



Universidad de Oviedo
Universidá d'Uviéu
University of Oviedo

Reconstrucciones de accidentes de vehículos usando el modelo de cuerpo humano de FE para mejorar las predicciones de lesiones

PALOMA MUÑIZ FERNÁNDEZ

ILIJA TODOROVIC

Tutor: JOHAN IREOUS

Índice

1. Resumen.....	3
2. Selección de los accidentes.....	3
3. Metodología.....	4
3.1. Estimación de la probabilidad de conmoción cerebral.....	6
3.2. Estimación de la probabilidad de fracturas de costillas.....	8
3.3. Evaluación de la lesión de la columna lumbar.....	8
4. Resultados y discusión.....	9
4.1. Estimación de riesgo: conmoción cerebral.....	9
4.2. Estimación de riesgo: fractura de costillas.....	9
4.3. Estimaciones de riesgo: columna lumbar.....	10
4.4. Comparación de los resultados con casos escalados.....	11
5. Conclusiones.....	12
6. Trabajo futuro.....	12
Referencias.....	14

1. Resumen

Los modelos de cuerpo humano de FE (elementos finitos) representan una importante herramienta para evaluar las lesiones que sufren los ocupantes en un accidente de tráfico. Aunque previas investigaciones han desarrollado mejoras considerables en estos modelos de cuerpo humano, es necesario una mayor validación de estos. En este proyecto, el modelo de cuerpo humano SAFER HBM (Human Body Model) v9 es validado a través de 11 reconstrucciones de accidentes automovilísticos del mundo real cuyos resultados de las lesiones de los ocupantes son conocidas.

El SAFER HBM se posiciona en un modelo de vehículo simplificado y genérico utilizando el método Marionette. Posteriormente se escala el SAFER HBM en cuatro de las reconstrucciones para así obtener una estatura más similar a la del ocupante. Todo ello se realiza en ANSA, para luego ejecutar las simulaciones en LS-DYNA y finalmente analizar los resultados obtenidos en LS-PrePost y META. La validación de las lesiones se basa en la comparación de los resultados obtenidos en las simulaciones de las 11 reconstrucciones, con los resultados de las lesiones en los accidentes automovilísticos del mundo real de la cabeza, la caja torácica y la columna lumbar. En particular, el riesgo de conmoción cerebral AIS2+ (Abbreviated Injury Scale) se estima considerando la primera deformación principal de Green St Venant en el cuerpo calloso, la materia gris y la materia blanca. Además, el riesgo de fractura con probabilidad AIS2 + se estima para toda la caja torácica según el método probabilístico basado en la deformación con ajuste de edad.

Por otro lado, las fuerzas y los momentos se analizan en las vértebras de la columna lumbar y están relacionados con las lesiones por fractura por compresión en función de los umbrales existentes sugeridos en estudios anteriores.

Los resultados de la conmoción cerebral muestran que el modelo de cuerpo humano subestima la probabilidad de presentar esta lesión en aquellos casos en los cuales los ocupantes del accidente real presentaron graves lesiones en la cabeza, sin embargo, en el caso de la fractura de costillas el modelo de cuerpo humano en promedio sobrestima la probabilidad de obtener esta lesión.

El criterio lumbar aplicado muestra un riesgo de fractura que aumenta progresivamente de la vértebra L1 a L5, independientemente de las lesiones mundo real.

2. Selección de los accidentes

Los 11 casos de accidente considerados en este estudio fueron seleccionados de las bases de datos NASS-CDS y CIREN como se muestra en la Tabla 1. En la tabla también se muestran características del conductor, número de identificación del caso, la Dirección de fuerza principal (PDOF) y el Delta-V.

Tabla 1: 11 casos seleccionados para las reconstrucciones con información acerca del vehículo y ocupante

Caso Nr	Database	Caso ID	Vehículo	PDOF (°)	DeltaV (km/h)	Edad	Sexo	Masa (kg)	Altura (cm)
Caso 1	CIREN	359501964	Honda Civic (2012)	0	56.3	67	F	66	165
Caso 2	CIREN	431354202	Toyota Corolla (2007)	350	54.5	57	M	71	165
Caso 3	CIREN	317349598	Lexus ES350 (2008)	10	69.7	43	M	88	175
Caso 4	CIREN	128763	Chevrolet Malibu (2006)	350	61.1	69	M	82	173
Caso 5	NASS-CDS	437010451	Chevrolet Silverado (2005)	0	59.9	23	M	79	175
Caso 6	CIREN	588557622	Toyota Solara (2007)	350	31.8	50	F	67	173
Caso 7	CIREN	338103538	Toyota Camry (2010)	10	64.0	21	F	64	160
Caso 8	NASS-CDS	126015217	Chevrolet Cavalier (2002)	0	49.4	18	M	64	175
Caso 9	CIREN	385119464	Chevrolet Cobalt (2006)	350	42.6	80	M	77	183
Caso 10	CIREN	359544180	Ford Escape (2012)	0	49.9	86	M	84	175
Caso 11	NASS-CDS	784014636	Hummer H3 (2007)	350	57.4	50	F	86	173

3. Metodología

El SAFER HBM es posicionado en el vehículo simplificado mediante la herramienta ANSA para posteriormente hacer las simulaciones en LS-DYNA y, por último, analizar las lesiones obtenidas por los ocupantes durante el accidente en el programa LS-Prepost analizando la deformación en las costillas, lesiones de conmoción cerebral, así como fuerzas y momentos en la espina lumbar. Estos resultados se comparan con las lesiones que los ocupantes sufrieron en la vida real.

Se comienza el posicionamiento del SAFER HBM modificando su sistema de unidades por uno acorde al del vehículo simplificado.

El siguiente paso es replicar la postura del ocupante en la vida real, para que la predicción de las lesiones sea más realista. Se traslada el modelo de cuerpo humano de manera que el punto medio de sus caderas alcance la posición deseada y una vez logrado, el modelo es rotado como un cuerpo entero rígido para obtener la posición correcta.

Por último, es necesario mover la cabeza, manos y piernas. Esto se consigue gracias al método denominado Marionette, que consiste en atar el inicio de un cable a la parte ósea del SAFER HBM y el final del cable se fija en un punto del espacio cuyas coordenadas correspondan a la posición final que el modelo del cuerpo humano desea alcanzar. Se tira del cable con una fuerza de 0.5kN hasta que el inicio del cable alcanza la posición final.

Este método de posicionamiento se aplica en las 11 reconstrucciones. La Figura 1, muestra un ejemplo del posicionamiento del ocupante del caso 1 usando el método de Marionette.

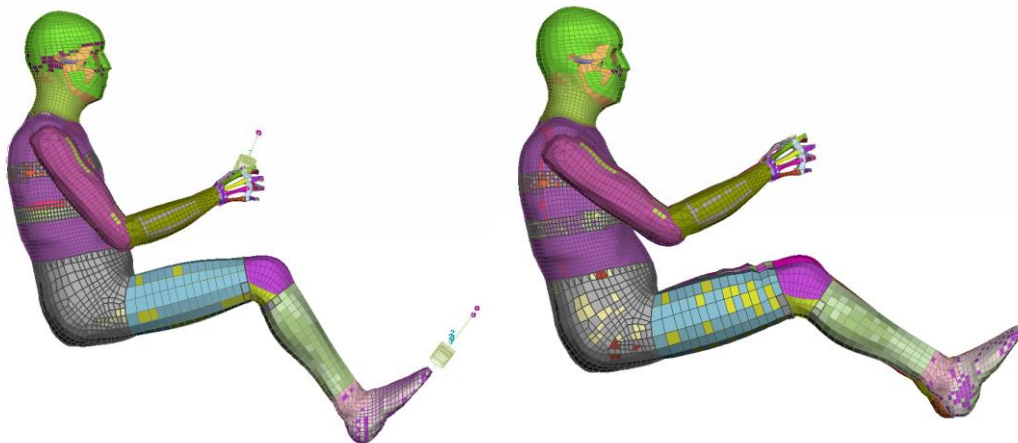


Figura 1: Posicionamiento del SAFER HBM mediante el método Marionette

En 4 de los casos, caso 1,2,6 y 7 los ocupantes fueron escalados, para asemejarse más a las características antropométricas del ocupante en la vida real. Los casos 1,2 y 7 fueron escalados en función de su estatura según la siguiente fórmula.

$$\text{Factor de altura} = \frac{\text{altura del ocupante}}{\text{altura del SAFER HBM}} \quad (3.1)$$

Sin embargo, el caso 6 fue volumétricamente escalado, en función de su peso y estatura, según la fórmula previa, y las siguientes:

$$\text{Factor de peso} = \sqrt[3]{\frac{\text{peso del ocupante}}{\text{peso del SAFER HBM}}} \quad (3.2)$$

$$\text{Escala volumétrica} = \frac{\text{Factor de altura} + \text{Factor de peso}}{2} \quad (3.3)$$

Una vez el SAFER HBM es posicionado, se lleva a cabo la depenetración del asiento del ocupante en ANSA. La depenetración deforma el asiento de acuerdo con la postura del SAFER HBM.

Posteriormente, se elige una nueva ruta para el cinturón de seguridad mediante la herramienta de cinturón de seguridad disponible en ANSA. El cambio de ruta se realizó eligiendo una nueva interacción entre los componentes del cinturón del regazo y del hombro. Se aseguró que no hubiera interacciones de contacto inadecuadas con el SAFER HBM que pudieran causar un error al ejecutar una simulación.

El vehículo simplificado consta de contactos predefinidos entre sus componentes, como contactos entre partes internas del asiento del conductor. Del mismo modo, el SAFER HBM contiene contactos predefinidos entre sus partes internas. Estas definiciones de contacto de tipo interno se mantuvieron sin cambios, sin embargo, se actualizaron los contactos que definen la interacción del SAFER HBM con el entorno (el asiento, los pedales, el suelo, el panel de instrumentos, el airbag y la puerta lateral izquierda). Estos contactos se definieron en ANSA como * CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE, eligiendo SAFER HBM como superficie maestra.

Después de completar la configuración del modelo, las simulaciones FE se ejecutaron en una computadora en clúster usando LS-Dyna (R9.3.0). Cada ejecución de simulación finaliza después de 180 ms. Durante este período de tiempo, el HBM está expuesto a una aceleración repentina hacia adelante, activando los sistemas de retención y colisionando con el airbag inflado. La Figura 2 muestra un ejemplo de la colisión para el caso 1 en dos marcos de tiempo diferentes. La visualización de cada simulación desde el archivo de salida d3plot se realizó en META, para verificar que el comportamiento de respuesta del modelo es razonable.

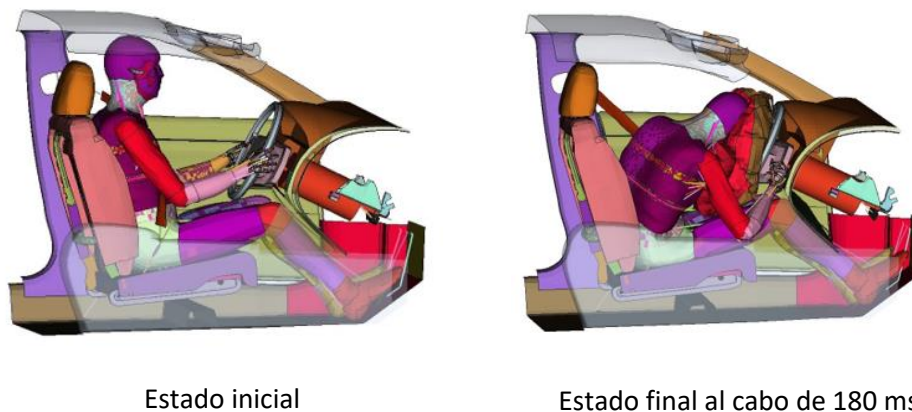


Figura 2: Estado inicial y final de la simulación del caso 1

3.1. Estimación de la probabilidad de conmoción cerebral

La probabilidad de lesión por conmoción cerebral se calculó en base a la deformación principal de Green St Venant en el cuerpo calloso, la materia gris y la materia blanca, según Kleiven, S. (2007) [1] el cual usó el mismo modelo de cerebro KTH para el análisis FE de conmoción cerebral.

Las deformaciones obtenidas en el cerebro del HBM se analizaron en LS-PrePost a partir de un archivo de salida generado en 3dplot. La deformación principal de Green St-Venant fue analizada para cada parte del cerebro. La Figura 3 muestra la distribución de la deformación para el caso 1.

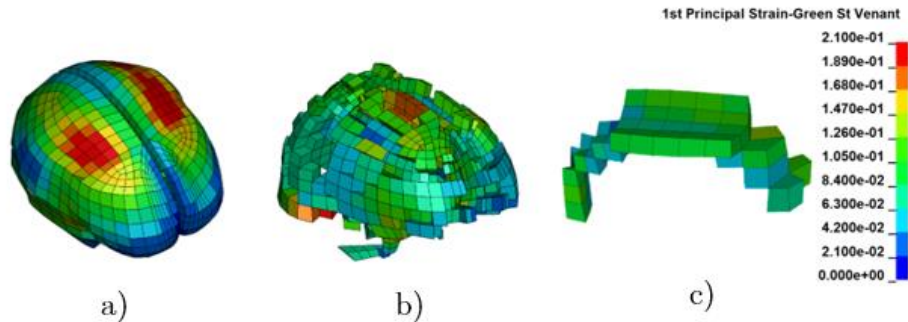


Figura 3: Distribución de la deformación a) materia gris, b) materia blanca y c) cuerpo calloso para el caso 1

A continuación, se genera un diagrama de las deformaciones en función del tiempo para cada parte del cerebro a analizar y para cada caso de reconstrucción. De ellos se extrae el valor de máxima deformación y el momento en el que ocurre.

El valor máximo es posteriormente usado para encontrar un valor de probabilidad AIS2+ correspondiente para conmoción cerebral al observar las curvas de riesgo de regresión logística.

Estas curvas de riesgo (una para cada parte del cerebro que se estudia) se crearon de acuerdo con Kleiven, S. (2007) [1], pero adaptado para lesiones de nivel AIS2 + aplicando la ecuación (3.4) cambiando los parámetros b_0 y b_1 en función de la Tabla 2:

$$p = \frac{1}{1 + e^{-(b_0 + b_1 \cdot X)}} \quad (3.4)$$

Donde p es la probabilidad de obtener AIS2+ conmoción cerebral y X es la deformación principal Green St-Venant.

Tabla 2: Parámetros utilizados para trazar las curvas de riesgo de materia gris, sustancia blanca y cuerpo calloso, según Kleiven (2007) [1].

Parámetros	Materia gris	Materia blanca	Cuerpo calloso
b0	-4.1058	-4.1643	-3.5823
b1	9.0803	8.9442	10.1452

3.2. Estimación de la probabilidad de fracturas de costillas

La estimación de la fractura de costilla AIS2+ probabilidad se basa en el criterio local (tejido) al considerar la deformación principal máxima en las costillas. El procedimiento se ha dividido en dos principales pasos: 1) extraer el valor máximo de las deformaciones principales máximas en cada costilla y 2) combinar los valores de deformación máxima extraídos en un riesgo de fractura de probabilidad AIS2 + para toda la caja torácica.

En el paso número uno, se implementó un script para extraer los historiales de tiempo de deformación para cada costilla en todos los casos de reconstrucción. El script se ejecutó en LS-PrePost, generando una gráfica para cada costilla, en las cuales se muestra las deformaciones principales máximas en cada costilla en función del tiempo. En total, se obtuvieron 24 valores de deformación máxima para cada caso de reconstrucción.

El segundo paso es combinar los 24 valores máximos de deformación en otro script para obtener un valor de riesgo AIS2+ para la caja torácica. Este segundo script fue ejecutado en el software estadístico "R".

3.3. Evaluación de la lesión de la columna lumbar

El SAFER HBM se ha modelado inicialmente con células de carga utilizando *DATABASE_CROSS_SECTION en cada vértebra lumbar, utilizadas para medir fuerzas y momentos en elementos de la región de la sección transversal media vertebral.

Para relacionar las lesiones en la espina lumbar con las fuerzas, se desarrolló el criterio de la espina lumbar, denotado por $L_{indice,C}$ donde L significa lumbar y C fuerza de compresión. Cuanto más cercano a uno es el criterio, mayor es la probabilidad de sufrir una lesión en la espina lumbar.

$$L_{indice,C} = \frac{F_{z,compr}}{F_{z,crit}} + \frac{M_r}{M_{r,crit}} (< 1) \quad (3.5)$$

El criterio combina las fuerzas de compresión ($F_{z,compr}$) y el momento resultante (M_r). $F_{z,compr}$ y M_r se extrajeron del postprocesador META de los archivos de ejecución "binout" generados.

Para hacer el criterio más genérico, estos valores umbrales, $F_{z,crit} = 4,5$ kN y $M_{r,crit} = 180$ Nm, se eligieron basándose en los resultados de pruebas físicas aisladas de la columna vertebral [2] y [3].

Las fuerzas de tensión son de menor importancia ya que las fracturas de vertebra más comunes son las del tipo compresión.

4. Resultados y discusión

4.1. Estimación de riesgo: conmoción cerebral

Según las bases de datos, sólo el ocupante del caso 9 presentó inconsciencia, un fuerte indicador de conmoción cerebral. Sin embargo, se ha informado hematoma subdural y contusión cerebral para los casos 1 y 3, respectivamente. Aunque no se ha declarado explícitamente que los ocupantes sufrieron conmoción cerebral, se supone que estas lesiones aumentan el riesgo de sufrirla. Por lo tanto, se esperaba que los casos 1, 3 y 9 tuvieran un riesgo de probabilidad de sufrirlo mucho más alto (más del 50%). Para el resto de los casos que según las bases de datos no sufrieron lesiones graves, las probabilidades obtenidas no superan el 47,4% (caso 5), ver Figura 4.

En la Figura 4, se observa la probabilidad de obtener AIS2+ conmoción cerebral basado en la deformación del cuerpo caloso, materia gris y materia blanca en las 11 reconstrucciones de los casos. Con un asterisco, se representan aquellos ocupantes que sufrieron lesiones graves en la vida real, y con doble asterisco, aquellos ocupantes que sufrieron lesiones leves.

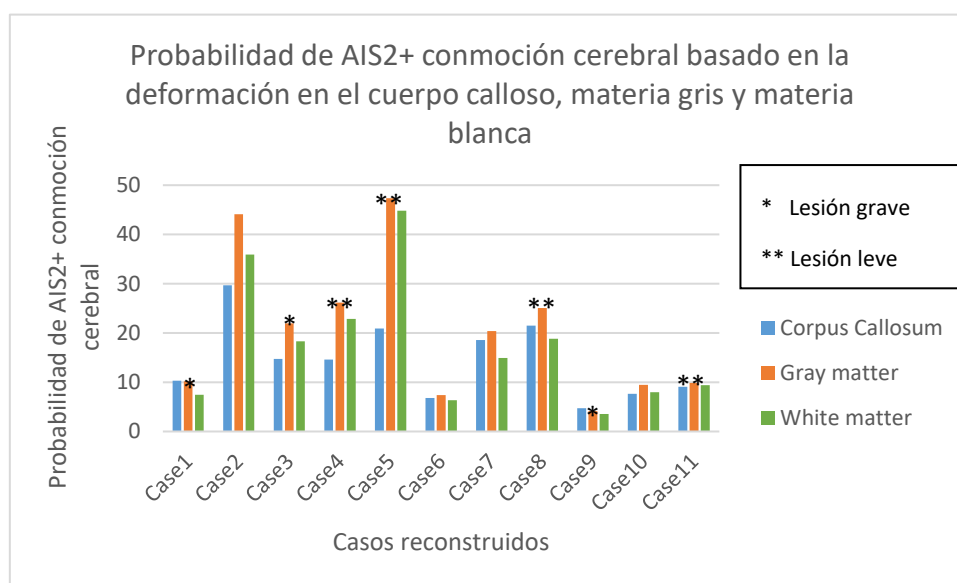


Figura 4: Probabilidad de obtener AIS2+ conmoción cerebral basado en la deformación del cuerpo caloso, materia gris y materia blanca en las 11 reconstrucciones de accidentes. Marcados con un asterisco aquellos ocupantes que sufrieron lesiones graves en la vida real, y con dos asteriscos aquellos con lesiones leves.

4.2. Estimación de riesgo: fractura de costillas

De CIREN y NASS-CDS se obtuvo que tres de los 11 casos (27%) sufrieron fracturas múltiples de costillas. El riesgo promedio estimado de AIS2 + de los 11 casos reconstruidos es

aproximadamente del 50%, por lo tanto, de acuerdo con los resultados, se espera que $11 \cdot 0.5 = 5,5$ ocupantes presenten al menos dos costillas fracturadas, mientras que en los accidentes reales, se detectó que sólo tres ocupantes tenían fracturas a nivel AIS2+. Esto indica que el modelo de cuerpo humano utilizado en este estudio sobrestima la probabilidad de obtener fractura de costillas. Sin embargo, debido al número limitado de casos de reconstrucción, se considera que esto no es una indicación muy exacta. Debido a las variaciones individuales, no debe esperarse que cada caso individual coincida con el resultado de la lesión en el mundo real.

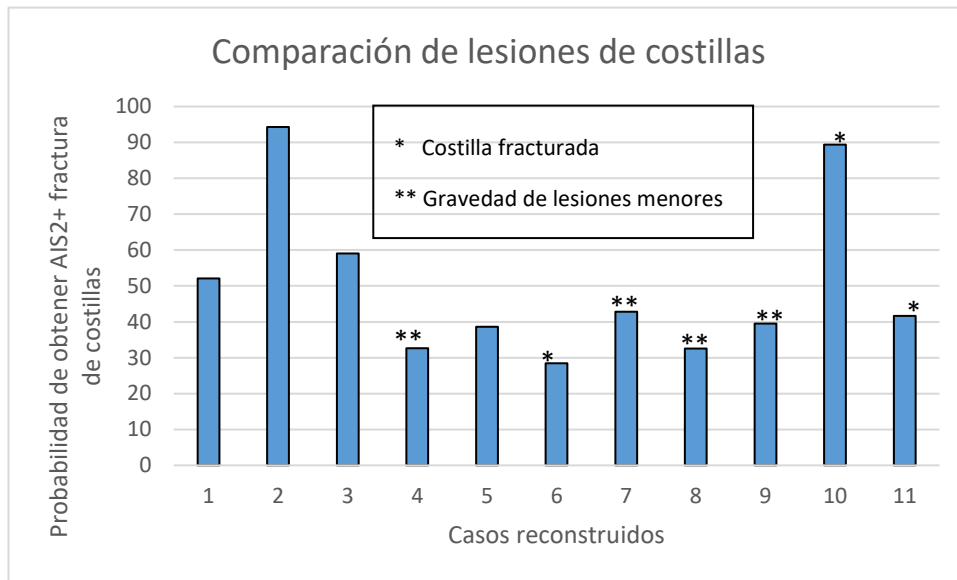


Figura 5: Probabilidad de obtener AIS2+ fractura de costillas en los 11 casos reconstruidos. Se representa con un asterisco aquellos ocupantes que presentaron alguna costilla fracturada en el mundo real, y con dos asteriscos aquellos con gravedad de lesiones menores.

En la Figura 5, se puede observar cómo los casos 2 y 10 destacan por ser los casos con los valores de probabilidad más altos. Esto podría esperarse para el caso 10, que según las bases de datos el ocupante sufrió varias costillas rotas. Sin embargo, el caso 2 representa un desajuste con el resultado de la lesión en el mundo real.

Para los casos en los que el ocupante no presentó ninguna fractura de costilla, cabría esperar una probabilidad más cercana a cero.

4.3. Estimaciones de riesgo: columna lumbar

Los resultados del criterio implementado $L_{\text{índice,C}}$ indican que el mayor riesgo de fracturas de costillas es más probable para las vértebras L4-L5. Sin embargo, la mayoría de las fracturas lumbares reportadas en el mundo real ocurrieron en las vértebras L1-L3. Intuitivamente, es razonable que el nivel de L5 esté sujeto a la mayor carga debido al mayor soporte del peso corporal en comparación con las vértebras lumbares superiores. Esta es también la razón por la cual las vértebras lumbares son más grandes en comparación con los niveles de las vértebras en

el resto de la columna. Sin embargo, vale la pena mencionar que $L_{\text{índice,C}}$ es un criterio global, lo que significa que los resultados no tienen en cuenta los tamaños variables de las vértebras lumbares y, en consecuencia, no tienen en cuenta la fuerza variable de cada vértebra. Por lo tanto, es difícil lograr una coincidencia adecuada en los resultados específicos de las vértebras.

$L_{\text{índice,C}}$ de 1 corresponde a un riesgo del 50% de fractura en función de los valores de intercepción, lo que significaría que $0.5 \cdot 11 = 5.5$ ocupantes tienen fractura lumbar, que está cerca del resultado real donde 6 ocupantes presentaron fractura lumbar. Sin embargo, el valor promedio máximo de $L_{\text{índice,C}}$ obtenido es de solo 0.52, lo que significa que el resultado de la lesión se subestima a nivel de la población, Figura 6.

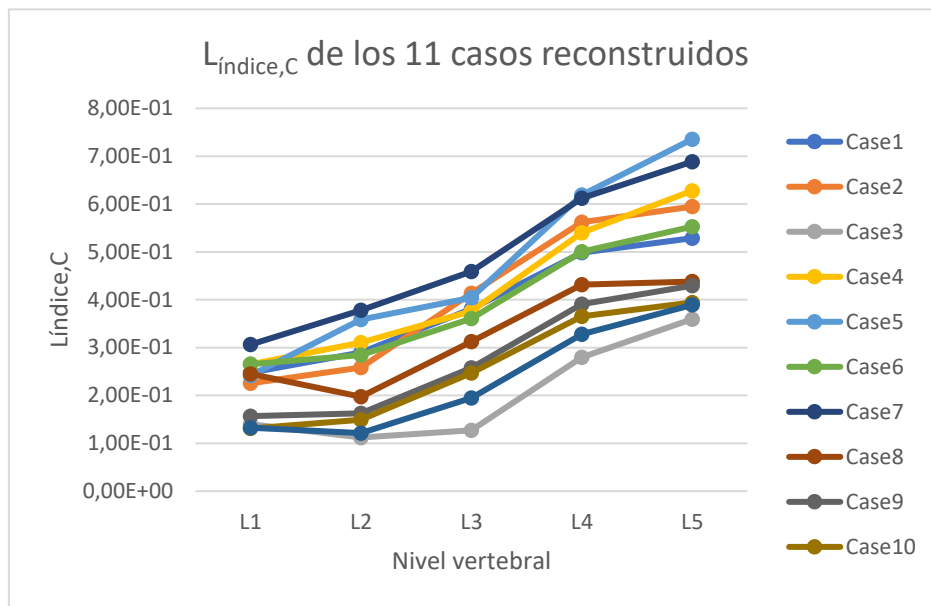


Figura 6: Valores del Índice,c de los 11 casos reconstruidos

4.4. Comparación de los resultados con casos escalados

En cuatro de los casos, los SAFER HBM se escalaron para determinar si los casos escalados predicen lesiones más precisas que los casos sin escalar. La validación de la lesión de la columna lumbar no se obtiene para los casos escalados, ya que el criterio de la lesión de la columna lumbar se basa en los varones promediados, de modo que la fuerza crítica y el momento crítico resultante probablemente cambien cuando cambia el tamaño del ocupante, ya que el tamaño de las vértebras también cambiará.

Sin embargo, el criterio utilizado para determinar las lesiones en la cabeza y las costillas se basa en la deformación que, a diferencia de las fuerzas y los momentos, en las vértebras es insensible a la escala del modelo. La Tabla 3 resume los resultados obtenidos en los casos escalados y los casos sin escalar. Se muestra la probabilidad de conmoción cerebral AIS2 + para el cuerpo calloso, la materia gris y la materia blanca y la probabilidad de fractura de costilla AIS2 +.

Se observa cómo se producen desviaciones bastante pequeñas entre los casos escalados y no escalados para las partes del cerebro analizadas y la caja torácica.

Tabla 3: Comparación de las lesiones de conmoción cerebral y fractura de costillas entre los casos escalados y los casos sin escalar.

Caso Nr.	Conmoción cerebral AIS2+ prob. (%)						Costillas AIS2+ prob. (%)	
	Cuerpo Calloso		Materia gris		Materia blanca		Escal.	No escal.
	Escal.	No escal.	Escal.	No escal.	Escal.	No escal.		
Caso 1	8.5	10.3	9.5	10.1	7.1	7.4	55.9	52.1
Caso 2	33.6	29.7	41.1	44.1	31.2	35.9	84.1	94.3
Caso 6	6.6	6.8	6.3	7.4	5.3	6.4	10.0	28.5
Caso 7	15.2	18.6	18.5	20.4	13.7	14.9	38.8	42.8

5. Conclusiones

Se puede concluir que el modelo SAFER HBM, no predice correctamente las lesiones de conmoción cerebral al considerar casos individuales. La tendencia obtenida indica que el modelo subestima significativamente la probabilidad de presentar conmoción cerebral.

Por el contrario, en referencia a las lesiones torácicas AIS2 +, el modelo predice en exceso la probabilidad de fractura de costillas. Aunque se encuentra una tendencia coincidente en varios de los casos, al considerar los resultados generales, no se logra una coincidencia deseable con la lesión del mundo real.

La evaluación de las cargas medidas en la columna lumbar reveló que las fuerzas y los momentos por sí solos son bastante bajos para presentar una amenaza de lesión vertebral por fractura por compresión. Las fuerzas de compresión más altas se observan en el nivel vertebral L4-L5. Esto hace que la probabilidad obtenida no se ajuste a las lesiones de la columna lumbar reportadas del mundo real.

6. Trabajo futuro

Una recomendación para un estudio futuro sería volver a ejecutar las simulaciones con HBMs SAFER transformados. Al incorporar la transformación, se obtendría un modelo con una mejor representación de la antropometría de un ocupante específico, teniendo en cuenta las diferencias de género y una mayor variedad de estaturas. Esto podría aclarar si y en qué medida

los modelos transformados geoméricamente contribuyen a la predicci3n de lesiones de un rango de poblaci3n m1s amplio.

La validaci3n de las lesiones espinales ser1a m1s conveniente con la versi3n del modelo ajustado en funci3n de la edad. Adem1s, es deseable complementar la evaluaci3n de la lesi3n espinal con m1tricas de deformaci3n y tensi3n al relacionar los valores m1ximos con los resultados de lesiones del mundo real. Con estas m1tricas, la validaci3n de la lesi3n de la columna tambi3n podr1a extenderse a la regi3n tor1cica para obtener una validaci3n m1s completa de la lesi3n de la columna.

Cuando se trata de la evaluaci3n de conmoci3n cerebral, surge una duda de si las reconstrucciones de veh1culos realizadas son o no un m1todo adecuado para la validaci3n de conmoci3n cerebral, debido a que las condiciones de contorno de la cabeza son poco controladas. Una sugerencia para el trabajo futuro es validar la conmoci3n cerebral basada en accidentes de lesiones del mundo real cuya cinem1tica de la cabeza sea detallada. Con una cinem1tica de la cabeza m1s controlada, se espera que disminuya las incertidumbres actuales con respecto a la evaluaci3n de conmoci3n cerebral.

Referencias

- [1] S. Kleiven, "Predictors for Traumatic Brain Injuries Evaluated through Accident Reconstructions," *SAE Tech. Pap.*, vol. 2007-October, no. October, 2007, doi: 10.4271/2007-22-0003.
- [2] B. D. Stemper and et Al., "Biomechanical tolerance of whole lumbar spines in straightened posture subjected to axial acceleration," *J. Orthop. Res.*, vol. 36, no. 6, pp. 1747–1756, 2018, doi: 10.1002/jor.23826.
- [3] A. Belwadi and K. H. Yang, "Response of the cadaveric lumbar spine to flexion with and without anterior shear displacement," in *Int. Res. Counc. Biomech. Inj. - 2008 Int. IRCOBI Conf. Biomech. Inj. Proc.*, 2008, pp. 397–410.