



JAÉN

20 | 20
22 | 21
OCTUBRE

XXIII CONGRESO
NACIONAL DE
INGENIERÍA
MECÁNICA



Universidad
de Jaén
Departamento de Ingeniería
Mecánica y Minera

Estudio por elementos finitos de la influencia de la inclinación de un sistema de retención infantil en las lesiones en cuello

David Abellán López¹, Carmen Bernal Benítez², María Prado Nóvoa², Miguel Sánchez Lozano¹

¹ Depto. de Ingeniería Mecánica y Energía, Universidad Miguel Hernández, dabellan@umh.es, msanchez@umh.es

² Depto. Ingeniería Mecánica, térmicas y de Fluidos, Universidad de Málaga, carmenbernal@uma.es, maria.prado@uma.es

La regulación relativa a la seguridad infantil en vehículos asegura que los sistemas de retención infantil disponibles en el mercado ofrezcan un nivel mínimo de seguridad. Sin embargo, todavía hay margen para reducir el nivel de lesión ocasionado a niños y niñas en accidentes de tráfico. Las lesiones más comunes en infantes de menos de 2 años son las lesiones de cuello debido al tamaño de su cabeza en comparación con la fragilidad de su cuello. Por otro lado, ha sido demostrado que la posición del ocupante del sistema de retención infantil influye en la severidad de las lesiones causadas.

Este trabajo presenta la metodología para el estudio de la influencia de la inclinación del respaldo del sistema de retención infantil en los daños producidos en el cuello del ocupante. Para estimar el daño producido en el cuello se utilizan varios criterios de daño en cuello basados en desplazamientos y rotaciones intervertebrales, velocidades y aceleraciones relativas entre la cabeza y distintas vértebras.

La investigación se realiza utilizando modelos de elementos finitos explícitos. Un modelo antropomórfico de niño escalable y un modelo de sistema de retención infantil simplificado realizado para este estudio. El escenario de accidente considerado en el estudio corresponde a una colisión frontal con el infante sentado mirando hacia atrás.

1. Introducción

El uso de cinturones de seguridad y los sistemas de retención infantil (SRI) minimizan e incluso previenen en algunos casos las heridas sufridas por sus usuarios. Los sistemas de retención infantil reducen el riesgo de impacto del ocupante con elementos interiores del vehículo y de eyección al exterior del vehículo. Por tanto, los SRI reduce la probabilidad de sufrir las lesiones más frecuentes en los ocupantes “no sujetos” que son, a saber, las colisiones en la cabeza, en el pecho, abdomen y piernas. A pesar de los avances en la seguridad todavía en Europa, aproximadamente 1250 personas menores de 15 años pierden la vida en accidentes de tráfico cada año [1] siendo la principal causa externa de muerte infantil en países de la OCDE [2] y la segunda causa de fallecimiento para niños de entre 5 y 14 años a nivel mundial [3]. Pese a que la mortalidad infantil es menor que en adultos, la probabilidad de sufrir daños en menores de edad es mayor [1]. Estos datos se vuelven más dramáticos si se contemplan las cifras de países de ingresos bajos en los que el uso de SRI no es tan común. Además, se espera que las cifras de mortalidad infantil en la carretera empeoren conforme aumente la motorización en países de rentas bajas [4].

El SRI no solo reduce el riesgo de lesión de los niños, sino que la sujetar el cuerpo del niño reduce las fuerzas de impacto del cuerpo del niño con el asiento delantero y, por tanto, también protege a los ocupantes de las plazas delanteras.

Los escenarios en los que con mayor frecuencia los niños sufren daños graves o fallecimientos son en impactos frontales y laterales en vehículos de pasajeros. Independientemente de la dirección de la colisión, la zona del cuerpo en la que con mayor frecuencia sufren impacto es en la cabeza, ya que impacta contra el panel de la puerta, la ventana o el asiento delantero [5]. Las heridas sufridas en cuello y piernas son las que con mayor frecuencia causan discapacidad en niños y niñas [6].

Los sistemas de retención para adultos no son adecuados para bebés y niños. Estos sistemas no han sido diseñados para su peso y tamaño. Los niños necesitan de un sistema de retención adaptado a cada una de las fases de su desarrollo. Por ejemplo, el menor tamaño de su abdomen y la menor rigidez de sus costillas harían que el cinturón de tres puntos de adulto aplastase su abdomen y tórax transfiriendo toda la energía del impacto a sus órganos internos [7]. Por otro lado, al no estar adaptados para el tamaño de un niño, podría suceder que el niño colase por debajo del cinturón de adulto y no fuese eficazmente retenido por este.

Además, el cuerpo de los niños no es como el de un adulto a escala. Existen diferencias fundamentales en las proporciones anatómicas y composición de sus órganos que han sido conocidas desde hace décadas y tenidos en cuenta para el desarrollo de los sistemas de retención. La cabeza, cuello, tórax y pelvis son las principales partes del cuerpo que sufren cambios durante el crecimiento de una persona y que más influencia tienen con la interacción con los sistemas de retención durante un choque.

Se ha probado que los sistemas de retención en los que el ocupante mira hacia el sentido contrario a la marcha son los más efectivos para reducir las lesiones y mortalidad en los niños debido a que las cargas de impacto se distribuyen en un área mayor [5]. Además, niños de menos de 4 años poseen una cabeza muy grande en proporción a su cuello y una pelvis cartilaginosa, por lo que ir situado mirando hacia atrás reduce las lesiones en el cuello y en la pelvis y abdomen. Algunos estudios apuntan a que los SRI en los que el ocupante mira hacia atrás son menos propensos a errores de uso, estando el uso incorrecto o inapropiado de los SRI asociado con mayores lesiones [8].

La normativa de homologación, Reglamentos CEPE/ONU 44 y CEPE/ONU 129, contempla distintos tipos de SRI en función de la edad o tamaño de usuario para el que está enfocado. Para estos usuarios el máximo beneficio se obtiene cuando se utilizan SRI diseñados para su peso y estatura de forma adecuada. En la tabla 1 se resumen los pesos de usuario indicados para cada Grupo de SRI según el Reglamento CEPE/ONU 44.

Tabla 1: Clasificación de los SRI según el peso del usuario.

Grupo	Peso	Edad aproximada
Grupo 0	Menos de 10 kg	Hasta 18 meses.
Grupo 0+	Menos de 13 kg	
Grupo I	De 9 a 18 kg	De 1 a 4 años
Grupo II	De 15 a 25 kg	De 4 a 12 años
Grupo III	De 22 a 36 kg	

Los SRI que pertenecen a los Grupos 0 y 0+, llamados capazos, suelen ir orientados hacia atrás. Es recomendable utilizar un sistema orientado hacia atrás todo el tiempo que sea posible debido a que el cuello del niño no está completamente desarrollado y que tienen una cabeza relativamente grande en relación con su cuerpo. El cráneo y la caja torácica de un bebé es muy flexible, así que un impacto relativamente pequeño puede tener como resultado una deformación excesiva que produzca lesiones graves en órganos internos.

Las sillas del Grupo I se sujetan al vehículo mediante el cinturón de seguridad o con el sistema ISOFIX disponible en la mayoría de los vehículos actualmente. El niño o niña va sujeto a la sillita con un arnés integral el cual actúa limitando el movimiento de la cabeza hacia delante en caso de impacto frontal. En caso de colisión frontal con el niño mirando hacia delante el arnés integral asegura que las fuerzas se distribuyen en un área del cuerpo del niño lo más grande posible. La estructura de la propia silla protege al niño de posibles intrusiones en caso de impacto lateral.

Cuando los niños son demasiado grandes para utilizar el arnés ajustable pasan a utilizar los asientos elevadores del Grupo II. Esto sucede aproximadamente cuando el niño supera los 18 kg. La función de este elemento es elevar al niño para que los cinturones de seguridad de adultos se ajusten adecuadamente a su cuerpo. El cinturón diagonal debe pasar por el hombro y el cinturón abdominal debe pasar por la zona pélvica y no por la parte superior del abdomen. En uso del cinturón de adulto sin el adecuado SRI podría provocar que el niño deslizase por debajo del cinturón y no fuera retenido (“submarining”) durante la colisión. La estructura del propio asiento elevador ofrece algo de protección en caso de impacto lateral. Los niños deben seguir utilizando este tipo de asientos elevadores hasta que crezcan lo suficiente para que los cinturones de adulto se ajusten adecuadamente a su cuerpo, lo cual ocurre cuando el niño alcanza los 145 cm de altura.

Los cojines elevadores sin respaldo del Grupo III son diseñados para niños de 22 kg hasta 36 kg de peso. Su función es exclusivamente elevar al niño para que el cinturón de seguridad de adulto se ajuste mejor a su cuerpo. Los cojines elevadores ofrecen menos protección que los SRI anteriores.



Figura 1: Grupos de sistemas de retención infantil.

1.1. Influencia de la posición en el riesgo de lesión

Distintos estudios corroboran que la postura del niño o niña antes de la colisión influye de forma importante en el riesgo de sufrir una lesión. Esta posición del ocupante del SRI antes del impacto puede no ser igual a la de los maniqués de ensayo durante los test de laboratorio debido a varios factores. A parte del mal uso del sistema de retención, en ocasiones producido por el propio niño al moverse o quitarse voluntariamente el cinturón durante el viaje, también puede deberse a las maniobras de frenado previas al impacto o maniobras bruscas de evasión. Las maniobras de emergencia como frenadas, giros o combinaciones de ellos modifican la cinemática del niño antes del impacto, afectando a su interacción con el SRI [9].

Algunos estudios resaltan también que los niños y niñas no aguantan mucho tiempo durante el viaje en una misma postura lo que provoca que durante el impacto el cuerpo, y en concreto el cuello, tenga una posición distinta a aquella según la cual se desarrolló el SRI (véase Figura 2). Los motivos principales son: porque se duermen, por que adelantan el cuerpo para poder mirar por la ventana o, cada vez más, debido al uso de *tablets* y móviles durante el viaje [5].

De ello se concluye que la protección de los SRI debe ser evaluada teniendo en cuenta toda la secuencia del accidente y la posición inicial del niño. Esta influencia de la posición del niño antes y durante la colisión en la interacción con el SRI motiva el siguiente estudio. En este trabajo se presenta la metodología utilizada para, a partir de un modelo numérico de cuerpo (HBM Human Body Model), obtener distintos criterios de lesión en cuello que permitan en el futuro valorar la efectividad de las medidas para reducir daños en el cuello de los niños.



Figura 2: Ejemplos de distintas posiciones del cuello y causas.

2. Metodología

Para poder estudiar la influencia que la posición del ocupante con respecto al SRI o la posición del propio SRI respecto del vehículo tienen en el riesgo de sufrir lesiones en el cuello se debe disponer de una herramienta o criterio matemático que permita cuantificar dicha probabilidad de daño a partir de magnitudes medibles. Primero se ha realizado una revisión de los criterios de daño en cuello más habituales en investigación y se han seleccionado los más adecuados para posteriormente analizar su variación en función de la posición inicial del respaldo del SRI en una colisión trasera. El estudio realizado es extrapolable a colisiones frontales con el niño sentado hacia atrás.

El análisis se ha realizado mediante simulación por elementos finitos, en concreto con el software LS-DYNA. Para el trabajo presentado aquí se ha modelado de forma muy simplificada un sistema de retención sobre el que se ha colocado un modelo FEM de niño [10]. Este modelo FEM del cuerpo del niño es abierto y permite ser escalado según la edad del niño para adaptar las dimensiones y proporciones de sus miembros para el modelo represente a un ocupante medio de la edad seleccionada.

Una vez seleccionados los criterios de daño y escalado el modelo de niño de 36 meses, se ha realizado una serie de modificaciones en el modelo FEM para poder obtener en las simulaciones los datos necesarios para el cálculo de los criterios de daño en cuello.

Tras realizar una batería de simulaciones en las que se ha modificado la inclinación del SRI se han obtenido los valores de los criterios de daño, comparando tanto los valores pico como la evolución temporal de dichas magnitudes. A continuación se desarrolla con más detalle cada uno de los pasos descritos.

2.1. Selección de los criterios de daño en cuello

Las lesiones ocasionadas durante el latigazo cervical producen síntomas dolorosos que pueden convertirse en crónicos, dificultar la vida de los afectados e incluso producir alguna discapacidad. Las lesiones más leves asociadas al latigazo cervical se producen en los tejidos blandos del cuello, por ello, no es posible detectarlas de forma inmediata, mediante herramientas de diagnóstico como Rayos X o Resonancia Magnética [11]. En la literatura se pueden encontrar distintos criterios para estimar la probabilidad de daño que se basan en diferentes mecanismos de lesión. Existen criterios de daño basados en magnitudes asociadas a la carga que existe sobre el cuello como fuerzas y momentos en el cuello y otros criterios que por el contrario se basan en magnitudes cinemáticas como desplazamientos, rotaciones y velocidades relativas entre las vértebras cervicales y cabeza.

Boström propuso en 1996 el Criterio de Lesión en el Cuello (NIC Neck Injury Criterion) asumiendo el daño en el tejido neural era causado por los cambios de presión del líquido cefalorraquídeo [12]. El criterio NIC correlaciona el movimiento de la cabeza relativo a la base del cuello con el daño en los ganglios espinales cervicales. A tal efecto, utiliza la diferencia de aceleraciones entre la parte superior e inferior de la columna cervical.

$$NIC = a_{rel} L + v_{rel}^2 \quad (1)$$

donde:

a_{rel} : es la aceleración entre el centro de gravedad de la cabeza (Cdg) y la vértebra T1, medidas en la dirección longitudinal.

v_{rel} : se refiere a velocidad entre el centro de gravedad de la cabeza (Cdg) y la T1.

El Criterio de Lesión del Cuello Intervertebral (IV-NIC) relaciona la rotación intervertebral con el límite de movimientos fisiológico de cada pareja de vértebras. Ésta definición, se basa en la hipótesis de que la lesión ocurre cuando el movimiento intervertebral excede los límites fisiológicos [13]. Este criterio, se cuantifica utilizando la siguiente ecuación considerándose que se produce lesión cuando el valor de IV-NIC es mayor que uno.

$$IV - NIC = \frac{\Theta_{trauma,i}}{\Theta_{fisiológico,i}} \quad (2)$$

donde:

Θ corresponde a la rotación angular entre vertebras adyacentes.

i (subíndice): refiere a la articulación intervertebral.

A diferencia del NIC, que según [12] predice lesiones en el tejido neural, el IV-NIC se diseñó para predecir posibles lesiones en el tejido conectivo, las fibras anulares y las articulaciones facetarias [13]. El IV-NIC proporciona una información con la cual se puede predecir la ubicación y sentido de la carga de la lesión. Como aspecto negativo, no es posible medir el criterio con los maniqués utilizados en las pruebas de certificación de los SRI.

En 2002, Viano et. al [14], formulan un nuevo criterio medible en los maniqués de ensayo, denominado Criterio de Desplazamiento del Cuello (NDC Neck Displacement Criterion), cuyo enfoque busca reflejar la importancia

de combinar los efectos de la rotación y los desplazamientos en la lesión. Dicho criterio, relaciona la extensión del cuello y los desplazamientos longitudinales (dirección X) y verticales (dirección Z). De esta forma, tiene en cuenta la suma de las fuerzas de flexión, cortantes y de compresión que actúan entre las vértebras.

El NDC se evalúa mediante tres variables.

$$Nd_{distraction} = \frac{Z_{Co-T1}}{-15 \text{ mm}} \quad (3)$$

$$Nd_{extension} = \frac{\theta_{Co-T1}}{25^\circ} \quad (4)$$

$$Nd_{shear} = \frac{X_{Co-T1}}{35 \text{ mm}} \quad (5)$$

$Nd_{distraction}$, $Nd_{extension}$ y Nd_{shear} contemplan respectivamente el desplazamiento vertical, rotación y desplazamiento horizontal hacia delante del cóndilo occipital respecto de la vértebra T1. Los valores de los denominadores son valores de referencia para la normalización del criterio de daño.

Aunque no es un criterio de daño en cuello, es muy habitual considerar también el criterio de daño en cabeza (HIC Head Injury Criterion) el cual evalúa la probabilidad de sufrir un traumatismo craneoencefálico como resultado de una deceleración violenta. Es el valor biomecánico más habitual para estimar la severidad del impacto en cabeza.

$$HIC = \max_{t_1, t_2} \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\} \quad (6)$$

El HIC es una medida del nivel de deceleración máximo sufrido en algún intervalo de tiempo $t_2 - t_1$, siendo el tamaño de dicho intervalo 36 ms en el HIC36 o de 15 ms en el HIC15. El valor de aceleración se mide en el centro de masas de la cabeza.

Otros criterios de lesión en cuello evalúan las cargas que hay sobre el cuello del maniquí. Es el caso del Nij para impactos frontales o el Nkm propuesto por Schmitt para impactos traseros [15]. El criterio es una combinación de las fuerzas cortantes en el cuello, F_x , y el momento de flexión en el cóndilo M_{yCo} .

$$Nkm = \frac{|F_x|}{F_{int}} + \frac{|M_{yCo}|}{M_{int}} \quad (7)$$

F_{int} y M_{int} son valores para la normalización del criterio. Estas variables adquieren distintos valores en función del caso de carga. De este modo se definen distintos valores en función de si el cuello está en flexión o extensión (M_{yCo} positivo o negativo) y si la dirección de la fuerza es anterior o posterior (F_x positiva o negativa). Para obtener este criterio de daño es necesario una célula de carga en el cóndilo occipital.

Una de las principales críticas al criterio de daño Nkm es que este evalúa las cargas en el cóndilo cuando mientras que las vértebras más frecuentemente lesionadas se encuentran más abajo (C5-C7). Para corregir esta deficiencia se propone la Carga de Cuello Bajo (LNL Low Neck Load) [16]. Mediante una célula de carga situada en el extremo inferior del cuello se evalúa la fuerza cortante, F_{xlw} , el momento de flexión, M_{ytlw} , y la fuerza de compresión vertical, F_{zlw} , no contemplada por el Nkm.

$$LNL = \frac{|M_{ytlw}|}{F_{moment}} + \frac{|F_{xtlw}|}{M_{shear}} + \frac{|F_{ztlw}|}{C_{tension}} \quad (8)$$

Cabe destacar algunos aspectos sobre los criterios de daño en cuello estudiados.

- Algunos de los criterios de daño utilizados tradicionalmente en los ensayos de certificación están pensados para la utilización de maniqués antropomórficos. Estos maniqués utilizados en los ensayos de impacto no reproducen fielmente la anatomía del cuello de un niño. Las articulaciones del cuello del maniquí no pueden reproducir fielmente los desplazamientos intervertebrales y en consecuencia algunos de los mecanismos de daño como cizalladuras intervertebrales o aplastamiento de juntas facetarias.
- Otros criterios de daño basados en fuerzas y momentos en el cuello no tienen en cuenta la complejidad de la estructura de un cuello real. La complejidad de las articulaciones y la gran cantidad de músculos presentes en el cuello hacen que los valores de fuerza y momentos medidos en célula de cargas la base del cuello o en el cóndilo occipital de un maniquí sea difícilmente extrapolable a un mecanismo de daño en una anatomía real.
- En la formulación de los criterios de daño aparecen valores biomecánicos límite o valores de normalización. Normalmente estos valores umbrales de lesión se dan para adultos. Aunque en la bibliografía se puede encontrar valores biomecánicos admisibles para niño, existe todavía una carencia importante en este tipo de datos.

Para este estudio se ha utilizado un modelo FEM en el cual están modelados las vértebras, músculos y discos intervertebrales por lo cual se han seleccionado para el análisis de influencia aquellos criterios de daño asociados a valores de desplazamientos, rotaciones, velocidades y aceleraciones (NIC, IV-NIC, NDC y HIC). Se han descartado aquellos criterios de daño función de fuerzas y momento difícilmente medibles en un cuerpo humano real.

2.2. Escenario de accidente seleccionado

El escenario de accidente que se ha reproducido mediante simulación corresponde a una colisión frontal con el niño mirando hacia atrás. En las simulaciones realizadas para este trabajo se pretendía validar la metodología, no desarrollar un sistema de retención ni reproducir fielmente un ensayo de certificación de SRI real. Por ello, el pulso de deceleración es menor (2,4 g) que el pulso de deceleración típico utilizado en los ensayos según el Reglamento CEPE/ONU 44 o 129 (25 g). El valor máximo de deceleración se alcanza a los 45 ms, se mantiene hasta los 75 ms y decrece hasta llegar a 0 g a los 115 ms. Debido al bajo pulso de deceleración introducido y a las simplificaciones realizadas en el modelo de SRI los resultados son extrapolables al latigazo cervical producido por un alcance trasero.

2.3. Modelo de elementos finitos

De ha realizado un modelo de simulación en LS-Dyna el cual incluye un modelo infantil de cuerpo humano, un modelo simple de asiento y un sistema de retención de 3 puntos. El modelo de cuerpo humano (HBM) es fruto de un proyecto europeo (PIPER Project) [11] en el cual varias universidades y organismos, liderados por la Universidad de Lyon, desarrollaron un modelo en elementos finitos y un software que permite el posicionamiento y el escalado del modelo. Gracias a este software se puede elegir la edad del sujeto, entre 1,5 y 6 años, y escalar los miembros del cuerpo para que tengan las dimensiones medias de un niño de la edad seleccionada.

Se debe tener en cuenta que durante el crecimiento de una persona no solo varían las dimensiones y proporciones de los órganos sino también la composición y propiedades mecánicas de tejidos blandos y huesos, volviéndose estos últimos más rígidos y densos durante el desarrollo. El software permite escalar las propiedades de los materiales en función de la edad, pero también existe una insuficiencia de este tipo de datos de propiedades mecánicas en niños.

Sobre el modelo escalado según las medidas típicas de un niño de 36 meses se implementaron varios acelerómetros virtuales para poder registrar los desplazamientos, velocidades y aceleraciones de la vértebra T1, las cervicales de la C1 a la C7 y el cóndilo occipital. Los huesos de los miembros descritos están modelados como materiales elásticos, diferenciando el exterior como hueso cortical (más denso y rígido) y el interior como hueso trabecular (menos denso y rígido). Los discos intervertebrales también han sido modelados como material elástico, en este caso ortótropo (véase la Tabla 2).

Tabla 2: Resumen de las propiedades mecánicas de los tejidos del cuello.

Tejido	Rigidez	Densidad	Coef. de Poisson
Hueso cortical	12,1 GPa	805 kg/m ³	0.29
Hueso trabecular	0,4 GPa	242 kg/m ³	0.29
Fibras disco intervertebral	E ₁ =23,5 MPa; E ₂ =4,4 MPa	3670 kg/m ³	$\nu_1=0,016$; $\nu_2=0,45$

Se ha querido mantener la elasticidad de los tejidos del cuello lo que ha condicionado el método para crear los marcadores o acelerómetros virtuales. Primero se ha obtenido el centro de masas de cada una de las vértebras. Localizado el centro se han creado dos elementos tipo beam para definir un sistema de referencia local de la vértebra. El material asignado a estos dos elementos beam es rígido de baja densidad y una sección baja para modificar lo mínimo la masa de la vértebra. El sistema de referencia creado es forzado a moverse junto con la vértebra utilizando el keyword *CONSTRAINED_EXTRA_NODES_NODE. Por último, para poder obtener los valores expresado en el sistema de referencia local de cada vértebra se ha utilizado el keyword *ELEMENT SEATBELT_ACCELEROMETER y *DATABASE_HISTORY_NODE.

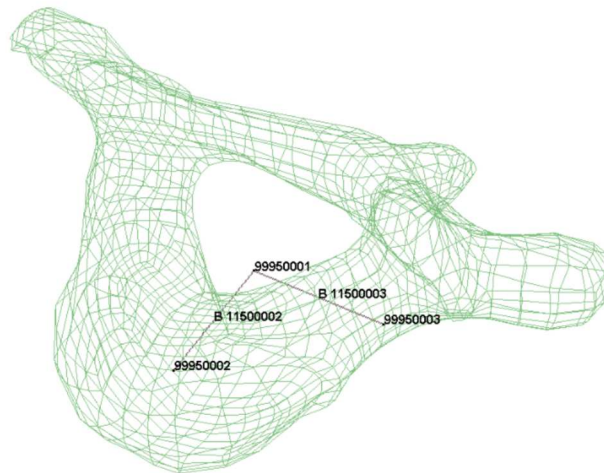


Figura 3: Vértebra con el sistema de referencia local.

El método descrito anteriormente fue utilizado para la generación de los sistemas de referencia de las vértebras C1-C7, la base del cráneo y el centro de masas de la cabeza. Para la vértebra T1 se siguió el mismo proceso excepto en la forma de restringir el movimiento del sistema de referencia local al movimiento de la T1, en la cual se utilizó el keyword *CONSTRAINED RIGID BODIES al estar la vértebra modelada como rígida en el HBM original. En la Figura 4 se muestran los sistemas de coordenadas locales creados. La vértebra inferior corresponde a la T1 y el sistema de coordenadas superior de la figura corresponde al sistema local del cóndilo occipital (no representado en la figura).

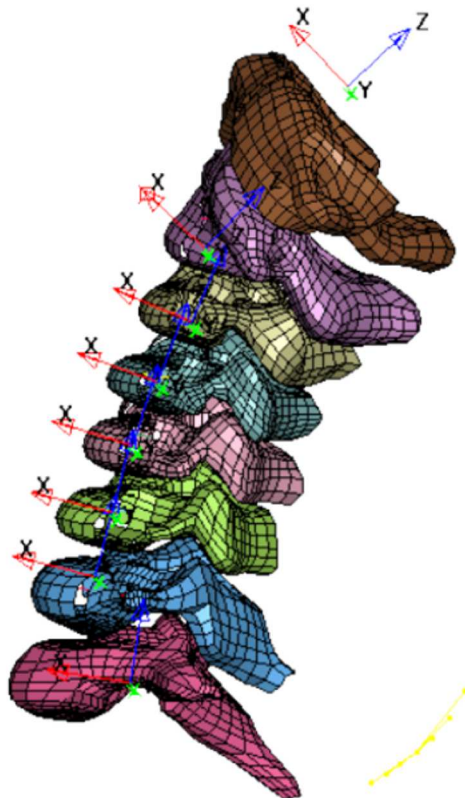


Figura 4: Sistemas de referencia locales creados en las vértebras y cóndilo occipital.

El sistema de retención simplificado utilizado en este trabajo consiste en un asiento y un cinturón de tres puntos de anclaje. El asiento está formado por una base con propiedades elásticas similares al aluminio, un relleno de espuma con capacidad de absorber energía de impacto y una cubierta delgada con propiedades elásticas de baja rigidez. Para el relleno del asiento el modelo de material utilizado es *MAT_LOW_DENSITY_FOAM habitualmente utilizado para simular las espumas de los cojines de los asientos.

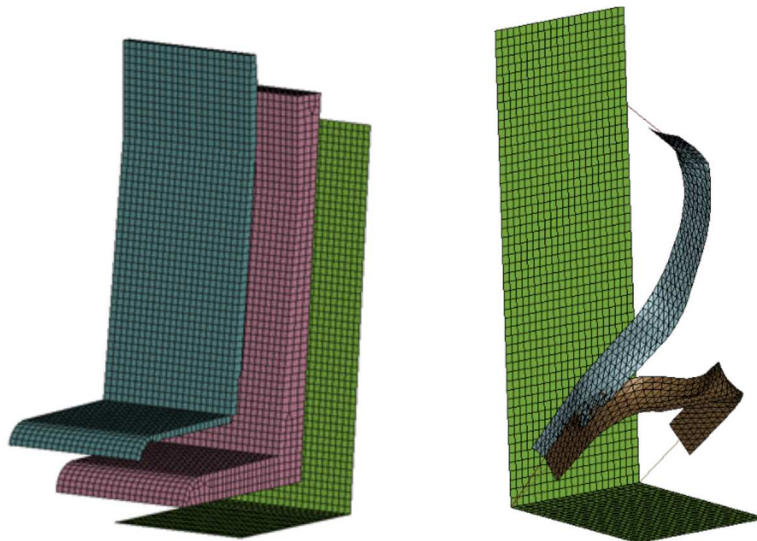


Figura 5: Sistema de retención simplificado. Izquierda: partes del asiento. Derecha: base del asiento y cinturón de seguridad.

El cinturón, al igual que el asiento, ha sido creado con el software LS-PrePost. El cinturón consiste en una banda diagonal y una banda ventral. Ambas han sido modeladas con elementos tipo shell y un modelo de material del tipo *MAT_FABRIC el cual tiene en cuenta exclusivamente las tensiones de membrana. La unión de estas bandas con la base del asiento ha sido realizada con elementos tipo *ELEMENT_SEATBELT junto con el modelo de material *MAT_SEATBELT.

Se han definido contactos entre el HBM y la cubierta del asiento y entre las bandas del cinturón y el HBM. Los contactos definidos son del tipo *CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE.

Se ha restringido el movimiento de los nodos inferiores de la base del asiento en dirección vertical y lateral y se ha prescrito una aceleración longitudinal para conseguir el pulso de deceleración descrito en el punto 2.2. En la siguiente figura se muestra el modelo completo.

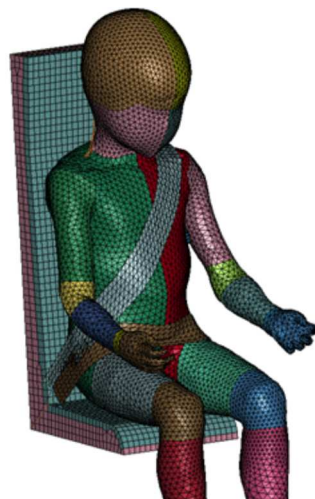


Figura 6: Modelo del niño y SRI simplificado en LS-DYNA.

3. Resultados

Se realizó una serie de simulaciones variando la inclinación del SRI con el objetivo de comparar los valores de los criterios de daño seleccionados en el apartado 2.1. A continuación, se muestran los resultados en la posición de referencia y rotado 20°. En la Figura 7 y en la Figura 8 se muestra las secuencias de las simulaciones con el SRI en las posiciones mencionadas.

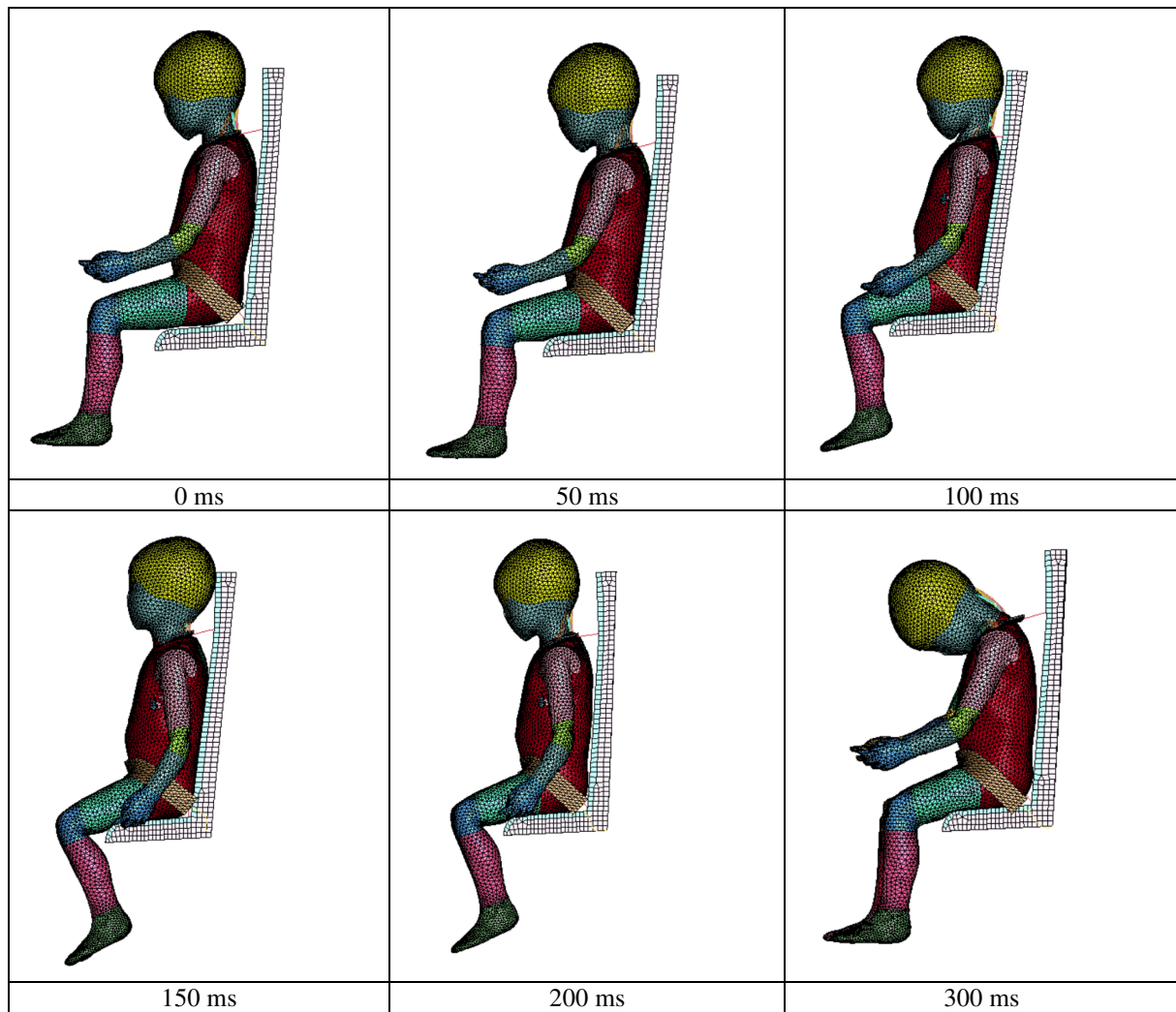


Figura 7: Secuencia de la simulación de referencia.

