



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

**Grado en Ingeniería en Diseño Industrial y Desarrollo de
Producto**

**Modelado de un mecanismo activo para reducir el
riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical
mediante la herramienta Working Model 2D.**

Autora:

Portela Cameselle, Carmen

Tutor:

Mostaza Fernández, Roberto

Departamento:

**CMeIM, EGI, ICGyF, IM e IPF
Área de Ingeniería Mecánica**

Valladolid, abril 2021.

Agradecimientos

En primer lugar, quisiera dar las gracias a mi profesor Roberto Mostaza Fernández, quien me ha guiado en su camino de dedicación y gusto por su profesión y quien me ha transmitido su confianza para superarme en lo que me he propuesto, tanto en lo referente a este proyecto como en mis nuevas metas profesionales.

En segundo lugar, a la Excelentísima Universidad de Valladolid por haberme brindado una educación y valores de los que haré uso en todas las etapas que me sucederán.

A mis abuelos, por ser el claro ejemplo de sacrificio y por encima de todo, amor. Os dedico este y todos los logros que alcance ahora y siempre, también mis derrotas, pues si algo me habéis enseñado es a ser luchadora.

A mis padres, a los cuales me resulta imposible agradecer con palabras la vida que me han regalado. A mi hermana Irene, por haber sido siempre mi compañera y consejera, por cuidarme tanto, estoy muy orgullosa de ti.

A cada una de las personas que se han cruzado en mi camino: docentes, mis queridas colegialas del Santa Cruz, amigos que me han ayudado a sobrellevar la morriña, mi familia, Mario, todos habéis convertido esta etapa en un trayecto inolvidable.

Resumen

Pese al incesante avance de las tecnologías en el campo de la automoción para evitar lesiones relacionadas con los accidentes de tráfico, el síndrome del latigazo cervical sigue presentando una alta incidencia en la sociedad europea.

A lo largo de las últimas décadas, han surgido diferentes mecanismos capaces de disminuir la probabilidad de contraer la lesión anterior. Sin embargo, la sintomatología de la lesión es, en muchas ocasiones, difícil de cuantificar, por lo que no existe una única interpretación sobre las causas que la originan.

En el transcurso de este trabajo se hará una revisión de la literatura existente sobre el mecanismo lesivo, así como un estudio de las actuales tecnologías operativas en el parque automovilístico europeo para evitar el citado traumatismo.

El objetivo final será el diseño de un mecanismo integrado en el asiento del automóvil que cumpla con el principal requerimiento de mitigar los posibles daños en la columna cervical por impactos traseros.

Palabras clave: *biomecánica, automóvil, columna cervical, colisión, whiplash.*

Índice general

1. Introducción	15
1.1. Antecedentes al estudio del SLC.	15
1.2. Epidemiología del SLC.	15
1.3. Problemática (técnico-médica, económico social, legal).....	16
1.3.1. Epidemiología en España	16
2. Estado del arte	19
2.1. Estudio Biomecánico	19
2.2. Biomecánica del raquis cervical	19
2.2.1. Anatomía básica de la columna vertebral.....	19
2.2.2. Fisiología del raquis cervical	24
2.2.2.1. Biomecánica del raquis cervical superior	24
2.2.2.2. Biomecánica del raquis cervical inferior.	26
2.3. Causa y mecanismo. Dinámica del whiplash.....	27
2.4. Biomecánica del mecanismo de lesión.....	29
2.5. Análisis de factores que influyen en el mecanismo de lesión.....	32
2.5.1. Factores del vehículo	32
2.5.2. Factores del ocupante	35
2.6. Concepto de Delta-V.....	36
2.6.1. Física relacionada con la determinación de Delta-V	36
2.7. Colisiones.....	37
2.7.1. Tipos de colisión y choque.....	37
2.7.2. Física relacionada con las colisiones	37
2.8. Clasificación del Quebec Task Force:	39
2.9. Lesiones Código AIS.....	39
2.10. Criterios biomecánicos	40
3. Objetivos y Plan de Trabajo	43
3.1. Objetivos	43
3.2. Dispositivos de seguridad.....	43
3.2.1. Dispositivos de seguridad activos:.....	43
3.2.2. Dispositivos de seguridad pasivos:.....	43
3.3. Asientos y reposacabezas.	44
3.4. Ensayos de choque	49
3.4.1. Qué son y para qué sirven	49
3.4.2. Quién los realiza	49
3.4.3. Euro NCAP.....	50
3.4.3.1. Pruebas dinámicas EuroNCAP	50
3.4.3.2. Latigazos cervicales según EuroNCAP.....	51
3.4.3.3. Requisitos de la prueba dinámica:	52
3.4.3.4. Definición del movimiento de los asientos:.....	54
3.5. Los crash test dummies.....	55

3.5.1. Maniquí BioRID II.....	56
4. Desarrollo del mecanismo.....	59
4.1. <i>Hipótesis de partida.....</i>	59
4.2. <i>Metodología.....</i>	60
4.3. <i>Working Model 2D.....</i>	60
4.3.1. <i>Funcionamiento del Software.....</i>	61
4.4. <i>Otros programas de simulación.....</i>	62
4.5. <i>Conceptos previos a la simulación.....</i>	63
4.5.1. <i>Elementos de enlace.....</i>	64
4.5.2. <i>Leyes de Grashof:.....</i>	65
4.5.3. <i>Eslabones.....</i>	66
4.5.4. <i>Grados de libertad.....</i>	66
5. Diseño de los mecanismos.....	69
5.1. <i>Diseño del dummy.....</i>	69
5.1.1. <i>Validación del maniquí.....</i>	72
5.2. <i>Diseño del asiento.....</i>	76
6. Simulación.....	85
6.1. <i>Parámetros de la simulación.....</i>	85
6.1.1. <i>Modelo de asiento convencional.....</i>	86
6.1.2. <i>Modelo de asiento activo.....</i>	86
7. Análisis gráfico.....	97
8. Conclusiones del estudio.....	101
8.1. <i>Conclusiones.....</i>	101
8.2. <i>Líneas futuras.....</i>	101
9. Bibliografía.....	103

Ilustraciones

Ilustración 1. Primera vértebra cervical o Atlas. (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007)	20
Ilustración 2. Segunda vértebra cervical o Axis. (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007)	21
Ilustración 3. Vértebra cervical (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007)	22
Ilustración 4. Columna vertebral: vista frontal (Kapandji, 2012).....	22
Ilustración 5. Curvas columna vertebral. (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007).....	23
Ilustración 6. Médula espinal (Ullrich, 2014).....	23
Ilustración 7. Articulación occipitoatloidoidea (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007).	24
Ilustración 8. Articulación atlantoaxoidea (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007).....	25
Ilustración 9. Planos sagital, coronal y transversal (Chiriac, 2008).....	27
Ilustración 10. Amplitud articular del raquis cervical (Kapandji, 2012)	28
Ilustración 11. Resonancia magnética de un paciente con traumatismo del latigazo cervical (Arregui Dalmases, 2013).	29
Ilustración 12. Biomecánica del mecanismo lesivo tras un impacto trasero. (Esguince cervical, s.f.)	30
Ilustración 13. Fases SLC.....	31
Ilustración 14. Airbag en desarrollo del modelo Mercedes-Benz GLE (Delgado, 2019).....	44
Ilustración 15. Criterio EuroNCAP ajuste reposacabezas (Euro NCAP, 2020).....	46
Ilustración 16. SAHR de la marca Saab (Saab Planet, 2020).	47
Ilustración 17. Fases activación mecanismo WHIPS de Volvo (Volvo Cars Whiplash System, 2008).	47
Ilustración 18. Mecanismo de reclinación WHIPS de Volvo (Volvo Cars Whiplash System, 2008).	48
Ilustración 19. Reposacabezas activo BMW (BMW, s.f.).....	48
Ilustración 20. Criterios biomecánicos (Euro NCAP, 2020).	51
Ilustración 21. Colocación del dummy en un impacto trasero (Euro NCAP, 2020).	51
Ilustración 22. Crash test impacto trasero (Euro NCAP, 2020).....	52
Ilustración 23. Aceleración empleada en las pruebas de impacto trasero (Whiplash, 2020).	53
Ilustración 24. Requerimientos correspondientes a los pulsos de alta severidad (Whiplash, 2020).....	53
Ilustración 25. Ajuste de riel (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).	54
Ilustración 26. Ajuste del respaldo (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).	54
Ilustración 27. Ajuste del soporte lumbar (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).	54

Ilustración 28. Ajuste del reposacabezas en dirección vertical (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).	55
Ilustración 29. Ajuste del reposacabezas en dirección horizontal (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).	55
Ilustración 30. Ajuste de la parte superior del respaldo (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).	55
Ilustración 31. BioRID II Humanetics (Humanetics group, s.f.)	56
Ilustración 32. Modelo FE Humanetics BioRID II (Humanetics group, s.f.).....	57
Ilustración 33. Modelo FE Humanetics perfil BioRID II (Humanetics group, s.f.).	57
Ilustración 34. Espacio de trabajo en software Working Model 2D.	61
Ilustración 35. Barra de herramientas Working Model 2D.	62
Ilustración 36. Modelo de elementos finitos del complejo craneoencefálico (Omerovic, Tomasch, & Prebil, Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2016).	63
Ilustración 37. Par de revolución (a). Para prismático (b).....	65
Ilustración 38. Mecanismo de doble manivela.	65
Ilustración 39. Mecanismo biela-manivela.	66
Ilustración 40. Mecanismo de doble balancín.....	66
Ilustración 41. Boceto inicial maniquí.	70
Ilustración 42. Uniones y centros de masa.	70
Ilustración 43. Boceto inicial de las uniones entre los cuerpos.	71
Ilustración 44. Diseño final de los elementos de unión.....	72
Ilustración 45. Modelo de dummy final para la simulación.....	72
Ilustración 46. Formación en S de la columna cervical. Grauer et al (Arregui Dalmases, 2013).	73
Ilustración 47. Simulación entre los 25 y 50 ms.	73
Ilustración 48. Movimiento de la cabeza en los instantes t=0-50 ms.....	74
Ilustración 49. Comparación gráfica instante t=37,5ms.	74
Ilustración 50. Movimiento de la cabeza en los instantes t=50-100 ms.	75
Ilustración 51. Comparación gráfica instante t=75 ms.	75
Ilustración 52. Simulación entre los 50 y 100 ms.	75
Ilustración 53. Fase de diseño. Primeros modelos (1).....	76
Ilustración 54. Fase de diseño. Primeros modelos (2).....	77
Ilustración 55. Fase de diseño. Primeros modelos (3).....	77
Ilustración 56. Fase de diseño. Primeros modelos (4).....	78
Ilustración 57. Mecanismo asiento	79
Ilustración 58. Reclinación máxima mecanismo.	79
Ilustración 59. Mecanismo integrado en el respaldo.	81
Ilustración 60. Movimiento respaldo aplicando una fuerza en (-x).	81
Ilustración 61. Mecanismo de 4 eslabones: trayectorias descritas.....	82
Ilustración 62. Mecanismo de cuatro barras que conforma el reposacabezas.	82
Ilustración 63. Prototipo final: integración de ambos mecanismos activos.	83
Ilustración 64. Posición inicial del asiento y el maniquí.	85

Ilustración 65. Simulación: configuración de parámetros iniciales.	86
Ilustración 66. <i>Ensayo tipo 1</i> : instante $t=8$ ms.....	87
Ilustración 67. <i>Ensayo tipo 2</i> : instante $t=8$ ms.....	87
Ilustración 68. <i>Ensayo tipo 1</i> Instante $t=10$ ms.	88
Ilustración 69. <i>Ensayo tipo 2</i> : instante $t=10$ ms.	88
Ilustración 70. Aceleración máxima de la cabeza para los Ensayos tipo 1 y 2 respectivamente.	90
Ilustración 71. <i>Ensayo tipo 1</i> : instante $t=32$ ms.	91
Ilustración 72. <i>Ensayo tipo 2</i> : instante $t=32$ ms.	91
Ilustración 73. <i>Ensayo tipo 1</i> : instante $t=74$ ms.	92
Ilustración 74. <i>Ensayo tipo 2</i> : instante $t=74$ ms.	93
Ilustración 75. <i>Ensayo tipo 1</i> . Instante $t=76$ ms.	93
Ilustración 76. <i>Ensayo tipo 2</i> . Instante $t=76$ ms.	94
Ilustración 77. Prototipo 3D diseñado en CATIA V5: vista lateral.....	97
Ilustración 78. Prototipo 3D diseñado en CATIA V5: vista isométrica.....	97
Ilustración 79. Vista isométrica del prototipo final.....	98
Ilustración 80. Prototipo de asiento en su posición ordinaria.	98
Ilustración 81. Prototipo de reposacabezas activo tras haberse producido un impacto trasero.	99
Ilustración 82. Sistema de barras alojadas en el respaldo del asiento.....	99
Ilustración 83. Vista en detalle del respaldo del asiento.	100
Ilustración 84. Respaldo móvil: vista frontal.....	100

Tablas

Tabla 1. Clasificación del grado de lesión en el síndrome de latigazo cervical.	39
Tabla 2. Clasificación grado de lesión según el código AIS.	40
Tabla 3. Criterios biomecánicos para la evaluación del SLC.	41
Tabla 4. Especificaciones BioRID II.....	69
Tabla 5. Comparativo tiempo de contacto cabeza-reposacabezas.....	88
Tabla 6. Comparativa velocidades ensayos.....	89
Tabla 7. Comparativa aceleraciones ensayos.	89

Gráficas

Gráfica 1. Tipo de vías en las que se producen la mayor parte de los impactos traseros a baja velocidad en España. (Freno-AXA, 2014).....	17
Gráfica 2. Rotación de la base del asiento.	80
Gráfica 3. Valores de aceleración máxima de la cabeza.	90
Gráfica 4. Aceleración de la cabeza tras el segundo impacto.....	92
Gráfica 5. Variación de la longitud de la cuerda que une la cabeza junto con el cuello.....	94
Gráfica 6. Fuerza total reposacabezas.....	95
Gráfica 7. Fuerza de contacto entre el tronco y el respaldo, así como entre la cabeza y el reposacabezas.....	96

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.

Capítulo 1

1. Introducción

1.1. Antecedentes al estudio del SLC.

El síndrome del latigazo cervical se define como la lesión de uno o más elementos de la región del cuello, que puede ocurrir cuando se aplican fuerzas de inercia sobre la cabeza en un accidente de un vehículo a motor y que ocasiona dolor en la región cervical (Bertomeu, 2012).

Este término fue acuñado por primera vez por el físico Harold Crowe en 1928, quien lo describió como una lesión de la columna cervical producido por una hiperextensión de la nuca seguida de hiperflexión.

Décadas más tarde, el grupo de trabajo de Quebec sobre trastornos asociados al latigazo cervical acuñó el término SLC (síndrome de latigazo cervical), manteniéndose vigente su definición: “Una transferencia de energía al cuello resultado de una aceleración-desaceleración, que puede provenir de un impacto desde atrás o desde un lado, predominantemente por accidentes de vehículos a motor” (Pérez, 2003).

Este mecanismo lesivo puede incidir gravemente sobre las articulaciones intervertebrales, los discos, los ligamentos, músculos cervicales y las raíces nerviosas (Combalia Aleu, Suso Vergara, & Segur Vilalta, 2001).

1.2. Epidemiología del SLC.

La frecuencia de las lesiones producidas por el SLC tras un accidente de automóvil varía entre países e incluso entre regiones, dependiendo de múltiples variables como el número de automóviles por habitante, las normas de seguridad vial, sistemas de indemnización, etc. Si bien, es preciso señalar que tanto en EE. UU. como en Europa occidental se ha producido en los últimos 30 años un incremento notable de su incidencia y de los costes económicos que supone la atención a estos pacientes.

Por otro lado, pese a que la frecuencia exacta de este trastorno es desconocida, se podría estimar en un caso por cada mil personas y año (De Adana Pérez, Muñoz Tarín, & San Román Bachiller, 2019).

En España, se estima que aproximadamente el 15% de los accidentes de tráfico sufren un SLC, con una reiteración de 60,2 nuevos casos por cada 100.000 habitantes/año, siendo una patología muy frecuente en las consultas de atención primaria, así como en los médicos evaluadores de discapacidades, lo que generaría aproximadamente, un gasto de 10 mil millones de euros anuales en Europa (Whiplash, 2020).

1.3. Problemática (técnico-médica, económico social, legal)

Los avances en investigación y prevención del latigazo cervical han sido limitados, en cierta medida, debido a que las lesiones en sí mismas resultan poco notables desde el punto de vista del diagnóstico clínico.

Aunque la causa principal implicada en el SLC es la hiperextensión aguda de la columna cervical por aceleración brusca, seguida de hiperflexión, la fisiopatología de este proceso no está clara.

La mayoría de los pacientes con SLC mejoran y son asintomáticos pocas semanas después del impacto. Sin embargo, entre un 10% y un 50% de los pacientes evolucionan a la cronicidad y persisten sintomáticos un año después del accidente, pudiendo presentar lesiones en los discos, articulaciones interapofisarias, ligamentos o combinaciones de estos.

Entre los principales síntomas relacionados con el SLC, se refieren: dolor de cuello (10-45%), cefalea (8-30%) y debilidad o falta de fuerza en las extremidades superiores (5-25%). Además, los pacientes con SLC crónico también pueden presentar frecuentemente depresión, miedo, dificultad para concentrarse, fatiga e irritabilidad (De Adana Pérez, Muñoz Tarín, & San Román Bachiller, 2019).

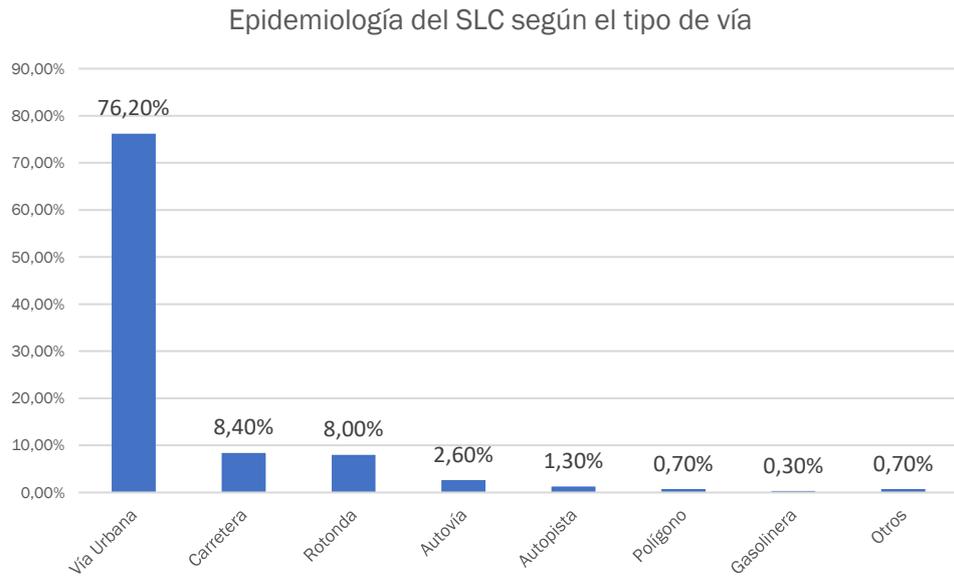
1.3.1. Epidemiología en España

Según un estudio de la Cátedra AXA de la Universidad Carlos III elaborado para el Centro de Estudios Ponle Freno-AXA de Seguridad Vial en el año 2014, donde se analizan las lesiones derivadas de los accidentes de tráfico con impacto en la parte trasera de los vehículos, el hombre de 40 años es el más proclive a sufrir un esguince cervical por accidente de tráfico. (Freno-AXA, 2014)

Concretamente, del estudio se extrae que el 69% de los casos de accidentes con esguince cervical lo protagonizan hombres, frente a un 31% de mujeres. Asimismo, la media de edad del conductor en el vehículo que impacta es de 45 años, mientras que en el caso de las mujeres es de 37 años.

Otra cifra destacable es la que señala el tipo de vía en el que se producen estos accidentes. El 76% se presenta en vía urbana, donde se manejan niveles de velocidad más bajos.

De esta investigación, realizada sobre una base de datos de 2.000 casos de esguinces cervicales provocados por alcances a baja velocidad, se extrae:



Gráfica 1. Tipo de vías en las que se producen la mayor parte de los impactos traseros a baja velocidad en España. (Freno-AXA, 2014)

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.

Capítulo 2

2. Estado del arte

2.1. Estudio Biomecánico

La biomecánica es la ciencia que trata de describir los mecanismos lesivos, explicando las lesiones producidas en el organismo humano, mediante la integración de diferentes disciplinas, que incluyen la medicina, la epidemiología, la física y la ingeniería. Podría definirse como la ciencia que analiza los efectos lesivos causados por un impacto en el cuerpo humano con objeto de encontrar medidas que permitan la prevención de lesiones.

Los principios de la biomecánica aplicados al estudio de las lesiones se basan en las leyes de Newton ya que las energías que se liberan en el traumatismo, y que rigen la biomecánica de lesiones, se interpretan según estas leyes. (Pozuelo, 2011)

Por otra parte, los estudios biomecánicos relacionados con el SLC tratan de reconstruir el comportamiento dinámico de sistemas físicos centrándose en el análisis de la colisión entre vehículos y analizando los esfuerzos experimentados por sus ocupantes.

Estas investigaciones permiten cuantificar las características mecánicas del cuerpo humano ante situaciones típicas de accidentes de automoción, así como analizar los parámetros dinámicos y cinemáticos del movimiento.

Asimismo, constituye un método para predecir la probabilidad de aparición de lesiones en los ocupantes del vehículo.

2.2. Biomecánica del raquis cervical

Con el objetivo de abordar el concepto de la movilidad de la columna cervical desde el punto de vista biomecánico, se necesita conocer la anatomía¹ básica de la columna vertebral y el cuello.

2.2.1. Anatomía básica de la columna vertebral

La columna vertebral está compuesta por 33 vértebras situadas en 5 segmentos: 7 cervicales (C1-C7), 12 torácicas (T1 a T12), 5 lumbares (L1 a L5), 5 sacras y 4 en el cóccix.

¹ Anatomía: Disciplina científica que se ocupa de la investigación y del conocimiento de las características morfológicas del cuerpo de los seres vivos y de la forma, situación y relaciones de las diferentes partes que lo componen. (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.)

El primer segmento o columna cervical está formado por las siete primeras vértebras y constituye el esqueleto del cuello.

A su vez, en esta estructura se distinguen tres tipos de vértebras:

- El Atlas o primera vértebra de la columna cervical cuenta con una configuración interna diferente de la del resto de vértebras. Esta tiene forma de arco y carece de cuerpo. Por su cara superior se articula directamente con el hueso occipital y por debajo, con las apófisis² odontoides del axis.

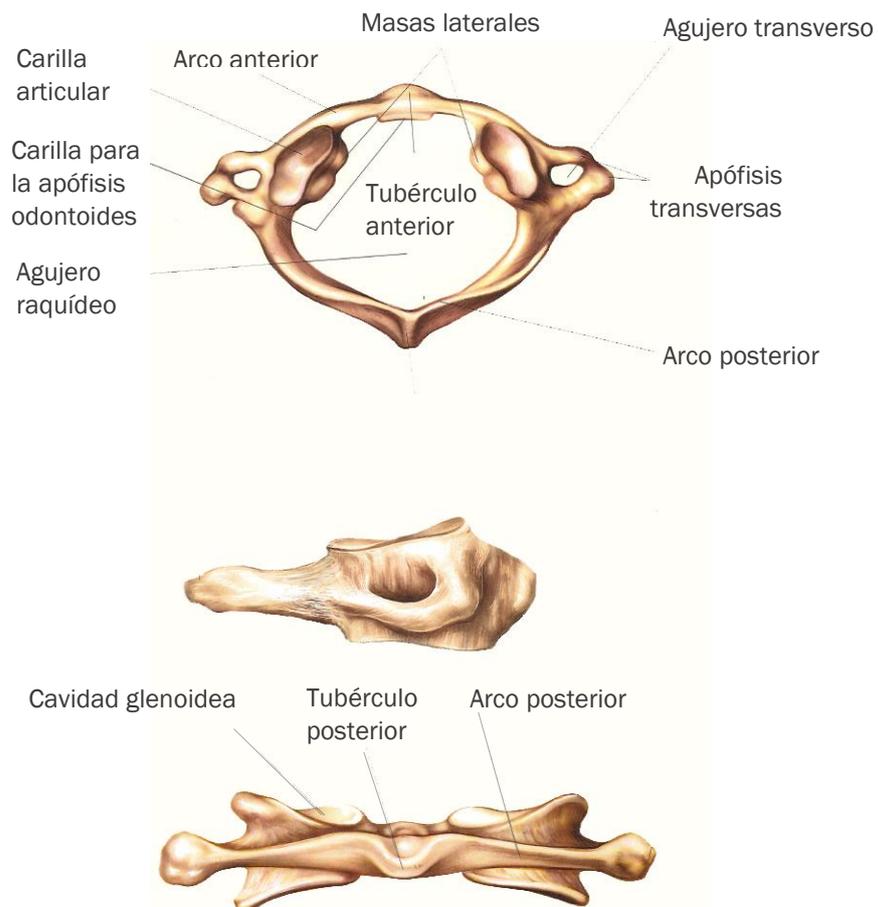


Ilustración 1. Primera vértebra cervical o Atlas. (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007)

- El Axis o segunda vértebra cervical se articula por arriba con el atlas y por debajo con la tercera vértebra cervical. Se diferencia de las otras en tanto que posee, en la cara superior de su cuerpo, una

² Apófisis: Prominencia, saliente o eminencia natural de un hueso. Es lugar habitual de inserción muscular (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.)

eminencia vertical, que, articulada con el atlas, permite el movimiento de giro de éste, que se transmite a la cabeza.

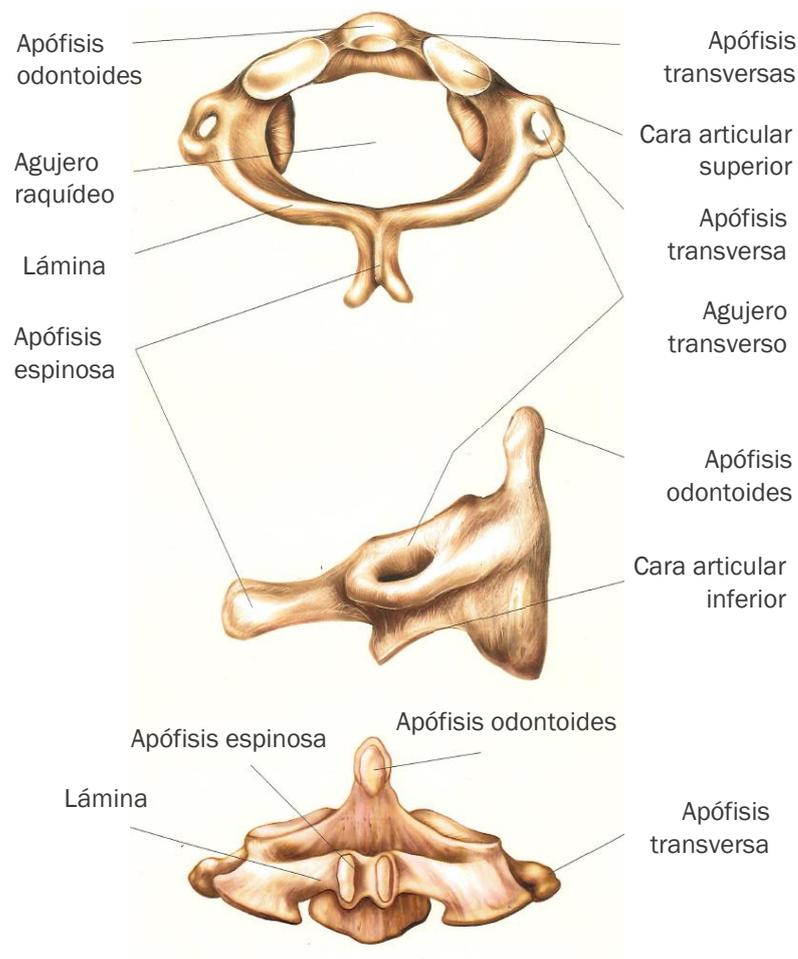


Ilustración 2. Segunda vértebra cervical o Axis. (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007)

- Las cinco vértebras restantes presentan grandes similitudes, componiéndose todas ellas de los siguientes elementos:
 - Apófisis: transversa, articular y espinosa.
 - Cuerpo vertebral.
 - Agujeros raquídeo y transverso.
 - Carilla articular superior.
 - Láminas o placas óseas.
 - Pedículo.

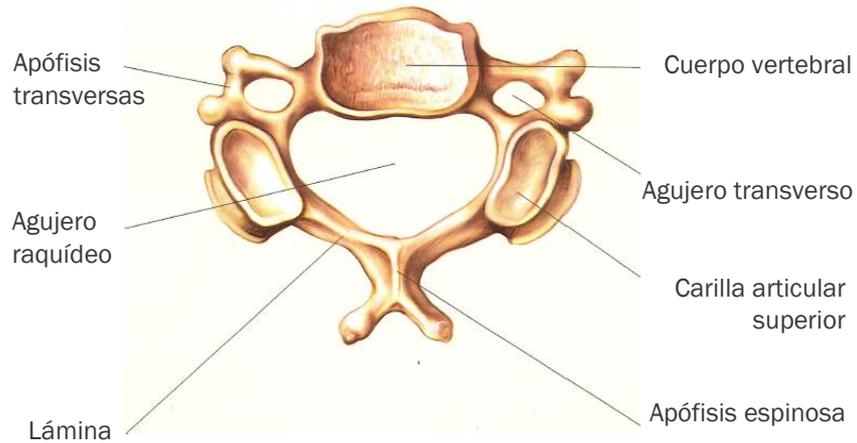


Ilustración 3. Vértebra cervical (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007)

En segundo lugar, la columna dorsal recorre la espalda en su posición torácica. Esta está formada por doce vértebras dorsales algo más gruesas que las cervicales.

Seguidamente se encuentra la columna lumbar la cual atraviesa la espalda, en este caso, en su zona abdominal. Las vértebras en este tramo se caracterizan por ser más anchas y gruesas que las anteriores.

A continuación, se sitúa el sacro, siendo una estructura de forma triangular constituida por la unión de vértebras soldadas entre sí, que, en conjunto, forman un hueso único.

Por último, el cóccix es un pequeño apéndice terminal situado en el extremo distal del sacro, que está formado por restos vertebrales diminutos que conforman la parte final de la columna vertebral.

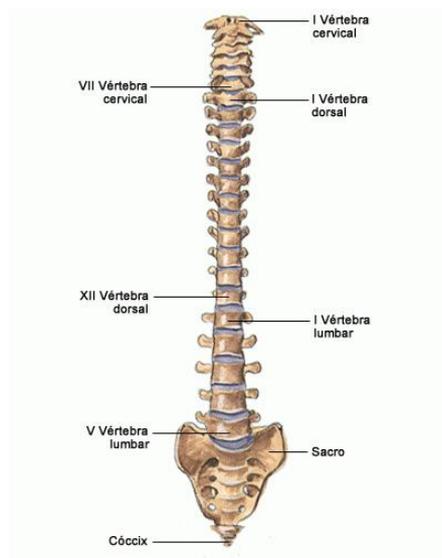


Ilustración 4. Columna vertebral: vista frontal (Kapandji, 2012).

En definitiva, la columna vertebral constituye el pilar central del tronco. En su posición cervical, el raquis soporta el cráneo y debe situarse lo más próximo posible a su centro de gravedad. En cuanto a su posición torácica, los órganos del mediastino³, especialmente el corazón, desplazan el raquis hacia atrás. Sin embargo, ocurre lo contrario en su posición lumbar, donde el raquis, que soporta entonces el peso de toda la parte superior del tronco, recupera una posición central, constituyendo una prominencia en la cavidad abdominal.

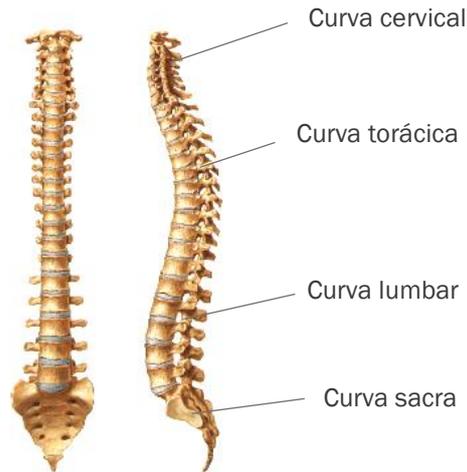


Ilustración 5. Curvas columna vertebral. (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007)

Por otro lado, además de la citada función de soporte del tronco, el raquis desempeña un papel protector del eje nervioso. El canal raquídeo, que comienza a la altura del agujero occipital, alberga el bulbo y la médula, de modo que constituye un protector flexible y eficaz del eje nervioso. (National Library of Medicine, s.f.)

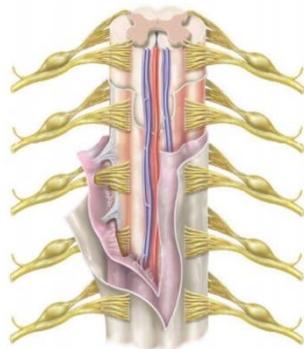


Ilustración 6. Médula espinal (Ullrich, 2014).

³ Mediastino: Espacio irregular comprendido entre una y otra pleura y que divide el pecho en dos partes laterales. (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.)

2.2.2. Fisiología⁴ del raquis cervical

El raquis cervical, considerado en conjunto, está constituido por dos partes anatómica y funcionalmente distintas:

Por una parte, el raquis cervical superior, también denominado raquis suboccipital, contiene las dos primeras vértebras cervicales. Por otra parte, el raquis inferior se extiende desde la meseta inferior del axis hasta la meseta superior de la primera vértebra de la columna dorsal.

2.2.2.1. Biomecánica del raquis cervical superior

En la descripción de la biomecánica del raquis cervical superior se distinguen dos articulaciones: occipitoatloidoidea y atlantoaxoidea.

1. Articulación Occipitoatloidoidea.

La unión del cráneo con la columna vertebral se realiza mediante la articulación de los cóndilos del occipital con las cavidades glenoideas⁵ que a tal efecto posee el atlas encima de sus masas laterales.

Debido a su forma, esta articulación puede considerarse como una articulación esférica con tres grados de libertad.

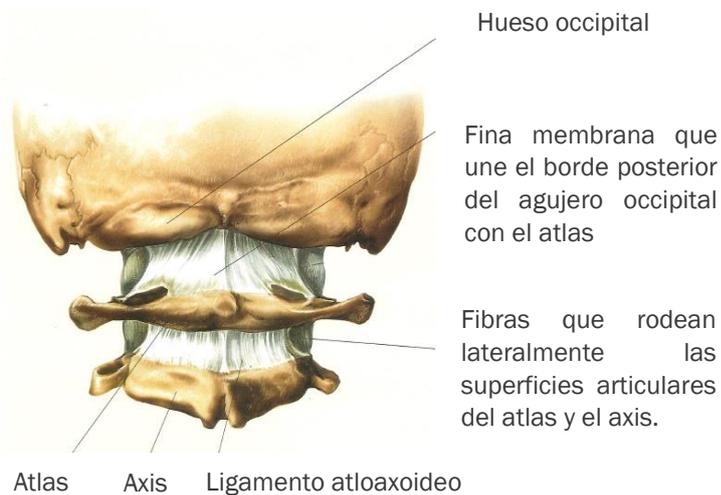


Ilustración 7. Articulación occipitoatloidoidea (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007).

⁴ Fisiología: Disciplina científica que estudia las funciones de los organismos vivos y sus componentes, así como los procesos fisicoquímicos implicados. (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.)

⁵ Glenoideo: adj. Parecido a una concha de concavidad poco profunda. (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.)

El principal movimiento de esta unión es la flexoextensión, que se produce alrededor de un eje transversal que pasa perpendicularmente por el eje de giro. En cuanto a la máxima amplitud de movimiento, la flexión está limitada por la tensión de las cápsulas y de los ligamentos posteriores. Por el contrario, la extensión se ve limitada por el contacto de los elementos óseos durante los movimientos de extensión forzada. (Bertomeu, 2012).

2. Articulación atlantoaxoidea.

En esta articulación, la apófisis odontoides del axis se introduce en el anillo osteofibroso que le ofrece el atlas, formado por el ligamento transverso y el arco anterior de la vértebra.

Esta, a su vez, se encuentra asegurada por tres articulaciones mecánicamente conectadas: una articulación axial y dos articulaciones laterales y simétricas que establecen el nexo entre la cara inferior de las masas laterales del atlas y las superficies superiores del axis.

El movimiento más importante de esta articulación es el movimiento de rotación, produciéndose el 50% del movimiento de rotación de la columna cervical en este nivel (Bertomeu, 2012).

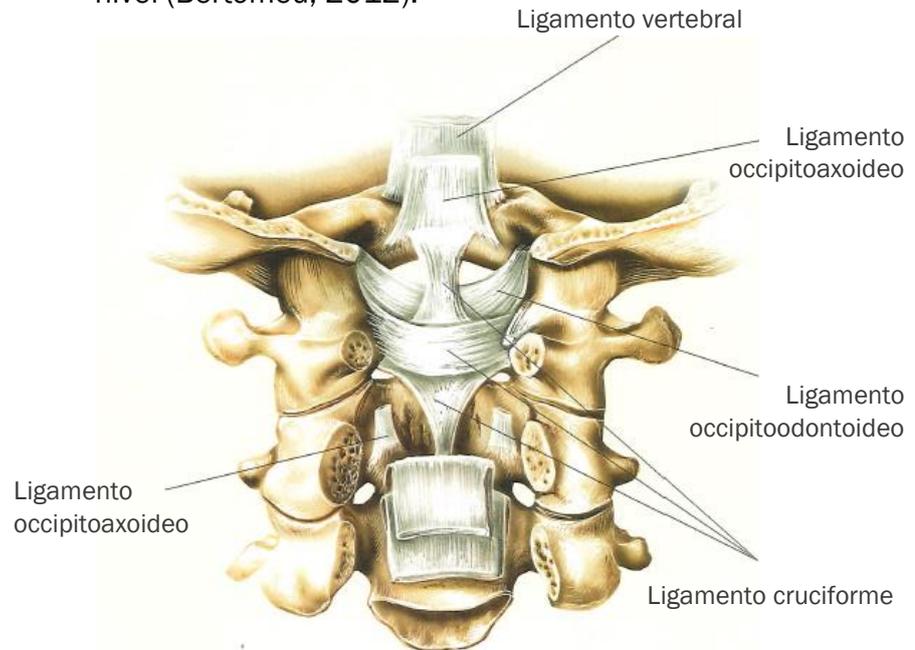


Ilustración 8. Articulación atlantoaxoidea (Gran Atlas del cuerpo humano, 2007).

2.2.2.2. *Biomecánica del raquis cervical inferior.*

Las articulaciones del raquis cervical inferior combinan dos tipos de movimientos: por una parte, movimientos de flexoextensión, y por otra, movimientos mixtos de inclinación y rotación.

1. Flexoextensión: en el movimiento de extensión, el cuerpo de la vértebra suprayacente⁶ se inclina y se desliza hacia atrás. A su vez, este movimiento se encuentra limitado, sobre todo, por los topes óseos que se producen entre las apófisis superiores de ambas vértebras.

Por otra parte, durante el movimiento de flexión, el cuerpo de la vértebra suprayacente se inclina y se desliza hacia delante. Sin embargo, en este caso la movilidad no está limitada por límites óseos, sino por tensiones ligamentosas.

2. Rotación e inclinación: en el raquis inferior los movimientos de lateralidad se ven limitados por la presencia de las apófisis unciformes, que se encuentran a ambos lados de las carillas articulares superiores de los cuerpos de las vértebras cervicales desde C3 a C7. Las apófisis unciformes tienen una superficie articular orientada hacia arriba y hacia adentro, para así articularse con el borde inferolateral del cuerpo vertebral suprayacente, formando la articulación uncovertebral. Esta es de tipo artrodia o plana y existen dos a cada nivel. Durante los desplazamientos de inclinación lateral del raquis cervical inferior, se produce una gran tensión de la cápsula de la articulación uncovertebral del lado de la convexidad, que limita el movimiento.

Por otro lado, para las vértebras C3 y C4, la inclinación y la rotación son iguales. Sin embargo, para C6 y C7, la rotación es casi pura y se efectúa alrededor de un eje vertical intermedio.

Finalmente, en el curso de los movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral o rotación, el cuerpo de la vértebra superior se desplaza ligeramente en la corredera cóncava formada lateralmente por las articulaciones uncovertebrales. (Sánchez, 2014)

⁶ Suprayacente. Dicho de una cosa: que está encima de otra. (Real Academia Española, s.f.)

2.3. Causa y mecanismo. Dinámica del *whiplash*.

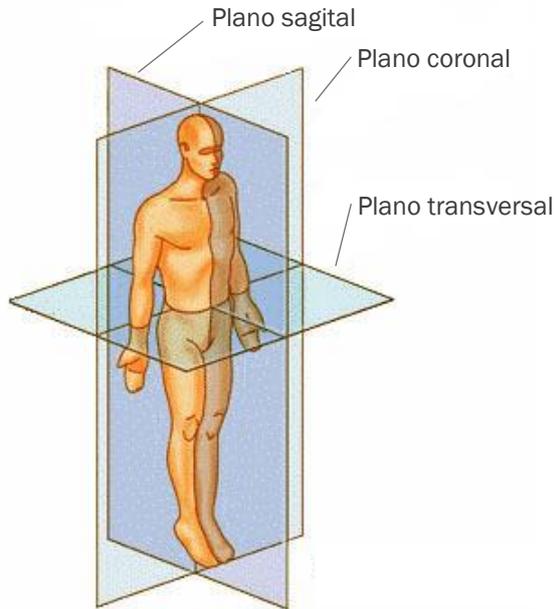


Ilustración 9. Planos sagital, coronal y transversal (Chiriac, 2008)

De acuerdo con lo descrito anteriormente, el raquis cervical consta de tres grados cinemáticos: flexo-extensión, lateralización y rotación. Dichos grados están referidos en los tres planos del espacio del siguiente modo:

- El plano sagital es un plano vertical formado por los ejes anteroposterior y vertical, delimitando el cuerpo en dos mitades simétricas. En este plano se dan los movimientos de flexión y extensión.
- El plano frontal o coronal es un plano vertical formado por los ejes transversal y vertical, delimitando el cuerpo en dos partes: una ventral (o anterior) y otra dorsal (o posterior). Se dan los movimientos de separación-aproximación y los de inclinación lateral.
- El plano transversal es un plano horizontal formado por los ejes anteroposterior y transversal, siendo perpendicular al eje vertical. Se producen los movimientos de rotación externa e interna (Chiriac, 2008).

Con carácter general, en las lesiones traumáticas de la columna cervical, conviene recordar las siguientes patologías funcionales:

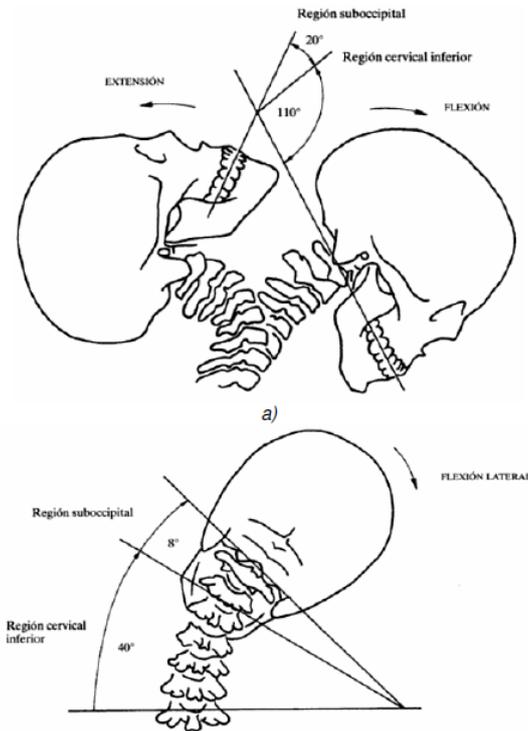


Ilustración 10. Amplitud articular del raquis cervical (Kapandji, 2012)

- Lesión por flexión: ocurre cuando la cabeza se desplaza hacia delante (accidentes de inmersión).
- Lesión por extensión: se produce cuando la cabeza se desplaza hacia atrás. Si existe estenosis⁷ previa del canal raquídeo, la lesión se agrava.
- Lesiones por compresión: tiene lugar cuando se transmite una fuerza axial a lo largo de la columna.
- Lesiones por lateroflexión: se produce cuando se sufre un impacto en la región lateral del cráneo. Son las menos frecuentes.

Es importante destacar que el SLC no es una lesión ósea, sino que se trata de un daño músculo-ligamentoso. Por ello, tanto la exploración como la radiología resultan normales.

Entre los tratamientos empleados para paliar el dolor asociado, se emplea un collarín cervical por un periodo de entre 7 y 10 días. Además, pueden ser recetados analgésicos AINEs, relajantes musculares, o fisioterapia, entre otros.

⁷ Estenosis: Estrechamiento anormal de un orificio, de un conducto o de un órgano tubular (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.).

En la ilustración inferior se muestra una imagen de RMN (Resonancia magnética) y TC (tomografía⁸ computarizada) de un paciente con síndrome de latigazo cervical, en el cual se diagnosticó a los 15 días una fractura leve a nivel del margen anteroposterior de los cuerpos vertebrales de C7 y T1. La sintomatología presentaba dolor en la región interescapular. En las exploraciones radiológicas no se detecta ninguna lesión (Arregui Dalmases, 2013).



Ilustración 11. Resonancia magnética de un paciente con traumatismo del latigazo cervical (Arregui Dalmases, 2013).

2.4. Biomecánica del mecanismo de lesión.

En una colisión posterior, con trascendencia sobre la región cervical, se puede diferenciar una etapa de aceleración del tronco, seguida de otra de deceleración, mientras que la unidad biomecánica conformada por la cabeza y el cuello es sometida a una hiperextensión y a continuación una hiperflexión.

En el transcurso de un impacto trasero, el vehículo impactante (posterior) transmite la energía cinética al vehículo impactado, lo que propicia un desplazamiento de la cabeza hacia atrás por el efecto de la inercia, pudiendo ser detenida en su recorrido por el reposacabezas. No obstante, cuando este está mal ajustado, incide de manera decisiva en la gravedad de la lesión (Jouvencel, 2003).

⁸ Tomografía: s.f. Técnica de diagnóstico por imagen en la que las imágenes obtenidas corresponden a cortes o a secciones del cuerpo o de partes de este. Estos cortes pueden ser coronales, sagitales, transversos o axiales y oblicuos. (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.)

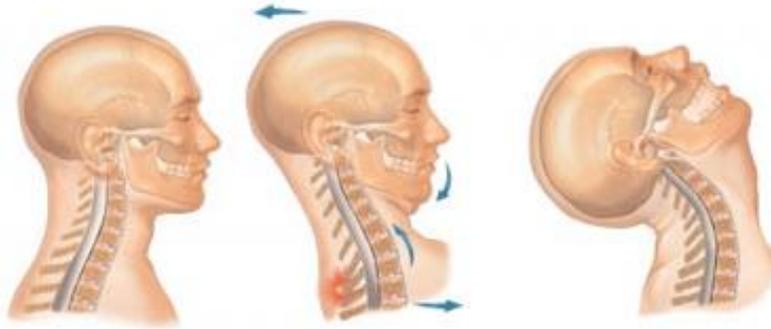


Ilustración 12. Biomecánica del mecanismo lesivo tras un impacto trasero. (Esguince cervical, s.f.)

Actualmente, y tras haberse estudiado los casos en que el ocupante del vehículo sufre este tipo de traumatismo, se extrae que, entre el 75% y el 90% de las lesiones cervicales se producen en accidentes con velocidades inferiores a 25 km/h, y que su gravedad depende en gran medida de las condiciones mecánicas del vehículo, de la velocidad del impacto, de llevar o no puesto el cinturón de seguridad, de la edad o de la condición física de los ocupantes, entre otros (M. Acar & S.R. Bewsher, 2016).

A continuación, se definen las cuatro fases del mecanismo de producción del latigazo cervical en un accidente de tráfico por colisión trasera, entre las que se distinguen las siguientes: posición inicial, forma de “S”, extensión-hiperextensión y rebote. La siguiente secuencia de eventos es una interpretación de los trabajos de Yoganandan et al (Bojduk & Yoganandan, 2001):

- Fase 1: Posición inicial.

En esta fase se produce la deformación del automóvil. El vehículo alcanzado se desplaza hacia delante, transmitiendo aceleración a los ocupantes.

El primer efecto del choque es enderezar la curvatura de la columna cervical y lumbar. Esto conlleva una aceleración vertical hacia arriba del tronco y, como consecuencia, de la columna cervical y de la cabeza. La fuerza axial vertical, que atraviesa la columna cervical, produce un esfuerzo de compresión elevado. Esta tensión puede explicar algunas de las lesiones articulares que se producen en la zona cervical (Bertomeu, 2012).

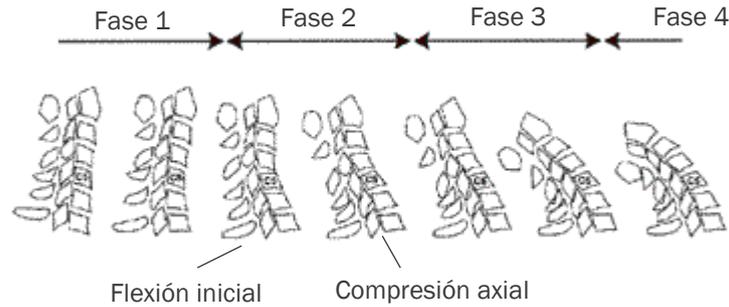


Ilustración 13. Fases SLC.

- Fase 2: Forma de S de la columna cervical (Ejima & Ono, 2006).

En esta fase el tronco llega a alcanzar su máximo desplazamiento, hundiéndose sobre el respaldo del asiento. En este instante su aceleración hacia delante es máxima, con lo cual se inicia el desplazamiento del tronco hacia delante. La cabeza, que se ha quedado en su posición inicial unos milisegundos más que el tronco, empieza a moverse debido al desplazamiento de las vértebras cervicales.

Durante esta etapa, el movimiento de extensión de la cabeza se produce de un modo no fisiológico denominado retracción. Durante el mismo, las vértebras cervicales inferiores C5 y C6 se encuentran en extensión máxima mientras que las superiores están ligeramente en posición de flexión relativa. Como consecuencia, la columna cervical se deforma en forma de S en lugar de su C habitual, lo que puede explicar las lesiones que aparecen en los ligamentos o discos intervertebrales.
- Fase 3: Hiperextensión.

En esta fase el tronco sigue moviéndose hacia delante, cada vez a mayor velocidad, al mismo tiempo que la cabeza continúa desplazándose hacia atrás, de un modo no fisiológico, hasta que alcanza el grado máximo de extensión.
- Fase 4: Rebote o hiperflexión.

El tronco, que está todavía desplazándose hacia delante, fuerza a la cabeza a moverse en esa dirección.

La cabeza parte de la posición de grado máximo de extensión, que suele coincidir con el momento en el que choca con el reposacabezas. Después, empieza a desplazarse hacia delante, realizando un movimiento de flexión de un modo brusco, debido a que las aceleraciones en este instante son muy elevadas. Los

movimientos producidos en esta fase también siguen un patrón que en muchos casos rebasa los límites naturales de flexión del cuello.

Finalmente, la aceleración alcanza un máximo al principio de esta fase, provocando la aparición de fuerzas internas máximas que pueden comprometer la funcionalidad del esqueleto cervical. El movimiento producido en esta fase se asemeja al de un látigo, lo que da nombre a la patología del SLC.

2.5. Análisis de factores que influyen en el mecanismo de lesión.

Existen una serie de factores que intervienen de manera decisiva en la lesividad del traumatismo. Se distingue principalmente entre factores del vehículo y del ocupante.

El primer grupo incluye los elementos que conforman el diseño del vehículo como su masa, comportamiento plástico o elástico de los materiales, rigidez de la estructura o el diseño y ajuste de las partes móviles del asiento. Asimismo, tendrán influencia otros agentes como la clase y tipo de los vehículos implicados en la colisión.

Por otra parte, el segundo grupo incluye características como la estatura de los ocupantes, masa corporal, tono muscular o edad de los pasajeros implicados en el choque.

2.5.1. Factores del vehículo

Para empezar, es necesario recordar las principales leyes físicas que explican el fenómeno de las colisiones entre dos cuerpos cualesquiera.

Por un lado, la Ley de Conservación de la Cantidad de Movimiento establece que en un impacto entre dos cuerpos se cumple la siguiente relación:

$$\text{Cantidad de movimiento}_{\text{antes}} = \text{Cantidad de movimiento}_{\text{después}} \quad (1)$$

$$m_1 v_{11} + m_2 v_{21} = m_1 v_{12} + m_2 v_{22} \quad (2)$$

Donde:

m_1 : masa del vehículo 1.

v_{11} : velocidad vehículo 1 antes del impacto.

v_{21} : velocidad vehículo 2 antes del impacto.

m_2 : masa del vehículo 2.

v_{12} : velocidad vehículo 1 después de impacto.

v_{22} : velocidad vehículo 2 después del impacto.

De acuerdo con la caracterización del tipo de colisión, se define el coeficiente de restitución, detallado por Isaac Newton, que viene dado por la relación:

$$e = - \frac{v_{22} - v_{12}}{v_{11} - v_{21}} \quad (3)$$

Esta medida tiene un valor que varía entre 0, en el choque completamente inelástico y 1, en caso de que el impacto sea totalmente elástico.

De la combinación de ambas expresiones, y para colisiones traseras en las que el segundo vehículo (vehículo alcanzado) se encuentra en reposo en el momento en que se produce el impacto ($v_{21} = 0$), se deduce:

$$v_{22} = \frac{(1 + e)m_1}{m_1 + m_2} v_{11} \quad (4)$$

A partir de esta expresión se evidencia la influencia que tendrán las características del vehículo en la gravedad del choque:

1. Masa de los vehículos: las masas de los vehículos que sufren la colisión tienen un efecto directo en el riesgo de sufrir lesiones tras el impacto.

- Si el choque se considera elástico $e=1$:

$$v_{22} = \frac{(1 + 1)m_1}{m_1 + m_2} v_{11} = \frac{2m_1}{m_1 + m_2} v_{11} \quad (5)$$

Esto quiere decir que un aumento de la relación de masas entre los vehículos 1 y 2, produce un incremento de la velocidad que experimentan los ocupantes del vehículo alcanzado o vehículo 2.

- Si el choque se considera inelástico $e=0$

$$v_{22} = \frac{(1 + 0)m_1}{m_1 + m_2} v_{11} = \frac{m_1}{m_1 + m_2} v_{11} \quad (6)$$

En este caso, para un coeficiente de restitución de valor nulo, la velocidad final del vehículo 2 (impactado) será igual a la velocidad final del vehículo 1.

$$v_{12} = -e \cdot v_{11} + v_{22} \quad (7)$$

Por tanto, se deduce que ambos vehículos se moverán juntos tras el choque con una velocidad idéntica que depende directamente de la relación de masas entre ambos vehículos.

2. Deformabilidad: la gravedad de la colisión se relaciona directamente con la deformabilidad del vehículo. En consecuencia, ambos factores se pueden vincular a través de la siguiente expresión:

$$v_{22} = \frac{(1 + e)m_1}{m_1 + m_2} v_{11} \quad (8)$$

Si se supone un choque entre dos vehículos de igual masa:

$$m_1 = m_2 = m \quad (9)$$

- Para un choque plenamente elástico, en el que los materiales adoptan un comportamiento rígido, el coeficiente de restitución se considera $e=1$. De este modo, se obtiene:

$$v_{22} = \frac{2m}{2m} v_{11} \quad (10)$$

- Por el contrario, para un choque deformable, en el que la energía cinética no se conserva, se obtiene:

$$v_{22} = \frac{m}{2m} v_{11} \quad (11)$$

De lo anterior, se deduce que los ocupantes de los vehículos que sufren un choque elástico experimentarán el doble de aceleración que en un choque producido en condiciones plásticas. Es decir, la rigidez del vehículo impide su deformación, por lo que la energía que se absorbe en el momento del impacto disminuye. (Bertomeu, 2012)

3. Diseño de los asientos: durante los últimos años, se ha tendido a aumentar la rigidez de los asientos, lo que ha provocado que la

energía cinética que son capaces de absorber disminuya, y, como consecuencia, aumente el riesgo de lesión.

Por otra parte, el correcto ajuste del asiento es otro de los factores decisivos a la hora de prevenir una lesión por impacto trasero. De este modo, un asiento demasiado reclinado hacia atrás puede producir un incremento del 30% en las fuerzas axiales que interactúan entre el asiento y el ocupante. Por el contrario, si el asiento se encuentra en posición totalmente vertical, se produce un incremento de las fuerzas cortantes que se transmiten al ocupante (Bertomeu, 2012).

4. Diseño y ajuste del reposacabezas: se considera que el correcto ajuste del reposacabezas contribuye a la reducción de lesiones asociadas al mecanismo del SLC. Sin embargo, el principal problema asociado a los reposacabezas es que, generalmente, no se pueden adaptar a todo el rango de población, con características antropométricas diferentes, debido a limitaciones en el ajuste y la regulación.

2.5.2. Factores del ocupante

De manera análoga, se enumeran aquellas características relacionadas con los ocupantes del vehículo impactado y que determinan la lesividad del choque:

1. Estatura: la estatura del ocupante del vehículo impactado está íntimamente ligada con el ajuste del reposacabezas. Las personas de mayor estatura (percentil 95% de la población) se encuentran con diversos inconvenientes a la hora ajustar correctamente el reposacabezas. Por esta razón, presentan mayor riesgo de sufrir lesiones graves tras un accidente de tráfico.

Por otro lado, se ha demostrado que las personas de menor estatura sufren menores aceleraciones relativas entre la cabeza y el tronco y, como consecuencia, presentan menor riesgo de sufrir lesiones cervicales.

2. Masa corporal: los conductores con menor masa corporal suelen experimentar una mayor aceleración en las fases 3 y 4, lo que contribuye a aumentar el riesgo de sufrir alguna lesión (Bertomeu, 2012).
3. Edad: aunque la incidencia del SLC repercute sobre un grupo de edad de entre 20 y 40 años, coincidiendo con el mayor grupo de

conductores que poseen el permiso de conducir, el riesgo de contraer esta lesión aumenta a medida que se incrementa la edad del ocupante. Esto se debe principalmente a la disminución de la movilidad, de los reflejos musculares o de la diferencia de tono muscular. Relacionado con esto último, existen otros condicionantes decisivos como el estado de tensión de los músculos estabilizadores, o la posición relativa de las articulaciones en el momento del accidente. Además, los ocupantes que no están preparados en el momento del impacto suelen sufrir lesiones más severas que los que advierten el accidente.

2.6. Concepto de Delta-V

Se define Delta V (Δv) como el indicador de magnitud de una colisión en ausencia de intrusión del habitáculo (Vázquez, 2017). Este parámetro depende de la velocidad de impacto y de la relación que existe entre las masas y rigideces de los vehículos que colisionan. Desde la perspectiva del estudio de los accidentes, el interés sobre este término reside en conocer cómo se proyecta este sobre el ocupante, es decir, la variación de velocidad que experimenta el conductor dentro del vehículo. Esta magnitud es calculada por expertos en la reconstrucción de accidentes basándose en el análisis de los daños sufridos por los vehículos (atestados, peritaciones, fotografías, etc.).

2.6.1. Física relacionada con la determinación de Delta-V

Durante el periodo de tiempo que dura el cambio de velocidad (Δv), la aceleración presenta un valor no uniforme, diferenciándose entonces un pico de aceleración, así como una aceleración media. Esta última medida corresponde con el valor medio de la aceleración durante el pulso de la colisión.

La aceleración media se corresponde con el valor medio de la aceleración durante el pulso de la colisión, siendo este el tiempo que transcurre hasta que la aceleración cambia de valores positivos a negativos consumido el 90% del cambio de velocidad. En las investigaciones más recientes, se ha demostrado que la aceleración media presenta un comportamiento más predictivo, tanto para la valoración de la severidad de la lesión como para la duración de los síntomas (Vázquez, 2017).

Los métodos comúnmente utilizados para determinar Delta-V emplean la conservación del momento lineal, un análisis de absorción de energía

o la aplicación de programas informáticos como CRASH3, EDCRAS, entre otros. (García Peiró, 2016).

2.7. Colisiones

2.7.1. Tipos de colisión y choque

En un impacto automovilístico, con carácter general, cabe diferenciar tres tipos de colisiones: del vehículo, del ocupante y de las estructuras orgánicas entre sí.

- Primera colisión: se define como el impacto del vehículo propiamente dicho, contra otro vehículo (parado o en movimiento) o contra cualquier otra estructura fija o móvil.
- Segunda colisión: se considera el choque del ocupante al encontrarse con los elementos internos del vehículo.
- Tercera colisión: se produce como consecuencia del impacto que sufren entre sí las estructuras de los propios órganos internos de los ocupantes accidentados como consecuencia de mecanismos de aceleración/desaceleración, pudiendo sufrir estos daños de diversa índole como desgarros, compresión, cizallamiento, etc.

Por otra parte, según la dirección del impacto, los accidentes se clasifican en choques frontales, choques laterales, colisiones por alcance, vuelcos y atropellos.

En los impactos por alcance el potencial lesivo no está tan relacionado con la velocidad que lleven los vehículos, como ocurre en colisiones frontales, sino que depende de la diferencia de velocidad de los vehículos que impactan.

Si el alcance se produce entre más de un vehículo, aumenta la posibilidad del daño: cuando el automóvil que sufre un primer impacto posterior, a continuación, choca con el vehículo que le precede, el ocupante se verá sometido a la cinemática de un impacto frontal, con la posibilidad de que se sumen lesiones por aceleración-desaceleración propias de la modalidad de este segundo impacto.

2.7.2. Física relacionada con las colisiones

En una colisión, dos objetos se aproximan uno a otro e interaccionan fuertemente durante un tiempo muy corto. Durante el breve tiempo de colisión, cualquier fuerza externa es mucho menor que las fuerzas de interacción entre los objetos. Por ello, las únicas fuerzas importantes que actúan sobre el sistema formado por los dos objetos son las fuerzas

de interacción, que son iguales y opuestas, de modo que el momento lineal total del sistema permanece invariable.

Por otra parte, el tiempo de colisión es normalmente tan pequeño que el desplazamiento de los objetos durante el choque se considera despreciable (Tipler, 2010).

De acuerdo con la Segunda Ley de Newton, si sobre un cuerpo actúa una fuerza neta, la fuerza modificará su estado de movimiento, cambiando la velocidad en módulo y dirección:

$$\sum \vec{F} = \frac{d\vec{p}}{dt} = \frac{d(m \cdot \vec{v})}{dt} = m \cdot \frac{d\vec{v}}{dt} + \frac{dm}{dt} \cdot \vec{v} \quad (12)$$

En relación con lo anterior, los cambios experimentados en el momento lineal de un cuerpo son proporcionales a la fuerza y se desarrollan en la dirección de esta. Consecuentemente, existe una relación causa-efecto entre la fuerza y la aceleración.

Por otra parte, se define el impulso que actúa sobre un objeto como:

$$\vec{I} = \vec{F} \cdot \Delta t \quad (13)$$

Donde:

\vec{I} es el impulso mecánico de la fuerza. Unidades SI: Ns

Δt es el intervalo de tiempo durante el que actúa la fuerza. Unidades SI: s.

El impulso está relacionado con la cantidad de movimiento por la expresión:

$$\vec{F} = \frac{\Delta\vec{p}}{\Delta t} \rightarrow \Delta\vec{p} = \vec{F} \cdot \Delta t = \vec{I} \quad (14)$$

De lo que se deduce que la variación de la cantidad de movimiento dependerá de la fuerza y del intervalo de tiempo durante el que actúa. Además, se extrae que, maximizando el tiempo de impacto sobre el conductor, se minimiza la fuerza aplicada sobre este.

Esta última afirmación se emplea en el diseño de elementos de seguridad como airbags o cinturones, como también en el cálculo de la deformación de la carrocería.

2.8. Clasificación del Quebec Task Force:

En 1970, la compañía de seguros de automóviles de Quebec (SAAQ), encargó a un grupo de científicos, clínicos y epidemiólogos que realizaran un examen exhaustivo de la bibliografía científica y formulara recomendaciones de política pública para la prevención y el tratamiento del latigazo cervical y los trastornos asociados. Los motivos de este estudio reflejaban una grave preocupación por la magnitud del problema y la escasez de estrategias para combatirlo. En esta investigación se determinó, además, la falta de criterios de diagnóstico clínico, intervención terapéutica o rehabilitación.

Como parte del estudio se diseñó una clasificación en la que se valora la gravedad del SLC en 4 grados:

Grado de lesión	Manifestación clínica
Grado 0	No existen síntomas ni cervicalgia ⁹ .
Grado 1	Cervicalgia o rigidez sin signos físicos
Grado 2	Cervicalgia con pérdida de recorrido articular o puntos dolorosos a la palpación, signos musculoesqueléticos (a).
Grado 3	Síntomas del cuello y signos neurológicos (b).
Grado 4	Síntomas en cuello y fractura o luxación cervical. No se considera un latigazo cervical.

Tabla 1. Clasificación del grado de lesión en el síndrome de latigazo cervical.

a) Los signos musculoesqueléticos comprenden la reducción de la amplitud de los movimientos y la sensibilidad al examen por palpación.

b) Los signos neurológicos comprenden la disminución o la ablación de los reflejos osteotendinosos, debilidad muscular y los déficits sensitivos. (Jouvencel, 2003)

El término lesión por latigazo cervical generalmente se refiere a lesiones de grado 1 a 3; las lesiones de grado 4 (asociadas con fractura o luxación) generalmente se asocian con traumas más intensos y se consideran una entidad distinta (Bertomeu, 2012).

2.9. Lesiones Código AIS

La *Abbreviated Injury Scale* (AIS) fue diseñada a principios de la década de los 70 por la Asociación para el Avance de la Medicina de Tráfico

⁹ Cervicalgia: dolor localizado en el cuello (Real Academia Nacional de Medicina de España, s.f.)

(Association for Advancement of Automotive Medicine, AAAM) y la Sociedad Americana de Ingenieros de la Automoción para favorecer la investigación multidisciplinar entre ingenieros, médicos y expertos en salud pública (Belzunegui Otano, Fortún Moral, Ali Ali, Reyero Díez, & Castro Neira, 2017).

Este grupo pretendía crear un sistema útil tanto para clasificar las lesiones desde un punto de vista de localización anatómica y tipo de lesión, como para catalogarlas desde el punto de vista de la gravedad de estas. De este propósito surgió la primera versión de la escala, cuyo formato ha ido evolucionando.

Código AIS		Lesiones
1	Menores	Contusión, abrasión o laceración leve de piel o músculo.
2	Moderadas	Laceración menor de arterias vertebrales. Dislocación sin fractura de vértebras torácicas o vertebrales.
3	Serias	Laceración mayor de arterias vertebrales. Laceración múltiple de raíces nerviosas en regiones cervical o torácica.
4	Severas	Contusión incompleta de la médula espinal en regiones cervical o torácica.
5	Críticas	Laceración de la médula espinal en regiones cervical o torácica sin fractura.
6	Máximas	Laceración de la médula espinal a nivel C3 o superior con fractura.

Tabla 2. Clasificación grado de lesión según el código AIS.

2.10. Criterios biomecánicos

Como solución a los problemas expuestos anteriormente, aparecen procedimientos para la evaluación de la seguridad en los vehículos, formulados por distintos organismos internacionales (EuroNCAP, ADAC, IIWPG, IIHS, etc.) que contienen criterios de daño (relaciones de cálculo) basadas en las teorías de daño mencionadas anteriormente (Chiriac, 2008).

Entre los criterios de daño más conocidos para cuantificar daños cervicales se consideran: Neck injury criterion (NIC), Neck criterion rear impact (Nkm), Normalized neck injury criterion (N_{ij}), Lower neck load index (LNL), Total moment (MTO), Total moment about occipital condyle (MOC), Intervertebral NIC (IV-NIC) y Neck displacement criterion (NDC).

A continuación, se muestra una tabla que contiene los criterios biomecánicos de uso general, es decir, para todo tipo de impactos basados en lesiones AIS \geq 2. Además, existen criterios específicos para impactos traseros basados en las lesiones leves o del nivel AIS 1.

	Criterios de uso general	Específicos para Whiplash
Basados en aceleraciones		NIC
Basados en cargas	N _{ij} M _y OC F _x F _z	Nkm LNL
Basados en desplazamientos y velocidades		NDC IV-NIC Velocidad de rebote

Tabla 3. Criterios biomecánicos para la evaluación del SLC.

Además, existen otras medidas más específicas como T1 (componente de aceleración en el eje x de la vértebra torácica 1), T-HRC (tiempo para el contacto con el reposacabezas), F_x (fuerza de cizallamiento en la parte superior del cuello), F_z (fuerza axial del cuello) y velocidad de rebote.

Conviene señalar que el criterio NIC ha sido probablemente el primer criterio de aceptación general para la evaluación del riesgo de Whiplash. Consiste en un índice calculado a partir de las variables cinemáticas que permiten predecir las variaciones de la presión dentro del canal espinal. La carga en el cuello se mide antes de que la cabeza entre en contacto con el reposacabezas

$$NIC = 0.2 \cdot a_{rel} + v_{rel}^2 \quad (15)$$

a_{rel} : aceleración relativa entre la vértebra T1 y el occipital.

v_{rel} : velocidad relativa entre la vértebra T1 y el occipital.

Otro de los métodos más empleados en la valoración del daño es el criterio Nkm, en el que se mide la carga en el cuello durante el contacto con el reposacabezas, existiendo una correlación entre los valores NIC, Nkm y el riesgo de sufrir una lesión. Es decir, mediante un análisis paramétrico de las sollicitaciones es posible determinar la probabilidad de que un ocupante sufra lesiones cervicales como consecuencia de una colisión por alcance (Cisneros, 2009).

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.

Capítulo 3

3. Objetivos y Plan de Trabajo

3.1. Objetivos

El propósito de este informe es profundizar en los sistemas de seguridad involucrados en la conducción, y analizar los beneficios de su utilización. Concretamente, el sistema de reposacabezas activo es un dispositivo de seguridad que proporciona la capacidad de mitigar los daños en las colisiones traseras. Actualmente existen varios tipos diferentes de reposacabezas activos, cada uno de los cuales tiene ventajas y desventajas comparativas. (Shone, 2015)

3.2. Dispositivos de seguridad

Las medidas utilizadas para corregir las disfunciones humanas en la conducción de los vehículos de hoy en día se denominan dispositivos de seguridad. Concretamente, estos dispositivos se dividen en dos categorías: activos y pasivos. Los dispositivos pasivos reaccionan al comportamiento del conductor después de un evento, mientras que los dispositivos activos cambian o corrigen el comportamiento de este.

3.2.1. Dispositivos de seguridad activos:

La seguridad activa de los vehículos la conforman todos aquellos elementos que proporcionan una mayor eficacia y estabilidad al vehículo. Es por esto último, por lo que se pueden considerar sistemas de seguridad activa los siguientes: el sistema de antibloqueo de frenos o ABS para reducir la distancia de frenado, el sistema de dirección que garantiza la correcta maniobra, el sistema de suspensión, la adherencia de los neumáticos al suelo, la iluminación, sistemas de control de estabilidad, etc.

Cabe destacar que la tecnología en este campo ha avanzado drásticamente en las últimas décadas. Entre estos últimos sistemas de seguridad destacan: la alerta de colisión frontal (FCW/PCS), el frenado automático de emergencia (AEB/AEBS/PEBS/SCBS), alerta de salida de carril (LDW), control de crucero adaptativo (ACC), reconocimiento de señales de tráfico (TSR), detector de fatiga o control del ángulo muerto, entre otros. (RACE, 2021)

3.2.2. Dispositivos de seguridad pasivos:

Con el propósito de mejorar la seguridad del conductor después de que se produzca una colisión (suponiendo que un dispositivo de seguridad activo no la haya evitado), deben seguir desarrollándose los dispositivos

pasivos. Los más comunes son los airbags o los cinturones de seguridad.



Ilustración 14. Airbag en desarrollo del modelo Mercedes-Benz GLE (Delgado, 2019).

Aunque estos últimos son elementos funcional y técnicamente distintos, ambos están concebidos para actuar simultáneamente en caso de accidente.

Por una parte, los airbags complementan la función del cinturón de seguridad en la retención del ocupante y protegen ciertas partes del cuerpo del contacto con partes interiores del vehículo. Existen distintos tipos: frontal, de cortina o cabeza, lateral o de rodilla. Por otra parte, el cinturón de seguridad de tres puntos de anclaje fue patentado en 1958 por el ingeniero Nils Bolhin. Desde entonces hasta ahora, el cinturón de seguridad ha salvado más vidas que ninguna otra estrategia de seguridad pasiva.

3.3. Asientos y reposacabezas.

El reposacabezas es un elemento de seguridad pasiva introducido en el automóvil hace décadas y cuya misión es evitar las lesiones producidas por el latigazo cervical o whiplash.

En función del criterio utilizado, se pueden distinguir distintos tipos de reposacabezas. Si se considera la posibilidad de ajuste en altura y separación con respecto a la cabeza se puede diferenciar entre reposacabezas ajustables y fijos.

La segunda clasificación considera su funcionamiento en caso de accidente; si existe algún tipo de mecanismo que se activa por efecto de la colisión, se habla de reposacabezas activos y, en caso contrario, de reposacabezas pasivos.

Como se ha expuesto anteriormente, el ajuste incorrecto del reposacabezas representa el principal factor en la incidencia de las lesiones por latigazo cervical. A propósito de esto último, se ha detectado que en la mayoría de los casos, los conductores llevan el reposacabezas ajustable colocado incorrectamente. Este es un problema universal reflejado en la mayoría de los estudios: el reposacabezas ajustable se deja, habitualmente, en su posición más baja.

Existe una guía elaborada por parte de la Dirección General de Tráfico en la que se explican los pasos a seguir para su correcto posicionamiento (Educación Vial, 2014):

1. No se debe conducir con la cabeza apoyada en el reposacabezas ya que es un elemento de seguridad y no de confort.
2. Este debe situarse a unos cuatro centímetros de la cabeza.
3. Se debe regular la altura de manera que el centro de gravedad de la cabeza (la altura de los ojos) coincida con la parte resistente del reposacabezas.
4. Se debe asegurar que el reposacabezas queda bloqueado en caso de tratarse de un elemento ajustable.
5. El ángulo de inclinación del respaldo del asiento no debe superar los 25 grados.

Por otra parte, organizaciones como EuroNCAP, establecen que una buena geometría de los reposacabezas implica que no esté a más de 6 cm por debajo de la parte superior de la cabeza y a no más de 7 cm por detrás de ella (véase Ilustración 15).

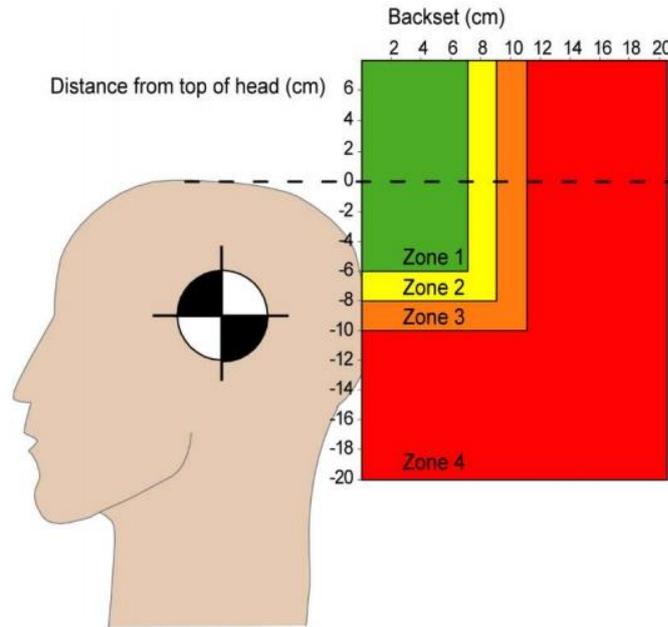


Ilustración 15. Criterio EuroNCAP ajuste reposacabezas (Euro NCAP, 2020).

Finalmente, los expertos concluyen que el porcentaje de conductores que sufren lesiones en el cuello aumenta a medida que el reposacabezas se sitúa más bajo con respecto al centro de gravedad de la cabeza. También se pone de manifiesto que el riesgo relativo de lesión es tres veces mayor con un reposacabezas mal ajustado que con uno en la posición adecuada (Fundación Instituto Tecnológico para la Seguridad del Automóvil, 2007).

No obstante, existen otras explicaciones al deficiente ajuste de este dispositivo, como son:

1. Mal diseño del reposacabezas o del asiento.
2. Posición del respaldo demasiado reclinada, de forma que la cabeza quede alejada del reposacabezas.
3. Una posición de conducción con el conductor inclinado hacia delante.

En cuanto a las primeras versiones de reposacabezas activos, el SAHR (Saab Active Head Restraint) surgió de la investigación sobre el diseño de asientos y la reducción del riesgo de lesiones en colisiones por alcance. Comparado con un asiento y un reposacabezas ajustable convencional, este reposacabezas activo recoge toda la parte superior del cuerpo de un modo más efectivo durante un accidente, lo cual reduce los esfuerzos que debe soportar el cuello.



Ilustración 16. SAHR de la marca Saab (Saab Planet, 2020).

Este modelo fue fabricado primeramente por la División de Interiores del grupo Delphi, si bien su desarrollo se llevó a cabo juntamente con la marca sueca de automóviles Saab.

Sin embargo, el sistema SAHR va más allá del reposacabezas, ya que también incluye determinadas características de diseño en el respaldo del asiento, las cuales ayudan a controlar y distribuir las fuerzas generadas en los impactos traseros.

Otro de los sistemas vanguardistas para la protección contra el latigazo cervical es el ideado por Volvo. La marca sueca desarrolló este diseño que ha dado a conocer bajo la denominación WHIPS (Whiplash Protection System o Sistema de Protección frente al Latigazo Cervical).

WHIPS consta de un reposacabezas fijo, un respaldo flexible y un mecanismo de reclinación especializado que contiene elementos deformables.

Por una parte, la base de este diseño es un asiento convencional en el cual se ha modificado el sistema que permite la reclinación del respaldo.



Ilustración 17. Fases activación mecanismo WHIPS de Volvo (Volvo Cars Whiplash System, 2008).

Por otra parte, este mecanismo tiene tres propósitos: en primer lugar, permitir que el ocupante se hunda en el respaldo, reduciendo así la distancia entre la cabeza y el reposacabezas; a continuación, iniciar un movimiento hacia atrás del respaldo sin alejar el reposacabezas de la cabeza, y, por último, reducir los esfuerzos sobre el ocupante, al permitir que el respaldo se mueva hacia atrás de forma controlada.

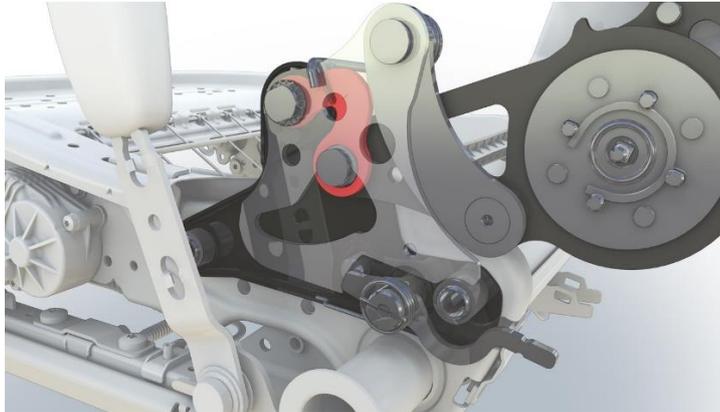


Ilustración 18. Mecanismo de reclinación WHIPS de Volvo (Volvo Cars Whiplash System, 2008).

Actualmente, una larga lista de fabricantes como Honda, Toyota, BMW, Volkswagen o Nissan incluyen también en sus vehículos sistemas de reposacabezas activos. Particularmente, el mecanismo ideado por BMW es un sistema de retención electrónico activado mediante sensores que detectan de inmediato una situación de impacto. En ese instante se activa un generador de gas a presión, que mueve los reposacabezas hacia delante para sujetar suavemente la cabeza.



Ilustración 19. Reposacabezas activo BMW (BMW, s.f.).

En cuanto a los respaldos de los asientos, históricamente se han debatido los pros y los contras de los asientos rígidos frente a otros más flexibles. Por una parte, los respaldos de los asientos deben ser lo suficientemente rígidos para limitar la rotación y lograr la retención de los ocupantes durante

los choques traseros severos, pero a su vez, deben ceder para absorber la mayor energía cinética.

Este debate condujo al desarrollo de asientos de alta retención, que consisten en un marco exterior fuerte y una estructura interna flexible, que permite el desplazamiento de los ocupantes hacia el respaldo mientras se mantiene una estructura vertical firme. Estas propiedades permiten reducir la carga de los ocupantes y las aceleraciones y se basa en conceptos generales utilizados en otros sistemas de prevención de lesiones que absorben energía, incluidos los airbags y los componentes interiores acolchados del vehículo.

Finalmente, los resultados epidemiológicos indican una reducción de las reclamaciones por lesiones por latigazo cervical de entre el 43% y el 75% debido a sistemas de reposacabezas activos y entre el 21% y el 49% debido al sistema WHIPS en comparación con los asientos y reposacabezas convencionales. Sin embargo, se han observado movimientos no fisiológicos del cuello y compresión de las carillas durante choques traseros simulados incluso con estos mecanismos de prevención.

Por ello, se necesitan futuras investigaciones biomecánicas y epidemiológicas objetivas e iniciativas industriales, gubernamentales y clínicas para refinar y optimizar los sistemas anti-latigazo, lo que conducirá a una reducción continua de las lesiones provocadas por este traumatismo (Invancic, 2011).

3.4. Ensayos de choque

3.4.1. Qué son y para qué sirven

Estas pruebas de choque, o más conocidas como “crash test”, son una forma de evaluar la seguridad del automóvil de forma global, y casi la única forma de verificar la protección de la estructura del vehículo.

Los crash test consisten en someter al vehículo a una serie de colisiones que simulan distintos tipos de choques, para poder conocer cómo se comportan los vehículos en cada situación.

Todo modelo de vehículo, antes de lanzarse al mercado, debe ser sometido a alguno de estos ensayos.

3.4.2. Quién los realiza

Los consorcios NCAP (New Car Assessment Programme) o Programas de Valoración de Automóviles Nuevos, son asociaciones formadas por diferentes entidades cuyo propósito es valorar la seguridad de los vehículos nuevos. Para ello, se somete al vehículo a diferentes pruebas

de impacto. Una vez realizadas, se evalúa la seguridad de cada vehículo en función de una serie de parámetros definidos.

Los datos recogidos en las pruebas de choque son traducidos en una escala de puntuación, que es fácilmente interpretable por los futuros compradores.

No obstante, las pruebas realizadas por estos organismos difieren de las realizadas para la homologación de un vehículo, siendo en muchos casos, pruebas que someten al automóvil a situaciones más comprometidas con la seguridad.

3.4.3. Euro NCAP

Euro NCAP es el sitio oficial del Programa Europeo de Evaluación de Automóviles Nuevos. Su función radica en la promoción y comprobación de la seguridad pasiva de los automóviles comercializados en Europa. Es un organismo independiente respecto a los fabricantes de coches y está respaldado por la Comisión europea, la Federación Internacional de Automovilismo (FIA) y por los principales clubes automovilistas de Europa, entre los que se encuentra RACE y RACC.

La calificación de los reposacabezas y asientos de coches en el mercado por organizaciones independientes, como el IIHS (Insurance Institute for Highway Safety) en Estados Unidos y Thatcham MIRRC (The Motor Insurance Repair Research Centre) en Reino Unido o EuroNCAP en Europa, y la publicación de los resultados obtenidos desempeñó un papel importante en la mejora de los diseños de los reposacabezas.

Inicialmente, las clasificaciones se basaban en medidas estáticas de la geometría del reposacabezas. Se consideraban adecuados aquellos reposacabezas cuya distancia entre la cabeza y el reposacabezas fuera inferior a 40 mm. Asimismo, el borde superior de este elemento debía alinearse con la parte más alta de la cabeza (Rear Whiplash Test Protocol, 2020).

Sin embargo, la geometría por sí sola no es suficiente para evaluar la capacidad de un reposacabezas para mitigar el latigazo. Por ello, se desarrollaron pruebas dinámicas estandarizadas de trineos y pulsos de choque usando maniquíes de pruebas de impacto trasero.

3.4.3.1. Pruebas dinámicas EuroNCAP

Los ensayos se realizan en escenarios de accidentes reales que podrían causar lesiones o la muerte a los ocupantes de los vehículos o los usuarios de la carretera.

Se utilizan varios criterios para evaluar la eficacia de los asientos y los sistemas de retención de la cabeza en la reducción del SLC; entre ellos se incluyen criterios de lesión del cuello, explicados anteriormente, como el NIC y el Nkm.

EuroNCAP criterion

Criterion	Performance		Capping limit
	Higher	Lower	
Neck injury criterion (NIC)	11.00	24.00	27.00
Maximum Nkm	0.15	0.55	0.69
Head rebound velocity (m/s)	3.2	4.8	5.2
Neck shear Fx (N)	30	190	290
Neck tension Fz (N)	360	750	900
T1 X acceleration (g)	9.30	13.10	15.55
Restraint contact time (ms)	57	82	92

Ilustración 20. Criterios biomecánicos (Euro NCAP, 2020).

3.4.3.2. *Latigazos cervicales según EuroNCAP*

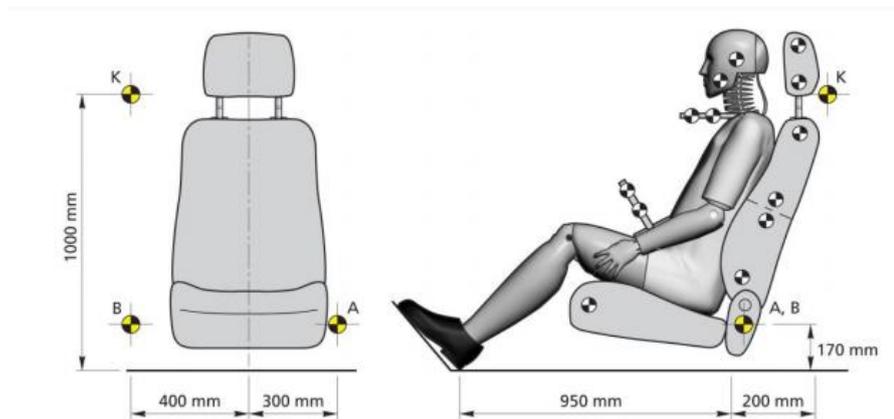


Ilustración 21. Colocación del dummy en un impacto trasero (Euro NCAP, 2020).

Las pruebas de latigazos cervicales de EuroNCAP han sido concebidas para fomentar las prácticas recomendadas en el diseño de los sistemas de sujeción de la cabeza y de los asientos, es decir, los diseños que se obtienen a partir de los datos de accidentes para ofrecer la mejor protección en el mundo real.

Existe, por tanto, un procedimiento para probar dinámicamente un asiento y evaluar en qué medida reflejan las mejores prácticas de prevención del SLC. Este está ideado para evaluar todos los asientos orientados hacia delante y sólo en los asientos delanteros.

Por otra parte, las especificaciones de estos ensayos se recogen en las guías técnicas disponibles en el portal del sitio web oficial.

Se hacen referencia a las siguientes: “The dynamic assessment of car seats for neck injury protection”, sobre la evaluación dinámica de los asientos en colisiones traseras, así como el Boletín técnico que contiene las definiciones referentes al movimiento de los asientos. (EuroNCAP, The dynamic assessment of car seats for neck injury protection testing protocol, 2019).

3.4.3.3. Requisitos de la prueba dinámica:

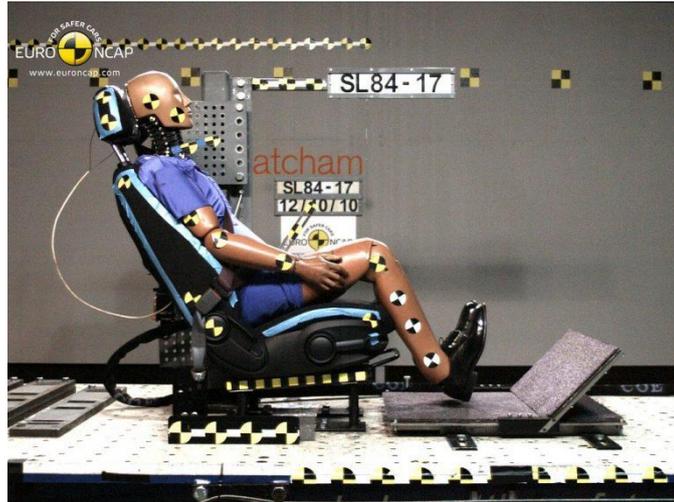


Ilustración 22. Crash test impacto trasero (Euro NCAP, 2020).

A la luz de esto último el ensayo de Euro NCAP consiste en tres pruebas de trineo que simulan una variedad de escenarios de choques traseros a determinadas velocidades. Para ello, se utiliza un maniquí de choque trasero BioRID y se sienta en una posición estandarizada sujeto con un cinturón de tres puntos.

El asiento está unido a un trineo de simulación de choque y se acelera/desacelera para representar una colisión trasera con un cambio de velocidad (ΔV) de 16 km/h. El perfil de aceleración es aproximadamente triangular, con un pico de 10 g y una duración total de 91 ms, como se muestra en la Ilustración 23.

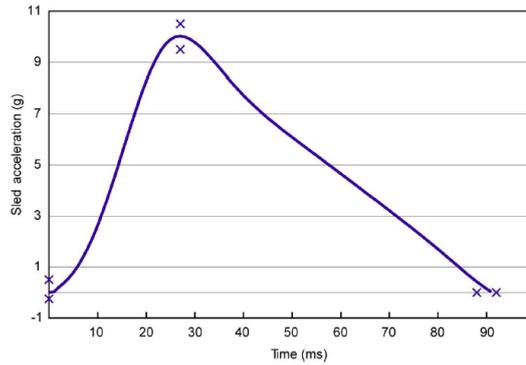


Ilustración 23. Aceleración empleada en las pruebas de impacto trasero (Whiplash, 2020).

Las aceleraciones del trineo se deben medir con un acelerómetro apropiado fijado a la plataforma del trineo. A su vez, se establecen tres tipos de pulsos según la severidad: baja, media o alta. Los pulsos de gravedad alta se utilizan para prevenir lesiones a largo plazo ya que estas se ven en choques más enérgicos.

En cuanto a los tiempos, los datos de medición se consideran para su evaluación hasta el momento en que la cabeza rebota con el reposacabezas o durante el periodo transcurrido entre $t=0$ ms hasta los 300 ms, tiempo durante el que no se debe frenar el trineo.

Por otra parte, los datos de las mediciones se registran de acuerdo con la norma ISO 6487 sobre técnicas de medición en ensayos de impacto. (ISO/TC 22, Safety and impact testing, 2017)

Parameter	Requirement	Limits +/-	Unit		
Velocity change	dV 24.45	1.2	km/h		
Mean acceleration	Amean 63.15	4.85	m/s ²		
Maximum acceleration	Amax 7.50	0.75	g		
	Time (ms)	Acceleration (g)	Time (ms)	Acceleration (g)	
A	0	0.25	M	90	9.50
B	0	-0.25	N	100	9.50
C	1.8	1.0714	O	90	6.25
D	9	6.0880	P	80	6.75
E	5.8	1.0714	Q	25	6.75
F	13	6.0880	R	15	6.25
G	5	9.50	S	104.7	0.00
H	15	9.50	T	110.7	0.00
I	15	8.75	U	110	1.00
J	25	8.25	V	150	1.00
K	80	8.25	W	110	-1.00
L	90	8.75	X	150	-1.00

Ilustración 24. Requerimientos correspondientes a los pulsos de alta severidad (Whiplash, 2020)

3.4.3.4. Definición del movimiento de los asientos:

En su guía técnica (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019), se contemplan las siguientes definiciones relacionadas con el movimiento de los asientos (Ellway, 2018):

1. Ajuste de riel: es aquel en el que se mueve todo el asiento (el cojín del asiento y el respaldo) en las direcciones de hacia delante y hacia atrás.

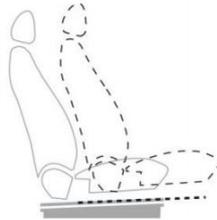


Ilustración 25. Ajuste de riel (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).

2. Ajuste del respaldo: permite cambiar el ángulo del respaldo respecto del cojín del asiento.



Ilustración 26. Ajuste del respaldo (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).

3. Soporte lumbar: ajuste que hace que la parte inferior central del respaldo del asiento sobresalga para dar apoyo a la sección lumbar de la columna vertebral del ocupante.



Ilustración 27. Ajuste del soporte lumbar (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).

4. Altura del reposacabezas: ajuste que mueve el reposacabezas en dirección vertical.



Ilustración 28. Ajuste del reposacabezas en dirección vertical (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).

5. Inclinación del reposacabezas: ajuste que permite el movimiento del reposacabezas en dirección horizontal.



Ilustración 29. Ajuste del reposacabezas en dirección horizontal (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).

6. Ajuste de la parte superior del respaldo: permite rotar la parte superior del asiento sobre un punto pivote integrado en el mismo. Este ajuste cambia el ángulo del respaldo en relación con la parte inferior del mismo.



Ilustración 30. Ajuste de la parte superior del respaldo (EuroNCAP, Seat Movement Definitions, 2019).

3.5. Los crash test dummies

“Un dummy de choque es una representación antropomórficamente correcta de un ocupante de un vehículo, diseñado para reproducir la respuesta humana ante un accidente típico” (Euro NCAP, 2020).

Los dummies de choque están fabricados con componentes de plástico, caucho y metal, y contienen instrumentos de medición en las zonas del cuerpo más importantes. Estos se ajustan regularmente para garantizar que se comportan de forma consistente a lo largo del tiempo.

Cada muñeco simula la respuesta humana a impactos, aceleraciones, fuerzas y momentos de inercia generados durante el choque. Además, están diseñados para modelar la forma, el peso y las articulaciones del cuerpo humano.

La forma en la que estos muñecos brindan los datos a los ingenieros es a través de cintos de sensores y transductores ubicados dentro del maniquí, que miden las fuerzas físicas precisas ejercidas en cada parte del cuerpo en un accidente.

Estas lecturas son controladas y repetibles, lo que proporciona a los diseñadores de vehículos datos fiables para mejorar y perfeccionar la seguridad del producto.

Asimismo, existe una amplia gama de modelos de choque que representan anatomías masculinas, femeninas e infantiles. (Humanetics group, s.f.)

3.5.1. Maniquí BioRID II

El modelo BioRID-II fue originalmente desarrollado por la Universidad de Chalmers en Gotemburgo, Suecia, y producido posteriormente por Humanetics. Este grupo se ha convertido en líder mundial en el diseño, fabricación y suministro de maniqués para pruebas de colisiones biofidélicas, instrumentación de sensores de colisiones, modelado de software y equipos de pruebas de seguridad activa.



Ilustración 31. BioRID II Humanetics (Humanetics group, s.f.)

Concretamente, el BioRID-II se creó para evaluar los sistemas de sujeción de los asientos en un escenario de impacto trasero, después

de que las pruebas exhaustivas realizadas en modelos ficticios anteriores indicaran una grave falta de biofidelidad. La característica distintiva del BioRID-II es su columna vertebral, que consta de 24 vértebras separadas: 5 lumbares, 12 torácicas y 7 cervicales. Una combinación de arandelas de torsión, parachoques de poliuretano y resortes que simulan los músculos, proporcionan un rendimiento de biofidelidad. La columna vertebral está instalada dentro de una cubierta de silicona con conexiones de clavijas a la vértebra y una vejiga llena de agua en la región abdominal.

De manera análoga, Humanetics ha desarrollado un modelo de elementos finitos (FE) para este maniquí validado en los códigos de simulación LS-DYNA, PAM-CRASH, ABAQUS y RADIOSS.

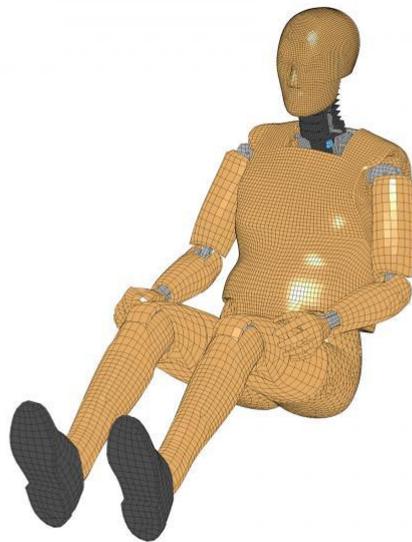


Ilustración 32. Modelo FE Humanetics BioRID II (Humanetics group, s.f.)

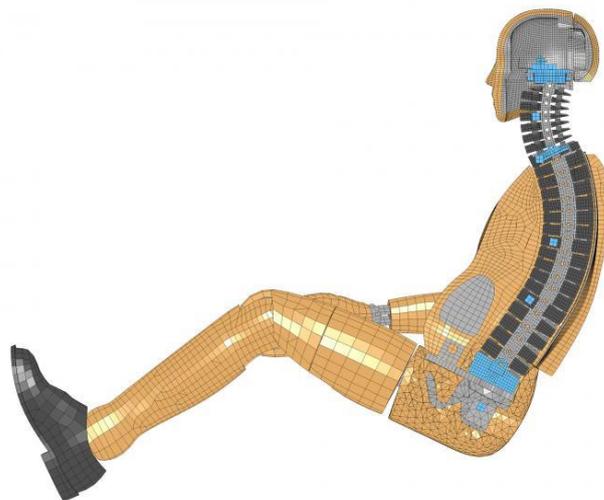


Ilustración 33. Modelo FE Humanetics perfil BioRID II (Humanetics group, s.f.).

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.

Capítulo 4

4. Desarrollo del mecanismo

4.1. Hipótesis de partida.

Como se ha mencionado, las lesiones en el cuello causadas por una colisión por detrás son el tipo de lesión más común en los accidentes automovilísticos. El mecanismo exacto que causa el latigazo todavía no se conoce. Sin embargo, se ha demostrado empíricamente, que la reducción del movimiento relativo entre la cabeza y el torso reduce las lesiones en el cuello (M. Acar & S.R. Bewsher, 2016)

Después de lo cual, existen dos maneras de reducir el movimiento relativo entre las citadas partes. Una de ellas consiste en sostener la cabeza del pasajero lo más rápido posible. Se aumenta la aceleración de la cabeza, reduciendo la aceleración relativa entre la cabeza y el torso. Este enfoque constituye la forma más común de prevenir las lesiones por latigazo. El otro modo se basa en la reducción de la aceleración del torso controlando el respaldo del asiento y reduciendo la aceleración relativa entre la cabeza y el torso. (GilJoo & Dongwoo)

Por otra parte, el inicio y la duración de la activación de los mecanismos activos son fundamentales para su eficacia a la hora de limitar los movimientos de la cabeza y el cuello durante los choques traseros.

Ivancic et al observaron que, en promedio, los sistemas de reposacabezas activos se activaban por completo a los 65,3 ms cuando se producía el contacto de la cabeza con el dispositivo AHR y la desviación máxima del respaldo. (Ivancic, 2011)

De acuerdo con el propósito de este trabajo, se han estudiado y evaluado varios mecanismos que combinan el uso de dispositivos activos tanto en el reposacabezas como en el asiento.

Como punto de partida, este conjunto de mecanismos debe integrar elementos puramente mecánicos y de naturaleza reactiva, movilizándose sólo cuando el vehículo recibe una colisión trasera.

Además, los mecanismos operarán instantáneamente cuando el cuerpo del ocupante es empujado por acción de la inercia contra el respaldo del asiento. El reposacabezas y el asiento deben estar asistidos por un amortiguador de asiento para absorber la energía de la colisión, al tiempo que se controla y limita el movimiento de bloqueo para evitar el rebote.

No obstante, el diseño de los amortiguadores y la espuma del respaldo del asiento que absorbe la energía no será considerado en este estudio, ya que

el objetivo de este documento es el diseño conceptual: los sistemas mecánicos. Igualmente, el diseño debe ser reutilizable y no suponer ningún peso significativo para el vehículo. Asimismo, añadirá poco coste al precio total de un asiento de coche estándar, lo que hace que el dispositivo sea asequible para toda la gama de automóviles.

4.2. Metodología

La metodología para la realización de las simulaciones se puede dividir en los siguientes pasos:

1. Elección del ensayo.
2. Construcción del dummy
3. Construcción del asiento
4. Diseño de la simulación

En la realización de este proyecto, puesto que no se dispone de ningún ensayo de referencia con el cual realizar el modelo informático, ha sido necesario aprovechar los datos facilitados por la bibliografía. La información referente al dummy, también ha sido obtenida de los diferentes fabricantes y entidades, ya que no se ha dispuesto de ningún dummy real sobre el que realizar mediciones.

4.3. Working Model 2D

La simulación objeto del presente proyecto ha sido realizada con el software comercial Working Model 2D. Este es un programa que permite la modelización y simulación dinámica de mecanismos planos, mediante una interfaz gráfica integrada al entorno de Windows y un programa de cálculo numérico.

El motor de simulación modela la dinámica newtoniana del mundo real en el ordenador, mientras que la interfaz gráfica facilita la experimentación con diversos diseños y escenarios dentro del campo de la ingeniería.

Los mecanismos planos se representan mediante un conjunto de barras rígidas sometidas a acciones y restricciones como, por ejemplo; motores, resortes o articulaciones, constituyendo una herramienta ideal para refinar el diseño mecánico y las propiedades de los objetos.

Además, Working Model plantea internamente y resuelve, a partir del esquema representado, las ecuaciones del movimiento del mecanismo, lo que permite la simulación y representación de este.

La ventana de trabajo en Working Model se muestra a continuación:

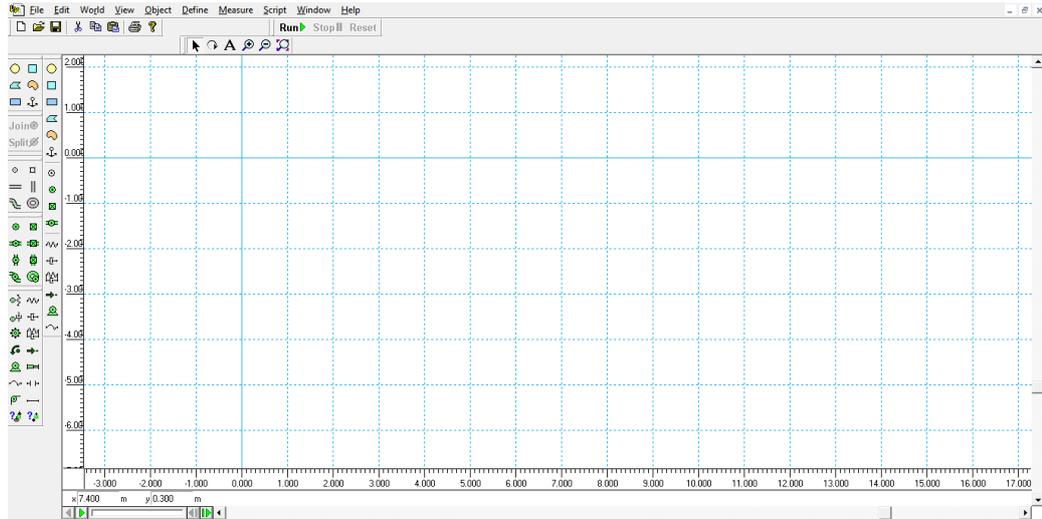


Ilustración 34. Espacio de trabajo en software Working Model 2D.

4.3.1. Funcionamiento del Software

La creación de simulaciones mediante Working Model 2D se puede dividir en los pasos que se describen a continuación:

1. Dibujo de las piezas o mecanismos que se quieren simular. El diseño de las formas se realiza con el ratón, o bien se puede importar la geometría de los sistemas de CAD más conocidos. En este caso, para la creación del dummy empleado, se ha importado una geometría preliminar desde el programa de diseño gráfico Illustrator. Por otra parte, para el diseño del sistema de asiento y reposacabezas se han empleado las herramientas de dibujo integradas en Working Model.
2. Definición de características físicas para los cuerpos dibujados. Las principales propiedades que se pueden definir son la masa, densidad, geometría, momento de inercia, velocidad lineal, velocidad angular, carga electrostática, elasticidad o el coeficiente de fricción, entre otras.
3. Definición de las restricciones entre los diferentes cuerpos. Las más importantes son:
 - a. Articulaciones o pares de revolución, pares prismáticos, uniones rígidas, con trayectoria curva, etc.
 - b. Barras, poleas y engranajes.
 - c. Definición de los generadores de movimiento, entre ellos:
 - i. Motores

- ii. Actuadores
- iii. Fuerzas
- iv. Momentos

Además, las restricciones y los generadores de movimiento pueden ser definidos numéricamente o por ecuaciones en el editor de fórmulas o con datos en tablas.

En la Ilustración 35, se muestran las herramientas ofrecidas por Working Model 2D, mencionadas anteriormente:

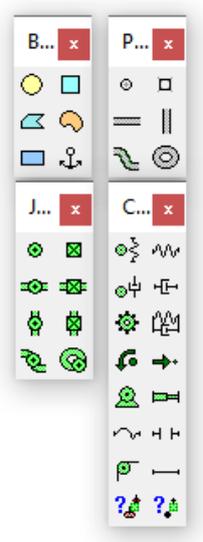


Ilustración 35. Barra de herramientas Working Model 2D.

4.4. Otros programas de simulación

Además de los ensayos basados en la utilización de multi cuerpos en softwares 2D, existen otros que emplean elementos finitos. Estos últimos ofrecen una mayor precisión en los resultados, aunque también necesitan periodos de cálculo más elevados. Algunos de estos programas son: MADYMO, PAM-SAFE, o LS-DYNA. (Omerovic, Tomash, J. Gutsche, & Prebil, 2016).

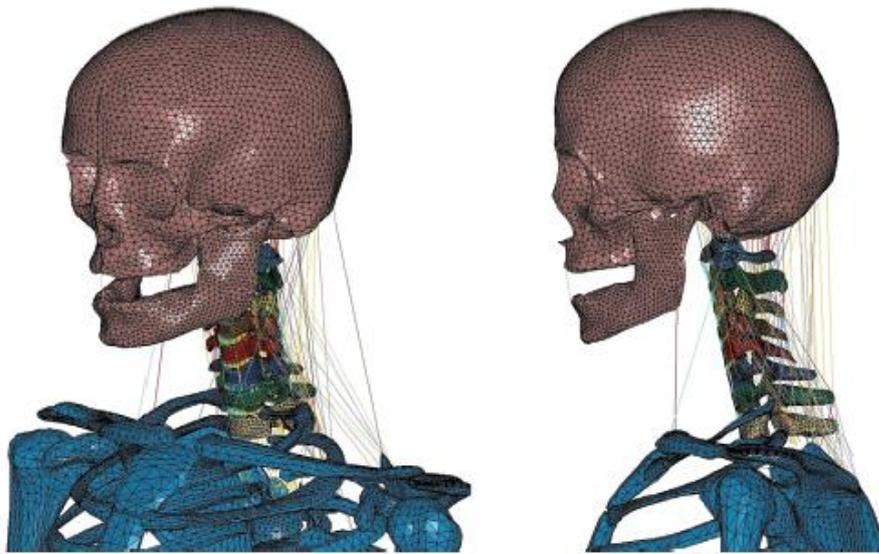


Ilustración 36. Modelo de elementos finitos del complejo craneoencefálico (Omerovic, Tomasch, & Prebil, Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2016).

4.5. Conceptos previos a la simulación

En primer lugar, una máquina es un conjunto de elementos o cuerpos rígidos agrupados y conectados de tal modo que tengan movimientos relativos entre sí y a su vez, sean capaces de transmitir movimiento desde la fuente de energía o elemento motriz hasta el punto donde será consumida dicha energía. Para ello, se emplean fuerzas mecánicas que producen algún efecto o trabajo y que transmiten movimiento a los respectivos elementos. (Shigley & Joseph Uicker, 1988)

En el diseño de una máquina, intervienen los siguientes aspectos:

1. Las partes de la máquina deben estar proporcionadas entre sí y tener además un movimiento adecuado. Estos aspectos se estudian en la disciplina de mecanismos puros o cinemática.
2. Se debe dimensionar cada elemento de forma que estos puedan soportar las fuerzas a las que pudieran someterse. Estudiado por la construcción de mecanismos o diseño de máquinas.
3. Según el tipo de máquina y las fuerzas a las que será sometida, han de estudiarse parámetros como su dimensionado, características del material, tecnologías de fabricación y montaje, durabilidad, etc., y debe atender a la facilidad de fabricación de montaje y de mantenimiento.

En segundo lugar, Reulaux define un mecanismo como una “combinación de cuerpos resistentes conectados por medio de articulaciones móviles

para formar una cadena cinemática cerrada con un eslabón fijo, y cuyo propósito es transformar el movimiento” (Shigley & Joseph Uicker, 1988).

Como se ha descrito, los conceptos de máquinas y mecanismos están íntimamente ligados, sólo difieren en su propósito: en una máquina el fin predominante es el de la transmisión de la potencia de una fuerza, mientras que en un mecanismo el propósito perseguido es lograr un movimiento adecuado.

Los cuerpos resistentes que constituyen las máquinas y mecanismos se denominan eslabones, pudiendo adquirir estos nombres particulares dependiendo de la función que desempeñen, por ejemplo, las manivelas, bielas, balancines o correderas (Shigley & Joseph Uicker, 1988).

4.5.1. Elementos de enlace

Las piezas resistentes de una máquina deben situarse y conectarse a las adyacentes de tal modo que el movimiento entre cada dos de ellas tenga un carácter fijo y determinado. Las formas geométricas dadas a dos cuerpos para que puedan ser considerados de esta manera, reciben el nombre de elementos de enlace. Dos piezas así unidas constituyen lo que se llama un par y el proceso de unión es llamado enlace.

El mecanismo diseñado está constituido por acoplamientos que permiten contacto superficial, denominados comúnmente como pares inferiores o cerrados. Se pueden enumerar los siguientes:

- a. Par de revolución (R): permite la rotación de un elemento respecto de otro alrededor de un eje común. Por tanto, se deja un grado de libertad relativo entre ellos.
- b. Par prismático (P): las superficies en contacto son prismáticas, de manera que permiten sólo la traslación relativa de los miembros a través de un eje común, por lo tanto, permite un grado de libertad entre los miembros.

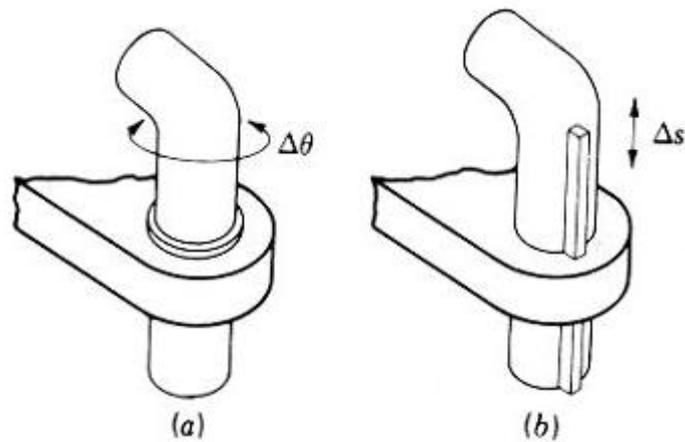


Ilustración 37. Par de revolución (a). Para prismático (b).

4.5.2. Leyes de Grashof:

De acuerdo con la definición de los mecanismos, es importante conocer si una barra es o no manivela, ya que la conducción habitual de los mecanismos se efectúa mediante motores de movimiento circular permanente. Para el caso del cuadrilátero articulado se aplican las leyes de Grashof que hacen referencia a las condiciones de rotación.

La ley de Grashof afirma que: “para un eslabonamiento plano de cuatro barras, la suma de las longitudes más corta y más larga de los eslabones no puede ser mayor que la suma de las longitudes de los eslabones restantes, si se desea que exista una rotación relativa continua entre dos elementos” (Shigley & Joseph Uicker, 1988).

Por lo tanto, para un mecanismo de cuatro barras con distintas longitudes, si cumple la condición de Grashof, se verifica que:

- Dejando fija la barra más corta, el mecanismo es de doble manivela.

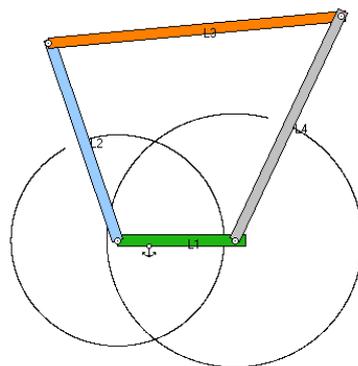


Ilustración 38. Mecanismo de doble manivela.

- b) Dejando fija la barra contigua a la más corta, el mecanismo resultante es de biela-manivela.

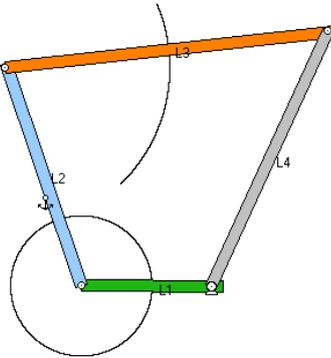


Ilustración 39. Mecanismo biela-manivela.

- c) Dejando fija la barra opuesta a la más corta, el mecanismo es de doble balancín.

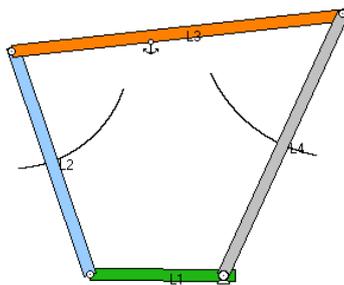


Ilustración 40. Mecanismo de doble balancín.

4.5.3. Eslabones

De acuerdo con lo definido anteriormente, un eslabón es un cuerpo rígido que tiene dos o más elementos de enlace (pares), por medio de los cuales puede conectarse a otros cuerpos, con objeto de transmitir fuerza o movimiento.

4.5.4. Grados de libertad

Se denomina grado de libertad de un mecanismo, al número de parámetros de entrada independientes que se debe conocer, con el fin de llevar al mecanismo a una posición en particular. (Shigley & Joseph Uicker, 1988)

En general, si un mecanismo posee n eslabones, cada uno de ellos, antes de conectarse, poseerá 6 grados de libertad (3 desplazamientos y 3 giros), excepto el eslabón fijo o bancada (que no tiene ningún grado de libertad). Por lo tanto, antes de conectarse, los grados de libertad son:

$$6(n - 1) \quad (16)$$

A medida que se van conectando eslabones por medio de pares, se restringe el movimiento relativo entre ellos. Por lo tanto, una vez que se han conectado todos los eslabones, el número de grados de libertad será:

$$M = 6(n - 1) - \sum_{m=1}^5 (6 - m)N_m \quad (17)$$

Donde:

M es el índice de movilidad

n es el número de eslabones del mecanismo

$(6-m)$ son los grados de libertad que se restringen

N_m es el número de pares de clase m presentes en el mecanismo

Cuando consideramos un mecanismo plano, el problema se simplifica en gran medida, pues los grados de libertad quedan restringidos a 3 únicamente. En esta situación, la expresión general se transforma:

$$M = 3(n - 1) - \sum_{m=1}^2 (3 - m)N_m \quad (18)$$

Esta ecuación se conoce como el criterio de Kutzbach para movilidad de mecanismos planos (Shigley & Joseph Uicker, 1988):

$$M = 3(n - 1) - 2N_1 - 1N_2 \quad (19)$$

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.

Capítulo 5

5. Diseño de los mecanismos

5.1. Diseño del dummy

El diseño del maniquí se concibe a partir de las características aportadas por fabricantes consolidados en este campo como el grupo Humanetics. Entre las especificaciones de sus productos, figuran las características de los modelos, dimensiones, aplicaciones, regulaciones o la instrumentación necesaria para poder llevar a cabo correctamente un ensayo de impacto trasero.

Es necesario acentuar que el modelo diseñado es una aproximación basada en el compendio de estos datos, concretamente, los referidos al modelo BioRID-II.

Acorde con esto último, se refieren las siguientes características:

Parte del cuerpo	Masa (kg)	Tolerancia (kg +/-)
Cabeza	4,5	0,045
Torso	42,4	0,45
Brazo izquierdo	4,2	0,2
Brazo derecho	4,2	0,2
Pierna izquierda	11,4	0,2
Pierna derecha	11,4	0,2
Peso total	78,2	1,4

Tabla 4. Especificaciones BioRID II

De acuerdo con esta información, se bosqueja un modelo 2D a escala 1:200 empleando herramientas de diseño gráfico y se exporta al software Working Model. Una vez determinados los puntos de enlace de las cuatro formas que constituyen la cabeza, el cuello, el torso y la cadera, se especifica la masa de cada una de ellas en base a las características anteriores.

Una vez configurado, se deben establecer las uniones entre los cuerpos. Así, en relación con el objetivo del proyecto, se decide impedir el movimiento relativo entre la cadera y el torso mediante el uso de una unión fija. Por otra parte, el cuello se une a la cabeza y al torso por medio de pares R que permiten la rotación relativa entre estos, dejando un grado de libertad entre ellos.

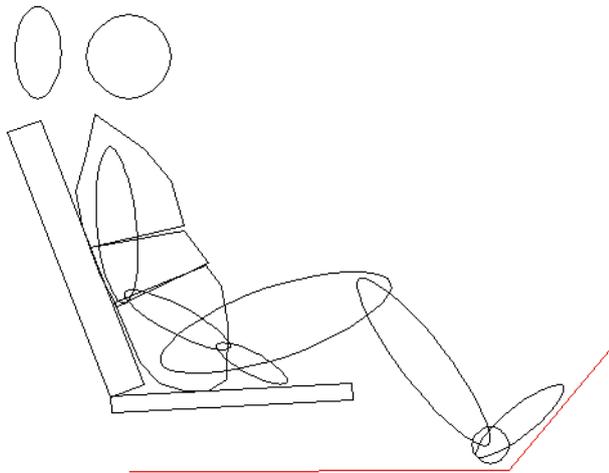


Ilustración 41. Boceto inicial maniquí.

En la imagen anterior, se muestra uno de los primeros bocetos a la hora de conformar el prototipo de maniquí. Desde el comienzo, se ha querido simplificar tanto la geometría de los cuerpos, reduciendo el número de partes que se ensamblan, como las uniones entre estos. En la Ilustración 42, se muestran las formas, uniones y centros de masa de cada uno de los cuerpos.

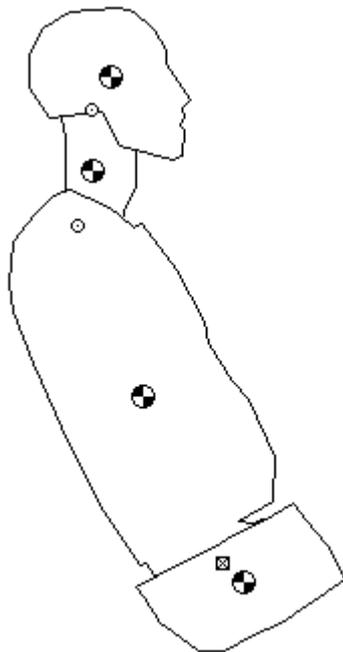


Ilustración 42. Uniones y centros de masa.

De forma análoga, la determinación de los elementos de enlace entre los cuerpos con movimiento relativo se ha centrado en los requerimientos del proyecto, convirtiéndose por tanto en un proceso en el que se han realizado

aproximaciones consecutivas al movimiento sufrido por los maniquíes en esta área del cuerpo durante ensayos reales de impactos traseros. Para ello se han empleado:

- Cuatro muelles combinados con amortiguadores para simular el movimiento relativo entre la cabeza y el cuello, así como para establecer los límites de movimiento entre el cuello y el torso, queriendo alcanzar en todo momento la máxima biofidelidad.
- Una cuerda para limitar la separación entre la cabeza y el cuello.
- Un total de cinco separadores cuya función es impedir que los cuerpos se acerquen a una determinada distancia.

Como se ha explicado anteriormente, los movimientos de flexoextensión del raquis cervical tienen lugar en el plano sagital. Por tanto, será este el plano objeto de estudio. Relacionado con esto último, a medida que se avanza en la simulación, se definen aquellas uniones que cumplen con los parámetros de amplitud máxima del raquis. Esta medida varía notablemente según los individuos y la edad, pudiendo determinarse este valor mediante el uso de goniómetros o en radiografías de perfil (Kapandji, 2012).

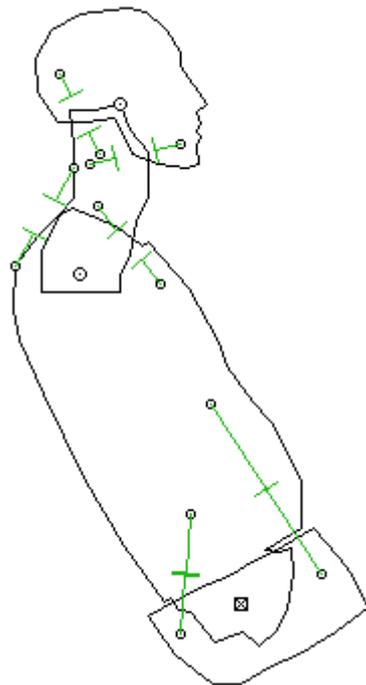


Ilustración 43. Boceto inicial de las uniones entre los cuerpos.

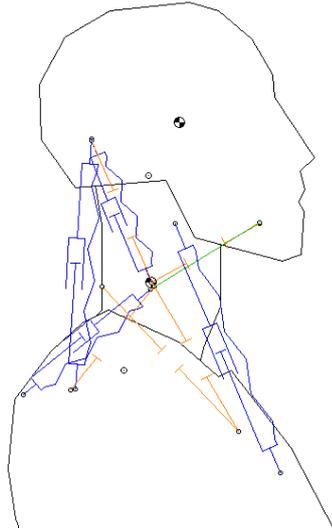


Ilustración 44. Diseño final de los elementos de unión

Finalmente, se ha adoptado el modelo mostrado a continuación:

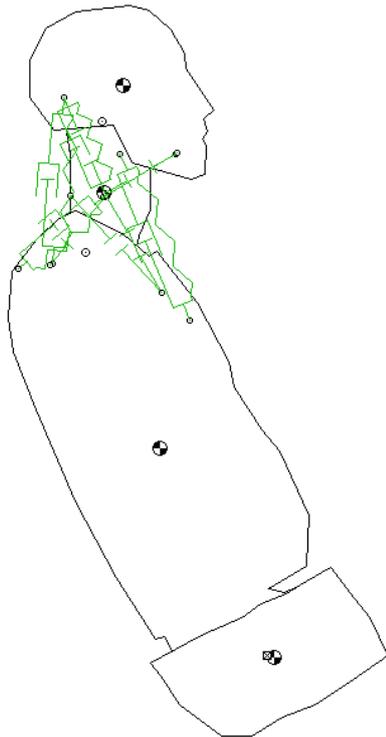


Ilustración 45. Modelo de dummy final para la simulación.

5.1.1. Validación del maniquí

A continuación, la validación del maniquí se consigue mediante técnicas de ensayo-error, comparando los resultados obtenidos con la bibliografía disponible sobre ensayos reales.

En concreto, se han empleado las fases descritas por Grauer et al en las que se determina la quinesiología de la columna vertebral en un impacto trasero (Castillo de la Torre & Rodríguez Fernández, 2004):

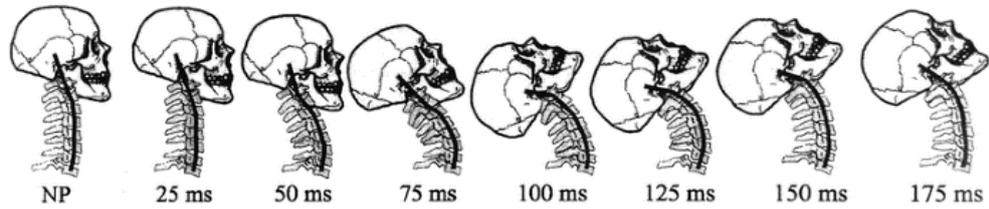


Ilustración 46. Formación en S de la columna cervical. Grauer et al (Arregui Dalmasas, 2013).

El ensayo se reproduce para un impacto a 6,4 m/s de velocidad, en el que el reposacabezas se ha configurado de manera que se restringe el movimiento de la cabeza, es decir, no se produce contacto entre ambos.

- Periodo 25-50 ms:

En esta etapa se produce un enderezamiento de la columna lumbar y cervical. Como consecuencia, se produce una extensión de los niveles inferiores de la columna cervical y flexión de los superiores. La cabeza es sometida a una traslación posterior sin extensión. Es durante esta fase, y con la formación en S de la columna cervical, cuando se pueden producir daños en partes blandas. Los segmentos C6-C7 y C7-D1 son aquellos en los que se puede producir una extensión que rebase los límites fisiológicos. (Castillo de la Torre & Rodríguez Fernández, 2004)

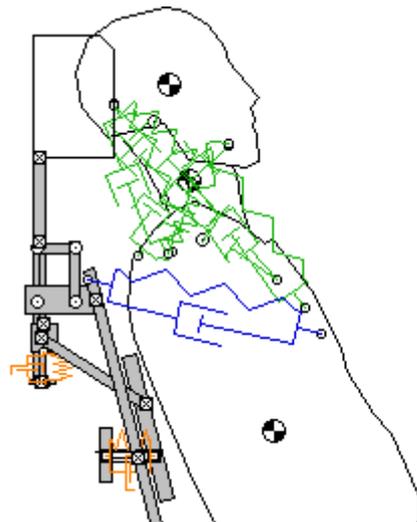


Ilustración 47. Simulación entre los 25 y 50 ms.

De acuerdo con la amplitud de movimiento de los distintos segmentos del raquis cervical durante los primeros 50 ms tras el

impacto, se determina la rotación experimentada por la cabeza. En el instante $t=37,5$ ms, la cabeza sufre una rotación de $7,1^\circ$. Asimismo, para el instante $t=75$ ms, la cabeza rota un total de $30,21^\circ$.

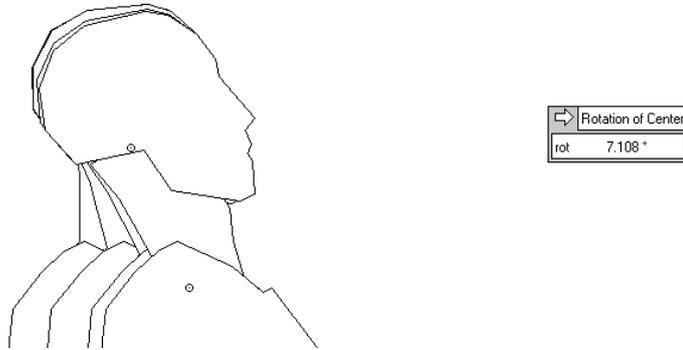


Ilustración 48. Movimiento de la cabeza en los instantes $t=0-50$ ms.

Además, se han comparado gráficamente las fases descritas por Grauer et al con las obtenidas en la simulación, apreciándose la consonancia de ambos maniquíes en las Ilustraciones 49 y 51.

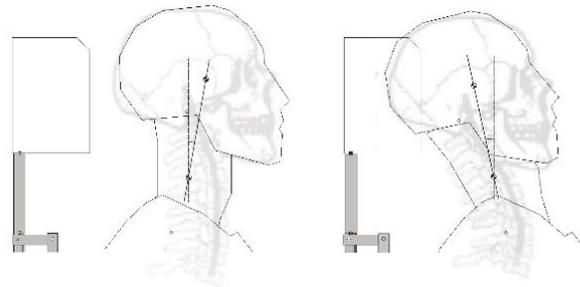


Ilustración 49. Comparación gráfica instante $t=37,5$ ms.

- Periodo 50-100 ms:

La siguiente fase tiene lugar entre los 50 y 100 ms, en la que se produce una extensión generalizada de la columna. El tronco alcanza su máximo desplazamiento y la cabeza sufre un movimiento de extensión denominado retracción.

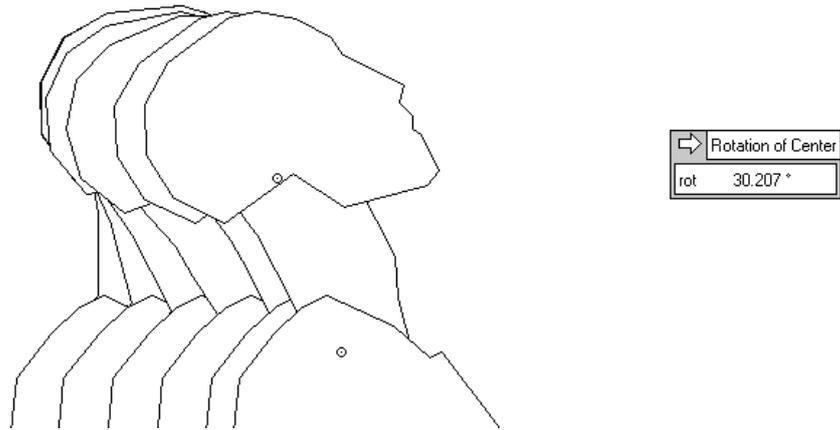


Ilustración 50. Movimiento de la cabeza en los instantes t=50-100 ms.

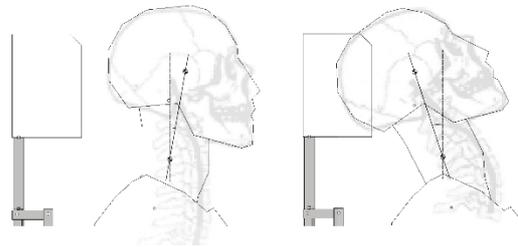


Ilustración 51. Comparación gráfica instante t=75 ms.

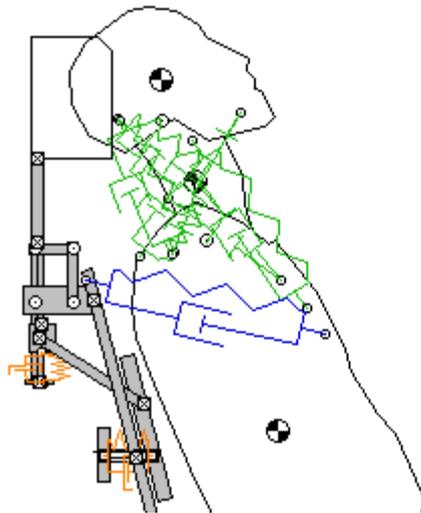


Ilustración 52. Simulación entre los 50 y 100 ms.

En contraste con lo anterior, el empleo de un modelo de cuello rígido dificulta la biofidelidad del movimiento de este respecto de la columna cervical. Sin embargo, constituye un modelo útil para comprobar en qué período se produce la máxima extensión y flexión tras el impacto.

5.2. Diseño del asiento.

El proceso de diseño del asiento se ha realizado en fases consecutivas, las cuales han evolucionado hasta el modelo final. A continuación, se muestran algunos de los planteamientos iniciales.

Desde el comienzo, la idea principal consistía en la simulación de un impacto trasero de forma simplificada. Sin embargo, algunos componentes como los elementos de sujeción o la interacción entre los cuerpos colisionados debían asemejarse a la realidad. De esta manera, tras una fase inicial centrada en la simulación del choque, se desarrollaron distintos diseños de asiento de manera que se estudiaron sistemas que se activan con el uso de resortes (Ilustración 54) u otros más centrados en el diseño de un mecanismo de barras capaz de asegurar el movimiento requerido para reducir las lesiones del latigazo cervical. De acuerdo con los resultados obtenidos, se rechazaron diversos modelos por no adecuarse mecánicamente al movimiento requerido.

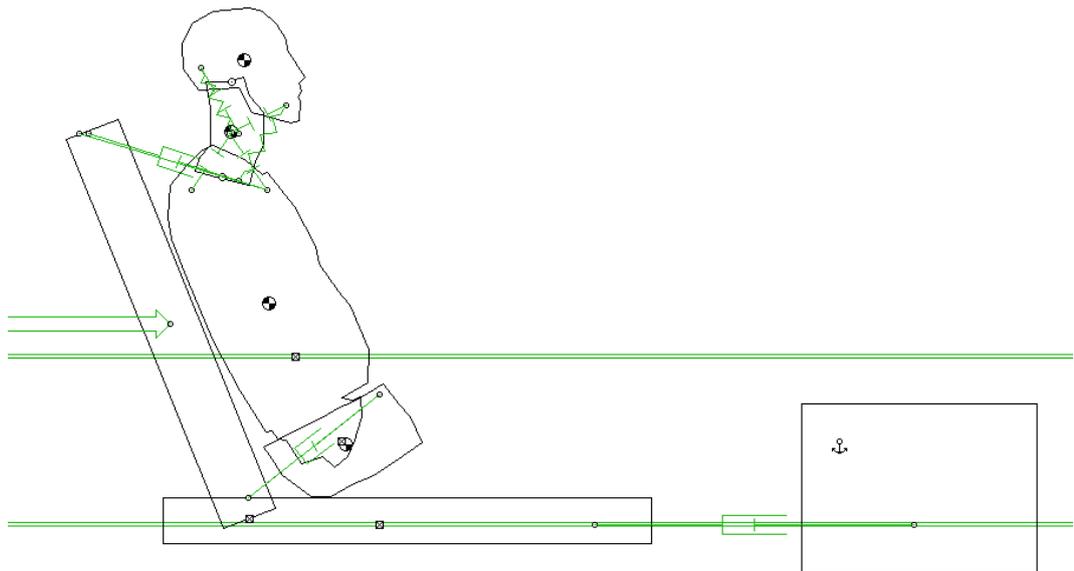


Ilustración 53. Fase de diseño. Primeros modelos (1).

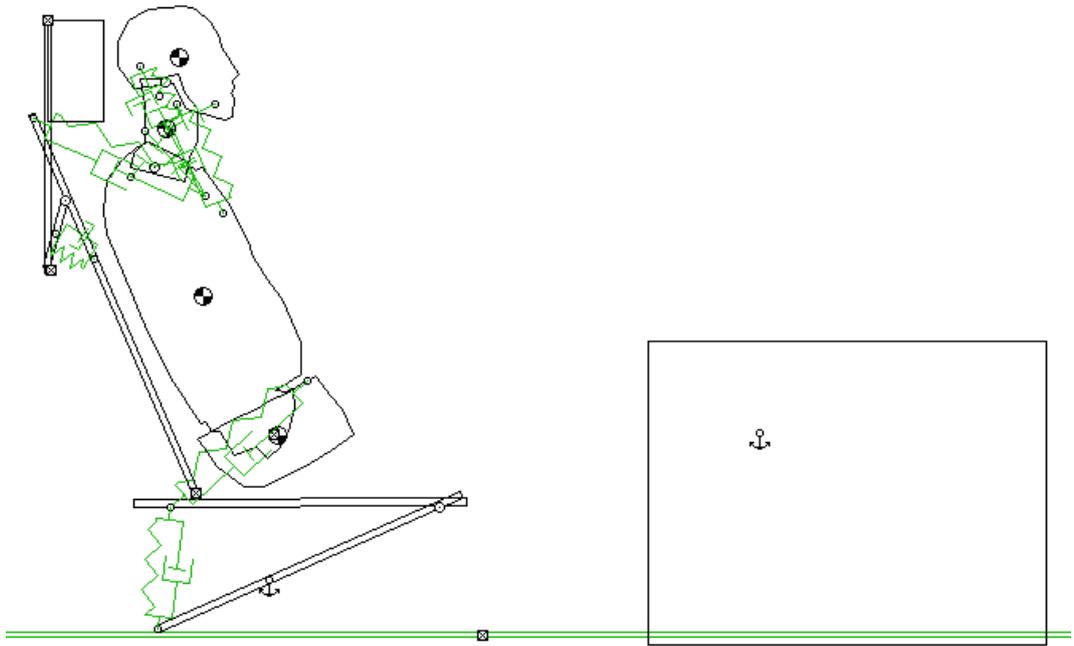


Ilustración 54. Fase de diseño. Primeros modelos (2).

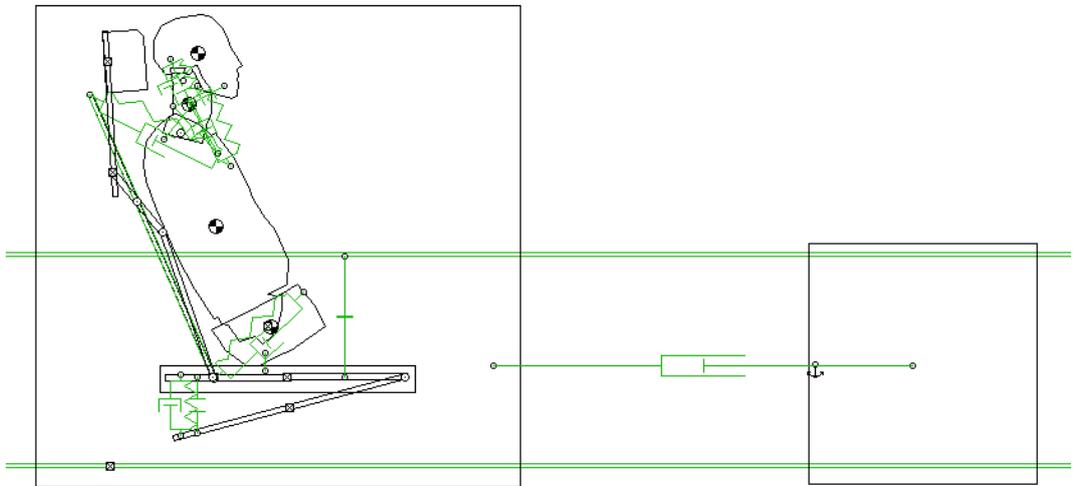


Ilustración 55. Fase de diseño. Primeros modelos (3).

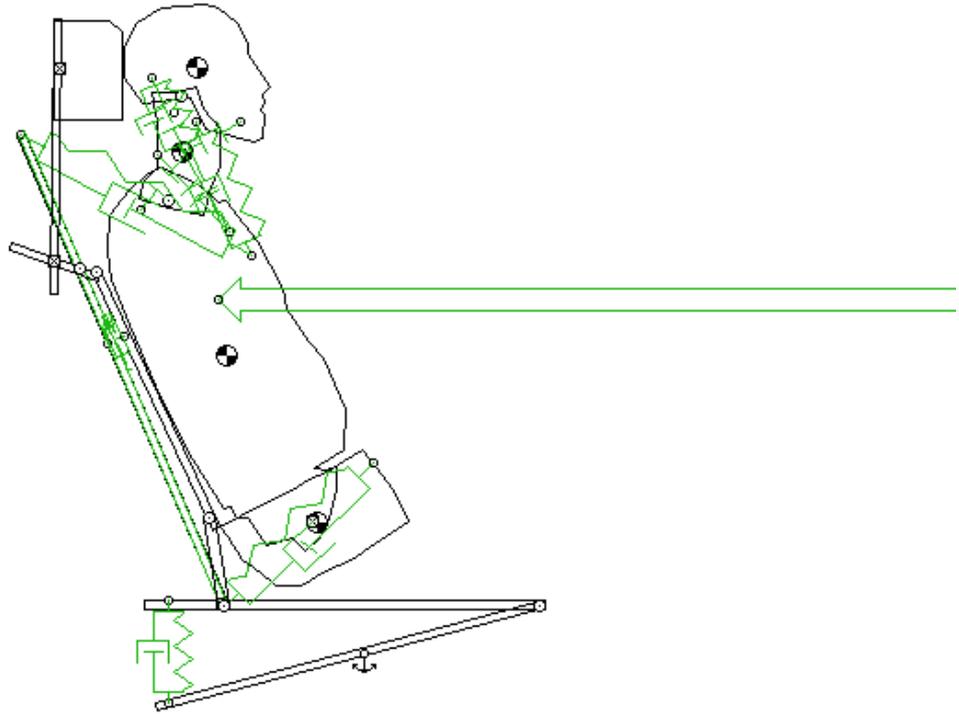


Ilustración 56. Fase de diseño. Primeros modelos (4).

Finalmente, el asiento en su conjunto está conformado por dos mecanismos:

1. Un mecanismo constituido por cuatro barras de manera que constituya la base del asiento. Este mecanismo se activa simultáneamente junto con el dispositivo de accionamiento del reposacabezas activo.

La activación dependerá del ángulo de incidencia, la velocidad o las características del vehículo con el que se impacta.

En este caso, se reproduce un ensayo en el que el vehículo impactante se desplaza según una trayectoria recta a 6,4 m/s en el momento del impacto. La masa de este vehículo se estima en 3000 kg. Asimismo, el automóvil contra el que se produce el segundo choque se encuentra en reposo. Su masa es idéntica a la del primer coche.

Con el fin de reducir la aceleración relativa entre la cabeza y el torso, este mecanismo instalado en los asientos delanteros se reclina hacia atrás cuando el ocupante es empujado contra el asiento. Para ello, permite la rotación del plano del asiento un ángulo de 4,6° respecto la base del vehículo o plano horizontal.

En la Ilustración 57, se observa el mecanismo inoperante. A continuación, en la Ilustración 58, se evidencia la reclinación máxima que puede alcanzar el asiento en caso de producirse un impacto trasero.

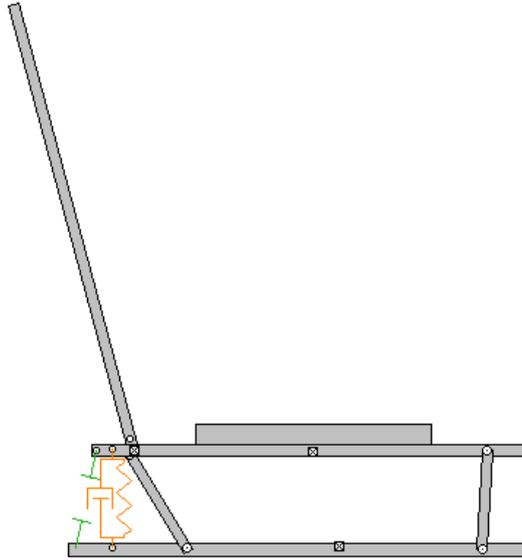


Ilustración 57. Mecanismo asiento

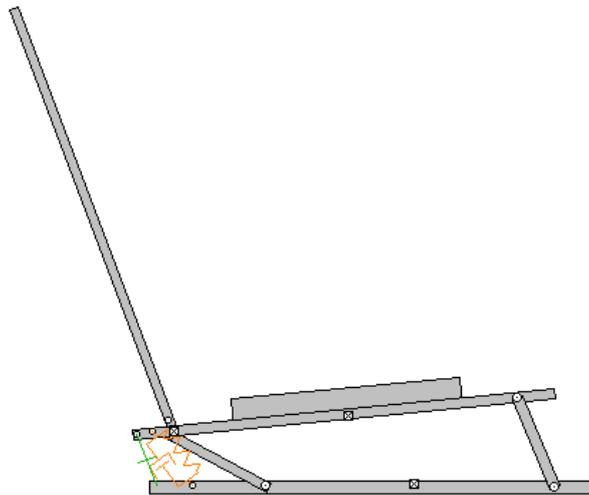


Ilustración 58. Reclinación máxima mecanismo.



Gráfica 2. Rotación de la base del asiento.

Teniendo en cuenta que el primero de los impactos tiene lugar entre los 0 y los 8 ms, el asiento se inclinará un máximo de 4,6° a los 76 ms, es decir, 68 ms tras el choque.

En esta fase se trata de limitar la aceleración del ocupante a un nivel inferior. Esto se logra gracias a la reclinación hacia atrás del respaldo, mientras se absorbe energía de una forma controlada.

Cuando el respaldo ha absorbido la energía del ocupante, y por lo tanto se ha reclinado a su posición más atrasada, se produce un rebote. Sin embargo, como se mostrará en los párrafos siguientes, este es menor que el que se produce en impactos con asientos convencionales.

El diseño del asiento hacia una menor acumulación de energía elástica durante el impacto reducirá el rebote hacia delante.

En consonancia con lo anteriormente expuesto, el respaldo del asiento y del reposacabezas deben apoyar geométricamente la curvatura de la espalda y el cuello con la mayor precisión posible.

Además, este movimiento debe ser limitado, lo que podría lograrse mediante el uso de amortiguadores en la medida que absorbiesen la energía del impacto. En la simulación se emplea para ello un sistema de muelle-amortiguador junto con un separador cuya función es limitar la amplitud de movimiento del mecanismo. Cabe destacar que es un requerimiento imprescindible no colocar ningún objeto entre este asiento y los traseros que pueda impedir el movimiento del sistema.

2. Un sistema mecánico incorporado en el respaldo del asiento que se activa gracias al desplazamiento en dirección horizontal, y en

sentido contrario a la marcha, del soporte lumbar integrado en el mismo. La fuerza ejercida por el torso del ocupante permite activar, a través de este elemento, el mecanismo de barras que se muestra en la Ilustración 59.

De acuerdo con la inercia del ocupante, se diseña un artillugio capaz de reducir la distancia entre la cabeza y el reposacabezas.

El soporte está unido rígidamente a un eslabón anexo, a su vez, mediante un par de revolución, a una guía que se desliza por una corredera que permite el movimiento hacia delante del reposacabezas.

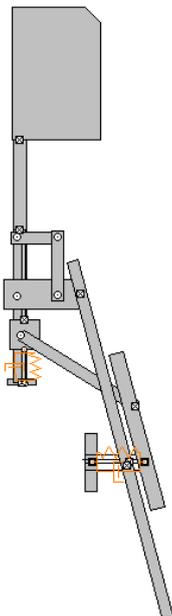


Ilustración 59. Mecanismo integrado en el respaldo.

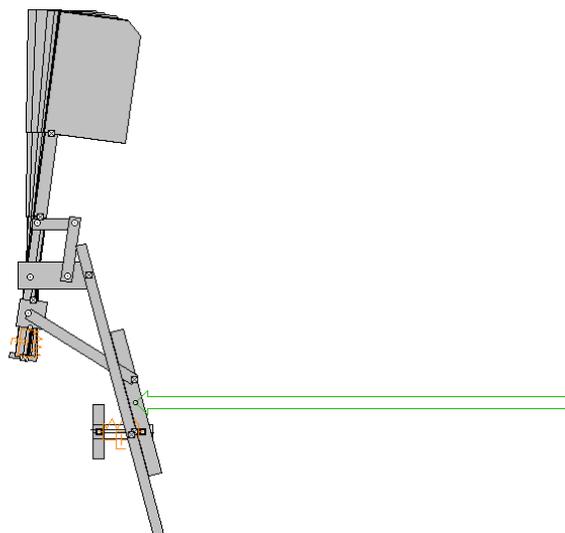


Ilustración 60. Movimiento respaldo aplicando una fuerza en (-x).

Concretamente, el mecanismo que permite el movimiento descrito está conformado por 4 eslabones paralelos dos a dos, lo que constituye un paralelogramo articulado en el que las barras paralelas entre sí tienen el mismo sentido de giro, describiendo la siguiente trayectoria curvilínea.

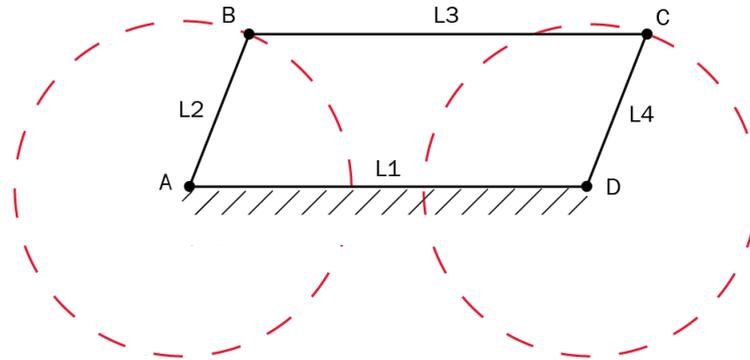


Ilustración 61. Mecanismo de 4 eslabones: trayectorias descritas.

Siendo:

- $L1+L2=L3+L4$
- $L1=L3$ y $L2=L4$
- AB y CD tienen el mismo sentido de giro.

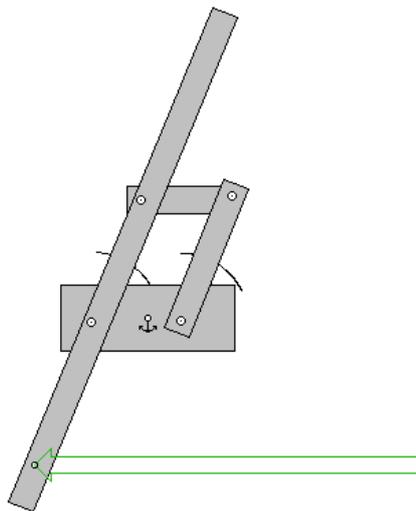


Ilustración 62. Mecanismo de cuatro barras que conforma el reposacabezas.

Todos los eslabones son de tipo binario, es decir, cada eslabón se une a otros dos donde todos los pares son de tipo giratorio.

En cuanto al mecanismo, permite reducir de forma controlada el movimiento relativo entre la cabeza y el torso del ocupante, evitando las primeras fases de hiperextensión en las que se produce el agente lesivo.

La barra horizontal inferior se fija a la estructura lateral del respaldo del asiento, por lo que se mueve solidaria con esta. Esto último permite que los dos sistemas descritos se activen simultáneamente.

Finalmente, se muestra el asiento conformado por los dos sistemas activos descritos anteriormente:

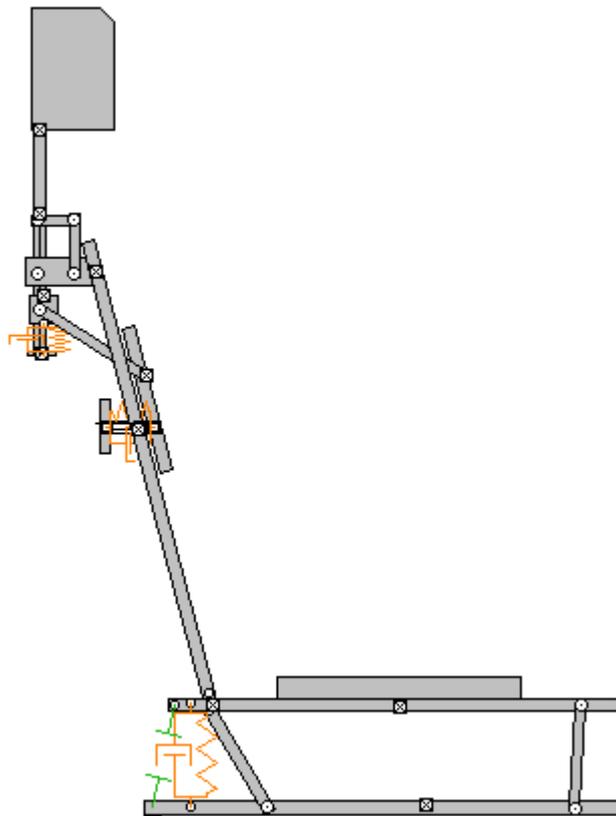


Ilustración 63. Prototipo final: integración de ambos mecanismos activos.

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.

Capítulo 6

6. Simulación

6.1. Parámetros de la simulación

Primeramente, se configura la posición inicial del dummy en el asiento. Para ello, se emplean dos elementos de muelle y amortiguador que actúan como cinturón de seguridad. Estos se colocan en la posición habitual, es decir, rodeando la cadera y por encima del hombro. Asimismo, se anclan fijamente al asiento mediante pares de revolución.

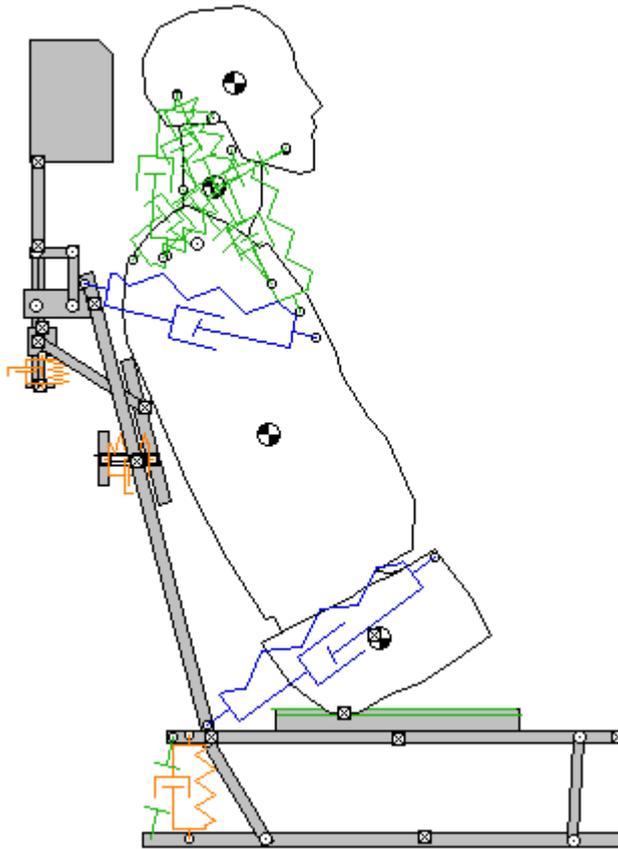


Ilustración 64. Posición inicial del asiento y el maniquí.

Seguidamente, se restringe el movimiento del conjunto de forma que el desplazamiento tenga lugar a lo largo del eje horizontal en sentido positivo. Para ello, el modelo se posiciona en el interior de un cuadrilátero que representa de forma conceptual el vehículo.

Como se ha expuesto en apartados anteriores, se sitúa un cuerpo en la parte trasera que impactará a una velocidad de 6,4 m/s contra el sistema conformado por el asiento y el maniquí, así como otro cuerpo en la parte delantera contra el que se producirá el choque final.

Tanto el vehículo de prueba como el segundo cuerpo se encuentran en reposo en el momento del primer impacto.

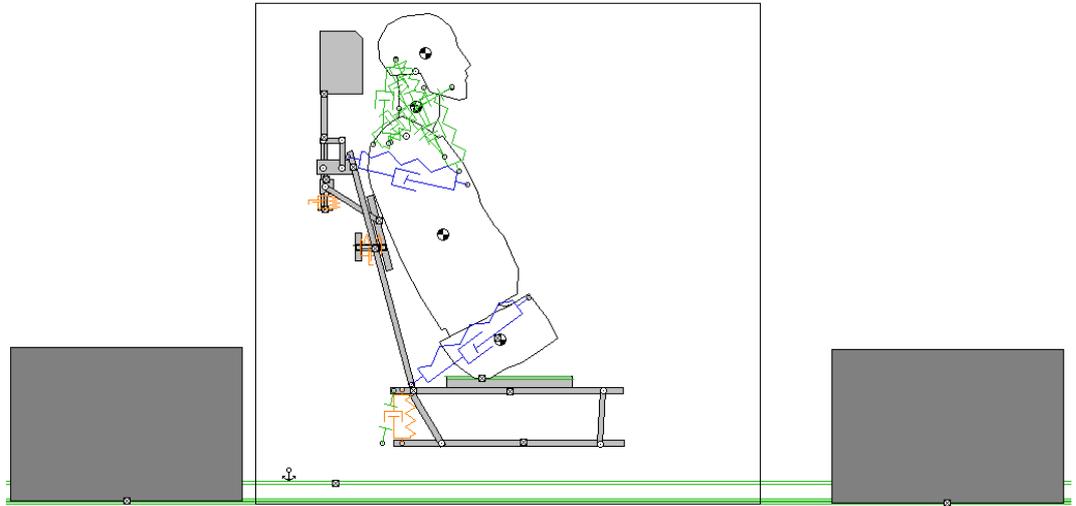


Ilustración 65. Simulación: configuración de parámetros iniciales.

En el instante en el que sucede el choque, la fuerza se transmite a lo largo del eje longitudinal del vehículo. En cuanto a la cabeza, esta se encuentra en posición anatómica mirando hacia delante.

Por último, la duración de la simulación se configura entre los 0 y 300 ms.

6.1.1. Modelo de asiento convencional.

Con el objetivo de poder comparar un diseño de asiento convencional con el ideado en este proyecto, se ha empleado el mismo diseño para ambos diferenciándose en las relaciones de movimiento asociadas a los cuerpos. Primeramente, se estudia el modelo que contiene los mecanismos activos, para después compararlo con otro idéntico en el que se restringe el movimiento del reposacabezas y de la base del asiento mediante uniones fijas. Por el contrario, la configuración del dummy será idéntica para los dos ensayos.

6.1.2. Modelo de asiento activo.

A continuación, se muestran instantes clave en el estudio de la biomecánica que tiene lugar durante la simulación, comparando ambas configuraciones.

Los datos sobre los instantes en los que se producen los acontecimientos se establecen tras el análisis de los datos numéricos extraídos de la simulación. Para la diferenciación de ambos ensayos se empleará la siguiente nomenclatura:

Ensayo tipo 1: Simulación con sistemas de seguridad activos.

Ensayo tipo 2: Simulación con reposacabezas y asiento convencionales.

1. Instante $t=8$ ms: tiene lugar el primer choque entre el vehículo impactante y el banco de pruebas.

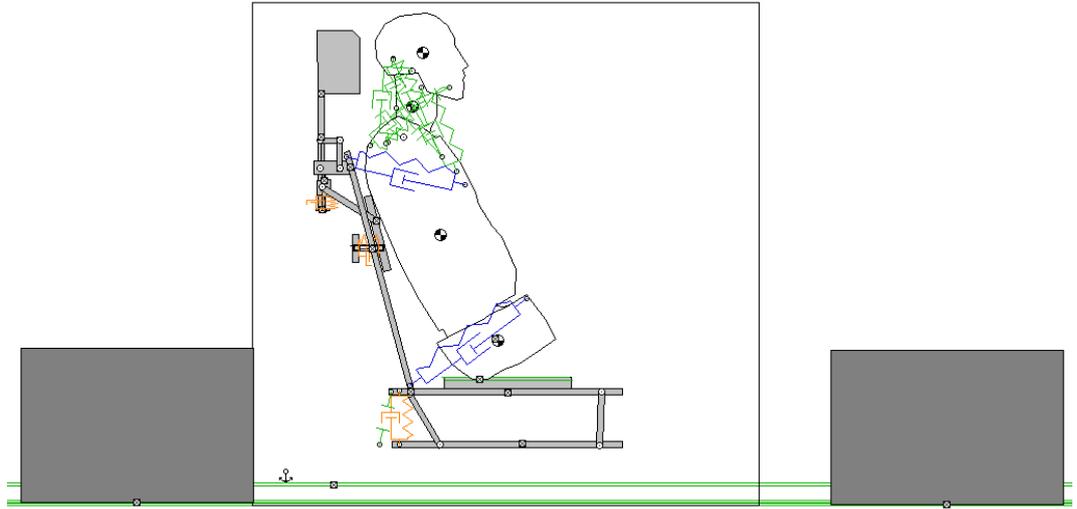


Ilustración 66. Ensayo tipo 1: instante $t=8$ ms.

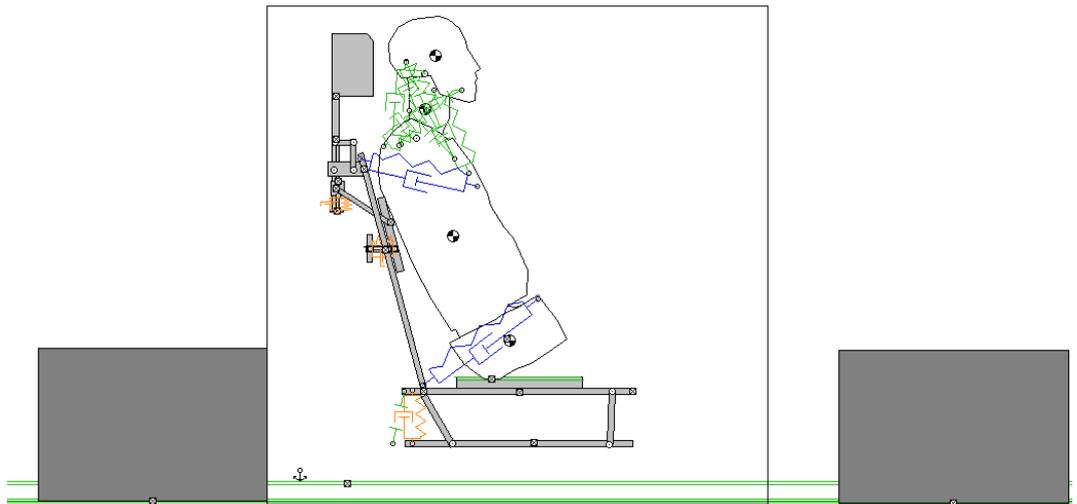


Ilustración 67. Ensayo tipo 2: instante $t=8$ ms.

2. Instante $t=10$ ms: se produce el contacto entre el torso del maniquí y el elemento móvil del respaldo del asiento.

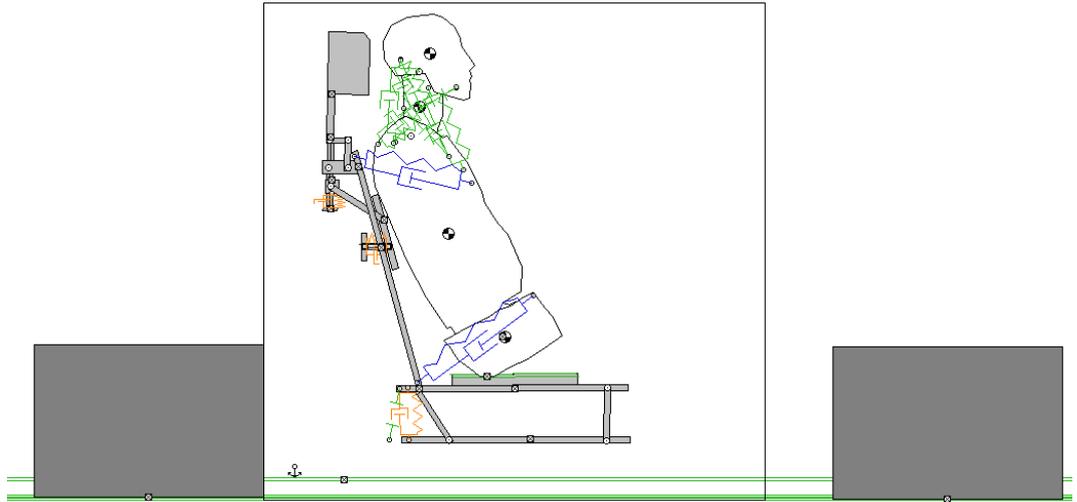


Ilustración 68. *Ensayo tipo 1* Instante $t=10$ ms.

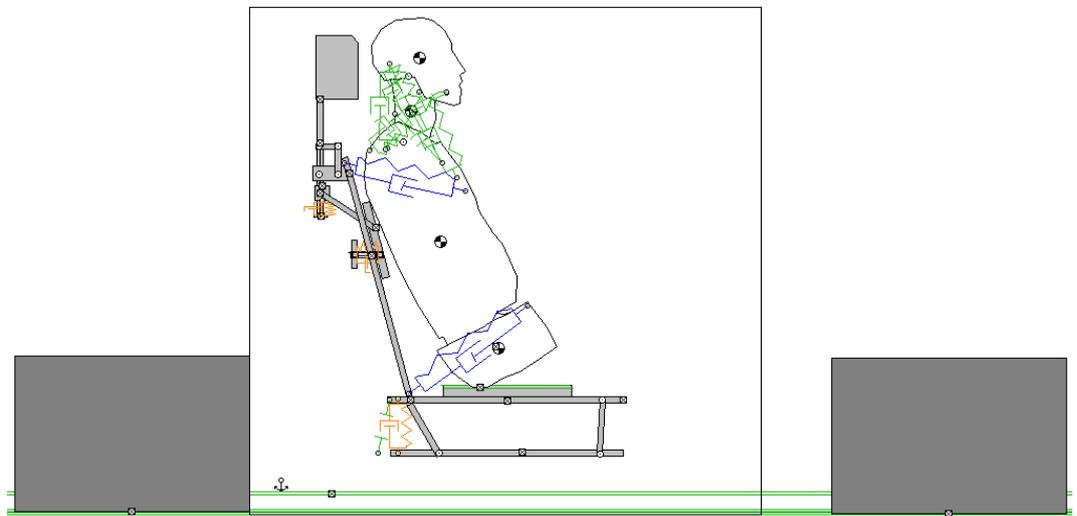


Ilustración 69. *Ensayo tipo 2*: instante $t=10$ ms.

3. Instante $t=32$ ms: se produce el impacto entre la cabeza y el reposacabezas en el modelo de asiento y reposacabezas activos. Sin embargo, en el segundo modelo el contacto se produce a los 24 ms, separándose la cabeza de este último a los 26 ms. Por tanto, el tiempo de contacto se resume:

Modelo	Instante contacto reposacabezas-cabeza (ms)	Instante separación reposacabezas-cabeza (ms)	Total tiempo contacto (ms)
<i>Ensayo tipo 1</i>	32	76	44
<i>Ensayo tipo 2</i>	24	26	2

Tabla 5. Comparativo tiempo de contacto cabeza-reposacabezas.

Como conclusión de los datos obtenidos, la mayor duración del tiempo de contacto entre el reposacabezas y la cabeza permite que la velocidad

de esta presente un valor menor en las primeras fases más críticas que la sufrida por el maniquí empleado en el *Ensayo tipo 2*.

	Velocidad máxima (m/s)	t (ms)
<i>Ensayo tipo 1</i>	2,561	180
<i>Ensayo tipo 2</i>	5,776	26

Tabla 6. Comparativa velocidades ensayos.

Por otra parte, de acuerdo con la criticidad de las fases explicadas a lo largo del trabajo, se hace un promedio de la aceleración experimentada por la cabeza en el tiempo transcurrido entre el impacto inicial y los 50 ms posteriores, en el que la aceleración del tronco puede inducir a la configuración en “S” o “S-Shape” de la columna cervical:

	Aceleración promedio $t_{0-50\text{ ms}}$ (m/s ²)	Aceleración promedio $t_{0-50\text{ ms}}$ (g)
<i>Ensayo tipo 1</i>	39,92 m/s ²	4,07 g
<i>Ensayo tipo 2</i>	106,83 m/s ²	10,89 g

Tabla 7. Comparativa aceleraciones ensayos.

En relación con los picos de aceleración experimentados, se representan los cinco valores máximos para cada tipo de ensayo. De la Gráfica 3, se extrae que para ambas configuraciones las máximas aceleraciones tienen lugar en el instante en que se produce la separación entre la cabeza y el reposacabezas. Sin embargo, para la tipología empleada en el *Ensayo tipo 2*, la aceleración de la cabeza octuplica el valor de la aceleración experimentada por el maniquí del *Ensayo tipo 1*.

En la siguiente imagen, se muestran los instantes en los que se produce la aceleración máxima en cada uno de los ensayos: $t=76$ ms para el *Ensayo tipo 1* y $t=24$ ms para el *Ensayo tipo 2*.

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.

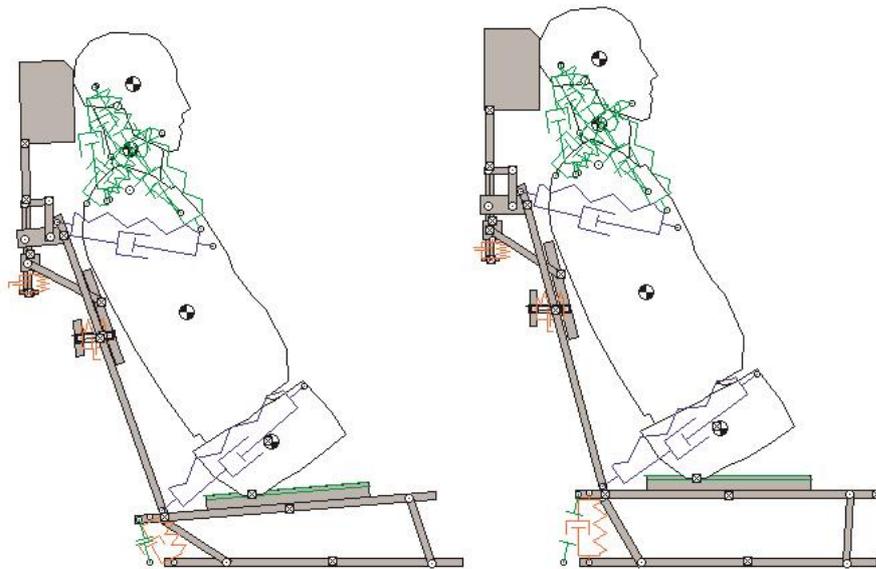
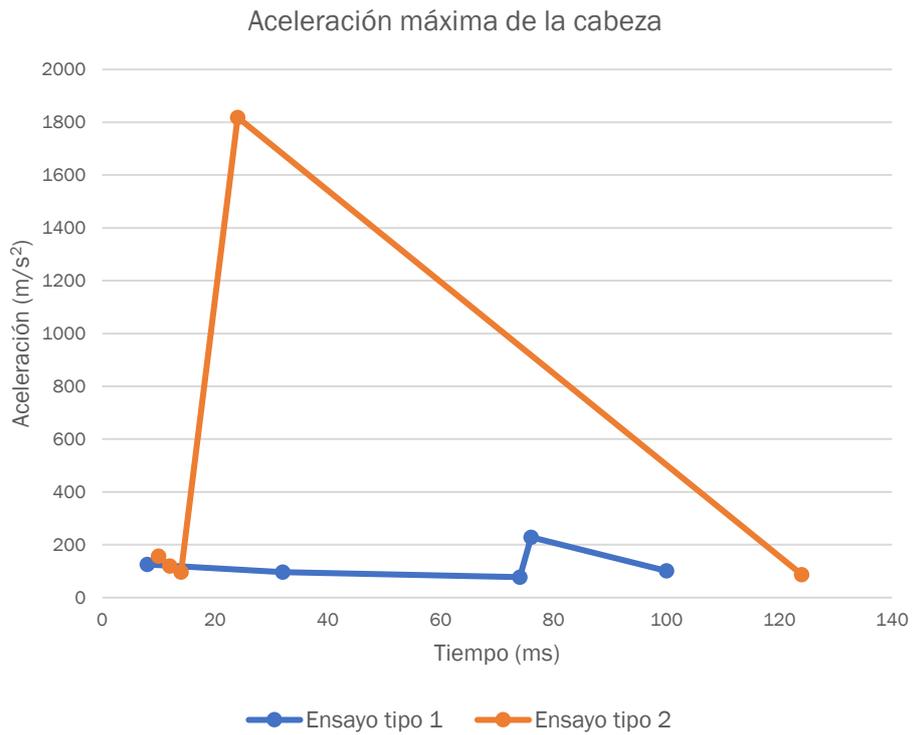


Ilustración 70. Aceleración máxima de la cabeza para los Ensayos tipo 1 y 2 respectivamente.



Gráfica 3. Valores de aceleración máxima de la cabeza.

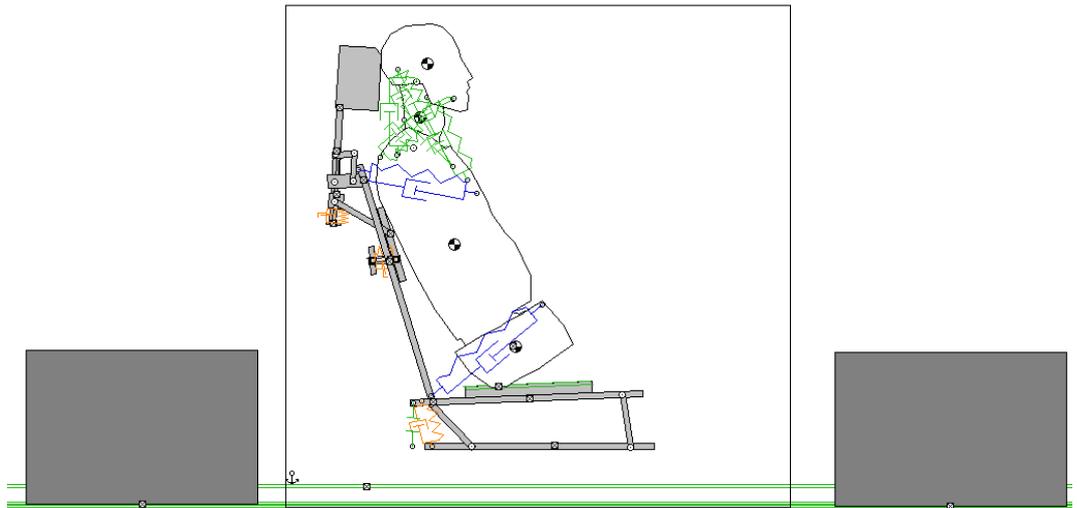


Ilustración 71. Ensayo tipo 1: instante $t=32$ ms.

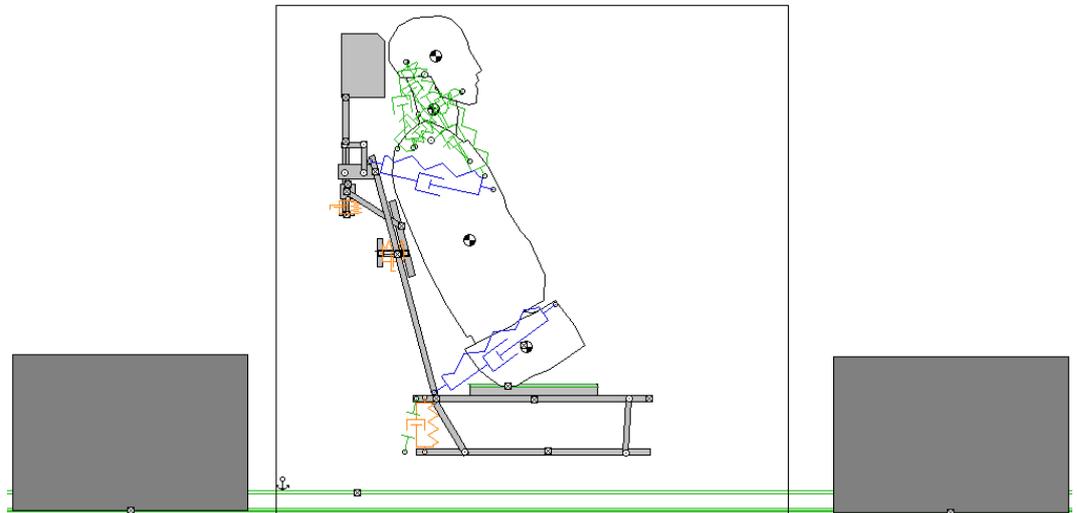
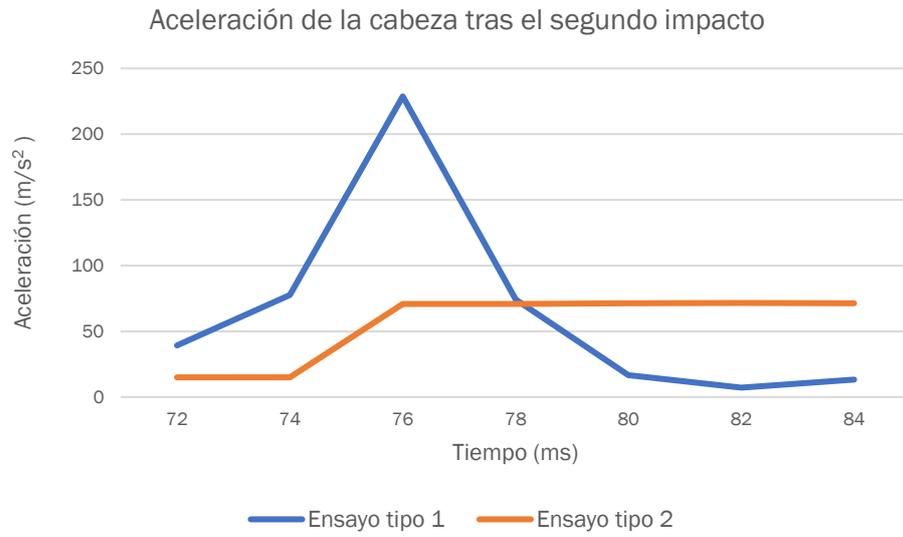


Ilustración 72. Ensayo tipo 2: instante $t=32$ ms.

4. Instante $t=74$ ms: tiene lugar la segunda colisión entre el banco de ensayo y el cuerpo situado en un punto de su trayectoria. En la Ilustración 72 se muestra cómo la cabeza del maniquí sigue en contacto con el reposacabezas en el momento del choque. La fuerza de contacto entre el reposacabezas y la cabeza en ese instante hace que aumente su aceleración. Sin embargo, en los instantes posteriores al choque, el valor de la aceleración desciende gracias a haberse movilizado ambos mecanismos activos, contrariamente a lo que sucede en el *Ensayo tipo 2*.



Gráfica 4. Aceleración de la cabeza tras el segundo impacto.

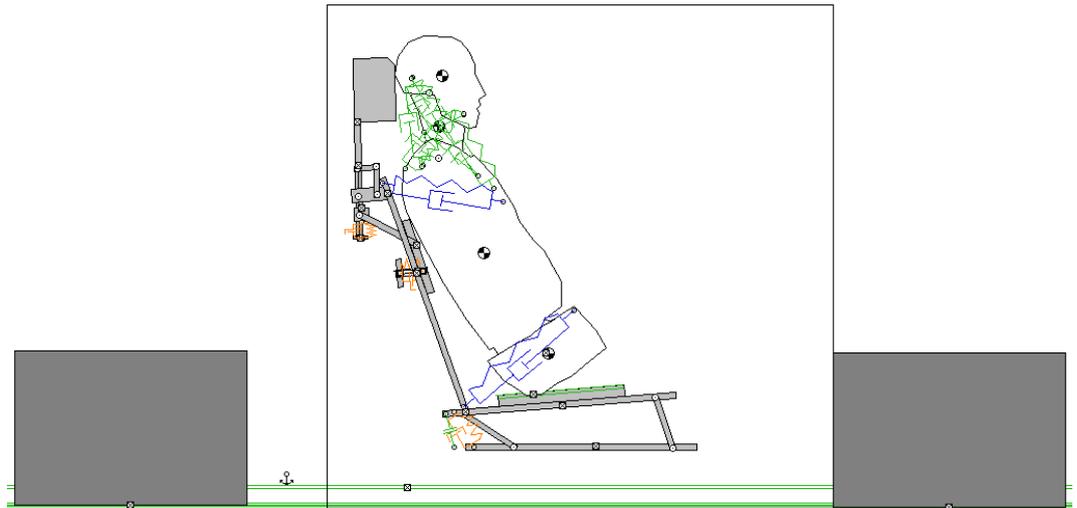


Ilustración 73. Ensayo tipo 1: instante $t=74$ ms.

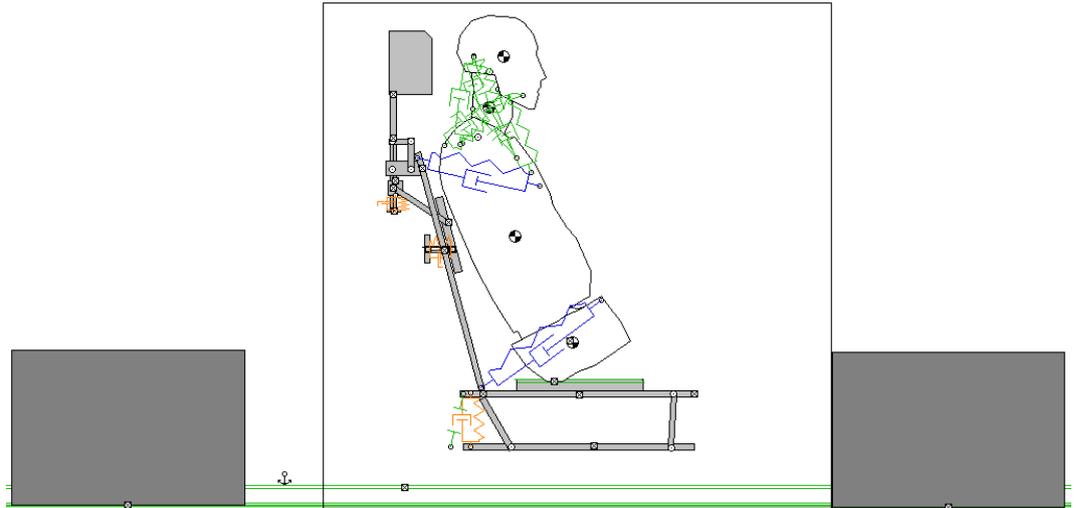


Ilustración 74. *Ensayo tipo 2*: instante $t=74$ ms.

5. Instante $t=76$ ms: acontece la separación de la cabeza respecto del reposacabezas. En este instante se alcanza la aceleración máxima de la cabeza debido a que el cuerpo es impulsado tras el choque.



Ilustración 75. *Ensayo tipo 1*. Instante $t=76$ ms.

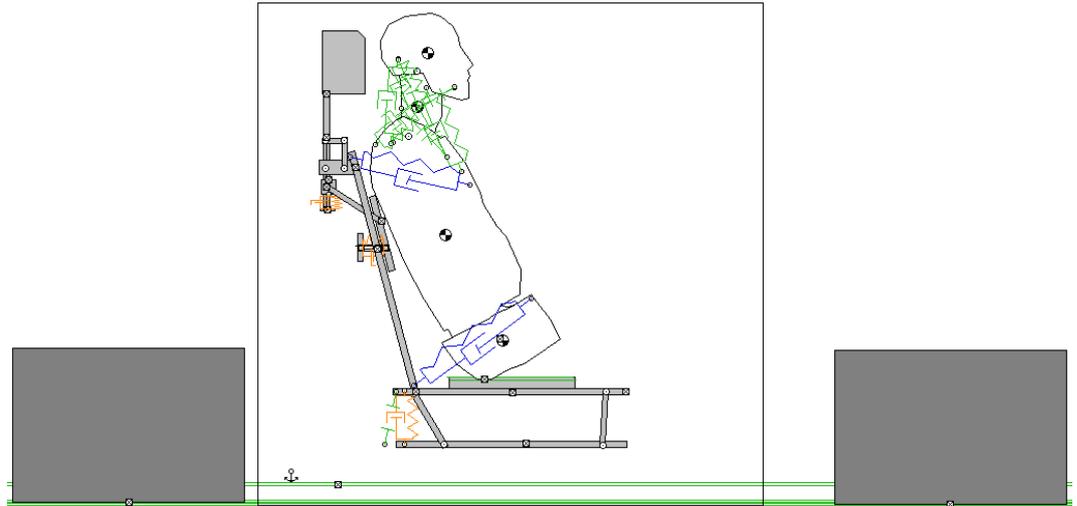
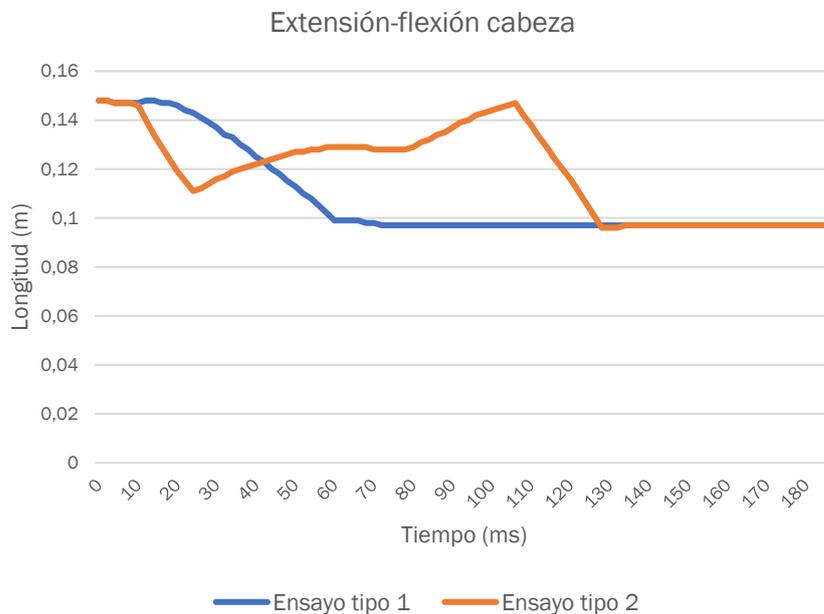


Ilustración 76. Ensayo tipo 2. Instante t=76 ms.

A continuación, se estudia el movimiento de flexo-extensión sufrido por la columna cervical mediante la variación de la longitud de la cuerda que une la cabeza y el cuello.

En la Gráfica 5 se observa como en el *Ensayo tipo 1*, la cuerda se comprime hasta alcanzar un valor constante a los 60 ms tras el impacto. Por el contrario, en el Ensayo tipo 2 la cuerda se comprime para después estirarse en el instante t=24 ms.

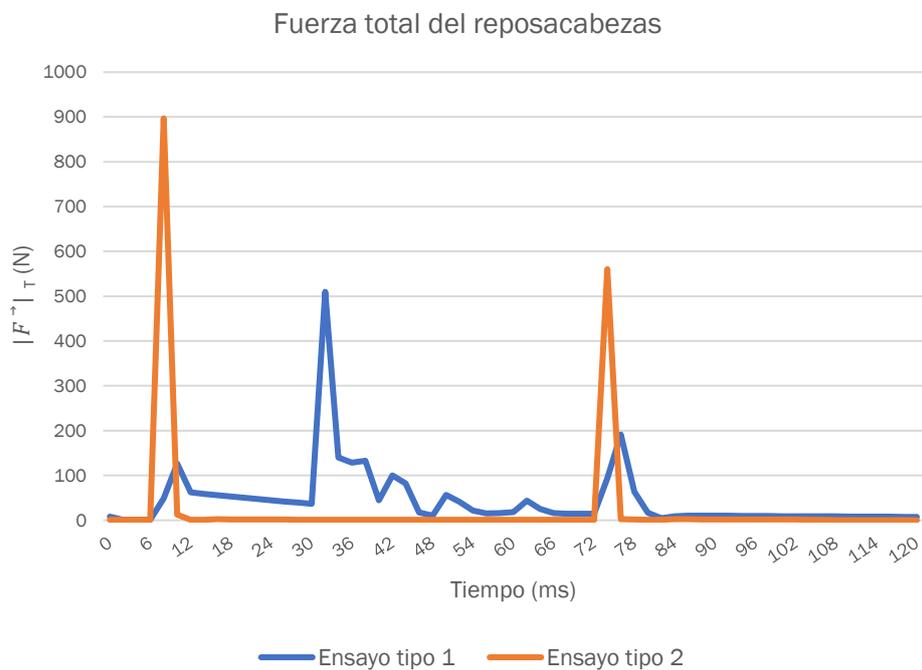


Gráfica 5. Variación de la longitud de la cuerda que une la cabeza junto con el cuello.

Por último, de la Gráfica 6 se extraen los datos de la fuerza transmitida al maniquí por el reposacabezas. Para el *Ensayo tipo 1*, el valor máximo de fuerza se da en el instante t=32 ms, que como se ha especificado,

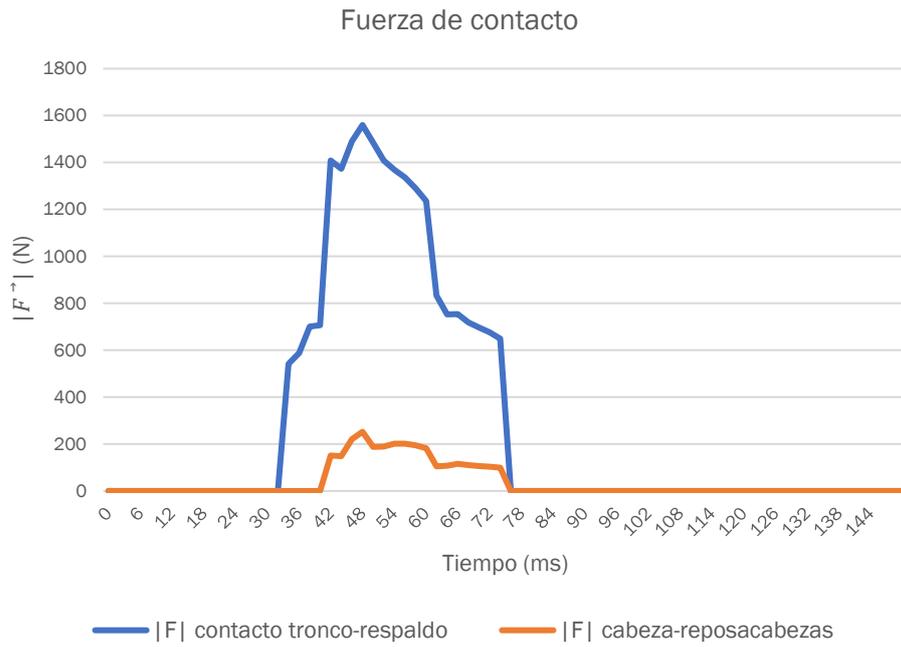
coincide con el momento en el que se produce el contacto entre la cabeza y el reposacabezas.

Atendiendo a la ecuación fundamental de la dinámica, se cita: “Si la fuerza resultante que actúa sobre una partícula es distinta de cero, esta partícula tendrá una aceleración proporcional a la magnitud de la resultante y en dirección de ésta”. Dicho lo cual, según los requerimientos descritos en el diseño conceptual del reposacabezas activo sobre el aumento de la aceleración de la cabeza para disminuir la aceleración relativa entre esta y el torso y de acuerdo con los resultados obtenidos para el instante en que hacen contacto, se valida su eficacia.



Gráfica 6. Fuerza total reposacabezas.

Para finalizar, en la Gráfica 7 se muestran los datos referentes a las fuerzas de contacto que se establecen entre la cabeza y el reposacabezas, así como la que se produce entre el torso y la pieza móvil que conforma el respaldo. El contacto entre el torso y el respaldo se produce en el instante $t=34$ ms. Esta fuerza será la que active el mecanismo del reposacabezas activo, produciéndose el contacto entre este y la cabeza 8 ms después.



Gráfica 7. Fuerza de contacto entre el tronco y el respaldo, así como entre la cabeza y el reposacabezas.

Capítulo 7

7. Análisis gráfico

Finalmente, a partir del prototipo creado en el software de modelado 3D CATIA V5, se ha exportado el diseño al programa de renderizado Keyshot en el que se han asignado materiales y texturas a los distintos eslabones que componen el mecanismo. A continuación, se muestra el resultado del prototipo final.

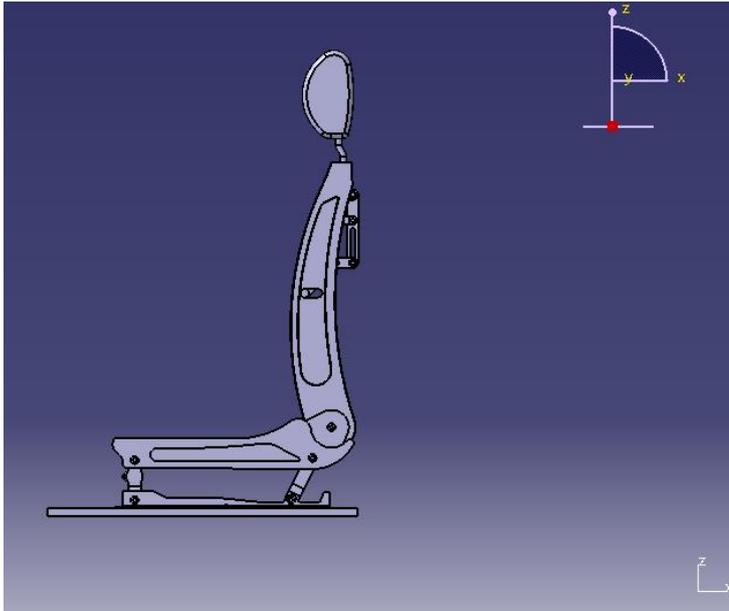


Ilustración 77. Prototipo 3D diseñado en CATIA V5: vista lateral.

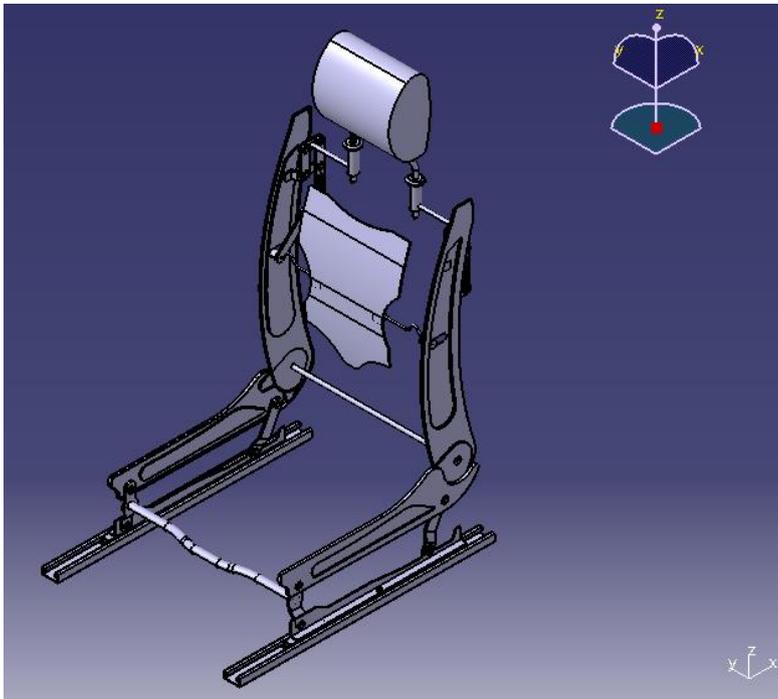


Ilustración 78. Prototipo 3D diseñado en CATIA V5: vista isométrica.

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.



Ilustración 79. Vista isométrica del prototipo final.



Ilustración 80. Prototipo de asiento en su posición ordinaria.

Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.



Ilustración 81. Prototipo de reposacabezas activo tras haberse producido un impacto trasero.



Ilustración 82. Sistema de barras alojadas en el respaldo del asiento.

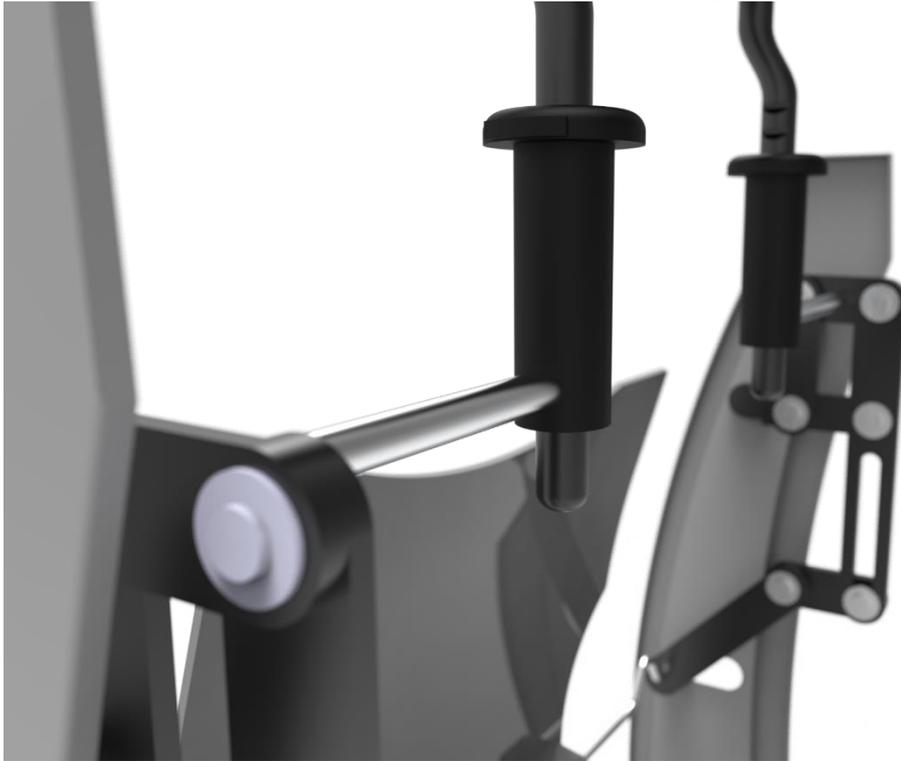


Ilustración 83. Vista en detalle del respaldo del asiento.

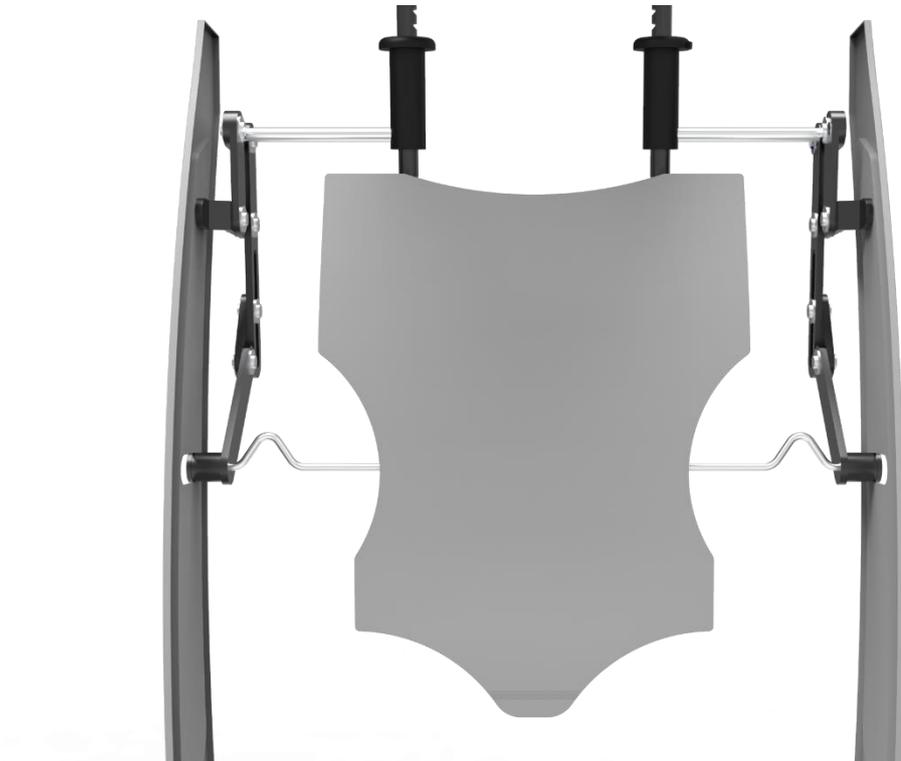


Ilustración 84. Respaldo móvil: vista frontal.

Capítulo 8

8. Conclusiones del estudio

8.1. Conclusiones

Como resultado de lo expuesto anteriormente, se pueden extraer las siguientes conclusiones relativas tanto a la metodología empleada como a los conceptos de diseño señalados:

1. Se ha realizado un estudio de los sistemas mecánicos que existen actualmente en el mercado para aumentar la seguridad de los ocupantes del vehículo en términos de reducir la probabilidad de sufrir el síndrome del latigazo cervical.
2. Se han revisado los ensayos traseros llevados a cabo por distintas entidades, habiendo centrado el estudio en los ejecutados por EuroNCAP. Asimismo, se ha hecho una búsqueda de los principales maniquíes utilizados para estos ensayos.
3. Se han diseñado distintos modelos de dummies y ensayos hasta haber concluido una combinación de estos que comparte semejanzas con ensayos reales, refiriéndose a parámetros de velocidad, tiempo, aceleración, masas, etc.
4. La movilidad del dummy se referencia al estudio de la bibliografía existente sobre la biomecánica sufrida por el ocupante del vehículo durante impactos traseros.
5. Se han resaltado comparativamente las ventajas de la instalación de asientos que incluyan mecanismos activos frente a otros que carecen de esta posibilidad.

8.2. Líneas futuras

Las futuras investigaciones deben encaminarse de acuerdo con las líneas de mejora que se plantean a continuación:

1. Se ha estudiado el traumatismo del latigazo cervical mediante la construcción de un modelo 2D de dummy que guarda semejanzas con los maniquíes usados en los ensayos de impactos traseros reales. Objetivamente, este modelo dista de la adecuación e información que los maniquíes de impacto actuales pueden brindar a un estudio biomecánico. No obstante, la construcción de un modelo 2D permite cambiar parámetros y geometrías con facilidad, por lo que constituye una herramienta útil en las primeras etapas de diseño. Si bien, podría refinarse tanto el aspecto y geometría del dummy como también

modificar los puntos de articulación de los cuerpos rígidos, con los cuales se podrían conseguir mejores comportamientos.

Como línea de trabajo futuro se debe basar el estudio dinámico en resultados obtenidos en ensayos reales con la utilización de dummies aptos de acuerdo con el tipo de experimento deseado.

2. La geometría y dimensiones de los eslabones ha sido simplificada de manera que, como continuación de este trabajo, debe hacerse un estudio sistemático del análisis de posiciones por medio de métodos numéricos. En consecuencia, deberán plantearse las ecuaciones vectoriales necesarias para constatar el condicionante geométrico que tiene que cumplir la cadena cinemática del mecanismo para todas y cada una de las posiciones, donde cada vector se asocia a un eslabón y queda definido por los pares cinemáticos por los que dicho eslabón se une a los demás.
3. Por último, deberá hacerse un estudio de las espumas y elementos constituyentes de los asientos como amortiguadores o muelles para poder conformar un concepto de diseño completo.

9. Bibliografía

- Arregui Dalmases, C. (2013). Biomecánica del latigazo cervical: conceptos cinemáticos y dinámicos. *Revista Española de Medicina Legal*, 99-105.
- Belzunegui Otano, T., Fortún Moral, M., Ali Ali, B., Reyero Díez, D., & Castro Neira, M. (2017). Escalas para predicción de resultados tras traumatismo grave. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, 40(1), 103-118. doi:<https://dx.doi.org/10.23938/assn.0001>
- Bertomeu, D. J. (2012). *Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical*. Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Valencia, Departamento de Ingeniería mecánica y de materiales. Obtenido de <http://hdl.handle.net/10251/18341>
- BMW. (s.f.). Obtenido de Reposacabezas activos: <https://www.bmw.es>
- Bojduk, N., & Yoganandan, N. (2001). Biomechanics of the cervical spine Part 3: minor injuries. *Clinical Biomechanics*, 16, 267-275.
- Castillo de la Torre, A., & Rodríguez Fernández, A. (2004). Relación entre la biomecánica del latigazo cervical y la aparición de lesiones. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia Kinesol*, 7(2), 99-106.
- Chiriac, M. (Diciembre de 2008). *Creación y validación de un modelo para el estudio de las lesiones cervicales por accidentes de tráfico*. Tesis doctoral, Universidad de Valladolid, CMelM, EGI, ICGyF, IM e IPF , Valladolid.
- Cisneros, Ó. (Enero-Marzo de 2009). *Proyecto Prelace*. Obtenido de Centro Zaragoza, Instituto de Investigación sobre vehículos: <https://web.centro-zaragoza.com/>
- Combalia Aleu, A., Suso Vergara, S., & Segur Vilalta, J. (Julio-Agosto de 2001). Síndrome del latigazo cervical. *Medicina Integral*, 38(3).
- De Adana Pérez, R. R., Muñoz Tarín, G., & San Román Bachiller, M. D. (2019). Síndrome de Latigazo cervical. *Fisterra*, 1-6.
- Delgado, A. (13 de Junio de 2019). *Revista DGT*. Obtenido de Airbags frontales traseros: <https://revista.dgt.es/es/motor/noticias>
- Educación Vial. (2014). *Revista DGT*.
- Ejima, S., & Ono, K. (25 de Agosto de 2006). Validation of human spine model under the low-speed rear-end impact. *Biomechanics*, 39(1).
- Ellway, J. (2018). *Seat Movement Definitions*. EuroNCAP.
- Esguince cervical*. (s.f.). Obtenido de Sociedad para el estudio de las enfermedades del raquis: www.geeraquis.org

- Euro NCAP. (30 de 12 de 2020). Obtenido de <https://www.euroncap.com/es/seguridad-en-los-veh%C3%ADculos/glosario/#>
- EuroNCAP. (Abril de 2019). *Seat Movement Definitions*. Recuperado el 5 de Febrero de 2021, de Technical Bulletin: www.euroncap.com
- EuroNCAP. (Febrero de 2019). *The dynamic assessment of car seats for neck injury protection testing protocol*. Obtenido de European new car assessment programe: www.euroncap.com
- Freno-AXA, C. d. (2014). *Conclusiones Centro de Estudios Ponle Freno-AXA, Latigazo Cervical*.
- Fundación Instituto Tecnológico para la Seguridad del Automóvil. (2007). *Avances en el diseño de los reposacabezas y evidencias científicas de su eficacia*.
- Galbusera, F., & Wilke, H.-J. (Edits.). (2018). *Biomechanics of the spine*. doi:<https://doi.org/10.1016/C2016-0-04439-X>
- García Peiró, D. (2016). *Análisis del Delta-V como parámetro para evaluar lesiones cervicales en impactos de baja energía*. TFG, Ingeniería Mecánica.
- GilJoo, K., & Dongwoo, J. (s.f.). *Reducing neck injuries by controlling seat back dynamic movement*. Procedimiento, National Highway Traffic Safety Administration. Recuperado el 12 de 1 de 2020, de <https://www.nhtsa.gov/>
- Gran Atlas del cuerpo humano*. (2007). Barcelona: Planeta.
- Humanetics group*. (s.f.). Recuperado el 1 de 12 de 2020, de <https://humanetics.humaneticsgroup.com/products/anthropomorphic-test-devices>
- Invancic, P. (2011). Does Knowledge of Seat Design and Whiplash Injury Mechanisms Translate to Understanding outcomes? *Spine*, 36(25S), 187-193.
- ISO/TC 22, Safety and impact testing. (02 de 10 de 2017). Obtenido de <https://www.aenor.com/normas-y-libros/buscador-de-normas/iso/?c=069505>
- Jouvencel, M. R. (2003). *Latigazo cervical y colisiones a baja velocidad*. Madrid: Díaz de Santos.
- Kapandji, A. I. (2012). *Fisiología articular: tronco y raquis* (Vol. 6). Editorial Médica Panamericana.
- M. Acar, & S.R. Bewsher. (2016). Design concepts for an integrated whiplash mitigating head restraint and seat,. *International Journal of*

Crashworthiness, 21(1), 79-88.
doi:10.1080/13588265.2015.1116427

National Library of Medicine. (s.f.). Obtenido de
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>

Omerovic, S., Tomasch, E., & Prebil, I. (2016). Acta of Bioengineering and Biomechanics. *Comparative study of potential whiplash injuries*, (págs. 145-156). doi:10.5277/ABB-00563-2016-03

Omerovic, S., Tomash, E., J. Gutsche, A., & Prebil, I. (2016). *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. Mechanical Faculty, University of Ljubljana.

Pérez, A. O. (2003). *Revisión crítica sobre el síndrome del latigazo cervical (I)*. Cuaderno Médico Forense, Universidad Rovira i Virgili, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud.

Pozuelo, A. M. (2011). *Principios de biomecánica del accidente de tráfico*. Gestión Técnica del Tráfico.

RACE. (20 de Febrero de 2021). *Sistemas de seguridad pasiva y activa*. Obtenido de <https://www.race.es/sistemas-seguridad-pasiva-y-activa>

Real Academia Española. (s.f.). Obtenido de <https://www.rae.es/>

Real Academia Nacional de Medicina de España. (s.f.). Obtenido de <https://dtme.ranm.es/index.aspx>

Rear Whiplash Test Protocol. (Enero de 2020). Obtenido de Euro NCAP: <https://cdn.euroncap.com/media/43395/rear-whiplash-test-protocol-v11.pdf>

Robinat, A. P. (2017). Aspectos periciales en el síndrome del latigazo cervical. *Revista española de medicina legal*, 43(3), 89-91. Recuperado el 12 de 12 de 2020, de <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0377473217300664>

Rodríguez Fernández, A., & Castillo de la Torre, A. (2004). Relación entre la biomecánica del latigazo cervical en colisiones traseras a baja velocidad y la aparición de lesiones. *Revista iberoamericana de Fisioterapia*, 99-106.

Saab Planet. (17 de Marzo de 2020). Obtenido de Saab History: <https://www.saabplanet.com/seat-of-power/>

Sánchez, A. G. (2014). *Anatomía Clínica de los Pedículos Vertebrales en la Región Cervical*. Tesis doctoral, Universidad Complutense de Madrid, Departamento de Anatomía y Embriología Humana, Madrid.

- Shigley, J. E., & Joseph Uicker, J. (1988). *Teoría de máquinas y mecanismos*. México: McGraw-Hill.
- Shone, R. T. (2015). *Dynamic Study and Analysis of Active Head Restraint Systems*. University of Michigan.
- Tanaka, Y., Yamashita, M., & Fukushima, S. (2013). Development of a Mechanical Impedance Model-Based Computer Simulator for Evaluation of an Active Headrest Mechanism in Rear End Impact. *Journal of Mechanical Systems for Transportation and Logistics*, 6(1). doi:10.1299/jmtl.6.73
- Tipler, P. A. (2010). *Física para la ciencia y la tecnología I*. Editorial Reverté. Recuperado el 02 de 12 de 20
- Ullrich, P. (08 de 12 de 2014). *Médula espinal y raíces de nervios espinales*. Obtenido de Spine Health.
- Valencia, I. d. (15 de 11 de 2020). *NedCervical/IBV*. Obtenido de <https:// analisisbiomecanico.ibv.org/productos/software-valoracion-biomecanica/nedcervical-ibv.html>
- Vázquez, C. R. (2017). Nexo de causalidad en accidentes de tráfico. *Ciencia Forense*, 61-76.
- Vehicle Seat/Head Restraint Evaluation Protocol Dynamic Criteria*. (Diciembre de 2019). Obtenido de Insurance Institute for Highway Safety: https://www.iihs.org/media/d71952c9-4e3a-4e43-ab6e-ee25f59972a/oRbIIA/Ratings/Protocols/current/head_restraint_protocol_dynamic.pdf
- (2019). *Vehicle Seat/Head Restraint Evaluation Protocol Dynamic Criteria*. Protocolo, Insurance Institute for Highway Safety.
- Volvo Cars Whiplash System*. (12 de Diciembre de 2008). Obtenido de <https://www.media.volvocars.com>
- Whiplash*. (2020). Obtenido de Euro NCAP: <https://www.euroncap.com/en/vehicle-safety/the-ratings-explained/adult-occupant-protection/rear-impact/whiplash/>
- Whiplash Information Page*. (22 de 12 de 2020). Obtenido de National Institute of Neurological Disorders and Stroke: <https://www.ninds.nih.gov/Disorders/All-Disorders/Whiplash-Information-Page>