

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA



"SIMULACIÓN DINÁMICA Y ANÁLISIS
DE UN SISTEMA DE RETENCIÓN
INFANTIL PARA LA ESTIMACIÓN DE
CRITERIOS DE DAÑO EN LA COLUMNA
CERVICAL EN ACCIDENTES POR
ALCANCE"

TRABAJO FIN DE GRADO

Julio -2021

AUTOR: Fernando Miguélez Gavilán

DIRECTORES: David Abellán López

Miguel Sánchez Lozano

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, por el apoyo incondicional que me han dado siempre, por respaldar las decisiones que he tomado y por su plena confianza en mí.

A mi hermana, por ser una parte muy importante en mi vida y por ser mi referente a lo largo de ella. Gracias por todos los consejos y apoyo que me has dado.

A mis compañeros, ahora ya amigos, de Ingeniería Mecánica por todos los momentos que hemos pasado juntos.

A mis dos tutores, por darme la oportunidad de participar en este proyecto, por facilitarme los conocimientos necesarios para poder llevarlo a cabo y por toda la ayuda que me han prestado.

Al grupo de investigación de Ingeniería Mecánica de Málaga, por su colaboración en el planteamiento y desarrollo de las herramientas de simulación.

A todos ellos, muchísimas gracias.



RESUMEN

Este proyecto abarca el desarrollo de una simulación que permite estudiar el comportamiento de la columna cervical de sujetos pediátricos durante un accidente automovilístico. Este estudio surge debido al escaso número de modelos pediátricos que existen en la actualidad que permitan estudiar el comportamiento cervical en profundidad, siendo las lesiones cervicales una de las lesiones con mayor incidencia durante accidentes automovilísticos en niños. Se ha usado un modelo pediátrico de código abierto desarrollado bajo el nombre de Proyecto PIPER y se ha llevado a cabo mediante el software de simulación dinámica ANSYS LS-DYNA. La simulación se ha llevado a cabo acorde al reglamento europeo R129, el cual regula los sistemas de retención infantil, así como las condiciones de los ensayos. Tras haber obtenido los resultados de la simulación, se ha realizado un tratamiento de datos con el objetivo de cuantificar los criterios de daño asociados a las lesiones provocadas por el latigazo cervical.



ABSTRACT

This project involves the development of a simulation that allows to study the cinematics of the cervical spine of paediatric subjects during a car accident. This study arises due to the limited number of paediatric models that currently exist to study cervical biomechanics, being cervical injuries one of the injuries with the highest incidence in children during car accidents. An open-source paediatric model developed under the name of PIPER Project has been used in this study and has been simulated by ANSYS LS-DYNA dynamic simulation software. The simulation has been configured according to the children restraint European regulation R129. After obtaining the simulation results, data processing was implemented in order to quantify the damage criteria associated with whiplash injuries.



ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	17
1.1. OBJETIVOS.....	18
1.2. PLAN DE TRABAJO.....	18
2. MARCO TEÓRICO	20
2.1. ANATOMÍA DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y CERVICAL	20
2.1.1. VÉRTEBRAS CERVICALES	21
2.1.2. DISCOS CERVICALES	23
2.1.3. MÚSCULOS DEL CUELLO Y OTROS TEJIDOS BLANDOS	24
2.1.4. NERVIOS CERVICALES	25
2.2. BIOMECÁNICA.....	26
2.3. MÉTODOS DE SIMULACIÓN	26
2.3.1. MÉTODOS EXPERIMENTALES	26
2.3.2. MÉTODOS COMPUTACIONALES	27
2.4. APLICACIONES DE LAS SIMULACIONES.....	29
2.5. BIOMECÁNICA DEL LATIGAZO CERVICAL.....	31
2.6. MODELOS PEDIÁTRICOS HBM	33
2.7. DIFERENCIAS ANATÓMICAS ENTRE NIÑOS Y ADULTOS.....	34
2.8. PIPER PROJECT	36
2.9. CRITERIOS DE DAÑOS.....	37
2.9.1. NIC (NECK INJURY CRITERION)	38
2.9.2. IV-NIC (INTERVERTEBRAL NECK INJURY CRITERION).....	39
2.9.3. NDC (NECK DISPLACEMENT CRITERION)	40
2.9.4. HIC (HEAD INJURY CRITERION)	42
2.9.5. N_{km}	43

2.9.6.	LNL	44
2.10.	NORMATIVA	45
2.10.1.	ECE R129	46
3.	MODELOS.....	50
3.1.	MODELO PEDIÁTRICO PIPER.....	50
3.1.1.	CARACTERÍSTICAS DEL CUELLO	51
3.1.2.	RESTO DEL CUERPO	53
3.2.	SISTEMA DE RETENCIÓN INFANTIL.....	54
3.3.	ENTORNO DEL VEHÍCULO	55
3.4.	CINTURÓN DE SEGURIDAD	56
4.	METODOLOGÍA.....	57
4.1.	GENERACIÓN DEL MODELO PEDIÁTRICO	57
4.1.1.	ESCALADO DEL MODELO	57
4.1.3.	REPOSICIONAMIENTO DE LAS ARTICULACIONES.....	59
4.1.4.	SUAVIZADO DE LA SUPERFICIE	59
4.2.	PRE-PROCESADO.....	60
4.2.1.	SISTEMA DE UNIDADES	62
4.2.2.	ENTORNO.....	62
4.2.3.	SISTEMA DE RETENCIÓN INDIVIDUAL	63
4.2.4.	CINTURÓN.....	63
4.2.5.	CONTACTOS	64
4.2.6.	ACELERÓMETROS	65
4.2.7.	FUERZAS EXTERNAS.....	67
4.2.8.	PARÁMETROS DE SALIDA	67
4.3.	POST-PROCESADO.....	68

4.3.1. TRANSCRIPCIÓN DE DATOS	68
4.3.3. CAMBIO DE SISTEMA DE REFERENCIA.....	69
5. RESULTADOS.....	70
9.1. CINEMÁTICA DEL CUERPO	70
9.2. ACELERACIÓN RESULTANTE EN LA CABEZA.....	74
9.3. NIC (NECK INJURY CRITERION).....	74
9.4. IV-NIC (INTERVERTEBRAL NECK INJURY CRITERION)	76
9.5. NDC (NECK DISPLACEMENT CRITERION)	78
9.6. HIC (HEAD INJURY CRITERION)	81
7. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....	82
6.1. DISCUSIÓN	82
6.2. CONCLUSIÓN.....	83
6.3. FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO	84
ANEXO 1.....	85
ANEXO 2.....	87
ANEXO 3.....	89
BIBLIOGRAFÍA	101



ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	Anatomía de la columna vertebral	20
2.2	Resistencia mecánica de la columna vertebral	21
2.3	Atlas y axis (vista anterolateral)	22
2.4	Vista superior y anterior de una vértebra cervical típica	23
2.5	Disco intervertebral	23
2.6	Ligamento longitudinal anterior y posterior	25
2.7	Modelo FEM de la columna cervical	29
2.8	Fases del latigazo cervical	33
2.9	Cambios en la proporción del cuerpo humano con la edad	35
2.10	Cambios en la proporción del cuerpo humano con la edad en posición sentada	36
2.11	ROM en cada articulación de la columna cervical	40
2.12	Pautas de trabajo para el criterio NDC en impactos traseros	41
2.13	SRI a los que les afecta la fase 1. Antiguo grupo 0 y I	47
2.14	SRI a los que les afecta la fase 2. Antiguo grupo II y III	48
2.15	Curva de aceleración para impactos traseros según la normativa ECE R129	49
2.16	Orientación de los ejes del sistema de coordenadas según la normativa ECE R129	49
3.1	Modelo pediátrico usado en el estudio	50
3.2	Detalle de la columna cervical	51
3.3	Detalle de las vértebras C1 y C2 y detalle de los discos intervertebrales	52
3.4	Detalle de la cabeza y de las diferentes partes que la componen	53

3.5	Detalle del torso	53
3.6	Sistema de Retención Infantil usado en el estudio	54
3.7	Entorno completo y entorno usado en el estudio	55
3.8	Modelo de cinturón de seguridad usado en el estudio	56
4.1	Posicionamiento de las extremidades inferiores.....	58
4.2	Posicionamiento del cuello	59
4.3	Módulo “Fine”	59
4.4	Módulo “Smooth”	60
4.5	Detalle del anclaje virtual	64
4.6	Acelerómetros situados en las vértebras cervicales	65
4.7	Detalle del acelerómetro situado en la vértebra C5	66
5.1	Cinemática a lo largo de la simulación	70
5.2	Cinemática 0-50 ms	71
5.3	Cinemática 50-100 ms	71
5.4	Cinemática 100-175 ms	72
5.5	Cinemática 175-300 ms	73
5.6	Aceleración resultante en el cdg de la cabeza	74
5.7	Resultados NIC	75
5.8	Resultados IV-NIC. Fase de extensión	76
5.9	Resultados IV-NIC. Fase de flexión	77
5.10	Valores máximos del criterio IV-NIC	78
5.11	Resultados NDC	79
5.12	Resultados Ndshear Ndextension y Nddistraccion	80
5.13	Resultados HIC15	81

ÍNDICE DE TABLAS

2.1	Modelos pediátricos FEM de cuerpo completo	34
2.2	Casos de carga	44
3.1	Propiedades de los materiales del cuello	52
4.1	Sistema de unidades utilizado	62
A1	Modelos computacionales de la cabeza y el cuello de tipo multicuerpo.....	85
A2	Modelos computacionales de la cabeza y el cuello de tipo elementos finitos	86
A3	Modelos computacionales para el estudio del latigazo cervical	86





Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

Cada año mueren 67.000 niños dentro de los vehículos como víctimas de accidentes de tráfico en todo el mundo. Es indudable que la protección de los niños en accidentes de tráfico ha aumentado desde la introducción de los sistemas de retención infantil. Sin embargo, los accidentes de tráfico son la segunda causa externa de muerte en niños de entre 0 y 14 años en países desarrollados [1].

Según un estudio en el que se analizan las lesiones sufridas por los niños en accidentes de tráfico en España [2], el tipo de colisión más frecuente es la colisión posterior, que se corresponde con un 36,1% de las colisiones totales. Como consecuencia, el segundo tipo de lesión más frecuente en niños, con un 23,8% de incidencia, es el latigazo cervical, objeto del presente estudio.

Durante las últimas décadas se han realizado muchos esfuerzos en comprender el mecanismo que causa las lesiones por el latigazo cervical. Sin embargo, a pesar de todas las investigaciones al respecto, todavía no se conoce con exactitud la causa de esta lesión.

Hasta hace unos años, la investigación se ha basado en estudios experimentales a partir de personas voluntarias, maniqués o cadáveres. Los experimentos con voluntarios son muy limitados, los maniqués son difíciles de desarrollar y los cadáveres no son representativos en muchos casos. Además, los tres tipos de experimentos comparten una característica común: son muy caros y la información que se puede obtener a través de ellos es muy limitada.

La gran evolución de la informática durante los últimos años ha permitido desarrollar modelos computacionales que permiten simular situaciones reales con gran fidelidad. Estas simulaciones han permitido ahorrar enormes cantidades de dinero en ensayos destructivos, además de permitir obtener una profunda comprensión sobre lo que sucede en cualquier parte del cuerpo durante la simulación.

Para el desarrollo de los modelos computacionales es necesario el uso de estudios experimentales que permitan su validación. Debido a la poca disponibilidad de cadáveres jóvenes y a los dilemas éticos que provoca realizar experimentos en los que se supera el umbral de lesión, especialmente con niños, hay muy pocos modelos computacionales que los representen. La gran parte de los modelos computacionales solo representan a la población adulta masculina.

En 2017 se presentó el Proyecto PIPER, un proyecto en el que se desarrolló un modelo pediátrico que permite ser escalado en edad y altura, representando así a niños de entre 1,5 años a 10,5 años.

Este modelo abre las puertas a la realización de cualquier tipo de estudio relacionado con el comportamiento del cuerpo de los niños ante accidentes de tráfico, permitiendo así desarrollar nuevos sistemas de protección, valorar su eficacia, predecir lesiones, etc. Lo que ha motivado a la realización del presente estudio.

1.1. OBJETIVOS

Debido a los motivos previamente comentados, y a que la mayor mortalidad infantil en accidente de tráfico la encontramos en niños de 6 a 9 años [43], el objetivo de este estudio es el desarrollo de un modelo capaz de estudiar el comportamiento de la columna cervical de sujetos pediátricos de 6 años ante accidentes automovilísticos causados por una colisión trasera, y la valoración de la eficacia de los criterios de daño ante este tipo de impacto.

Además, este estudio deberá cumplir con la normativa actual que regula los Sistemas de Retención Infantil y las condiciones de la simulación.

1.2. PLAN DE TRABAJO

- Revisión bibliográfica. Búsqueda de toda la información posible relacionada con el tema del presente estudio. Revisar los criterios de daño que son empleados en este tipo de simulaciones. Revisar la normativa actual y definir los modelos

que se usarán en la simulación: edad del sujeto, sistema de retención, condiciones de la simulación, etc.

- Desarrollo de los modelos empleados en la simulación. Desarrollo del modelo pediátrico para adaptarlo a nuestra simulación y adaptación de los modelos del entorno a nuestra simulación.
- Desarrollo de la simulación dinámica. Ensamblar los modelos y definir las condiciones de la simulación conforme a la normativa. Definir los parámetros de salida y crear los acelerómetros que nos permitan estudiar el comportamiento de las zonas de estudio.
- Tratamiento de los datos de salida. Transformar la información de salida para poder tratarla y realizar el cálculo de los criterios de daño.
- Discusión de los resultados. Valorar los resultados de los criterios de daño y realizar una conclusión sobre la simulación.



Capítulo 2

MARCO TEÓRICO

2.1. ANATOMÍA DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y CERVICAL

La columna vertebral, también denominada raquis, es una estructura osteofibrocartilaginosa articulada y resistente, que se extiende desde la cabeza hasta la pelvis, y cuyas funciones principales son: proteger la médula espinal, proporcionar rigidez al cuerpo y dar inserción a multitud de músculos, ligamentos y tejidos [4,5].

Tiene una estructura lineal constituida por 33 vértebras superpuestas y separadas mediante discos fibrocartilagosos, que dotan a la columna de flexibilidad, estabilidad y amortiguación durante la locomoción normal del organismo. De las 33 vértebras que la forman, 24 son móviles y contribuyen al movimiento del tronco [6].

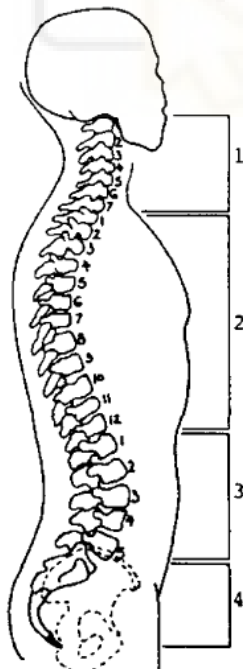


Figura 2.1. Anatomía de la columna vertebral. Región cervical (1), región torácica (2), región lumbar (3), región sacra (4) y región coccígea (coloreada). [7]

En el plano sagital, la columna vertebral queda dividida en una serie de curvas de naturaleza fisiológica y que nos permiten diferenciar 5 regiones: región cervical, constituida por 7 vértebras (C1 a C7), región torácica o dorsal, constituida por 12 vértebras (T1 a T12), región lumbar, constituida por 5 vértebras (L1 a L5), región sacra, constituida por 5 vértebras habitualmente fusionadas (S1-S5) y región coccígea, constituido por 3-4 vértebras fusionadas desde el nacimiento que se encuentran en el extremo inferior de la columna vertebral (Cx1-Cx3/Cx4).

Las cuatro curvaturas fisiológicas que presenta la columna vertebral reciben el nombre de: lordosis cervical, cifosis torácica, lordosis lumbar y cifosis sacra. Desde el punto de vista de la ingeniería, la disposición curvada permite dotar a la columna de una mayor resistencia que si fuese completamente rectilínea, ya que la resistencia de la columna es proporcional al cuadrado del número de curvaturas más uno, tal y como se indica en la Ecuación 2.1.

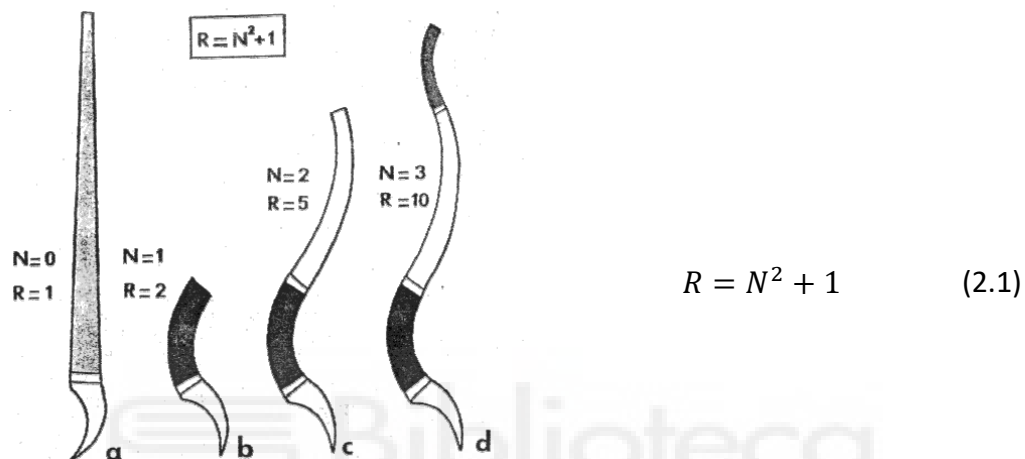


Figura 2.2. Resistencia mecánica de la columna vertebral [8]

La región de interés en el presente estudio es la columna cervical, por lo que es necesario comprender qué partes la constituyen. La anatomía de la columna cervical se compone de vértebras cervicales, discos cervicales, músculos del cuello y otros tejidos blandos y nervios cervicales.

2.1.1. VÉRTEBRAS CERVICALES

La región cervical está formada por dos partes anatómica y funcionalmente diferentes, que trabajan en conjunto para conseguir rotación, flexión lateral, flexión y extensión de la cabeza y el cuello [9,10], denominadas raquis cervical superior y raquis cervical inferior:

- Raquis cervical superior. Las vértebras que forman esta parte de la columna cervical son únicas y considerablemente diferentes a cualquier otra que forme parte de la columna vertebral. Por ello, las vértebras que componen esta parte son llamadas *vértebras atípicas*, y la forman las cervicales C1 y C2, también llamadas *atlas* y *axis*, respectivamente.

El atlas es la vértebra que se encarga de sostener la base del cráneo. Su principal característica es que se trata de una vértebra incompleta: no tiene cuerpo vertebral, en su defecto, tiene forma de anillo [11]. El axis es la segunda vértebra cervical. Tiene una protuberancia (denominada diente) que actúa como pivote sobre el que gira el atlas.

Trabajando juntos, el atlas y el axis son los principales responsables de la rotación, flexión y extensión de la columna. Aproximadamente el 50% de la rotación y flexión del cuello se produce en el raquis cervical superior [12].

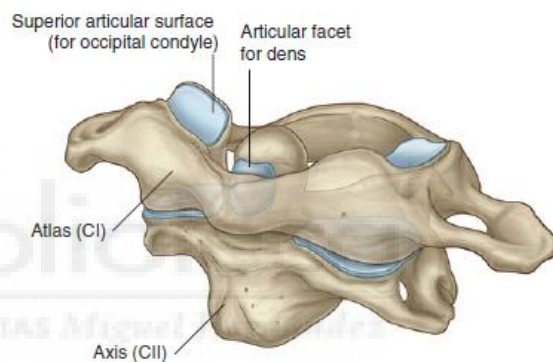


Figura 2.3. Atlas y axis (vista anterolateral) [13]

Aunque no pertenezca a esta zona, es importante conocer en este estudio que la zona perteneciente a base del cráneo sobre la que pivota la primera vértebra cervical se la conoce como *cóndilo occipital*.

- Raquis cervical inferior. Las vértebras que forman esta parte son más grandes y con menor movilidad que las del raquis cervical superior, ya que las cargas que tienen que soportar son mayores. Esta región está formada por las cinco vértebras cervicales restantes, siendo la C7 la única que se diferencia del resto. Es la denominada *vértebra prominente*, y es la que posee el mayor tamaño, debido a que sirve de unión con la región torácica. Las restantes, se conocen comúnmente como *vértebras típicas*.

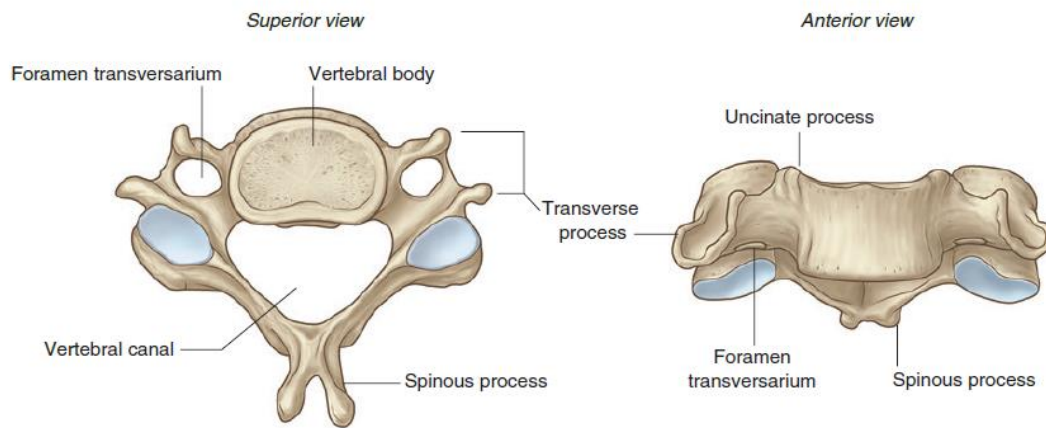


Figura 2.4. Vista superior y anterior de una vértebra cervical típica [13]

2.1.2. DISCOS CERVICALES

Los discos cervicales son las almohadillas que separan las vértebras cervicales. Actúan como amortiguadores para ayudar a la columna cervical a manejar las tensiones y cargas a las que está sometida. La columna cervical se compone de seis discos cervicales en total, ya que no hay disco entre el atlas y el axis, que permiten una movilidad mucho mayor que los demás discos intervertebrales que componen la columna vertebral [6]. Cada disco cervical está compuesto de dos partes, un núcleo pulposos y un anillo fibroso.

- **Núcleo pulposos.** Es la parte central de la vértebra. Su consistencia gelatinosa proporciona amortiguación y flexibilidad al disco. La presión en el núcleo pulposos es del orden de 5 a 15 veces mayor que la presión arterial, por lo que no puede llegar sangre a él y, en consecuencia, no hay nervios en esta zona, sólo los hay en las capas más externas del anillo fibroso.

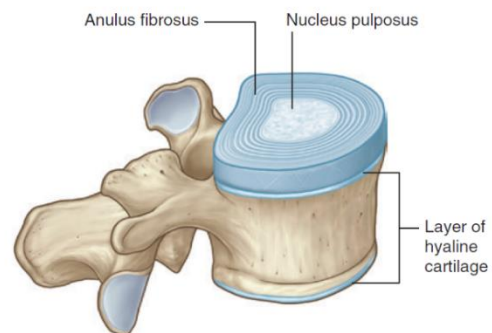


Figura 2.5. Disco intervertebral [13]

- Anillo fibroso. Es un anillo cartilaginoso formado por fibras de colágeno que rodea al núcleo pulposo y lo mantiene intacto cuando éste está sometido a fuerzas. También ayuda a distribuir las fuerzas ejercidas sobre la estructura.

2.1.3. MÚSCULOS DEL CUELLO Y OTROS TEJIDOS BLANDOS

Los músculos del cuello ayudan a sostener la columna cervical y contribuyen a los movimientos de la cabeza, el cuello, la parte superior de la espalda y los hombros. Estos son algunos de los músculos más importantes que se encuentran unidos a la columna cervical.

- Esternocleidomastoideo. Este músculo está unido a un pequeño hueso detrás de la oreja, llamado apófisis mastoides, y se extiende por la parte frontal del cuello para unirse tanto al esternón como a la clavícula.
- Angular del omóplato. Este músculo está unido a las cuatro vértebras cervicales superiores, desde el atlas hasta la C4, y baja por el costado del cuello para unirse a la parte superior del omóplato, comúnmente conocido como escápula.
- Trapezio. Es un músculo de gran tamaño que se extiende desde la base del cráneo hasta la columna cervical y la columna torácica inferior, así como hasta el omóplato.

Los ligamentos son tejidos blandos que conectan los huesos y previenen de un movimiento excesivo, lo que provocaría lesiones. Hay muchos ligamentos en el cuello, pero los más importantes para la estabilización de la columna son:

- Ligamento longitudinal anterior. Es una fuerte banda de fibras que discurre por la superficie anterior de las vértebras y de los discos intervertebrales. Cuando el

cuello se extiende hacia atrás, el ligamento longitudinal anterior es un elemento clave para resistir y estirarse durante ese movimiento.

- Ligamento longitudinal posterior. Este ligamento comienza en el axis (C2) y desciende por la parte posterior de las vértebras y de los discos intervertebrales. Cuando el cuello se flexiona hacia adelante, este ligamento se estira y resiste ese movimiento.

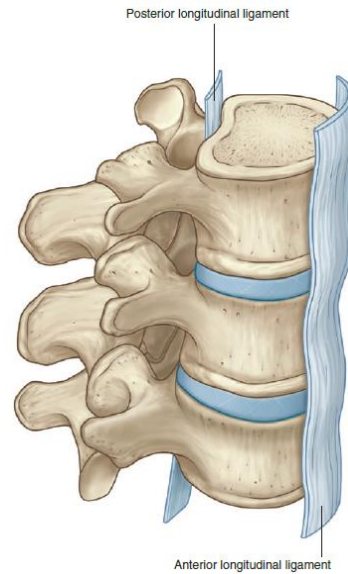


Figura 2.6. Ligamento longitudinal anterior y posterior [13]

- Ligamento amarillo. Los ligamentos amarillos son ligamentos cortos que conectan los arcos vertebrales de las vértebras adyacentes y ayudan a cubrir la médula espinal desde atrás.

2.1.4. NERVIOS CERVICALES

Los nervios espinales son aquellos que se prolongan desde la médula espinal hacia el resto del cuerpo. Estas complejas redes de nervios permiten al cerebro recibir información sensorial y enviar controles motores para los movimientos musculares. Los nervios cervicales son los nervios espinales de las vértebras cervicales. Aunque hay siete vértebras cervicales, hay ocho pares de nervios cervicales, abreviados de C1 a C8. Todos los nervios cervicales emergen por encima de sus vértebras correspondientes, mientras que el nervio C8 emerge por debajo de la vértebra C7.

2.2. BIOMECÁNICA

El origen etimológico del término biomecánica proviene del griego, y está formado por la suma de tres elementos: 'bios' (vida), 'mekhane' (máquina) e '-ico' (relativo a). Por lo que, según su significado más literal, el término biomecánica significa literalmente 'lo relativo a la máquina de la vida'.

Según la Real Academia de la Lengua Española, la biomecánica es el "estudio de la aplicación de las leyes de la mecánica a la estructura y el movimiento de los seres vivos" [14]. Para ello, hace uso de la integración de distintas ciencias, como la anatomía, la fisiología, la ingeniería o la informática, que por sí mismas no podrían avanzar hacia el entendimiento del cuerpo humano [15].

Actualmente, la investigación en biomecánica tiene varios ámbitos de aplicación. Los principales son la biomecánica deportiva, médica, fisioterapéutica, ocupacional y forense, siendo esta última la que se ocupa de estudiar los mecanismos de lesión que se pueden producir frente a choques o impactos.

2.3. MÉTODOS DE SIMULACIÓN

Durante las últimas décadas se han hecho muchos esfuerzos para comprender el funcionamiento del comportamiento biomecánico del ser humano, y en concreto de la columna cervical, con el fin de prevenir lesiones y mejorar la seguridad en accidentes automovilísticos.

Los métodos que se han usado a lo largo de la historia para poder recrear escenarios reales con la mayor fidelidad posible se pueden dividir en métodos experimentales y computacionales

2.3.1. MÉTODOS EXPERIMENTALES

Los primeros métodos empleados para realizar simulaciones biomecánicas se basaban en la recreación de escenarios con voluntarios o cadáveres (Post Mortem Human Subject). Este tipo de métodos tienen un claro impedimento, y es la imposibilidad ética

de superar el umbral de lesión de los voluntarios, por lo que en la recreación de accidentes de tráfico era mucho más común el uso de cadáveres.

Además, la mayoría de los cadáveres disponibles para la realización de este tipo de simulaciones eran de adultos caucásicos de edad avanzada. Según un estudio realizado por la NHTSA [16] la media de edad de los cadáveres era de 72 años. Por lo tanto, la información recolectada estaba sesgada hacia el tipo de personas que cumplían esas características, lo cual no era representativo para la mayoría de las víctimas de los accidentes.

Posteriormente se desarrollaron maniqués (también conocidos como dummies), que reunían las características de un ser humano promedio en cuanto a altura, masa y proporciones, permitiendo así variar sus características físicas y en consecuencia representar a personas de distinto sexo, tamaño y edad.

En la actualidad existen multitud de instituciones que realizan ensayos experimentales con dummies, pero su gran inconveniente es su elevado coste. El coste de cada dummy se estima en unos 150.000 euros [17], además hay

que sumar los costes de preparación, ejecución e infraestructura necesaria. Además, debido al gran coste de diseño, no existe una gran variedad de dummies en el mercado como para poder representar a toda clase de personas. Los más avanzados, como el THOR, representan a un hombre de percentil 50, es decir, más alto y pesado que el 50% de los hombres.

2.3.2. MÉTODOS COMPUTACIONALES

La gran evolución en la informática en los últimos años ha permitido el desarrollo de simulaciones computacionales que son capaces representar la realidad con una gran fidelidad. Estas simulaciones han ahorrado enormes cantidades de dinero en ensayos destructivos a los fabricantes de automóviles, además de permitir conocer de forma anticipada el comportamiento de automóvil. Sin embargo, los modelos computacionales no son sustitutivos a los métodos experimentales, sino que suelen trabajar conjuntamente con el fin de complementarse [18].

Con respecto a la biomecánica, los métodos de simulación por ordenador permiten obtener una profunda comprensión de lo que sucede en cualquier parte del cuerpo humano durante el impacto, obteniendo todo tipo de información en cualquier parte del modelo y así poder predecir la magnitud de las lesiones.

Existen varios tipos de simulaciones dinámicas, cada una de ellas basada en un método matemático diferente. Los métodos más comunes que se usan para este tipo de simulaciones son el método de elementos finitos y la dinámica de sistemas multicuerpo.

- Dinámica de sistemas multicuerpo. Un sistema multicuerpo es un sistema de cuerpos rígidos conectados por restricciones cinemáticas y cinéticas, esta metodología se orienta, por tanto, a la modelización de sistemas que pueden considerarse como conjuntos de sólidos rígidos, aunque las restricciones entre ellos puedan ser función no solo de pares cinemáticos, sino también del valor de las fuerzas internas.

Los modelos multicuerpo han sido ampliamente usados para la simulación de toda la columna cervical [19] ya que suelen tener tiempos rápidos de cálculo y son relativamente sencillos de usar. El principal inconveniente de este método es que los valores de salida se limitan a valores cinemáticos, como aceleraciones o velocidades.

- Método de elementos finitos. En comparación con los modelos multicuerpo, los modelos de elementos finitos ofrecen más información y más detallada. Este método tiene en cuenta la deformación de los cuerpos y permite obtener no sólo resultados cinemáticos, sino también deformaciones locales y distribuciones de tensiones. Este método permite obtener resultados muy fiables en estructuras complejas, como vértebras o discos cervicales, y así poder conocer sus esfuerzos y deformaciones.

Durante los últimos años los modelos de elementos finitos han evolucionado mucho, hasta tal punto que hoy en día se usan modelos tridimensionales del cuello con geometrías basadas en imágenes de tomografía computarizada (TAC).

Además, el TAC desempeña un papel muy importante en el desarrollo de modelos de elementos finitos, no solo para su geometría sino también para la definición de las propiedades de los materiales de las estructuras óseas [20,21] u otros tejidos blandos, como los diferentes tejidos de la cabeza y el cuello.

En la modelización de la columna cervical, la deformación de cada elemento resulta fundamental para poder entender los mecanismos de lesión producidos el latigazo cervical y poder así evaluar la gravedad de las lesiones. Es por este motivo por el que es el método más usado en la actualidad para realizar este tipo de simulaciones y, consecuentemente, es el método usado en este estudio.

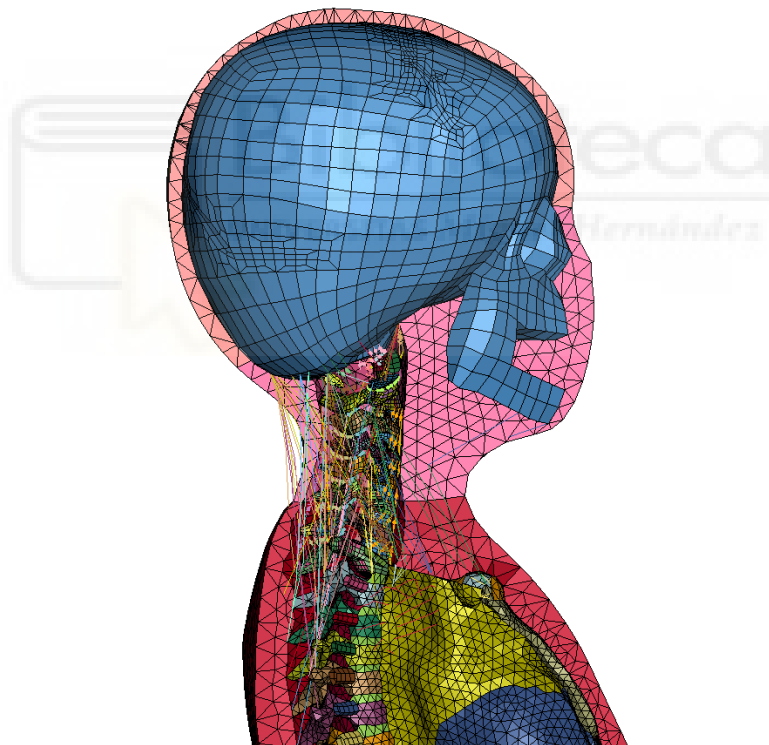


Figura 2.7. Modelo FEM de la columna cervical.

2.4. APLICACIONES DE LAS SIMULACIONES

Los modelos humanos permiten ser usados en varios distintos de simulaciones dinámicas, según los datos que se deseen obtener y el escenario que se pretenda

recrear. A continuación, se va a proceder a enumerar los distintos tipos de simulaciones que hacen uso de los modelos humanos para el estudio de la columna cervical.

- Impacto. En este tipo de simulación se estudia la respuesta a un impacto. Incluye la respuesta dinámica del cuello, aceleraciones, ángulos de rotaciones, así como la elongación de los ligamentos o tensiones en los discos intervertebrales.

Dentro de las simulaciones de choques, pero dejando a un lado el estudio de la columna cervical, este tipo de simulaciones también puede analizar el daño causado en el cuerpo humano ante un impacto con un objeto. Por ejemplo, un impacto en la cabeza, lo que puede llegar a deformar el cráneo. O un impacto en el pecho y abdomen debido a la compresión provocada por el cinturón de seguridad, lo que puede resultar en el desplazamiento de los órganos internos, perforaciones o desgarros internos.

- Eyección. Los asientos de eyección presentes en muchas aeronaves están diseñados para evacuar al piloto ante un accidente inminente. Las aceleraciones que soporta el piloto son extremadamente altas, ya que el asiento debe desplazar al piloto durante un período muy corto de tiempo para evitar cualquier colisión contra las partes posteriores de la aeronave, pudiendo llegar a los límites soportados por el ser humano. De hecho, las tasas de mortalidad se sitúan en torno al 10% [22].

Los pilotos eyectados son propensos a desarrollar espondilosis cervical o algún tipo de discapacidad cervical tras sufrir la eyección. [23] Las fracturas cervicales son menos comunes, pero pueden llegar a ser fatales. La tasa de fracturas cervicales se sitúa en torno al 2% de las eyecciones [22]. De ahí la necesidad de su estudio.

- Latigazo cervical. El latigazo cervical es el tipo de lesión más frecuente en las colisiones automovilísticas. Es una lesión que se produce por un movimiento rápido y enérgico del cuello hacia atrás y hacia adelante, como el chasquido de un látigo.

La patología asociada se conoce como *Síndrome del Latigazo Cervical* (SLC) y, a pesar de las numerosas investigaciones realizadas, el mecanismo que causa dichas lesiones no se llega a comprender completamente a día de hoy [23]. Sin embargo, existen varios criterios de lesión que, con ayuda de una simulación numérica, permiten evaluar las lesiones cervicales basándose en la dinámica de la cabeza y el cuello.

Eso es precisamente el objetivo del presente estudio: realizar una simulación numérica con el fin de obtener los datos necesarios para poder evaluar las lesiones según distintos tipos de criterios de daños.

2.5. BIOMECÁNICA DEL LATIGAZO CERVICAL

Para poder comprender mejor las lesiones producidas por el latigazo cervical es necesario comprender el comportamiento cinemático de la región cervical mientras se produce un movimiento que provoque este tipo de lesión, como, por ejemplo, el escenario que se simula en este estudio: un alcance vehicular trasero.

Según Arregui-Dalmases [24], para una adecuada comprensión de este movimiento debe recordarse la primera ley de Newton, también conocida como la ley de la inercia “Todo cuerpo persevera en su estado de reposo o de movimiento uniforme y rectilíneo a no ser que sea obligado a cambiar su estado por fuerzas impresas sobre él”

En el caso de un alcance trasero, el vehículo que se encuentra delante se verá acelerado y transmitirá una aceleración proporcional al tronco del ocupante mediante el asiento, el cual se verá impulsado hacia delante. Sobre la cabeza no actuará ninguna fuerza y, por lo tanto, tenderá a permanecer en el mismo sitio, produciéndose una retracción y posterior hiperextensión del cuello (un cizallamiento relativo entre la posición de la vértebra C1 y C7). A este movimiento le precederá una hiperflexión forzada, debida a la aplicación del momento de la cabeza respecto al cuello.

Este movimiento ha sido estudiado en profundidad en multitud de estudios. Según varios de ellos [24-26], el movimiento se puede dividir en cuatro fases ampliamente diferenciadas:

- Fase I (0-50 ms): En esta fase se produce el impacto del vehículo y, la aceleración sufrida por el vehículo se transmite de forma proporcional al cuerpo del ocupante. La primera zona del cuerpo en recibir la transferencia de la aceleración es la región lumbo-pélvica, seguida por la región torácica. En pocos instantes de tiempo, la espalda queda chafada contra el respaldo del asiento, lo que se traduce en una fuerza que empuja hacia arriba la columna cervical. Sin embargo, la cabeza tiende a permanecer estacionaria, ya que no se aplica ninguna fuerza sobre ella. Por lo tanto, se produce una fuerte compresión de la columna cervical. Esta compresión acontece antes de que exista una aceleración significativa del tronco.
- Fase II (50-100 ms): A medida que el torso se mueve hacia delante, la cabeza tiende a permanecer estática, lo que se traduce en una fuerza de cizallamiento relativo entre la parte inferior y superior del cuello, movimiento conocido como extensión. Esta primera fase de la extensión se la conoce como retracción. A medida que el tronco se mueve hacia delante, se forma una curva anómala en forma de S en la columna cervical. La combinación de la aceleración del torso con esta atípica forma de la columna cervical provoca que esta sea una de las fases más perjudiciales de esta afección.
- Fase III (100-150 ms): En esta fase el tronco sigue moviéndose hacia delante, dando lugar a una hiperextensión del cuello. Dando su máximo grado de extensión en el momento en el que la cabeza impacta con el reposacabezas. Posteriormente, el vehículo comienza su desaceleración. En este momento, el cinturón de seguridad comenzará a retener el cuerpo.

- Fase IV (150-300 ms): En esta fase, todo el cuerpo tiende a desplazarse hacia delante, pero el torso queda detenido por el cinturón de seguridad. La cabeza, sin embargo, se desplaza hacia delante como consecuencia de su energía cinética, provocando un movimiento de flexión muy brusco en el cuello. Esta es, sin lugar a duda, la fase más peligrosa del latigazo cervical. De hecho, el nombre de la patología viene dado por esta fase, ya que el movimiento sufrido por el cuello se asemeja a el de un látigo.

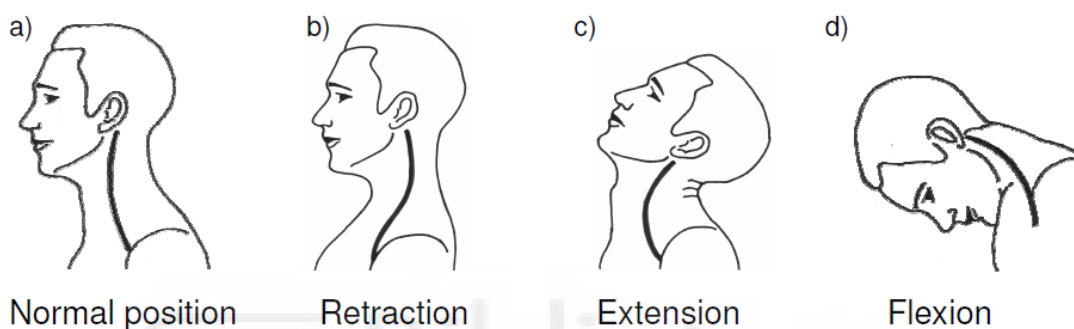


Figura 2.8. Fases del latigazo cervical: posición normal (Fase I); retracción del cuello (Fase II); extensión del cuello (Fase III) y flexión del cuello (Fase IV) [18]

2.6. MODELOS PEDIÁTRICOS HBM

Durante los últimos años se han desarrollado un gran número de modelos numéricos humanos para estudiar el comportamiento de la columna cervical [Tabla A1, Tabla A2. Anexo 1]. Se han llegado a desarrollar, incluso, modelos para estudiar las lesiones producidas por el latigazo cervical [Tabla A3. Anexo 1], pero la gran mayoría de ellos tienen algo en común: solo representan a la población adulta masculina.

No existen muchos modelos de niños en comparación a adultos. La principal razón es la falta de datos necesarios para la validación de los modelos [27]. Como se ha mencionado en puntos anteriores, la validación de los modelos requiere el uso de cadáveres (Post Mortem Human Subject) o de voluntarios. Al contar con menos cadáveres de niños que de adultos, es más difícil desarrollar modelos pediátricos que modelos adultos. A esto

se suma el dilema ético que provoca superar el umbral de lesión en voluntarios. Por estas causas, muchos modelos pediátricos se han desarrollado partiendo de muchas suposiciones, escalando las propiedades de adultos o mediante imágenes médicas [28]. A continuación, se muestran algunos de los modelos pediátricos de cuerpo entero desarrollados durante los últimos años para su estudio mediante el método de elementos finitos [Tabla 2.1].

Autor	Mizuno [29]	M. Okamoto [30]	Iwamoto [31]	Meng [32]	Haiyan Li [33]	Shen [34]
Edad (años)	3	6	6	6	6	10
Desarrollo	Escalado del modelo THUMS ¹	Torso superior simplificado	Escalado del modelo THUMS	Escalado del modelo GHBMC ²	Desarrollado a partir de imágenes TAC	Desarrollado a partir de imágenes TAC y de RM
Altura	99,5 cm	110,9 cm	116 cm	117 cm	113,5 cm	140,1 cm
Peso	16,6 kg	19,5 kg	No disponible	23,9 kg	20,0 kg	35,0 kg
Nº de nodos	65.947	No disponible	60.000 (aprox)	538.743	1.050.835	949.311
Nº de elementos	102.661	No disponible	80.000 (aprox)	834.734	1.339.386	1.678.610
Software	LS-DYNA	PAM-CRASH	LS-DYNA	LS-DYNA	LS-DYNA	LS-DYNA

Tabla 2.1. Modelos pediátricos FEM de cuerpo completo.

2.7. DIFERENCIAS ANATÓMICAS ENTRE NIÑOS Y ADULTOS

Como menciona el doctor *Claude Tarriere* en el título de uno de sus artículos: “los niños no son adultos en miniatura” [35]. Esto se debe a que existen grandes diferencias proporcionales y estructurales entre los niños y los adultos.

La cabeza es proporcionalmente más grande y pesada en relación con el cuerpo en los niños que en los adultos, lo que provoca que el centro de gravedad de los niños se sitúe más alto en comparación al de los adultos [35]. Es importante tener este factor en

cuenta a la hora de sujetar a los niños con el cinturón de seguridad, ya que la mayor cantidad de masa corporal por encima del cinturón provoca que los niños se muevan de forma diferente a los adultos.

Si a esto le sumamos que los músculos del cuello son más débiles en los niños, entenderemos por qué las lesiones cervicales tienen una mayor tasa de mortalidad en niños que en adultos [36]. Por eso hay que prestar especial atención al latigazo cervical en niños en los accidentes automovilísticos.

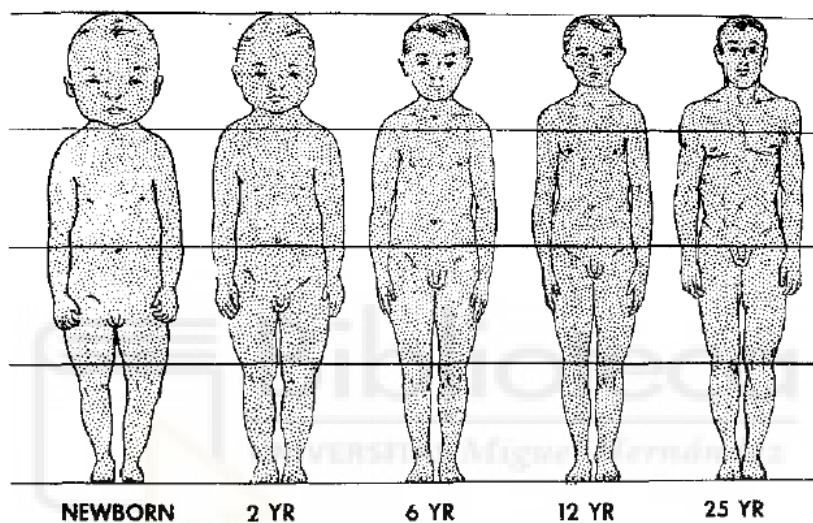


Figura 2.9. Cambios en la proporción del cuerpo humano con la edad [37]

Además, el cuerpo humano no se desarrolla de una forma “lineal”. A los 3 años, la masa de la cabeza es aproximadamente un 80% la masa de la cabeza de un adulto, y a los 10 años es aproximadamente un 95% [38]. En una posición sentada, los cambios en las proporciones siguen siendo notables. La relación entre la altura del humano sentado (altura del tronco) y la altura total es aproximadamente un 70% para un recién nacido, mientras que para un niño de 3 años esta relación se reduce a un 57% [37].

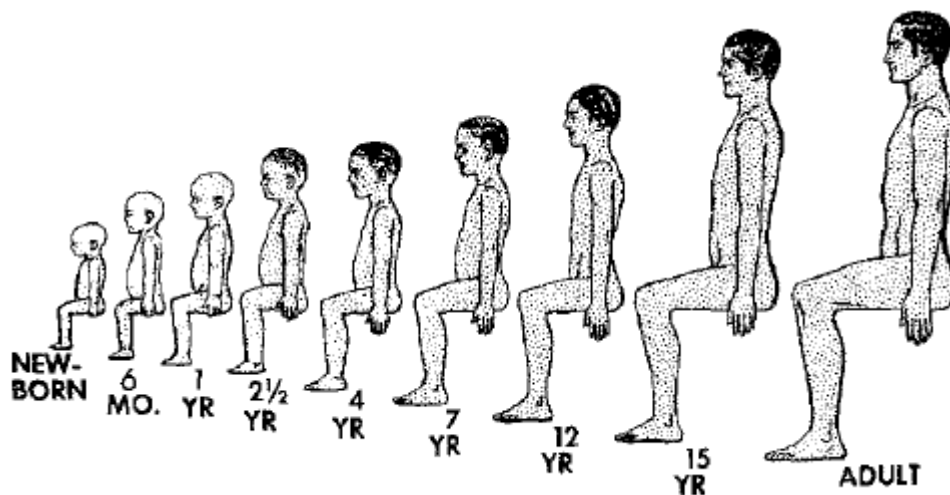


Figura 2.10. Cambios en la proporción del cuerpo humano con la edad en posición sentada [37]

La composición de los huesos, cartílagos, discos intervertebrales y demás tejidos blandos también varían entre los niños y los adultos. Por este motivo, no es buena idea usar modelos pediátricos desarrollados a partir del simple escalado de modelos adultos, ya que no se obtendrán resultados fiables en cuanto a deformaciones.

Es importante disponer de un modelo que tenga en cuenta todos estos cambios anatómicos en los niños a la hora de estudiar el comportamiento de la columna cervical en accidentes de tráfico.

2.8. PIPER PROJECT

En los puntos anteriores se ha visto que la mayor parte de los modelos pediátricos existentes en la actualidad han sido desarrollados a partir de haber escalado modelos adultos. También se ha explicado por qué ésta no es una buena forma de desarrollar modelos pediátricos y la importancia de tener en cuenta las diferencias anatómicas entre niños y adultos a la hora de desarrollar este tipo de modelos.

Tras más de tres años de desarrollo, en 2017 se presentó el Proyecto PIPER. Es un proyecto financiado por la Comunidad Europea, coordinado por la Universidad de Lyon y en colaboración con diez socios pertenecientes a cinco países europeos, el cual incluye un modelo pediátrico que nace con el objetivo de solucionar estos problemas.

A pesar de que la financiación europea finalizó en 2017 y gracias a su código abierto, se sigue trabajando en él en la actualidad, con el fin de refinar los resultados, bajo el nombre de *piper-project.org*.

Como se ha mencionado en puntos anteriores, existen varios modelos pediátricos disponibles sólo para una determinada edad y posición. La principal ventaja del modelo PIPER con respecto a los demás es la posibilidad de escalarlo según su edad o altura y modificar su postura. El modelo permite ser escalado desde 18 meses de edad (1,5 años) o 806mm de altura hasta 126 meses (10,5 años) o 1390mm de altura. Para ello es necesario hacer uso de un software específicamente desarrollado para este fin y perteneciente al Proyecto PIPER: PIPER Framework.

La geometría interna del modelo se desarrolló a partir de imágenes TAC correspondientes a niños de 1.5, 3 y 6 años. El modelo se validó mediante referencias experimentales en varios tipos de pruebas, como pruebas de flexión y compresión de la columna, pruebas de interacción entre el cinturón y el tronco o pruebas de impactos laterales, entre otras. Se comprobó la coincidencia entre el modelo y la referencia experimental y los resultados fueron muy positivos [39].

2.9. CRITERIOS DE DAÑOS

Tradicionalmente, las lesiones producidas por el latigazo cervical se han entendido como lesiones derivadas de un mecanismo simple de hiperextensión y de hipertensión del cuello. En las últimas décadas, y tras el gran aumento de los accidentes de tráfico y la alta cronicidad del síndrome, se ha profundizado mucho en el estudio del latigazo cervical.

Se ha concluido que, aunque las lesiones que muestran síntomas a corto plazo son producto de la tensión muscular a la que se somete al cuello, las lesiones que muestran síntomas a largo plazo, sin signos radiográficos ni ningún otro signo objetivo de una lesión, no tienen definida una clara naturaleza de la lesión que justifiquen los síntomas derivados de ésta: dolor cervical, cefalea cervical, mareos, dolor de cabeza, visión borrosa o parestesias [40,41]. No solo no hay consenso sobre los mecanismos de lesión, sino que tampoco lo hay sobre las estructuras anatómicas implicadas en ésta.

Como consecuencia, se han desarrollado varios criterios, cada uno de ellos basado en un mecanismo de lesión diferente. Estos criterios se sirven de los parámetros físicos obtenidos en una simulación y los relacionan con un riesgo de lesión.

Debido a que cada uno de los mecanismos está basado en un tipo de mecanismo de lesión diferente, no hay consenso sobre cuál es el criterio que debe adoptarse para prevenir este tipo de lesiones, sino que se usan varios de ellos simultáneamente.

De entre todos los criterios desarrollados a lo largo del tiempo, se han seleccionado aquellos basados en la cinemática del cuello, aprovechando el trabajo realizado previamente en esta línea de investigación [56]. A continuación, se presenta los criterios de daño estudiados en este trabajo.

2.9.1. NIC (NECK INJURY CRITERION)

El Criterio de Lesión del Cuello, también conocido como NIC por sus siglas en inglés, es un criterio propuesto por Boström en 1996 [42] basándose en una hipótesis formulada por Aldman en 1986 [43] y en los experimentos biológicos realizados sobre porcinos por Svensson en 1993 [44].

La hipótesis de Aldman asocia las lesiones cervicales a largo plazo con un daño en los nervios cervicales producido por un efecto de “golpe de ariete” causado por un cambio brusco de presión hidrodinámica en el canal espinal durante la fase de retracción (Fase II).

El NIC predice la lesión mediante las aceleraciones relativas entre la parte superior e inferior de la columna cervical. Se calcula mediante la Ecuación 2.2.

$$NIC = a_{rel} \cdot L + v_{rel}^2 \quad (2.2)$$

Donde:

- a_{rel} : Aceleración entre el centro de gravedad de la cabeza (Cdg) y la vértebra T1, medidas en la dirección longitudinal (eje x). Su valor viene dado por la Ecuación 2.3.

- v_{rel} : Velocidad entre el centro de gravedad de la cabeza (Cdg) y la vértebra T1, o lo que es lo mismo, la integral de la aceleración relativa (Ecuación 2.4).
- L : Longitud de la columna cervical

$$a_{rel} = a_x^{T1} - a_x^{cdg} \quad (2.3)$$

$$v_{rel} = \int a_{rel} dt \quad (2.4)$$

El valor NIC está pensado para ser calculado en la máxima retracción cervical. En su origen, se estimó un nivel de tolerancia humano de $NIC < 15m^2/s^2$, basándose en los experimentos realizados por Svensson en 1993, pero en la actualidad se cree que la tolerancia es aún inferior.

2.9.2. IV-NIC (INTERVERTEBRAL NECK INJURY CRITERION)

El Criterio de Lesión Intervertebral del Cuello (IV-NIC), desarrollado por Panjabi en 1999 [45], se basa en la hipótesis de que las lesiones cervicales se producen cuando la rotación relativa entre dos vértebras adyacentes supera sus límites fisiológicos ($\Theta_{fisiológico}$).

Los límites tolerables por el ser humano se establecieron mediante experimentos con cadáveres. En realidad, no se observó ninguna lesión en éstos, sino que se dedujo un daño oculto en los ligamentos a partir de un cambio en las propiedades viscoelásticas de la columna cervical.

El criterio se cuantifica utilizando la Ecuación 2.5 para cada articulación entre las vértebras cervicales. Al ser un ratio entre dos valores de rotación angular, posee una magnitud adimensional, por lo que el riesgo de lesión cervical está representado por los valores superiores a uno.

$$IV - NIC = \frac{\theta_i}{\theta_{fisiológico,i}} \quad (2.5)$$

Donde:

Θ : Rotación angular entre vértebras adyacentes.

- i (subíndice): Número de articulación intervertebral.

Para poder poner este criterio en práctica es necesario conocer los valores del rango de movimiento articular, también conocido como ROM por sus siglas en inglés (Range of Motion), en cada articulación de la columna cervical. En la Figura 2.11 se muestra la tabla desarrollada por Panjabi [45] en la que se muestran dichos valores, medidos experimentalmente a partir de cadáveres humanos, desde una posición neutral y por separado para extensión y flexión.

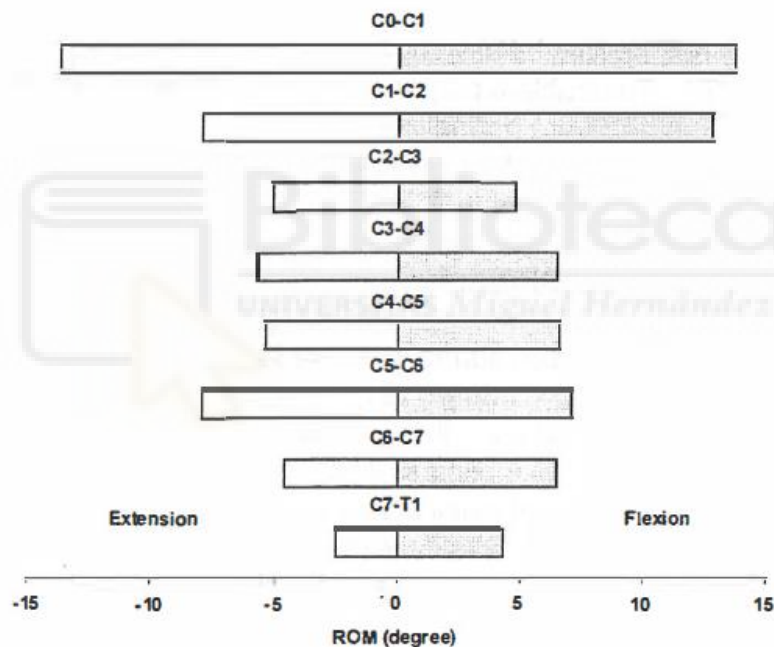


Figura 2.11. ROM en cada articulación de la columna cervical [45]

2.9.3. NDC (NECK DISPLACEMENT CRITERION)

El Criterio de Desplazamiento del Cuello, también conocido como NDC por sus siglas en inglés, fue desarrollado por Viano y Davidsson en 2002 [46] y se basa en la hipótesis de que las lesiones cervicales a largo plazo son causadas por un movimiento excesivo entre la cabeza y el cuello. Para ello se mide el desplazamiento angular y lineal de la cabeza (normalmente medido en el cóndilo) en relación con la vértebra T1.

Para este criterio se desarrollaron dos gráficas (Figura 2.12) partiendo de los datos obtenidos en ensayos con voluntarios y ensayos con dos tipos de maniquíes: *Hybrid III* y *BioRID*, en las que se establecieron varias zonas que representan el comportamiento de la columna cervical ante el impacto: excelente, bueno, aceptable y pobre.

En la primera de ellas se representa la rotación relativa entre el cóndilo y la vértebra T1 en el eje de ordenadas, mientras que en el eje de abscisas se representa el desplazamiento relativo en X (desplazamiento horizontal). En la segunda se representa el desplazamiento relativo en Z (desplazamiento vertical) frente al desplazamiento relativo en X (desplazamiento horizontal).

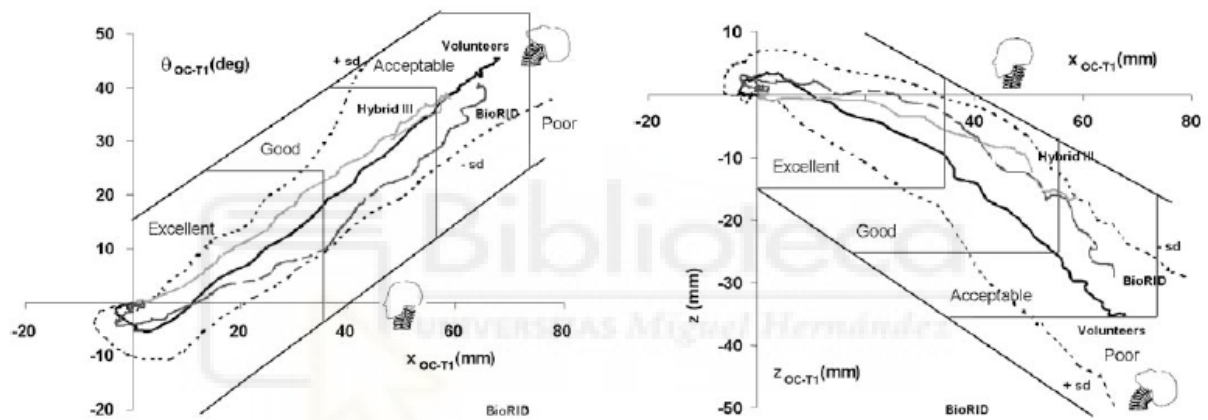


Figura 2.12. Pautas de trabajo para el criterio NDC en impactos traseros [46]

Con el fin de obtener valores numéricos para poder comparar con otros criterios, Tencer, Mira y Huber [47] desarrollaron unos parámetros, denominados $Nd_{distracción}$, $Nd_{extensión}$ y Nd_{shear} , que usan los valores obtenidos por el NDC y los dividen entre valores obtenidos mediante experimentación con voluntarios. La conclusión de dicho estudio es que los mejores pronosticadores de lesión son, siguiendo este orden, Nd_{shear} , $Nd_{extensión}$ y $Nd_{distracción}$, antes que otros criterios como el NIC o el Nkm.

$$Nd_{shear} = \frac{X_{Co-T1}}{X_{Co-T1\ max}} = \frac{X_{Co-T1}}{35\ mm} \quad (2.6)$$

$$Nd_{extension} = \frac{\theta_{Co-T1}}{\theta_{Co-T1\ max}} = \frac{\theta_{Co-T1}}{25^\circ} \quad (2.7)$$

$$Nd_{distraction} = \frac{Z_{Co-T1}}{Z_{Co-T1\ max}} = \frac{\theta_{Co-T1}}{25^\circ} \quad (2.8)$$

Donde:

- X_{Co-T1} y Z_{Co-T1} : Desplazamiento relativo entre el cóndilo y la vértebra T1 en los ejes X y Z.
- θ_{Co-T1} : Rotación relativa entre el cóndilo y la vértebra T1.



2.9.4. HIC (HEAD INJURY CRITERION)

Técnicamente, el Head Injury Criterion, más conocido como HIC, no es un criterio para predecir lesiones cervicales, sino que estudia la probabilidad de sufrir algún tipo de traumatismo craneoencefálico como resultado de un impacto o de una desaceleración violenta de la cabeza en un accidente. Es muy usado en la industria automovilística para evaluar la severidad del impacto estudiado.

Este criterio se calcula a partir de la Ecuación 2.11, la cual describe la transferencia de energía cinética durante un período de tiempo específico y se basa en una aceleración media. Por lo tanto, se puede estudiar para varios intervalos de tiempo específicos. Los intervalos de tiempo más usados en este tipo de simulaciones son de 15 y 36 milisegundos, otorgándole el nombre de HIC15 y HIC36 al criterio, respectivamente. Cuanto mayor sea el valor del HIC obtenido, mayor será la severidad del impacto.

$$HIC = \max \left\{ (t_2 - t_1) \cdot \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2,5} \right\} \quad (2.11)$$

Donde:

- $a(t)$: Aceleración del centro de gravedad de la cabeza en las direcciones X, Y y Z.
- t_1 y t_2 : Tiempos de inicio y fin del intervalo

El valor límite HIC_{15} aproximado para un niño de 1 años es de 390, para un niño de 3 años es de 570 y para un niño de 6 años es de 700 [48].

2.9.5. N_{km}

El criterio N_{km} fue desarrollado por Schmitt en 2002 [49] tomando de referencia el criterio N_{ij} , que trata de evaluar las lesiones cervicales en impactos frontales, y enfocándolo en el estudio de impactos traseros.

En este criterio se considera necesario analizar la combinación lineal de cargas y momentos en el estudio de las lesiones cervicales. Se calcula mediante la Ecuación 2.9, donde se tienen en cuenta las fuerzas cortantes (F_x) y los momentos de flexión con respecto a cóndilo (M_{yCo}) en la dirección sagital.

$$Nkm = \frac{|F_x|}{F_{int}} + \frac{|M_{yCo}|}{M_{int}} \quad (2.9)$$

Donde:

F_{int} y M_{int} son valores de la fuerza cortante y del momento de flexión representativos (intercept values), utilizados únicamente con el objetivo de normalizar los resultados y cuyos valores aparecen en la Tabla 2.2.

Este criterio permite distinguir entre cuatro casos de carga diferentes: N_{fa}, N_{ea}, N_{fp} y N_{ep}. El primer carácter indica si el momento es de flexión (f) o de extensión (e) y el segundo carácter indica si la fuerza cortante es en dirección anterior (a), es decir, en dirección X positiva, o posterior (p), es decir, en dirección X negativa.

Caso de carga	F _{int}	M _{int}
N _{fa}	845 N	88,1 Nm
N _{ea}	845 N	47,5 Nm
N _{fp}	845 N	88,1 Nm
N _{ep}	845 N	47,5 Nm

Tabla 2.2. Casos de carga

2.9.6. LNL

El criterio LNL (Lower Neck Load Index), traducido como “índice de carga en la parte inferior del cuello”, es un criterio creado en 2003 por Heitplatz [50] para tratar de mejorar el criterio Nkm.

La principal diferencia entre ambos criterios es que en el LNL la célula de carga se sitúa en la parte inferior del cuello, lo cual tiene varios objetivos: el principal es obtener datos más fiables, ya que los resultados del momento en la parte inferior del cuello se ven afectados por los parámetros de diseño del asiento. Además, permite recabar información en un punto más cercano a las vértebras que se lesionan con más frecuencia (C5-C7). El criterio se cuantifica usando la ecuación 2.10.

$$LNL = \frac{|M_{ylw}|}{C_{moment}} + \frac{|F_{xlw}|}{C_{shear}} + \frac{|F_{zlw}|}{C_{tension}} \quad (2.10)$$

Donde:

- $M_{y_{lw}}$, $F_{x_{lw}}$ y $F_{z_{lw}}$ corresponden a los componentes del momento y de las fuerzas, respectivamente.

Los valores de referencia propuestos son $C_{moment} = 15 \text{ Nm}$, $C_{shear} = 250 \text{ N}$ y $C_{tension} = 900 \text{ N}$.

2.10. NORMATIVA

Los Sistemas de Retención Infantil (SRI) son un elemento fundamental a la hora de proteger a los niños en accidentes automovilísticos. Su principal función es la de proporcionar una adecuada sujeción del niño para que, en caso de accidente, se distribuyan las fuerzas de choque sobre las partes más fuertes de su cuerpo.

Según un estudio realizado por la Fundación Mapfre [3], los sistemas de retención infantil previenen en hasta un 90% de todas las lesiones graves o mortales.

La primera normativa que reguló la homologación y el uso de las sillitas infantiles a nivel europeo fue la normativa ECE R44, en 1982. Desde entonces, se ha sometido a tres revisiones para mejorarla y adaptarla a los nuevos avances técnicos. Actualmente, solo está vigente la última actualización de esta normativa, denominada ECE R44/04 y aprobada en el año 2006.

En el año 2013 surgió una nueva normativa con el objetivo de hacer más fácil el proceso de selección y uso de los Sistemas de Retención Infantil, haciéndolos más universales y fáciles de usar. Además, incorpora novedades pensadas para mejorar la seguridad. Esta nueva normativa se denomina ECE R-129, también conocida como la normativa i-Size, haciendo referencia al sistema "ISOFIX" con la letra "i" y a la clasificación por tamaño con la palabra "Size".

Sin embargo, la nueva normativa no sustituye a la anterior. Ambas normativas conviven en la actualidad, aunque la normativa ECE R44 está destinada a desaparecer y, en unos años, sólo estará vigente la normativa ECE R129, ya que aplica pruebas más exhaustivas y, en teoría, es más segura.

2.10.1. ECE R129

Las principales características de la normativa ECE R129 que la diferencian de a la anterior normativa son:

- Previamente, los SRI se clasificaban por grupos (0/0+/I/II/III) en función del peso del niño. Con esta normativa, se elimina la clasificación por grupos. En su lugar, cada SRI tiene una talla única proporcionada por el fabricante, clasificándose en función de la estatura y peso máximo del sujeto. La clasificación por estatura es más adecuada para la mayoría de los niños, en especial los delgados o los que tienen sobrepeso.
- Se añade una prueba de impacto lateral para la homologación de los SRI.
- Se promueve el uso de SRI orientados hacia atrás garantizando ser utilizados, al menos, hasta los 15 meses de edad. Esto se debe a que este tipo de orientación es la más segura ante impactos.
- Se determinan unas dimensiones máximas de los SRI y unas dimensiones mínimas de las plazas de los vehículos automóviles, mejorando así la compatibilidad entre ambos. Por lo tanto, todos los SRI serán compatibles con los vehículos que posean la homologación “i-Size”.

La aplicación de esta normativa se está llevando a cabo por fases, para permitir la adaptación tanto de los fabricantes como de los consumidores.

- Fase 1: La primera fase entró en vigor en julio de 2013 y afecta a todos los SRI para bebés desde que nacen hasta que alcanzan los 105 cm de altura o 18 kg, el equivalente a los grupos 0/0+/I de la normativa ECE R44. Se trata de los asientos integrales en los que el niño está sujeto por un arnés de sujeción conectado al asiento.

En esta fase se determina que este tipo de SRI deben contar con el sistema de fijación ISOFIX y deberán instalarse junto a una pata de apoyo o el sistema Top Tether, contando así con 3 puntos de sujeción. Además, esta fase hace obligatorio el uso de los SRI a contramarcha hasta los 15 meses de edad.

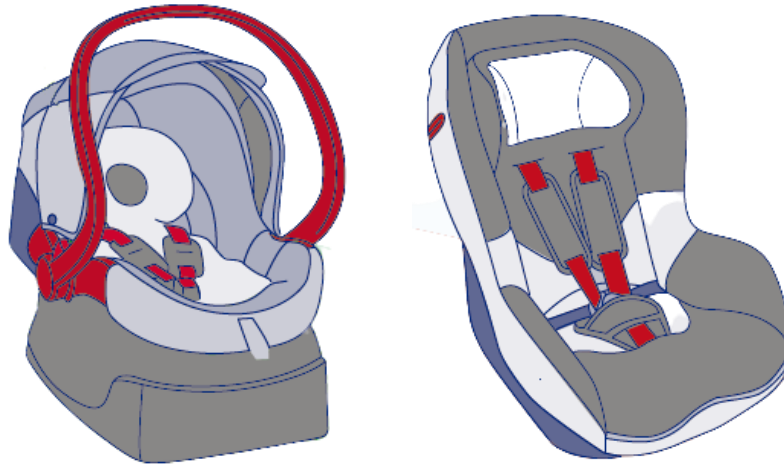


Figura 2.13. SRI a los que les afecta la fase 1. Antiguo grupo 0 (izquierda) y I (derecha) [51]

- **Fase 2:** Entró en vigor en 2017 y afecta a todos los SRI para niños con altura superior a 100cm, el equivalente a los grupos II y III de la normativa ECE R44. También conocidos como asientos elevadores. En esta fase se determina que este tipo de asientos deben incorporar obligatoriamente un respaldo. Además, deberán instalarse con el cinturón de seguridad de 3 puntos y, opcionalmente, contar con el sistema ISOFIX.

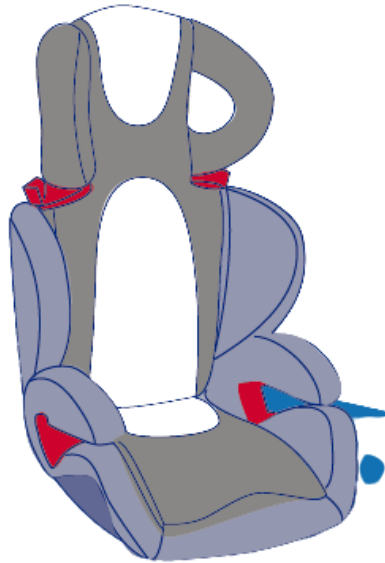


Figura 2.14. SRI a los que les afecta la fase 2. Antiguo grupo II y III (asientos elevadores) [51]

- Fase 3: Entró en vigor en 2019 y en ella se establecen las modificaciones necesarias para actualizar la normativa ECE R44, con respecto a los SRI que hacen uso del cinturón de seguridad como sistema de fijación, y las normativas ECE R14 y ECE R16, las cuales tratan sobre los cinturones de seguridad y sus anclajes al vehículo, con el objetivo de dotar de la misma seguridad a estos SRI que a los que utilizan el sistema ISOFIX, cumpliendo así los criterios incluidos en las fases 1 y 2 del reglamento.

La normativa ECE R129 tiene un apartado referente a los ensayos dinámicos, en el que se dan una serie de condiciones para realizar los mismos, lo cual es de gran interés para el presente estudio. Los puntos a destacar con respecto a las colisiones traseras son:

- El vehículo deberá estar propulsado de forma que su curva de aceleración se sitúe dentro de la zona rallada del gráfico de la Figura 2.15.

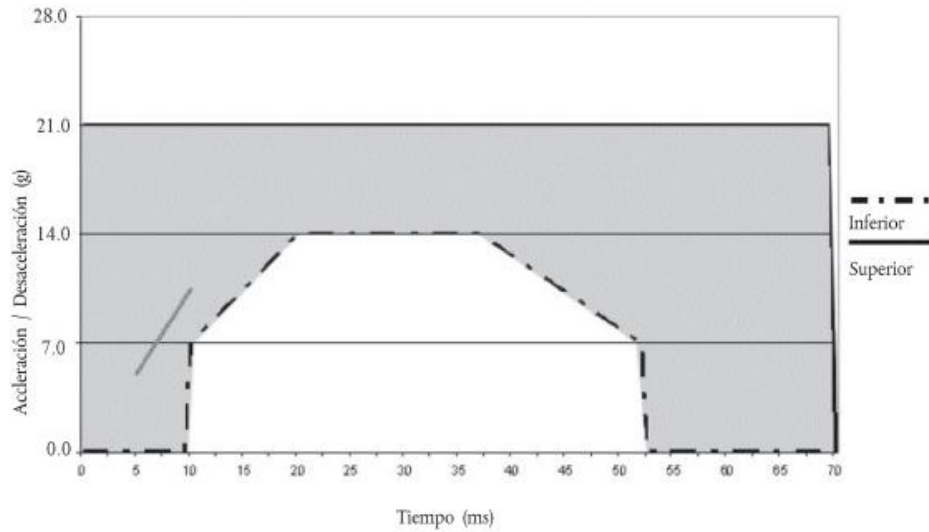


Figura 2.15. Curva de aceleración para impactos traseros según la normativa ECE R129 [52].

- El vehículo deberá mantenerse horizontal durante la aceleración.
- El ensayo deberá tener una duración mínima de 300 ms.
- La orientación de los ejes del sistema de coordenadas se situará de la siguiente forma:
 - El eje X será paralelo a la superficie interior del SRI.
 - El eje Y será perpendicular al plano medio longitudinal.
 - El eje Z será perpendicular a la superficie interior del SRI.

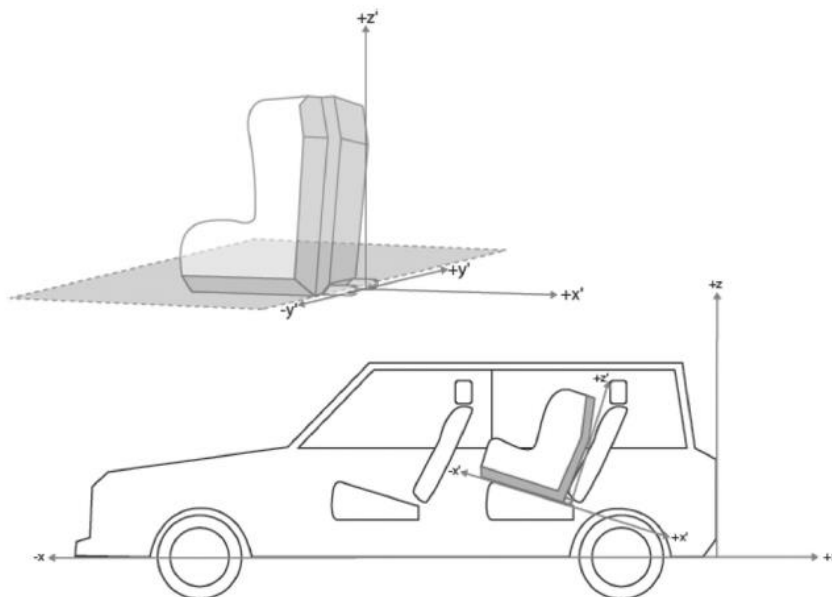


Figura 2.16. Orientación de los ejes del sistema de coordenadas según la normativa ECE R129 [52].

Capítulo 3

MODELOS

En este capítulo se detallan los modelos empleados en la simulación: el modelo pediátrico PIPER, el modelo del Sistema de Retención Infantil y el modelo del entorno del vehículo.

3.1. MODELO PEDIÁTRICO PIPER

El modelo pediátrico empleado en el presente estudio representa a un niño de 72 meses (6 años) con una estatura de 1,127 metros, previamente escalado y posicionado mediante el software PIPER Framework.

El modelo está compuesto por 545.912 elementos, distribuidos en 409 parts, que describen las principales estructuras anatómicas. La cabeza, el cuello y las extremidades inferiores están compuestas por elementos hexaédricos, mientras que la carne y el tronco están compuestos por elementos tetraédricos. Está desarrollado con el código de elementos finitos explícito de LS-DYNA.

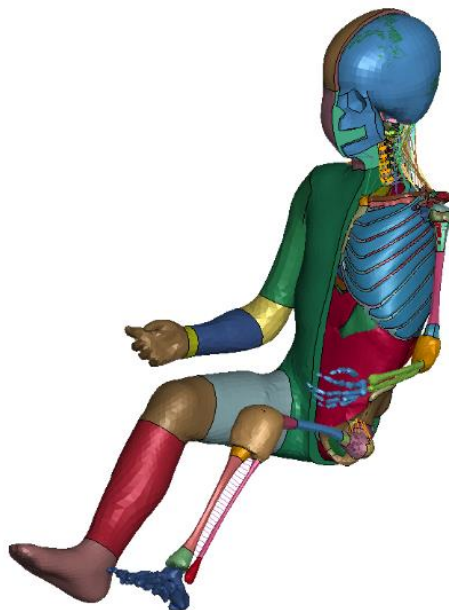


Figura 3.1. Modelo pediátrico usado en el estudio

Las dimensiones antropométricas se han obtenido mediante interpolaciones no lineales, usando el método Kriging, y mediante regresiones basadas en el manual *Generator of Body Data manual* [53].

La geometría interna del modelo se ha obtenido mediante imágenes TAC realizadas a niños de diferentes edades y en diferentes hospitales infantiles europeos. Para definir las formas de los huesos y de los principales órganos del cuerpo se usó una técnica de tratamiento de imágenes médicas denominada *segmentación semiautomática*. Éstas se complementaron con descripciones anatómicas para el posicionamiento de los ligamentos y de otras estructuras que resultaban difíciles de segmentar.

3.1.1. CARACTERÍSTICAS DEL CUELLO

Por varios motivos, el cuello es una de las partes más detalladas del modelo. En primer lugar, porque la zona cervical suele ser el objeto de estudio de este tipo de simulaciones y, en segundo lugar, porque es una de las zonas más complejas del cuerpo humano.

Para poder capturar las características necesarias de la columna cervical ha sido necesario crear elementos con un tamaño muy pequeño. El tamaño medio de los elementos es de unos 2 mm, lo que ha dado como resultado un modelo con 25.475 elementos, 317 de los cuales son elementos discretos, 11.882 son de tipo shell y 13.276 son sólidos, incluidos los ligamentos y los músculos del cuello.

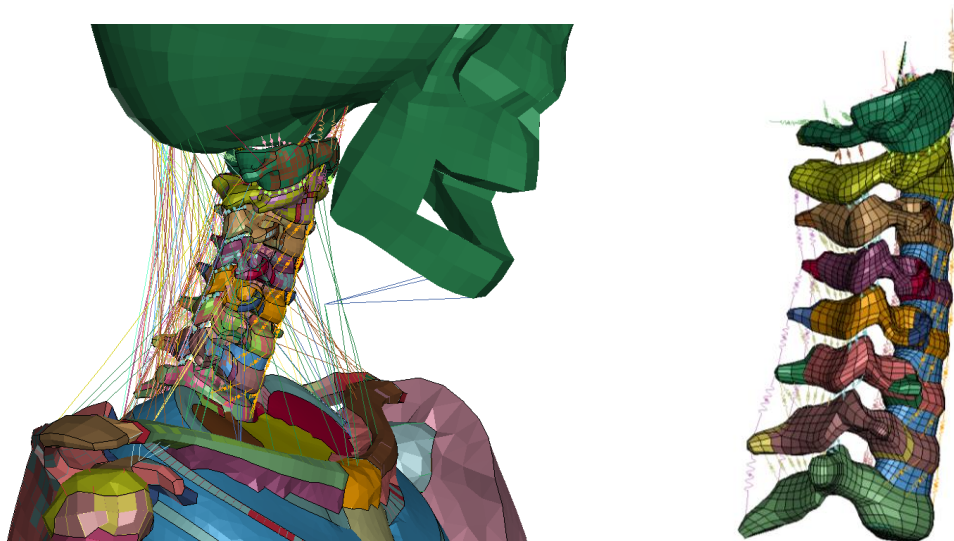


Figura 3.2. Detalle de la columna cervical

El hueso esponjoso de las vértebras (parte interna) está formada por elementos hexaédricos, y están recubiertos por una capa de tipo shell que representa el hueso cortical (parte externa). Por otro lado, los discos intervertebrales están formados por dos partes sólidas, representando el núcleo pulposo y el anillo fibroso, y por tres capas de elementos shell que se incrustan en el disco, simulando las fibras de colágeno.

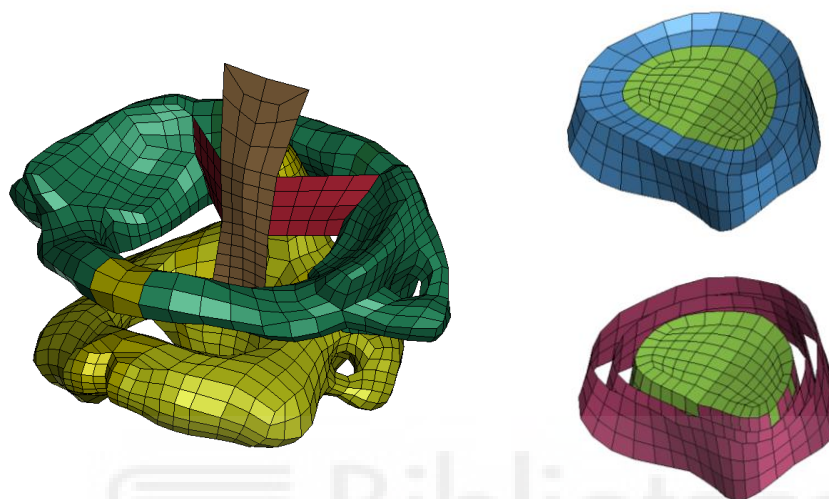


Figura 3.3. Detalle de las vértebras C1 y C2 (izquierda) y detalle de los discos intervertebrales (derecha)

La mayoría de los músculos y ligamentos del cuello se han modelado como resortes discretos, unidos según las descripciones anatómicas. Como excepción, hay varios ligamentos que se han formado mediante elementos de tipo shell. A continuación, se presenta un resumen de las propiedades de los materiales del cuello.

Tejido	Módulo Elástico	Densidad	Coefficiente de Poisson
Hueso cortical	12,1 GPa	805 Kg/m ³	0,29
Hueso esponjoso	0,4 GPa	242 Kg/m ³	0,29
Anillo fibroso	2,9 MPa	3670 Kg/m ³	--
Fibras de colágeno	$E_1=23,5$ MPa; $E_2=4,4$ Mpa ¹	3670 Kg/m ³	$\nu_1=0,016$; $\nu_2=0,45$
Núcleo pulposo	1,7 GPa	1000 Kg/m ³	--

Tabla 3.1. Propiedades de los materiales del cuello

¹ Subíndice 1: dirección longitudinal
Subíndice 2: dirección transversal

3.1.2. RESTO DEL CUERPO

Para tener una visión global del resto del cuerpo, se presentan las siguientes imágenes que dan una ligera idea del desarrollo del modelo.

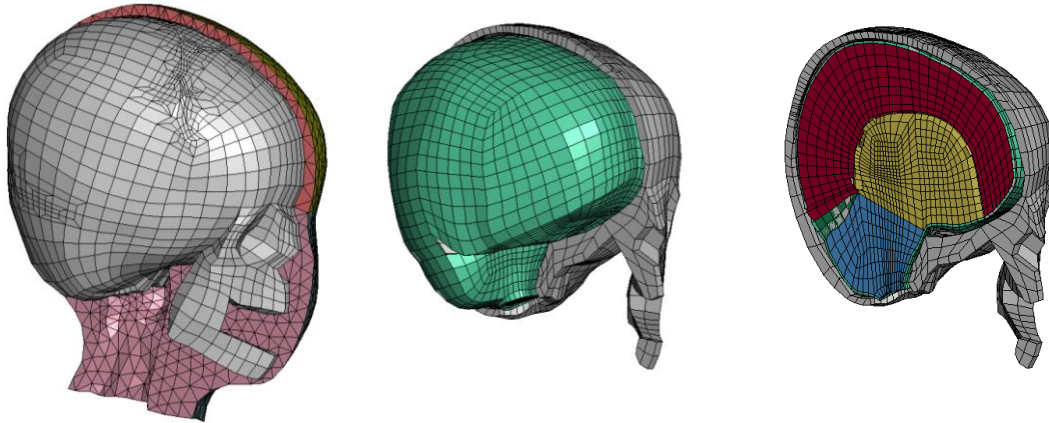


Figura 3.4. Detalle de la cabeza y de las diferentes partes que la componen

En la Figura 3.4, se detalla el modelo de la cabeza donde se pueden visualizar el cráneo, el cerebro y las meninges.

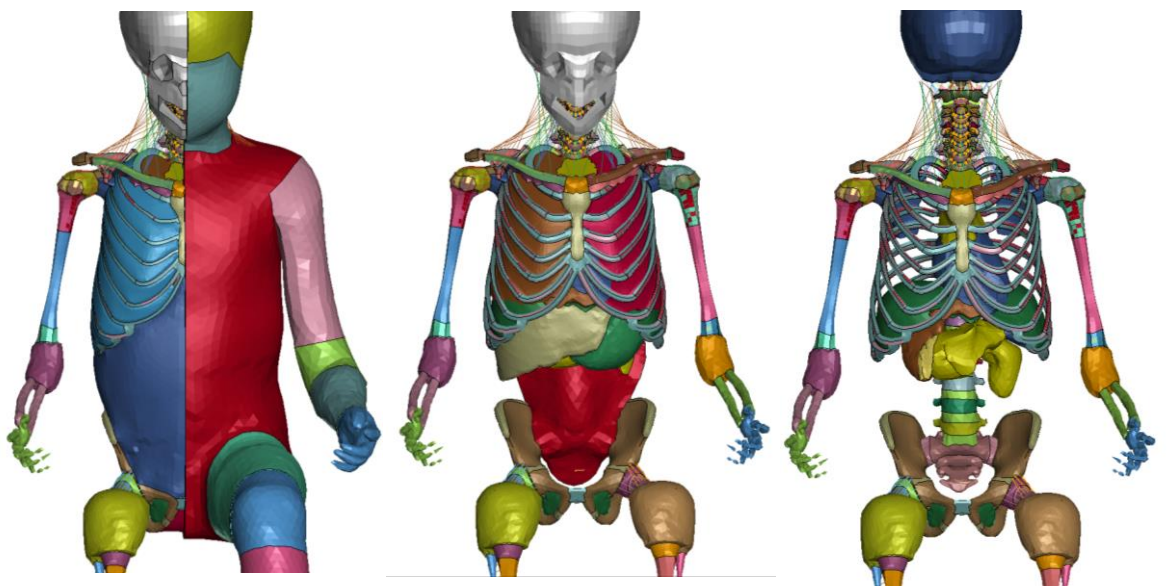


Figura 3.5. Detalle del torso

En la Figura 3.5, se pueden visualizar los diferentes músculos, órganos y estructuras óseas que se encuentran en el tronco del modelo.

3.2. SISTEMA DE RETENCIÓN INFANTIL

El modelo de SRI (Sistema de Retención Infantil) empleado en el estudio ha sido un modelo desarrollado y validado por el Proyecto CASPER (Child Advanced Safety Project for European Roads) [54], que posee una licencia de código abierto. Es un modelo basado en un asiento elevador del fabricante francés *TEAM TEX*.

Es un modelo ajustable que permite variar el ángulo de las aletas laterales, tanto en la cabeza como en el torso, y permite desplazar el respaldo para poder lograr un ajuste perfecto con las dimensiones del niño. Además, permite extraer el respaldo para poder usar solo el cojín elevador. En el presente estudio se ha optado por mantener el respaldo en todo momento para poder cumplir con la normativa ECE R129, previamente expuesta.

El modelo cuenta con 62.004 elementos, distribuidos en 53 parts. Para ajustarlo al asiento del coche, se ha rotado 14,5 grados con respecto al eje Y, según la orientación de los ejes indicada en la normativa ECE R129. A su vez, se ha dotado al respaldo de una inclinación de 20 grados con respecto al punto de partida y se ha ajustado su longitud con respecto a las dimensiones del modelo pediátrico.

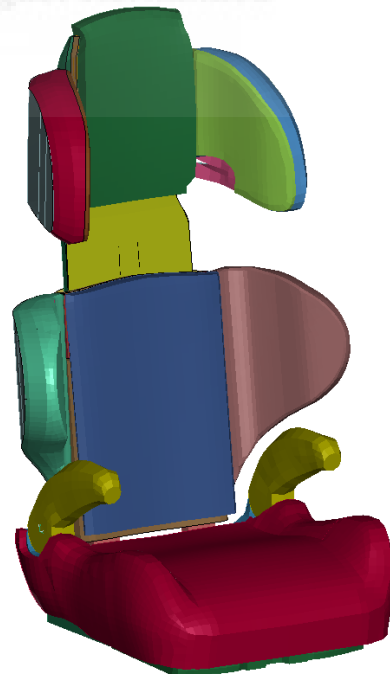


Figura 3.6. Sistema de Retención Infantil usado en el estudio

3.3. ENTORNO DEL VEHÍCULO

El modelo del entorno empleado en el estudio pertenece a los modelos de entorno proporcionados por el proyecto PIPER en su repositorio [55], concretamente es el modelo “PIPER generalized car environment model v2.0”, el cual posee licencia de software libre y está desarrollado en el código LS-DYNA.

El modelo representa el interior de un vehículo genérico y simplificado, con valores parametrizados para poder adaptarlo a diferentes vehículos. Las medidas del modelo usado se basan en los modelos *Volkswagen Golf*, *Opel Astra* y *Ford Focus*.

Contiene varios grupos de ensamblaje: asientos delanteros, asientos traseros, panel de instrumentos y estructuras laterales. Para facilitar el tiempo de cálculo en el presente estudio, y sin ver comprometidos los resultados, se ha optado por usar únicamente un asiento trasero, concretamente el asiento trasero izquierdo, con sus correspondientes anclajes del cinturón de seguridad.

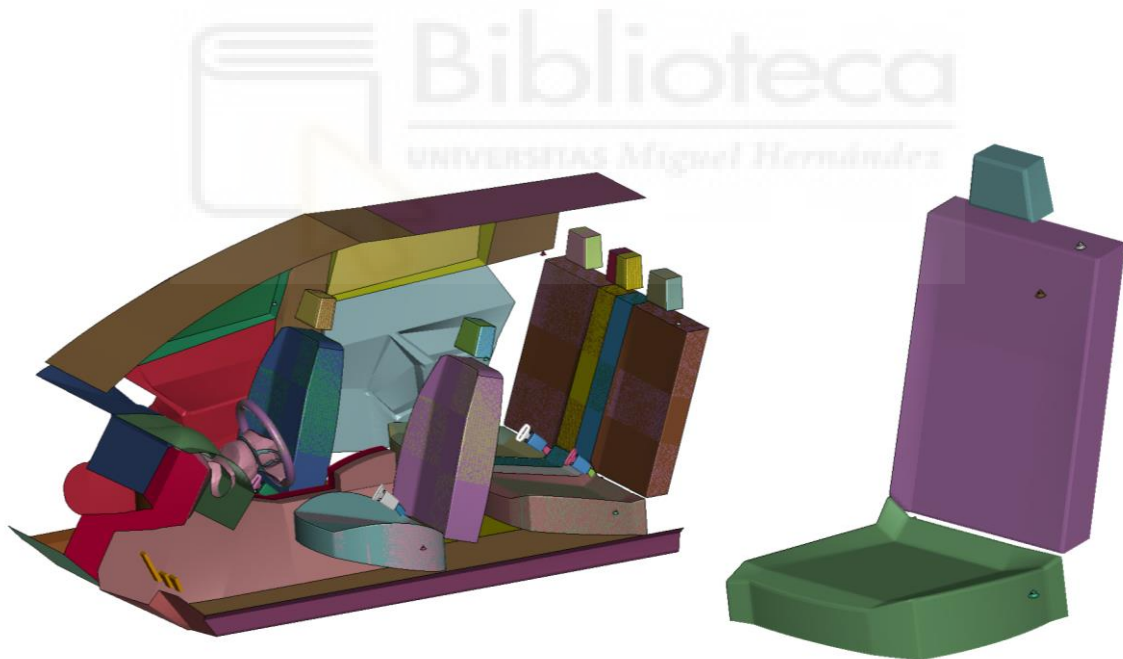


Figura 3.7. Entorno completo (izquierda) y entorno usado en el estudio (derecha)

3.4. CINTURÓN DE SEGURIDAD

El software LS-PrePost incorpora una opción para la creación de los cinturones de seguridad, denominada “Application Seatbelt Fitting”, de la cual se ha hecho uso en este estudio. El tipo cinturón creado es el que le corresponde a un asiento elevador: un cinturón de tres puntos sujetos por los anclajes que incorpora el vehículo.

El cinturón está creado en dos partes independientes: el cinturón diagonal y central. Cada uno de estos cinturones contiene dos tipos de elementos: elementos de tipo *Seatbelt*, que se corresponden a los extremos del cinturón, y elementos de tipo *Shell*, que se corresponden a la banda del cinturón.

Los elementos de tipo *Seatbelt* son elementos unidimensionales que aportan gran robustez y estabilidad. Están desarrollados para simular el comportamiento de un cinturón de seguridad.

La normativa correspondiente a los cinturones de seguridad a nivel europeo (Reglamento no 44 de la Comisión Económica para Europa de las Naciones Unidas (CEPE/ONU), Anexo 13) indica que la anchura del cinturón debe de ser de 48 ± 2 mm y su grosor de $1 \pm 0,2$ mm. Consecuentemente, los elementos de tipo *Shell* están formados por elementos bidimensionales de 1 mm de grosor y con una anchura total de 48 mm. Además, están dotados de un material con las propiedades mecánicas del nylon.



Figura 3.8. Modelo de cinturón de seguridad usado en el estudio

Capítulo 4

METODOLOGÍA

En este capítulo se detalla el procedimiento empleado para la obtención de los resultados. Se ha dividido el procedimiento en tres apartados principales: la generación del modelo pediátrico con el software PIPER, el pre-procesado de la simulación, mediante el software LS-DYNA y el post-procesado o tratamiento de los datos, empleando tanto el software LS-DYNA como MATLAB, en colaboración con el área de Ingeniería Mecánica del Departamento de Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos de la Universidad de Málaga

4.1. GENERACIÓN DEL MODELO PEDIÁTRICO

En este punto se detallan las principales acciones que se han llevado a cabo durante la generación del modelo pediátrico haciendo uso del software PIPER.

4.1.1. ESCALADO DEL MODELO

El programa contiene un módulo de escalado que permite introducir la edad a la que se quiere obtener el modelo. En el caso que se desee modificar la altura, este módulo también permite llevar a cabo dicha modificación.

4.1.2. POSICIONAMIENTO

El posicionamiento del modelo se puede llevar a cabo de varias formas: definiendo la posición final de los marcadores o definiendo la rotación de las articulaciones. Según la parte del cuerpo que se desee modificar, conviene usar una u otra forma.

Para cualquiera de los dos métodos, es necesario indicar con anterioridad qué huesos son los que se mantendrán fijos, mediante la función “Fixed bones”. Los huesos que se hayan marcado quedarán resaltados un color rojo (ver figura 4.1).

El método de posicionamiento que se ha usado para variar la posición de las extremidades se basa en la definición de los ángulos de rotación de las articulaciones, a esta función se la conoce como “joint”. Para ello, se seleccionan las articulaciones de interés y se introduce un ángulo de rotación en cada uno de los tres ejes: X, Y, Z. Tras seleccionar el botón “positioning”, el programa rotará las articulaciones hasta que encuentre una posición de equilibrio con un ángulo cercano al que se haya introducido.

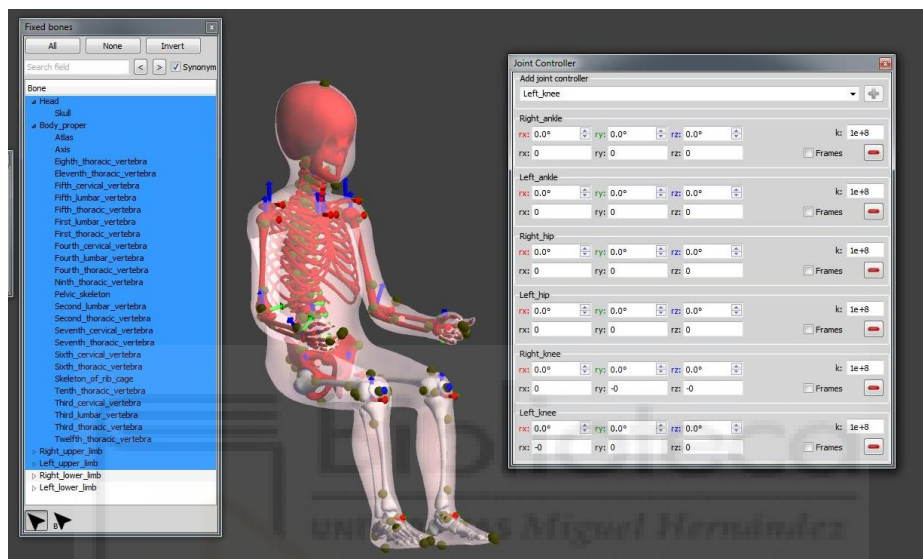


Figura 4.1. Posicionamiento de las extremidades inferiores. Funciones “fixed bones” y “joint” activadas.

La mejor forma de posicionar el cuello es mediante marcadores. El modelo tiene distintos marcadores repartidos a lo largo del cuerpo y, mediante la opción “landmark”, se seleccionan los marcadores de los que se desea variar sus coordenadas y se introducen las coordenadas que definan la posición deseada. De igual forma que antes, el programa modificará la posición del cuerpo hasta que encuentre una posición de equilibrio cercana a la que se le ha indicado previamente.

Para modificar la posición del cuello también es necesario el uso de una herramienta llamada “spine”, la cual sirve para definir la curva aproximada que queremos que defina la forma de la columna vertebral. La imagen derecha de la figura 4.2 muestra dicha función, donde la curva verde es la curva aproximada que hay que definir.

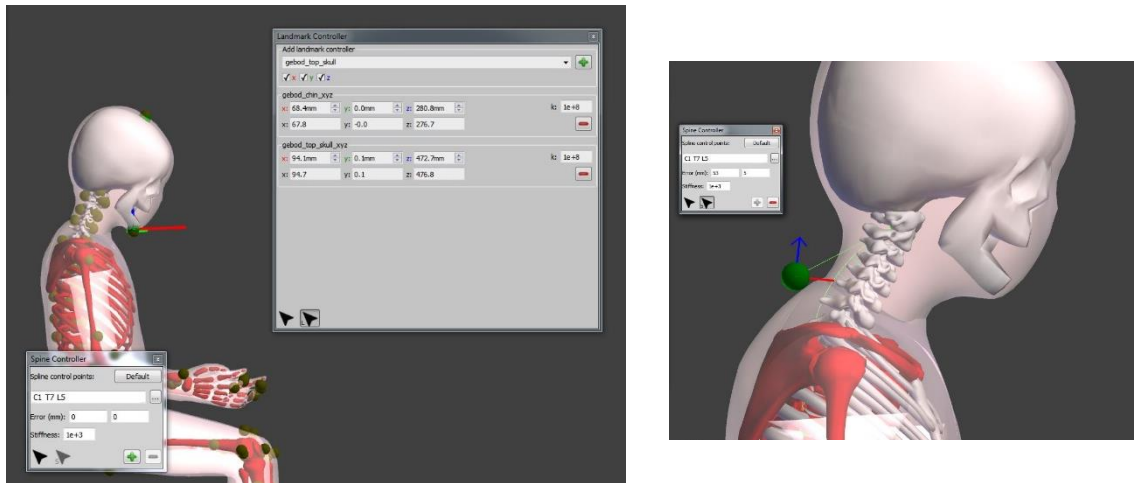


Figura 4.2. Posicionamiento del cuello. Función “landamark” (izquierda) y función “spine” (derecha)

4.1.3. REPOSICIONAMIENTO DE LAS ARTICULACIONES

Tras haber variado la posición de las articulaciones, es necesario reposicionar los componentes internos que forman cada una de ellas mediante el módulo “Fine”. Para ello, hay que importar un modelo objetivo mediante la función “Import targets” y seleccionar el botón “positioning”, tras lo cual se buscará la posición idónea para estas articulaciones.

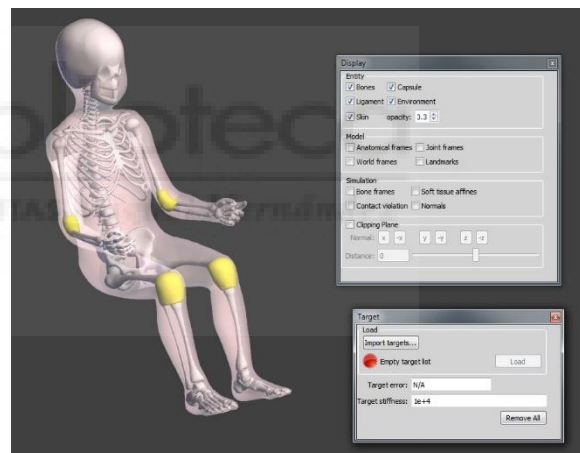


Figura 4.3. Módulo “Fine”

4.1.4. SUAVIZADO DE LA SUPERFICIE

Una vez el modelo está correctamente posicionado, se procede a mejorar la calidad de la malla, suavizando la superficie. Igual que en el paso anterior, es necesario importar un modelo objetivo con la función “Mesquite”, comprobar la calidad de la malla con la función “Element quality” y suavizarla con la función “Smooth Surface”. La figura 4.4. muestra el efecto del suavizado en la zona de inferior de la cadera.

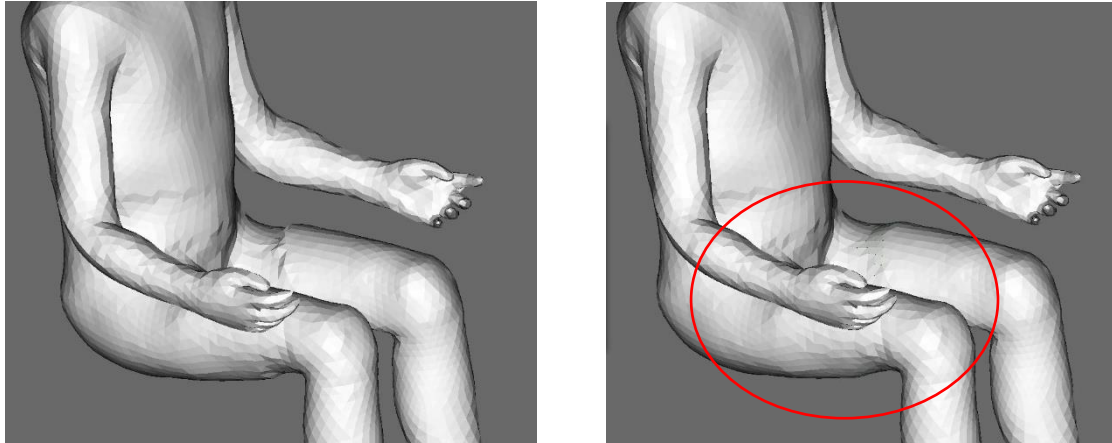


Figura 4.4. Módulo “Smooth”

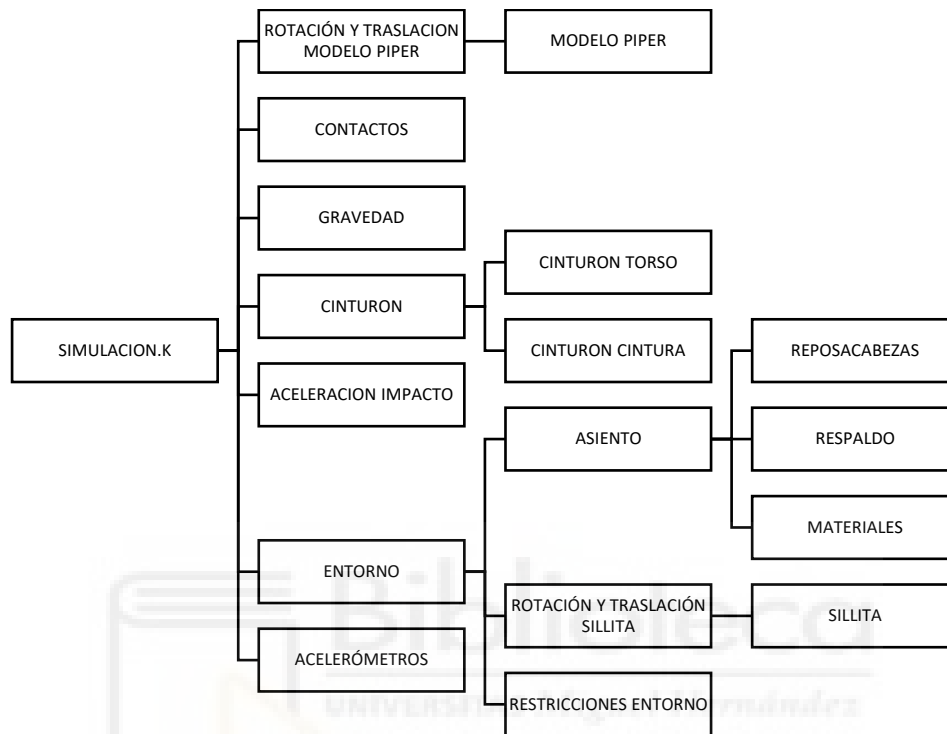
4.2. PRE-PROCESADO

En este punto se detallan las principales acciones que se han llevado a cabo durante el pre-procesado. En una simulación, el pre-procesado es el proceso en el cual se define la geometría del modelo, su comportamiento: definición de contactos, restricciones de movimiento, etc. y las condiciones de ensayo: condiciones iniciales, fuerzas, tiempo de simulación, entre otros.

Este procedimiento se ha llevado a cabo mediante el software de simulación multifísica LS-DYNA, un software desarrollado por la empresa Livermore Software Technology Corp (LSTC) y ampliamente usado en la industria de la automoción para simular test de impacto.

El programa funciona mediante líneas de comando y los archivos de entrada están en formato ASCII simple, lo que permite su modificación con cualquier editor de texto. Sin embargo, a pesar de trabajar con líneas de comandos, el programa tiene una interfaz que permite visualizar fácilmente tanto el modelo como las condiciones de la simulación. El modelo está compuesto por múltiples archivos con formato .k, a los que a partir de ahora denominaremos scripts. Además de permitir definir las condiciones de la simulación, cada uno de estos scripts permite ejecutar otros scripts, creando una dependencia entre ellos.

A continuación, se muestra un diagrama de árbol que muestra la dependencia de los scripts del modelo del presente estudio. Hay que destacar que es un árbol simplificado para mejorar la comprensión, ya que el modelo original está compuesto por 56 scripts.



El archivo principal, que llama al resto, es el llamado *SIMULACION*. En él se definen los datos de salida que se desean obtener, el tiempo que debe durar la simulación, cada cuántos instantes de tiempo debe guardar los resultados etc. Además, este script llama a otros scripts, que a su vez llaman a otros scripts.

Tener este esquema en la cabeza ayuda a comprender que, por ejemplo, modificar el entorno del vehículo no es tan simple como eliminar todos los scripts que no hacen referencia al asiento trasero, sino que es necesario conocer los vínculos que hay entre los scripts que forman el asiento trasero con los demás scripts y modificar los originales.

Realmente la simulación se podría hacer en un solo script. Sin embargo, este tipo de disposición tiene grandes ventajas: la principal es que permite sustituir los modelos de los que se compone la simulación por otros distintos de una forma muy sencilla y sin que el resto de modelos se vean alterados. Para ello, bastaría con sustituir los scripts

que componen un modelo por los del nuevo. Por ejemplo, para modificar la posición del niño, bastaría con generar otro modelo pediátrico mediante PIPER y sustituir los antiguos scripts por los nuevos.

A continuación, se detallan los principales comandos que componen los scripts y que sirven para configurar la simulación, así como todo lo que ha sido necesario configurar para el correcto funcionamiento de ésta.

4.2.1. SISTEMA DE UNIDADES

No todos los modelos usados en este estudio trabajan con las mismas unidades, así que es importante definir nuestro sistema de unidades, el cual se indica en la Tabla 4.1.

Magnitud	Unidades
Longitud	Milímetros (mm)
Tiempo	Milisegundos (ms)
Masa	Kilogramo (Kg)
Fuerza	Kilonewton (KN)
Tensión	Gigapascales (GPa)

Tabla 4.1. Sistema de unidades utilizado

4.2.2. ENTORNO

- Restricción de movimiento: Para recrear el movimiento del vehículo ante un impacto ha sido necesario restringir el movimiento del asiento en cualquier dirección que no fuera la dirección del pulso de aceleración que se le ha impuesto. Para ello, se ha creado un conjunto de nodos mediante el keyword **SET_NODE_LIST*, incluyendo aquellos nodos a los que se desea restringir el movimiento. Posteriormente, se ha restringido su movimiento mediante **BOUNDARY_SPC*.

- Posicionamiento: La variación de la posición inicial de los modelos del entorno se ha ejecutado con **DEFINE_TRANSFORMATION*, indicando la variación de posición en los tres ejes.
- Offset: Al ejecutar varios modelos que se han creado independientemente, se han creado conflictos entre los valores que definen los parts, los elementos y los nodos de varios modelos. Para solventar ese problema, ha sido necesario definir varios offsets al crear la llamada de los modelos del entorno, mediante **INCLUDE_TRANSFORM*.

4.2.3. SISTEMA DE RETENCIÓN INDIVIDUAL

- Cambio de unidades: Como se ha explicado en el punto anterior, no todos los modelos usados en este estudio trabajan con las mismas unidades. El SRI trabaja con unidades de milímetros, segundos, toneladas, Newtons y Megapascales. Para solventar el problema se ha usado el keyword **DEFINE_TRANSFORMATION*, donde se ha impuesto un factor de transformación de 1000 para la longitud y el tiempo (*fctmas* y *fcttime*). Cabe recordar que la fuerza y la tensión no tienen factor de transformación ya que dependen de las magnitudes de longitud, masa y tiempo: $1N = \frac{1Kg \cdot m}{s^2}$ y $1Pa = \frac{1N}{m^2}$
- Ajuste del respaldo: Haciendo uso de **DEFINE_TRANSFORMATION* se ha logrado modificar la longitud del respaldo y su inclinación. Además, haciendo uso del mismo keyword, se ha rotado el SRI para lograr una misma orientación de los ejes en todos los modelos.

4.2.4. CINTURÓN

- Anclaje virtual: El respaldo del asiento elevador posee una ranura por donde pasa el cinturón de seguridad para lograr un óptimo ajuste de éste al cuerpo del niño. Según las recomendaciones de la DGT, en este tipo de SRI, la banda

diagonal del cinturón debe pasar por encima de la clavícula y sobre el hombro sin tocar el cuello y, la banda horizontal, lo más abajo posible sobre las caderas y muslos, y nunca sobre el estómago.

Debido a las limitaciones computacionales del pre-procesador, no es posible hacer pasar el cinturón por la ranura del modelo. En su lugar, se ha optado por la creación de un anclaje virtual que dirija el cinturón por la ranura del respaldo y ancle los extremos de cada uno de los cinturones a los nodos pertenecientes al asiento que poseen una restricción de movimiento.

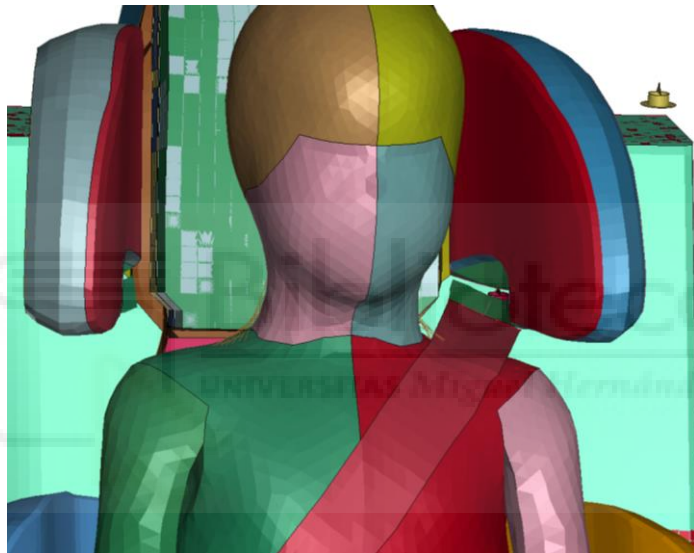


Figura 4.5. Detalle del anclaje virtual

4.2.5. CONTACTOS

Para poder llevar la simulación a cabo se han creado varios contactos automáticos de superficie con superficie mediante `*CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE`, habiendo definido anteriormente un conjunto de parts con `*SET_PART_LIST`. Este tipo de contactos se han creado para definir el contacto entre distintas partes del cuerpo del niño (como los brazos y las piernas), para definir el contacto entre el niño y el asiento elevador y entre el cuerpo del niño y el cinturón de seguridad, entre otros.

4.2.6. ACELERÓMETROS

Para poder implementar los criterios de daño en esta simulación es necesario conocer determinados datos en cada una de las vértebras cervicales, tales como posiciones, velocidades, aceleraciones o rotaciones. Estos datos se han recopilado mediante la creación de acelerómetros que actúan como sensores en cada una de las vértebras cervicales. Los acelerómetros constan de un nodo central, situado en el centro de gravedad de cada vértebra, y dos elementos de tipo beam, que definen las direcciones X e Y del sistema de coordenadas local.

Ha sido necesario el uso de múltiples acelerómetros situados en distintas partes del cuerpo: la cabeza, el cóndilo, las vértebras cervicales y la vértebra T1, que es considerada la base del cuello en este estudio. Se ha requerido un total de 10 acelerómetros, uno de los cuales, el de la cabeza, ya estaba incluido en el modelo.



Figura 4.6. Acelerómetros situados en las vértebras cervicales

El procedimiento para la creación de los acelerómetros es el siguiente:

Primero es necesario definir un nodo central, situado en el centro de gravedad de cada vértebra, usando las coordenadas del centro de gravedad de cada una de las vértebras. Posteriormente, se crean dos elementos de tipo beam que sirven para definir las direcciones X e Y del sistema de coordenadas local.

Tras haber creado todos los elementos que componen el acelerómetro hay que usar el comando `*DATABASE_HISTORY_NODE_ID` para definir el nodo en el que se desean almacenar los resultados y el comando `*ELEMENT_SEATBELT_ACCELEROMETER` para definir qué elementos componen cada uno de los acelerómetros.

El último paso es conseguir que los acelerómetros se muevan solidariamente a las vértebras. Para ello hay que hacer uso del comando `*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_NODE`, el cual sirve para definir los nodos con los que se desea que se mueva solidariamente.



Figura 4.7. Detalle del acelerómetro situado en la vértebra C5

Estos acelerómetros han sido una pieza clave en este estudio ya que han permitido almacenar toda la información necesaria para, posteriormente, extraerla en el post-procesado, tratarla mediante el software MATLAB y ser capaces de cuantificar los criterios de daño.

4.2.7. FUERZAS EXTERNAS

- Gravedad: Se ha impuesto una aceleración de $9,81 \cdot 10^{-3} \text{ mm/ms}^2$ en la dirección Z para simular la acción de la gravedad. Para introducir el valor de la fuerza se ha creado una curva con *DEFINE_CURVE que posee un valor constante para todos los instantes de tiempo. Posteriormente, se ha indicado la dirección de la fuerza con *LOAD_BODY_Z (dirección del eje Z).
- Aceleración: La normativa ECE R129 indica que, en una colisión trasera, el cambio de velocidad total del vehículo debe de ser $\Delta V = 32 +2 - 0 \text{ km/h}$ y la curva de aceleración debe situarse dentro de la zona rallada del gráfico de la Figura 2.14.

En este estudio se ha situado la curva de aceleración dentro de los límites marcados por la normativa y se ha determinado una aceleración máxima de 15 g.

4.2.8. PARÁMETROS DE SALIDA

- *CONTROL_DYNAMIC_RELAXATION: Realiza una simulación previa que busca obtener el estado estacionario mediante el análisis de las diferentes energías. El estado estacionario resultante de esta simulación sirve de punto de partida para la posterior simulación. En este estudio se ha indicado un factor de relajación dinámica de 0,995.
- *CONTROL_TERMINATION: Define la duración de la simulación. En este estudio se ha definido en 300 ms, el tiempo mínimo de acuerdo con la normativa ECE R129.
- *DATABASE_option: Lo componen una gran variedad de keywords cuya función es indicar los datos de salida que queremos obtener para su posterior estudio y la frecuencia con la que se deben guardar. Los distintos datos que podemos guardar son, por ejemplo, valores globales (GLSTAT), energía de los materiales (MATSUM), datos nodales (NODOUT) o datos de cuerpos rígidos (RBDOUT).

4.3. POST-PROCESADO

En este punto se detalla el procedimiento empleado para llevar a cabo el post-procesado. En una simulación, el post-procesado es el proceso en el cual se visualizan los resultados y se permite su análisis mediante gráficas, diagramas, animaciones, etc. Es posible obtener desde información básica, como las posiciones de los nodos, hasta parámetros específicos para pruebas de impacto, como el HIC (Head Injury Criterion).

Este proceso se ha llevado a cabo mediante la combinación de varios softwares, LS-DYNA y MATLAB.

4.3.1. TRANSCRIPCIÓN DE DATOS

Tras la simulación, LS-DYNA genera unos documentos denominados *Binary Plot* que permiten visualizar los datos de salida. Además, también se generan distintos documentos que guardan los datos ASCII que le hayamos indicado guardar durante el pre-procesado. Por ejemplo, los datos nodales se guardan en un archivo denominado *nodout*.

Para poder tratar estos datos mediante MATLAB, es necesario generar unos archivos *.csv* que contengan los datos necesarios para los cálculos y que puedan ser reconocidos mediante este software. Estos archivos se pueden generar de manera manual entrando dentro de la interfaz de LS-DYNA, o mediante un archivo *.cfile* que automatiza dicho proceso.

De cara a futuras simulaciones, se ha optado por crear un archivo *.cfile* que indique al programa los datos que queremos guardar y los genere en un archivo *.csv*. De esta forma, conseguimos automatizar el proceso y agilizar futuras simulaciones.

Dentro de este archivo, además de indicar qué datos queremos guardar y qué archivos queremos generar, existe la posibilidad de aplicar filtros a los resultados para suavizar los resultados. En este caso, se ha aplicado un filtro *sae 180* a todos los datos ya que ha sido el que mejor resultado ha dado. El código que compone este archivo se puede encontrar en el Anexo 2.

4.3.2. CÁLCULO Y OBTENCIÓN DE RESULTADOS

Para estructurar todos los datos obtenidos y transformarlos en información legible que nos pueda servir para valorar las posibles lesiones durante el impacto se ha optado por el uso del software de cálculo matricial MATLAB.

Mediante este software, se ha creado un script que lee los datos que nos interesan, los clasifica en matrices, realiza las rotaciones de los sistemas de referencia e introduce dichos datos en las fórmulas que definen los criterios de daño, obteniendo así resultados numéricos que pueden ser representados mediante gráficas. El código que compone dicho script se puede encontrar en el Anexo 3.

4.3.3. CAMBIO DE SISTEMA DE REFERENCIA

Una de las principales transformaciones a la que se ha sometido a los datos de salida ha sido el cambio de sistema de referencia. Cada uno de los resultados se encontraba en su propio sistema de referencia local, correspondiente a la vértebra a la que pertenecían. Al no encontrarse en un mismo sistema de referencia, no era posible realizar operaciones entre varios datos. Para solventar este problema, se ha optado por rotar cada uno de los sistemas de coordenadas locales mediante una matriz de rotación (Ecuación 4.1) para que coincidan con un mismo sistema de referencia.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_{T1} = \begin{bmatrix} \cos Y \cos Z & \cos X \sin Z + \sin X \sin Y \cos Z & \sin X \sin Z - \cos X \sin Y \cos Z \\ -\cos Y \sin Z & \cos X \cos Z - \sin X \sin Y \sin Z & \sin X \cos Z + \cos X \sin Y \sin Z \\ \sin Y & -\sin Y \cos Z & \cos X \cos Y \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_{LOCAL} \quad (4.1)$$

El sistema de referencia elegido para servir de “base” ha sido el perteneciente a la vértebra T1, ya que es un sistema que rota con el modelo y la vértebra T1 es la que tomamos en los cálculos como base de la columna cervical.

No se ha optado por el uso de un sistema de coordenadas fijo, como puede ser el global, porque los datos cambiarían si se modificaran parámetros como la rotación del asiento, ya que ese sistema de referencia no habría rotado con el modelo.

Capítulo 5

RESULTADOS

Tras haber detallado el procedimiento empleado para realizar la simulación, así como el tratamiento de datos, en este capítulo se analizan los resultados de la simulación y se cuantifican los criterios de daño. Debido a las capacidades computacionales, los criterios de daño calculados son los basados en posiciones, velocidades, aceleraciones y rotaciones de las vértebras, dejando a un lado los basados en fuerzas y momentos.

9.1. CINEMÁTICA DEL CUERPO

En este apartado se analiza la respuesta cinemática del cuerpo del niño en los instantes de tiempo más relevantes en la biomecánica del latigazo cervical definidos en el apartado 2.5 de la presente memoria.

La siguiente muestra el movimiento del cuerpo del niño según avanza la simulación para tener una visión general.

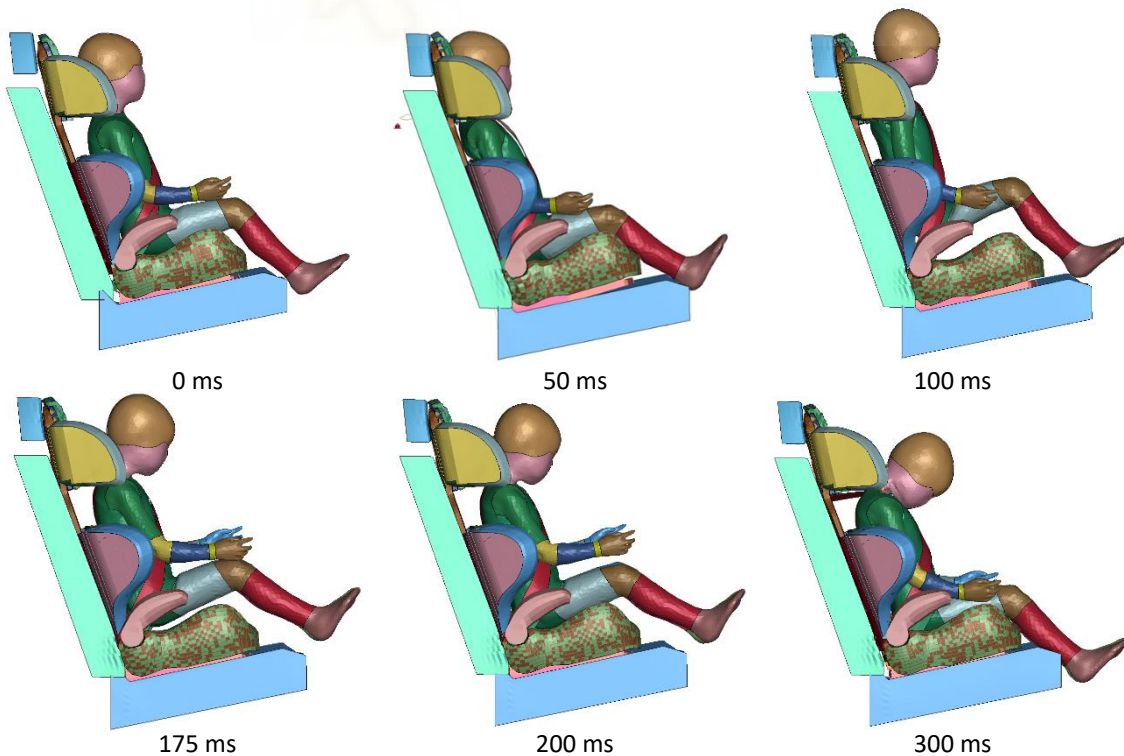


Figura 5.1. Cinemática a lo largo de la simulación

A continuación, se muestran los instantes de tiempo más relevantes previamente mencionados. Con el objetivo de tener una mejor visión sobre el movimiento del cuerpo y, en especial, de la región cervical, se ha realizado un corte sobre el plano sagital del cuerpo.

- 0-50 ms:

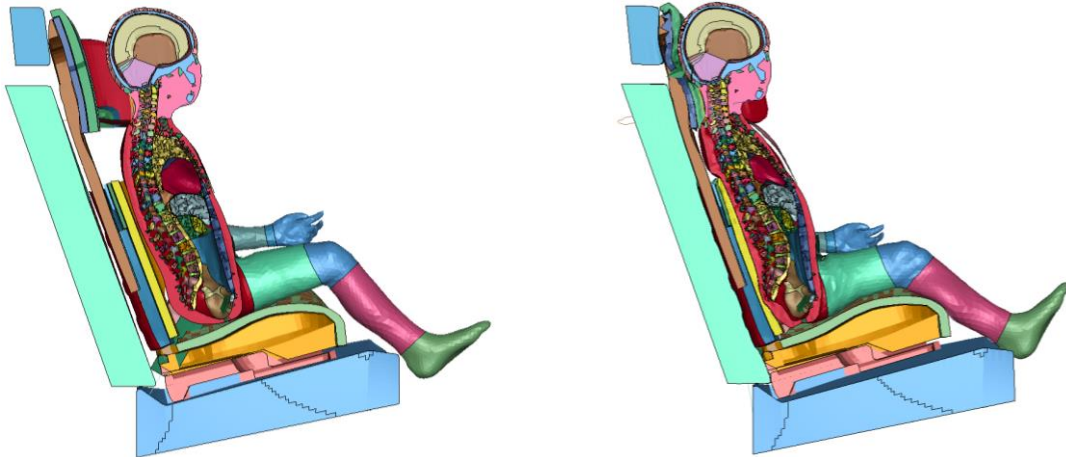


Figura 5.2. Cinemática 0-50 ms

En los primeros 50 ms se produce el impacto del vehículo y se transfiere gran parte de la aceleración del vehículo al cuerpo del niño. Esta primera transmisión de energía entre la sillita y el cuerpo comienza en la región lumbar, a la que precede un gran impacto de la cabeza, la cual no ha mantenido contacto alguno con la sillita hasta el milisegundo 45.

En la figura 5.2. se puede ver con claridad la deformación de la columna cervical, la cual cambia su habitual forma de C para adquirir ligeramente una forma de S.

- 50-100 ms:

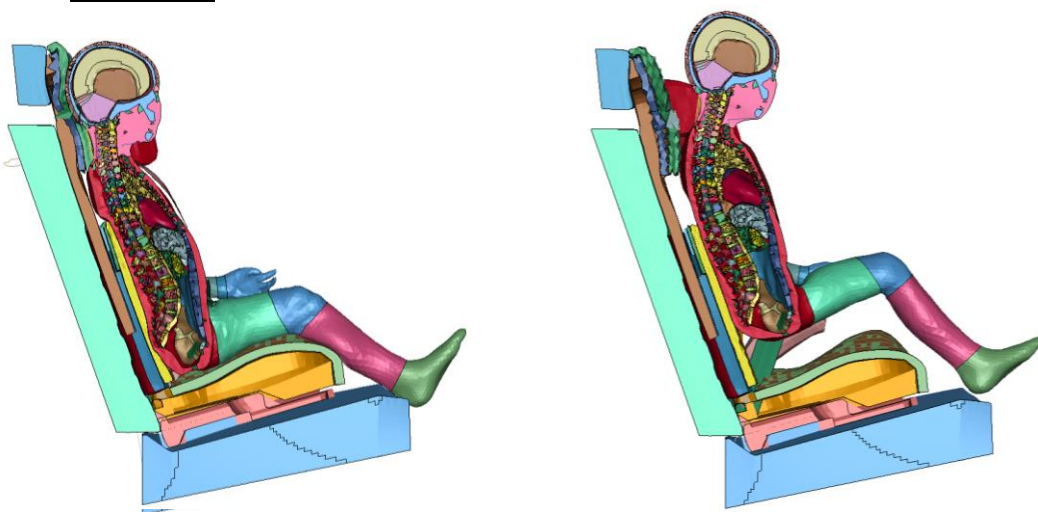


Figura 5.3. Cinemática 50-100 ms

Durante esta fase la curva de aceleración que define el impacto deja de tener influencia sobre la aceleración que sufre el cuerpo del niño. En esta fase ya se ha transmitido toda la aceleración positiva a éste, dando lugar a que la zona pélvica del niño se separe notablemente de la sillita. La cercanía del reposacabezas sobre la cabeza impide que haya un gran movimiento del cuello hacia atrás y, como consecuencia, no es posible diferenciar una fase de extensión del cuello.

La gran aceleración vertical producida por el impacto induce a pensar que también se produce una gran compresión en las vértebras.

- 100-175 ms:

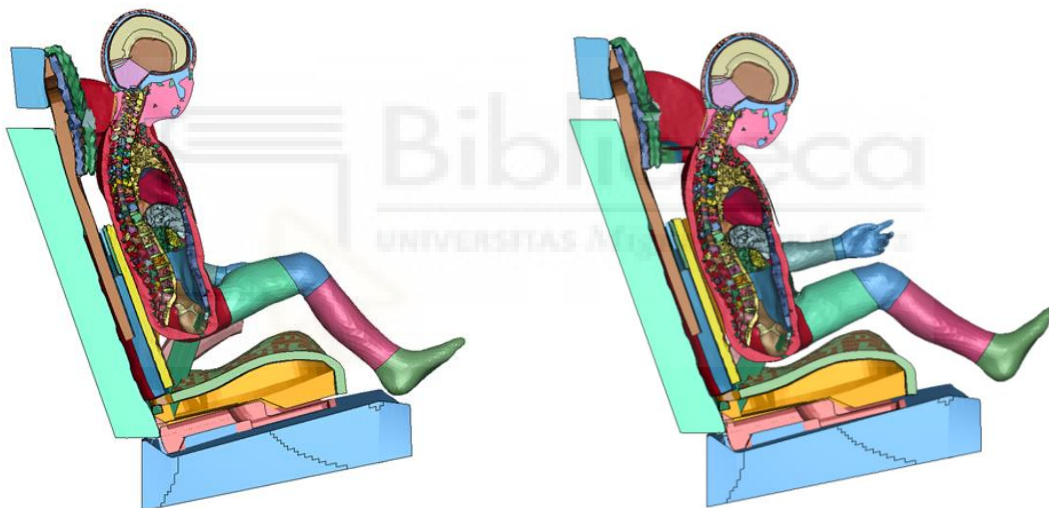


Figura 5.4. Cinemática 100-175 ms

Durante esta fase el cuerpo del niño es retenido por el cinturón de seguridad, lo que se traduce en una desaceleración brusca. La inercia de la cabeza crea un gran conflicto en su zona de unión con el cuerpo: el cuello. En esta fase comienza el movimiento de flexión, que continúa en la siguiente fase.

A pesar de que las referencias bibliográficas usadas en el presente estudio determinan el comienzo de la fase IV a los 150 ms, en esta simulación se ha determinado más relevante el instante 175 ms, el cual determina el comienzo de la flexión del cuello.

- 175-300 ms:

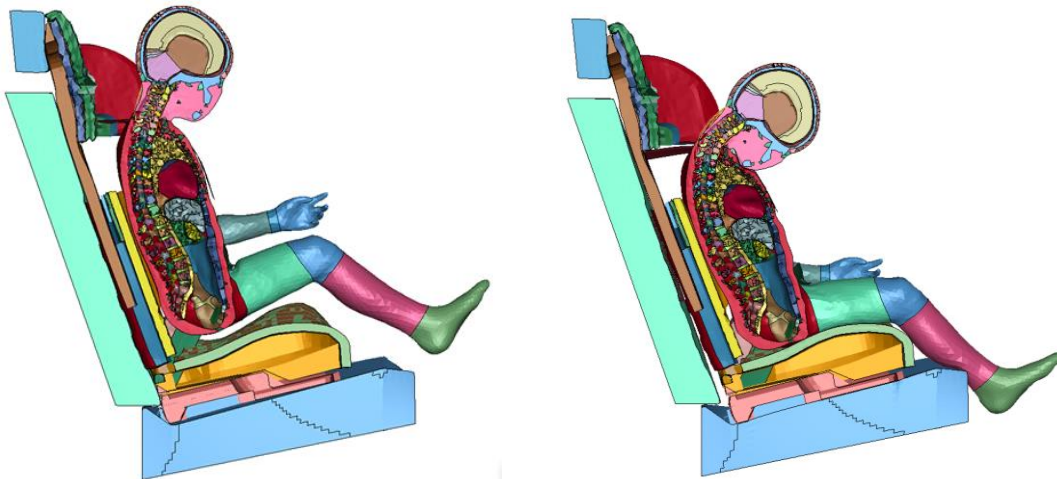


Figura 5.5. Cinemática 175-300 ms

En esta fase, se puede diferenciar claramente el movimiento de latigazo sufrido por el cuello, evidenciando una flexión excesiva en éste al final de la simulación, que sin duda será objeto de estudio en los siguientes apartados de la presente memoria.

Tras haber analizado el comportamiento cinemático, podemos concluir que el patrón y las fases de movimiento se ajustan a lo esperado, acorde con lo descrito en el marco teórico. Las mayores diferencias que encontramos son las siguientes:

- El impacto con el reposacabezas se produce antes de lo esperado. Esto se puede deber a varios motivos: el primero y más evidente es que las fuentes bibliográficas usadas se basan en estudios hechos con personas adultas y, como se ha mencionado previamente, el cuerpo de un niño tiene grandes diferencias proporcionales y estructurales al de un adulto, siendo la cabeza más grande en relación con el cuerpo y siendo la musculatura del cuello considerablemente más débil en los niños que en las personas adultas. El otro motivo que explica este comportamiento puede ser que la sillita mantiene la cabeza del niño relativamente cerca del reposacabezas, lo que precipita el impacto.
- La fase de extensión no es apenas distinguible. Esta diferencia va ligada a la anterior. La cercanía del reposacabezas y las diferencias en el comportamiento cinemático del cuerpo del niño pueden ser la causa de esta diferencia.

9.2. ACELERACIÓN RESULTANTE EN LA CABEZA

La aceleración de la cabeza juega un papel fundamental a la hora de estudiar las lesiones cervicales, siendo el principal factor sobre el que se basan varios de los criterios de daño a la hora de determinar las lesiones y, en consecuencia, a la hora de prevenirlas.

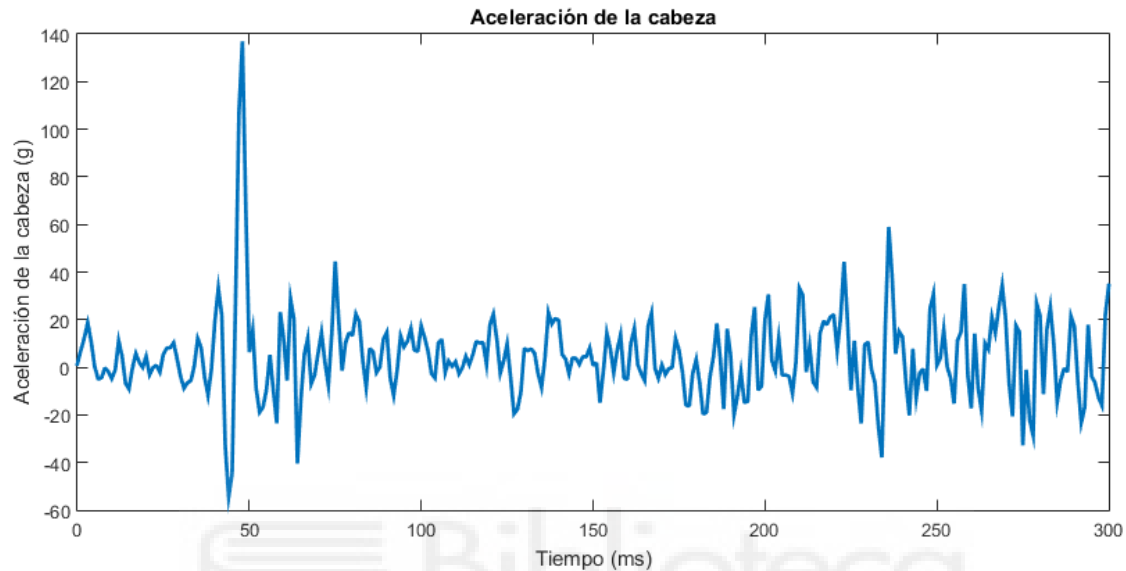


Figura 5.6. Aceleración resultante en el cdg de la cabeza

La aceleración del cdg de la cabeza adquiere un valor máximo de 136 g, coincidiendo con el impacto con el reposacabezas. Tras el impacto con el reposacabezas, la máxima aceleración se produce sobre el instante 240, coincidiendo con el momento en el que se produce el movimiento de latigazo, en el cual adquiere un valor de 58g, siendo una aceleración 4 veces mayor que la que define el impacto del vehículo.

9.3. NIC (NECK INJURY CRITERION)

Tal y como se expone en el marco teórico, el criterio NIC se basa en la aceleración y velocidad relativa entre la parte superior e inferior de la columna cervical. En este caso, se toma el valor de la aceleración y de la velocidad entre el acelerómetro situado en el cdg de la cabeza y el acelerómetro situado en la vértebra T1, que tomamos como base de la columna cervical.

Este criterio asocia las lesiones con el cambio de presión hidrodinámica en el canal espinal durante la fase de retracción, por lo que debe ser calculado durante la máxima retracción cervical. Este es el motivo por el que solo se representan los primeros 50ms.

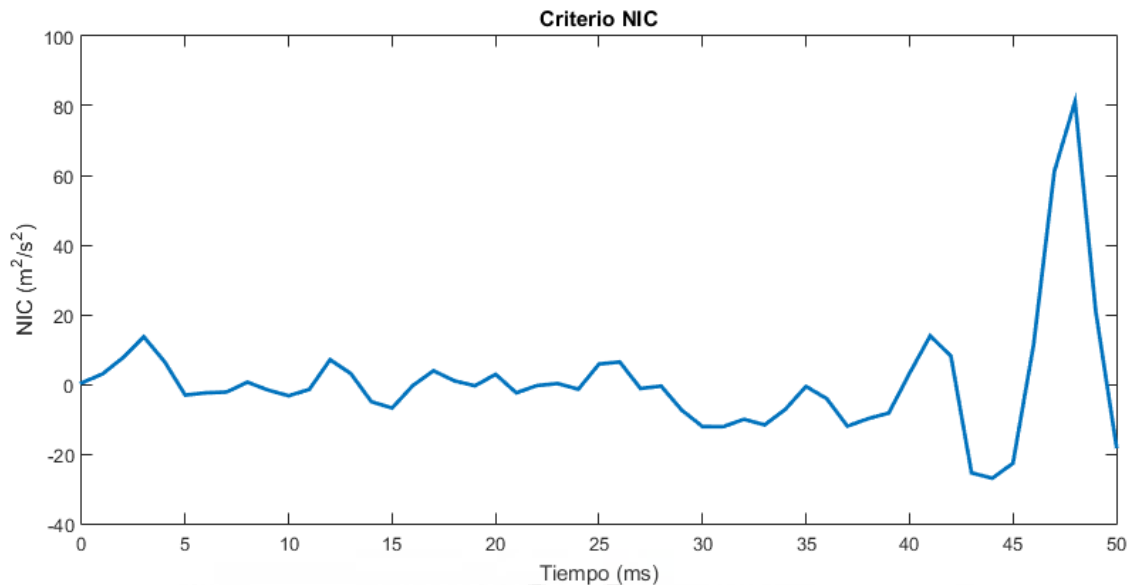


Figura 5.7. Resultados NIC

Como se ha visto en el punto anterior, el impacto de la cabeza con el reposacabezas se produce alrededor de los 50ms. Este impacto provoca una gran aceleración en la cabeza, lo que interfiere en los resultados.

Por este motivo, solo consideramos válidos los resultados obtenidos hasta el instante 45, donde se obtiene un mayor valor de NIC, coincidiendo con la máxima retracción cervical justo en el momento del impacto con el reposacabezas. El máximo valor del NIC que se ha obtenido ha sido de $27 \text{ m}^2/\text{s}^2$ en el instante 44.

Según las fuentes bibliográficas usadas en el presente estudio, el umbral desde el cual se estima una gran posibilidad de lesión a largo plazo es cuando el NIC tiene un valor superior a $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$. Siguiendo esta referencia, nuestra simulación presenta una gran posibilidad de lesión a largo plazo ya que el valor NIC obtenido es casi el doble que el umbral de lesión.

9.4. IV-NIC (INTERVERTEBRAL NECK INJURY CRITERION)

El Criterio de Lesión Intervertebral del Cuello basa la probabilidad de lesión cuando las rotaciones relativas entre vértebras adyacentes supera sus límites fisiológicos. De esta forma, cuando los resultados se encuentran fuera del rango $[-1;1]$, existe probabilidad de lesión, siendo mayor cuanto mayor sea el resultado.

Los límites fisiológicos de cada una de las articulaciones vertebrales son diferentes en función de si se trata de extensión o de flexión.

A continuación, se muestran dos gráficas que muestran los valores de este criterio, distinguiendo entre el movimiento de extensión y de flexión. Para obtener el instante de tiempo en el cual el movimiento de la columna cervical pasa de ser de extensión a ser un movimiento de flexión basta con determinar en qué instante de tiempo todas las rotaciones tienen un valor positivo, lo que indica que ha comenzado el movimiento de flexión. En este estudio se ha estimado este instante de tiempo en 175 ms.

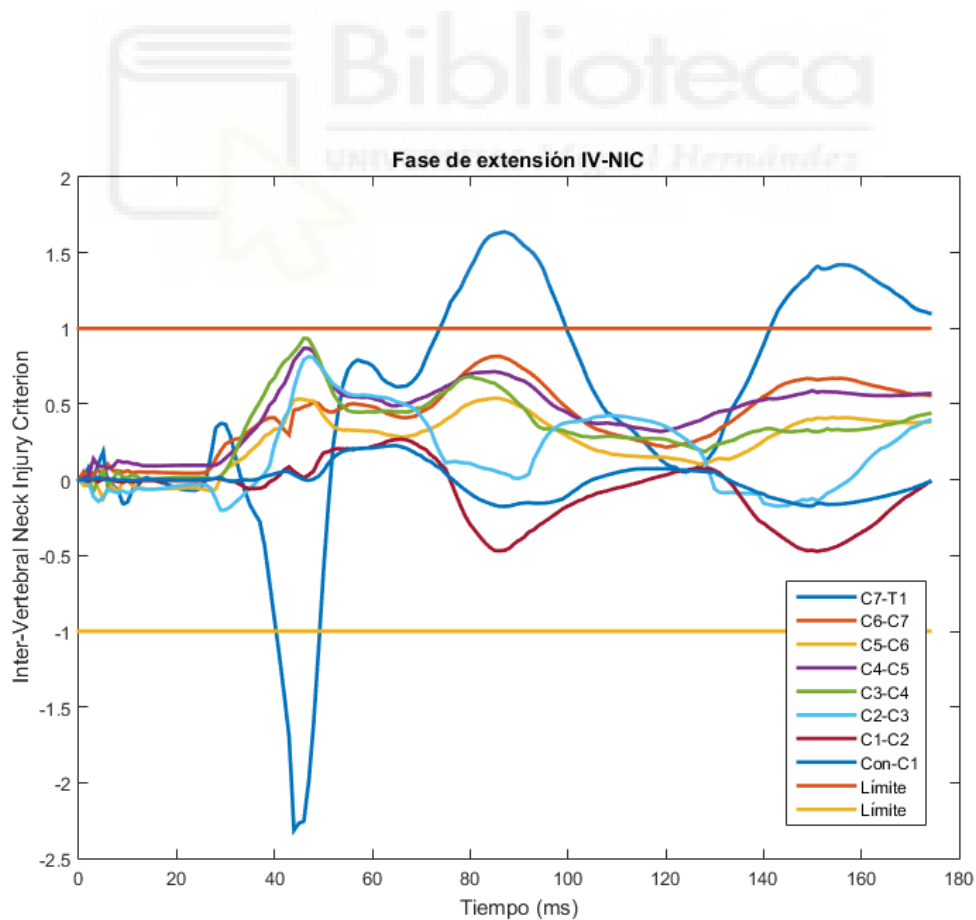


Figura 5.8. Resultados IV-NIC. Fase de extensión

Durante la fase de extensión todas las rotaciones relativas entre vértebras adyacentes se encuentran dentro de los límites fisiológicos, a excepción de la articulación C7-T1, que sí supera ampliamente los límites, alcanzando un valor máximo de 2,3 en el instante 45. La explicación más plausible es que, la vértebra C7 es la que hace de unión entre la región cervical y torácica. En este modelo, las vértebras cervicales son deformables, mientras que las demás son rígidas, por lo que tiene sentido que los valores de esta articulación vertebral se vean afectados por este hecho.

Otro punto que destacar, y que nos ayuda a confirmar los resultados visuales expuestos en el punto 5.1, es que no se distingue una clara fase de extensión durante la simulación. El movimiento de extensión se encuentra representado por valores de rotación negativos y, como se puede observar, en ningún momento se encuentran todas las articulaciones con una rotación negativa.

Por otro lado, durante gran parte de la simulación, desde el instante 77 hasta el 175, las vértebras inferiores se encuentran en extensión mientras que las superiores se encuentran en flexión, siendo así respaldada la forma de S que se observa en el punto 5.1.

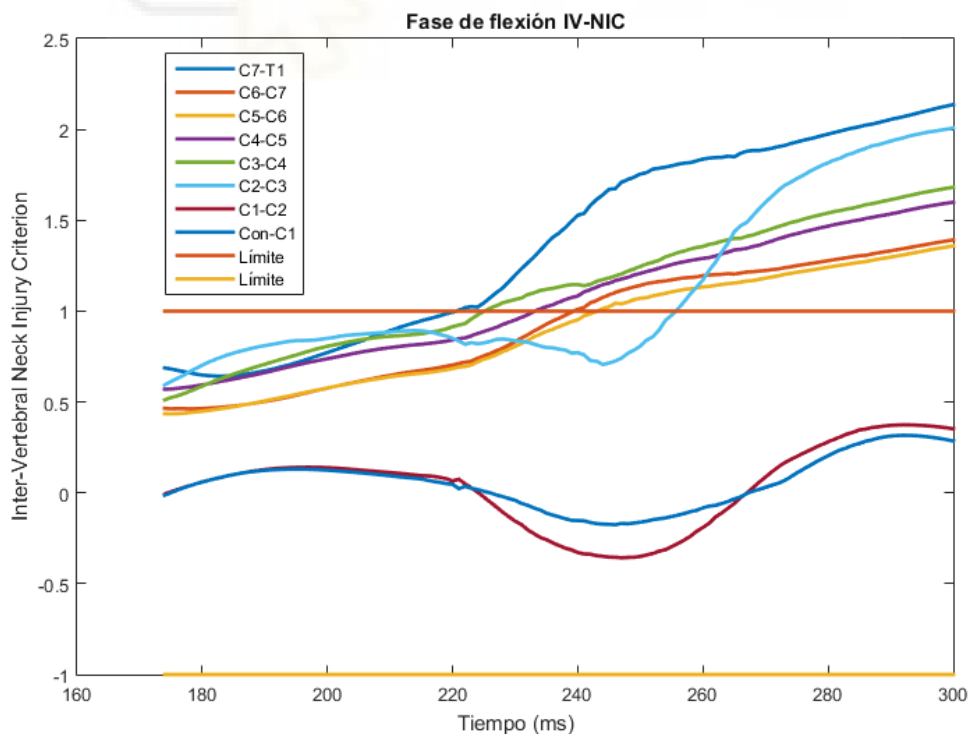


Figura 5.9. Resultados IV-NIC. Fase de flexión

La figura 5.9. indica una alta probabilidad de lesión durante los últimos 80 ms de la simulación. A partir del instante 220, todas las articulaciones vertebrales a excepción de la formada por el cóndilo-C1 y C1-C2, superan sus límites fisiológicos, alcanzando su máximo valor en el último instante de la simulación.

La siguiente figura muestra los valores máximos del criterio IV-NIC alcanzados durante cada una de las fases que definen el movimiento. De esta forma, se facilita la visualización de la ubicación de la posible lesión.

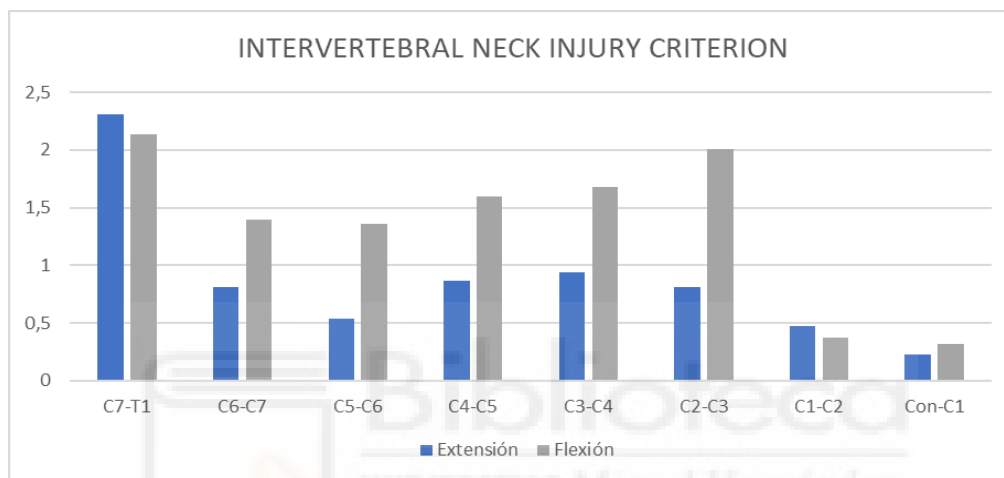


Figura 5.10. Valores máximos del criterio IV-NIC

9.5. NDC (NECK DISPLACEMENT CRITERION)

El criterio NDC se basa en la hipótesis de que las lesiones cervicales son producidas por un movimiento excesivo entre la cabeza y el cuello. Este criterio busca determinar las rotaciones y desplazamientos que se producen en el cuello para determinar la probabilidad de lesión. Los puntos extremos donde poder medir estos datos los encontramos en el cóndilo (punto más alto) y en la vértebra T1, que como ya se ha hecho en varias ocasiones, se toma ese punto como la base del cuello.

En las siguientes figuras se pueden ver las dos gráficas que han sido desarrolladas para valorar el comportamiento de la columna cervical ante un impacto, en las que se representa el desplazamiento del cuello vinculado a la rotación y a la compresión (desplazamiento vertical), con el fin de comparar los resultados de la simulación con los resultados experimentales obtenidos mediante maniqués.

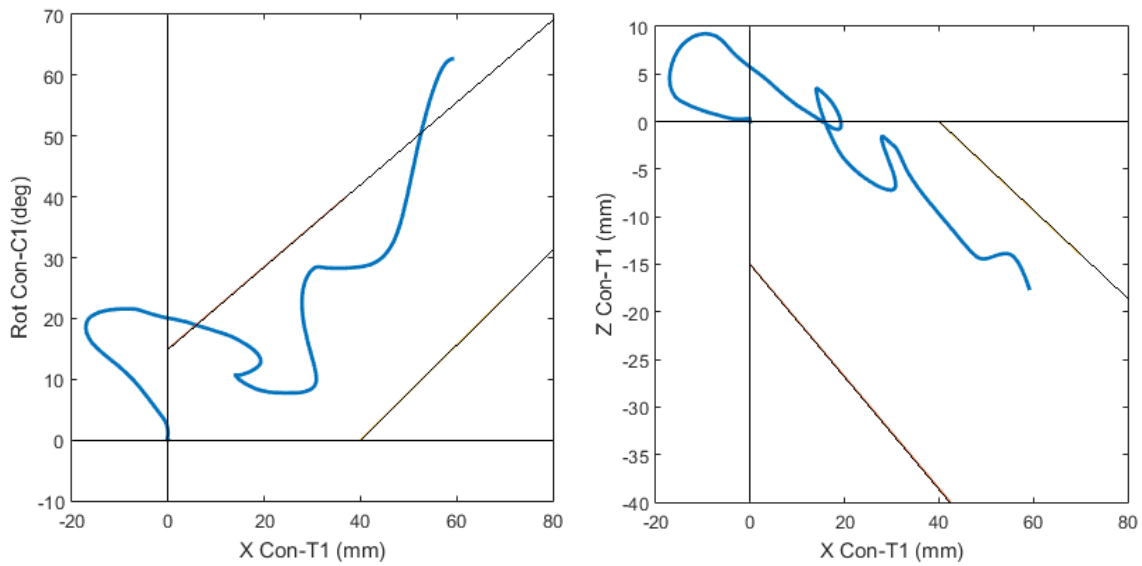


Figura 5.11. Resultados NDC

En la gráfica de la izquierda se representa el ángulo de rotación entre la parte superior e inferior del cuello frente al desplazamiento relativo en la dirección X, que coincide con la dirección horizontal del movimiento, mientras que en la gráfica de la derecha se representa la compresión (desplazamiento en el eje Z) frente al desplazamiento en el eje horizontal X. Tal y como se puede observar, la rotación se encuentra directamente relacionada con el desplazamiento, un mayor desplazamiento implica un mayor ángulo de rotación. Además, se puede ver que la compresión también se encuentra directamente relacionada con el desplazamiento, cuanto mayor es el desplazamiento, mayor es la compresión.

Con el fin de obtener valores numéricos y relacionar los resultados con el tiempo, se representan las siguientes gráficas que muestran cada uno de los parámetros: desplazamiento en X, rotación y desplazamiento en Z, divididos por un valor obtenido mediante estudios experimentales [Fórmulas 2.6-2.8].

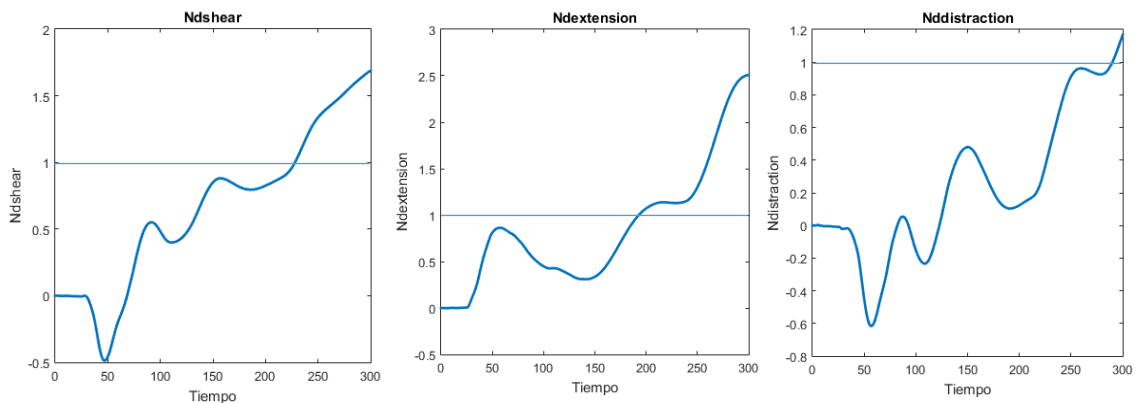


Figura 5.12. Resultados Ndshear Ndextension y Nddistraccion

Además de proporcionar valores numéricos, dichas gráficas permiten observar la cinemática del cuello durante la simulación, representando individualmente cada uno de los parámetros que se tienen en cuenta en este criterio de daño.

La primera gráfica representa el valor de Nd_{shear} , el cual depende del desplazamiento horizontal del cuello. Al comienzo de la simulación, el Nd_{shear} se encuentra dentro del rango normal de movimiento. En el instante 230 (ms) se supera por primera vez el valor 1. La cortante sigue aumentando conforme avanza la simulación, teniendo un aumento más constante al comenzar la fase de flexión del cuello. El máximo valor lo encontramos en el instante final, coincidiendo con la máxima flexión de la columna cervical, y adquiriendo un valor de 1,68.

El valor de $Nd_{extension}$ depende de la rotación del cuello. Al igual que el Nd_{shear} , al comienzo de la simulación se encuentra en valores normales. No es hasta el instante 194 cuando se supera el valor 1, siguiendo su aumento hasta el final de la simulación, y adquiriendo su máximo valor, de 2,5, en los últimos instantes de la simulación.

La última gráfica está vinculada a la compresión del cuello. El valor de $Nd_{distraccion}$ no supera la unidad hasta el instante 292, adquiriendo su máximo valor 1,16 en el último instante de tiempo.

9.6. HIC (HEAD INJURY CRITERION)

Como se ha comentado previamente en el marco teórico, el criterio HIC no es un criterio para predecir lesiones cervicales, sino que sirve para valorar la severidad del impacto estudiado.

El software LS-DYNA permite obtener varios tipos de HIC, según el intervalo de tiempo que se escoja: HIC15 y HIC36. En este caso, se ha escogido un intervalo de tiempo de 15 ms (HIC15) ya que, tras aplicarle los filtros necesarios, consigue una mejor representación de los resultados.

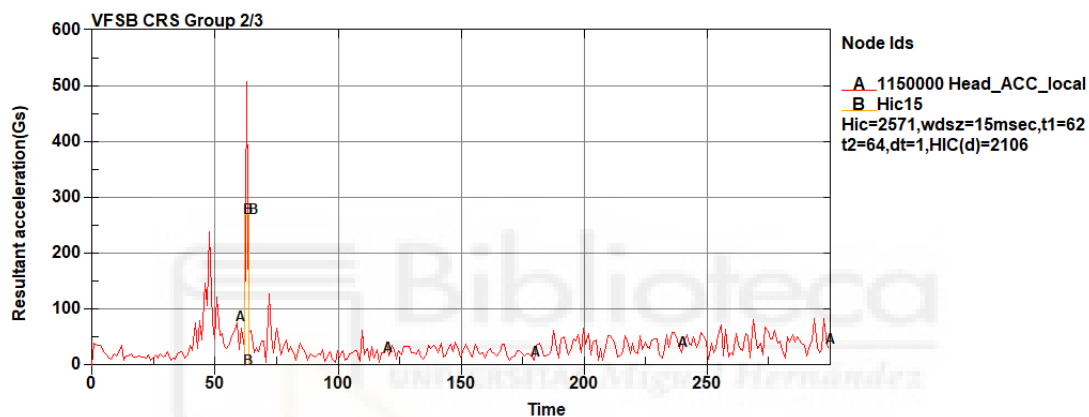


Figura 5.13. Resultados HIC15

Como se indica en la figura 5.13, hay una gran probabilidad de lesión entre el milisegundo 62 y 64, coincidiendo con el pico de aceleración sufrida en la cabeza debido al impacto con el reposacabezas. El valor del HIC obtenido en ese intervalo de tiempo ha sido de 2571, mientras que el valor límite para un niño de seis años se sitúa en 700, lo que indica que el impacto sufrido por la cabeza ha sido grande y que existe gran probabilidad de traumatismo debido a la gran aceleración sufrida por la cabeza.

Capítulo 6

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

6.1. DISCUSIÓN

Tras haber expuesto los resultados de la simulación en el anterior capítulo, se procede a hacer una comparación entre los criterios de daño para concluir cuáles resultan más interesantes para predecir las lesiones cervicales en impactos traseros.

El criterio NIC logra predecir las lesiones cervicales durante la fase de retracción. Sin embargo, no es capaz de predecir las lesiones producidas durante las demás etapas que componen el latigazo cervical. Por otro lado, las lesiones producidas durante la fase de retracción también han sido pronosticadas por los métodos IV-NIC y NDC.

El criterio IV-NIC predice las lesiones cervicales para cualquier instante de tiempo de la simulación. La principal ventaja de este criterio es que permite localizar tanto la articulación lesionada como el instante en el que se produce dicha lesión.

El criterio NDC también predice las lesiones en cualquier instante de tiempo. A pesar de que las gráficas no se ajustan completamente con el resultado esperado, los valores numéricos generados por N_{dshear} , $N_{dextension}$ y $N_{distraccion}$ son de gran ayuda para la comprensión del movimiento cervical y para la predicción de lesiones en dicha zona. Las lesiones predichas con este método coinciden en su gran mayoría con las que han predicho los anteriores criterios: NIC y IV-NIC.

Por otro lado, la única información relevante que refleja el criterio HIC con respecto al latigazo cervical es confirmar que la aceleración sufrida por la cabeza adquiere un valor elevado en el momento del impacto con el reposacabezas y refleja una alta probabilidad de traumatismo craneoencefálico en ella.

6.2. CONCLUSIÓN

Una vez terminada la investigación, podemos concluir que el modelo desarrollado es capaz de estudiar el comportamiento dinámico de la columna cervical, permitiendo aplicar distintos criterios para la predicción de lesiones cervicales.

Tras haber interpretado los resultados de la simulación, podemos concluir que los criterios NIC, IV-NIC y NDC son criterios de lesión cervical válidos para este tipo de simulación computacional, siendo los criterios IV-NIC y NDC los más interesantes ya que permiten predecir las lesiones para cualquier instante de tiempo de la simulación.

Para el desarrollo del modelo ha sido necesario el uso de tres modelos FEM: un modelo pediátrico elaborado mediante el software PIPER, un modelo del Sistema de Retención Infantil y un modelo del entorno del vehículo. Dichos modelos se han “ensamblado” mediante el software LS-DYNA y se les han aplicado ciertas condiciones para la simulación, tales como restricciones de movimiento, definición de contactos, fuerzas externas, etc. Se ha creado un acelerómetro por cada vértebra cervical, con el fin de recopilar toda la información posible referente a posiciones, velocidades y aceleraciones.

Tras haber realizado la simulación, los resultados han sido filtrados y, posteriormente, tratados mediante el software MATLAB. Se han realizado los cálculos necesarios, incluyendo un cambio de sistema de referencia, para la obtención de las gráficas y de los valores de los criterios de daño. Por último, estos resultados han sido comparados con los resultados definidos en el marco teórico, definidos a partir de la revisión bibliográfica.

6.3. FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO

El modelo creado puede servir como punto de partida para realizar multitud de simulaciones, con el fin de definir la probabilidad de lesión en diferentes entornos y situaciones. Las siguientes líneas de trabajo van encaminadas en mejorar la exactitud en los resultados, así como en añadir mayor complejidad en los modelos usados.

- Desarrollar e implementar un algoritmo que permita evaluar la probabilidad de daño a partir de los resultados de los criterios de daño.
- Analizar el latigazo cervical para distintos rangos de edad del sujeto y, en consecuencia, con distintos tipos de SRI.
- Analizar el latigazo cervical con diferentes posiciones iniciales de la columna cervical. Con el fin de determinar las lesiones cervicales en el caso, por ejemplo, de que el sujeto se encuentre mirando un dispositivo móvil.
- Comprobar la eficacia de los SRI para los sujetos que tengan una altura comprendida entre 135 y 150cm, para los cuales no es obligatorio el uso de SRI, pero sí recomendable.
- Analizar el comportamiento cervical ante distintos tipos de impacto: frontal, lateral o frontolateral.
- Analizar la eficacia del sistema ISOFIX en los SRI para los cuales no es obligatorio su uso.

ANEXO 1

A continuación, se muestran diferentes tablas que reúnen los diferentes modelos numéricos que han sido desarrollados a lo largo de los años para el estudio del comportamiento de la columna cervical.

Las columnas de las dos primeras tablas representan, por orden, el año, autor, tipo (multicuerpo o elementos finitos), segmento representado, modelización de los discos intervertebrales, modelización de los ligamentos, modelización de los músculos y tipo de impacto para el que se ha desarrollado.

Las columnas de la tercera tabla representan, por orden, el nombre del modelo, tipo (multicuerpo o elementos finitos), detalles del modelo, tipo de simulación para la que se ha validado el modelo, lesiones que permite estudiar el modelo y las referencias de cada modelo.

Esta recopilación ha sido extraída de un artículo de investigación [23], por lo que las referencias no se corresponden con las del presente estudio.

Year	Author	Type	Segment	IVD details	Ligament details	Muscle details	Simulated impact cases
1983	Williams and Belytschko [15]	MB	C1-T1	6 DOF spring	Nonlinear springs	22 pairs, active (stretch-reflex)	Frontal-lateral
1984	Merrill et al. [16]	MB	C0-T1	6 DOF spring/damper	—	7 pairs, passive	Lateral-rear
1987	Deng and Goldsmith et al. [17]	MB	C1-C7	6 DOF spring/damper	—	13 pairs (3 Pt), passive	Lateral-rear
1994	Jakobsson et al. [18]	MB	Human body	—	—	Passive	Rear-end
1996	De Jager et al. [19]	MB	C0-T1	6 DOF spring/damper	Nonlinear viscoelastic	15 pairs, passive	Frontal-lateral
1997	Camacho et al. [20]	MB	C0-T1	3 DOF spring/damper	—	—	Axial
1998	Van den Kroonenberg et al. [21]	MB	Human body	—	—	Passive	Rear
2000	Yamazaki et al. [22]	MB	C0-T1	6 DOF spring/damper	Spring element	15 pairs, active (Hill)	Frontal-lateral
2000	Linder et al. [23]	MB	C0-T1	—	—	Muscle substitutes	Rear
2002	Van Der Horst et al. [24]	MB	C0-T1	6 DOF spring/damper	Nonlinear cables	68 pairs (multi Pt), active (Hill)	Frontal-rear
2004	Lee et al. [25]	MB	C0-T1	6 DOF spring	Nonlinear Cables	22 pairs (multi Pt), active (Hill)	Frontal
2004	Stemper et al. [26]	MB	C0-T1	—	Nonlinear Cables	Passive	Lateral-rear
2004	van Lopik et al. [27]	MB	C0-T1	—	Nonlinear viscoelastic	Passive, active (Hill)	Frontal-rear
2009	Himmetoglu et al. [28]	MB	Human body	Massless spring/damper	Massless spring-damper	Massless spring-damper	Rear
2016	Bruijn et al. [93]	MB	C0-T1	Spring/damper	Nonlinear Cables	Passive	—
2017	Cazzola et al. [94]	MB	Human body	—	—	MASI	Front
2018	Mortensen et al. [95]	MB	C0-T1	—	—	MASI	Lateral

DOF = degrees of freedom; Hill = Hill muscle model; Pt = points; IVD = intervertebral disk; MASI = Musculoskeletal model for the Analysis of Spinal Injuries.

Tabla A1. Modelos computacionales de la cabeza y el cuello de tipo multicuerpo

Year	Author	Type	Segment	IVD details	Ligament details	Muscle details	Simulated impact cases
1993	Kleinberger [50]	FE	C0-T1	Isolinear IVD	Isolinear solid element	—	Frontal-axial
1994	Dauvilliers et al. [51]	FE	C0-T1	Linear composite	Linear spring/dampers	Passive	Frontal-lateral
1998	Yang et al. [52]	FE	C0-T1	Isolinear AF, viscoelastic NP	Linear cables and membranes	Passive	Axial-lateral
1999	Deng et al. [53]	FE	C0-T1	Isolinear AF, viscoelastic NP	Linear viscoelastic membranes	15 pairs, active (Hill)	Frontal
2000	Halldin and Brodin [54]	FE	C0-T1	Linear comp AF (shell)	Bilinear cables	14 pairs, active (Hill)	Frontal-lateral-axial
2003	Yang and Yao [55]	FE	C1-C7	Isolinear AF, viscoelastic NP	Spring elements	Hughes-Liu element, active	Frontal
2004	Meyer et al. [56]	FE	C0-T1	Isolinear IVD (AF and NP)	Nonlinear cables	Solid elements, passive	Frontal-lateral-rear
2005	Fice et al. [57]	FE	C0-T1	Isolinear AF, viscoelastic NP	Nonlinear tension-only membrane	—	Lateral
2006	Zhang et al. [1]	FE	C0-C7	Isolinear AF, Isolinear NP	Nonlinear cables	—	Rear
2008	Toyota Motor Corporation [58]	FE	Human body	—	Nonlinear tension-only membrane	Passive	Rear
2011	Panzer et al. [59]	FE	C0-C7	Solid hexahedral elements	Tension-only beam elements	25 pairs, passive, active (Hill)	Frontal
2011	Fice et al. [57]	FE	C0-C7	Solid elements	Nonlinear tension-only spring elements	25 pairs, passive, active (Hill)	Rear
2014	Cronin et al. [60]	FE	C0-C7	Isolinear AF, Isolinear NP	Nonlinear axial elements	Passive-active (Hill)	Rear
2016	Östh et al. [61]	FE	C0-C7	Hexahedral elements and orthotropic quadrilateral	Orthotropic membrane elements	Hill muscle	Rear
2017	Hassan et al. [62]	FE	Human body	Shell and brick elements	1D elements	1-D and brick elements	Rear
2018	Jiayi et al. [63]	FE	C0-C7	Isotropic linear elastic	Isotropic linear elastic (incompressible)	Passive (the Ogden model of superelastic materials)	Arrested landing

AF= annulus fibrosus; NP= nucleus pulposus; DOF= degrees of freedom; Hill = Hill muscle model; Pt= points; IVD = intervertebral disk.

Tabla A2. Modelos computacionales de la cabeza y el cuello de tipo elementos finitos

Model name	Type	Description	Validated for	Injuries studied	References
TNO neck	MB	Skull to T1 Vertebrae: rigid, scanned from cadaver Ligaments: piecewise linear springs Discs: 3D point restraint Facets: 1D point restraint Muscle: 68 passive pairs	Quasistatic facet response All response Rear impact	ALL strain effect of posture of CL strain	[26, 85, 86]
HUMOS	FE	Full body 50th percentile male in the seated position Approx. 50,000 elements Vertebrae: solid elastoplastic Ligaments: 1D nonlinear springs Discs: solid elements, incompressible fluid for nucleus, linear elastic for annulus Facets: two layers of solid elements with springs for CL Muscles: passive, nonlinear springs for elastic properties	Frontal, oblique, and lateral impact	Ligament strain	[87]
THUMS	FE	Full body 50th percentile male in the seated position Approx. 80,000 elements Vertebrae: linear elastic solids Ligaments: piecewise linear discrete Facets: no cartilage, shell elements for CL Discs: solid linear elastic Muscles: passive, 1D discrete	Quasistatic facet response Rear impact	CL strains and NIC influence of active head restraints	[58]
ETH neck	FE	Skull to T1 Vertebrae: rigid Ligaments, facets, and discs modeled Muscles: 1D discrete, active Hill type	Rear impact	Dynamic pressure spikes put the DRG at risk	[88]

Tabla A3. Modelos computacionales para el estudio del latigazo cervical

ANEXO 2

A continuación, se muestra el código usado en el archivo que transforma los datos de salida en archivos reconocibles por MATLAB.

```
open d3plot "C:\[ubicación del archivo]\d3plot"

ac

ascii nodout open "C:\[ubicación del archivo]\nodout" 0

ascii nodout plot 1/2/3 1150003

xyplot 1 savefile xypair "C:\[ubicación del archivo]\Resultados\Desplazamientos_globales_cabeza.txt" 1
all

xyplot 1 donemenu

ascii nodout plot 5/6/7 1150003

xyplot 1 filter sae 180.00 msec 0
xyplot 1 savefile xypair "C:\[ubicación del archivo]\Resultados\Velocidades_globales_cabeza.txt" 1 all
ascii nodout plot 9/10/11 1150003

xyplot 1 filter sae 180.00 msec 0

xyplot 1 savefile xypair "C:\[ubicación del archivo]\Resultados\Aceleracion_globales_cabeza.txt" 1 all

xyplot 1 donemenu

ascii nodout plot 16/17/18 1150000

xyplot 1 savefile xypair "C:\[ubicación del archivo]\Resultados\rotaciones_cabeza.txt" 1 all

ascii nodout plot 16/17/18/28/29/30
99950001/99951004/99951005/99951006/99951007/99951008/99951009/99951010/99951011

xyplot 1 savefile xypair "C:\[ubicación del archivo]\Resultados\coordenadas_vertebras.txt" 1 all

ascii nodout plot 28/29/30
99950001/99951004/99951005/99951006/99951007/99951008/99951009/99951010/99951011

xyplot 1 savefile ms_csv_multiple "C:\[ubicación del archivo]\Resultados\coordenadas_vertebras.csv" 1
all

ascii nodout plot 16/17/18
99950001/99951004/99951005/99951006/99951007/99951008/99951009/99951010/99951011
```

```
xyplot 1 savefile ms_csv_multiple "C:[ubicación del archivo]\Resultados\rotaciones_vertebras.csv" 1 all
```

```
ascii nodout plot 9/10/11
```

```
99950001/99951004/99951005/99951006/99951007/99951008/99951009/99951010/99951011
```

```
xyplot 1 filter sae 180.00 msec 0
```

```
xyplot 1 savefile ms_csv_multiple "C:[ubicación del  
archivo]\Resultados\aceleraciones_locales_vertebras.csv" 1 all
```

```
ascii nodout plot 5/6/7
```

```
99950001/99951004/99951005/99951006/99951007/99951008/99951009/99951010/99951011
```

```
xyplot 1 filter sae 180.00 msec 0
```

```
xyplot 1 savefile ms_csv_multiple "C:[ubicación del  
archivo]\Resultados\velocidades_locales_vertebras.csv" 1 all
```

```
ascii nodout plot 1/2/3 1150003
```

```
xyplot 1 savefile ms_csv_multiple "C:[ubicación del  
archivo]\Resultados\desplazamientos_globales_cabeza.csv" 1 all
```

```
ascii nodout plot 1/2/3 1150000
```

```
xyplot 1 savefile ms_csv_multiple "C:[ubicación del  
archivo]\Resultados\desplazamientos_locales_cabeza.csv" 1 all
```

```
ascii nodout plot 16/17/18 1150000
```

```
xyplot 1 savefile ms_csv_multiple "C:[ubicación del archivo]\Resultados\rotaciones_cabeza.csv" 1 all
```


ANEXO 3

A continuación, se muestra el código usado en el software MATLAB para calcular los criterios de daño y representar las gráficas correspondientes a cada uno.

```
%CARGA DE ARCHIVOS
```

```
%Coordenadas locales vértebras
```

```
Coor_vert= importdata('coordenadas_vertebras.csv','');
Time=Coor_vert.data(:,1);
CoorX_T1=Coor_vert.data(:,2);
CoorX_C7=Coor_vert.data(:,4);
CoorX_C6=Coor_vert.data(:,6);
CoorX_C5=Coor_vert.data(:,8);
CoorX_C4=Coor_vert.data(:,10);
CoorX_C3=Coor_vert.data(:,12);
CoorX_C2=Coor_vert.data(:,14);
CoorX_C1=Coor_vert.data(:,16);
CoorX_Con=Coor_vert.data(:,18);
```

```
CoorY_T1=Coor_vert.data(:,20);
CoorY_C7=Coor_vert.data(:,22);
CoorY_C6=Coor_vert.data(:,24);
CoorY_C5=Coor_vert.data(:,26);
CoorY_C4=Coor_vert.data(:,28);
CoorY_C3=Coor_vert.data(:,30);
CoorY_C2=Coor_vert.data(:,32);
CoorY_C1=Coor_vert.data(:,34);
CoorY_Con=Coor_vert.data(:,36);
```

```
CoorZ_T1=Coor_vert.data(:,38);
CoorZ_C7=Coor_vert.data(:,40);
CoorZ_C6=Coor_vert.data(:,42);
CoorZ_C5=Coor_vert.data(:,44);
CoorZ_C4=Coor_vert.data(:,46);
CoorZ_C3=Coor_vert.data(:,48);
CoorZ_C2=Coor_vert.data(:,50);
CoorZ_C1=Coor_vert.data(:,52);
CoorZ_Con=Coor_vert.data(:,54);
```

```
%%
```

```
%Velocidades locales vértebras
```

```
Vel_vert= importdata('velocidades_locales_vertebras.csv','');
VelX_T1=Vel_vert.data(:,2);
VelX_C7=Vel_vert.data(:,4);
VelX_C6=Vel_vert.data(:,6);
VelX_C5=Vel_vert.data(:,8);
VelX_C4=Vel_vert.data(:,10);
VelX_C3=Vel_vert.data(:,12);
VelX_C2=Vel_vert.data(:,14);
VelX_C1=Vel_vert.data(:,16);
VelX_Con=Vel_vert.data(:,18);
```

```
VelY_T1=Vel_vert.data(:,20);
```

```

VelY_C7=Vel_vert.data(:,22);
VelY_C6=Vel_vert.data(:,24);
VelY_C5=Vel_vert.data(:,26);
VelY_C4=Vel_vert.data(:,28);
VelY_C3=Vel_vert.data(:,30);
VelY_C2=Vel_vert.data(:,32);
VelY_C1=Vel_vert.data(:,34);
VelY_Con=Vel_vert.data(:,36);

```

```

VelZ_T1=Vel_vert.data(:,38);
VelZ_C7=Vel_vert.data(:,40);
VelZ_C6=Vel_vert.data(:,42);
VelZ_C5=Vel_vert.data(:,44);
VelZ_C4=Vel_vert.data(:,46);
VelZ_C3=Vel_vert.data(:,48);
VelZ_C2=Vel_vert.data(:,50);
VelZ_C1=Vel_vert.data(:,52);
VelZ_Con=Vel_vert.data(:,54);

```

```
%%
```

```
%Aceleraciones locales vértebras
```

```
Acel_vert= importdata('aceleraciones_locales_vertebras.csv','');
```

```

AcelX_T1=Acel_vert.data(:,2);
AcelX_C7=Acel_vert.data(:,4);
AcelX_C6=Acel_vert.data(:,6);
AcelX_C5=Acel_vert.data(:,8);
AcelX_C4=Acel_vert.data(:,10);
AcelX_C3=Acel_vert.data(:,12);
AcelX_C2=Acel_vert.data(:,14);
AcelX_C1=Acel_vert.data(:,16);
AcelX_Con=Acel_vert.data(:,18);

```

```

Acely_T1=Acel_vert.data(:,20);
Acely_C7=Acel_vert.data(:,22);
Acely_C6=Acel_vert.data(:,24);
Acely_C5=Acel_vert.data(:,26);
Acely_C4=Acel_vert.data(:,28);
Acely_C3=Acel_vert.data(:,30);
Acely_C2=Acel_vert.data(:,32);
Acely_C1=Acel_vert.data(:,34);
Acely_Con=Acel_vert.data(:,36);

```

```

AcelZ_T1=Acel_vert.data(:,38);
AcelZ_C7=Acel_vert.data(:,40);
AcelZ_C6=Acel_vert.data(:,42);
AcelZ_C5=Acel_vert.data(:,44);
AcelZ_C4=Acel_vert.data(:,46);
AcelZ_C3=Acel_vert.data(:,48);
AcelZ_C2=Acel_vert.data(:,50);
AcelZ_C1=Acel_vert.data(:,52);
AcelZ_Con=Acel_vert.data(:,54);

```

```
%%
```

```
%Rotaciones locales vértebras
```

```
Rot_vert= importdata('Rotaciones_vertebras.csv','');
```

```

RotX_T1=Rot_vert.data(:,2);
RotX_C7=Rot_vert.data(:,4);
RotX_C6=Rot_vert.data(:,6);
RotX_C5=Rot_vert.data(:,8);

```

```

RotX_C4=Rot_vert.data(:,10);
RotX_C3=Rot_vert.data(:,12);
RotX_C2=Rot_vert.data(:,14);
RotX_C1=Rot_vert.data(:,16);
RotX_Con=Rot_vert.data(:,18);

```

```

RotY_T1=Rot_vert.data(:,20);
RotY_C7=Rot_vert.data(:,22);
RotY_C6=Rot_vert.data(:,24);
RotY_C5=Rot_vert.data(:,26);
RotY_C4=Rot_vert.data(:,28);
RotY_C3=Rot_vert.data(:,30);
RotY_C2=Rot_vert.data(:,32);
RotY_C1=Rot_vert.data(:,34);
RotY_Con=Rot_vert.data(:,36);

```

```

RotZ_T1=Rot_vert.data(:,38);
RotZ_C7=Rot_vert.data(:,40);
RotZ_C6=Rot_vert.data(:,42);
RotZ_C5=Rot_vert.data(:,44);
RotZ_C4=Rot_vert.data(:,46);
RotZ_C3=Rot_vert.data(:,48);
RotZ_C2=Rot_vert.data(:,50);
RotZ_C1=Rot_vert.data(:,52);
RotZ_Con=Rot_vert.data(:,54);

```

```
%Rotaciones cabeza
```

```

Rot_cabeza= importdata('rotaciones_cabeza.csv','');
RotX_Cab=Rot_cabeza.data(:,2);
RotY_Cab=Rot_cabeza.data(:,4);
RotZ_Cab=Rot_cabeza.data(:,6);

```

```
%Pasamos a grados
```

```

RotX_T1_grados=RotX_T1(:,1).*360/(2*pi);
RotX_C7_grados=RotX_C7(:,1).*360/(2*pi);
RotX_C6_grados=RotX_C6(:,1).*360/(2*pi);
RotX_C5_grados=RotX_C5(:,1).*360/(2*pi);
RotX_C4_grados=RotX_C4(:,1).*360/(2*pi);
RotX_C3_grados=RotX_C3(:,1).*360/(2*pi);
RotX_C2_grados=RotX_C2(:,1).*360/(2*pi);
RotX_C1_grados=RotX_C1(:,1).*360/(2*pi);
RotX_Con_grados=RotX_Con(:,1).*360/(2*pi);
RotX_Cab_grados=RotX_Cab(:,1).*360/(2*pi);

```

```

RotY_T1_grados=RotY_T1(:,1).*360/(2*pi);
RotY_C7_grados=RotY_C7(:,1).*360/(2*pi);
RotY_C6_grados=RotY_C6(:,1).*360/(2*pi);
RotY_C5_grados=RotY_C5(:,1).*360/(2*pi);
RotY_C4_grados=RotY_C4(:,1).*360/(2*pi);
RotY_C3_grados=RotY_C3(:,1).*360/(2*pi);
RotY_C2_grados=RotY_C2(:,1).*360/(2*pi);
RotY_C1_grados=RotY_C1(:,1).*360/(2*pi);
RotY_Con_grados=RotY_Con(:,1).*360/(2*pi);
RotY_Cab_grados=RotY_Cab(:,1).*360/(2*pi);

```

```

RotZ_T1_grados=RotZ_T1(:,1).*360/(2*pi);
RotZ_C7_grados=RotZ_C7(:,1).*360/(2*pi);
RotZ_C6_grados=RotZ_C6(:,1).*360/(2*pi);
RotZ_C5_grados=RotZ_C5(:,1).*360/(2*pi);
RotZ_C4_grados=RotZ_C4(:,1).*360/(2*pi);

```

```

RotZ_C3_grados=RotZ_C3(:,1).*360/(2*pi);
RotZ_C2_grados=RotZ_C2(:,1).*360/(2*pi);
RotZ_C1_grados=RotZ_C1(:,1).*360/(2*pi);
RotZ_Con_grados=RotZ_Con(:,1).*360/(2*pi);
RotZ_Cab_grados=RotZ_Cab(:,1).*360/(2*pi);

%%
%Desplazamientos globales y locales de la Cabeza
Despl_Cab_global=
importdata('desplazamientos_globales_Cabeza.csv','');
DesplX_Cab_global=Despl_Cab_global.data(:,2);
DesplY_Cab_global=Despl_Cab_global.data(:,4);
DesplZ_Cab_global=Despl_Cab_global.data(:,6);

Despl_Cab= importdata('desplazamientos_locales_Cabeza.csv','');
DesplX_Cab=Despl_Cab.data(:,2);
DesplY_Cab=Despl_Cab.data(:,4);
DesplZ_Cab=Despl_Cab.data(:,6);

%%
%Velocidades globales y locales de la Cabeza

Vel_Cab_global= importdata('Velocidades_globales_Cabeza_.csv','');
VelX_Cab_global=Vel_Cab_global(:,2);
VelY_Cab_global=Vel_Cab_global(:,3);
VelZ_Cab_global=Vel_Cab_global(:,4);

Vel_Cab= importdata('Velocidades_locales_Cabeza_.csv','');
VelX_Cab=Vel_Cab(:,2);
VelY_Cab=Vel_Cab(:,3);
VelZ_Cab=Vel_Cab(:,4);

%%
%Aceleraciones globales y locales de la cabeza

Acel_Cab_global= importdata('Aceleraciones_globales_Cabeza_.csv','');
AcelX_Cab_global=Acel_Cab_global(:,2);
AcelY_Cab_global=Acel_Cab_global(:,3);
AcelZ_Cab_global=Acel_Cab_global(:,4);

Acel_Cab= importdata('Aceleraciones_locales_Cabeza_.csv','');
AcelX_Cab=Acel_Cab(:,2);
AcelY_Cab=Acel_Cab(:,3);
AcelZ_Cab=Acel_Cab(:,4);

%%
%ROTACIONES DE VÉRTEBRAS CON RESPECTO A T1

for i=1:301
    RotX_CabT1(i,1)=RotX_Cab_grados(i)-RotX_T1_grados(i);
    RotX_C7T1(i,1)=RotX_C7_grados(i)-RotX_T1_grados(i);
    RotX_C6T1(i,1)=RotX_C6_grados(i)-RotX_T1_grados(i);
    RotX_C5T1(i,1)=RotX_C5_grados(i)-RotX_T1_grados(i);
    RotX_C4T1(i,1)=RotX_C4_grados(i)-RotX_T1_grados(i);
    RotX_C3T1(i,1)=RotX_C3_grados(i)-RotX_T1_grados(i);
    RotX_C2T1(i,1)=RotX_C2_grados(i)-RotX_T1_grados(i);
    RotX_C1T1(i,1)=RotX_C1_grados(i)-RotX_T1_grados(i);

```

```

RotX_ConT1(i,1)=RotX_Con_grados(i)-RotX_T1_grados(i);

RotY_CabT1(i,1)=RotY_Cab_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
RotY_C7T1(i,1)=RotY_C7_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
RotY_C6T1(i,1)=RotY_C6_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
RotY_C5T1(i,1)=RotY_C5_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
RotY_C4T1(i,1)=RotY_C4_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
RotY_C3T1(i,1)=RotY_C3_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
RotY_C2T1(i,1)=RotY_C2_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
RotY_C1T1(i,1)=RotY_C1_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
RotY_ConT1(i,1)=RotY_Con_grados(i)-RotY_T1_grados(i);

RotZ_CabT1(i,1)=RotZ_Cab_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
RotZ_C7T1(i,1)=RotZ_C7_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
RotZ_C6T1(i,1)=RotZ_C6_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
RotZ_C5T1(i,1)=RotZ_C5_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
RotZ_C4T1(i,1)=RotZ_C4_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
RotZ_C3T1(i,1)=RotZ_C3_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
RotZ_C2T1(i,1)=RotZ_C2_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
RotZ_C1T1(i,1)=RotZ_C1_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
RotZ_ConT1(i,1)=RotZ_Con_grados(i)-RotZ_T1_grados(i);
end

%%
%PASAMOS VELOCIDADES Y ACELERACIONES A MISMO SISTEMA DE REFERENCIA

%CABEZA
for i=1:301
X=RotX_CabT1(i);
Y=RotY_CabT1(i);
Z=RotZ_CabT1(i);

RX=[ 1,      0,      0;
     0, cos(X), -sin(X);
     0, sin(X),  cos(X)];

RY =[ cos(Y), 0, sin(Y);
     0, 1,    0;
    -sin(Y), 0, cos(Y)];

RZ =[ cos(Z), -sin(Z), 0;
     sin(Z),  cos(Z), 0;
     0,      0,    1];

Vel_Cab_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_Cab(i);Vely_Cab(i);VelZ_Cab(i)];

Acel_Cab_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_Cab(i);AcelY_Cab(i);AcelZ_Cab(i)];

end

%VÉRTEBRA C7
for i=1:301
X=RotX_C7T1(i);
Y=RotY_C7T1(i);
Z=RotZ_C7T1(i);

```

```

RX=[ 1,      0,      0;
     0, cos(X), -sin(X);
     0, sin(X),  cos(X)];

RY =[  cos(Y), 0, sin(Y);
     0, 1,      0;
    -sin(Y), 0, cos(Y)];

RZ =[ cos(Z), -sin(Z), 0;
     sin(Z),  cos(Z), 0;
     0,      0, 1];

Vel_C7_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_C7(i);Vely_C7(i);VelZ_C7(i)];
Acel_C7_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_C7(i);Acely_C7(i);AcelZ_C7(i)];

end

%VÉRTEBRA C6

for i=1:301

X=RotX_C6T1(i);
Y=RotY_C6T1(i);
Z=RotZ_C6T1(i);

RX=[ 1,      0,      0;
     0, cos(X), -sin(X);
     0, sin(X),  cos(X)];

RY =[  cos(Y), 0, sin(Y);
     0, 1,      0;
    -sin(Y), 0, cos(Y)];

RZ =[ cos(Z), -sin(Z), 0;
     sin(Z),  cos(Z), 0;
     0,      0, 1];

Vel_C6_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_C6(i);Vely_C6(i);VelZ_C6(i)];
Acel_C6_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_C6(i);Acely_C6(i);AcelZ_C6(i)];

end

%VÉRTEBRA C5

for i=1:301

X=RotX_C5T1(i);
Y=RotY_C5T1(i);
Z=RotZ_C5T1(i);

RX=[ 1,      0,      0;
     0, cos(X), -sin(X);
     0, sin(X),  cos(X)];

RY =[  cos(Y), 0, sin(Y);
     0, 1,      0;
    -sin(Y), 0, cos(Y)];

```

```
RZ = [ cos(Z), -sin(Z), 0;
       sin(Z),  cos(Z), 0;
       0,      0,    1];
```

```
Vel_C5_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_C5(i);Vely_C5(i);VelZ_C5(i)];
Acel_C5_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_C5(i);Acely_C5(i);AcelZ_C5(i)];
```

```
end
```

```
%VÉRTEBRA C4
```

```
for i=1:301
```

```
X=RotX_C4T1(i);
Y=RotY_C4T1(i);
Z=RotZ_C4T1(i);
```

```
RX=[ 1,      0,      0;
     0,  cos(X), -sin(X);
     0,  sin(X),  cos(X)];
```

```
RY = [ cos(Y), 0, sin(Y);
       0, 1, 0;
       -sin(Y), 0, cos(Y)];
```

```
RZ = [ cos(Z), -sin(Z), 0;
       sin(Z),  cos(Z), 0;
       0,      0,    1];
```

```
Vel_C4_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_C4(i);Vely_C4(i);VelZ_C4(i)];
Acel_C4_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_C4(i);Acely_C4(i);AcelZ_C4(i)];
```

```
end
```

```
%VÉRTEBRA C3
```

```
for i=1:301
```

```
X=RotX_C3T1(i);
Y=RotY_C3T1(i);
Z=RotZ_C3T1(i);
```

```
RX=[ 1,      0,      0;
     0,  cos(X), -sin(X);
     0,  sin(X),  cos(X)];
```

```
RY = [ cos(Y), 0, sin(Y);
       0, 1, 0;
       -sin(Y), 0, cos(Y)];
```

```
RZ = [ cos(Z), -sin(Z), 0;
       sin(Z),  cos(Z), 0;
       0,      0,    1];
```

```
Vel_C3_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_C3(i);Vely_C3(i);VelZ_C3(i)];
Acel_C3_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_C3(i);Acely_C3(i);AcelZ_C3(i)];
```

```
end
```

```
%VÉRTEBRA C2
```

```
for i=1:301
```

```
X=RotX_C2T1(i);
Y=RotY_C2T1(i);
Z=RotZ_C2T1(i);
```

```
RX=[ 1,      0,      0;
     0, cos(X), -sin(X);
     0, sin(X),  cos(X)];
```

```
RY =[  cos(Y), 0, sin(Y);
     0, 1,      0;
     -sin(Y), 0, cos(Y)];
```

```
RZ =[  cos(Z), -sin(Z), 0;
     sin(Z),  cos(Z), 0;
     0,      0, 1];
```

```
Vel_C2_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_C2(i);Vely_C2(i);VelZ_C2(i)];
Acel_C2_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_C2(i);AcelY_C2(i);AcelZ_C2(i)];
```

```
end
```

```
%VÉRTEBRA C1
```

```
for i=1:301
```

```
X=RotX_C1T1(i);
Y=RotY_C1T1(i);
Z=RotZ_C1T1(i);
```

```
RX=[ 1,      0,      0;
     0, cos(X), -sin(X);
     0, sin(X),  cos(X)];
```

```
RY =[  cos(Y), 0, sin(Y);
     0, 1,      0;
     -sin(Y), 0, cos(Y)];
```

```
RZ =[  cos(Z), -sin(Z), 0;
     sin(Z),  cos(Z), 0;
     0,      0, 1];
```

```
Vel_C1_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_C1(i);Vely_C1(i);VelZ_C1(i)];
Acel_C1_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_C1(i);AcelY_C1(i);AcelZ_C1(i)];
```

```
end
```

```
%CÓNDILO
```

```
for i=1:301
```




```

X=RotX_ConT1(i);
Y=RotY_ConT1(i);
Z=RotZ_ConT1(i);

RX=[ 1,      0,      0;
     0, cos(X), -sin(X);
     0, sin(X),  cos(X)];

RY =[  cos(Y), 0, sin(Y);
     0, 1,      0;
     -sin(Y), 0, cos(Y)];

RZ =[  cos(Z), -sin(Z), 0;
     sin(Z),  cos(Z), 0;
     0,      0, 1];

Vel_Con_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[VelX_Con(i);VelY_Con(i);VelZ_Con(i)];
Acel_Con_SR(:,i)=(RX*RY*RZ)*[AcelX_Con(i);AcelY_Con(i);AcelZ_Con(i)];

end

%%
%CRITERIOS DE DAÑO

%%
%CRITERIO NIC

Arel=Acel_Cab_SR(1,:)'-AcelX_T1;
Arel=Arel.*1000;
Vrel=Vel_Cab_SR(1,:)'-VelX_T1;

NIC=0.07.*Arel+Vrel.^2;
figure
plot(Time(1:51,1),NIC(1:51,1),'LineWidth',2)
xlabel('Tiempo (ms)'), ylabel('NIC (m^2/s^2)')
title('Criterio NIC')

%%
%CRITERIO IV-NIC

for i=1:301

    RotY_C7T1(i,1)=RotY_C7_grados(i)-RotY_T1_grados(i);
    RotC6C7(i,1)=RotY_C6_grados(i)-RotY_C7_grados(i);
    RotC5C6(i,1)=RotY_C5_grados(i)-RotY_C6_grados(i);
    RotC4C5(i,1)=RotY_C4_grados(i)-RotY_C5_grados(i);
    RotC3C4(i,1)=RotY_C3_grados(i)-RotY_C4_grados(i);
    RotC2C3(i,1)=RotY_C2_grados(i)-RotY_C3_grados(i);
    RotC1C2(i,1)=RotY_C1_grados(i)-RotY_C2_grados(i);
    RotConC1(i,1)=RotY_Con_grados(i)-RotY_C1_grados(i);

end

%FASE DE EXTENSIÓN
Time_extension=Time(1:175,1);
IV_NIC_C7T1_ext=RotY_C7T1./2.5;
IV_NIC_C6C7_ext=RotC6C7./5;

```

```

IV_NIC_C5C6_ext=RotC5C6./8;
IV_NIC_C4C5_ext=RotC4C5./6;
IV_NIC_C3C4_ext=RotC3C4./7;
IV_NIC_C2C3_ext=RotC2C3./6;
IV_NIC_C1C2_ext=RotC1C2./9;
IV_NIC_ConC1_ext=RotConC1./14;

IV_NIC_C7T1_ext=IV_NIC_C7T1_ext(1:175,1);
IV_NIC_C6C7_ext=IV_NIC_C6C7_ext(1:175,1);
IV_NIC_C5C6_ext=IV_NIC_C5C6_ext(1:175,1);
IV_NIC_C4C5_ext=IV_NIC_C4C5_ext(1:175,1);
IV_NIC_C3C4_ext=IV_NIC_C3C4_ext(1:175,1);
IV_NIC_C2C3_ext=IV_NIC_C2C3_ext(1:175,1);
IV_NIC_C1C2_ext=IV_NIC_C1C2_ext(1:175,1);
IV_NIC_ConC1_ext=IV_NIC_ConC1_ext(1:175,1);

IV_NIC_C7T1_ext_max=max(abs(IV_NIC_C7T1_ext));
IV_NIC_C6C7_ext_max=max(abs(IV_NIC_C6C7_ext));
IV_NIC_C5C6_ext_max=max(abs(IV_NIC_C5C6_ext));
IV_NIC_C4C5_ext_max=max(abs(IV_NIC_C4C5_ext));
IV_NIC_C3C4_ext_max=max(abs(IV_NIC_C3C4_ext));
IV_NIC_C2C3_ext_max=max(abs(IV_NIC_C2C3_ext));
IV_NIC_C1C2_ext_max=max(abs(IV_NIC_C1C2_ext));
IV_NIC_ConC1_ext_max=max(abs(IV_NIC_ConC1_ext));

limite_superior_ext=ones(175,1);
limite_inferior_ext=-1*ones(175,1);

figure
plot(Time_extension,IV_NIC_C7T1_ext,Time_extension,IV_NIC_C6C7_ext,Time_extension,IV_NIC_C5C6_ext,Time_extension,IV_NIC_C4C5_ext,Time_extension,IV_NIC_C3C4_ext,Time_extension,IV_NIC_C2C3_ext,Time_extension,IV_NIC_C1C2_ext,Time_extension,IV_NIC_ConC1_ext,Time_extension,limite_superior_ext,Time_extension,limite_inferior_ext,'LineWidth',2)
legend('C7-T1','C6-C7','C5-C6','C4-C5','C3-C4','C2-C3','C1-C2','Con-C1','Límite','Límite')
xlabel('Tiempo (ms)'), ylabel('Inter-Vertebral Neck Injury Criterion')
title('Fase de extensión IV-NIC')

Time_flexion=Time(175:301,1);
IV_NIC_C7T1_flex=RotY_C7T1./4;
IV_NIC_C6C7_flex=RotC6C7./6;
IV_NIC_C5C6_flex=RotC5C6./7;
IV_NIC_C4C5_flex=RotC4C5./6;
IV_NIC_C3C4_flex=RotC3C4./6;
IV_NIC_C2C3_flex=RotC2C3./4;
IV_NIC_C1C2_flex=RotC1C2./13;
IV_NIC_ConC1_flex=RotConC1./14;

IV_NIC_C7T1_flex=IV_NIC_C7T1_flex(175:301,1);
IV_NIC_C6C7_flex=IV_NIC_C6C7_flex(175:301,1);
IV_NIC_C5C6_flex=IV_NIC_C5C6_flex(175:301,1);
IV_NIC_C4C5_flex=IV_NIC_C4C5_flex(175:301,1);
IV_NIC_C3C4_flex=IV_NIC_C3C4_flex(175:301,1);
IV_NIC_C2C3_flex=IV_NIC_C2C3_flex(175:301,1);
IV_NIC_C1C2_flex=IV_NIC_C1C2_flex(175:301,1);
IV_NIC_ConC1_flex=IV_NIC_ConC1_flex(175:301,1);

IV_NIC_C7T1_flex_max=max(abs(IV_NIC_C7T1_flex));
IV_NIC_C6C7_flex_max=max(abs(IV_NIC_C6C7_flex));

```

```

IV_NIC_C5C6_flex_max=max(abs(IV_NIC_C5C6_flex));
IV_NIC_C4C5_flex_max=max(abs(IV_NIC_C4C5_flex));
IV_NIC_C3C4_flex_max=max(abs(IV_NIC_C3C4_flex));
IV_NIC_C2C3_flex_max=max(abs(IV_NIC_C2C3_flex));
IV_NIC_C1C2_flex_max=max(abs(IV_NIC_C1C2_flex));
IV_NIC_ConC1_flex_max=max(abs(IV_NIC_ConC1_flex));

limite_superior_flex=ones(127,1);
limite_inferior_flex=-1*ones(127,1);

figure
plot(Time_flexion,IV_NIC_C7T1_flex,Time_flexion,IV_NIC_C6C7_flex,Time_flexion,IV_NIC_C5C6_flex,Time_flexion,IV_NIC_C4C5_flex,Time_flexion,IV_NIC_C3C4_flex,Time_flexion,IV_NIC_C2C3_flex,Time_flexion,IV_NIC_C1C2_flex,Time_flexion,IV_NIC_ConC1_flex,Time_flexion,limite_superior_flex,Time_flexion,limite_inferior_flex,'LineWidth',2)
legend('C7-T1','C6-C7','C5-C6','C4-C5','C3-C4','C2-C3','C1-C2','Con-C1','Límite','Límite')
xlabel('Tiempo (ms)'), ylabel('Inter-Vertebral Neck Injury Criterion')
title('Fase de flexión IV-NIC')

%%
%CRITERIO NDC

%Ndshear

dif_inicialX=CoorX_Con(1)-CoorX_T1(1);
for i=1:301

    CoorX_Con(i)=CoorX_Con(i)-dif_inicialX;
    DesplX_CoT1(i,1)=CoorX_Con(i)-CoorX_T1(i);

end

Ndshear=DesplX_CoT1./35;
figure
plot(Time,Ndshear,'LineWidth',2)
xlabel('Tiempo')
ylabel('Ndshear')
title('Ndshear')

%Ndextension

for i=1:301

    RotConT1(i,1)=RotY_Con_grados(i)-RotY_T1_grados(i);

end

Ndextension=RotConT1./25;
figure
plot(Time,Ndextension,'LineWidth',2)
xlabel('Tiempo')
ylabel('Ndextension')
title('Ndextension')

%Nddistraccion

```

```

dif_inicialZ=CoorZ_Con(1)-CoorZ_T1(1);
for i=1:301

    CoorZ_Con(i)=CoorZ_Con(i)-dif_inicialZ;
    DesplZ_CoT1(i,1)=CoorZ_Con(i)-CoorZ_T1(i);

end

Nddistraccion=DesplZ_CoT1./-15;
figure
plot(Time,Nddistraccion,'LineWidth',2)
xlabel('Tiempo')
ylabel('Nddistraccion')
title('Nddistraccion')

figure
plot(DesplX_CoT1,RotConT1,'LineWidth',2)
xlabel('X Con-T1 (mm)')
ylabel('Rot Con-C1(deg)')
hold on
A=[0 37];
B=[15 40];
plot(A,B)
C=[40 72];
D=[0 25];
plot(C,D)
hold off

figure
plot(DesplX_CoT1,DesplZ_CoT1,'LineWidth',2)
xlabel('X Con-T1 (mm)')
ylabel('Z Con-T1 (mm)')
hold on
E=[0 42.5];
F=[-15 -40];
plot(E,F)
G=[40 70];
H=[0 -14];
plot(G,H)
hold off

%%
%ACELERACIÓN DE LA CABEZA

Acel_Cab_SR_g=Acel_Cab_SR(1,:).*100;
figure
plot(Time,Acel_Cab_SR_g,'LineWidth',2)
title('Aceleración de la cabeza')
xlabel('Tiempo (ms)')
ylabel('Aceleración de la cabeza (g)')
Acel_Cab_SR_g_max=max(Acel_Cab_SR_g(1,75:300));

```

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Dossier Fundación MAPFRE 2016 de seguridad vial infantil en el automóvil en España y Latinoamérica: sillitas infantiles 2016". © Fundación MAPFRE (2016).
- [2] F. Panzino, A. Pizà Oliveras, N. Pociello Almiñana, J.J. García García, C. Luaces Cubells, J. Pou Fernández. Estudio multicéntrico sobre factores de riesgo de lesiones en accidentes de automóvil. Volume 71, Issue 1 (2009) Pages 25-30, ISSN 1695-4033, <https://doi.org/10.1016/j.anpedi.2009.04.002>
- [3] Camarero, F. y Monclús, J. Asientos elevadores en el automóvil: ¿Hasta cuándo hay que utilizarlos? Área de Prevención y Seguridad Vial, FUNDACIÓN MAPFRE (2015).
- [4] Juan, I., L. Lozano, C. Dávila, Juan Andrés Mora y C. Tramontini. Anatomía de la columna vertebral en radiografía convencional. (2018). <https://doi.org/10.26852/01234250.11>
- [5] The Editors of Encyclopaedia Britannica, Vertebral column, Encyclopædia Britannica. (May 27, 2020). <https://www.britannica.com/science/vertebral-column>.
- [6] J. Hamill y K. Knutzen, Biomechanical Basis of Human Movement. Vol. 217. (1995).
- [7] Nihat Özkaya, Dawn Leger, David Goldsheyder, Margareta Nordin. Fundamentals of Biomechanics. Equilibrium, Motion and Deformation. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-44738-4>
- [8] Kapandji, I.A. Cuadernos de Fisiología Articular, Cuaderno III, Tronco y Raquis, Toray-Masson S.A. (1981)
- [9] Cervical Spine Anatomy, University of Maryland Clinical Center. <http://www.umm.edu/programs/spine/health/guides/cervical-spine-anatomy>.
- [10] Gray H. Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice. Elsevier Churchill Livingstone. (2005)

- [11] Heinking KP, Kappler RE. Cervical region. In: Chila A, ed. Foundations of Osteopathic Medicine. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams & Wilkens. (2010). pp. 513-527.
- [12] Physiopedia contributors, Cervical Vertebrae, Physiopedia, (23 August 2019). https://www.physio-pedia.com/Cervical_Vertebrae
- [13] Richard Drake A. Wayne Vogl Adam Mitchell, Gray's Anatomy for Students, 4th Edition. Elsevier (22nd February 2019)
- [14] REAL ACADEMIA ESPAÑOLA: Diccionario de la lengua española, 23.ª ed., [versión 23.4 en línea] (Noviembre 2020). <https://dle.rae.es/biomecánico>
- [15] Milburn, P. D. You Still Can't Tell One If You See One. Proceedings of the First Australasian Biomechanics Conference, Sydney, Australia, (1996) pp. 116-117.
- [16] King, Albert I. PhD; Viano, David C. PhD; Mizeres, Nicholas PhD; States, John D. MD Humanitarian Benefits of Cadaver Research on Injury Prevention, The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care - Volume 38 - Issue 4 (April 1995) - pages 564-569
- [17] How the Test are done (19 March 2003). <http://crash.citroenz.biz/how-tests-r-done.html>
- [18] Anna Carlsson, Initial Studies of Dynamic Responses of Female and Male Volunteers in Rear Impact Tests. Chalmers University of Technology. Göteborg, Sweden (2010).
- [19] M. Panzer, Numerical Modelling of the Human Cervical Spine in Frontal Impact, University of Waterloo, Waterloo, Canada (2006).
- [20] J. Y. Rho, M. C. Hobatho, and R. B. Ashman, Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, Medical Engineering & Physics, vol. 17, no. 5, pp. 347–355, 1995.
- [21] M. Lengsfeld, J. Schmitt, P. Alter, J. Kaminsky, and R. Leppek, Comparison of geometry-based and CT voxelbased finite element modelling and experimental validation, Medical Engineering & Physics, vol. 20, no. 7, pp. 515–522 (1998)

- [22] Biomedical Engineering Expert No 128475, Literature Review on Biomechanics of Injury Causation. (2012) <https://www.forensisgroup.com/literature-review-on-biomechanics-of-injury-causation-2/>.
- [23] Meng-Si Sun, Xin-Yi Cai, Qing Liu, Cheng-Fei Du, Zhong-Jun Mo, "Application of Simulation Methods in Cervical Spine Dynamics", Journal of Healthcare Engineering, vol. 2020, Article ID 7289648, 12 pages, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/7289648>
- [24] Arregui-Dalmases, C. Combalía, A., Velazquez-Ameijide, J. Sanchez-Molina, D., & Teijeira, Biomecánica del latigazo cervical: conceptos cinemáticos y dinámicos. Revista Española de Medicina, 99105, (2013).
- [25] Baydal, J. Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical (2012).
- [26] Carnero, J. F., de las Peñas, C. F., & del Cerro, L. P. Biomecánica del síndrome de latigazo cervical y su analogía osteopática (2004) pp. 211-219.
- [27] Dong L, Li G, Mao H, Marek S, Yang K H, Development and Validation of a 10-Year-Old Child Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model. Annals of Biomedical Engineering 41 (2013), pp. 2538– 2552.
- [28] C. Giordano and S. Kleiven, Development of a 3 Year Old Child FE Head Model, Continuously Scalable from 1.5 to 6 Year Old. (September 2016).
- [29] Mizuno K, Iwata K, Deguchi T, Ikami T, Kubota M., Development of a three-year-old child FE model, Traffic Inj Prev, 6(4):361-71. PMID: 16266945 (Dec 2005). <https://doi.org/10.1080/15389580500255922>
- [30] M. Okamoto, Y. Takahashi, M. Hitosugi, F. Mori, M. Hitosugi, J. Madeley, J. Ivarsson, J.R. Crandall, Development of finite element model for child pedestrian protection, Proc. of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) (2003)
- [31] Iwamoto M, Nakahira Y, Tamura A, Kimpara H, Watanabe I, Miki K., Development of advanced human models in THUMS, Paper presented at: 6th European LS-DYNA Users' Conference; Gothenburg, Sweden (May 29–30, 2007).

- [32] Meng, Yunzhu et al. A finite element model of a six-year-old child for simulating pedestrian accidents. *Accident; analysis and prevention* 98 (2017) pp. 206-213.
- [33] Haiyan Li, Wenle Lv, Shihai Cui, Lijuan He, Shijie Ruan, Chunxiang Wang., Development and Application of a Six-Year-Old Child Pedestrian Finite Element Model. 2017 Summer Biomechanics, Bioengineering and Biotransport Conference. Tucson, Arizona (2007).
- [34] Shen, M., Mao, H., Jiang, B., Zhu, F. et al., Introduction of Two New Pediatric Finite Element Models for Pedestrian and Occupant Protections, SAE Technical Paper 2016-01-1492 (2016) <https://doi.org/10.4271/2016-01-1492>
- [35] Tarriere, C., Children are not miniature adults. In: Proceedings of the International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference. Brunnen, Switzerland, (1995) pp. 15–27.
- [36] Dong, L., Li, G., Mao, H. et al., Development and Validation of a 10-Year-Old Child Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model, *Ann Biomed Eng* 41, (2013) 2538–2552. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0858-7>
- [37] A.R. Burdi, D.F. Huelke, R.G. Snyder, G.H. Lowrey, Infants and children in the adult world of automobile safety design: Pediatric and anatomical considerations for design of child restraints, *Journal of Biomechanics*, Volume 2, Issue 3, Pages 267-280, ISSN 0021-9290 (1969) [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(69\)90083-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(69)90083-9).
- [38] Karin Brolin, Isabelle Stockman, Marianne Andersson, Katarina Bohman, Laure-Lise Gras, Lotta Jakobsson. Safety of children in cars: A review of biomechanical aspects and human body models, *IATSS Research*, Volume 38, Issue 2, ISSN 0386-1112, (2015), Pages 92-102 <https://doi.org/10.1016/j.iatssr.2014.09.001>
- [39] Beillas P, Giordano C, Alvarez V, Li X, Ying X, Chevalier MC, Kirscht S, Kleiven S. Development and performance of the PIPER scalable child human body models. *Proceeding of the PoCC Conference*, Munich, Germany (2016).
- [40] Bono G, Antonaci F, Ghirmai S, D Angelo F, Berger M, Nappi G. Whiplash injuries: clinical picture and diagnostic work-up. *Clin Exp Rheumatol* 2000; 18(Suppl)19:S23-8.

- [41] Spitzer, W.O., Skovron, M.L., Salmi, L.R., Cassidy, J.D., Duranceau, J., Suissa, S., Zeiss, E., Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining "whiplash" and its management. *Spine* 20, 1S–73S. (1995).
- [42] Bostrom, O., Svensson, M.Y., Aldman, B., Hansson, H.A., Haland, Y., Lovsund, P., Seeman, T., Suneson, A., Salgo, A., Ortengran, T., A new neck injury criterion candidate based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma. International Research Council on the Biomechanics of Impacts, Dublin, Ireland (1996) pp. 123–136.
- [43] Aldman B, An Analytical Approach to the Impact Biomechanics of Head and Neck Injury, Proc. 30th Annual AAAM, Montreal, Quebec, Canada, (1986) pp. 446–454
- [44] Svensson MY, Aldman B, Lövsund P, Hansson HA, Sunesson A, Seeman T, Örtengren T, Pressure Effects in the Spinal Canal during Whiplash Extension Motion – A Possible Cause of Injury to the Cervical Spinal Ganglia, Proc. IRCOBI Conf., Eindhoven (The Netherlands), (1993) pp. 189–200.
- [45] Panjabi, M. M., Wang, J., & Delson, N. Neck Injury Criterion Based on Intervertebral Motions and its Evaluation using an Instrumented Neck Dummy (1999).
- [46] Viano, D. C., & Davidsson, J., Neck Displacements of Volunteers, BioRID P3 and Hybrid III in Rear Impacts: Implications to Whiplash Assessment by a Neck Displacement Criterion (NDC), Tra-c Injury Prevention (2002) pp. 105-116. <https://doi.org/10.1080/15389580211993>.
- [47] Allan F. Tencer, Sohail Mirza & Philippe Huber, A Comparison of Injury Criteria Used in Evaluating Seats for Whiplash Protection, *Traffic Injury Prevention*, 5:1, (2004), 56-66, <https://doi.org/10.1080/15389580490269209>
- [48] Eppinger, R. et al., Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems–II, NHTSA, Washington, DC (1999).
- [49] Schmitt, K., Muser, M.H., Walz, F.H., Niederer, P.F., Muser, M.H., Walz, F.H., Niederer, P.F., Schmitt, K., Muser, M.H., Walz, F.H.: N km—a proposal for a neck protection criterion for low-speed rear-end impacts. *Traffic Inj. Prev.* 3 (2002) 117–126 <https://doi.org/10.1080/15389580212002>

- [50] F. Heitplatz, R. Sferco, P. Fay, J. Reim, A. Kim, and P. Prasad, An evaluation of existing and proposed injury criteria with various dummies to determine their ability to predict the level of soft tissue neck injury seen in real world accidents, 18th Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya, Japan, (2003) pp. 1–7.
- [51] Dirección General de Tráfico: La Silla que Cuida. NIPO: 128-11-091-3 (2011)
- [52] Reglamento nº129 de la Comisión Económica para Europa de las Naciones Unidas (CEPE): Prescripciones uniformes relativas a la homologación de sistemas reforzados de retención infantil utilizados a bordo de vehículos de motor (SRIR). Diario Oficial de la Unión Europea (29/03/2014).
- [53] Cheng, H., Obergefell, L. and Rizer, A. Generator of Body Data (GEBOD), Manual, Tech. Report, Systems Research Labs Inc Dayton, OH. (1994).
- [54] Trosseille X, Lehmann I. D4.4 Report of the feasibility from physical testing to numerical criteria. CASPER project deliverable (October 2012).
- [55] https://gitlab.inria.fr/piper/misc_models/-/tree/master/Environment
- [56] Bernal Benítez, C., Monserrat Simarro, Vega., Abellan López, David. ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA INFLUENCIA DE LA POSICIÓN DE SUJETOS PEDIÁTRICOS EN EL IMPACTO CERVICAL ANTE ALCANCES TRASEROS. Trabajo Final de grado. Universidad de Málaga (Junio 2020).