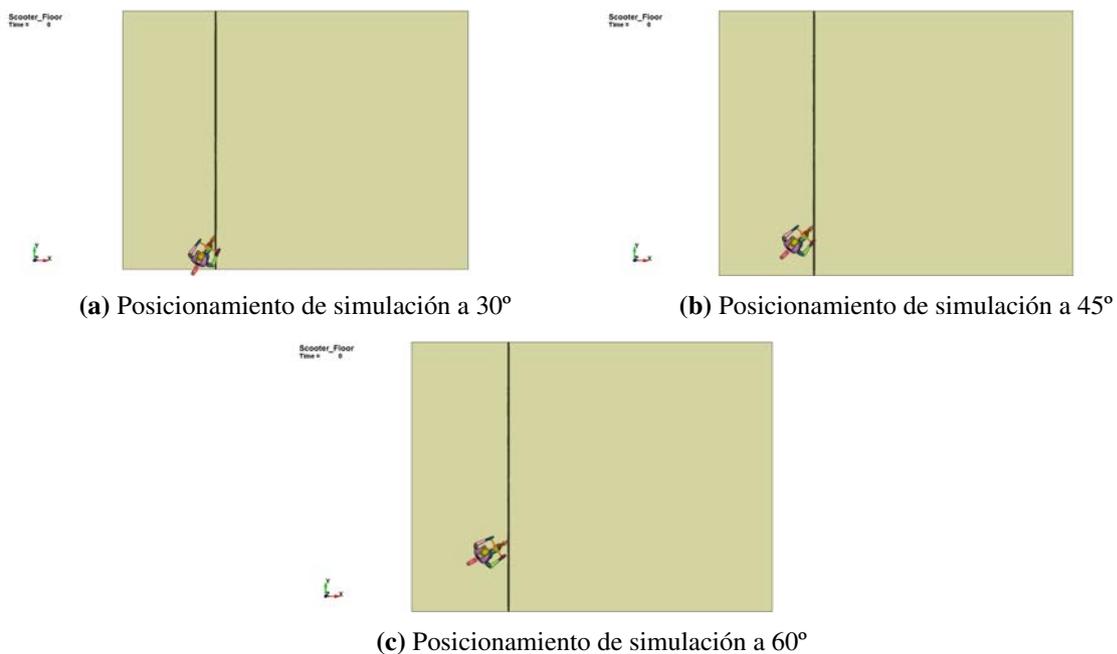


Figura 83. Posicionamiento de modelos de impacto contra bordillo con variación de ángulos

5.2.2. Resultados

5.2.2.1. 30°

- B.D.S.

- Cinemática

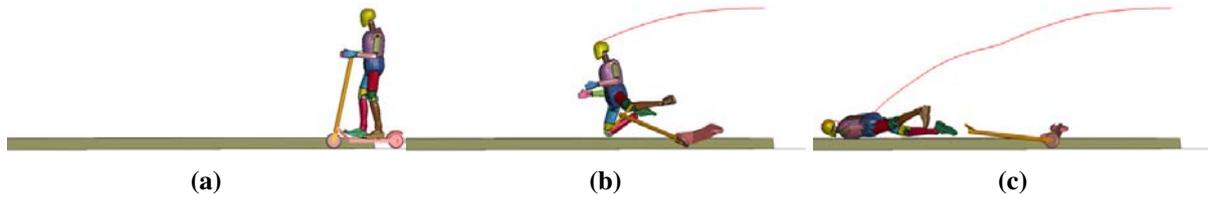


Figura 84. Cinemática de simulación B.D.S. a 30°

- HIC15

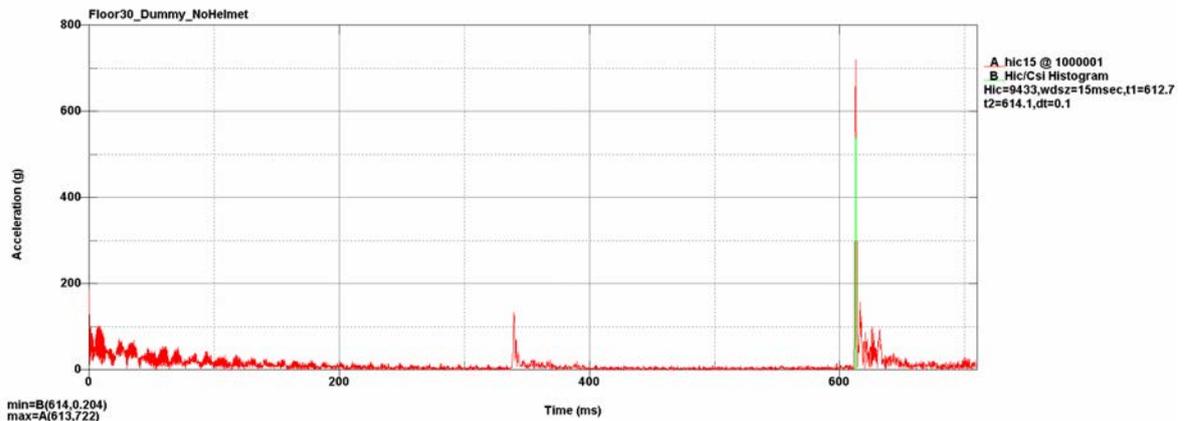


Figura 85. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.D.S. a 30°

- BrIC

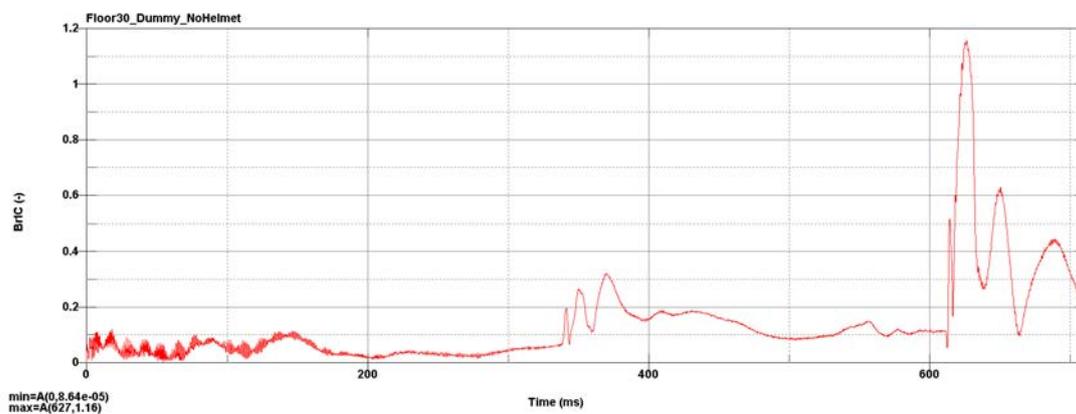


Figura 86. Gráfica de valor de BrIC de simulación B.D.S. a 30°

- Deflexión de caja torácica

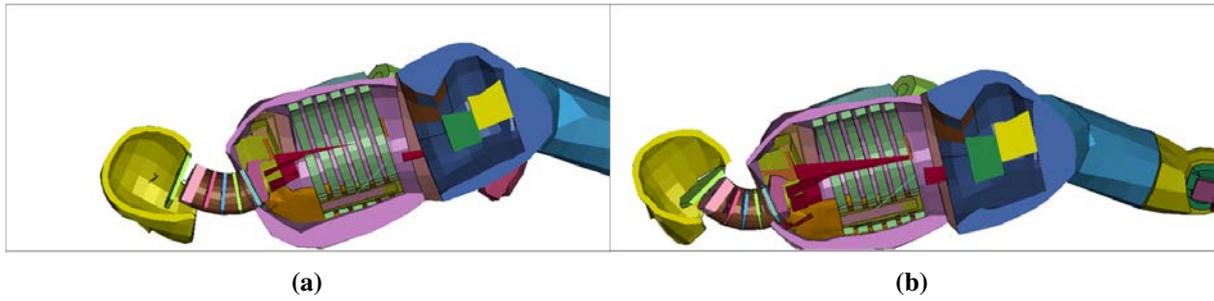


Figura 87. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. a 30°

- B.T.S.

- Cinemática

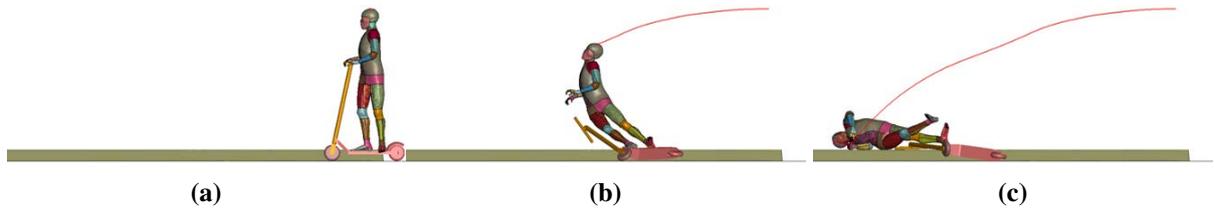


Figura 88. Cinemática de simulación B.T.S. a 30°

- HIC15

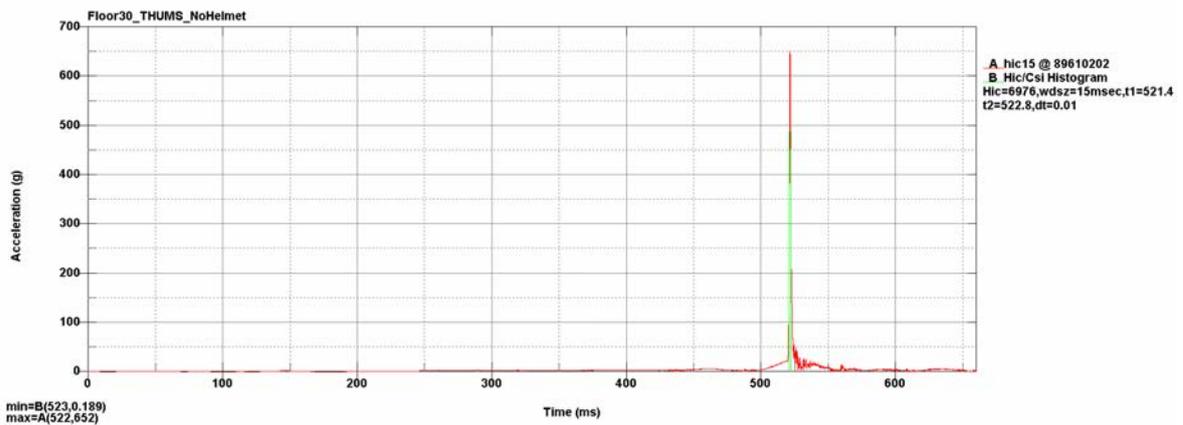


Figura 89. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.T.S. a 30°

- BrIC

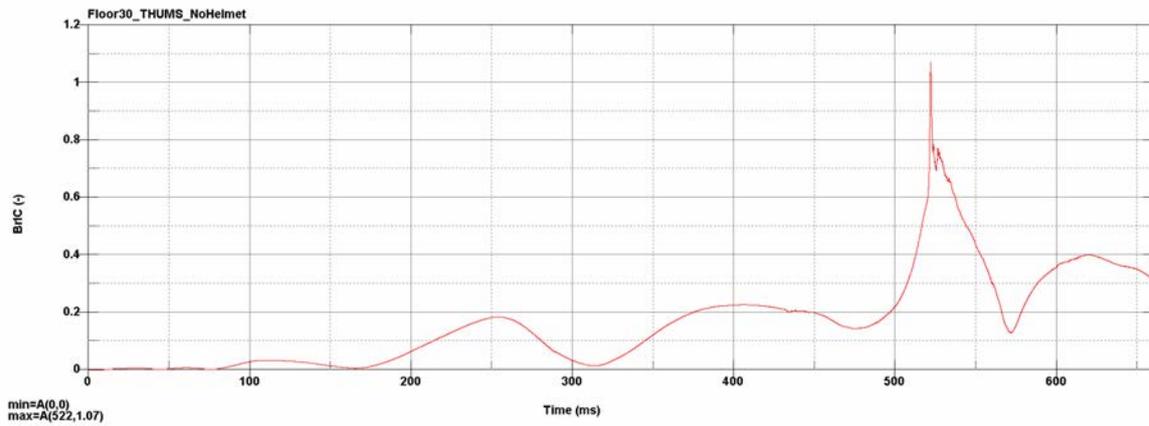


Figura 90. Gráfica de valor de BrIC de simulación B.T.S. a 30°

- Deflexión de caja torácica

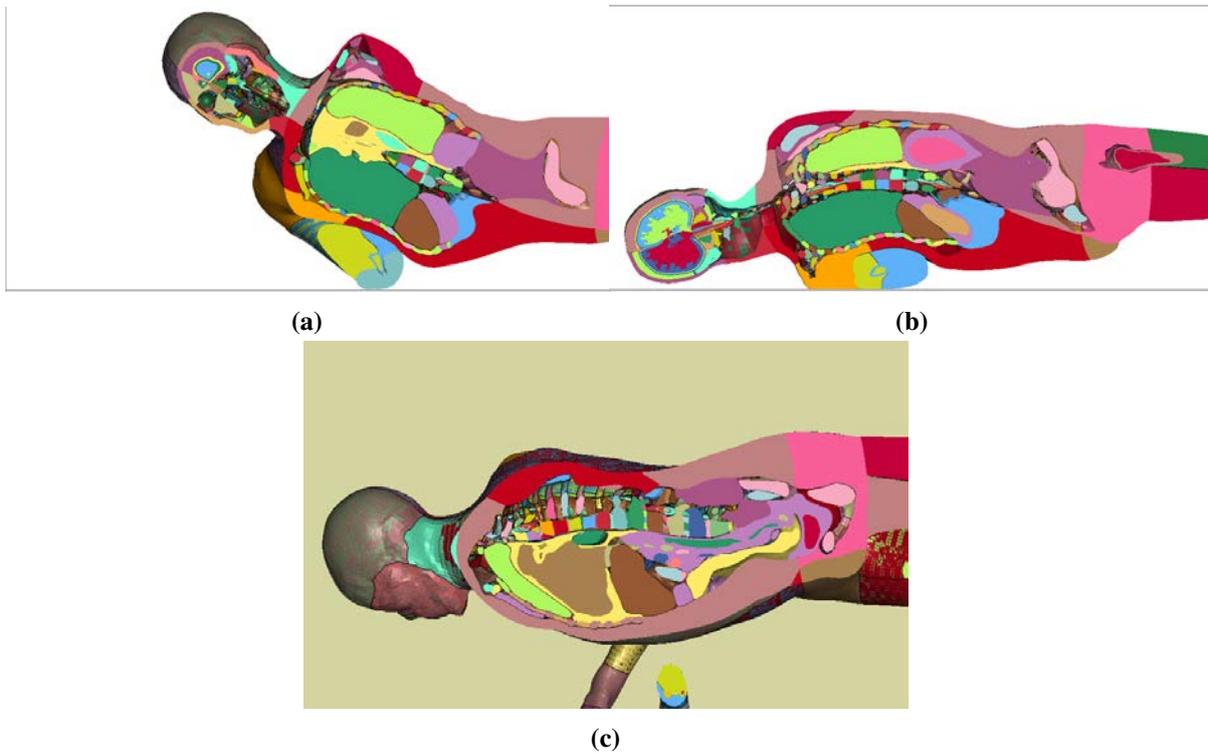


Figura 91. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. a 30°

5.2.2.2. 45°

■ B.D.S.

• Cinemática

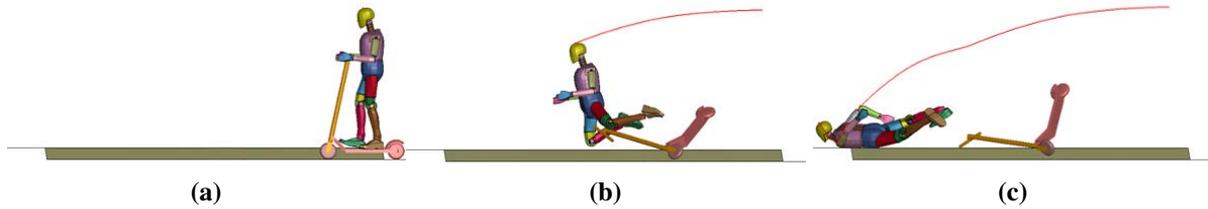


Figura 92. Cinemática de simulación B.D.S. a 45°

• HIC15

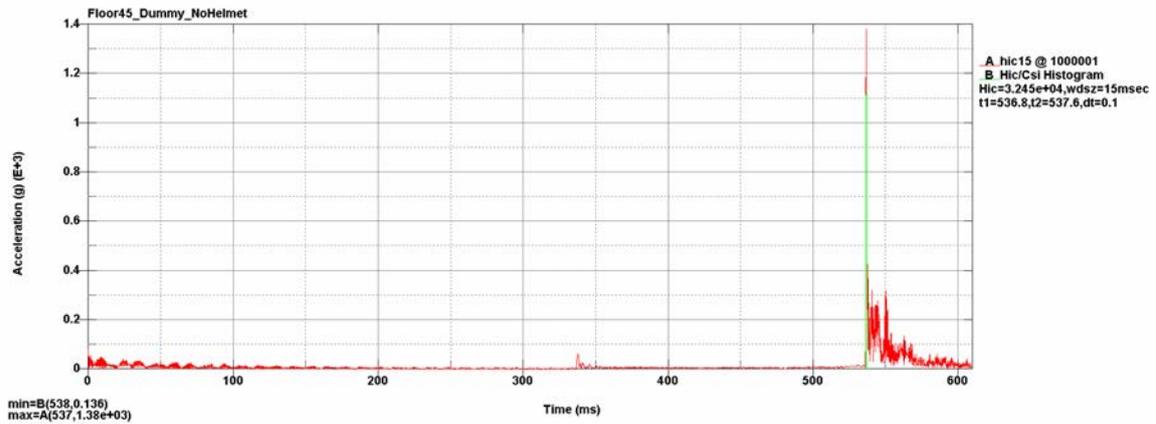


Figura 93. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.D.S. a 45°

• BrIC

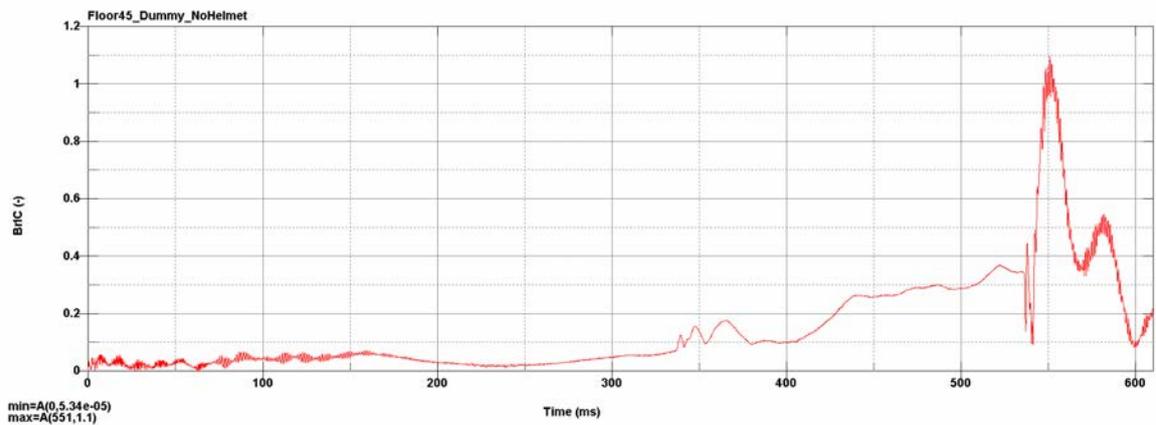


Figura 94. Gráfica de valor de BrIC de simulación B.D.S. a 45°

- Deflexión de caja torácica

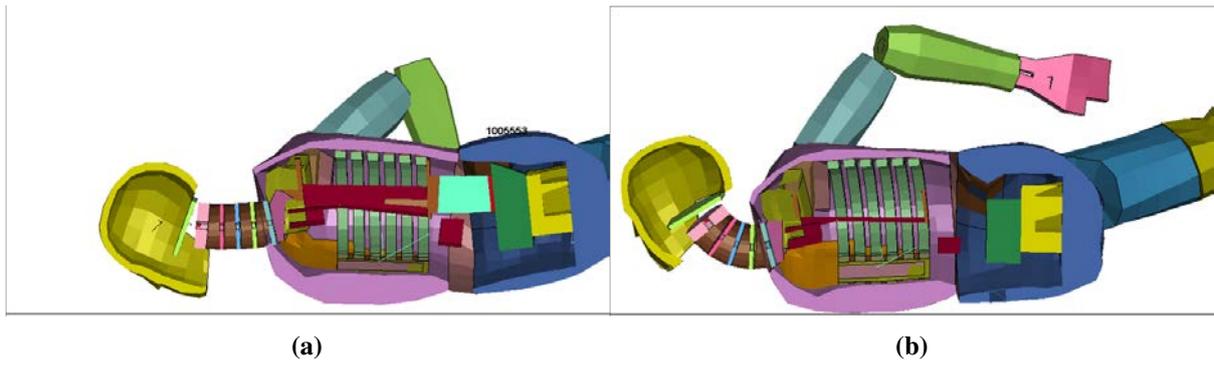


Figura 95. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. a 45°

- B.T.S.

- Cinemática

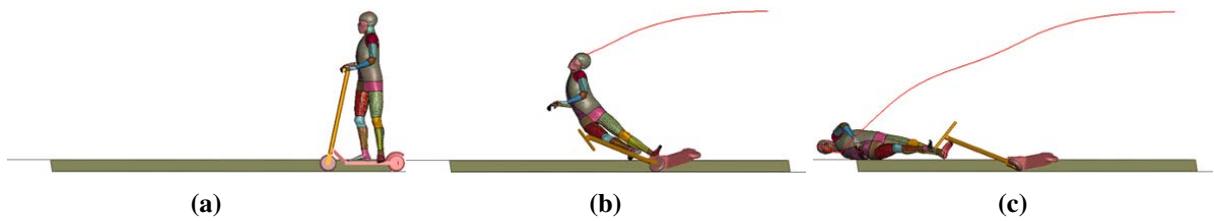


Figura 96. Cinemática de simulación B.T.S. a 45°

- HIC15

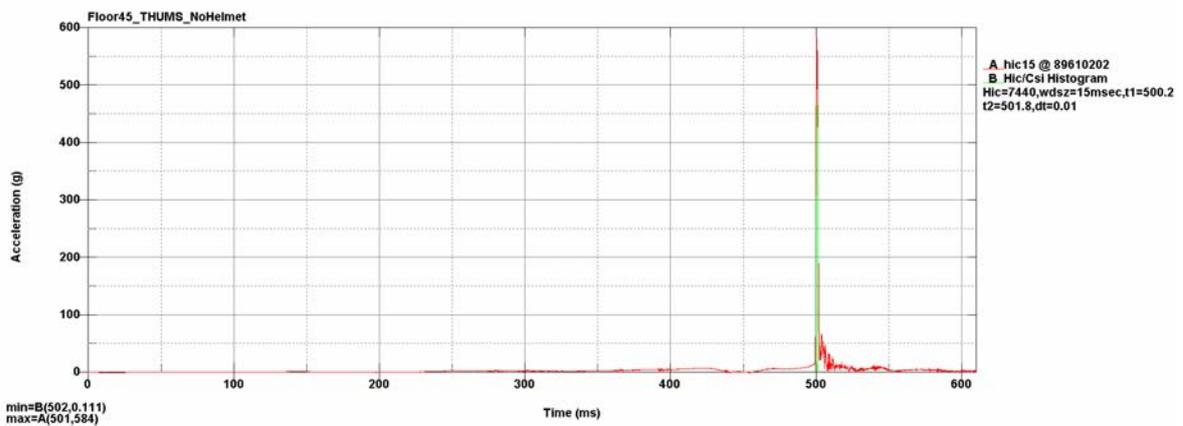


Figura 97. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.T.S. a 45°

- BrIC

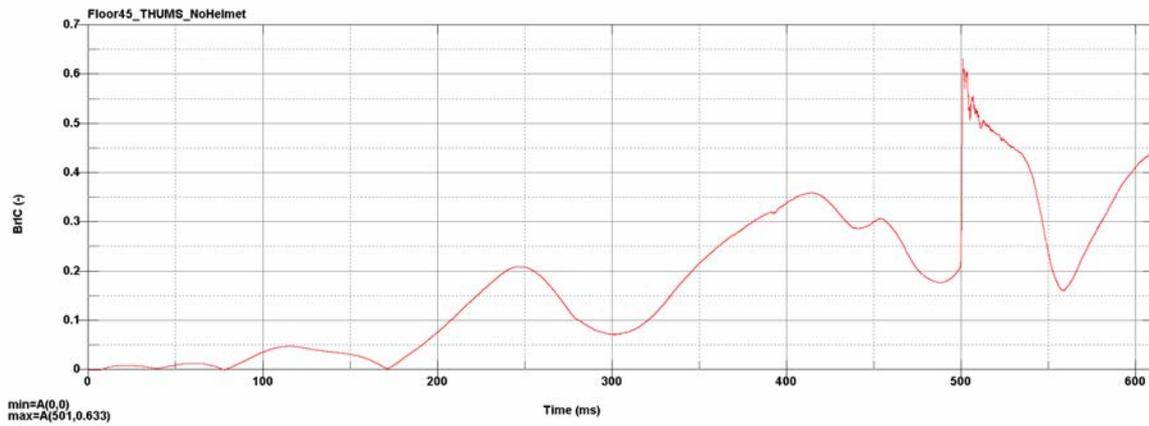


Figura 98. Gráfica de valor de BrIC de simulación B.T.S. a 45°

- Deflexión de caja torácica

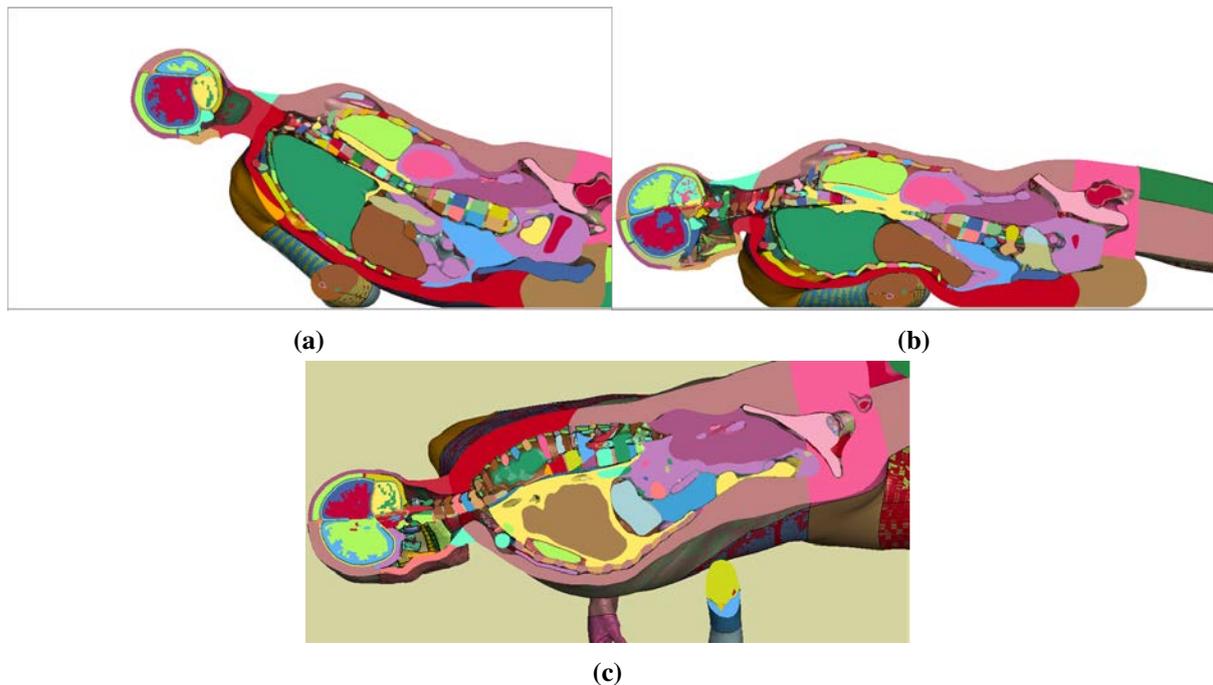


Figura 99. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.S. a 45°

5.2.2.3. 60°

■ B.D.S.

• Cinemática

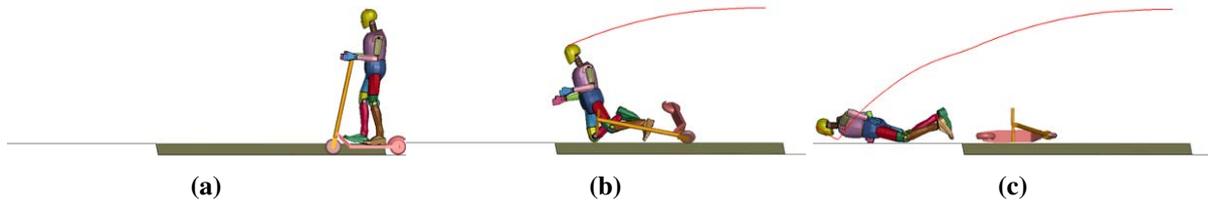


Figura 100. Cinemática de simulación B.D.S. a 60°

• HIC15

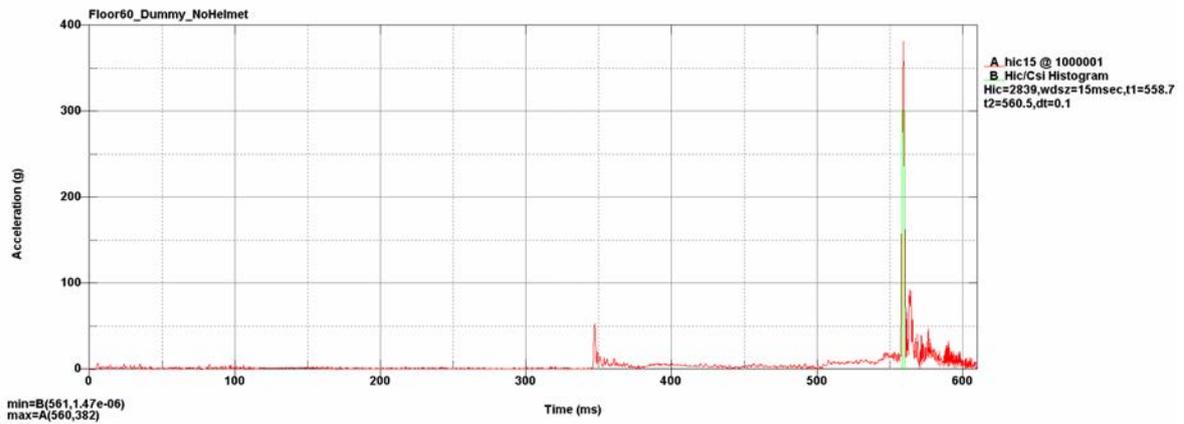


Figura 101. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.D.S. a 60°

• BrIC

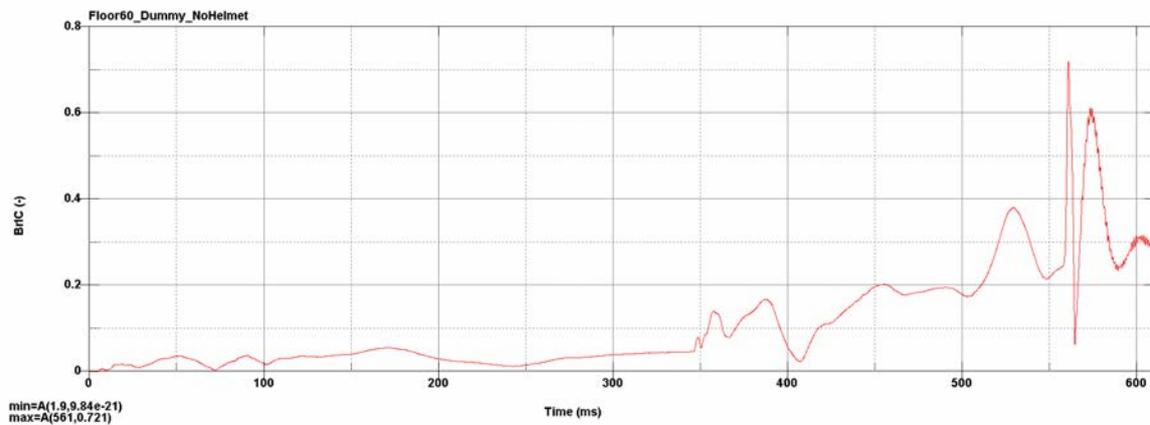


Figura 102. Gráfica de valor de BrIC de simulación B.D.S. a 60°

- Deflexión de caja torácica

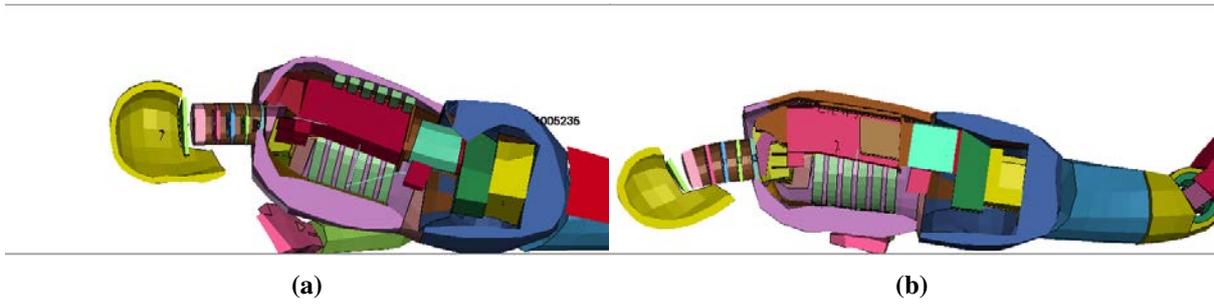


Figura 103. Deflexión de caja torácica de simulación B.D.S. a 60°

- B.T.S.

- Cinemática

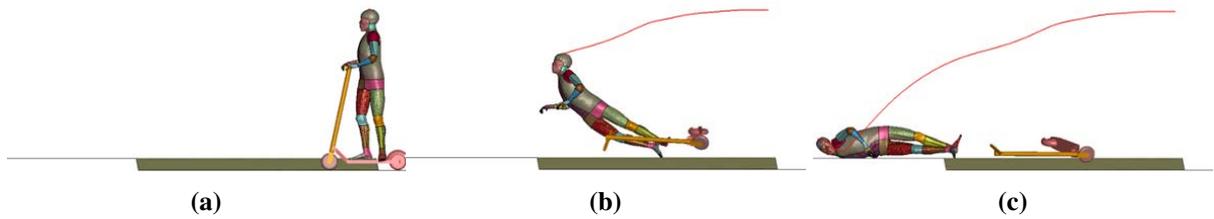


Figura 104. Cinemática de simulación B.T.S. a 60°

- HIC15

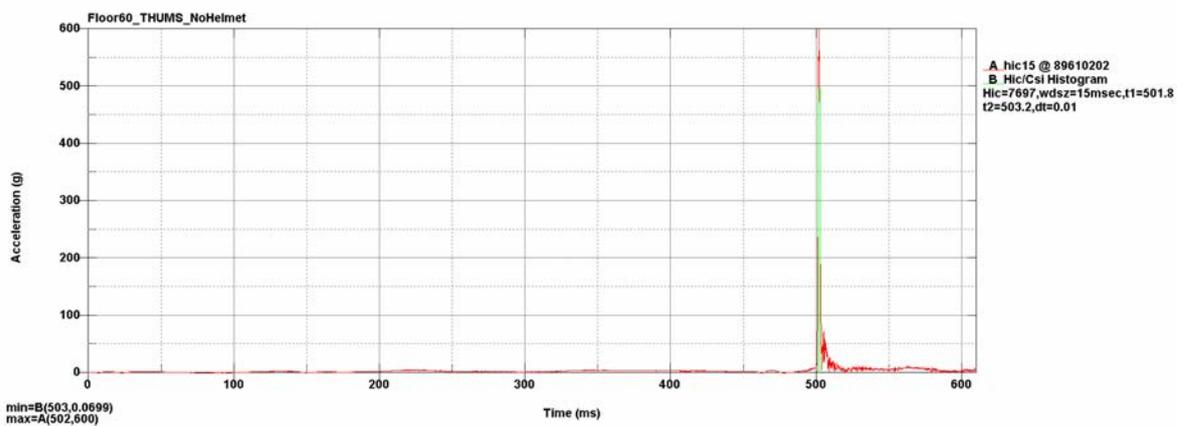


Figura 105. Gráfica de aceleración resultante de simulación B.T.S. a 60°

- BrIC

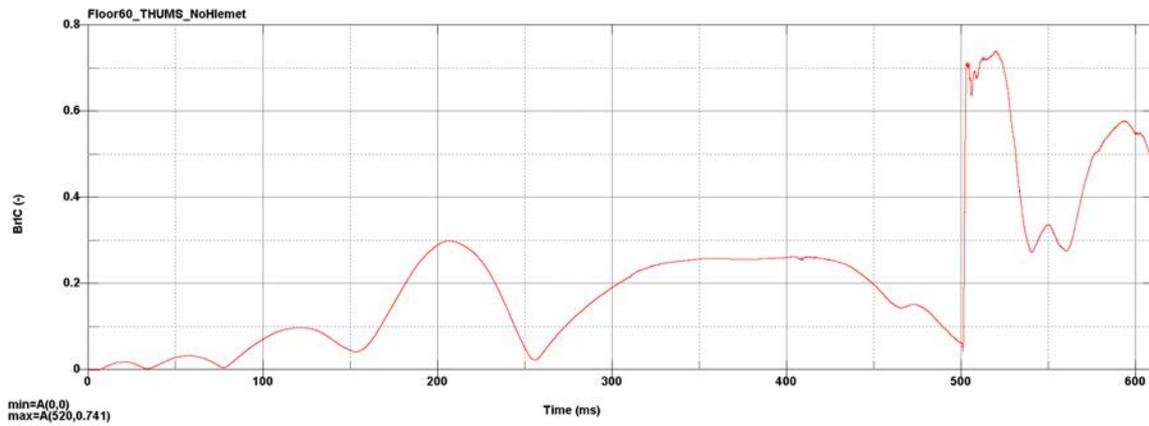


Figura 106. Gráfica de valor de BrIC de simulación B.T.S. a 60°

- Deflexión de caja torácica



Figura 107. Deflexión de caja torácica de simulación B.T.S. a 60°

5.3. Colisión contra lateral del capó del vehículo

Para finalizar, se ha decidido ver como varían las probabilidades de lesión del ocupante en el caso que el impacto contra el vehículo se localice en otra zona. En este caso, se ha decidido analizar la colisión en la zona lateral, situado a la altura de la rueda delantera. Esto se debe a que, según un estudio realizado en la ciudad de Nashville relacionado con la clasificación y tipología de accidentes de bicicletas y SES [25].

Según ese estudio, más de la mitad de los accidentes que ocurre con interacción entre vehículo y SES sucede en la zona lateral del vehículo ya que existe una tendencia a que el VMP se aproxime al vehículo desde el lado derechas, mientras que el vehículo va a continuar recto o está realizando un giro a derechas en una intersección.

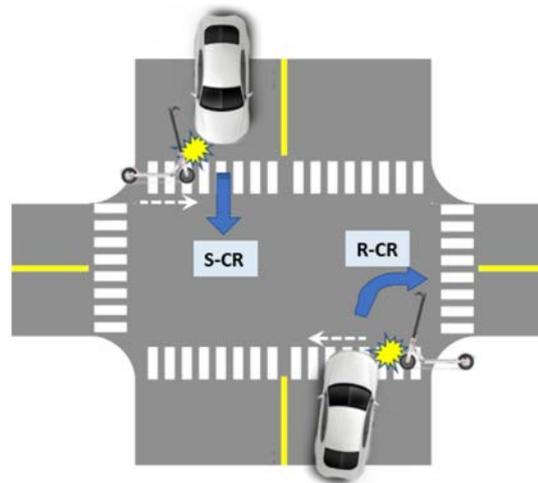


Figura 108. Accidentes típicos en intersecciones entre vehículo y SES
Fuente: artículo científico [25].

5.3.1. Posicionamiento de modelos

- V.D.S.



Figura 109. Posicionamiento de simulación V.D.S.

■ V.D.C.



Figura 110. Posicionamiento de simulación V.D.C.

■ V.T.S.

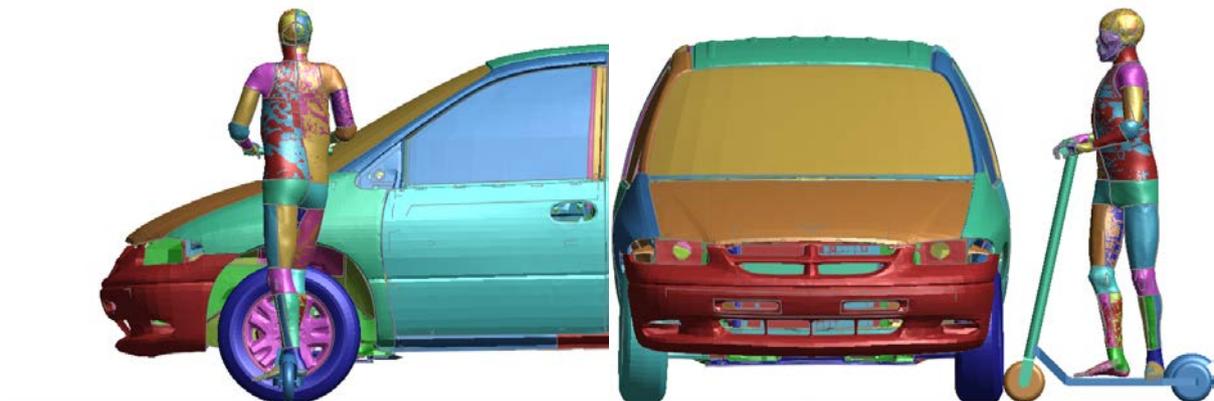


Figura 111. Posicionamiento de simulación V.T.S.

■ V.T.C.

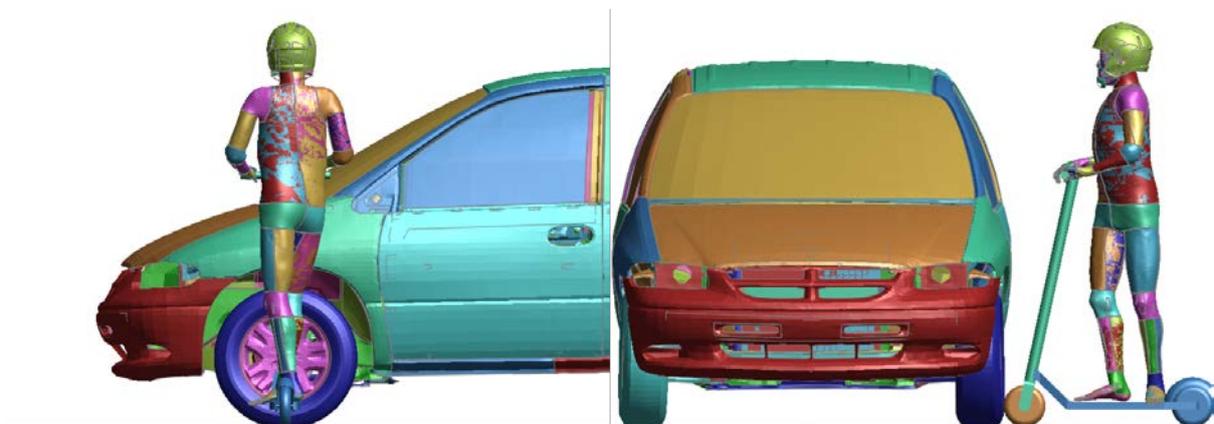


Figura 112. Posicionamiento de simulación V.T.S.

5.3.2. Resultados

- V.D.S.

- Cinemática

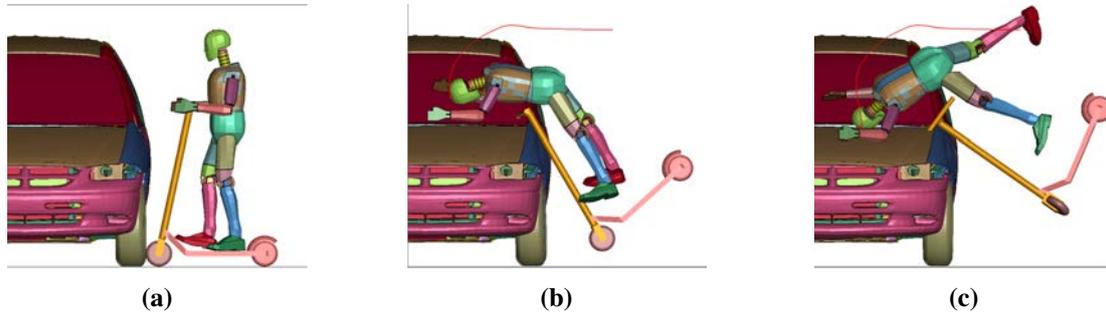


Figura 113. Cinemática de simulación V.D.S. sobre lateral del capó

- HIC15

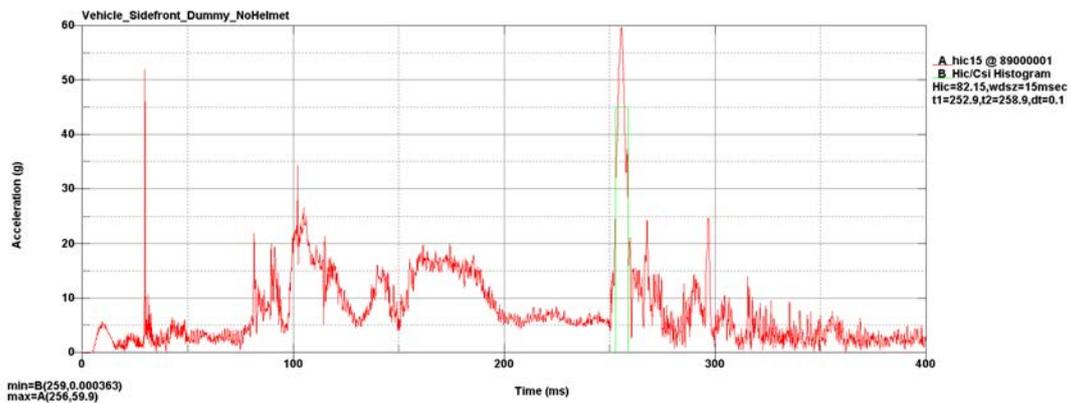


Figura 114. Gráfica de aceleración resultante de simulación V.D.S. sobre lateral del capó

- BrIC

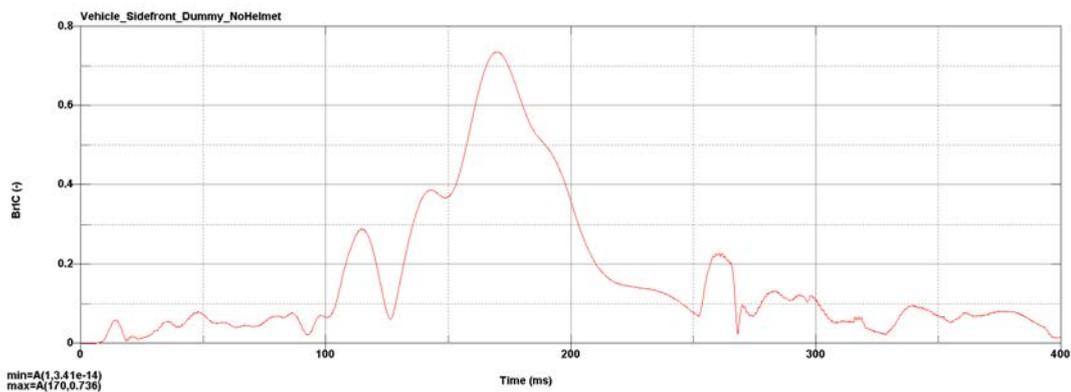


Figura 115. Gráfica de valor de BrIC de simulación V.D.S. sobre lateral del capó

- Deflexión de caja torácica

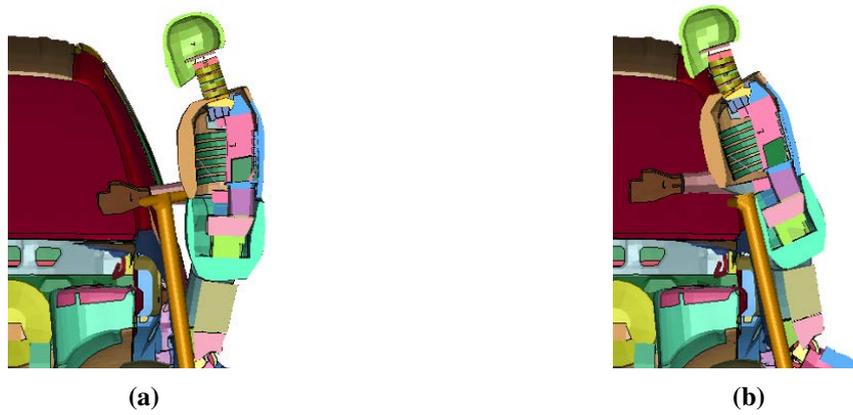


Figura 116. Deflexión de caja torácica de simulación V.D.S. sobre lateral del capó

■ V.D.C.

- Cinemática

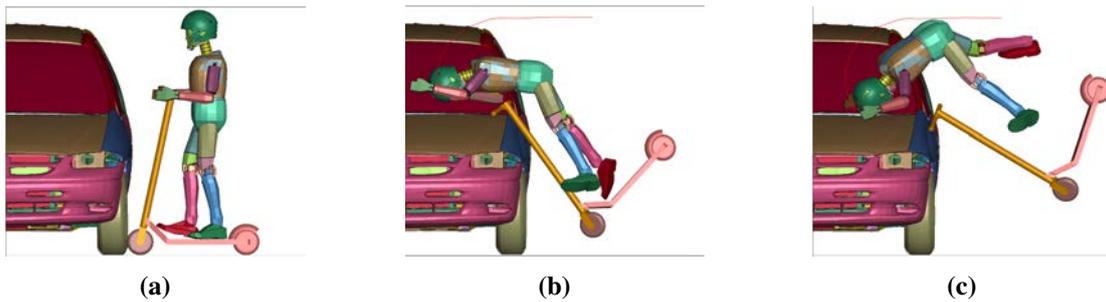


Figura 117. Cinemática de simulación V.D.C. sobre el lateral del capó

- HIC15

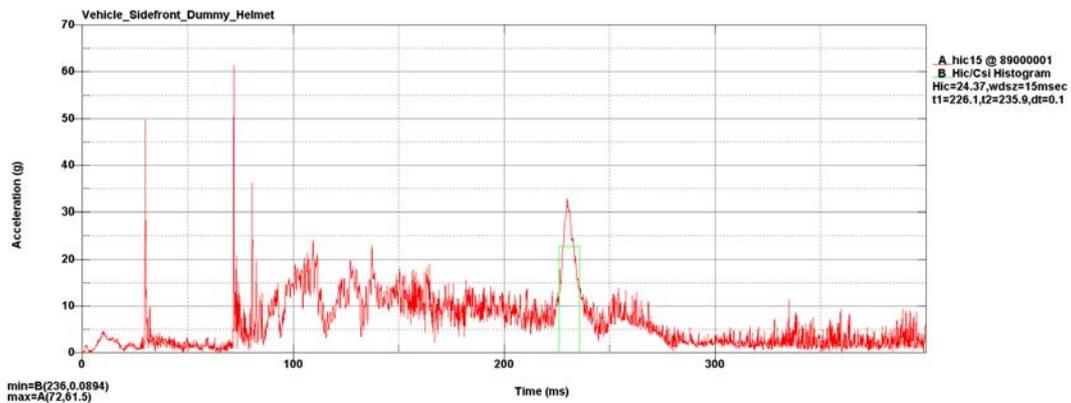


Figura 118. Gráfica de aceleración resultante de simulación V.D.C. sobre lateral del capó

- BrIC

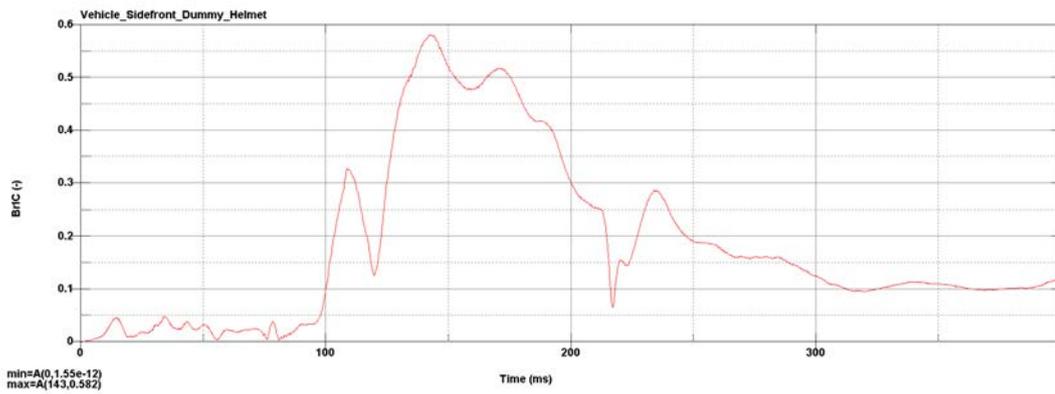


Figura 119. Gráfica de valor de BrIC de simulación V.D.C. sobre lateral del capó

- Deflexión de caja torácica



Figura 120. Deflexión de caja torácica de simulación V.D.C. sobre lateral del capó

- V.T.S.

- Cinemática

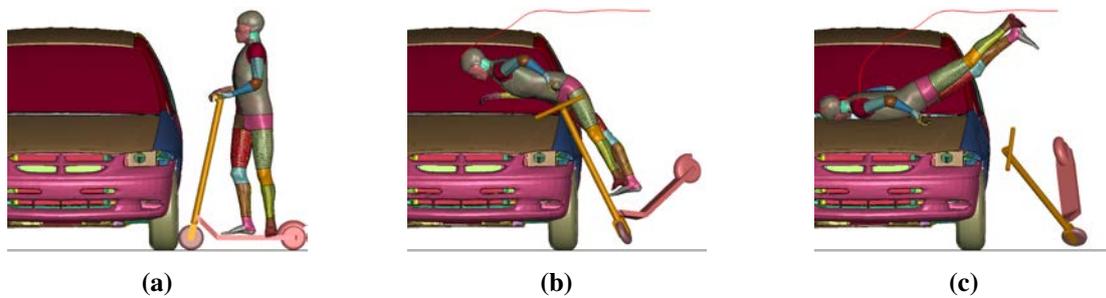


Figura 121. Cinemática de simulación V.T.S. sobre el lateral del capó

- HIC15

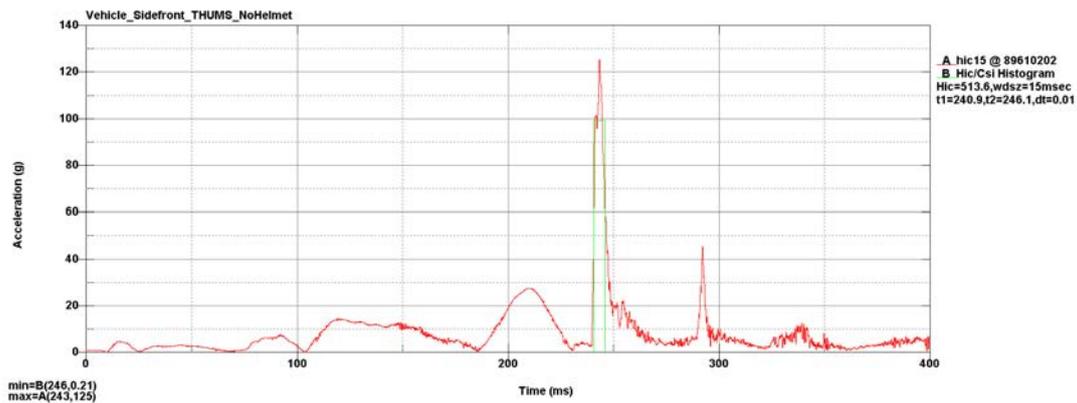


Figura 122. Gráfica de aceleración resultante de simulación V.T.S. sobre lateral del capó

- BrIC

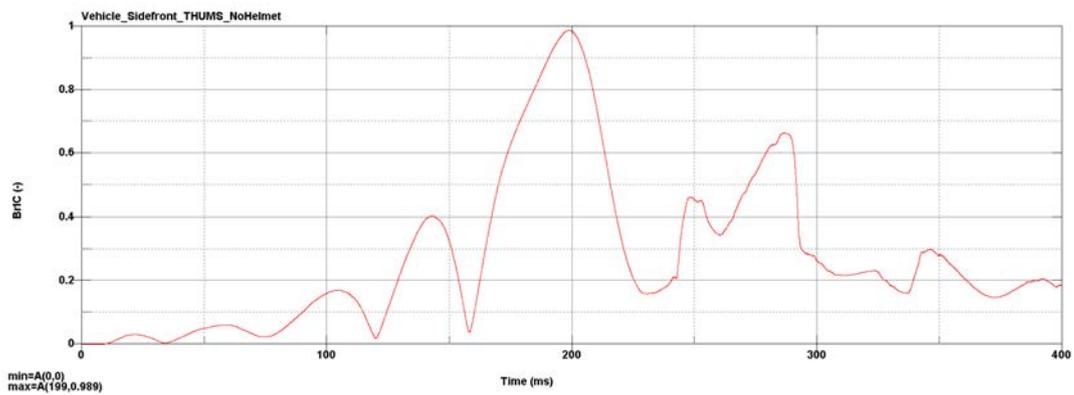


Figura 123. Gráfica de valor de BrIC de simulación V.T.S. sobre lateral del capó

- Deflexión de caja torácica

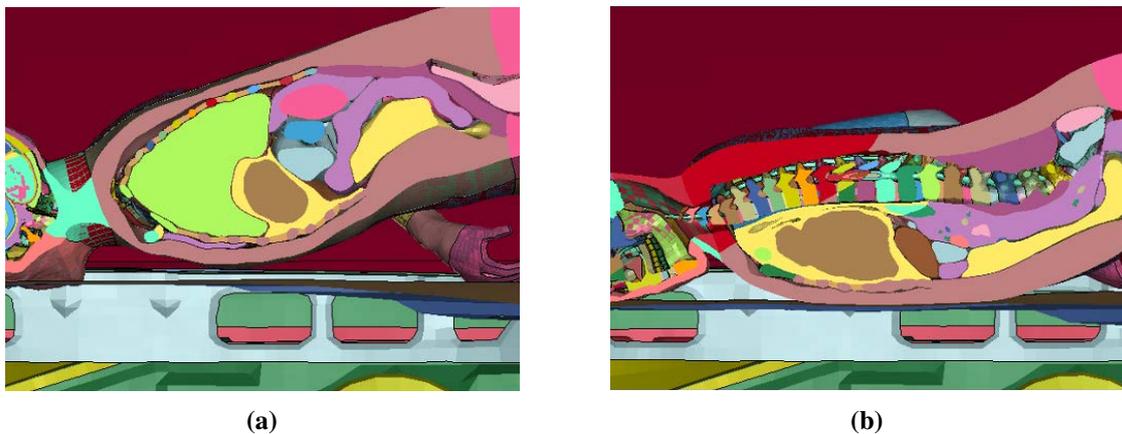


Figura 124. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.S. sobre lateral del capó

■ V.T.C.

• Cinemática

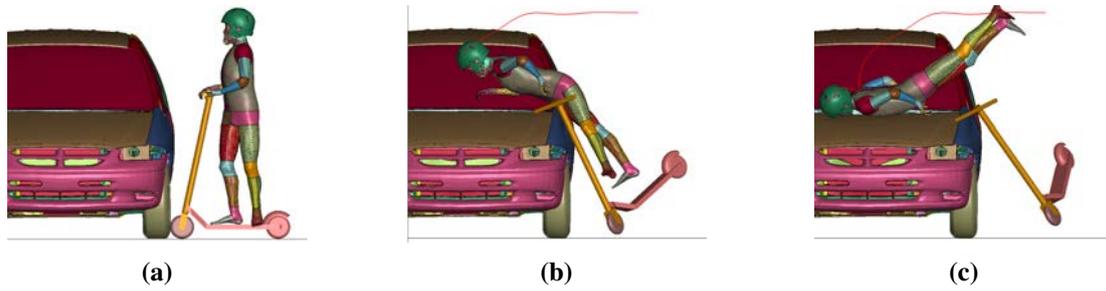


Figura 125. Cinemática de simulación V.T.C. sobre el lateral del capó

• HIC15

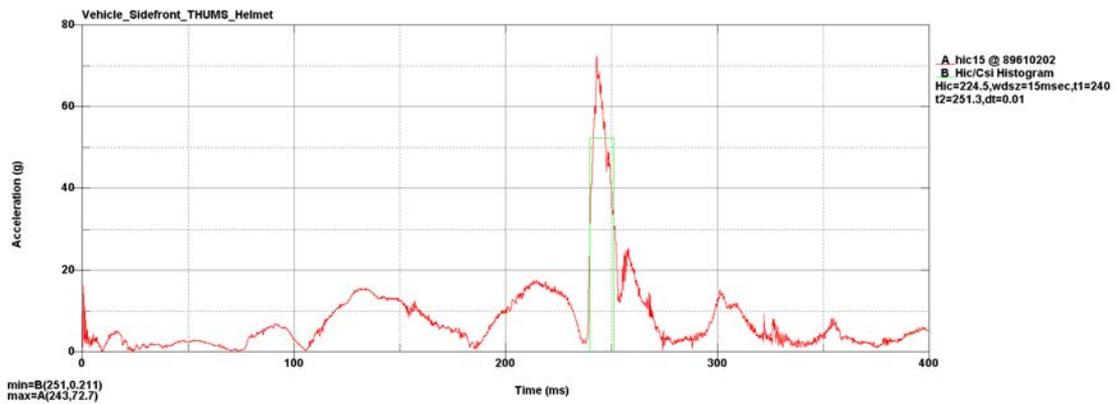


Figura 126. Gráfica de aceleración resultante de simulación V.T.C. sobre lateral del capó

• BrIC

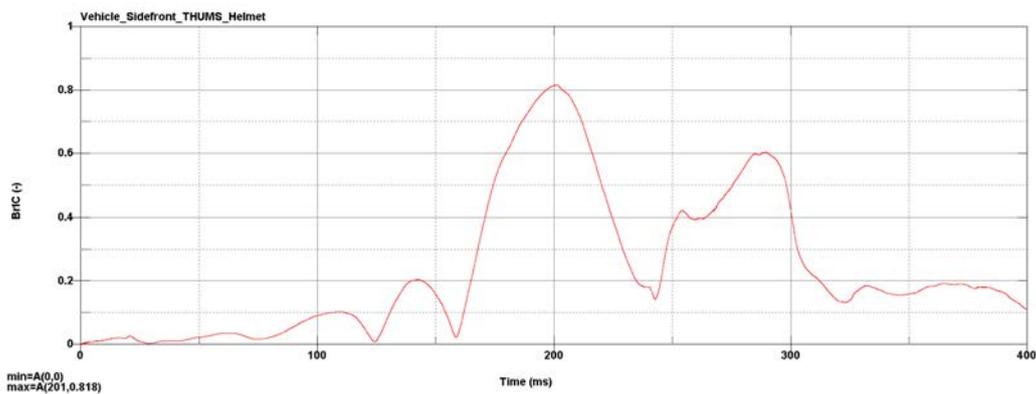


Figura 127. Gráfica de valor de BrIC de simulación V.T.C. sobre lateral del capó

- Deflexión de caja torácica



Figura 128. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.C. sobre lateral del capó

5.4. Resultados

Los tiempos de cálculos computacionales realizados por el clúster para realizar los nuevos casos de simulación han sido los siguientes:

- Suelo de hormigón deformable

Tipos de simulación	Tiempo de cálculo
B.D.S. Mejorado	3h
B.D.C. Mejorado	12h
B.T.S. Mejorado	41h
B.T.C. Mejorado	67h

Tabla 5. Tiempos de simulación empleados en casos de impacto contra bordillo con suelo deformable

- Variación de ángulo de impacto contra bordillo

	Tipos de simulación	Tiempo de cálculo
30°	B.D.S.	18min
	B.T.S.	47h
45°	B.D.S.	16min
	B.T.S.	46h
60°	B.D.S.	17min
	B.T.S.	55h

Tabla 6. Tiempos de simulación empleados en casos de impacto contra bordillo con ángulo de incidencia variable

- Impacto contra lateral del capó del vehículo

Tipos de simulación	Tiempo de cálculo
V.D.S. Capó	8h
V.D.C. Capó	15h
V.T.S. Capó	51h
V.T.C. Capó	64h

Tabla 7. Tiempos de simulación empleados en casos de impacto contra lateral del capó

Tras lanzar los modelos de simulación al clúster para realizar los cálculos, se han llevado al programa *LS-PREPOST* para poder realizar el post-tratamiento de los datos y obtener los siguientes resultados:

- Suelo de hormigón deformable

	Aceleración Máx. [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Deflexión Tórax [mm]
B.D.S. Mejorado	1880	61610	1.9	20.5
B.D.C. Mejorado	185	986.6	1.12	35.1
B.T.S. Mejorado	564	7017	0.843	33.1
B.T.C. Mejorado	242	1952	0.807	36.8

Tabla 8. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones con suelo de hormigón deformable

- Variación de ángulo de impacto contra bordillo

	Aceleración Máx. [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Deflexión Tórax [mm]
30°				
B.D.S.	722	9433	1.16	10.5
B.T.S.	652	6976	1.07	19.3
45°				
B.D.S.	1380	32450	1.1	17.1
B.T.S.	584	7440	0.633	17.5
60°				
B.D.S.	382	2839	0.721	16.1
B.T.S.	600	7697	0.741	12.7

Tabla 9. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones con variación de ángulo de impacto contra bordillo

- Impacto contra lateral del capó del vehículo

	Aceleración Máx. [g]	HIC15 [-]	BrIC [-]	Deflexión Tórax [mm]
V.D.S.	59.9	82.15	0.736	6.49
V.D.C.	32.9	24.37	0.582	5.34
V.T.S.	125	513.6	0.989	19.8
V.T.C.	72.7	224.5	0.818	16.3

Tabla 10. Tabla de resultados obtenidos tras las simulaciones de impacto contra lateral del capó

5.5. Análisis y comparativa de simulaciones

Tras la obtención de los resultados de los modelos de simulación para los nuevos casos de estudio y realizado el posterior análisis, se han podido obtener las siguientes conclusiones según cada estudio realizado en este capítulo.

5.5.1. Análisis de introducción de suelo de hormigón deformable

- Como ocurría con los casos base de impacto contra bordillo, al obtener valores de HIC15 demasiado elevados, se utilizará también los valores de BrIC para poder ser capaces de realizar comparaciones y ver las tendencias entre el uso o no del casco.
- En comparación a los valores obtenidos en el capítulo anterior (*Cuadro 3*), se ha observado que los valores se han incrementado ligeramente en 3 de los 4 casos. El modelo de impacto contra bordillo con *Dummy Hyb. III* obtiene unos valores muy elevados en comparación al modelo base, pudiendo llegar a ser por la cinemática del HBM, haciendo que el impacto de la cabeza contra el suelo sea más notable que el caso anterior y, por lo tanto, los valores de HIC15 y BrIC se ven afectados en gran medida. Y, los valores pico tanto de HIC15 como de BrIC en todas las ocurren en los mismos instantes.
- En el caso de los resultados de deflexión del tórax, se observa que los valores del *Dummy Hyb. III* son menores en comparación a los casos base. Esto se debe a que la mayoría de la energía recae sobre el contacto producido entre la cabeza y el suelo deformable, mientras el pecho se va arrastrando en la zona superior de la zona del esternón, donde está situado el sensor de deformación. Mientras que en los casos del *THUMS* estos se mantienen en valores similares, aunque en el caso con el uso del casco este aumenta ligeramente. Esto se puede deber a que el impacto del tórax con el suelo llega a ser más plano en la simulación con el uso del casco, provocando una mayor deflexión medida en esa zona, llegando a incrementar su valor en 7mm.

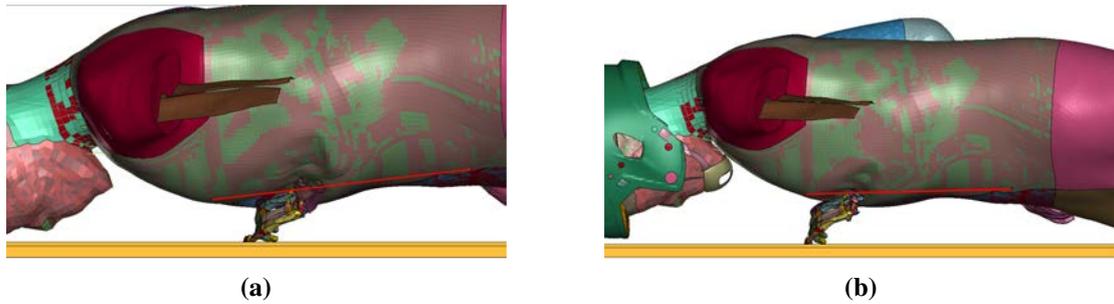


Figura 129. Deflexión de caja torácica de simulación V.T.C. sobre lateral del capó

- El uso del casco en las simulaciones con el suelo deformable no introduce ninguna diferencia entre los contactos de estas dos partes.
- Tras la vista de estos resultados, la introducción del suelo de hormigón deformable no ha podido logrado optimizar los valores que se obtuvieron en el capítulo anterior y, por tanto, habría que estudiar qué tipo de material o contactos sería los más apropiados para poder resolver mejor este apartado.

5.5.2. Variación de ángulo de impacto contra bordillo

- En estos modelos de simulación, los valores obtenidos de aceleración máxima resultante, HIC15 y BrIC son más similares a los obtenidos en los modelos base. Como también ocurría en los modelos base, debido al impacto contra un suelo rígido, los valores mencionados anteriormente, siguen siendo bastante elevados respecto a los valores de referencia para los criterios de lesión que se han mencionado durante este trabajo. Por lo tanto, se busca analizar las tendencias de estos valores.
- Los modelos que utilizan *Dummy Hyb. III* tienen una cinemática similar donde la rodilla es el primer elemento del HBM que impacta contra el suelo, confiriendo diferentes cinemáticas posteriores, dando lugar a valores bastante diferentes entre ellos:
 - A 30°, el impacto se asemeja al producido en el modelo base, obteniendo valores similares. Sin embargo, por impactar en primer lugar con las rodillas, los valores son menores que en el caso base, ya que estos han actuado como amortiguadores de la caída del cuerpo entero.

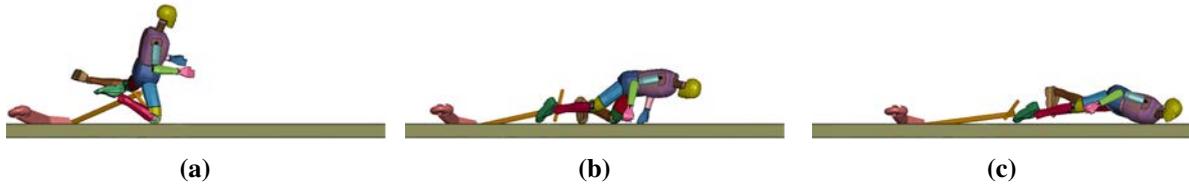


Figura 130. Influencia de impacto con rodilla en simulación B.D.S. a 30°

- A 45°, los valores de aceleración resultante, HIC15 y BrIC son considerablemente superiores a los obtenidos por los demás. Esto se debe a que el HBM impacta primero el suelo con la rodilla, generando en el resto del cuerpo una rotación adicional que se ve reflejado en el momento de impacto de la cabeza contra el suelo.

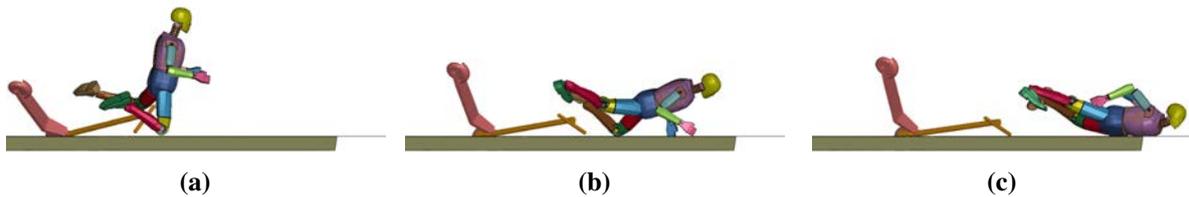


Figura 131. Influencia de impacto con rodilla en simulación B.D.S. a 45°

- A 60°, los valores de aceleración resultante, HIC15 y BrIC son considerablemente inferiores a los obtenidos por los demás. Esto se debe a el HBM impacta primero el suelo con la rodilla, pero, a diferencia de la simulación con *Dummy Hyb. III* a 45°, esta es capaz de amortiguar la caída, haciendo que se apoye la pelvis y parte del pecho antes del impacto de la cabeza contra el suelo.

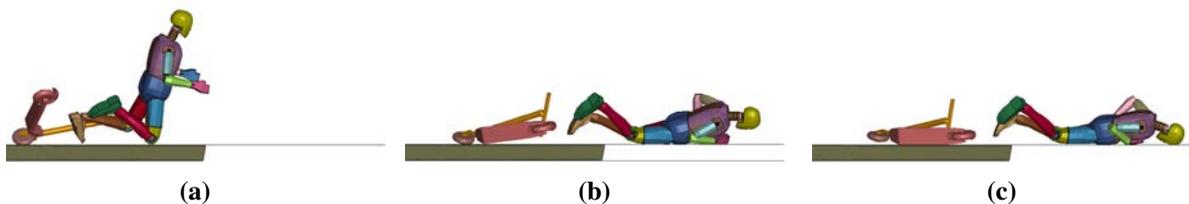


Figura 132. Influencia de impacto con rodilla en simulación B.D.S. a 60°

- En el caso de los modelos con *THUMS*, la tendencia varía en función del ángulo de impacto.
 - En el caso de las aceleraciones resultantes, en todos los casos, los valores han sido mayores que el caso base (pasando de 486g a 652g en el peor caso).

- Para los valores de HIC15 están comprendidos entre 6900 (a 30°) y 7700 (a 60°). Esto implica una variación mínima del 15 % y máxima del 27 % respecto el caso base.
 - Como ha ocurrido en el caso base, estos valores son demasiado elevados para compararlos solos entre sí, por tanto, también se harán uso de los valores de BrIC.
 - Sin embargo, analizando los valores de BrIC, el caso del impacto a 30° acaba resultando bastante elevado, y sobrepasando el límite establecido para humanos. Pero, tanto en los casos a 45° y 60°, estos valores se encuentran por debajo. Esto puede llegar a indicar que las velocidades angulares son más elevadas en impactos contra bordillo que sean más pequeños, pudiendo llegar a generar lesiones cerebrales graves.
- Las deflexiones de la caja torácica que se han obtenido no son representativas de la deformación real. Esto ocurre debido a que los sensores de deformación están preparados para captar la deformación longitudinal. Por lo tanto, no se leen correctamente las máximas deformaciones que se producen en ambos modelos. Además, los modelos *THUMS* tienen un movimiento de rotación del torso sobre la pelvis, logrando que el impacto del torso sobre el suelo ocurra en el lateral derecho en vez de la parte anterior del cuerpo, donde están situados los sensores de deflexión del tórax. Mientras que los modelos con *Dummy Hyb. III*, al estar más restringidos en ese movimiento, el impacto se produce más próximo a la zona anterior del cuerpo, pero, aun así, los valores son muy bajos dando a indicar que los sensores no son capaces de registrar correctamente la deflexión.

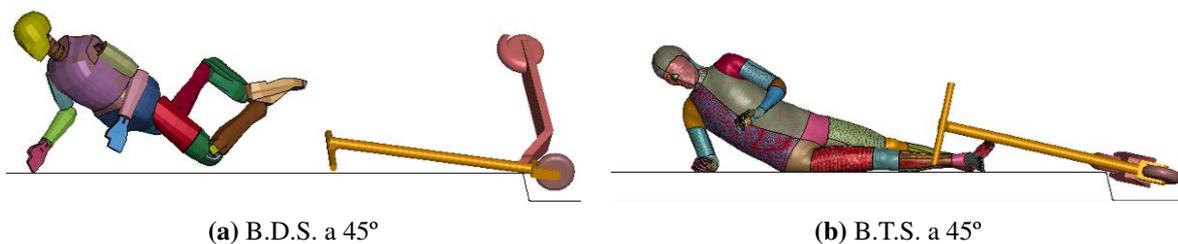


Figura 133. Posiciones de torso durante impactos contra bordillo a 45° en el mismo instante (t=440ms)

5.5.3. Impacto contra lateral del capó del vehículo

- En estos casos de simulación, los valores obtenidos de aceleraciones resultantes y HIC15 son inferiores a los obtenidos en los ensayos de impacto contra la puerta lateral del vehículo. Esto se producto de la ubicación del impacto, ya que permite la rotación del HBM sobre el manillar del SES durante el impacto, permitiendo que la cabeza disipe parte de la energía durante el movimiento y, además, el impacto contra el parabrisas y el capó ayudan a la amortiguación de la cabeza. Sin embargo, no es el caso con el valor obtenido de BrIC donde se mantiene similar o aumenta en algunos casos este mismo motivo.
- Las gráficas obtenidas en las simulaciones con *Dummy Hyb. III* son similares a las obtenidas en un estudio publicado sobre el análisis de la cinemática tras la colisión de un vehículo SUV [26] sin uso de casco.

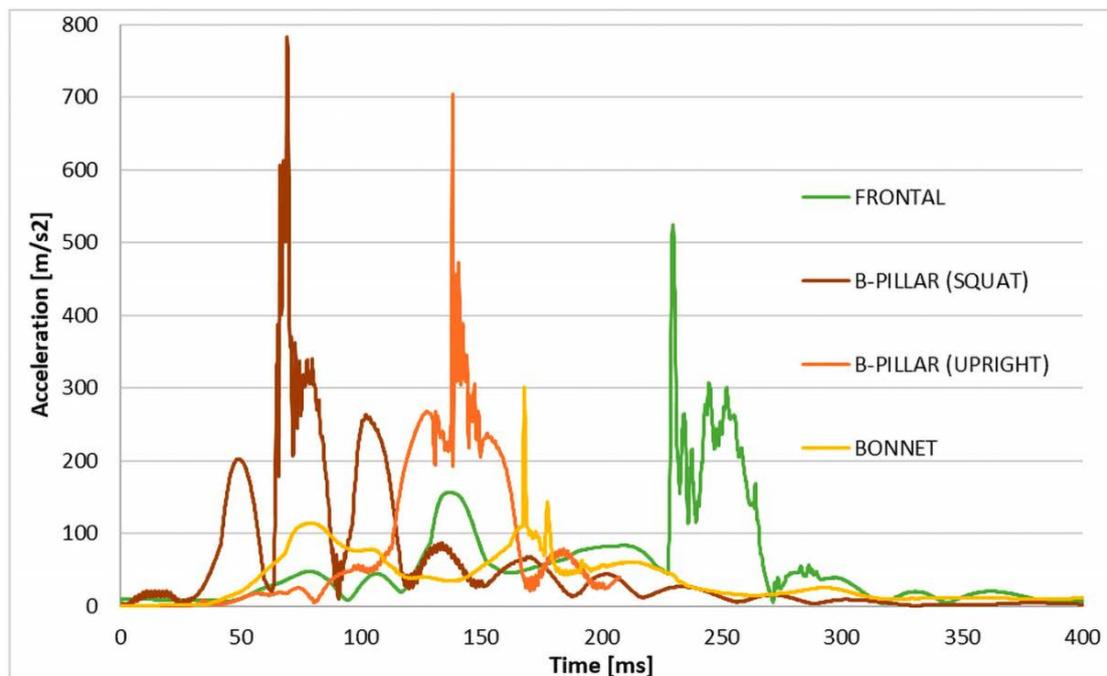


Figura 134. Gráfica de aceleración resultante en el lateral del capó (gráfica amarilla)

Fuente: artículo científico [26].

Cabe recalcar que el valor pico que obtienen ellos son inferiores al que se obtiene en el modelo realizado en este estudio ya que es posible que las condiciones de contorno que han utilizado difieran de las consideradas en este modelo.

- Según los valores de HIC15 obtenidos en estos modelos, en todos los casos se está por debajo de los límites establecidos y, por lo tanto, la probabilidad de riesgo de lesión craneoencefálica es muy bajo, ya que se considera que, para un valor de 700, las lesiones craneoencefálicas serían del 5% AIS4+ [17]. Además, el uso del casco, tanto con el

Dummy Hyb. III y *THUMS* se consigue una reducción del 45 % y 42 % respectivamente, lo cual es un logro muy positivo.

- Sin embargo, los valores de BrIC son más elevados que los impactos contra la puerta lateral del vehículo ya que se permite mayor velocidad angular durante el accidente, llegando a superar los límites establecidos en los modelos que utilizan el HBM *THUMS*.
- La diferencia de valores obtenidos en la deflexión de la caja torácica se debe a la diferencia en cinemáticas que ocurre en los modelos, dependiendo del tipo de HBM que utilizan en cada caso. En los modelos con *Dummy Hyb. III*, el instante de deflexión máxima ocurre cuando el manillar impacta contra la pelvis y parte del pecho del HBM. Sin embargo, en los modelos con *THUMS*, esto ocurre cuando el tórax impacta contra el capó del vehículo.



(a) Deflexión de la caja torácica durante simulación V.D.C. sobre lateral del capó

(b) Deflexión de la caja torácica durante simulación V.T.C. sobre lateral del capó

Figura 135. Diferencias de deflexión de la caja torácica usando diferentes HBM

Capítulo 6

Conclusiones y trabajos futuros

6.1. Tareas completadas

Tras la realización de este trabajo, se repasarán las tareas que se han completado durante la realización de este trabajo:

1. Se ha realizado una extensa revisión de bibliografía para averiguar como se producen los accidentes de SES en situaciones reales que ocurren en varias grandes ciudades del mundo, cuales son las zonas de lesión más propensas que aparecen en este tipo de accidentes y revisar los criterios de lesión que estén aceptados por la comunidad científica para estudiar la probabilidad de riesgo de lesión en esas zonas afectadas.
2. Se crearon las tarjetas para utilizar el programa *PRIMER* para la modelización de los varios casos de estudios, siendo estos:
 - Impacto perpendicular contra bordillo
 - Impacto contra puerta lateral de vehículo estacionario

Para estos modelos, también se busca ver la diferencia entre usar 2 tipos de HBM y el uso o no del casco.

3. Se han lanzado estos modelos al clúster para realizar la simulación, obteniendo unos resultados que permitan ser la base para seguir realizando mejoras o otros casos de estudio.
4. A partir de los resultados obtenidos de esos casos, se ha decidido estudiar una posible mejora de las propiedades del suelo, introduciendo un suelo de hormigón deformable, y 2 casos de estudio extras: variar el ángulo de incidencia del SES en un impacto contra bordillo y realizar un impacto contra lateral del capó de un vehículo estacionario.

5. Se vuelven a lanzar estos modelos nuevos al clúster y, con los resultados que se han obtenido, se analizan para ser comparados con los casos bases y sacar nuevas conclusiones sobre ellos.

6.2. Conclusiones

Tras la realización de este trabajo, se han podido sacar las siguientes conclusiones:

- Tras la realización de varios casos de simulación utilizando diferentes HBM, se recomienda el uso del modelo *Dummy Hyb. III* para las simulaciones donde un vehículo este involucrado. El *Dummy Hyb. III* tiene resultados bastante parecidos con los que han obtenido otro tipo de estudios [9][26] y tiene un coste computacional menor que el *THUMS AM50 V4.02*, sin embargo, no se puede asegurar que exista alguna interacción que el muñeco no sea capaz de detectar. Mientras que, por los resultados obtenidos de simulación de impactos contra bordillos, se recomiendo este modelo ya que el modelo *Dummy Hyb. III* no esta modelizado para sufrir impactos contra suelos rígidos con este tipo de cinemáticas y dinámicas. Habrá que buscar estudios que hayan podido obtener datos experimentales de deflexión de la cabeza en impactos para modelizar este tipo de colisión.
- En la comparativa entre las colisiones contra el bordillo y contra el vehículo, a raíz de los resultados obtenidos, se puede concluir que son más peligrosos los impactos contra el bordillo ya que no existe ningún elemento actual que permita absorber parte de la energía antes de producirse el impacto contra el suelo, mientras que en las colisiones contra los vehículos, hay algunos elementos de disipación de energía como la deformación de la puerta, el movimiento de la suspensión y la fricción producida por el contacto neumáticos y el suelo durante el momento del impacto y, en el caso de que se produjese un rebote similar a la simulación V.T., el impacto contra el suelo no es tan grave debido a esa pérdida de energía.
- En las colisiones contra el vehículo, debido a que el vehículo está fijado en su posición gracias a la fijación de los largueros, apenas es capaz de amortiguar parte de la energía de la colisión del HBM a través de las suspensiones del vehículo, produciendo un importante rebote de los HBM. Solo la deformación plástica que sufre la puerta trasera izquierda es capaz de absorber algo de energía.
- Además de esto, debido al que el modelo de patinete utilizado no se puede plegar, no existe ningún elemento de unión entre el mástil y patinete que pueda actuar como fusible para soportar mayores cantidades de energía en el instante del impacto, siendo esto

representativo de los patinetes que utilizan las empresas de alquiler de patinetes en las ciudades.

- Es importante tener en cuenta que, en los modelos que utilizan *THUMS*, la activación muscular del cuello no se pudo realizar ya que en la versión utilizada (*THUMS AM50 V4.02 Pedestrian*) no posee de esa posibilidad. Solo existe en estas modelizaciones en los modelos para las versiones de ocupantes de vehículos.
- Es difícil asestar un diagnóstico de lesión en la zona del tórax ya que uno de los parámetros que más influye es la edad [16]. Según varios estudios [4][13][14][15], la edad media de los usuarios de SES es aproximadamente de 33 años. Asumiendo estos parámetros, la probabilidad de lesión AIS3+ en la zona torácica debido a estos impactos son menores del 50 % en los modelos *THUMS*. Aun así, esto no asegura que estos modelos sean tan semejantes a lo que ocurre en la realidad.
- Si nos centramos en las diferencias entre el uso de casco o no, se pueden observar que existe una tendencia de reducir tanto los valores de aceleraciones máximas, HIC15 y BrIC, y, por tanto, las probabilidades de sufrir lesiones de cabeza. Esta reducción de valores, en concreto la del HIC15 es más notable debido a que los cascos han sido diseñados para reducir las aceleraciones lineales de la cabeza y, por tanto, reducir el valor de HIC15. Sin embargo, no se contemplan los parámetros rotacionales (influyendo así en los valores del BrIC) en los diseños de los cascos hasta hace poco tiempo y apenas existen cascos en el mercado que hayan tenido en cuenta esto.
- En la gran mayoría de simulaciones realizadas, a excepción de algunos casos de impacto contra bordillo con variación de ángulo de incidencia e impactos contra lateral del capo de vehículo estacionario, la cara es la parte del cuerpo que sufre el primer impacto, tanto en impactos contra el bordillo como contra el vehículo por lo que es importante tener en cuenta el tipo de casco a emplear para mejorar la seguridad durante su uso. En nuestro caso, el casco tipo Jet no sería suficiente para cubrir las posibles lesiones faciales. Contrastando esto con los Crash-Test realizados en CESVIMAP, coincide que existen lesiones en la zona facial. Por esto, se recomienda el uso de cascos integrales, ya que ofrecen una mayor protección al usuario del VMP.
- La introducción del suelo de hormigón deformable no consiguió mejorar los valores obtenidos en las simulaciones. Por lo tanto, se necesitara una mayor revisión de las propiedades de los materiales utilizados y los contactos empleados entre ellos.
- Tras revisar los casos de impactos contra bordillo con variación de ángulos, se puede considerar que cuanto menor sea el ángulo de impacto, mayor serán las probabilidades



Figura 136. Casco de descenso de MTB ("*Mountain Bike*")
Fuente: página web [27].

de sufrir una lesión, tanto craneoencefálica como cerebral. En esos casos, se recomienda de manera muy positiva el uso de casco para poder reducir esos valores casi en un 50 %, como ocurría en el impacto perpendicular contra bordillo.

- Comparando las simulaciones con impactos contra vehículos, se puede observar que los accidentes que se producen en la puerta lateral son más graves que los que ocurren en la zona lateral del capo, ya que la puerta imposibilita que la cabeza pueda disipar algo de energía antes del impacto principal. En cualquier caso, los valores de HIC15 obtenidos hacen creer que las probabilidades de riesgo de lesión craneoencefálica es baja, pero no es el caso para la probabilidad de lesión cerebral.
- También hay que tener en cuenta las posibles lesiones del abdomen que pueda sufrir el conductor del patinete tras la colisión contra el mástil del patinete en los accidentes contra vehículos.
- Por último, este documento recoge principalmente el análisis de posibles lesiones en la zona de la cabeza ya que es la zona donde se recogen la mayoría de las lesiones graves según varios estudios, además de que ya existen criterios de daños aceptado. Sin embargo, no hay que olvidar las lesiones que se producen en las extremidades ya que también son zonas que tienen tendencias a sufrir algún tipo de lesión. El principal problema para poder analizar los daños producidos en estas zonas es que no existen criterios de daño que estén aprobados en la comunidad médica y científica.

Con estas conclusiones, se llega a recomendar extendidamente el uso de casco siempre que se vaya a utilizar un SES para realizar viajes cortos dentro de núcleos urbanos, tanto por caídas propias del ocupante del SES como para impactos contra vehículos, con independencia de la zona de impacto donde se produzca. Además, en España, la gran mayoría de las infraestructuras de las grandes ciudades no están preparadas para acoger la micromovilidad en sus calzadas y aceras.

6.3. Trabajos futuros

Con esto se da por terminado este trabajo, pero se realizará una mención de futuros trabajos que se pueden realizar en base a lo obtenido en este trabajo.

1. Realizar un estudio de modelización de tipos de suelos que se podrían utilizar para realizar simulaciones de impacto contra el suelo o bordillo más cercanos a la realidad, centrandose en los diferentes tipos de materiales, propiedades y contactos entre las diferentes tarjetas que existen dentro del software de simulación *LS-DYNA*.
2. Se podría realizar un estudio de cómo reducir los riesgos de lesión mediante la introducción del dispositivo de amortiguación colocado sobre el mastil del patinete para poder reducir los valores de aceleración resultante, HIC15, BrIC y deformación de la caja torácica. Gracias a la colaboración entre esta universidad y la empresa CESVIMAP, esta ha creado un parachoques delantero denominado ESB ("*E-scooter, Safety & Security Bumper*").



Figura 137. Parachoques ESB creado por CESVIMAP
Fuente: página web [28].

3. Debido a que solo estaba disponible el casco tipo Jet para realizar las simulaciones con uso de casco, se podría trabajar en crear un modelo de casco de descenso en MTB e implementarlo en las simulaciones actuales, comparando los resultados con los obtenidos en este estudio, observando si utilizar este tipo de casco sería más adecuado en vez de los actuales que están en uso.
4. Sería muy interesante poder validar los resultados teóricos obtenidos en simulación, tanto para los casos de impacto contra bordillo como impacto contra vehículo mediante el uso de un *Dummy Hyb. III 50th Kit Pedestrian* para realizar varios Crash-Test con el.

Bibliografía

- [1] **Pyramid Consulting:** *Madrid 360 a punto de aprobarse ¿Es inconstitucional?*.
Disponible en: <https://www.pyramidconsulting.es/actualidad-juridica/madrid-360-punto-aprobarse-inconstitucional/>
Consulta: 10 de abril de 2022
- [2] **El Periódico:** *La Guardia Urbana de Badalona inicia una campaña de control de patinetes eléctricos.*
Disponible en: <https://www.elperiodico.com/es/badalona/20220209/guardia-urbana-badalona-inicia-campana-13209336>
Consulta: 15 de marzo de 2022
- [3] **SAE:** *Taxonomy and Classification of Powered Micromobility Vehicles*, contiene las diferentes descripciones de los vehículos comprendidos de micromovilidad.
Consulta: 15 de enero de 2022
- [4] Thaddeus J. Puzio, Patrick B. Murphy, Josh Gazzetta, Hannah A. Dineen, Stephanie A. Savage, Erik W. Streib, Ben L. Zarzaur (2020). *The electric scooter: A surging new mode of transportation that comes with risk to riders*, Traffic Injury Prevention. DOI: [10.1080/15389588.2019.1709176](https://doi.org/10.1080/15389588.2019.1709176)
- [5] Allem JP, Majmundar A. (2018). *Are electric scooters promoted on social media with safety in mind? A case study on Bird's Instagram*. Preventive Medicine Reports. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pmedr.2018.11.013>
- [6] **Hipertextual:** *Los patinetes eléctricos de Bolt vuelven a España, otra vez.*
Disponible en: <https://hipertextual.com/2021/04/patinetes-electricos-de-bolt-vuelven-a-espana>
Consulta: 15 de marzo de 2022
- [7] McKenzie G. (2019). *Spatiotemporal comparative analysis of scooter-share and bike-share usage T patterns in Washington, D.C.* Journal of Transport Geography. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jtrangeo.2019.05.007>

- [8] Nitesh R. Shah, Sameer Aryal, Yi Wen, Christopher R. Cherry. (2021). *Comparison of motor vehicle-involved e-scooter and bicycle crashes using standardized crash typology*. National Safety Council. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2021.03.005>
- [9] **Youtube:** *Crash Test PATINETE eléctrico (VMP) contra FURGONETA*. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=vDjiI64qTFw>
Consulta: 10 de abril de 2022
- [10] **Dirección General de Tráfico:** *Patinetes eléctricos: así serán en 2024*. Disponible en: <https://revista.dgt.es/es/reportajes/2022/03MARZO/0323-Guia-patinetes.shtml>
Consulta: 10 de abril de 2022
- [11] **Hipertextual:** *Los patinetes con motor ya estaban de moda hace más de 100 años*. Disponible en: <https://hipertextual.com/2020/03/primeros-patinetes-motor-autoped>
Consulta: 19 de abril de 2022
- [12] **El País:** *Patinetes contaminantes; ‘patineteadores’ nocivos*. Disponible en: https://elpais.com/ccaa/2019/10/07/madrid/1570455650_580829.html
Consulta: 25 de abril de 2022
- [13] Trivedi TK, Liu C, Antonio ALM, Wheaton N, Kreger V, Yap A. (2019). *Injuries associated with standing electric scooter use*. JAMA Network Open. DOI: [10.1001/jamanetworkopen.2018.73](https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2018.73)
- [14] Störmann P, Klug A, Nau C, Verboket R.D, Leiblein M, Müller D, Schweigkofler U, Hoffmann R, Marzi I, Lustenberger T (2020). *Characteristics and Injury Patterns in Electric-Scooter Related Accidents—A Prospective Two-Center Report from Germany*. Journal of Clinical Medicine. DOI: [10.3390/jcm9051569](https://doi.org/10.3390/jcm9051569)
- [15] K. Basconesa, T.E. Maio Méndezb, F.A. Yañez Sillerc. (2022). *E-scooter accidents: A new epidemic*. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.recot.2021.09.009>
- [16] **NHTSA:** *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems*, contiene los criterios de lesión propuestos para determinar la probabilidad de lesión.
Consulta: 1 de noviembre de 2021
- [17] **IIHS:** *Moderate Overlap Frontal Crashworthiness Evaluation Guidelines for Rating Injury Measures*, contiene los criterios para determinar la probabilidad de lesión según los criterios

de lesión ya establecidos.

Consulta: 1 de noviembre de 2021

- [18] Takhounts, E.G., Craig, M.J., Moorhouse, K., McFadden, J., Hasija, V., (2013). *Development of Brain Injury Criteria (BrIC)*. SAE Technical Paper. Stapp Car Crash Journal, Vol. 57 (November 2013), pp. 243-266
- [19] Gerald S. Poplina, Timothy L. McMurrya, Jason L. Formana, Joseph Asha, Daniel P. Parentb, Matthew J. Craigh, Eric Songc, Richard Kenta, Greg Shawa, Jeff Crandalla. (2017). *Development of thoracic injury risk functions for the THOR ATD*. Accident Analysis and Prevention. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2017.05.007>
- [20] **LSTC**: *Livermore Software Technology Corporation*.
Disponible en: https://www.lstc.com/products/models/dummies/H3_50th_Standing
Consulta: 19 de abril de 2022
- [21] **LS-Dyna Example**: *LS-Dyna Example*.
Disponible en: <https://www.dynaexamples.com>
Consulta: 25 de junio de 2022
- [22] **Ayuntamiento de Madrid**: *Ayuntamiento de Madrid*.
Disponible en: https://www.madrid.es/UnidadesDescentralizadas/UrbanismoVivienda/Urbanismo/CondTecnPav/Cap22/22_32.pdf
Consulta: 21 de octubre de 2021
- [23] **TOYOYA MOTOR CORPORATION**, *THUMS AM50 Pedestrian Model V4.02*, manual de usuario para modelo THUMS Adult Male de percentil 50 con modo peatón.
- [24] **Federal Highway Administration**: *Users Manual for LS-DYNA Concrete Material Model 159*, contiene la documentación de un modelo de material de hormigón que se ha implementado en el código software de elementos finitos, LS-Dyna.
Consulta: 3 de mayo de 2022
- [25] Nitesh R. Shah, Sameer Aryal, Yi Wen, Christopher R. Cherry. (2021). *Comparison of motor vehicle-involved e-scooter and bicycle crashes using standardized crash typology*. Journal of Safety Research. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2021.03.005>
- [26] Marius Ptak, Fábio A. O. Fernandes, Mateusz Dymek, Christopher Welter, Kacper Brodziński, Leszek Chybowski. (2022). *Analysis of electric scooter user kinematics after a crash against SUV*. PLOS ONE. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262682>

[27] **Amazon:** *Casco integral para bicicleta para adulto.*

Disponible en: <https://www.amazon.es/BELL-Transfer-Bicicleta-montaña-Hombre/dp/B07W7W23FZ>

Consulta: 25 de abril de 2022

[28] **Revista CESVIMAP:** *CESVIMAP crea un paragolpes para patinetes eléctricos.*

Disponible en: <https://www.revistacesvimap.com/cesvimap-crea-un-paragolpes-para-patinetes-electricos/>

Consulta: 10 de agosto de 2022

PARTE II



ANEXO



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

ICADE

CIHS

Objetivos de desarrollo sostenible

En 2015, la Organización de las Naciones Unidas aprobó la *Agenda 2030 sobre el Desarrollo Sostenible*, una oportunidad para que los países y sociedades tomen un camino con el que mejorar la calidad de vida de todos, sin dejar a nadie atrás. Esta Agenda contiene 17 objetivos de desarrollo sostenible para poder seguir creando un mundo mejor. En este anexo, se comentará como se pueden cumplir algunos de estos objetivos.



Figura 138. Objetivos de Desarrollo Sostenible.

Fuente: ONU.

CUMPLIMIENTO DE OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE

Debido a la naturaleza de este trabajo, se hará énfasis en alcanzar los siguientes objetivos de desarrollo sostenible:

- ODS 3: Garantizar una vida sana y promover el bienestar para todos en todas las edades.
- ODS 11: Lograr que las ciudades sean más inclusivas, seguras, resilientes y sostenibles.

La realización de este trabajo busca alcanzar estos objetivos mencionados anteriormente, haciendo énfasis en las siguientes tareas.

ODS 3.6

Esta tarea busca para 2030 reducir a la mitad el número de muertes y lesiones causadas por accidentes de tráfico en el mundo.

Como se ha comentado en este trabajo, debido al crecimiento exponencial de los usuarios de patinetes eléctricos en los centros de las zonas urbanas, varios estudios coinciden que esto implica un aumento del número de personas que sufren una lesión o mueren a causa de los accidentes con este tipo de vehículos.

ODS 11.2

Esta tarea busca para 2030 proporcionar acceso a sistemas de transporte seguros, asequibles, accesibles y sostenibles para todos mejorar la seguridad vial, en particular mediante la ampliación del transporte público, prestando atención a las necesidades de las personas en situación de vulnerabilidad, las mujeres, los niños, las personas discapacitadas y las personas de edad avanzada.

Los resultados de este trabajo buscan dar visibilidad a los diferentes problemas que existen hoy en día con el uso de patinetes eléctricos como medio de transporte, como las infraestructuras de movilidad para este tipo de vehículos y que regulaciones existen o no que promuevan su correcto uso. Para ello, se comentarán los apartados que se consideran los pilares clave para poder incrementar la seguridad vial en relación con este tipo de micro-movilidad.

■ Uso de patinetes eléctricos como medio de transporte

Buscando una mejora de la calidad de vida en las zonas urbanas de las grandes ciudades, el uso de patinetes eléctricos en ciudad como medio de transporte surge como consecuencia de las limitaciones de movilidad en los centros urbanos con vehículos con motores de combustión con combustibles tradicionales como la gasolina o el diésel.



Figura 139. Patinetes eléctricos de empresas de *sharing*.

Fuente: página web [1].

El auge de este tipo de vehículo en favor de otros ocurre debido a su versatilidad en la ciudad, disponibilidad en la mayoría de las zonas con mayor afluencia de personas y llegando a alcanzar velocidades de hasta 30 km/h.

■ Estado de las infraestructuras de micro-movilidad

Debido a la introducción disruptiva del patinete eléctrico, muchas de las grandes ciudades no han podido ser capaz de adaptarse a la transformación de los sistemas de transporte, estos requiriendo cambios en la tecnología, infraestructuras, organizaciones, regulaciones y práctica de los usuarios. Mientras que existen países, como Países Bajos y Alemania, ya disponían de infraestructuras de bicicletas diseñadas correctamente, las cuales son ideales para compartir con patinetes eléctricos.



Figura 140. Infraestructuras para uso de bicicletas en Países Bajos.

Fuente: página web [2].

Sin embargo, esto no ocurre en todas las ciudades ya que, o no disponen de este tipo de infraestructuras, o las propias infraestructuras están mal diseñadas.

■ Regulaciones existentes sobre patinetes eléctricos

Hoy en día, se están empezando con la implementación de regulaciones sobre el uso de patinetes eléctricos en zonas urbanas. Sin embargo, durante el comienzo del auge de este tipo de movilidad, no había una regulación que se acomodará a las necesidades de aquel momento, generando confusión en los usuarios y empresas de "sharing" de patinetes eléctricos. Por ejemplo, en París durante 2019 se autorizó el uso de este tipo de vehículos en las aceras, pero, debido al conflicto que generaba entre los peatones de la vía, se volvió a prohibir su uso en acera, llegando a multar a los que infringieran la ley [3].

A pesar de que hoy en día no existe tanto conocimiento sobre los peligros que concierne los accidentes de patinetes eléctricos en zonas urbanas, se espera que con la continuación de este o varios trabajos, se pueda reflejar los posibles riesgos para la salud, no solo para los ocupantes sino para el resto de los usuarios de la vía. El objetivo es poder seguir utilizando estos vehículos, pero haciéndolo con las correctas infraestructuras de carreteras y con la conciencia de las posibles consecuencias de un uso irresponsable, ya que estos vehículos están y van a seguir revolucionando la movilidad urbana en esta época de transición energética hacia soluciones más sostenibles a lo largo de los años.

Bibliografía

- [1] **Hortanoticias:** *Paterna regulará el uso de los patinetes y bicicletas en la vía pública.*
Disponible en: <https://www.hortanoticias.com/paterna-regulara-el-uso-de-los-patinetes-y-bicicletas-en-la-via-publica/>
Consulta: 20 de agosto de 2022
- [2] **La Tercera:** *Holanda y sus desafíos con el uso de la bicicleta.*
Disponible en: <https://www.latercera.com/noticia/holanda-desafios-uso-la-bicicleta/>
Consulta: 20 de agosto de 2022
- [3] Stefan Gössling. (2020). *Integrating e-scooters in urban transportation: Problems, policies, and the prospect of system change*, Transportation Research Part D. <https://doi.org/10.1016/j.trd.2020.102230>

