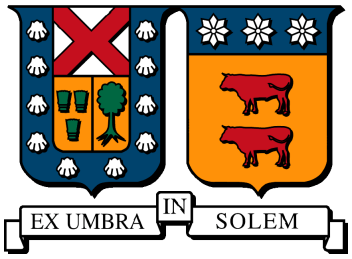
UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
SANTIAGO-CHILE



Simulación computacional de choques para evaluar el riesgo de lesión en usuarios de scooter eléctricos.

Pablo Vicente Moreno Díaz

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

PROFESOR GUÍA : Patricio Arrué
PROFESOR CORREFERENTE : Danilo Estay

Julio 2026

CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

Tipo de monografía (marcar una opción): ☒ Memoria o trabajo de título ☐ Tesis de Postgrado

Título del trabajo: Simulación computacional de choques para evaluar el riesgo de lesión en usuarios de scooter eléctricos.

Nombre del candidato(a): Pablo Vicente Moreno Díaz

Carrera / Grado: Ingeniería Civil Mecánica

Campus: San Joaquín **Departamento:** Mecánica

2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Patricio Arrué, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a) del trabajo académico mencionado anteriormente **DEJO CONSTANCIA** que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución.

3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL (marcar una opción)

☒ El trabajo **NO contiene** información que amerite confidencialidad y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

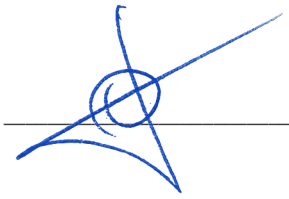
☐ El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (**embargo**) por **(marcar una opción)**:

☐ 6 meses ☐ 12 meses ☐ 2 años ☐ 3 años ☐ 5 años ☐ 10 años

Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):

4.- FIRMAS

Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:

Fecha: 01/09/2026 **Firma:** 

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 01/09/2026 **Firma:** Pablo

Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.

Agradecimientos

Para iniciar este trabajo me gustaría agradecer a todos quienes hicieron esto posible, quienes me apoyaron tanto moral, como económicamente, quienes me motivaron y me mostraron que por mas difícil que fuera el objetivo, paso a paso se puede lograr lo que sea.

A mi familia en primer lugar, mi madre Paola y mi padre Pedro. Quienes me han apoyado y me han motivado a seguir adelante, gracias por su cariño, y por creer en mi y mis capacidades. Gracias porque desde muy pequeño, se esforzaron en darme la mejor educación que pudieron y que nunca me faltara nada.

A mis abuelas y tía por prestar esa parte mas humana y comprensiva, que muchas veces es necesaria. Gracias por a pesar de no ser su hijo, tratarme como tal y alimentarme física y espiritualmente.

A mi primos que son como mis hermanos, gracias por ser parte de mi vida y cumplir esa función de hermanos, aconsejando y acompañando.

A el grupito de la U, gracias por el apañe, por las risas y buenos momentos, por el apoyo mutuo, por quedarse hasta tarde e incluso hasta al otro día estudiando, gracias por hacer la vida universitaria mas a menos.

A mi profesor guía, Patricio, por la eterna buena disposición que tiene, por ser un profesor preocupado por lo alumnos, por guiarme en un nuevo desafió y motivarme a salir de mi zona de confort.

Y finalmente pero no menos importante, gracias a Pablo Moreno, por confiar en sus capacidades, por esa hambre de explorar nuevas cosas, incluso cuando no se sentía listo, gracias por hacer los sacrificios que hoy permiten este hito tan importante en mi vida.

Resumen

El crecimiento explosivo del scooter eléctrico como medio de micromovilidad ha superado con creces la capacidad regulatoria en Chile, la normativa vigente fue pensada para bicicletas y deja vacíos evidentes frente a vehículos que alcanzan velocidades comparables a las de un vehículo motorizado liviano, sin exigencias mínimas de seguridad. A solicitud de la Comisión Nacional de Seguridad de Tránsito (CONASET), este trabajo busca cuantificar el riesgo real que corre un usuario de scooter eléctrico al ser impactado por otro vehículo, evidencia clave para fundamentar técnicamente una futura normativa.

Para ello se desarrollaron simulaciones de elementos finitos en LS-DYNA de un scooter eléctrico con un dummy Hybrid III de percentil 50 masculino, impactando dos tipos de vehículos representativos del entorno vial chileno: un automóvil y un carrito de carga. En total se evaluaron 28 configuraciones, entre ambos vehículos, combinando zonas de impacto (frontal, lateral y lateral-motor), velocidad (15 y 25 km/h) y ángulo de colisión (45°, 90° y 135°). A partir de las cinemáticas resultantes se calcularon los principales criterios biomecánicos de lesión utilizados en la literatura: HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC, Nij y CTI, contrastados contra sus umbrales normativos y evaluando sus probabilidades de lesión.

Los resultados muestran una fuerte dependencia de la velocidad: mientras a 15 km/h la mayoría de los criterios se mantiene en rangos tolerables, a 25 km/h las probabilidades de lesión craneal y torácica se disparan, llegando en promedio a superar la probabilidad de lesión en un 80 % para HIC_{15} y el 95 % para CTI en las colisiones contra el carrito de carga a 25 km/h. Asimismo, se observó que la geometría del vehículo (más que su masa) determina el mecanismo de lesión, siendo las geometrías complejas las de comportamiento más variable. A partir de estos hallazgos se plantean recomendaciones concretas orientadas a normativa de velocidad máxima, uso efectivo de casco, diseño de segregadores viales y rediseño de componentes del scooter.

Abstract

The explosive growth of electric scooters as a micromobility solution has far outpaced regulatory capacity: in Chile, existing traffic laws were designed for bicycles and leave clear gaps for vehicles that can reach speeds comparable to light motor vehicles, without minimum safety requirements. Commissioned by the National Traffic Safety Commission (CONASET), this thesis quantifies the real injury risk faced by an electric scooter rider when struck by another vehicle, providing technical evidence to support future regulation.

Finite element simulations were carried out in LS-DYNA using an electric scooter with a 50th-percentile male Hybrid III dummy, impacted by two vehicle types representative of Chilean traffic: a car and a cargo tricycle. A total of 28 configurations were evaluated between both vehicles, combining impact zones (frontal, lateral and lateral-motor), speed (15 and 25 km/h) and collision angle (45°, 90° and 135°). The resulting kinematics were used to compute the main biomechanical injury criteria reported in the literature –HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC, Nij and CTI– compared against their regulatory thresholds and evaluating their injury probabilities.

The results reveal a strong dependence on speed: while most criteria remain in tolerable ranges at 15 km/h, at 25 km/h head and thoracic injury probabilities rise sharply, averaging over an 80 % injury probability for HIC_{15} and 95 % for CTI in collisions against the cargo tricycle at 25 km/h. It was also found that vehicle geometry (rather than its mass) determines the injury mechanism, with complex geometries showing the most variable behavior. Based on these findings, concrete recommendations are proposed regarding maximum speed regulation, effective helmet use, road segregator design and scooter component redesign.

Índice general

1. Introducción 1
   1.1. Contexto 1
   1.2. Objetivos Generales 2
   1.3. Objetivos Específicos 2

2. Estado del arte 4
   2.1. Introducción 4
   2.2. Scooter Eléctrico y su masificación 4
      2.2.1. Respuesta la trafico y la contaminación 5
      2.2.2. Respuesta a la Economía 9
      2.2.3. Perfil demográfico 10
   2.3. Definiciones, Normativas, Reglamentos y Planificaciones existentes . . 12
      2.3.1. Definición de ciclos y scooter eléctrico 12
      2.3.2. Clasificación de scooter 13
      2.3.3. Mecanismo de Dirección 14
      2.3.4. Sistema de Frenado 15
      2.3.5. Batería 17
      2.3.6. Motor 17
      2.3.7. Ruedas 18
      2.3.8. Mecanismo de Plegado 19
      2.3.9. Sistema de Suspensión 20
      2.3.10. Sistema de Control 21
      2.3.11. Normativas de diseño y construcción de ciclovías en Chile . . . 22
      2.3.12. Reglamentos de seguridad uso personal 26
      2.3.13. Reglamento de seguridad del E-scooter 26
      2.3.14. Convivencia vial de ciclos 27

2.4. Riesgo vial del scooter electrico . . . 30
2.4.1. Datos de lesiones por uso de Scooter eléctrico . . . 30
2.4.2. Comparativa de estabilidad . . . 32
2.4.3. Comportamientos de los usuarios . . . 36
2.4.4. Dinámica de colisiones y mecanismos de caída . . . 37
2.5. El Cuerpo humano y sus lesiones . . . 38
2.5.1. Zonas del Cuerpo más afectadas . . . 38
2.5.2. TEC: consecuencias funcionales . . . 40
2.5.3. Cuello mecanismos de lesión . . . 41
2.5.4. Trauma torácico . . . 43
2.6. Criterios y Métodos de evaluación de lesión . . . 45
2.6.1. Escala Abreviada de Lesión (AIS) . . . 45
2.6.2. Criterios de Lesión Biomecánica . . . 46
2.6.3. Criterio de Lesión de Cabeza (HIC) . . . 46
2.6.4. Criterio de Lesión Rotacional (RIC) . . . 48
2.6.5. Criterio de Lesión Cerebral (BrIC) . . . 49
2.6.6. Criterio de Lesión de Cuello (Nij) . . . 52
2.6.7. Criterio de Lesión Torácica (CTI) . . . 54
2.6.8. Simulaciones Físicas con Maniquíes Antropomórficos . . . 56
2.6.9. Simulaciones Computacionales . . . 60

3. Metodología 67
3.1. Definición de Simulaciones . . . 67
3.1.1. Metodología de simulación . . . 67
3.2. Modelos . . . 70
3.2.1. Scooter . . . 70
3.2.2. Auto . . . 72
3.2.3. Carrito de Carga . . . 73
3.2.4. Dummy . . . 74
3.3. Discretización . . . 75
3.3.1. Scooter . . . 75
3.3.2. Automóvil . . . 79
3.3.3. Carrito de Carga . . . 79
3.3.4. Dummy . . . 80
3.3.5. Piso . . . 81

3.4. Montaje de la simulación . . . 83
3.4.1. Posición . . . 83
3.4.2. Velocidad . . . 84
3.4.3. Contactos . . . 85
3.4.4. Gravedad . . . 87
3.4.5. Control y Database . . . 87
3.5. Validación . . . 90
3.5.1. Comparación Fotogramas . . . 90
3.5.2. Comparación de Gráficos . . . 92
3.5.3. Análisis de diferencias . . . 93
3.6. Extracción de Datos . . . 94
3.6.1. Sensores y Filtros . . . 94
3.6.2. Excel . . . 96
3.6.3. Python . . . 97
3.6.4. Criterios . . . 97
3.6.5. Head Injury Criterion (HIC_{15}) . . . 98
3.6.6. Rotational Injury Criterion (RIC_{36}) . . . 98
3.6.7. Brain Rotational Injury Criterion (BrIC) . . . 99
3.6.8. Neck Injury Criterion (N_{ij}) . . . 99
3.6.9. Combined Thoracic Index (CTI) . . . 100

4. Resultados 101
4.1. Resumen general de resultados . . . 103
4.2. Resultados Automóvil . . . 104
4.2.1. Configuración frontal . . . 104
4.2.2. Configuración lateral . . . 105
4.2.3. Configuración lateral-motor . . . 106
4.3. Resultados del Carrito de Carga . . . 107
4.3.1. Configuración frontal . . . 107
4.3.2. Configuración lateral . . . 108
4.4. Resultados por criterio . . . 109
4.4.1. HIC_{15} . . . 109
4.4.2. RIC_{36} . . . 110
4.4.3. BrIC . . . 111
4.4.4. N_{ij} . . . 112

4.4.5. CTI 113

5. Análisis y Discusión de Resultados 114
5.1. Riesgo de lesión craneal 114
5.2. Riesgo de lesión cervical 119
5.3. Riesgo de lesión torácica 121
5.4. Comparación entre vehículos: Automóvil y Carrito de Carga 123
5.5. Síntesis del análisis 125

6. Conclusiones 127

A. Tablas de resultados numéricos 135
A.1. Automóvil 136
A.1.1. Configuración frontal 136
A.1.2. Configuración lateral 142
A.1.3. Configuración lateral-motor 148
A.2. Carrito de Carga 154
A.2.1. Configuración frontal 154
A.2.2. Configuración lateral 158

B. Figuras 164

C. Gráficos 191

D. Código Fuente 220
D.1. Cálculo de criterios de lesión biomecánica 220

Índice de figuras

2.1. Comparación de emisiones de CO_2 equivalente por pasajero-kilómetro entre distintos modos de transporte urbano, adaptado de OCDE (2020) . 7
2.2. Componentes principales de un scooter eléctrico: mecanismo de dirección, sistema de frenado, mecanismo de plegado, sistema de suspensión, ruedas, motor, batería y sistema de control (adaptado de especificaciones técnicas Segway) 14
2.3. Mecanismo de dirección de un scooter eléctrico, compuesto por el manubrio y la columna de dirección 15
2.4. Sistema de freno de tambor de un scooter eléctrico 16
2.5. Sistema de freno de disco de un scooter eléctrico 16
2.6. Ubicación típica de la batería en la base de un scooter eléctrico 17
2.7. Motor eléctrico tipo brushless empleado en scooters eléctricos 18
2.8. Ruedas utilizadas en scooters eléctricos 19
2.9. Mecanismo de plegado ubicado en la columna de dirección de un scooter eléctrico 20
2.10. Sistemas de suspensión delantera y trasera en scooters eléctricos 21
2.11. Sistema de control del scooter eléctrico, encargado de gestionar la potencia entregada por la batería al motor 21
2.12. Requisitos de espacio de desplazamiento según tipo de ciclovía, conforme al Decreto Supremo N°102 (2019) 23
2.13. Señalización manual de maniobras mediante el brazo izquierdo, recomendada para la convivencia vial de ciclos (CONASET) 28
2.14. Maniquí antropomórfico de prueba (ATD) Hybrid III percentil 50 masculino, empleado en ensayos físicos de impacto 57
2.15. Configuración experimental en trineo empleada por Bailly et al. (2025) para evaluar la caída de un usuario de scooter eléctrico contra un bordillo 58

2.16. Modelo de cuerpo humano THUMS (Total Human Model for Safety) empleado en simulaciones de impacto vehicular 61
2.17. Configuración de simulación del impacto de maniquí Hybrid III contra la puerta de un vehículo (Guzmán Terrón, 2022) 63
2.18. Configuración de simulación del impacto de maniquí modelo THUMS contra la puerta de un vehículo (Guzmán Terrón, 2022) 63
2.19. Configuración de simulación de caída de scooter eléctrico tras impacto frontal contra un obstáculo tipo bordillo (Chontos, 2023) 64
2.20. Simulación de colisión entre un vehículo y el ocupante del scooter eléctrico mediante el modelo GHBMC M50-PS (Chontos, 2023) 65
2.21. Resultados del estudio paramétrico de Matt et al. (2022) sobre el efecto de la velocidad, el ángulo de colisión y el uso de casco en los criterios de lesión craneal 66

3.1. Auto Frontal 90° 68
3.2. Auto Lateral 90° 68
3.3. Auto Lateral Motor 90° 69
3.4. Carrito de Carga Frontal 90° 69
3.5. Carrito de Carga Lateral 90° 69
3.6. Xiaomi 5 Pro en Inventor 71
3.7. Simplificación Geométrica del Scooter 71
3.8. MG Zx 72
3.9. Auto Simplificado Inventor 73
3.10. Carrito de Carga 73
3.11. Simplificación Carrito de Carga 74
3.12. Dummy LSTC Hybrid III 50th 75
3.13. Mallado Scooter 75
3.14. Jacobiano Scooter 76
3.15. Warpage Scooter 76
3.16. Propiedades Aluminio definidas en LS-DYNA 77
3.17. Propiedades Goma definidas en LS-DYNA 77
3.18. Scooter Masa añadida 78
3.19. Ejes Scooter 78
3.20. Auto Mallado con Resortes Beam 79
3.21. Carrito Mallado con Resortes Beam 80

3.22. Mallado Piso 81
3.23. Propiedades Piso definidas en LS-DYNA 82
3.24. Dummy Montado 83
3.25. Dummy Scooter Auto 84
3.26. Velocidad Inicial Rueda 15Km/h 85
3.27. Velocidad Inicial Dummy 15Km/h 85
3.28. Contacto Scooter-Piso 86
3.29. Contacto Dummy-Scooter 87
3.30. DATABASE_ASCII_option: Configuración de datos de salida 88
3.31. Control Termination: Tiempo de simulación total 88
3.32. BINARY_3DPLOT: Tiempos entre frmaes 89
3.33. Comparativa Simulaciones Validación 91
3.34. Datos TRACKER Velocidad en X 92
3.35. Datos LS DYNA Velocidad en X ajustada al tiempo del tracker 92
3.36. Nodo Cabeza 94
3.37. Condilo Occipital 95
3.38. CTI Nodo y Elemento 95
3.39. Pantallazo de LS DYNA de los datos de salida y su guardado en CSV . 97

4.1. HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Automóvil en configuración frontal - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo. 104
4.2. N_{ij}, CTI Automóvil en configuración frontal - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo. 104
4.3. HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Automóvil en configuración lateral - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo. 105
4.4. N_{ij}, CTI Automóvil en configuración lateral - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo. 105
4.5. HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Automóvil en configuración lateral-motor - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo. 106
4.6. N_{ij}, CTI Automóvil en configuración lateral-motor - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo. 106
4.7. HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Carrito de Carga en configuración frontal - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo. 107
4.8. N_{ij}, CTI Carrito de Carga en configuración frontal - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo. 107

4.9. HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Carrito de Carga en configuración lateral - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo. 108
4.10. N_{ij}, CTI Carrito de Carga en configuración lateral - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo. 108
4.11. HIC_{15} por zona de impacto y ángulo — Automóvil. 109
4.12. HIC_{15} por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga. 109
4.13. RIC_{36} por zona de impacto y ángulo — Automóvil. 110
4.14. RIC_{36} por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga. 110
4.15. BrIC por zona de impacto y ángulo — Automóvil. 111
4.16. BrIC por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga. 111
4.17. N_{ij} por zona de impacto y ángulo — Automóvil. 112
4.18. N_{ij} por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga. 112
4.19. CTI por zona de impacto y ángulo — Automóvil. 113
4.20. CTI por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga. 113

5.1. Comparativa posición inicial frontal 45° y 135° 116
5.2. Contacto Mandíbula Frontal 15km/h 135° 117
5.3. Contacto en Frontal 15 km/h a 45° 118
5.4. Lateral 25 km/h a 45° Cabeza del Dummy 120
5.5. Lateral 15 km/h a 135° Dummy sobre sus costillas 123

B.1. Auto Frontal 15 km/h y 135° 165
B.2. Auto Frontal 25 km/h y 45° 166
B.3. Auto Frontal 25 km/h y 90° 167
B.4. Auto Frontal 25 km/h y 135° 168
B.5. Auto Lateral 15 km/h y 45° 169
B.6. Auto Lateral 15 km/h y 90° 170
B.7. Auto Lateral 15 km/h y 135° 171
B.8. Auto Lateral 25 km/h y 45° 172
B.9. Auto Lateral 25 km/h y 90° 173
B.10. Auto Lateral 25 km/h y 135° 174
B.11. Auto Lateral Motor 15 km/h y 45° 175
B.12. Auto Lateral Motor 15 km/h y 90° 176
B.13. Auto Lateral Motor 15 km/h y 135° 177
B.14. Auto Lateral Motor 25 km/h y 45° 178

B.15. Auto Lateral Motor 25 km/h y 90° 179
B.16. Auto Lateral Motor 25 km/h y 135° 180
B.17. Carrito de Carga Frontal 15 km/h y 45° 181
B.18. Carrito de Carga Frontal 15 km/h y 90° 182
B.19. Carrito de Carga Frontal 25 km/h y 45° 183
B.20. Carrito de Carga Frontal 25 km/h y 90° 184
B.21. Carrito de Carga Lateral 15 km/h y 45° 185
B.22. Carrito de Carga Lateral 15 km/h y 90° 186
B.23. Carrito de Carga Lateral 15 km/h y 135° 187
B.24. Carrito de Carga Lateral 25 km/h y 45° 188
B.25. Carrito de Carga Lateral 25 km/h y 90° 189
B.26. Carrito de Carga Lateral 25 km/h y 135° 190

C.1. Variables Auto Frontal 15 km/h 45° 192
C.2. Variables Auto Frontal 15 km/h 90° 193
C.3. Variables Auto Frontal 15 km/h 135° 194
C.4. Variables Auto Frontal 25 km/h 45° 195
C.5. Variables Auto Frontal 25 km/h 90° 196
C.6. Variables Auto Frontal 25 km/h 135° 197
C.7. Variables Auto Lateral 15 km/h 45° 198
C.8. Variables Auto Lateral 15 km/h 90° 199
C.9. Variables Auto Lateral 15 km/h 135° 200
C.10. Variables Auto Lateral 25 km/h 45° 201
C.11. Variables Auto Lateral 25 km/h 90° 202
C.12. Variables Auto Lateral 25 km/h 135° 203
C.13. Variables Auto Lateral Motor 15 km/h 45° 204
C.14. Variables Auto Lateral Motor 15 km/h 90° 205
C.15. Variables Auto Lateral Motor 15 km/h 135° 206
C.16. Variables Auto Lateral Motor 25 km/h 45° 207
C.17. Variables Auto Lateral Motor 25 km/h 90° 208
C.18. Variables Auto Lateral Motor 25 km/h 135° 209
C.19. Variables Carrito de Carga Frontal 15 km/h 45° 210
C.20. Variables Carrito de Carga Frontal 15 km/h 90° 211
C.21. Variables Carrito de Carga Frontal 25 km/h 45° 212
C.22. Variables Carrito de Carga Frontal 25 km/h 90° 213

C.23. Variables Carrito de Carga Lateral 15 km/h 45° 214
C.24. Variables Carrito de Carga Lateral 15 km/h 90° 215
C.25. Variables Carrito de Carga Lateral 15 km/h 135° 216
C.26. Variables Carrito de Carga Lateral 25 km/h 45° 217
C.27. Variables Carrito de Carga Lateral 25 km/h 90° 218
C.28. Variables Carrito de Carga Lateral 25 km/h 135° 219

Índice de tablas

2.1. Lesiones y hospitalizaciones asociadas al uso de scooter eléctrico en Estados Unidos por grupo etario, 2014–2018 (American Medical Association, 2020) 31
2.2. Distribución de lesiones por scooter eléctrico según región corporal en Estados Unidos, 2014–2018 (American Medical Association, 2020) . . 38

3.1. Comparación de datos de Velocidad en X: LS-DYNA vs Tracker 93
3.2. Valores Estadísticos 93
3.3. Channel Frequency Class (CFC) según norma SAE J211 Instrumentation for Impact Test [34] 96

4.1. Resumen general de evaluación de criterios de lesión — Automóvil. . . 103
4.2. Resumen general de evaluación de criterios de lesión — Carrito de Carga. 103
4.3. Resumen de evaluación de criterios de lesión — Automóvil, configuración frontal. 104
4.4. Resumen de evaluación de criterios de lesión — Automóvil, configuración lateral. 105
4.5. Resumen de evaluación de criterios de lesión — Automóvil, configuración lateral-motor. 106
4.6. Resumen de evaluación de criterios de lesión — Carrito de Carga, configuración frontal. 107
4.7. Resumen de evaluación de criterios de lesión — Carrito de Carga, configuración lateral. 108

A.1. Criterios de lesión – Auto-Frontal-15 km/h-45° 136
A.2. Criterios de lesión – Auto-Frontal-15 km/h-90° 137
A.3. Criterios de lesión – Auto-Frontal-15 km/h-135° 138

A.4. Criterios de lesión – Auto-Frontal-25 km/h-45° 139
A.5. Criterios de lesión – Auto-Frontal-25 km/h-90° 140
A.6. Criterios de lesión – Auto-Frontal-25 km/h-135° 141
A.7. Criterios de lesión – Auto-Lateral-15 km/h-45° 142
A.8. Criterios de lesión – Auto-Lateral-15 km/h-90° 143
A.9. Criterios de lesión – Auto-Lateral-15 km/h-135° 144
A.10. Criterios de lesión – Auto-Lateral-25 km/h-45° 145
A.11. Criterios de lesión – Auto-Lateral-25 km/h-90° 146
A.12. Criterios de lesión – Auto-Lateral-25 km/h-135° 147
A.13. Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-15 km/h-45° 148
A.14. Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-15 km/h-90° 149
A.15. Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-15 km/h-135° 150
A.16. Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-25 km/h-45° 151
A.17. Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-25 km/h-90° 152
A.18. Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-25 km/h-135° 153
A.19. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Frontal-15 km/h-45° 154
A.20. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Frontal-15 km/h-90° 155
A.21. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Frontal-25 km/h-45° 156
A.22. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Frontal-25 km/h-90° 157
A.23. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-15 km/h-45° 158
A.24. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-15 km/h-90° 159
A.25. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-15 km/h-135° 160
A.26. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-25 km/h-45° 161
A.27. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-25 km/h-90° 162
A.28. Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-25 km/h-135° 163

Capítulo 1

Introducción

1.1. Contexto

En los últimos años, el uso de scooters eléctricos ha experimentado un crecimiento sostenido a nivel mundial, emergiendo como una de las principales formas de micro movilidad urbana. Esta tendencia responde a la necesidad de soluciones de transporte más ágiles, económicas y sostenibles frente a la congestión vehicular y las limitaciones de infraestructura en las ciudades. La micromovilidad se define como el conjunto de medios de transporte ligeros (tales como bicicletas, scooters, monopatines eléctricos, entre otros), usualmente eléctricos o asistidos, diseñados para desplazamientos de corta distancia, típicamente inferiores a 10 km.

En Chile, esta modalidad ha comenzado a integrarse progresivamente en el entorno urbano, planteando desafíos no solo en términos de infraestructura vial, sino también en el ámbito de la seguridad vial, especialmente en lo que respecta a la prevención de lesiones. En este contexto, la Comisión Nacional de Seguridad de Tránsito (CONASET) ha identificado la necesidad de regular el uso de scooters eléctricos, considerando aspectos como velocidad máxima, potencia del motor, y requerimientos de seguridad para los usuarios.

La preocupación por el impacto en la seguridad vial no es infundada. Diversos estudios internacionales han evidenciado un aumento significativo en el número de lesionados asociados al uso de scooters eléctricos. Por ejemplo, un estudio retrospectivo realizado en Copenhague [7] evidenció que, tras la introducción de estos dispositivos, los casos de lesiones aumentaron drásticamente, afectando principalmente a adultos jóvenes entre 18 y 25 años y presentando una alta incidencia de lesiones craneofacia-

les, muchas de ellas asociadas al no uso de casco o a conducción bajo los efectos del alcohol.

En particular, en el marco del trabajo solicitado por CONASET, se busca proporcionar evidencia cuantificable sobre las potenciales lesiones en distintas partes del cuerpo humano, que podrían resultar de distintos escenarios de accidente en scooters eléctricos. Esta información permitirá apoyar técnicamente la formulación de normativas y leyes que regulen aspectos clave como la velocidad y potencia de estos vehículos.

CONASET es la entidad encargada de coordinar y asesorar la política nacional de seguridad de tránsito en Chile. Entre sus responsabilidades se encuentra la recopilación de datos de siniestralidad vial, la elaboración de campañas educativas, y la propuesta de normativas y regulaciones para mejorar la seguridad en las vías.

Dentro de sus definiciones clave, CONASET clasifica como "ciclos" a vehículos de una o más ruedas accionadas por el esfuerzo muscular del conductor o mediante asistencia eléctrica, incluyendo bicicletas y scooters. Esta definición es relevante, ya que el marco normativo actual aplica principalmente a bicicletas, dejando vacíos en la regulación específica para scooters eléctricos, los cuales pueden alcanzar velocidades comparables a vehículos motorizados livianos, pero sin requerimientos técnicos mínimos ni exigencias de seguridad claras para los usuarios.

En el contexto de la Ingeniería Mecánica podemos aportar a esta problemática mediante simulaciones ya sea en el entorno físico real o como simulaciones computacionales, siendo estas ultimas una opción económica y versátiles dado que no se requiere un dummy real y se pueden simular diferentes escenarios que comparten ciertas características.

1.2. Objetivos Generales

El objetivo general de esta tesis es determinar el potencial riesgo de lesión de conductores de scooter eléctrico a través de simulación computacional, con el objetivo de establecer límites y recomendaciones para una circulación más segura en ciclovías.

1.3. Objetivos Específicos

Para cumplir el objetivo general presentado, se consideran los siguientes objetivos específicos:

1. Simular distintas situaciones de impacto de scooter con diversos parámetros de entrada como velocidad, masa y configuración de choques contra otros sólidos, obteniendo como resultado datos cinemáticos de impacto.
2. Estimar parámetros de daño en base a los datos cinemáticos de impacto.
3. Estudiar relación entre parámetros de entrada y de daño.
4. Concluir recomendaciones sobre características del scooter e infraestructura vial para mejorar la seguridad de sus usuarios.

Conceptos claves: Scooter, Scooter Eléctrico, Lesión, Cinemática, Criterios de Lesión AIS, HIC, BrIC, Colisión, Choque, Simulación.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1. Introducción

El scooter eléctrico en los últimos años a tomado una popularidad notable y así lo notan diversos informes, esta popularidad se debe a la búsqueda de nuevas formas de movilidad urbana que sean más eficientes, económicas y rápidas en el caos de ciudad. Dada esta alza de uso de scooter eléctricos también se ha visto un alza en los accidentes provocados por estos. Las causas son variables desde imprudencias e irregularidades del camino hasta consumo de drogas y alcohol al manejar estos dispositivos. Las lesiones que provocan estos accidentes también son variables, si bien existen reglamentos y normativas de seguridad, pocas veces son tomadas en cuenta. Las diferentes lesiones provocadas en el uso de los scooter eléctricos pueden ser clasificadas según su grado de severidad. Un estudio interesante que viene desde el mundo automotriz son los criterios de lesión que pueden medir mediante variables físicas la probabilidad de lesión en diferentes partes del cuerpo, estos criterios son aplicados a simulaciones con dummies los cuales son muñecos de prueba.

2.2. Scooter Eléctrico y su masificación

En los últimos años chile ha sido uno de los países de Latinoamérica donde varias marcas de renta de scooter eléctricos han puesto sus operaciones, esto inicia a fines del 2018 donde el entonces alcalde Joaquín Lavín, junto con la empresa Scoot, lanzaron un plan piloto que trae a Las Condes, scooters eléctricos. Que inicialmente funcionaron dentro del sector El Golf (Presidente Errázuriz, Tobalaba, Presidente Riesco y Américo

Vespucio), con el objetivo de acercar a las personas a sus trabajos, domicilios y el transporte público.

Para poder ocuparlos, se descarga una aplicación desde App Store o Google Play y se registrar la tarjeta de pago, esto permite desbloquear el Scooter, una vez desbloqueado se puede utilizar mediante tarifa por minuto y después estacionarlos en cualquier lugar público dentro del sector estipulado, para que otra persona pueda usarlo [29](Municipalidad de Las Condes, 2018).

Posteriormente otras marcas de servicios arriendo de bicicletas y scooter electricos llegaron a Chile expandiéndose mas alla de la region metropolina como lo fue Bird, Hop Scooters, Grin, Movo, Lime y Whoosh. Para inicios del 2024 solo Lime y Whoosh tenían presencia en la región metropolitana, mientras que otras marcas se trasladaron a regiones o simplemente finalizando sus servicios [37](The Clinic, 2024).

Además de las empresas de arriendo de scooter eléctricos también se ha visto un crecimiento importante en el mercado de ventas de scooter y según un informe de expertos se espera que este mercado siga creciendo. El mercado de scooter eléctrico en Chile alcanzó un valor de USD 126,20 millones en 2025 y se proyecta que se expanda a una tasa de crecimiento anual compuesto de alrededor del 17,8 % entre 2026 y 2035, para alcanzar aproximadamente USD 649,40 millones en 2035, crecimiento impulsado por la adopción de soluciones de movilidad sostenible, el aumento del uso de micromovilidad en áreas urbanas, los incentivos gubernamentales a la electromovilidad y la creciente congestión vehicular en las principales ciudades [18](Informes de Expertos, 2025).

Dentro de esto crecimiento del mercado de los scooter eléctricos en nuestro país, tanto en arriendos como en ventas, es importante entender como la política afecta su adopción, cuáles son las causas que llevan a los chilenos a el uso de ese medio de transporte y cuál es el perfil que mayoritariamente hace uso de estos.

2.2.1. Respuesta la trafico y la contaminación

En las grandes ciudades como Santiago un problema común es el tráfico vehicular, este tipo de problemas ya se estaban estudiando desde 2014 en un informe de la Comisión Asesora Presidencial Pro-Movilidad Urbana [10], con la participación de 2.400 personas en 22 diálogos ciudadanos en 19 ciudades del país. Se diagnostico el problema de congestión y movilidad urbana en Chile y además se propusieron medidas.

Algunos de los problemas que menciona el informe son:

- La congestión es una consecuencia de la interacción que realizan las personas en función de sus necesidades de viaje. De la estructura de uso del suelo, así como los hábitos y costumbres sociales, individuales y colectivas.

- La tendencia mundial apunta a un crecimiento permanente de la población urbana. Chile concentra actualmente el 87 % de sus habitantes en ciudades y se espera aumentos en los años venideros.

- El mayor poder adquisitivo y acceso al crédito ha llevado al aumento de la tasa de motorización. El modo individual de movilizarse en automóvil contribuye más a la congestión por sobre los modos colectivos de transporte público y aquellos no motorizados como la bicicleta y la caminata.

- Todo lo anterior lleva a un aumento de los tiempos de viaje para todos los modos de transporte, además de mayor contaminación atmosférica y acústica.

Dentro de las medidas que propone el informe en el capítulo III es el desincentivo de modos privados individuales de transporte (uso del automóvil) y mejorar el atractivo del transporte público. También privilegiar decididamente los modos no motorizados, como bicicleta y caminata. Para el año 2014 aún no se veía venir el "boom" de los scooter eléctricos pero el uso de las ciclovías es para todos los ciclos.

Otras propuestas más recientes son las de la Estrategia Nacional de Movilidad Sostenible (ENMS) elaborada por el Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones de Chile, publicada en 2022 [26]. Este documento tiene una mirada medioambiental desde la problemática del transporte donde afirma que la movilidad urbana es responsable de una parte importante de las emisiones de gases de efecto invernadero (GEI) que contribuyen al cambio climático. Se estima que en Chile el sector transporte, en todas sus formas (aéreo, terrestre, ferroviario, naviero), emitió 28.6 $MtCO_{2eq}$ en 2018. Esto equivale al 23 % de las emisiones totales del país. Otras estimaciones recientes, realizadas a partir de evidencia nacional, indican que al menos la mitad de las emisiones del sector transporte provienen del ámbito urbano y que dos tercios de ellas se producen en las tres principales ciudades de Chile: Gran Santiago, Gran Valparaíso y Gran Concepción.

El documento menciona explícitamente que según datos de la OCDE, los servicios de bicicletas y Scooter públicos han sido señalados como responsables de más emisiones que las de sus alternativas no compartidas, principalmente por la redistribución de vehículos para balancear la demanda, pero también por el rápido deterioro de los mismos, lo que implica una importante huella por fabricación dentro de su ciclo de

vida (especialmente en el caso de los Scooter eléctricos compartidos). A pesar de lo anterior, los servicios de movilidad pueden ser una solución relevante para el problema de la primera/última milla en zonas urbanas de baja densidad y podrían contribuir a una disminución relativa de las emisiones si es que facilitan la intermodalidad con el transporte público masivo.

También incluye un gráfico comparativo de emisiones por pax-km (Figura 2.1, adaptado de OCDE 2020) en donde se puede ver que el top 3 de vehículos con menos de emisiones por pax-km son la bicicleta privada, la bicicleta eléctrica privada y el scooter eléctrico privado en ese orden y que de igual manera el Scooter eléctrico público de nueva generación es una mejor opción incluso que los autos eléctricos o híbridos en cuanto a emisiones.

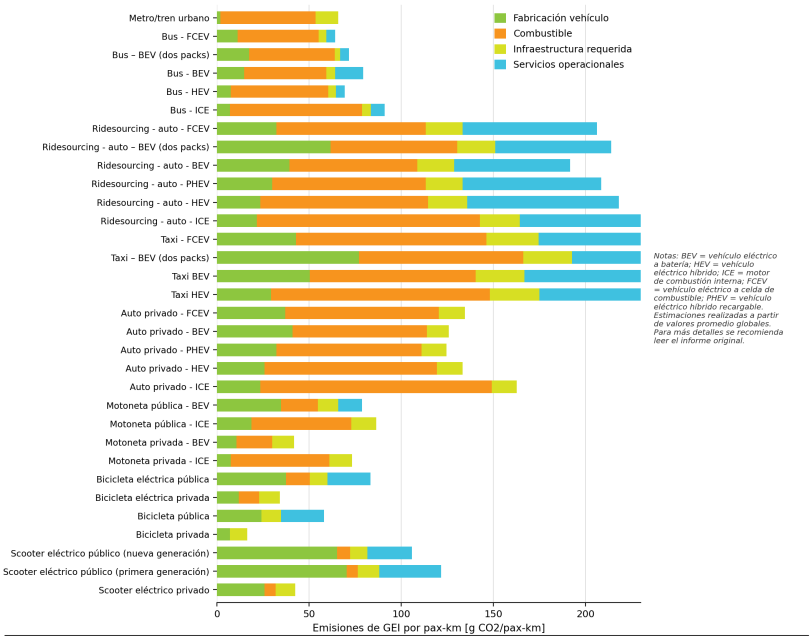


Figura 2.1: Comparación de emisiones de CO_2 equivalente por pasajero-kilómetro entre distintos modos de transporte urbano, adaptado de OCDE (2020)

La ENMS [26] propone 30 medidas dentro de las cuales destacan:

6. Desincentivos al uso de vehículos contaminantes: Ejemplos de este tipo de medidas incluyen los impuestos a los combustibles fósiles, la tarificación vial, definición de zonas de bajas emisiones, definición de zonas sin vehículos motorizados, gestión sustentable de estacionamientos y la restricción vehicular con posibilidad de adquirir pases diarios, entre otros.

10. Promoción de cambio tecnológico en vehículos privados: En esta medida se incluyen todas las acciones y políticas públicas que incentiven el reemplazo de vehículos privados por otros con tecnologías menos contaminantes.

12. Redistribución del espacio vial: El espacio vial debe tratar de adecuarse a la demanda en distintos modos de transporte, permitiendo que viajes en todos los modos puedan realizarse de manera segura. Esto implica asignar mayor espacio al transporte público de superficie mediante la construcción de corredores, así como la construcción de infraestructura para ciclos en la calzada, evitando quitar superficie a espacios peatonales.

15. Promoción y facilitación de intermodalidad: Esto considera, por ejemplo, la implementación de facilidades tipo "park and ride" en periferias urbanas con buen transporte público, en estaciones terminales del Metro o estaciones de tren. Considera también diferentes elementos del sistema de transporte público: estacionamientos, sistemas de bicicletas públicas y otros ciclos, entre otros.

17. Infraestructura para peatones y ciclos: Esta medida está orientada a proveer de infraestructura para peatones, ciclistas y usuarios de otros ciclos que permita viajar entre cualquier origen y destino de la ciudad de manera segura y expedita.

18. Iniciativas de seguridad vial que prioricen a peatones y ciclos: Desarrollar acciones y definir programas que contribuyan a mejorar las condiciones de seguridad para peatones y usuarios de ciclos.

19. Promoción de la intermodalidad entre ciclos y el transporte público: Esta medida es complementaria a la medida 15 y se centra en el desarrollo de políticas públicas y programas de apoyo a la colaboración público-privada que permitan una mayor intermodalidad entre ciclos y el transporte público. Dentro de la medida se considera la creación de incentivos para la implementación, explorando la posibilidad de subsidios a la tarifa y/o de integración tarifaria con el transporte público.

Las medidas presentadas por Comisión Asesora Presidencial Pro-Movilidad Urbana y por la ENMS, si bien atacan problemas diferentes apuntan a una misma solución, reducir el uso del automóvil y aumentar el uso de los ciclos, ósea que la forma de transportarnos sea desde la micromovilidad. Así también lo concluye un estudio sobre la Adopción de aplicaciones de micromovilidad en Chile que dice que debido a los

retos medioambientales asociados al transporte urbano, la micromovilidad basada en aplicaciones ofrece un enfoque prometedor para promover alternativas de transporte de bajas emisiones para los desplazamientos de corta distancia. Además este estudio muestran en sus resultados, que la intención de utilizar estos servicios está determinada por las creencias del Modelo de Aceptación de la Tecnología (TAM) (en palabras simple porque las personas aceptan o adoptan una nueva tecnología), donde predominan la utilidad percibida, la facilidad de uso y el disfrute, así también como las condiciones que favorecen su adopción práctica. Esas condiciones son específicamente algunas de las medidas vistas anteriormente, como más ciclovías y espacios seguros para el uso de los ciclos.

2.2.2. Respuesta a la Economía

Diversos estudios sobre micromovilidad urbana identifican la ventaja económica como uno de sus principales atributos. López Vija et al. (2024) [22], en un análisis del desarrollo de la micromovilidad en Bogotá, señalan que los costos suelen ser más favorables en cuanto a adquisición del vehículo, gastos de uso y mantenimiento, identificando además como fortaleza estructural que el vehículo de micromovilidad es más económico también en la infraestructura asociada en comparación con la infraestructura vial convencional.

Esta ventaja económica puede cuantificarse con datos concretos en el contexto chileno. El modelo Xiaomi Electric Scooter 6 Lite [41], con una batería de 216 Wh y una autonomía de hasta 25 km, tiene un costo de carga completa de aproximadamente $51, calculado sobre la base de una tarifa eléctrica residencial de $236 por kWh con IVA incluido, vigente como promedio para las comunas del área de concesión de Enel Distribución en la Región Metropolitana (Enel Distribución Chile, 2026) [14]. Esto se traduce en un costo de operación de tan solo $2,04/km. Esta cifra contrasta marcadamente con el costo de un automóvil de uso cotidiano: considerando el modelo Suzuki Alto [35]con un rendimiento urbano de 16,4 km/L y el precio promedio nacional de la bencina de 93 octanos de $1.514/L vigente en la semana del 18 al 24 de junio de 2026 según el informe MEPCO de la Comisión Nacional de Energía [5], el costo operacional del automóvil asciende a $92,3/km, aproximadamente 45 veces superior al del e-scooter. Esta brecha en los costos de operación constituye uno de los principales factores que impulsan la adopción del scooter eléctrico como alternativa de transporte urbano cotidiano.

2.2.3. Perfil demográfico

Si bien existentes políticas y razones para la adopción del scooter eléctrico como medio de transporte, es el usuario quien finalmente tiene la decisión y los motivos de que medio de transporte utilizar. La masificación de estos sistemas de micromovilidad ha impulsado una línea de investigación orientada a caracterizar a sus usuarios. Comprender quién utiliza estos vehículos, con qué frecuencia y para qué propósitos resulta fundamental tanto para el diseño de políticas públicas de infraestructura vial como para la planificación de servicios de transporte urbano. Los estudios disponibles coinciden en que el perfil típico del usuario, aunque con matices según el contexto geográfico.

En cuanto a las características demográficas, la evidencia internacional apunta consistentemente hacia un usuario joven, predominantemente masculino. Dans y Seisdedos (2021) [13] señalan que quienes adoptan en mayor números los servicios de micromovilidad son perfiles masculino, joven y de ingresos superiores a la media, aunque reconocen que en ciudades con políticas desarrolladas de apoyo a la micromovilidad es posible atraer a amplios porcentajes de mujeres y adultos mayores. Esta caracterización se ve respaldada empíricamente por el estudio de Bielński y Waźna (2020) [6], realizado en el área metropolitana de Tricity (Polonia), donde la edad media de los usuarios de scooter eléctricos compartidos fue de 31 años, menor en comparación a los usuarios de bicicletas eléctricas compartidas (34 años), con un máximo de 52 años registrado para los usuarios de scooter eléctricos frente a los 69 años del sistema de bicicletas. En términos de género, solo el 37,5 % de los usuarios de scooter eléctricos compartidos fueron mujeres, frente al 45,8 % en el sistema de bicicletas eléctricas, evidenciando una brecha de género más pronunciada en el caso del scooter. Por su parte, Mansilla-Obando y Llanos (2026) [23] obtuvieron, mediante un muestreo no probabilístico de 168 usuarios en Santiago, una muestra compuesta por un 46,5 % de mujeres y un 51,7 % de hombres, con una concentración mayoritaria de encuestados en el rango etario de 22 a 28 años (41,3 %), seguida por el grupo de 28 a 34 años (20,9 %). Si bien esta distribución no permite inferir directamente la proporción real de usuarios jóvenes de micromovilidad a nivel poblacional, sí es consistente con el perfil etario predominante observado en otros estudios, lo que sugiere que la población joven constituye un segmento relevante también en el contexto nacional.

Respecto a las ocupaciones de los usuarios y su nivel de ingresos, Bielński y Waźna (2020) reportaron que el 30,4 % de los usuarios de scooter eléctricos compartidos son estudiantes, proporción notablemente mayor que el 18,5 % registrado en el sistema de

bicicletas eléctricas, sin que se observaran pensionados ni personas con discapacidad entre los usuarios de scooter eléctricos. El ingreso de los usuarios de scooter resultó levemente inferior al de los usuarios de bicicletas eléctricas, diferencia atribuida a que son estudiantes quienes más usan estos servicios. En el caso chileno, Mansilla-Obando y Llanos (2026) reportaron que la mitad de su muestra correspondía a trabajadores dependientes (50 %) y un tercio a estudiantes (33,1 %), con ingresos predominantemente bajos a medios: el 55,8 % de los encuestados declaró ingresos inferiores a 1.000 dólares mensuales.

En cuanto a la adquisición propia de vehículos, Bielński y Waźna (2020) identificaron que el 19,6 % de los usuarios de scooter compartidos poseía un scooter propio y el 8,9 % uno eléctrico, porcentaje que duplican las del total de encuestados (12,6 % y 2,5 %, respectivamente). Esto sugiere que al tener experiencia de manejar uno de estos dispositivos es más fácil que vuelvan a manejar un scooter electico, aunque este sea arrendado, siendo esto un posible predictor para su uso.

Sobre los patrones de uso y propósito del viaje, los estudios revisados revelan diferencias sustanciales entre el patinete eléctrico y otros modos de micromovilidad. Bielński y Waźna (2020) encontraron que el motivo principal de uso del patinete compartido fue el ocio o diversión, mencionado por el 51,8 % de sus usuarios, siendo este el primer factor en importancia. En contraste, la bicicleta eléctrica compartida fue utilizada mayoritariamente como transporte de primera y última milla, con un 71,7 % de sus usuarios empleándola para conectar con paradas de transporte público, frente a solo un 30,4 % en el caso del patinete. Estos hallazgos son consistentes con los reportados en otros contextos: en Portland, Oregon, el 34 % de los usuarios de patinetes compartidos declaró que, de no haber contado con el servicio, habría usado un vehículo particular (19 %) o solicitado un taxi o servicio de transporte por aplicación (15 %), lo que evidencia su potencial de sustitución modal. En San Francisco, un estudio reveló que el 39 % de los viajes en patinete compartido tenía como propósito conectar con la red de transporte público (Dans y Seisdedos, 2021).

En el contexto chileno, Mansilla-Obando y Llanos (2026) reportaron que el motivo económico fue el más frecuentemente declarado para el uso de aplicaciones de micromovilidad (33,1 %), seguido del estilo de vida saludable (28,5 %) y las razones ecológicas (17,4 %). En cuanto a la frecuencia, el 54,6 % de los encuestados declaró usar estos servicios solo ocasionalmente, mientras que únicamente el 8,1 % lo hacía a diario, lo que da cuenta de una base de usuarios aún en proceso de consolidación de hábitos de uso sistemático. Las plataformas más utilizadas fueron Lime (32,0 %), Uber

(30,2 %) y Bike Itaú (27,3 %), reflejando la composición del mercado de micromovilidad compartida en Santiago.

En síntesis, el perfil del usuario de micromovilidad compartida y especialmente del scooter eléctrico corresponde predominantemente a hombres jóvenes, estudiantes o trabajadores, con ingresos medios, que utilizan estos vehículos principalmente de forma ocasional y con fines recreativos o de conexión intermodal. Este perfil tiene implicancias directas para el análisis de riesgo biomecánico: se trata de usuarios que, con frecuencia, carecen de equipamiento de seguridad, circulan en entornos urbanos de alta complejidad y no necesariamente poseen experiencia consolidada en el manejo del vehículo, condiciones que elevan su exposición a lesiones en caso de accidente.

2.3. Definiciones, Normativas, Reglamentos y Planificaciones existentes

2.3.1. Definición de ciclos y scooter eléctrico

La Ley de Tránsito [12] define los medios de transporte y diferencia aquellos motorizados de los que no lo son. Dentro de los vehículos no motorizados se encuentran los "ciclos", que son vehículos no motorizados de 1 o más ruedas propulsadas exclusivamente por las personas situadas en ellos, como las bicicletas, triciclos, patinetas, patines, monopatines, etc. Además, se consideran ciclos los vehículos de 1 o más ruedas con motor auxiliar eléctrico, de potencia máxima de 0,25 kW, en los que la alimentación es reducida o interrumpida cuando el vehículo alcanza una velocidad máxima de 25 km/h. Además conaset se refiere a ciclistas como la personas que a los conductores de ciclos no solo a quien utilice la bicicleta.

Según la definición de la biblioteca nacional BCN [40] de un informe sobre la regulación del tránsito de bicicletas y ciclistas se entiende por scooter eléctrico aquel vehículo de dos ruedas que tiene manubrio, una tabla en el piso que está diseñada para apoyarse durante la conducción, y que es impulsado por un motor eléctrico.

Los scooters eléctricos son vehículos eléctricos, por ende son parte de la llamada electromovilidad. La electromovilidad es un término general para describir el desarrollo y uso de vehículos eléctricos principalmente en las calles y carreteras. En general existen distintos tipos de vehículos eléctricos entre los cuales se distinguen los siguientes:

Vehículo 100 % eléctricos: llamados también BEV (Battery Electric Vehicle), que tienen un motor eléctrico que funciona con baterías recargables

Vehículo eléctrico con autonomía extendida: REEV por sus siglas en inglés (Range Extender Electric Vehicle), estos vehículos eléctricos tienen un pequeño motor extra, de combustión, que sirve para generar electricidad que alimente la batería cuando se ha descargado.

Vehículos híbridos enchufables: PHEV (Plug-in Hybrid Electric Vehicle) poseen dos motores, uno eléctrico alimentado por baterías y uno convencional a gasolina o diésel.

Vehículos eléctricos híbridos: HEV (Hybrid Electric Vehicles) son alimentados tanto por combustible como por electricidad. No tiene la opción de enchufarse y la batería se recarga únicamente con la energía cinética del vehículo, que el sistema de frenos transforma en electricidad.

Otros tipos de vehículos eléctricos: son el resto de los medios de transporte alimentados total o parcialmente por la electricidad. En esta categoría se pueden encontrar motocicletas y ciclomotores eléctricos, las bicicletas de pedaleo asistido y otros tipos donde caben por ejemplo los scooters eléctricos y similares. En general estos tipos de vehículos tienen batería recargable limitada autonomía en tiempo y/o distancia.

2.3.2. Clasificación de scooter

Los scooters eléctricos están diseñados para variados propósitos siendo algunos para ciudad y otros aptos para offroad, algunos cuentan con suspensión mientras que otros son completamente rígidos, también tienen diferentes sistemas de frenados, por esto es importante clasificar los scooter eléctricos. Basado según la clasificación que hace Aguirre y Ortega (2020) [1] y las características técnicas que declara Segway [33] y Xiaomi [41]en sus páginas web se puede clasificar los scooter eléctricos mediante sus componentes principales y especificaciones técnicas.



Figura 2.2: Componentes principales de un scooter eléctrico: mecanismo de dirección, sistema de frenado, mecanismo de plegado, sistema de suspensión, ruedas, motor, batería y sistema de control (adaptado de especificaciones técnicas Segway)

De la figura 2.2 se puede observar las partes y sistemas que componen un scooter electrico, destacando entre ellas, mecanismo de direccion, sistema de frenado, mecanismo de plegado, sistema de suspension, ruedas, motor, bateria y sistema de control.

2.3.3. Mecanismo de Dirección

La mayoría de scooter eléctricos cuenta con el mismo mecanismo de dirección, basado en un manubrio de aproximadamente 45 [cm] de largo (figura 2.3), ubicado en la parte superior de la columna de dirección a una altura aproximada de 1.1[m], la cual se conecta mediante rodamientos o bujes a la base del scooter, esta columna de dirección controla el ángulo de la rueda delantera.



Figura 2.3: Mecanismo de dirección de un scooter eléctrico, compuesto por el manubrio y la columna de dirección

2.3.4. Sistema de Frenado

El sistema de frenado es el encargado en mayor medida de la seguridad al conducir un scooter eléctrico y se basa en un freno ubicado en la rueda que es comandado por una palanca de freno ubicado en el manubrio del scooter eléctrico, existen diferentes tipos de frenos los cuales típicamente son:

- Freno de tambor: Se activa desde la palanca de freno con una piola metálica que se conecta a el de freno al freno de tambor. Este es hermético y protegido frente al polvo y al agua, requiere poco mantenimiento y posee larga vida útil. Su principal desventaja es la perdida de potencia de frenado en frenadas intensas debido al sobrecalentamiento (figura 2.4).



Figura 2.4: Sistema de freno de tambor de un scooter eléctrico

- Freno de disco: Consta de un sistema mecánico como el freno de tambor o un sistema hidráulico que acciona un caliper ubicado en la periferia del disco de freno ubicado en la rueda, dentro de sus ventajas se encuentra mayor potencia de frenado y mejor disipación del calor, aumentando la seguridad. Este sistema es el estándar en modelos de gama media y alta (figura 2.5).



Figura 2.5: Sistema de freno de disco de un scooter eléctrico

- Freno regenerativo (KERS). Se utiliza como complemento, recuperando parte de la energía cinética durante la frenada para recargar ligeramente la batería.

2.3.5. Batería

Por lo general, los scooters eléctricos tienen tres tipos de batería: la NiMH (de níquel-metal hidruro, basada en la tecnología de las pilas recargables), la VRLA (o batería sellada) o la Li-ion (de litio). Pero estas últimas, por su alto rendimiento, larga durabilidad y poco peso, se han convertido en el estándar de la industria. “Es el elemento más caro de un scooter”, dice Cassio Eichenberger.

Su capacidad se mide en Amper por Hora [Ah] o en Watt por Hora [Wh], las capacidades típicas de la batería de un scooter eléctricos en el mercado rondan los 500Wh pero existen modelos desde lo 56Wh pensados para niños hasta los 2160Wh para modelos offroad que cuentan con una velocidad máxima de 80km/h (Segway Chile, 2026).

La batería es el elemento que aporta mayor peso al scooter eléctrico, por ejemplo una batería de 550 Wh, necesaria para alimentar un motor de 350W y una autonomía de más de 30 kms, hará que el peso del scooter se acerque a los 20 kilos. Estas generalmente se ubican en la base del scooter como se muestra en la figura 2.6.



Figura 2.6: Ubicación típica de la batería en la base de un scooter eléctrico

2.3.6. Motor

El motor eléctrico en el scooter es el corazón de su función de para transportar, las potencias típicas de estos motores abarcan desde motores básicos de 250 W, suficientes para terrenos planos, hasta 1000 W o más en modelos diseñados para afrontar pendientes pronunciadas o alcanzar velocidades altas. Los fabricantes prefieren motores Brushless para sus scooter ya que son conocidos por su eficiencia y durabilidad, trabajan con menos fricción y requieren menos mantenimiento que los motores con escobillas (figura 2.7).

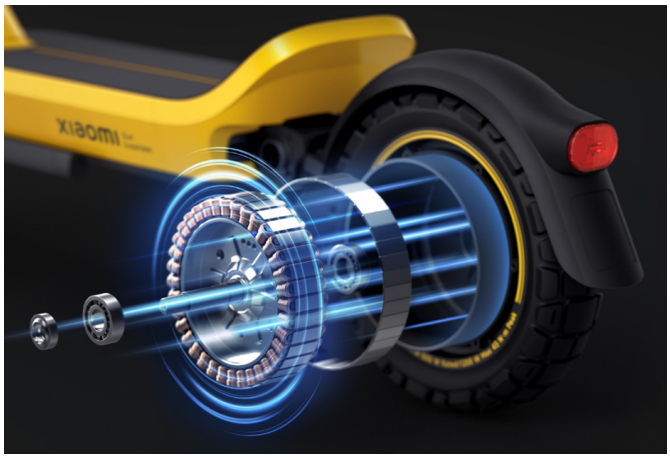


Figura 2.7: Motor eléctrico tipo brushless empleado en scooters eléctricos

2.3.7. Ruedas

Es el elemento de contacto con el piso que transforma el giro del motor en desplazamiento, se pueden clasificar por tipo, tamaño y banda de rodadura:

- Tipo: Existen ruedas neumáticas (con aire) y solidas (tubeless). Las ruedas con aire ofrecen mejor adaptación a las irregularidades del terreno y son más liviana, pero su contra es que son susceptibles a pinchar. Por otro lado, las ruedas solidas no utilizan cámara de aire, son muy duraderas y resistentes a pinchazos, pero son más pesadas y no se puede adaptar la dureza para mejorar la comodidad con el tipo de terreno.

- Tamaño: Las ruedas de mayor tamaño aportan más estabilidad y confort, mientras que las más pequeñas priorizan un diseño más compacto y ligero. Ruedas pequeñas son consideradas las que tiene un diámetro externo menor de 10 pulgadas y las ruedas grandes son las que tiene un diámetro mayor a 10 pulgadas.

- Banda de rodadura: Se refiere al patrón o dibujo que presenta el neumático en su cara exterior que va en contacto con el piso como se en la figura 2.8. Para transporte urbano se recomienda una banda de rodadura lisa pues tiene mejor agarre en superficie lisas como el asfalto, por el contrario, para un terreno más irregular fuera de la ciudad, se recomienda un paso de rodadura con un dibujo que presente tacos que aportaran mayor agarre en este tipo de superficies.



Figura 2.8: Ruedas utilizadas en scooters eléctricos

2.3.8. Mecanismo de Plegado

El mecanismo de plegado se ha adoptado como un estándar en los scooter eléctricos, por lo general se ubica en la columna de dirección y su función es reducir el espacio utilizado para poder hacer su transporte más cómodo (figura 2.9). Son pocos los modelos que no lo incorporan, algunos de esos modelos no lo incorporan por ser muy básicos, por priorizar peso o ser para una aplicación muy especifica donde la rigidez de la columna de dirección es crítica.



Figura 2.9: Mecanismo de plegado ubicado en la columna de dirección de un scooter eléctrico

2.3.9. Sistema de Suspensión

Los scooter eléctricos pueden ser de estructura rígida, ósea sin ningún sistema de suspensión, con sistema de suspensión delantero exclusivamente o con doble sistema de suspensión como en la figura 2.10, la suspensión es la encargada de absorber irregularidades en el terreno y cambios de nivel, otorga una mejora en la maniobrabilidad evitando traspasar cargas dinámicas al conductor mejorando la suavidad de la andada.



Figura 2.10: Sistemas de suspensión delantera y trasera en scooters eléctricos

2.3.10. Sistema de Control

El sistema de control es el encargado de manejar la potencia que entrega la batería al motor, en algunos modelos también se encargada de evitar el bloqueo de las ruedas al frenar (sistema ABS), es también cumple el rol de interfaz entre scooter y conductor, mostrando información útil como la carga de la batería, velocidad, entre otros (figura 2.11).



Figura 2.11: Sistema de control del scooter eléctrico, encargado de gestionar la potencia entregada por la batería al motor

De las especificaciones técnicas que los usuarios están atento a la hora de elegir un scooter eléctrico destacan las siguientes:

- Velocidad máxima: La mayoría de scooter eléctricos no superan los 25 km/h, el cual es límite legal en muchas ciudades, aunque algunos modelos de gama alta pueden superar los 70 km/h que están destinados para uso privado o carreteras.

- Autonomía: Esta varía según el usuario, el tipo de terreno, entre otros, pero en modelos básicos va desde 15 a 25 km y para modelos de alta gama de 70 a 100 km.

- Peso: Los scooters más ligeros pesan entre 10–15 kg, mientras que los modelos robustos que suelen incluir baterías de mayor capacidad o doble suspensión alcanzan entre 20–30 kg.

- Tamaño: Un scooter estándar desplegado mide alrededor de 110 cm de alto $\times$ 50 cm de ancho $\times$ 120 cm de largo. Plegado, se reduce a unos 45–50 cm de alto $\times$ 120 cm de largo $\times$ 20 cm de ancho, lo que facilita su transporte y almacenamiento.

- Potencia del motor: Desde motores básicos de 250 W, suficientes para terrenos planos, hasta 1000 W o más en modelos diseñados para afrontar pendientes pronunciadas o alcanzar velocidades altas.

- Pendiente máxima superable: Oscila entre 10–15 % en scooters estándar y puede superar el 30 % en modelos potentes.

2.3.11. Normativas de diseño y construcción de ciclovías en Chile

Las ciclovías son el espacio exclusivo para los ciclos, es decir, pueden ser utilizadas por ciclistas en bicicletas, patines, scooters, patinetas, monociclos o cualquier vehículo calificado como ciclo. Es decir, en ningún caso por motocicletas u otros vehículos motorizados.

Según el decreto 102 del 2019 [27] se estipula el diseño y características técnicas que las ciclovías deben de cumplir.

Artículo 3º. El diseño y las características técnicas de las ciclovías deberán cumplir con los siguientes requisitos:

1. Emplazamiento: Localizarse en la calzada de una vía. Excepcionalmente, por razones de seguridad y/o continuidad, podrán ubicarse en la mediana, en un bandejón, o en la parte no pavimentada de la acera.

2. Espacio de desplazamiento: Considerar dimensiones que permitan generar un espacio de circulación segura para el usuario del ciclo, tanto vertical como horizontalmente, considerando el tipo de ciclovía de acuerdo con la figura 2.12:

Tipo de ciclovía	Alto (gálibo vertical) (metros)	Anchos (metros)		
		Óptimo	Recomendado	En singularidades(*)
Unidireccional	2,5	1,8	1,5-1,8	1,2-1,5
Bidireccional	2,5	2,4	2,2-2,4	2,0-2,2

Figura 2.12: Requisitos de espacio de desplazamiento según tipo de ciclovía, conforme al Decreto Supremo N°102 (2019)

(*) Singularidades: Son aquellas situaciones de excepción en las que no existe otra alternativa que reducir eventualmente el ancho de la ciclovía para salvar una situación existente, tales como: paraderos de transporte público, estacionamientos vehiculares, variaciones en la faja disponible, elementos edificados, elementos patrimoniales, arborización, entre otros. En ningún caso el ancho podrá ser inferior a 1.2 metros en caso de ciclovías unidireccionales y 2.0 metros en caso de ciclovías bidireccionales.

3. Superficie de desplazamiento: Utilizar carpetas de rodado que ofrezcan comodidad, adherencia, durabilidad y regularidad superficial, entre otras características, tales como el asfalto o el hormigón. Respecto de los sistemas de evacuación de aguas lluvia, las rejillas de sumideros y sistema de canalización deben considerar aberturas perpendiculares o diagonales al sentido de la rueda. En cualquier caso, se debe tener en consideración que el uso de estos dispositivos no debe afectar ni obstaculizar el desplazamiento de personas con discapacidad.

4. Segregación: Incorporar segregación respecto al tráfico motorizado por medio de elementos físicos o visuales, cuyas características dependerán de la velocidad de operación de la vía en la cual se emplaza. En relación con dicha velocidad las características de la segregación deberán ser las siguientes:

   Los segregadores visuales son básicamente demarcaciones de líneas longitudinales continuas que delimitan la zona de la calzada cuyo uso está destinado sólo a ciclos. Para las velocidades indicadas en el rango $30 < V < 40$ km/h, la segregación podrá ser una combinación de demarcación longitudinal de 2 líneas paralelas de 0.10 metros, guardando entre sí una separación de 0.15 metros, complementada con tachas retrorreflectantes, las que deberán cumplir con las especificaciones establecidas en el Capítulo 3 del Apéndice del Manual de Señalización de Tránsito, contenido en el decreto supremo Nº 78, de 2012, del Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones, en adelante “el Manual”.

Para las velocidades indicadas en el rango 40< V < 50 km/h, la segregación visual podrá ser complementada con tachas retrorreflectantes; o bien, pueden ser 2 líneas paralelas de 0.15 metros de ancho, guardando entre sí una separación de 0.20 metros, en la que debe instalarse alguno de los elementos segregadores físicos establecidos en el Capítulo Nº 7 del Manual.

Para las velocidades sobre 50 km/h, los elementos de segregación física deberán ser algunos de los establecidos en el referido Capítulo Nº 7 del Manual.

Para las velocidades que superen los 70 km/h, la segregación podrá corresponder a una barrera de contención o bien alejar la ciclovía del espacio de circulación de los vehículos motorizados de acuerdo a los Tópicos 6.605.3 y 6.605.4 del Manual de Carreteras de la Dirección de Vialidad del Ministerio de Obras Públicas.

5. Señalización y demarcación: Utilizar las demarcaciones y señalizaciones según lo dispuesto en el Manual de Señalización de Tránsito.

6. Seguridad de tránsito: Evitar o minimizar los conflictos de tránsito, para lo cual deberán incorporarse medidas que prevengan la ocurrencia de accidentes, tales como: fases diferenciadas en semáforos, líneas de detención adelantadas, elementos de canalización, separación de movimientos, reasignaciones de flujos, medidas reductoras de velocidad, entre otros. Especial atención se requiere a la forma en que se resuelven los movimientos en las intersecciones, y en aquellas vías en que se observen velocidades operacionales elevadas o una alta proporción de vehículos pesados, se debe crear una separación física entre éstos y los ciclos.

En cuanto a la construcción de ciclovías en Chile, se rige por un conjunto de estándares técnicos que buscan garantizar la durabilidad, seguridad y funcionalidad de estas vías. El principal documento de referencia en esta materia es el Estándar Técnico para la Construcción de Ciclovías publicado por el Ministerio de Vivienda y Urbanismo (MINVU) en 2015 [28].

Estructura del pavimento

La estructura del pavimento de una ciclovía contempla dos capas principales: la capa granular de soporte y la capa de rodadura. El espesor mínimo de esta base es de 15 cm para pavimentos asfálticos y de 10 cm para pavimentos de hormigón.

Capas de rodadura

El estándar contempla dos alternativas de superficie de rodado: pavimento asfáltico y pavimento de hormigón.

Para pavimentos asfálticos, la capa de rodadura consiste en una mezcla asfáltica en caliente con un espesor mínimo de 4 cm.

En cuanto a la regularidad superficial, tanto para pavimentos asfálticos como de hormigón, el Índice de Rugosidad Internacional (IRI) máximo admisible para la ciclovía es de 4,0 m/km.

Para pavimentos de hormigón, las losas deben tener un espesor mínimo de 10 cm, elaboradas con una dosificación mínima de 297,5 kg de cemento por m^3. A los 28 días, el hormigón debe alcanzar una resistencia media a la compresión de 280 kg/cm^2 y una resistencia mínima individual no inferior a 250 kg/cm^2. Las juntas transversales deben disponerse a una distancia máxima de 4,0 m entre sí.

Confinamiento: soleras

Toda ciclovía proyectada fuera de la calzada debe contar con soleras de confinamiento tipo C biseladas. Sus dimensiones mínimas son 1 m de longitud, 10 cm de base y 25 cm de altura, con bisel superior triangular de base 2 cm y altura 12 cm. La separación máxima entre soleras es de 10 mm. En intersecciones es obligatorio el uso de soleras curvas; queda prohibido quebrar soleras para generar radios de giro.

Equipamiento y señalización

El equipamiento complementario de la ciclovía incluye demarcaciones horizontales, separadores y señalización vertical. La aplicación debe realizarse mediante el método de extrusión con equipo autopropulsado, en condiciones de pavimento seco y dentro de los rangos de temperatura y humedad establecidos por el fabricante.

Cuando la ciclovía se emplaza junto a una vía vehicular, puede requerirse un esquema de segregación visual mediante tachas reflectantes de policarbonato de color rojo, dispuestas equidistantemente cada 100 a 150 cm, con dimensiones mínimas de 15 mm de altura y 100 mm de ancho y largo, conforme a la norma ASTM 4280. Para segregación física, el estándar contempla el uso de tachones tipo armadillo o tachón clásico reflectante, también de policarbonato y conformes a la norma ASTM 4280, garantizando continuidad en la separación. En esquinas y zonas de alto riesgo, se utilizan hitos verticales de forma preferentemente cilíndrica, con diámetro mínimo de 60 mm y altura mínima de 900 mm desde la superficie, con superficie plástica o de goma para absorber impactos.

La señalización vertical debe dar cumplimiento al Manual de Señalización del Ministerio de Transporte y Telecomunicaciones, Capítulos 2, 3 y 6. Los proyectos de iluminación de ciclovías deben conformarse conforme a las Normas NCh Elec. 4/2003, NSEG 15.78, NSEG 9.71 y la Norma CIE 136, con todas las canalizaciones eléctricas

exteriores realizadas exclusivamente de forma subterránea a una profundidad mínima de 0,6 m.

2.3.12. Reglamentos de seguridad uso personal

De acuerdo con lo establecido en los artículos 20° y 21° del Decreto Supremo N°102 [27], quien conduce un ciclo y sus acompañantes, si los hubiere, deberán cumplir con las siguientes indicaciones:

1. Uso de casco protector que cubra como mínimo la parte superior de la cabeza, el cual deberá contar a lo menos con carcasa exterior, revestimiento para absorber impactos y sistema de retención. Todos los cascos deben estar acreditados por el Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones ante el 3CV (Centro de Control y Certificación Vehicular), acreditación que se verifica mediante un código QR impreso o adherido en el producto.

2. Uso de vestimenta o algún elemento que incorpore material retrorreflectante. La ubicación de este material será de libre elección, pero deberá cumplir con la condición de ser siempre visible en la posición de conducción normal del ciclo, tanto por el frente como por detrás del mismo. Si algún objeto obstruye o interfiere la visibilidad del material retrorreflectante posterior, tales como mochilas, bolsos o similares, se deberá agregar un nuevo elemento retrorreflectante sobre dicho objeto.

Ambos elementos deben portarse desde media hora después de la puesta de sol hasta media hora antes de su salida, y cada vez que las condiciones de visibilidad lo requieran.

2.3.13. Reglamento de seguridad del E-scooter

El artículo 19° del Decreto Supremo N°102 [27] establece que todo ciclo debe contar con:

1. A lo menos un sistema de frenos.

2. Un foco delantero que permita proyectar un haz de luz frontal continua de color blanco o amarillo, y una luz roja en la parte trasera, la que podrá ser continua o intermitente. Cuando las características del ciclo impidan la instalación de la luz roja trasera, la persona que conduce deberá portar este elemento en su vestimenta, casco protector u otro accesorio.

3. Huinchas o placas retrorreflectantes de color blanco en la parte delantera y de color rojo en la parte posterior. En ciclos que cuenten con horquillas, estos elementos deberán ubicarse sobre las mismas. Los ciclos deberán contar, además, con huinchas o placas retrorreflectantes laterales, las que deberán ubicarse sobre las ruedas o sobre la estructura del ciclo, cuando el diámetro de estas no permita su instalación.

4. Un aparato sonoro que pueda emitir sonido de intensidad moderada.

Los elementos de seguridad mencionados no serán exigibles a aquellos ciclos que, por sus características y/o dimensiones, impidan su instalación, sin perjuicio de lo establecido en el inciso segundo del artículo 21° del mismo reglamento, referido a la luz roja trasera. Ambas luces deberán mantenerse encendidas desde media hora después de la puesta de sol, hasta media hora antes de su salida y cada vez que las condiciones de visibilidad lo requieran.

En cuanto a la ocupación considerada en las simulaciones, cabe señalar que el mismo Decreto Supremo N°102 [27], en su artículo 22°, establece que los ciclos (categoría que incluye a los scooters eléctricos según lo dispuesto en el Título XX de la Ley N°18.290 de Tránsito) sólo podrán ser utilizados para transportar la cantidad de personas para la cual fueron diseñados, recayendo en el conductor la responsabilidad por el uso del vehículo.

2.3.14. Convivencia vial de ciclos

Conaset en su manual para ciclistas en el capitulo de “Donde y Como transitar” [11] da a conocer la normativa y algunas recomendaciones para una buena convivencia vial entre ciclos y otros vehículos.

Como ciclistas muchas veces los ciclos no cuentan con un sistema para señalizar la maniobra que se ejecutara prontamente por lo que para una mejor convivencia vial. Saber cómo comunicar tus maniobras es lo primero que debes aprender. Toda maniobra debe ser advertida previamente, con una anticipación mínima de 30 metros, mediante la señalización con tu brazo izquierdo como en la figura 2.13. También puedes complementar tu aviso de maniobra con un señalizador eléctrico.



Figura 2.13: Señalización manual de maniobras mediante el brazo izquierdo, recomendada para la convivencia vial de ciclos (CONASET)

Uso de celulares: Se exige que el ciclista siempre debe ir atento a la condición del tránsito en este contexto se aplica la Ley No Chat el cual solo permite el uso de manos libres para dispositivos electrónicos en el reglamento de la Ley se establece que no son "manos libres" los siguientes equipos:

1. Cualquier sistema de sujeción de los dispositivos o artefactos a la altura del oído del conductor.

2. Aquellos sistemas que para su uso requieran que el conductor los sostenga con su hombro, contra su cabeza o con otras partes del cuerpo, tales como sujeto sobre sus piernas o en su muñeca.

3. Soluciones donde la persona que conduce deba manipular con una o ambas manos, ya sea para sostener una conversación, enviar mensajería o audios o utilizar aplicaciones en dichos dispositivos o artefactos.

Normas que debes seguir al transitar en una ciclovía:

- Respetar la indicación de detención de la luz roja del semáforo.

- Debes esperar detrás de la línea de detención para ciclistas. Así las y los peatones pueden cruzar sin problemas.
- Transitar exclusivamente en el sentido de la ciclovía.
- Señalizar, con anticipación, tus virajes y detenciones.
- No detenerte por un tiempo prolongado en medio de la vía.
- Mantener una distancia prudente con el ciclo que te antecede, así tendrás tiempo de reacción de frenado, en caso de necesitarlo.
- Si la infraestructura de la ciclovía lo permite, puedes adelantar a un ciclo indicando tu maniobra con anticipación.
- Respetar la preferencia peatonal en cada paso de cebra o cruce peatonal.

Tránsito por espacio que no son ciclovía: El ciclista siempre deberá de transitar por la ciclovía, pero en caso de que no hubiera ciclovía, debes transitar por la pista derecha de la calzada, siempre en el sentido del tránsito.

Los vehículos motorizados deben respetar tu espacio en la vía. Según la normativa, al momento de adelantarte o sobrepasarte, estos deben dejar un espacio lateral suficiente, a lo menos de 1,5 metros, para que puedas circular con seguridad y tener espacio suficiente en caso de desviarte o tambalear.

Cuando los vehículos motorizados se encuentran detenidos, debido al rojo del semáforo, podrás sobrepasarlos por cualquiera de sus costados, para acercarte a la línea de detención. En este caso, debes mantener una distancia segura entre tu ciclo y los otros vehículos. Mide bien el espacio por donde te moverás y ten especial cuidado con la apertura de puertas.

Al transitar por una pista Solo Bus, ten precaución con la subida y bajada de pasajeros de buses y taxis. Esto podría ocurrir en cualquier momento, no necesariamente en las paradas establecidas.

Excepcionalmente, los ciclos pueden circular por aceras adecuando su velocidad a la de los peatones, y respetando en todo momento la preferencia de estos, cuando no exista una ciclovía y solo en los siguientes casos:

- Cuando las condiciones de la ciclovía o la calzada, o las condiciones climáticas hagan peligrosa la circulación.

- Personas con movilidad reducida o con alguna discapacidad.

- Personas que circulen con niños menores de 7 años.

- Personas conductoras menores de 14 años o adultos mayores.

En estos casos, deberán circular alejados de las edificaciones o cierres, y si el flujo peatonal es muy alto deberán descender del ciclo. Para el paso de cebra la Ley de Tránsito indica que, en caso de tener que utilizar un cruce peatonal, como ciclista debes detenerte antes del cruce y atravesarlo a velocidad reducida, respetando siempre la prioridad del peatón, a velocidad de peatón y si el flujo peatonal es muy alto deberás descender del ciclo.

2.4. Riesgo vial del scooter electrico

Si bien existen reglamentos y normativas para la seguridad vial de los scooter eléctricos, hay diversos estudios que indican que los accidentes relacionados a estos van en aumento tanto en el contexto internacional como el nacional. Además, dentro de los dispositivos de micromovilidad el scooter es uno del dispositivo más inestable y con peor maniobrabilidad, esto y junto con la baja tasa de ocupación de casco de seguridad convierten al scooter eléctrico a ser un riesgo latente para quienes lo conducen.

2.4.1. Datos de lesiones por uso de Scooter eléctrico

Un estudio publicado el 2020 por American Medical Association [30]en Estados Unidos indico que entre el año 2014 y 2018 se registraron aproximadamente 39.113 lesiones relacionadas con scooter eléctricos en EE. UU. En las siguientes tablas se muestran las cantidades de lesiones y admisión a hospitales por año.

Tabla 2.1: Lesiones y hospitalizaciones asociadas al uso de scooter eléctrico en Estados Unidos por grupo etario, 2014–2018 (American Medical Association, 2020)

Grupo etario	**Tipo**	**2014**	**2015**	**2016**	**2017**	**2018**
<18	Lesión	2304	3404	3245	3298	4843
	Hospital	74	21	117	62	335
18–34	Lesión	582	534	1090	2105	5309
	Hospital	30	0	94	218	599
35–54	Lesión	909	709	1047	1115	3125
	Hospital	45	107	93	230	229
>55	Lesión	787	1014	821	1498	1346
	Hospital	163	230	228	29	15
Total	**Lesión**	4582	5661	6203	8016	14651
	Hospital	313	358	531	715	1374

Se puede ver de la tabla 2.1 que entre 2014 y 2017 el aumento en el porcentaje de lesiones totales era de entre un 10 % a 30 % anual, pero de 2017 a 2018 el aumento fue cerca de 80 %. Para el ingreso hospitales totales se produce un fenómeno similar en donde entre 2014 a 2017 el aumento del porcentaje era de entre 14 % a 48 % anual, pero para 2017 a 2018 fue cerca de 92 %. El mayor número de lesiones se concentra en los grupos etarios de menores de 18 años y entre 18 y 34 pero los menores de edad tienen un aumento del 210 % entre 2014 y 2018 mientras que el grupo de 18 a 34 años aumentaron 912 % entre los mismos años. Este cambio tan abrupto de un año para el otro puede estar influenciado por la llega de Lime empresa que inicia sus servicios el 2017 según una noticia publicada el 2018 en su página web oficial de estados unidos en donde celebran un billón de viajes en sus servicios en su primer año (Lime, 2018) [20].

Otro dato importante que entrega este estudio del American Medical Association son las partes del cuerpo que más se lesionaron, siendo la cabeza y las extremidades inferiores las más afectadas.

De esta tabla expuesta en la Subsección 2.5.1 de este documento, se puede notar el aumento desde el 2017 al 2018 pero se destaca que en estos años el porcentaje de lesión en la cabeza un subió 252 %, el de torso un 277 %, mientras que en las extremidades subió un 72 % y un 35 % entre superiores e inferiores respectivamente. Esto es

de relevancia al comparar con el año que inicia Lime sus operaciones ya que para las extremidades entre los años 2017 a 2018 no tuvieron un aumento en el porcentaje de crecimiento muy distinto a los años anteriores, no así la cabeza y el torso que venían con un crecimiento pobre e incluso reduciendo la cantidad de casos en algunos años, pero de 2017 a 2018 explotaron.

Hoy en día en el contexto nacional se está viendo la misma tendencia, un aumento exponencial de los casos de accidentes por scooter eléctricos, según el último reporte de la ACHS (asociación chilena de seguridad) emitido el 29 de Mayo del 2026 [3], da cuenta que se provocó un aumento de 84 % de los accidentes entre 2024 y 2026 para el primer trimestre del año, donde se reportaron 241 casos de accidentes entre enero a marzo del 2026, el perfil etario con mayor accidentes fue de 31 a 40 años concentrando el 43 % de los casos mientras que personas de 18 a 31 años de edad se llevaron el 38 % de los accidentes registrados, del total de accidentes el 60 % son hombres.

A nivel territorial, la Región Metropolitana concentra el 76,8 % de los accidentes a nivel nacional. A nivel comunal, Las Condes lidera las cifras con el 18,4 % de los siniestros, seguida por La Florida 14,6 %, Providencia 10,8 % y Santiago 10,8 %. En cuanto a los horarios, el bloque de la mañana de 07:00 a 11:59 hrs. sigue siendo el más crítico, acumulando el 60 % de los eventos registrados en el primer trimestre de 2026.

Por su parte, la traumatóloga del Hospital del Trabajador Achs Salud, Dra. Pamela Vergara, explicó que las lesiones por accidentes en scooter han aumentado en los últimos años, especialmente en trabajadores que utilizan este medio de transporte a diario. “El tipo de lesiones es muy amplio y puede ir desde heridas o contusiones leves hasta fracturas complejas y lesiones articulares que requieren cirugía y largos períodos de licencias médicas y rehabilitación. Muchas veces el dolor inicial puede parecer menor, pero algunas de estas lesiones pueden pasar desapercibidas al comienzo, por lo que es fundamental consultar precozmente y no subestimar este tipo de accidentes”.

2.4.2. Comparativa de estabilidad

Con el objetivo de comparar el desempeño en seguridad de bicicletas y patinetes, Paine (2001) [31]condujo un estudio experimental para VicRoads (Victoria, Australia) en el que sometió ocho vehículos de dos ruedas a una batería de pruebas estandarizadas de frenado, estabilidad y maniobrabilidad. La muestra incluyó una bicicleta de montaña Giant Iguana 26”, una bicicleta BMX Diamond Back Viper, una bicicleta motorizada a gasolina Rotary Cruiser, un scooter de ruedas grandes Holstar Sidewinder, un scooter

eléctrico de ruedas medianas Tracker 2000, un scooter a gasolina Tami Chrome (evaluado con y sin asiento) y un scooter plegable tipo Razor JD de ruedas pequeñas sólidas. Los protocolos de evaluación se basaron en la norma australiana AS/NZS 1927:1998 para bicicletas de pedales y en el protocolo de maniobrabilidad del Transport and Road Research Laboratory del Reino Unido (TRRL LR500).

Prueba de frenado

La prueba de frenado consistió en que el conductor aplicara los frenos de forma completa desde una velocidad aproximada de 16 a 19 km/h hasta la detención total del vehículo. El evento fue registrado en video a 25 fotogramas por segundo, lo que permitió determinar la velocidad inicial, la distancia de detención y la deceleración media. La norma AS/NZS 1927:1998 establece una distancia máxima de detención de 5,5 m desde 24 km/h, equivalente a una deceleración media de 4,4 m/s^2, mientras que para vehículos que no alcanzan esa velocidad el mismo recorrido de 5,5 m desde 16 km/h equivale a una deceleración de solo 1,8 m/s^2. La estabilidad, el control y la eficacia de frenado se calificaron cualitativamente en cuatro niveles: bueno, adecuado, marginal y deficiente.

Los resultados evidenciaron una diferencia sustancial entre bicicletas y scooter. La bicicleta de montaña alcanzó la mayor deceleración media del conjunto (4,57 m/s^2), superando el umbral exigido para vehículos capaces de circular a 24 km/h, y fue calificada como buena en estabilidad, control y eficacia. La bicicleta motorizada Rotary Cruiser obtuvo resultados similares en distancia de frenado (4,48 m/s^2), aunque su estabilidad y control fueron calificados como marginales por la dificultad de maniobra. La bicicleta BMX registró una deceleración de 3,82 m/s^2, con buena estabilidad y control, aunque su eficacia fue calificada de adecuada. En contraste, ningún scooter alcanzó el umbral de 4,4 m/s^2 requerido. El scooter Holstar obtuvo 3,71 m/s^2 con estabilidad y control adecuados, mientras que el Tami sin asiento registró la peor deceleración del conjunto (2,88 m/s^2) y fue calificado como adecuado en control, pero marginal en estabilidad y eficacia. El Tami con asiento mejoró levemente (3,54 m/s^2), atribuido a una distribución dinámica de masa más favorable al reducir el centro de gravedad. El scooter Razor presentó dificultades operativas graves: la acción de frenado, que requería presionar el guardabarros trasero con el talón, resultó propensa a errores de ejecución, y en dos de las series el vehículo no logró detenerse. El scooter eléctrico Tracker fue calificado como deficiente en estabilidad y control, con frecuentes bloqueos de la rueda trasera.

El estudio atribuyó parte del mejor rendimiento de frenado de las bicicletas a la presencia de freno delantero: los tres vehículos que disponían de él (bicicleta de montaña, Rotary Cruiser y Holstar) mostraron deceleraciones medias superiores a las previstas teóricamente con freno trasero exclusivo. El análisis teórico indicó que, para un coeficiente de fricción unitario, la deceleración máxima alcanzable con freno trasero únicamente se reduce drásticamente a medida que aumenta la relación altura del centro de masa respecto a la distancia al eje delantero, condición desfavorable que caracteriza los scooter en posición de pie.

Prueba de estabilidad ante obstáculos

La prueba de estabilidad consistió en conducir los vehículos sobre una serie de listones de madera de 25 mm de altura y 50 mm de ancho, dispuestos transversalmente a la trayectoria con una separación de 1,75 m, primero a 90° respecto a la dirección de marcha y posteriormente a 45°, configuración esta última destinada a introducir cargas asimétricas en el sistema de dirección. Las velocidades de ensayo progresaron desde 5 hasta 25 km/h. La prueba fue interrumpida ante cualquier signo de inestabilidad severa.

La bicicleta de montaña fue calificada como buena en estabilidad y control a todas las velocidades y en ambas orientaciones de los listones. La bicicleta motorizada y la BMX obtuvieron resultados adecuados a marginales, especialmente a velocidades superiores o con los obstáculos a 45°. Los resultados de los scooter fueron notablemente peores. El scooter Holstar fue calificado como adecuado con obstáculos a 90° pero cayó a marginal con la configuración a 45°. El scooter eléctrico Tracker fue calificado como deficiente en estabilidad y control en ambas configuraciones, agravado por la imposibilidad de regular la velocidad bajo tracción motorizada, ya que el acelerador operaba únicamente en modo encendido/apagado. El Tami sin asiento obtuvo calificaciones de marginal a deficiente en los ensayos a 90° y deficiente en los de 45°. El scooter Razor no pudo completar la prueba en ninguna configuración: las ruedas de 100 mm de diámetro fueron incapaces de superar los listones de 25 mm, obligando al conductor a maniobras evasivas.

Estos resultados tienen respaldo teórico: la deceleración horizontal que experimenta un vehículo al impactar un obstáculo es proporcional a la raíz cuadrada del cociente entre la altura del obstáculo y el diámetro de la rueda. Conforme a este principio, el Razor experimentaría picos de deceleración de aproximadamente 35 g a 25 km/h frente a un obstáculo de 25 mm, mientras que la bicicleta de montaña, con ruedas de 665 mm

de diámetro, generaría picos de alrededor de 9 g a la misma velocidad. Los ensayos confirmaron que una deceleración pico en torno a 15 g fue suficiente para provocar pérdida de control en los scooter Tracker y Tami, lo que implica que el Razor quedaría limitado a velocidades inferiores a 5 km/h en pavimento con irregularidades de esa magnitud, y el Holstar a aproximadamente 18 km/h.

Prueba de maniobrabilidad

La prueba de maniobrabilidad siguió el protocolo del TRRL LR500, derivado del test de aptitud ciclista del Reino Unido, y consistió en recorrer un slálom entre seis conos separados 1,5 m entre sí a una velocidad reducida de aproximadamente 5 km/h. El ensayo se realizó en dos variantes: sin obstáculos y con listones de 20 mm de altura entre los conos. La bicicleta de montaña fue calificada como adecuada en estabilidad y buena en control en ambas variantes. La BMX y el Holstar obtuvieron resultados buenos a adecuados. El scooter eléctrico Tracker debió realizar la prueba sin motor y sin obstáculos, obteniendo calificación marginal. El Tami sin asiento fue calificado como bueno en estabilidad sin obstáculos, pero marginal con ellos; con asiento los resultados empeoraron en ambas condiciones. El Razor fue calificado como marginal sin obstáculos y no pudo completar la prueba con ellos, atribuido principalmente a la excesiva sensibilidad de la dirección, producto de la combinación de manillar estrecho y neumáticos sólidos de pequeño diámetro.

Consideraciones sobre factores humanos e infraestructura vial

Más allá del desempeño mecánico, el estudio identificó una limitación cognitiva fundamental asociada al uso de scooter en entornos de tráfico mixto. A diferencia de las bicicletas, cuyos sistemas de dirección con retorno positivo (steering trail positivo) generan retroalimentación táctil que permite al conductor mantener la estabilidad con un nivel de atención visual reducido, los scooter carecen de este mecanismo. El conductor de scooter depende exclusivamente de la información visual y del sentido del equilibrio, lo que le obliga a mantener una atención continua sobre el estado del vehículo. Esta exigencia resulta incompatible con la necesidad simultánea de monitorear el entorno vial. Paine (2001) señala que un ciclista puede desviar la mirada durante uno o dos segundos sin comprometer el control del vehículo, mientras que el conductor de scooter no dispone de ese margen. Adicionalmente, la postura erguida y el menor volumen total del conjunto conductor-vehículo reducen la visibilidad del scooter pa-

ra otros usuarios de la vía, y el modo típico de caída lateral y brusco incrementa la probabilidad de que el conductor quede proyectado hacia el carril vehicular.

2.4.3. Comportamientos de los usuarios

Si bien los scooter eléctricos son un vehículo de micromovilidad que está creciendo en popularidad, respecto a los factores que desincentivan el uso, Bielński y Waźna (2020) [6]identificaron que, entre quienes ya habían utilizado el servicio, las principales barreras eran las tarifas elevadas, la disponibilidad insuficiente de vehículos en los lugares requeridos y las preocupaciones relativas a la seguridad vial. Entre quienes nunca habían usado un e-scooter compartido, predominaban la falta de necesidad percibida, los precios altos y las mismas inquietudes de seguridad. Adicionalmente, el 12,2 % de los no usuarios declaró no haber intentado nunca conducir un scooter o no tener interés en aprenderlo, lo que sugiere que una fracción relevante de la población objetivo carece de experiencia previa con este tipo de vehículo.

Por otra parte, un estudio realizado por el Foro Internacional de Transporte (ITF) publicado en marzo del 2024 [43] que toma los datos de varios países de todo el mundo, existen algunos comportamientos en los conductores de scooter eléctricos que son considerados un factor de riesgo, los factores que se mencionan son:

- Doble ocupante: involucrado en 14–17 % de los siniestros con víctimas.
- Inexperiencia: entre 24–37 % de los usuarios lesionados sufrieron el accidente en su primer viaje; el 78 % de los siniestros involucraron conductores con baja frecuencia de uso.
- Conducción nocturna: 82 % de las fatalidades en patinetes ocurren de noche; el riesgo nocturno es de 4,8 siniestros por 100.000 viajes frente a 2,2 diurnos.
- Alcohol: presente en 41 % de las fatalidades y en 7–53 % de las víctimas con lesiones.

Esto último se complementa con un estudio realizado por CADEM y Aprocor el 2024 [8] donde de 500 participantes, el 8 % aseguro haber manejado al menos una vez una bicicleta o scooter en estado de ebriedad, además el 18 % de los encuestados lo considera una opción en el caso de haber consumido alcohol para evitar manejar un vehículo motorizado, esto se puede ver influenciado porque de los mismo encuestados el 82 % cree que carabineros no fiscaliza a los conductores de ciclos.

Otra de las conductas que ponen en riesgo a los conductores de los scooter eléctricos es el bajo nivel de uso del casco, esto según el informe de la ITF esto contribuye a la frecuencia, gravedad y tipo de lesiones reportadas. El uso de casco entre víctimas registradas fue de 0 % a 7 % para usuarios de scooter eléctricos, frente al 16 % a 64 % en ciclistas convencionales y 53 % en usuarios de e-bikes.

En la muestra del Departamento del Ródano (Francia, 2019), el uso de casco entre conductores de scooter eléctricos hospitalizados fue de apenas 6,1 %, frente a 30,7 % entre ciclistas. Varios estudios concluyen que, si bien los estándares actuales de cascos para bicicleta están bien adaptados para impactos lineales, existe la necesidad de abordar condiciones de impacto oblicuo y la evaluación de lesiones por rotación craneal, que son comunes en las caídas de scooter eléctricos [43].

2.4.4. Dinámica de colisiones y mecanismos de caída

A diferencia de las bicicletas, el usuario del scooter eléctrico se desplaza de pie sobre el vehículo, pudiendo caer libremente y absorber el impacto completo. El centro de masa del sistema conductor-vehículo es más alto y adelantado que en una bicicleta, lo que incrementa el riesgo de vaulting sobre el manillar en colisiones frontales [43], es decir ser catapultado sobre el manillar, resultando en lesiones de extremidades superiores al intentar amortiguar la caída, o en contacto facial o craneal directo con el suelo. El tamaño reducido de las ruedas (6”–12”) las hace más susceptibles a perder el control ante obstáculos y reduce la estabilidad giroscópica. En pérdidas de control, el conductor puede saltar del vehículo (contribuyendo a lesiones de extremidades inferiores). Adicionalmente la distancia de frenado de los scooter eléctricos es mayor que la de las bicicletas, y la desaceleración máxima permitida sin volcar es aproximadamente 5 m/s^2 para scooter de pie, significativamente menor que para scooter con asiento (6,7 m/s^2) o bicicletas (7,5 m/s^2) [31].

Distribución por tipo de colisión:

- Colisiones de usuario único (caídas, objetos estáticos): 93 % de las lesiones reportadas
- Colisiones con vehículos motorizados: 8 % a 19 % de las lesiones; $>$80 % de las fatalidades en EE.UU.
- Colisiones con peatones: 1 % a 10 % de las lesiones totales

- Lesionados como porcentaje del total de siniestros: 64 % a 85 %

Las superficies en mal estado (baches, discontinuidades) son responsables del 30–40 % de los siniestros de scooter eléctricos. Tanto las aceras/veredas como los carriles de tráfico rápido resultan ser las ubicaciones menos seguras para circular, mientras que las ciclovías segregadas se asocian con un menor riesgo de lesiones.

2.5. El Cuerpo humano y sus lesiones

2.5.1. Zonas del Cuerpo más afectadas

Como se mencionó desde Subsección 2.4.1 según el estudio realizado por la American Medical Association las partes del cuerpo que más se lesionaron, siendo la cabeza y las extremidades inferiores las más afectadas.

Tabla 2.2: Distribución de lesiones por scooter eléctrico según región corporal en Estados Unidos, 2014–2018 (American Medical Association, 2020)

Tipo de lesión	**2014**	**2015**	**2016**	**2017**	**2018**
Cabeza	1370	1320	1864	1848	4658
Torso	394	610	760	511	1418
Extremidades superiores	1083	2355	1337	2176	3747
Extremidades inferiores	1721	1375	2104	3466	4707

De la tabla 2.2 se puede notar el aumento desde el 2017 al 2018 pero se destaca que en estos años el porcentaje de lesión en la cabeza un subió 252 %, el de torso un 277 %, mientras que en las extremidades subió un 72 % y un 35 % entre superiores e inferiores respectivamente. Esto es de relevancia al comparar con el año que inicia Lime sus operaciones ya que para las extremidades entre los años 2017 a 2018 no tuvieron un aumento en el porcentaje de crecimiento muy distinto a los años anteriores, no así la cabeza y el torso que venían con un crecimiento pobre e incluso reduciendo la cantidad de casos en algunos años, pero de 2017 a 2018 aumentaron drásticamente.

En Múnich, Alemania, realizaron un estudio en un centro universitario de trauma de nivel I (Hartz et al. (2025) [17]), registrando durante el año 2022 un total de 98 pacientes lesionados en accidentes de scooter eléctrico y 626 en accidentes de bicicleta

convencional. El análisis comparativo entre ambos grupos reveló diferencias estadísticamente significativas en la distribución regional de las lesiones graves, permitiendo caracterizar un patrón de lesión específico para cada medio de transporte.

En usuarios de scooter, la región más frecuentemente afectada en el conjunto de lesiones tanto menores como mayores correspondió a la zona cráneo-facial y cervical, con un 36,4 % del total de lesiones, seguida por las extremidades superiores (34,1 %) y las extremidades inferiores (24,0 %). En ciclistas, en cambio, la región más afectada fue la extremidad superior (40,4 %), seguida por la zona cráneo-facial y cervical (30,3 %) y las extremidades inferiores (17,2 %). Las lesiones del tronco, columna torácica y lumbar y pelvis fueron diagnosticadas de manera significativamente más frecuente en ciclistas que en usuarios de scooter (12,0 % vs. 5,4 %) (Hartz et al., 2025).

Al restringir el análisis a las lesiones graves, las diferencias entre ambos grupos se acentúan de manera relevante. Las lesiones mayores de la región craneofacial y columna cervical ocurrieron en el 43,8 % de los usuarios de scooter lesionados, frente al 22,4 % de los ciclistas, diferencia estadísticamente significativa. Dentro de esta categoría, las fracturas del cráneo facial fueron la lesión específica más frecuente en el grupo de scooter eléctrico (21,9 %), seguidas por hemorragia intracraneal (6,3 %) y traumatismo craneoencefálico grave según GCS grado III (6,3 %). En contraste, las lesiones graves del tronco, columna torácica y lumbar y pelvis, que representaron el 13,6 % de las lesiones mayores en ciclistas, siendo las fracturas costales la lesión más prevalente con un 10,0 % de los casos, no fueron registradas en ningún usuario de scooter accidentado. Las lesiones graves de extremidad superior fueron similares en ambos grupos (scooter 50,0 % vs. bicicleta 53,7 %), siendo la fractura de cabeza de radio (codo) la más frecuente en ambos (Hartz et al., 2025).

Este patrón diferencial de lesiones puede explicarse a partir de las diferencias cinemáticas entre ambos modos de transporte. El mecanismo de accidente más frecuentemente identificado en usuarios de scooter fue el error de conducción individual sin influencia externa (28,6 %), seguido por la colisión con bordillo (10,2 %), proporción esta última significativamente mayor que la observada en ciclistas (2,4 %). La interacción entre la rueda delantera del scooter y un obstáculo como un bordillo genera una brusca detención del vehículo que, por efecto de la inercia de masa del scooter, proyecta al usuario hacia adelante en un movimiento de rotación sagital, concentrando las fuerzas de impacto sobre las extremidades superiores y la región cefálica al momento del contacto con el suelo. Este patrón cinemático es consistente con la predominancia de lesiones graves en la región craneofacial y cervical observada en la muestra, y explica

la virtual ausencia de lesiones torácicas graves en usuarios de scooter en comparación con ciclistas, cuya dinámica de caída lateral favorece un mayor compromiso del tronco y las extremidades inferiores (Hartz et al., 2025).

Adicionalmente, el estudio identificó factores de riesgo que amplifican la probabilidad de lesión grave en usuarios de scooter. El 93,9 % de los accidentados no portaba casco al momento del accidente, frente al 78,4 % de los ciclistas.

2.5.2. TEC: consecuencias funcionales

El traumatismo craneoencefálico (TEC o TBI en ingles) constituye uno de los problemas de salud pública de mayor relevancia a nivel mundial. En Estados Unidos se estima que aproximadamente 1,7 millones de personas sufren un TBI anualmente, de las cuales un 3 % fallece, un 16,3 % requiere hospitalización y un 80,7 % es tratado y dado de alta desde el servicio de urgencia. En términos de mortalidad por trauma, el TEC contribuyo a aproximadamente un tercio del total de muertes traumáticas en Chile según el ministerio de Salud publicado el 2013 (Ministerio de Salud de Chile [MINSAL], 2013 [25]).

En el contexto nacional, las muertes evitables por traumatismos y envenenamientos representaron en el año 2010 la tercera causa de muerte en hombres y la sexta en mujeres, siendo el grupo etario de 20 a 39 años el más afectado. Del total de muertes evitables, los accidentes y caídas representaron el 57,2 % de los casos (MINSAL, 2013). Específicamente en el ámbito vial, el TEC constituye la causa de muerte en aproximadamente el 40 % de los accidentes de tránsito fatales en Chile, y representa el 6,7 % del total de eventos accidentales reportados por la población, siendo las contusiones y fracturas las consecuencias más frecuentes (MINSAL, 2013).

Desde el punto de vista etiológico, las caídas constituyen la principal causa de TEC en la población general, con especial predominancia en los extremos de la vida, mientras que los accidentes de tránsito representan la principal causa de muerte asociada a este tipo de lesión. Esta distinción es relevante para el presente estudio, dado que el mecanismo de proyección hacia adelante característico de los accidentes de scooter eléctricos combina elementos propios de ambas categorías: la dinámica de caída al suelo y la energía cinética propia de un vehículo en movimiento.

Internacionalmente, los TEC se clasifican según la Escala de Coma de Glasgow (GCS) en leves (GCS 14–15), moderados (GCS 9–13) y graves (GCS 3–8). Se estima que aproximadamente el 70 % de los casos corresponde a TEC leve, el 20 % a moderado

y el 10 % a grave. No obstante, entre los casos clasificados como leves o moderados, entre un 8 % y un 22 % presenta lesiones intracraneanas detectables mediante tomografía computarizada, aunque solo entre un 0,3 % y un 4 % requiere intervención quirúrgica (MINSAL, 2013).

Las consecuencias estructurales del TEC incluyen un amplio espectro de lesiones, entre las que destacan el hematoma extradural, el hematoma subdural agudo, las lesiones focales supratentoriales de tipo intraparenquimatoso, las lesiones de fosa posterior, el hundimiento de cráneo y las heridas penetrantes. A estas lesiones primarias se suman consecuencias fisiológicas secundarias que agravan el pronóstico del paciente, entre ellas la hipertensión intracraneana, la isquemia cerebral por hipoperfusión, el edema cerebral, la hiperglicemia, las convulsiones precoces y los distintos síndromes de herniación cerebral. La hipotensión arterial y la hipoxia constituyen los dos factores agravantes de mayor impacto sobre la morbimortalidad, siendo su combinación en la escena del accidente el principal determinante de la lesion cerebral secundaria evitable (MINSAL, 2013).

En la población pediátrica chilena, el TEC representa el 3 % de las consultas anuales de urgencia, con una tasa de 280 casos por cada 100.000 pacientes, y es responsable de la muerte de aproximadamente un tercio de los menores de 18 años que fallecen por causa traumática (MINSAL, 2013). Estos antecedentes refuerzan la relevancia clínica y epidemiológica del TEC como zona crítica prioritaria en el análisis de riesgo de lesión para usuarios de escooter, cuyo perfil demográfico jóvenes adultos sin casco, en entornos urbanos con obstáculos en la infraestructura vial los expone de manera significativa a este tipo de lesión.

2.5.3. Cuello mecanismos de lesión

La columna cervical constituye uno de los segmentos más vulnerables del aparato locomotor ante solicitaciones dinámicas de alta energía. En postura erecta, la columna cervical mantiene una curvatura lordótica de equilibrio sostenida principalmente por el tono muscular activo, con un mínimo de esfuerzo voluntario (Ramos Morales et al., 2003 [32]). Esta dependencia del sistema muscular para la estabilización pasiva implica que, ante cargas súbitas, la respuesta neuromuscular resulta insuficiente para proteger las estructuras ligamentosas y articulares subyacentes.

El mecanismo lesional predominante en impactos de inercia es el denominado síndrome de aceleración-desaceleración, o whiplash, cuya cinemática ha sido caracteri-

zada con precisión en el contexto de colisiones vehiculares. Ante un impacto posterior, el tronco del ocupante es acelerado en dirección anterior por la acción del respaldo, mientras la cabeza permanece momentáneamente rezagada por inercia; al alcanzarse el límite de elongación de los tejidos blandos cervicales, la cabeza cae hacia atrás y el cuello queda sometido a una fuerza de hiperextensión (Ramos Morales et al., 2003). Si a continuación se produce un impacto frontal o el rebote del cuerpo, se genera el movimiento inverso en hiperflexión, completando el ciclo flexo-extensor que caracteriza a este mecanismo. En el contexto de los patinetes eléctricos, este patrón resulta biomecánicamente análogo al mecanismo de proyección sobre el manubrio (vaulting), en el cual la cabeza es lanzada hacia adelante sobre un cuello que actúa como palanca ante la detención súbita del vehículo.

Desde el punto de vista estructural, la vulnerabilidad del segmento cervical responde a múltiples factores anatómicos. El vértice de la lordosis cervical, ubicado entre C3 y C6, concentra la mayor parte de la hiperextensión forzada y representa el nivel de mayor riesgo de subluxación posterior (Ramos Morales et al., 2003). Ante una carga en hiperflexión, el ligamento cervical posterior estructura estabilizadora superficial de la cara posterior soporta la mayor parte de la fuerza de tracción; su distensión o desgarro puede extenderse hacia las estructuras capsulares articulares, permitiendo el desplazamiento anterior de la vértebra superior. En sentido inverso, la hiperextensión forzada provoca el desplazamiento extremo de las articulaciones facetarias superiores y la distensión de los ligamentos capsulares, con compromiso secundario del anillo fibroso. Adicionalmente, cuando la cabeza se encuentra rotada en el momento del impacto, la columna cervical pierde su capacidad de distribución homogénea de cargas, concentrando las fuerzas sobre las articulaciones y aumentando el riesgo de fractura de láminas o facetas articulares (Ramos Morales et al., 2003).

Un aspecto de particular relevancia para los escenarios simulados en la presente memoria es el umbral de velocidad a partir del cual este mecanismo es capaz de producir lesión. McConnell et al. (1993, citado en Ramos Morales et al., 2003) determinaron que la velocidad mínima para generar lesión cervical por aceleración-desaceleración forzada se sitúa entre 6 y 8 km/h, valor considerablemente inferior a las velocidades de operación habituales de los scooter eléctricos en infraestructura urbana. Esta evidencia refuerza la pertinencia del segmento cervical como zona crítica de análisis en los escenarios de impacto considerados.

2.5.4. Trauma torácico

El tórax constituye una de las regiones anatómicas de mayor vulnerabilidad en el contexto del trauma cinético, dado que alberga estructuras vitales cuya alteración funcional puede comprometer la vida en cuestión de minutos. Las lesiones torácicas participan como causa primaria o factor contribuyente en más del 75 % de las muertes por trauma, posicionando al tórax como la región corporal de mayor impacto en la mortalidad traumática general (Undurraga et al., 2011 [38]). En pacientes hospitalizados, la mortalidad oscila entre el 4 % y el 8 % cuando las lesiones se limitan al tórax, pero asciende hasta el 35 % cuando se ven comprometidos órganos extratorácicos, lo que refleja la frecuente concurrencia del trauma torácico con lesiones en otras regiones corporales (Vega et al., 2016 [39]).

Desde el punto de vista biomecánico, el trauma torácico puede originarse tanto por mecanismos penetrantes como contusos. En el trauma contuso, la energía se transmite al parénquima y a las estructuras de la pared torácica mediante desaceleración rápida, compresión directa y fuerzas de inercia, generando un espectro de lesiones que abarca desde cuadros subclínicos hasta el compromiso respiratorio severo (Undurraga et al., 2011). Este mecanismo es particularmente relevante en escenarios de impacto frontal, donde la proyección del cuerpo sobre una superficie rígida transfiere energía de forma directa sobre el esternón y la parrilla costal.

Las fracturas costales representan la lesión torácica más frecuente, con una incidencia que varía entre el 10 % y el 40 % de los traumas torácicos según las series reportadas (Vega et al., 2016; Undurraga et al., 2011). Su localización determina el patrón de lesiones asociadas: las fracturas de los arcos superiores (1° a 3°) obligan a considerar compromiso del plexo braquial y grandes vasos, mientras que las fracturas de los arcos inferiores (9° a 12°) se asocian a lesiones hepáticas y esplénicas (Vega et al., 2016). El principal síntoma es el dolor, que compromete directamente la mecánica ventilatoria, favorece la hipoventilación y predispone al desarrollo de infecciones broncopulmonares. Un aspecto biomecánicamente relevante es que en individuos jóvenes la mayor elasticidad costal puede permitir la absorción de energía sin fractura, generando lesiones del parénquima pulmonar subyacente en ausencia de compromiso óseo evidente (Undurraga et al., 2011).

Cuando tres o más costillas adyacentes se fracturan en dos o más puntos, se configura el denominado tórax volante, cuya incidencia oscila entre el 1,5 % y el 10 % de los traumatismos torácicos con una mortalidad asociada de entre el 10 % y el 20 % (Ve-

ga et al., 2016). Si bien el movimiento paradojal del segmento comprometido genera una restricción mecánica de la ventilación, la evidencia establece que la causa primaria de insuficiencia respiratoria en este cuadro es la contusión pulmonar subyacente y el hemoneumotórax asociado, y no el déficit mecánico de la pared (Vega et al., 2016; Undurraga et al., 2011).

La contusión pulmonar constituye la lesión parenquimatosa torácica más relevante en el trauma contuso, con una prevalencia cercana al 50 % en este tipo de mecanismo (Vega et al., 2016). La energía transmitida al parénquima genera hemorragia alveolar e intersticial seguida de edema, con la consecuente reducción de la compliance pulmonar, aumento del trabajo respiratorio y del shunt intrapulmonar, lo que puede conducir a hipoxemia progresiva y síndrome de distrés respiratorio (Undurraga et al., 2011). Una característica clínicamente crítica de este cuadro es su potencial evolución silente: más del 50 % de los pacientes se presentan inicialmente asintomáticos, con deterioro progresivo del intercambio gaseoso que puede manifestarse horas después del evento traumático (Undurraga et al., 2011). Adicionalmente, la radiografía de tórax presenta una latencia de aproximadamente seis horas para mostrar la imagen de consolidación característica, lo que subraya la importancia de contar con criterios de evaluación que permitan anticipar el daño antes de su expresión clínica (Vega et al., 2016).

Otras lesiones de relevancia en el trauma torácico contuso incluyen el hemotórax, definido como la ocupación de la cavidad pleural por sangre secundaria a lesiones del parénquima pulmonar, grandes vasos o estructuras cardíacas, y el neumotórax, entendido como la ocupación pleural por aire con colapso del pulmón. Ambas entidades pueden coexistir con las lesiones descritas anteriormente, configurando cuadros de mayor complejidad clínica (Vega et al., 2016). En su forma más grave, el neumotórax a tensión genera un efecto valvular que aumenta progresivamente la presión intratorácica, comprimiendo el retorno venoso y desencadenando un shock obstructivo con riesgo vital inmediato (Vega et al., 2016).

En conjunto, el tórax se distingue como una zona corporal en la que la diversidad de mecanismos de daño, la posibilidad de evolución subclínica inicial y la severidad potencial de sus lesiones justifican su inclusión sistemática en el estudio biomecánico del trauma. La evaluación de las fuerzas y deformaciones transmitidas a esta región durante un evento de impacto constituye, por tanto, un elemento indispensable en la estimación del riesgo de lesión asociado a escenarios de accidentabilidad en usuarios vulnerables de la vía.

2.6. Criterios y Métodos de evaluación de lesión

El mundo clínico lamentablemente tiene estudios y soluciones reactivas, ósea que ya existen los daños para cuando llega la medida. Por esto mismo el mundo automotriz se vio en la obligación de incorporar estudios que puedan dar cuenta de los daños que se podrían provocar en accidentes automovilísticos, es aquí donde nace los dummies o muñecos de prueba junto con algunos criterios que determinar que grado de daño podría provocar en un humano real sin tener que experimentar directamente con un humano o estudiar casos donde ya ocurrió un accidente. El mundo automotriz conversa con el clínico a través de estos criterios de lesión, otra forma de darle un numero a un accidente es la Escala Abreviada de Lesión AIS por sus sigla en inglés, la cual es una escala de severidad que conversa directamente con los criterios de lesión.

2.6.1. Escala Abreviada de Lesión (AIS)

La Escala Abreviada de Lesión (Abbreviated Injury Scale, AIS [21]) constituye el sistema de clasificación de referencia internacional para la descripción y cuantificación de la severidad de lesiones. Desarrollada originalmente en 1971 y revisada en sucesivas ediciones siendo la versión AIS 2008 la más ampliamente utilizada en investigación biomecánica moderna, la escala asigna a cada lesión anatómica un código numérico del 1 al 6 según su potencial de riesgo vital, donde AIS 1 corresponde a lesiones leves, AIS 2 a moderadas, AIS 3 a graves sin riesgo vital inmediato, AIS 4 a graves con riesgo vital, AIS 5 a críticas con supervivencia incierta y AIS 6 a lesiones máximas consideradas no supervivibles. Esta graduación permite transformar hallazgos clínicos e imagenológicos en una métrica cuantitativa comparable entre estudios, condición esencial para el desarrollo de criterios de lesión biomecánicos.

En el contexto de la seguridad vial y el diseño de sistemas de protección, la AIS cumple una función doble. Por una parte, permite establecer umbrales de referencia para criterios cinemáticos y basados en deformación tisular: los criterios de lesión utilizados en pruebas de impacto con maniquíes antropomórficos y en modelos computacionales como HIC, BrIC, RIC y Nij expresan sus umbrales en términos de probabilidad de alcanzar o superar un nivel AIS determinado, típicamente AIS 2+ para concusión severa, AIS 3+ para pérdida de conciencia prolongada, AIS 4+ para lesión axonal difusa, y AIS 5+ para lesiones incompatibles con la supervivencia a corto plazo. Por otra parte, la escala permite la construcción de curvas de riesgo probabilístico mediante análisis

de supervivencia, como las distribuciones de Weibull utilizadas por Takhounts et al. (2013) [36] en el desarrollo del BrIC, lo que habilita una interpretación continua del riesgo en lugar de umbrales binarios.

En simulación computacional de impactos, el nivel AIS 4+ corresponde convencionalmente a la lesión axonal difusa (Diffuse Axonal Injury, DAI) en estudios con animales, categoría que se utiliza como punto de anclaje para escalar las curvas de riesgo hacia niveles de menor o mayor severidad mediante razones de escala derivadas de las curvas de HIC (Takhounts et al., 2013). Esta metodología es la que permite vincular los parámetros cinemáticos medibles en un maniquí o en un modelo de elementos finitos con la probabilidad real de lesión en un ser humano, constituyendo el puente conceptual entre la simulación mecánica y el resultado clínico.

2.6.2. Criterios de Lesión Biomecánica

Los criterios de lesión biomecánica son funciones matemáticas que relacionan parámetros cinemáticos o mecánicos medibles durante un evento de impacto con la probabilidad de producir daño en tejidos u órganos específicos. Su utilidad radica en que pueden calcularse tanto a partir de datos experimentales obtenidos con maniquíes instrumentados como a partir de señales extraídas de simulaciones computacionales, permitiendo estimar el riesgo de lesión sin necesidad de exponer sujetos humanos a condiciones de impacto real.

2.6.3. Criterio de Lesión de Cabeza (HIC)

El Criterio de Lesión de Cabeza (Head Injury Criterion, HIC) [15] es el estándar regulatorio más ampliamente adoptado para la evaluación de lesiones craneales por aceleración translacional. Derivado del índice de severidad de Gadd (1966) y formalizado en los estándares federales de seguridad vehicular de Estados Unidos (FMVSS 208), el HIC cuantifica la aceleración lineal resultante en el centro de gravedad de la cabeza sobre un intervalo de tiempo optimizado, expresándose como:

$$HIC = \left[(t_2 - t_1) \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t)\, dt \right)^{2{,}5} \right]_{\text{máx}}$$

Donde $a(t)$ es la aceleración lineal resultante expresada en unidades de g, y los tiempos t_1 y t_2 se seleccionan para maximizar el valor del criterio, es decir, el cálculo

requiere un barrido computacional sobre todas las combinaciones posibles de ventana temporal dentro del pulso de aceleración, y no la simple evaluación en un intervalo fijo. La variante HIC_{15} limita el intervalo de integración a 15 ms, que es la duración actualmente vigente en los estándares de seguridad vehicular, reemplazando a la variante histórica HIC_{36} (36 ms), la cual fue el criterio original propuesto en 1986 antes de la revisión de 1999.

Umbral

El valor límite establecido para HIC_{15} en el maniquí Hybrid III percentil 50 masculino es de 700. Este valor fue determinado por Prasad y Mertz (1985) mediante el análisis de un conjunto combinado de 54 impactos experimentales a la cabeza, integrado por ensayos de caída libre sobre superficies rígidas y acolchadas, pruebas en trineo contra parabrisas y ensayos con cascos, cuyos valores de HIC oscilaron entre 175 y 3.400 con duraciones de pulso predominantemente inferiores a 12 ms. En este conjunto, el valor de HIC más bajo asociado a una fractura de cráneo observada fue 450, mientras que el valor más alto registrado sin fractura fue 2.351, lo que evidencia el carácter probabilístico del criterio: superar el umbral no garantiza la lesión, sino que eleva su probabilidad esperada. El valor de 700 corresponde específicamente a una probabilidad de fractura de cráneo del 31 %, y la NHTSA lo adoptó como nivel de riesgo de referencia para escalar geométricamente los límites de HIC_{15} hacia maniquíes de otros tamaños (niños, mujer percentil 5, etc.) (Eppinger et al., 1999).

Respuesta a Lesión

El HIC fue concebido originalmente para predecir fractura de cráneo y contusión cerebral focal, lesiones asociadas predominantemente con la componente translacional del movimiento cefálico. Su base biomecánica se remonta al trabajo de Gurdjian et al. (1955), quienes observaron que aproximadamente el 80 % de los casos de fractura lineal de cráneo en cadáveres presentaban concusión, lo que permitió emplear la fractura del cráneo como indicador indirecto de la lesión del encéfalo. En consecuencia, el HIC es insensible por definición a los mecanismos rotacionales que producen lesión axonal difusa y concusión sin fractura ósea.

Probabilidad de Lesión

La probabilidad de fractura de cráneo (AIS ≥ 2) asociada a un valor dado de HIC se obtiene mediante una distribución log-normal acumulada, ajustada por Hertz (1993) sobre el conjunto de datos de Prasad y Mertz descrito anteriormente mediante el método de máxima verosimilitud:

$$p(\text{fractura}) = N\left(\frac{\ln(HIC) - \mu}{\sigma}\right)$$

donde $N(\cdot)$ corresponde a la función de distribución normal acumulada estándar, y los parámetros ajustados son $\mu = 6{,}96352$ y $\sigma = 0{,}84664$. A diferencia de los demás criterios abordados en esta sección, el HIC cuenta únicamente con esta curva de riesgo para el nivel AIS ≥ 2 (fractura de cráneo).

2.6.4. Criterio de Lesión Rotacional (RIC)

El Criterio de Lesión Rotacional (Rotational Injury Criterion, RIC) fue propuesto por Kimpara e Iwamoto (2012) [19] como análogo rotacional del HIC, con el objeto de capturar las lesiones encefálicas producidas por aceleración angular, mecanismo que el HIC ignora por definición. Su formulación es matemáticamente equivalente a la del HIC, pero sustituyendo la aceleración lineal por la aceleración angular resultante $\alpha(t)$:

$$RIC = \left[(t_2 - t_1)\left(\frac{1}{t_2 - t_1}\int_{t_1}^{t_2} \alpha(t)\,dt\right)^{2{,}5}\right]_{\text{máx}}$$

El intervalo de integración máximo para el RIC se fija en 36 ms, denominándose por ello RIC_{36}, dado que las duraciones de las aceleraciones angulares registradas en impactos de fútbol americano superan los 15 ms establecidos para el HIC_{15} (Kimpara e Iwamoto, 2012). La fundamentación física del RIC descansa en la observación de que las curvas de tolerancia para aceleración angular versus duración del impacto, derivadas originalmente de estudios con primates no humanos por Ommaya et al. (1967), presentan en escala logarítmica una pendiente descendente análoga a la curva de tolerancia traslacional sobre la que se construye el HIC. Esta analogía estructural justifica la transposición de la formulación matemática (Kimpara e Iwamoto, 2012). Cabe destacar que estudios de sensibilidad realizados por los mismos autores mostraron que exponentes iguales o superiores a 2,0 producen mejor correlación con los predictores basados en elementos finitos, lo que respalda la elección del exponente 2,5 heredado directamente

del HIC.

La validación del RIC_{36} fue realizada mediante análisis de correlación con predictores de lesión obtenidos del modelo de elementos finitos THUMS (Total Human Model for Safety) de Toyota, el cual había sido previamente validado contra datos cadavéricos de presión intracraneal y desplazamiento relativo cerebro-cráneo. Los resultados mostraron que el RIC_{36} presenta correlación significativa con la Medida de Daño por Deformación Acumulada (Cumulative Strain Damage Measure, CSDM) para umbrales de deformación del 10 % y 15 % ($R \geq 0{,}92$ en ambos conjuntos de datos), lo que lo hace particularmente sensible a las deformaciones distribuidas asociadas con mTBI (concusión) leve a moderado (Kimpara e Iwamoto, 2012).

Umbral

Un valor RIC_{36} = 1,03 $\times$ 10^7 representa el 50 % de probabilidad de mTBI, obtenido mediante regresión logística sobre datos de impactos concusivos de la NFL (31 eventos, 58 jugadores, 25 concusiones) reconstruidos con maniquíes Hybrid III (Kimpara e Iwamoto, 2012).

Respuesta a Lesión

El RIC_{36} se asocia específicamente a lesión axonal difusa (DAI) de severidad leve a moderada, es decir, a traumatismo craneoencefálico leve (mTBI) o concusión.

Probabilidad de Lesión

La probabilidad de mTBI en función del RIC_{36} fue estimada mediante regresión logística (MMLM) sobre el conjunto de datos concusivos de la NFL ($N = 58$). Sin embargo, dado que el artículo original solo reporta gráficamente la curva de riesgo y su punto de 50 % de probabilidad, el RIC_{36} se reporta principalmente como criterio de umbral binario (pasa/no pasa respecto de 1,03 $\times$ 10^7), sin extrapolar niveles de probabilidad intermedios que no cuentan con respaldo publicado explícito.

2.6.5. Criterio de Lesión Cerebral (BrIC)

El Criterio de Lesión Cerebral (Brain Injury Criterion, BrIC) fue desarrollado por Takhounts et al. (2013) [36] en el ámbito de la Administración Nacional de Seguridad del Tráfico en Carreteras de Estados Unidos (NHTSA), con el objetivo de establecer

un criterio cinemático rotacional que correlacionara con parámetros físicos de deformación cerebral obtenidos de modelos de elementos finitos validados. A diferencia del RIC, que se construye a partir de la aceleración angular, el BrIC está formulado exclusivamente en términos de velocidad angular máxima, habiéndose demostrado experimentalmente, que la aceleración angular no presenta correlación significativa con ningún predictor físico de deformación cerebral, mientras que la velocidad angular sí (Takhounts et al., 2013).

El BrIC incorpora la dependencia direccional de la tolerancia cerebral, reconociendo que el cerebro presenta distinta susceptibilidad a la rotación según el plano de movimiento. Su formulación es:

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zC}}\right)^2}$$

donde ω_x, ω_y y ω_z son las velocidades angulares máximas resultantes en cada eje anatómico, calculadas como el máximo independiente por eje, sin importar el instante en que ocurren, criterio que demostró mejor correlación que tomar los valores simultáneos al instante del máximo global, y ω_{xC}, ω_{yC}, ω_{zC} son las velocidades angulares críticas direccionales, definidas como los valores que producen una CSDM = 0,49, correspondiente al 50 % de riesgo de lesión AIS 4+ al ser aplicados al modelo SIMon. Los valores críticos adoptados, promediados entre los estimados a partir de CSDM y MPS, son: ω_{xC} = 66,25 rad/s (rotación coronal), ω_{yC} = 56,45 rad/s (rotación sagital), ω_{zC} = 42,87 rad/s (rotación axial) (Takhounts et al., 2013). La notable asimetría entre estos valores, en particular el menor umbral de tolerancia axial, refleja la mayor susceptibilidad del cerebro a la rotación en el plano horizontal, consistente con los hallazgos experimentales en primates.

El BrIC fue desarrollado y validado utilizando datos de pruebas pendulares con siete modelos de maniquí antropomórfico (ATD), así como datos de impactos de fútbol americano universitario con sistema de medición de 6 grados de libertad. Los modelos de elementos finitos empleados, SIMon y GHBMC, exhibieron correlaciones entre sí de R^2 = 0,99 para CSDM y MPS, sustentando la robustez del criterio frente a diferencias entre modelos. Adicionalmente, el BrIC mostró mejor correlación con CSDM (R^2 = 0,84) y con MPS (R^2 = 0,98) que la versión resultante $BrIC_R$ basada en velocidad angular resultante, lo que justifica la adopción de la formulación direccional (Takhounts et al., 2013).

Umbral

El valor BrIC = 1,0 fue calibrado para corresponder al 50 % de probabilidad de lesión cerebral anatómica de severidad AIS 4+, siguiendo el mismo criterio de calibración empleado en la definición de las velocidades angulares críticas direccionales. Es importante precisar que, la NHTSA no propuso el BrIC como un Valor de Referencia de Evaluación de Lesión (IARV) regulatorio definitivo en el trabajo original, sino como un criterio cinemático de referencia que requiere validación adicional antes de su adopción normativa; no obstante, su uso está ampliamente extendido en investigación biomecánica, como umbral de comparación relativa entre configuraciones de impacto. Como referencia adicional, un valor BrIC = 0,5 corresponde aproximadamente al 50 % de riesgo de concusión (AIS 2+), cifra coherente con los 28,3 rad/s de velocidad angular reportados por Rowson et al. (2012) para el mismo nivel de riesgo en jugadores de fútbol universitario, lo que valida cruzadamente la escala del criterio frente a datos de campo independientes.

Respuesta a Lesión

El BrIC captura el espectro completo de lesión anatómica cerebral inducida rotacionalmente, desde AIS 1+ hasta AIS 5+, abarcando lesión axonal difusa (DAI), hematomas subdurales y contusiones. A diferencia del RIC, que se especializa en el extremo leve del espectro (mTBI/concusión), el BrIC fue diseñado explícitamente para escalar hacia todos los niveles de severidad mediante razones derivadas de las curvas de riesgo del HIC, lo que lo hace más versátil para la caracterización integral del riesgo craneoencefálico en un mismo evento. Los valores críticos direccionales fueron calibrados a partir de datos animales de lesión axonal difusa (monos rhesus, babuinos y cerdos miniatura) escalados a humanos mediante la relación de escalamiento de igual esfuerzo-igual velocidad, y posteriormente contrastados con datos de campo (impactos de fútbol universitario) y ensayos con siete tipos de maniquí antropomórfico, lo que le confiere una base de validación considerablemente más amplia que la del RIC.

Probabilidad de Lesión

Las curvas de riesgo para el BrIC adoptan una distribución de Weibull y se escalan desde AIS 4+ hacia otros niveles de severidad, las ecuaciones de probabilidad son:

$$P(AIS\ 1+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0{,}120}\right)^{2{,}84}} \qquad P(AIS\ 2+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0{,}602}\right)^{2{,}84}}$$

$$P(AIS\ 3+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0{,}987}\right)^{2{,}84}} \qquad P(AIS\ 4+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1{,}204}\right)^{2{,}84}}$$

$$P(AIS\ 5+) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{1{,}252}\right)^{2{,}84}}$$

El exponente 2,84 corresponde al parámetro de forma de la distribución de Weibull ajustada originalmente sobre los datos animales de MPS, y se mantiene constante entre los distintos niveles de severidad, variando únicamente el parámetro de escala λ en el denominador.

2.6.6. Criterio de Lesión de Cuello (Nij)

El criterio de lesión de cuello Nij fue desarrollado por Eppinger et al. (1999) [15] en el marco del programa de mejora de criterios de lesión de la NHTSA para el estándar federal FMVSS No. 208, con el objetivo de capturar el efecto combinado de las cargas axiales y los momentos de flexión-extensión que actúan simultáneamente sobre la columna cervical durante un impacto. La formulación supera las limitaciones de los criterios previos, que evaluaban las fuerzas axiales y los momentos de flexión de forma independiente sin considerar su superposición, condición que subestima el riesgo de lesión en escenarios de carga combinada (Eppinger et al., 1999).

El Nij se define como la suma normalizada de la carga axial y el momento de flexión-extensión medidos en la celda de carga superior del cuello, referidos a los cóndilos occipitales:

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}}$$

donde F_z es la carga axial (positiva en tensión, negativa en compresión), M_y es el momento de flexión-extensión en los cóndilos occipitales (positivo en flexión, negativo en extensión), F_{int} es el valor crítico de intercepción de fuerza axial y M_{int} es el valor crítico de intercepción de momento, ambos dependientes del modo de carga y del tamaño del maniquí. El momento efectivo en los cóndilos occipitales se obtiene corrigiendo el momento medido en la celda de carga mediante la adición del producto de la fuerza de cizalle (F_x) por la altura de la celda sobre los cóndilos (Eppinger et al., 1999).

El subíndice "ij" identifica el cuadrante de carga activo en cada instante temporal, correspondiendo a cuatro modos de combinación: tensión-flexión (N_{TF}), tensión-

extensión (N_{TE}), compresión-flexión (N_{CF}) y compresión-extensión (N_{CE}). El Nij se calcula en cada instante para el cuadrante en que se encuentran simultáneamente F_z y M_y, y el valor máximo entre los cuatro modos a lo largo de toda la historia temporal es el que se reporta como resultado del ensayo.

Los valores críticos de intercepción para el maniquí Hybrid III percentil 50 masculino, que es el dispositivo utilizado en la presente simulación, son: F_{int} = 4.500 N tanto para tensión como para compresión, M_{int} = 310 N·m para flexión y M_{int} = 125 N·m para extensión (Eppinger et al., 1999). La notable asimetría entre los valores de flexión y extensión refleja la mayor resistencia de la columna cervical ante momentos de flexión anterior en comparación con la hiperextensión, diferencia condicionada por la geometría ligamentaria y la presencia del ligamento longitudinal anterior como estructura de restricción primaria.

Umbral

Un valor Nij = 1,0 corresponde al 22 % de probabilidad de lesión AIS 3+ de cuello, según el análisis de regresión logística realizado por la NHTSA sobre datos de sujetos porcinos (Mertz, 1982; Prasad, 1984) reescalados al tamaño humano mediante la relación de igual esfuerzo-igual velocidad. Por tratarse de un criterio normalizado por diseño, este mismo umbral de 22 % aplica de forma equivalente a todos los tamaños de ocupante evaluados (adulto, niño, infante), lo que constituye una de las principales ventajas del Nij frente a criterios no normalizados. El límite regulatorio propuesto de Nij $\leq$ 1,0 fue adoptado en el FMVSS No. 208 como umbral de desempeño para sistemas avanzados de retención. Cabe señalar que, al contrastar este umbral con datos reales de campo (NASS) en condiciones equivalentes a ensayos NCAP, la probabilidad de lesión cervical observada en la población real resultó menor (entre 3 % y 12 %, según condición de cinturón) que el 22 % derivado de la curva porcina, por lo que la NHTSA reconoce que el criterio es conservador respecto de la experiencia de campo, aunque decidió mantenerlo como referencia normativa dada la escasez de datos alternativos.

Respuesta a Lesión

El Nij se asocia a lesiones cervicales de diversa naturaleza: fracturas vertebrales, contusiones, laceraciones y transecciones de médula espinal, así como lesiones de tronco encefálico y fracturas basilares de cráneo derivadas de la transmisión de carga a través del cuello. El modo de carga tensión-extensión (N_{TE}) es el clínicamente más

relevante en la interacción entre ocupante y airbag, y corresponde típicamente al valor más alto de los cuatro índices calculados, ya que una carga de tensión combinada con un momento de extensión produce el mayor estiramiento diferencial de los tejidos blandos anteriores del cuello respecto de los posteriores, mecanismo consistente con los patrones de lesión observados en cadáveres y sujetos porcinos utilizados en la derivación del criterio.

Probabilidad de Lesión

Las curvas de riesgo del Nij fueron construidas mediante regresión logística sobre los datos porcinos reescalados descritos anteriormente, reportándose ecuaciones para cuatro niveles de severidad AIS:

$$p(AIS \geq 2) = \frac{1}{1 + e^{2{,}054 - 1{,}195\, N_{ij}}} \qquad p(AIS \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{3{,}227 - 1{,}969\, N_{ij}}}$$

$$p(AIS \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{2{,}693 - 1{,}195\, N_{ij}}} \qquad p(AIS \geq 5) = \frac{1}{1 + e^{3{,}817 - 1{,}195\, N_{ij}}}$$

Nótese que los coeficientes de pendiente de las curvas AIS 2+, 4+ y 5+ comparten el mismo valor (1,195), mientras que la curva AIS 3+ presenta una pendiente distinta (1,969). Esta estructura debe tenerse presente al reportar probabilidades para niveles distintos de AIS 3+, dado que no son curvas independientes sino transformaciones de una curva madre común.

2.6.7. Criterio de Lesión Torácica (CTI)

La evaluación de lesión torácica en impactos de alta energía ha transitado desde criterios independientes como la aceleración espinal o deflexión eternal, hacia formulaciones combinadas que capturan la interacción simultánea de ambas variables. Eppinger et al. (1999) [15] demostraron, mediante análisis estadístico de 71 pruebas de impacto frontal altamente instrumentadas con sustitutos humanos, que ninguna variable individual igualaba la capacidad predictiva de la combinación lineal de aceleración y deflexión, denominada Índice Torácico Combinado (Combined Thoracic Index, CTI). La formulación del CTI es:

$$CTI = \frac{A_{\text{máx}}}{A_{int}} + \frac{D_{\text{máx}}}{D_{int}}$$

Donde $A_{\text{máx}}$ es el valor de clip de 3 ms de la aceleración espinal torácica (es decir, el máximo valor sostenido durante una ventana móvil de 3 ms, y no el pico instantáneo), $D_{\text{máx}}$ es la deflexión máxima del esternón medida en el maniquí, A_{int} es el valor de intercepción de aceleración y D_{int} es el valor de intercepción de deflexión, ambos específicos para cada tamaño de maniquí. Para el Hybrid III percentil 50 masculino los valores son: A_{int} = 90 g y D_{int} = 103 mm (Eppinger et al., 1999). Los límites regulatorios individuales vigentes en FMVSS No. 208, que el CTI complementa, son aceleración torácica máxima de 60 g y deflexión esternal máxima de 76 mm para este mismo maniquí.

Umbral

Un valor CTI = 1,0 fue establecido como referencia para evaluaciones probabilísticas de riesgo, correspondiendo a un 25 % de probabilidad de lesión torácica AIS 3+ en la población conductora real. Este valor de 25 % resulta de un ajuste deliberado sobre la curva original de 50 % obtenida directamente de los 71 ensayos con sustitutos humanos (cadáveres instrumentados): dado que la edad promedio de dichos sustitutos era de 58 años, frente a una edad promedio de 30 años en la población conductora expuesta a colisiones frontales según datos NASS, y considerando además la mayor fragilidad ósea de los especímenes cadavéricos respecto de tejido vivo, la NHTSA desplazó la curva de probabilidad para representar de forma más realista el riesgo en ocupantes vivos. Es importante señalar que, a diferencia del Nij, la NHTSA finalmente no adoptó el CTI como límite regulatorio formal, los límites vigentes en FMVSS No. 208 son los valores individuales A_c = 60 g y D_c = 63 mm, y el CTI = 1,0 se reserva como herramienta de estimación probabilística para fines de análisis económico y comparación de diseño, no como criterio de aprobación/rechazo normativo.

Respuesta a Lesión

El CTI se asocia a lesión torácica, principalmente fracturas costales (AIS 3+) y, en niveles de severidad más altos, lesión de órganos blandos. Su formulación combinada captura simultáneamente el efecto de la deflexión, asociada a la deformación mecánica directa de la caja torácica, y de la aceleración espinal, asociada a la energía transferida al tórax durante el impacto. La superioridad predictiva del CTI frente a sus componentes individuales fue confirmada estadísticamente mediante log-verosimilitud, valor p, función gamma y porcentajes concordantes/discordantes (Eppinger et al., 1999), y

validada adicionalmente contra datos de campo NASS: mientras que el uso aislado de la deflexión o la aceleración sobreestima groseramente el riesgo real de lesión AIS 3+ (hasta 52-55 % de probabilidad estimada, frente a un 16-17 % observado en campo para condiciones NCAP), el CTI combinado entrega estimaciones de 15-16 %, consistentes con la evidencia empírica.

Probabilidad de Lesión

Las curvas de riesgo probabilístico para el CTI, ajustadas a la población viva mediante el desplazamiento descrito en la sección de Umbral, fueron obtenidas por regresión logística sobre los 63 ensayos válidos del conjunto de datos de sustitutos humanos, para cuatro niveles de severidad:

$$p(AIS \geq 2) = \frac{1}{1 + e^{4{,}847 - 6{,}036\,CTI}} \qquad p(AIS \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{8{,}224 - 7{,}125\,CTI}}$$

$$p(AIS \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{9{,}872 - 7{,}125\,CTI}} \qquad p(AIS \geq 5) = \frac{1}{1 + e^{14{,}242 - 6{,}589\,CTI}}$$

Es importante advertir que la curva correspondiente a AIS 5+ debe interpretarse con especial cautela, dado que el conjunto de 63 observaciones utilizado para el ajuste contenía un único caso clasificado como AIS 5, lo que limita severamente la confiabilidad estadística de dicha curva en particular, situación explícitamente reconocida por los propios autores. Para efectos comparativos, el criterio también admite el cálculo de probabilidad a partir de sus componentes individuales (deflexión máxima o aceleración máxima), aunque dichas curvas tienden a sobrestimar sustancialmente el riesgo real, por lo que no se utilizaron en este trabajo.

2.6.8. Simulaciones Físicas con Maniquíes Antropomórficos

La aplicación de los criterios de lesión descritos en la sección anterior requiere, en primera instancia, de dispositivos de medición capaces de registrar las magnitudes biomecánicas de interés durante un evento de impacto reproducible. Los maniquíes antropomórficos de prueba (Anthropomorphic Test Devices, ATD) (figura 2.14), constituyen el instrumento experimental de referencia para este propósito. Diseñados para replicar la geometría, la masa y la respuesta dinámica del cuerpo humano bajo cargas de impacto, los ATD permiten instrumentar regiones anatómicas críticas con acelerómetros,

transductores de fuerza y sensores de presión, haciendo posible la medición directa de los parámetros de entrada de los criterios de lesión.



Figura 2.14: Maniquí antropomórfico de prueba (ATD) Hybrid III percentil 50 masculino, empleado en ensayos físicos de impacto

El maniquí Hybrid III percentil 50 masculino es el dispositivo más ampliamente utilizado en investigación de seguridad vehicular y biomecánica del impacto. Su cabeza incorpora un acelerómetro triaxial en el centro de gravedad que permite calcular HIC y RIC; su cuello cuenta con transductores de fuerza y momento en la articulación occipito-atlantal, necesarios para el cálculo del Nij; y su tórax está equipado con potenciómetros de deflexión para la medición de compresión esternal (Eppinger et al., 1999). El maniquí fue originalmente desarrollado para pruebas de impacto frontal en automóviles, pero ha sido adaptado para múltiples configuraciones de ensayo, incluyendo reconstrucciones de accidentes con peatones y ciclistas.

Bailly et al. (2025) [4] presentan un estudio experimental que cuantifica simultáneamente la cinemática cefálica y las cargas cervicales y torácicas durante una caída de scooter eléctrico, mediante ensayos en trineo con un maniquí antropométrico Hybrid III 50th percentil (1,74 m, 76 kg) desplazándose a 20,2 km/h e impactando un bordillo de 140 mm de altura. Se evaluaron dos configuraciones de impacto, bordillo perpendicular a la trayectoria (90°) (figura 2.15) y bordillo a 55° respecto a la trayectoria, con y sin casco de ciclista, totalizando seis ensayos. Este estudio constituye, hasta la fecha, el único trabajo experimental que evalúa métricas de lesión de cabeza, cuello y tórax de manera conjunta en el contexto específico de una caída de scooter, proporcionando valores de referencia para la validación de reconstrucciones numéricas.

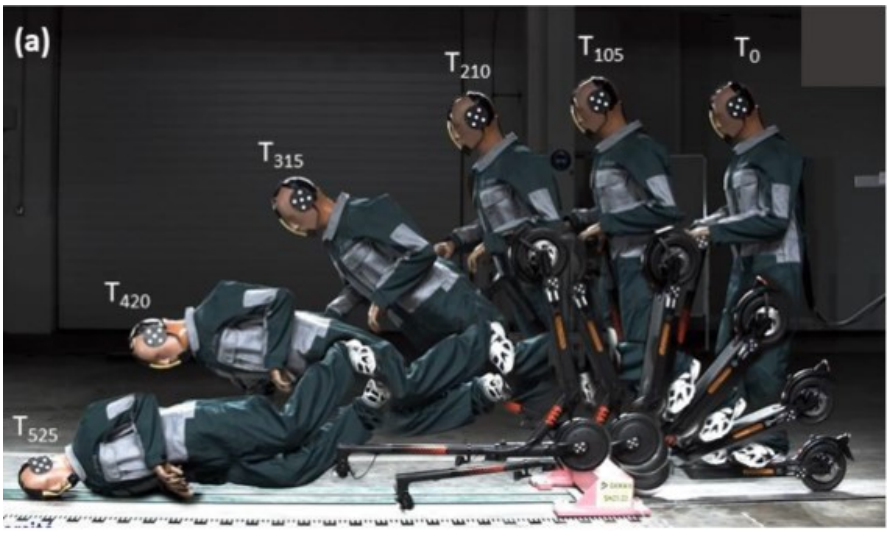


Figura 2.15: Configuración experimental en trineo empleada por Bailly et al. (2025) para evaluar la caída de un usuario de scooter eléctrico contra un bordillo

En todas las configuraciones evaluadas, la cabeza del maniquí impactó el suelo con una velocidad resultante oblicua promedio de 7,0 $\pm$ 0,6 m/s, compuesta por una componente normal de 5,9 $\pm$ 0,8 m/s y una componente tangencial de aproximadamente 3,7 m/s. La componente normal se encuentra dentro del rango contemplado por los estándares de ensayo de cascos de ciclista vigentes (ASTM F1447: 4,8–6,2 m/s; EN 1078: 4,57–5,42 m/s); sin embargo, la componente tangencial de aproximadamente 5 m/s no es considerada en ninguno de estos estándares, pese a que constituye la principal fuente de aceleración rotacional de la cabeza, directamente asociada al riesgo de lesión cerebral difusa (Bailly et al., 2025).

En las configuraciones sin casco, los valores de aceleración lineal de la cabeza alcanzaron entre 469 y 531 g en la configuración perpendicular, superando en 2,6 veces el IARV de 180 g establecido para un 5 % de riesgo de fractura de cráneo. El criterio HIC_{15} registró valores entre 3.182 y 3.609, aproximadamente 4,8 veces el umbral de 700 asociado a un 50 % de riesgo de lesión AIS3+. La velocidad rotacional de la cabeza alcanzó entre 43 y 46 rad/s, superando el umbral de 28,3 rad/s vinculado a un 50 % de riesgo de concusión, y la aceleración rotacional llegó a 25,8–25,9 krad/s^2, excediendo en más de cuatro veces el IARV de 6 krad/s^2. En la configuración a 55° sin casco, los valores fueron aún más severos, con una aceleración lineal de 714,5 g y un HIC_{15} de 10.812. El criterio BrIC se mantuvo por debajo del IARV de 1,0582 en todas las configuraciones, tanto con como sin casco (Bailly et al., 2025).

El uso de casco redujo significativamente la aceleración lineal y el HIC_{15} en promedio 4 y 7 veces respectivamente, logrando situarlos por debajo de sus IARVs en la configuración perpendicular. No obstante, las velocidades rotacionales y la aceleración rotacional permanecieron por encima de sus umbrales de referencia incluso con casco, lo que indica que el riesgo de lesión cerebral difusa no es eliminado por el equipamiento de protección convencional diseñado para ciclistas (Bailly et al., 2025).

Respecto a la región cervical, el mecanismo de carga predominante durante el impacto frontal de la cabeza corresponde a una combinación de flexión y compresión del cuello. En la configuración perpendicular sin casco, la fuerza de compresión cervical superior alcanzó entre 4.675 y 4.820 N, superando el IARV de 4.000 N, mientras que el criterio Nij registró valores de 0,89–0,90, manteniéndose por debajo del umbral de 1,0. Con el uso de casco en la misma configuración, la compresión cervical aumentó a valores entre 6.314 y 7.194 N y el Nij superó el umbral, alcanzando valores entre 1,26 y 1,61, lo que corresponde a un riesgo estimado de lesión AIS3+ de entre 3 % y 22 %. En la configuración a 55°, el Nij sin casco superó el umbral (1,11), mientras que con casco se redujo a 0,67 (Bailly et al., 2025).

En cuanto a la región torácica, la aceleración del tórax se mantuvo en todos los ensayos por debajo del IARV de 60 g, con valores entre 29,2 y 53,6 g. La deflexión torácica superó el IARV de 63 mm en un único caso (86,91 mm), resultado que los propios autores atribuyen a una anomalía del ensayo. Los autores advierten que la respuesta torácica del maniquí Hybrid III fue desarrollada y validada para ensayos frontales de ocupante de automóvil, limitando su representatividad en el contexto de caídas de pie sobre scooter (Bailly et al., 2025).

Finalmente, los autores reconocen explícitamente que el estudio evaluó exclusivamente la caída hacia adelante por colisión con bordillo a una velocidad de 20 km/h, señalando que escenarios adicionales incluyendo colisiones con otros vehículos, que también contribuyen a un número significativo de lesiones de cabeza y cuello deben ser investigados en trabajos futuros. Esta limitación pone de manifiesto que la evidencia experimental disponible sobre el comportamiento biomecánico de la cabeza, el cuello y el tórax en accidentes de scooter es aún escasa, y que los estudios de reconstrucción numérica constituyen una herramienta complementaria necesaria para ampliar la comprensión de estos mecanismos de lesión en escenarios de mayor complejidad cinemática (Bailly et al., 2025).

La limitación fundamental de los ensayos físicos con maniquíes radica en su carácter discreto: cada prueba representa una única combinación de velocidad, masa, ángulo y

configuración de impacto, haciendo prohibitivo el estudio sistemático de un espacio paramétrico amplio mediante experimentación física exclusiva. Esta restricción, junto con el elevado costo de fabricación y mantenimiento de los ATD y la necesidad de infraestructura especializada de impacto, motivó el desarrollo de metodologías computacionales capaces de complementar y eventualmente reemplazar parte de la experimentación física.

2.6.9. Simulaciones Computacionales

La simulación computacional del impacto biomecánico representa el estado del arte metodológico en la evaluación de riesgo de lesión, al combinar la capacidad de reproducir con fidelidad la respuesta dinámica del sistema cabeza-cuello-tórax con la flexibilidad de explorar sistemáticamente espacios paramétricos extensos sin las restricciones logísticas y económicas de la experimentación física. En el ámbito de la lesión craneoencefálica traumática, los modelos computacionales han progresado desde representaciones simplificadas de masa-resorte-amortiguador hacia modelos de elementos finitos (Finite Element, FE) de alta resolución anatómica que permiten calcular distribuciones de deformación, presión y tensión en el interior del tejido cerebral (Arrué et al., 2020) [2].

La validación de los modelos computacionales de cabeza y cerebro se realiza convencionalmente contra datos experimentales cadavéricos de presión intracraneal provenientes principalmente de los estudios de Nahum et al. (1977) y Trosseille et al. (1992) y de desplazamiento relativo cerebro-cráneo obtenidos mediante rastreo de blancos de densidad neutra con rayos X biplanos por Hardy et al. (2001, 2007). Los modelos más avanzados, como el SIMon (Simulated Injury Monitor, NHTSA), el GHBMC (Global Human Body Model Consortium) y el KTH, han incorporado progresivamente mayor detalle anatómico incluyendo sustancia blanca y gris, falx cerebri, tentorio, ventrículos, líquido cefalorraquídeo y vasculatura logrando correlaciones de $R^2 > 0{,}99$ entre sí para los criterios CSDM y MPS cuando se aplican las mismas condiciones de carga (Takhounts et al., 2013) [36].

Una contribución metodológicamente relevante para el mundo de simulación computacionales biomecánicas es la demostración de que modelos de orden reducido y emuladores basados en datos son capaces de reproducir con precisión los criterios de lesión cinemáticos obtenidos de mediciones de campo. Arrué et al. (2020) [2] desarrollaron un emulador de cinemática de impacto cefálico basado en análisis de componentes prin-

cipales (PCA) aplicado a 537 impactos medidos en deportes de contacto, demostrando que solo 15 modos son suficientes para reconstruir el 90 % de la respuesta en velocidad angular y que esta representación reproducía los valores de HIC, RIC y BrIC sin diferencias estadísticamente significativas respecto a los datos originales ($p > 0{,}01$), mientras que las aproximaciones bifásicas triangulares y semiseno comúnmente utilizadas como simplificación producían diferencias significativas ($p < 0{,}01$) y sensibilidades sustancialmente menores para la clasificación de lesión. Este resultado subraya la importancia de capturar adecuadamente la forma temporal completa del pulso cinemático, y no solo su magnitud y duración, para una estimación confiable del riesgo de lesión.

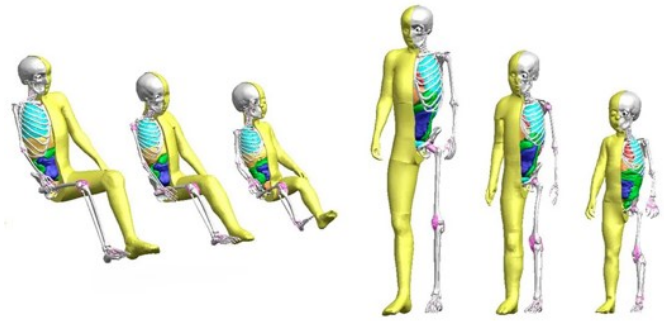


Figura 2.16: Modelo de cuerpo humano THUMS (Total Human Model for Safety) empleado en simulaciones de impacto vehicular

En el ámbito de los modelos de cuerpo humano virtual para simulación de accidentes de tránsito, el THUMS (Total Human Model for Safety) (figura 2.16) de Toyota representa uno de los sistemas más validados y utilizados en investigación aplicada. Kimpara e Iwamoto (2012) [19] emplearon precisamente el modelo de cerebro aislado del THUMS consistente en 49.579 elementos que incluyen cerebro, cerebelo, tronco encefálico, LCR, dura y pia mater, falx cerebri y tentorio para derivar y validar el RIC_{36} y el $PRHIC_{36}$, ejecutando todas las simulaciones mediante el solver LS-DYNA en su versión de memoria compartida paralela. Este antecedente es directamente pertinente para la presente memoria, dado que el entorno de simulación utilizado LS-DYNA y el modelo de maniquí Hybrid III son compatibles con los procedimientos descritos por los autores de los criterios de lesión adoptados.

Dentro de los antecedentes directos en simulación de colisiones entre scooter eléctricos y vehículos mediante LS-DYNA, destaca el trabajo de Guzmán Terrón (2022) [16], quien evaluó el impacto de un usuario de scooter eléctrico de pie contra la puerta late-

ral trasera de un vehículo estacionario, comparando la respuesta del maniquí Hybrid III 50th percentil (figura 2.17) frente al modelo de cuerpo humano THUMS AM50 V4.02 (figura 2.18) , con y sin el uso de casco. El vehículo empleado correspondió a un modelo de elementos finitos validado de una Dodge Grand Caravan de 1997, desarrollado por la George Washington University, mientras que el patinete fue reconstruido por ingeniería inversa a partir de un Segway Ninebot Kickscooter E22E. Los contactos se definieron bajo la formulación `AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE` con un coeficiente de fricción de 0,3, y la velocidad de impacto se fijó en 25 km/h por corresponder al límite de velocidad más frecuente en regulaciones europeas y norteamericanas. Los resultados evidenciaron diferencias cinemáticas sustanciales entre ambos modelos de cuerpo humano: mientras que el Hybrid III retornaba en posición erguida tras el impacto, el THUMS experimentaba una rotación del plano coronal sobre un eje paralelo al eje longitudinal del vehículo durante la fase de rebote. En términos de riesgo de lesión, los valores de HIC15 se mantuvieron por debajo de los umbrales críticos en todos los casos, mientras que el BrIC reveló una discrepancia relevante entre modelos: el Hybrid III arrojó un riesgo aproximado de 15 % de lesión cerebral AIS3+, frente a un 50 % obtenido con el THUMS, subrayando la sensibilidad de este criterio a la fidelidad biomecánica del modelo de ocupante utilizado. El uso de casco disminuyó los valores de ambos criterios en todas las configuraciones, aunque los autores advirtieron que la región facial inferior permanecía desprotegida incluso con casco, dada la naturaleza del contacto entre el manillar del patinete que actúa como punto de pivote y el rostro del ocupante.

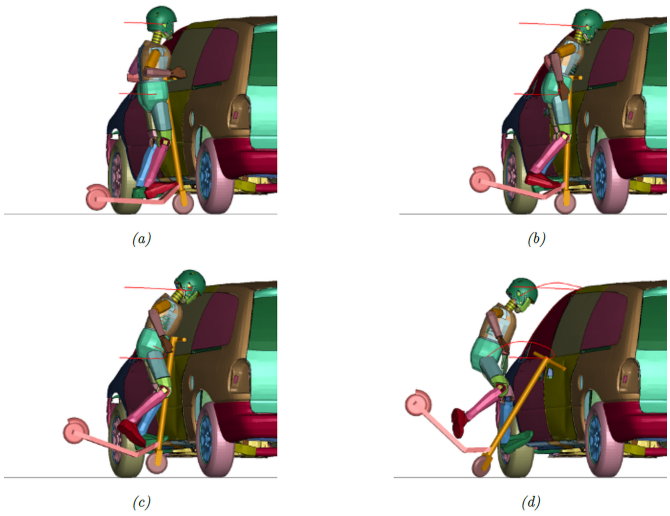


Figura 2.17: Configuración de simulación del impacto de maniquí Hybrid III contra la puerta de un vehículo (Guzmán Terrón, 2022)

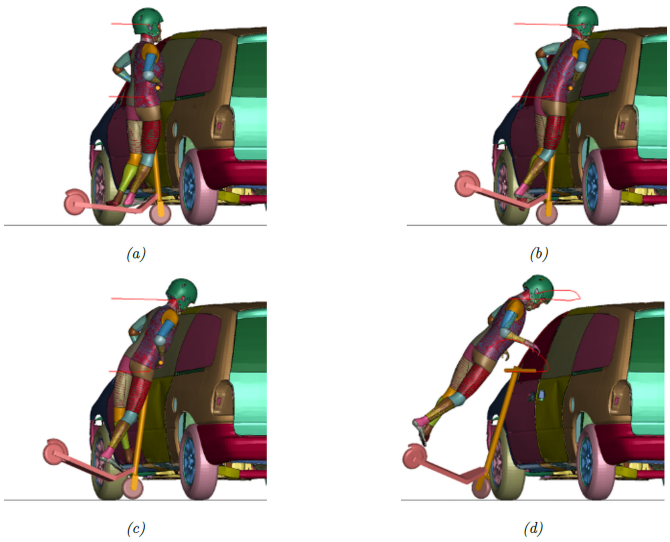


Figura 2.18: Configuración de simulación del impacto de maniquí modelo THUMS contra la puerta de un vehículo (Guzmán Terrón, 2022)

Por su parte, la tesis de Chontos (2023) [9] aporta dos líneas de simulación complementarias de particular relevancia metodológica. En la primera, se calibró un modelo de elementos finitos del maniquí Hybrid III de pie contra los corredores de certificación oficiales (impacto de cabeza, péndulo de cuello en flexión/extensión, impacto torácico e impacto de rodilla), ajustando los parámetros de los modelos de material mediante optimización DOE en LS-OPT hasta que las respuestas cayeran dentro de

los rangos normativos. Este maniquí calibrado se empleó posteriormente en 45 simulaciones de caída del patinete tras el impacto frontal de la rueda delantera contra un obstáculo tipo bordillo (figura 2.19) , variando sistemáticamente la velocidad de impacto (3,2–11,16 m/s), el ángulo de aproximación (30°–90°) y la altura del obstáculo (52–152 mm), además de incorporar activación articular de los brazos en un subconjunto de casos para simular una reacción de protección. El análisis de sensibilidad global (Sobol) y de correlación lineal (ANOVA) permitió establecer que el ángulo de aproximación fue, con diferencia, la variable con mayor influencia sobre el riesgo de lesión conjunto (RIM), explicando entre 56 % y 91 % de la sensibilidad total según la región corporal, superando ampliamente a la velocidad de impacto y a la altura del obstáculo. En la segunda línea de trabajo, orientada específicamente a colisiones patinete–vehículo (figura 2.20), se sustituyó el Hybrid III por el modelo simplificado GHBMC M50-PS por su mayor biofidelidad, simulando impactos de un sedán (FCR) y un SUV contra el ocupante a 30 km/h, en configuración perpendicular y con giro de 15° para representar un vehículo doblando en una intersección. Los resultados mostraron consistentemente fracturas de fémur y tibia en la totalidad de los escenarios, mientras que el riesgo de lesión craneal y cervical permaneció bajo salvo en el caso de impacto frontal con el SUV, en el que el ocupante fue proyectado sobre el capó y impactó el suelo con la cabeza por delante, evidenciando que el mecanismo dominante de lesión craneoencefálica en colisiones vehiculares no es necesariamente el contacto directo con el vehículo, sino el impacto secundario contra el pavimento.

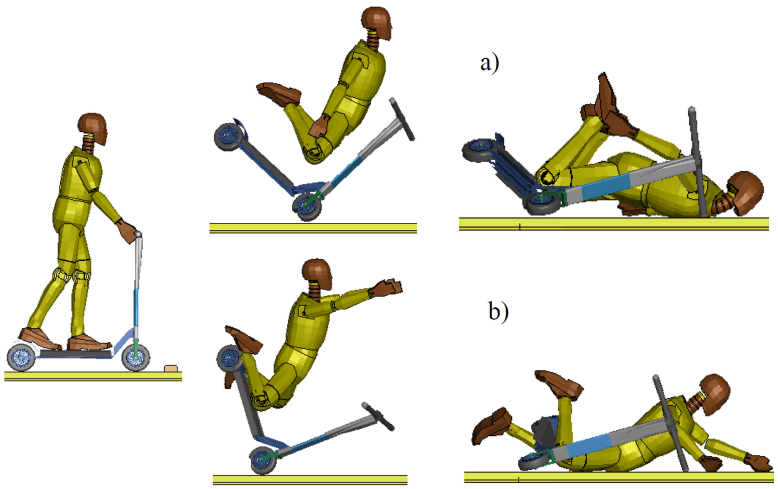


Figura 2.19: Configuración de simulación de caída de scooter eléctrico tras impacto frontal contra un obstáculo tipo bordillo (Chontos, 2023)

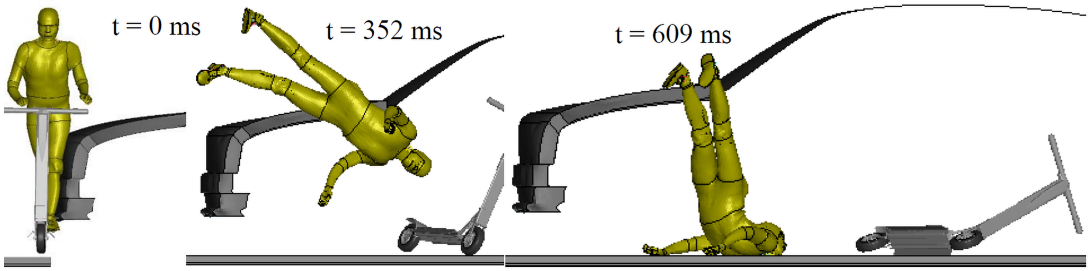


Figura 2.20: Simulación de colisión entre un vehículo y el ocupante del scooter eléctrico mediante el modelo GHBMC M50-PS (Chontos, 2023)

Finalmente, el estudio paramétrico de Matt et al. (2022) [24], desarrollado en el marco de IRCOBI, aporta una contribución metodológica significativa en cuanto a la modelización de casco mediante LS-DYNA. Los autores construyeron un modelo de elementos finitos de patinete eléctrico (basado en un Xiaomi M365), un modelo de casco parametrizado mediante ensayos de compresión de espuma (`*MAT_FU_CHANG_FOAM`) y un ensayo dinámico multiaxial no convencional de dos grados de libertad angular desarrollado específicamente porque los ensayos normativos de la EN 1078 no capturan adecuadamente las condiciones de carga triaxial observadas en las simulaciones de accidente, junto con el THUMS AM50 V4.02 posicionado sobre el patinete (figura 2.21). El estudio simuló colisiones contra un bordillo rígido variando la velocidad de aproximación del patinete (10, 20 y 30 km/h), el ángulo de colisión (60° y 90°) y la presencia o ausencia de casco, evaluando HIC15, BrIC y CSDM15 sobre la cabeza en el instante del impacto contra el suelo (no contra el vehículo, dado que se trata de un accidente monousuario). Los resultados mostraron que mayores velocidades de colisión incrementaban de forma consistente la velocidad de impacto contra el suelo y, por tanto, el HIC15, mientras que el uso de casco redujo la aceleración lineal resultante y el HIC15 entre un 51 % y un 91 % en la mayoría de los escenarios. No obstante, para BrIC y CSDM15 el efecto del casco fue inconsistente en varios casos incrementó ligeramente ambos valores, lo que los autores atribuyeron a que los cascos convencionales están optimizados para mitigar aceleraciones lineales y fracturas de cráneo, pero no necesariamente las aceleraciones angulares asociadas a lesión cerebral difusa. Cabe destacar que todos los valores de CSDM15 obtenidos superaron el umbral de 55 % asociado a un 50 % de riesgo de lesión AIS4+, lo que los autores señalan como consecuencia, al menos en parte, de la ausencia de activación muscular y de reacción protectora en el

modelo THUMS pasivo, factor que tiende a sobrestimar la severidad de la cinemática de impacto respecto de un ocupante real.

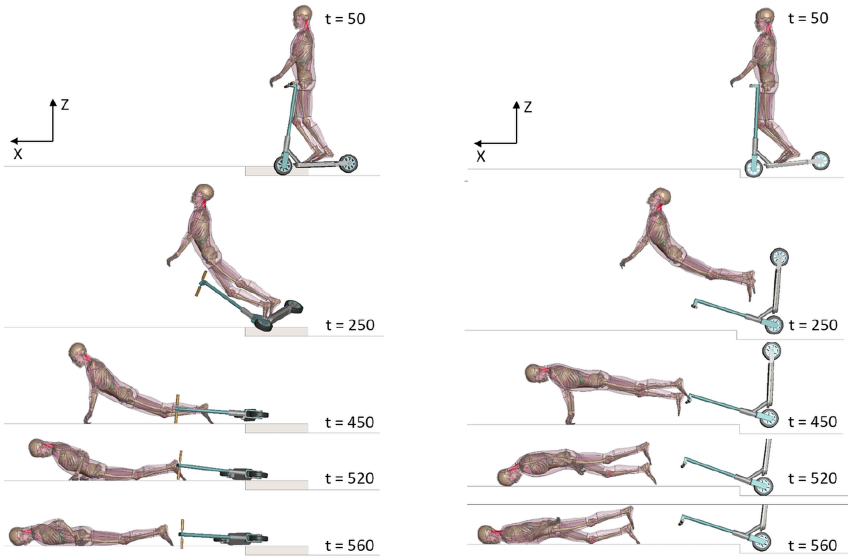


Figura 2.21: Resultados del estudio paramétrico de Matt et al. (2022) sobre el efecto de la velocidad, el ángulo de colisión y el uso de casco en los criterios de lesión craneal

En conjunto, estos tres antecedentes desarrollados íntegramente en el entorno LS-DYNA y empleando maniquíes o modelos de cuerpo humano compatibles metodológicamente con el Hybrid III 50th percentil masculino adoptado en la presente memoria confirman la pertinencia de simular tanto el evento de impacto vehicular como la eventual fase de contacto secundario con el pavimento, evidencian la sensibilidad del criterio BrIC a la fidelidad biomecánica del modelo de ocupante empleado, y refuerzan la necesidad de reportar los criterios de lesión de forma probabilística en lugar de mediante umbrales binarios, en línea con el enfoque metodológico adoptado en este trabajo.

Capítulo 3

Metodología

3.1. Definición de Simulaciones

Dentro de la simulaciones que se revisaron para el estado del arte, la simulación de choque contra bordillo es lo que mas se repite, mostrando un alto impacto en los resultados cerebrales y cervicales. El mecanismo de caída tipo "vaulting" genera que el impulso hacia adelante proyecte la cabeza directo al suelo. Por otro lado, los estudios de colisiones con otros vehículos son escasos, el estudio de Guzmán y Terrón (2022) va dirigido a analizar los criterios de lesión de la cabeza, dejando de lado el cuello y el tórax. Por lo observado en videos de colisiones de scooter con vehículos tanto el cuello como el tórax, son zonas de alto impacto, sobre todo cuando el vehículo en cuestión es de una altura aproximada a la persona o dummy. Por estas razones se simulo la colisión de un dummy sobre un scooter contra vehículos, variando la zona de impacto, la velocidad, el angulo con que colisiona y el vehículo de impacto. Al variar el vehículo con el que impacta el dummy se busca poder analizar como afecta en la colisión la diferencia de masa y geometría involucrada.

3.1.1. Metodología de simulación

Las simulaciones se realizan en el programa LS DYNA de Ansys.Inc, reconocido por ser utilizado en el mundo de simulaciones de colisiones, este programa permite una manipulación muy personalizada de los parámetros y variables involucradas en la matemática que conforma una simulación dinámica de elementos finitos.

Las simulaciones realizadas se categorizan por vehículo a colisionar, luego se sepa-

ran por zona de colisión, en donde se simulara diferentes ángulos respecto a la superficie de la zona de colisión, todas las configuraciones se realizan con dos velocidades.

Los vehículos a colisionar son dos, un automóvil tipo SUV y un carrito de carga eléctrico, para el automóvil las zonas de colisión son: Frontal, Lateral, Lateral Motor (figuras 3.1, 3.2 y 3.3). Mientras que para el carrito de carga se realizara Frontal y Lateral (figuras 3.4 y 3.5) dada las dimensiones y simetrías que presenta el carrito. A continuación se muestran las configuraciones de las zonas para la colisión.

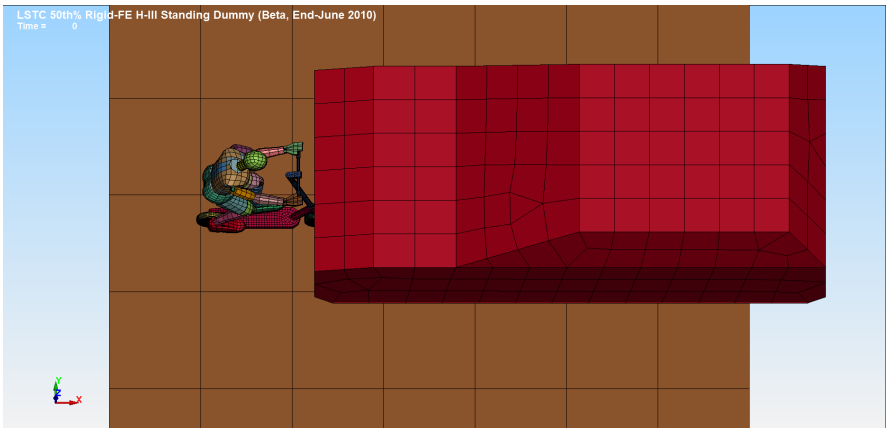


Figura 3.1: Auto Frontal 90°



Figura 3.2: Auto Lateral 90°

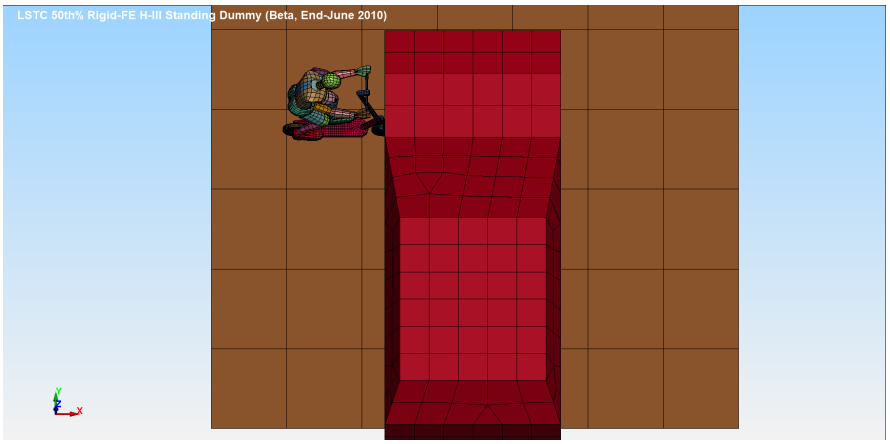


Figura 3.3: Auto Lateral Motor 90°

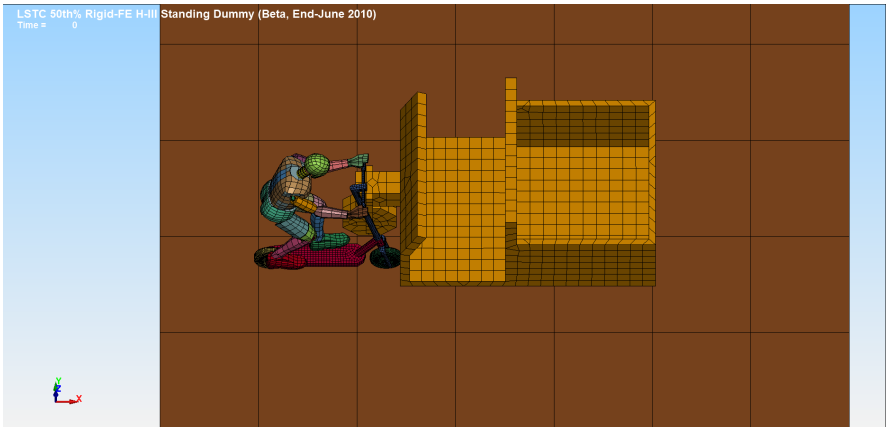


Figura 3.4: Carrito de Carga Frontal 90°

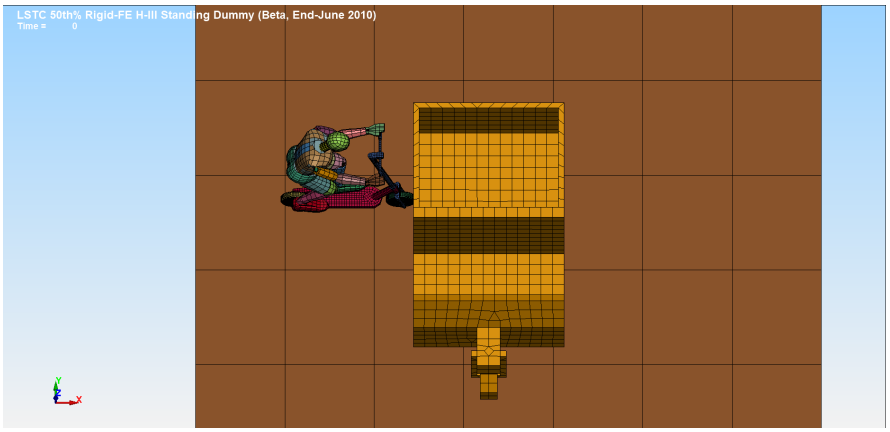


Figura 3.5: Carrito de Carga Lateral 90°

Los ángulos de colisión para el automóvil son 45°, 90° y 135°. En la practica se vio que 45° y 135° entregan resultados muy similares dada la simetría de los ángulos respecto a la normal para algunas simulaciones. Los ángulos de colisión para el carrito de carga son 45° y 90° en configuración frontal, debido a lo simetría entre 45° y 135°. Y para configuración Lateral los ángulos son 45°, 90° y 135°. Los ángulos se miden con la regla de la mano derecha sobre el eje Z, que va hacia arriba (hacia el cielo).

Las velocidades de colisión son de 15km/h y de 25km/h para el scooter junto con el dummy, manteniendo estático el vehículo a colisionar.

Esto da un total de 18 simulaciones para colisión con automóvil y 10 para el carrito de carga, de estas simulaciones se extrae los valores cinemáticos para el calculo de criterios de lesión y así evaluar su probabilidad de lesión, con eso en mano se puede analizar que configuración es la de mayor riesgo.

3.2. Modelos

3.2.1. Scooter

El scooter eléctrico elegido para la simulación es el Xiaomi 5 Pro este scooter según el sitio web de Xiaomi [41] pesa 22.4kg, la geometría inicial fue obtenida desde la plataforma GrabCAD en formato CAD tridimensional (figura 3.6). Dado que el modelo original incluye un nivel de detalle geométrico excesivo para los propósitos de una simulación dinámica de impacto, se realizó una simplificación en Autodesk Inventor (figura 3.7), conservando los componentes estructurales relevantes (manillar y columna de dirección, plataforma y ruedas) para la correcta transferencia de cargas y la cinemática del accidente, los componentes de carácter puramente decorativo o interno sin aporte estructural significativo fueron suprimidos.



Figura 3.6: Xiaomi 5 Pro en Inventor

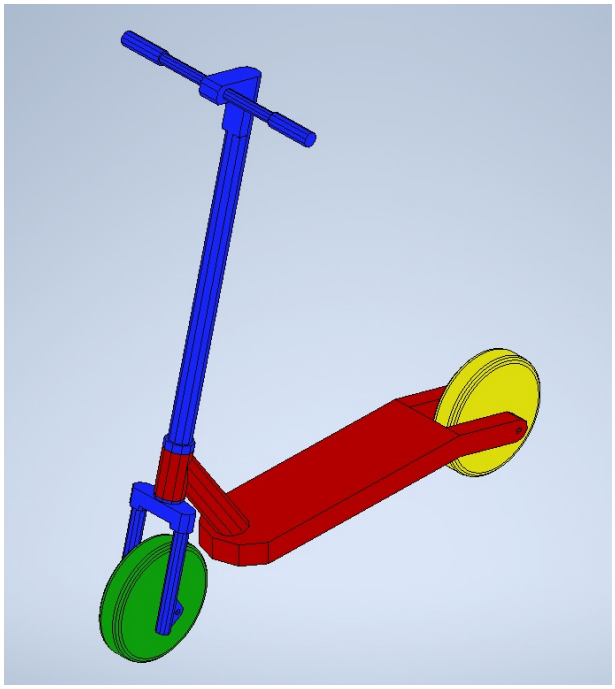


Figura 3.7: Simplificación Geométrica del Scooter

Una de las cosas importantes que considera las simplificación geométrica es eliminar en los posible toda forma curva y transformarla a lineas segmentadas, ya que, al momento de mallar se forman elementos muy pequeños para intentar dar bien la curva. Otro punto importante en la simplificación es buscar formas geométricas simples y hacer transiciones de secciones de la forma mas plana posible, esto se refiere a evitar chaflanes o ángulos muy agudos para conectar dos formas geométricas.

3.2.2. Auto

La geometría del auto se simplifico desde las dimensiones de un MG ZX (figura 3.8). El cual es uno de los autos tipo SUV mas vendidos en Chile, ademas se eligió porque para la validación de la simulación, este era el modelo que mejor cuadraba geográficamente. La masa del vehículo conforme a la ficha técnica del MG Zx es aproximadamente 1.300 kg.



Figura 3.8: MG Zx

Esta simplificación solo considera el exterior del automóvil, evita las curvas al igual que el scooter y no considera elementos accesorios, ni las ruedas. A continuación en la figura 3.9 se muestra el modelo del automóvil simplificado.

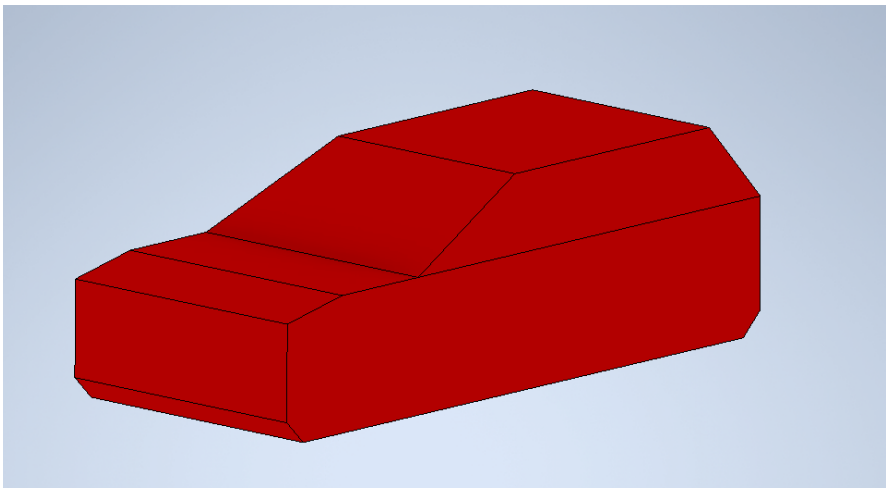


Figura 3.9: Auto Simplificado Inventor

3.2.3. Carrito de Carga

Para el carrito de carga se tomo como referencia algunos de los modelos vendidos en Alibaba [42]los cuales según sus fichas técnicas rondan los 400 a 500 Kg.



Figura 3.10: Carrito de Carga

Consultado las dimensiones de los carrito de carga en diferentes sitios web se llego que en promedio rondan los 2.6m de largo, 1.3m de ancho y 1.2m de altura hasta el

respaldo del conductor. Con estos datos se armo una simplificación del carrito de carga (figura 3.11), en Inventor, siguiendo las mismas lineas metodológicas del scooter y el automóvil.

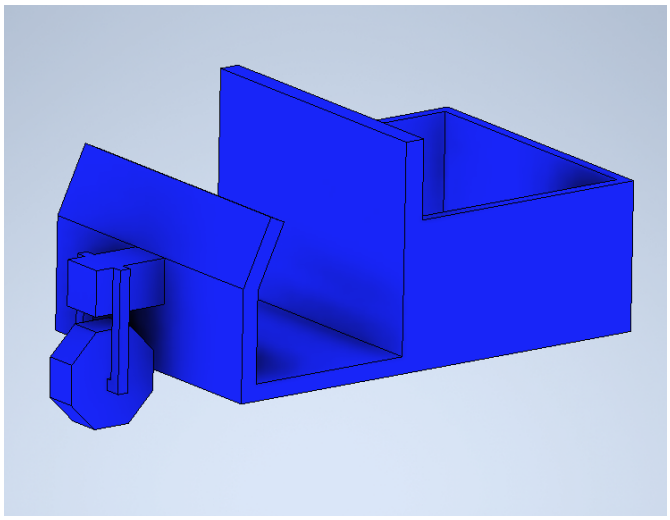


Figura 3.11: Simplificación Carrito de Carga

3.2.4. Dummy

El conductor del scooter se representa mediante el maniquí antropomórfico LSTC Hybrid III 50th Percentile Male (figura 3.12), modelo validado industrialmente para ensayos de impacto frontal conforme a los estándares FMVSS y NCAP. Este dummy replica la geometría, distribución de masas e inercias de un hombre adulto del percentil 50 (masa $\approx$ 77 kg), combinando partes rígidas y deformables con articulaciones que tiene rangos de movimientos predeterminados. Incorpora acelerómetros virtuales en la cabeza, tórax y pelvis, y celdas de carga en las articulaciones del cuello y en los cóndilos occipitales, utilizados para el cálculo de los criterios de lesión. Este modelo se descarga directo de la pagina de Ls Dyna.

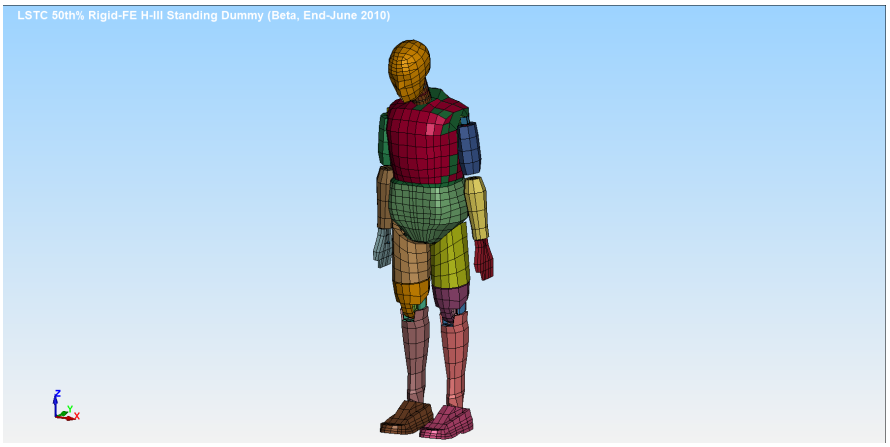


Figura 3.12: Dummy LSTC Hybrid III 50th

3.3. Discretización

3.3.1. Scooter

Desde el modelo simplificado se exporta un archivo ".iges" para importarlo en LS Dyna. La estructura del scooter se discretizó mediante mallado automático de tamaño variable (figura 3.13), el tamaño de los elementos toma como mínimo 4 y un máximo de 20, el resultado es un mallado con elementos shell (cáscara), adoptando la formulación Belytschko-Tsay (`ELFORM = 2`). Esta formulación ofrece un balance óptimo entre precisión y costo computacional para estructuras laminares.

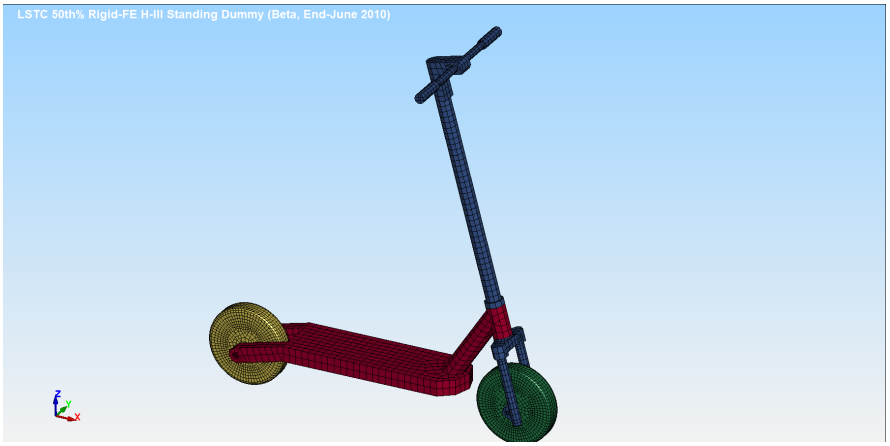


Figura 3.13: Mallado Scooter

Mediante las herramientas de edición de elementos de Ls Dyna se modifico la malla

generada por el automático, la estrategia de corrección de mallado fue priorizar elementos cuadrangulares (quads) sobre triangulares, empleando un refinando en zonas de alta curvatura o geometría complicada. Los criterios de calidad de malla adoptados fueron:

- Jacobiano: nunca negativo; valor mínimo aceptable 0.4 (figura 3.14).
- Alabeo (warpage): inferior a 30° en zonas de gradiente tensional relevante (figura 3.15).

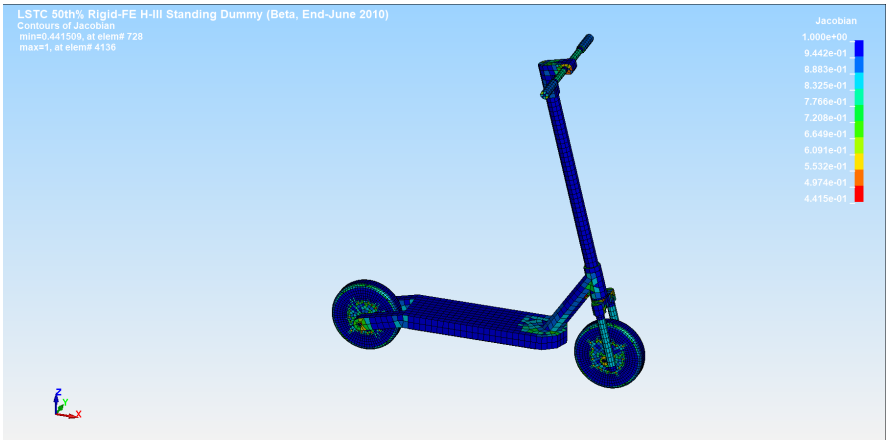


Figura 3.14: Jacobiano Scooter

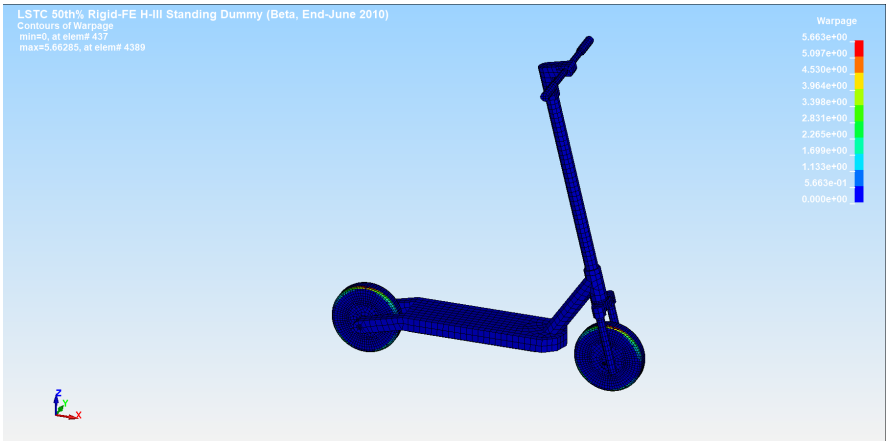


Figura 3.15: Warpage Scooter

Para el material se utilizo `*MAT_ELASTIC` donde se le dio propiedades del aluminio ($\rho = 2{,}7 \times 10^{-6}$ kg/mm^3, $E = 69$ GPa, $\nu = 0{,}33$), como se muestra en la figura 3.16, el espesor del material se dejo en 3mm para todas las seccion Shell que conforma

el scooter incluidas las ruedas, aunque a estas ultimas se les dio las propiedades en el material como si fuera goma, tal como se muestra en la figura 3.17.

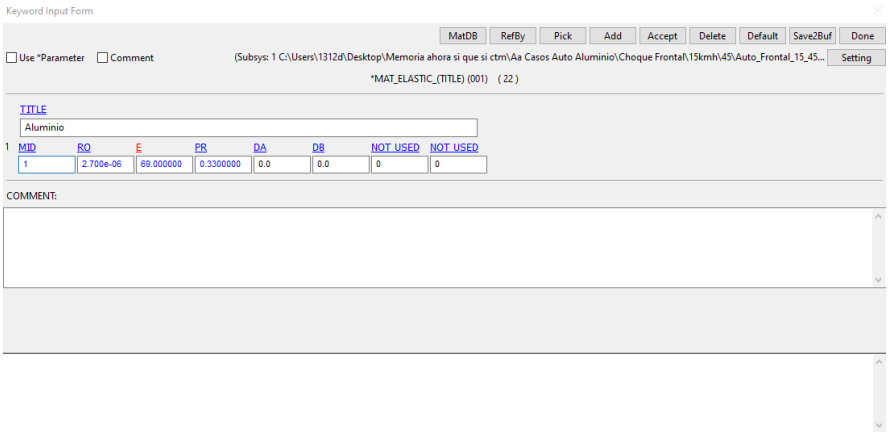


Figura 3.16: Propiedades Aluminio definidas en LS-DYNA

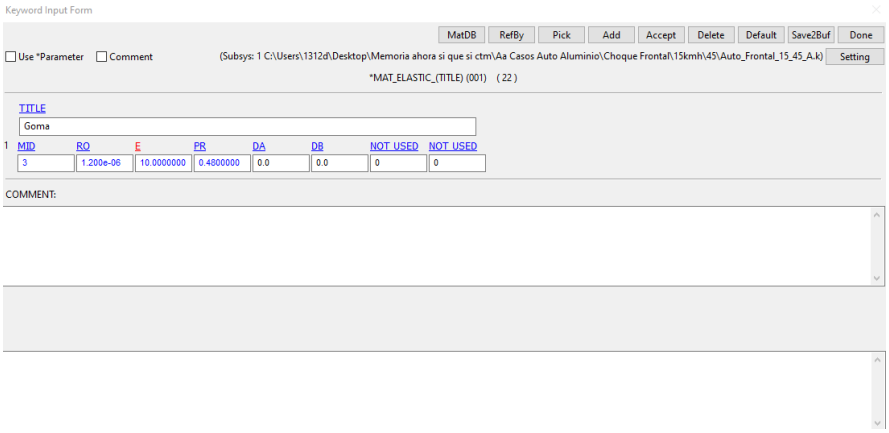


Figura 3.17: Propiedades Goma definidas en LS-DYNA

Dado que el espesor genera una masa estructural inferior a la masa real del scooter, la diferencia se compensa mediante `*ELEMENT_MASS_NODE_SET`, añadiendo peso simulando la batería, la horquilla (suspensión) y las llantas, distribuyendo la masa adicional correspondiente entre esos elementos como se muestra a continuación en la figura 3.18, donde los puntos azules son donde se esta agregando masa, resultando en una masa final de 22.4kg para todo el conjunto.

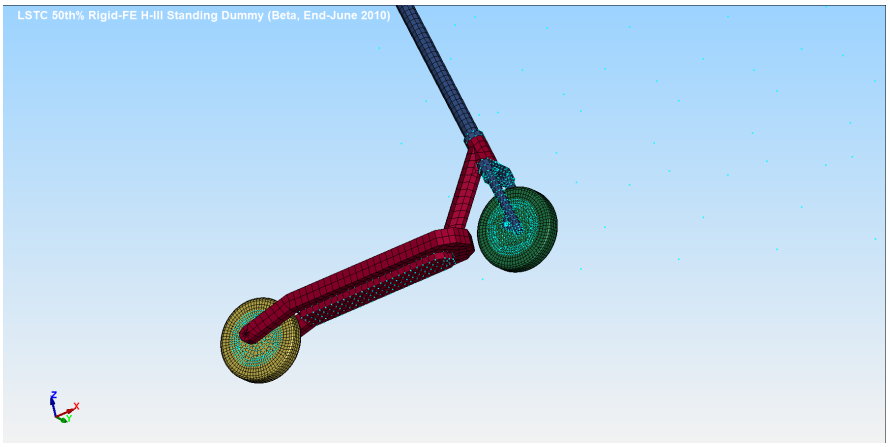


Figura 3.18: Scooter Masa añadida

Las partes que requieren comportamiento rígido para la definición de juntas (ejes de ruedas y dirección de la horquilla) se implementa mediante la combinación de `*SET_NODE` y `*CONSTRAINED_NODAL_RIGID_BODY_SPC` (CNRB), para las ruedas se tomo el centro de la rueda como rígido para simular la llanta y se agregaron nodos a este `*SET_NODE` para poder declarar el eje de rotación, los nodos agregados al `*SET_NODE` de la rueda deben ser duplicados para el `*SET_NODE` de la base y de la horquilla, se repite este proceso para el juego de dirección de la horquilla. Las articulaciones de los ejes de las ruedas se modelan con `*CONSTRAINED_JOINT_REVOLUTE`, definiendo los cuatro nodos requeridos para la localización del eje de rotación, al igual que el del juego de dirección. A continuación en la figura 3.19 se muestra el resultado de este proceso.

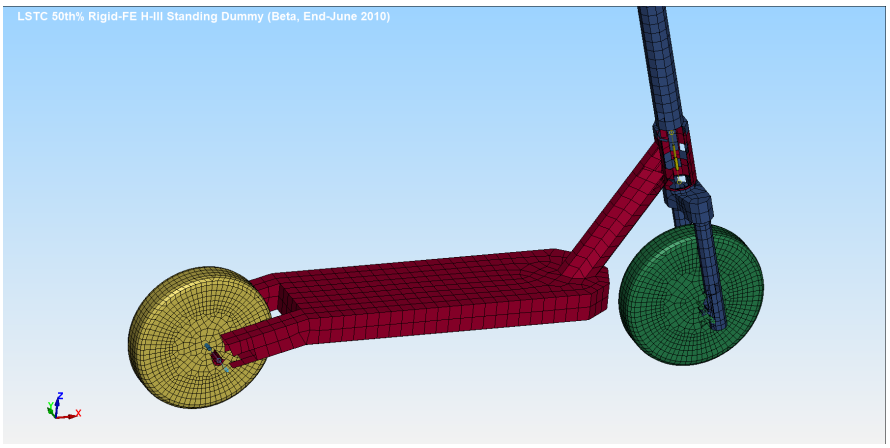


Figura 3.19: Ejes Scooter

3.3.2. Automóvil

Del modelo simplificado del automóvil se exporta en formato ".iges" para importarlo en LS Dyna y mallarlo con malla automática de tamaño variable donde se tomo como mínimo 200 y como máximo 250. Debido a la simplificación geométrica y a el tamaño de los elementos en la discretización del automóvil, no se necesito corregir la malla ya que paso los filtros de Jacobiano y Warpage. La estructura resultante tipo shell se le dio un espesor de 2.5mm y propiedades del acero como material `*MAT_ELASTIC` ($\rho = 7{,}8 \times 10^{-6}$ kg/mm^3, $E = 200$ GPa, $\nu = 0{,}3$).

Se le añadió resorte en 4 puntos para simular el contacto rueda piso y la propia suspensión del auto, estos se crean mediante la combinación de `*ELEMENT_BEAM`, `*SECTION_BEAM` con `*MAT_066_LINEAR_ELASTIC_DISCRETE_BEAM`. Esta aproximación es coherente con el objetivo del estudio, que como se vera en la validación emula de mejor manera la respuesta del vehículo al impacto del scooter.

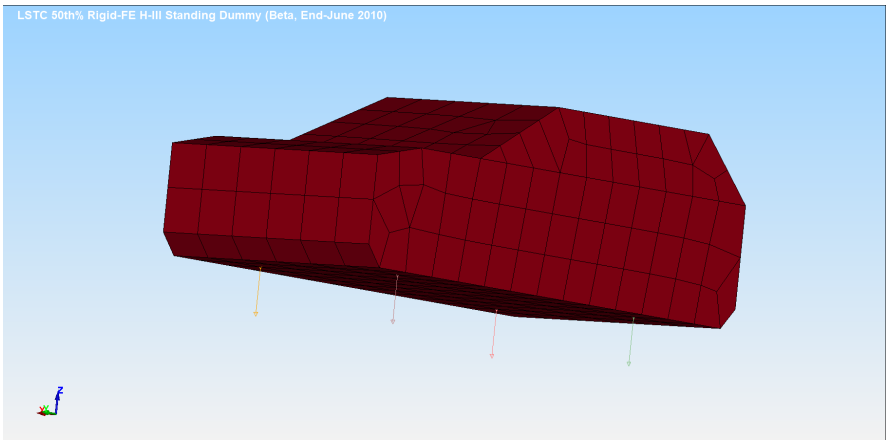


Figura 3.20: Auto Mallado con Resortes Beam

La masa del vehículo se asignan conforme a la ficha técnica del MG Zx (masa $\approx$ 1,300 kg). Esto se hace agregando masa por partes mediante `*ELEMENT_MASS_NODE_SET`,los nodos en la zona del motor se llevan 386 Kg mientras que los de la zona de caja de cambio y eje de transmisión se llevan 257 Kg, para que pese en total los 1.300 kg se debió agregar a todos los nodos 330 kg mas.

3.3.3. Carrito de Carga

Del modelo simplificado del automóvil se exporta en formato ".iges" para importarlo en LS Dyna y mallarlo con malla automática de tamaño variable donde se tomo

como mínimo 50 y como máximo 100. Debido a la simplificación geométrica y a el tamaño de los elementos en la discretización del carrito, no se necesito corregir la malla ya que paso los filtros de Jacobiano y Warpage. La estructura resultante tipo shell se le dio un espesor de 2.5mm y propiedades del acero como material *MAT_ELASTIC ($\rho = 7{,}8 \times 10^{-6}$ kg/mm^3, $E = 200$ GPa, $\nu = 0{,}3$).

Se le añadió resorte en 3 puntos para simular el contacto rueda piso y la propia suspensión del carrito, estos se crean mediante la combinación de *ELEMENT_BEAM, *SECTION_BEAM con *MAT_066_LINEAR_ELASTIC_DISCRETE_BEAM.

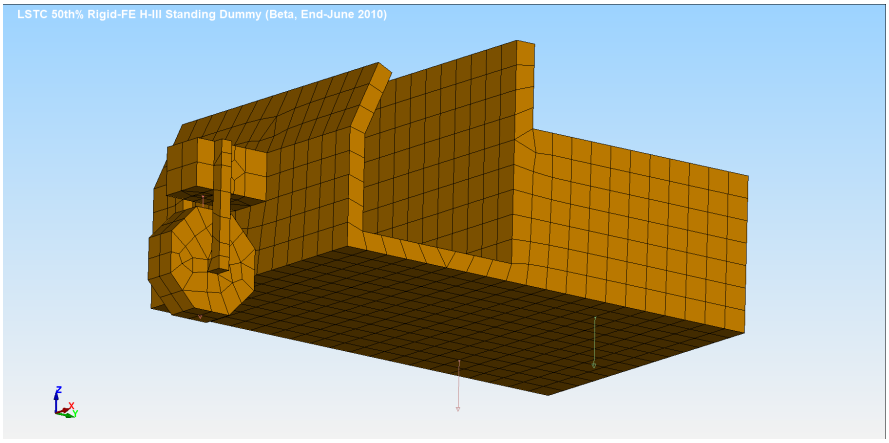


Figura 3.21: Carrito Mallado con Resortes Beam

La masa del vehículo se asignan conforme a las fichas técnicas revisadas (masa $\approx$ 500 kg). Esto se hace agregando masa por partes mediante *ELEMENT_MASS_NODE_SET,los nodos en la zona de la suspensión delantera, la batería y el motor en conjunto se le agregaron 140 Kg para completar los 500 Kg.

3.3.4. Dummy

El modelo de LSTC Hybrid III 50th Percentile Male trae varias *KEYWORD predefinidas, la mayoría no se tocaron, porque son parte de lo que mantiene la estabilidad del modelo, por otro lado, hay algunas *KEYWORD que deben ser eliminadas para que el Dummy puede se incorporado correctamente en otras simulaciones. Las *KEYWORD que se eliminaron fueron *CONTROL_TERMINATION y *LOAD_BODY_PARTS esto ya que *CONTROL_TERMINATION es quien determina el tiempo de duración de la simulación y debe ser definido en la simulación final, si se importa el LSTC Hybrid III 50th Percentile Male a la simulacion donde sera usado creara conflicto con el

*CONTROL_TERMINATION existente, por otro lado, *LOAD_BODY_PARTS le dice al programa que la gravedad se aplique directamente en el Dummy, lo cual deja fuera otros modelos agregados.

3.3.5. Piso

El piso se modela como un plano a Z=0 mediante una cuadricula de 7x9 elementos tipo Shell, el material que se le otorga es un *MAT_RIGID con las propiedades del concreto ($\rho = 2{,}4 \times 10^{-6}$ kg/mm^3, $E = 20$ GPa, $\nu = 0{,}2$) pero restringido en el espacio mediante CMO=1, CON1=7 y CON2=7, que este restringido y se rigido reduce el calculo que debe realizar el programa, ya que, solo utiliza los datos de las propiedades para calcular fuerzas de reacción, pero no las deformaciones del material.

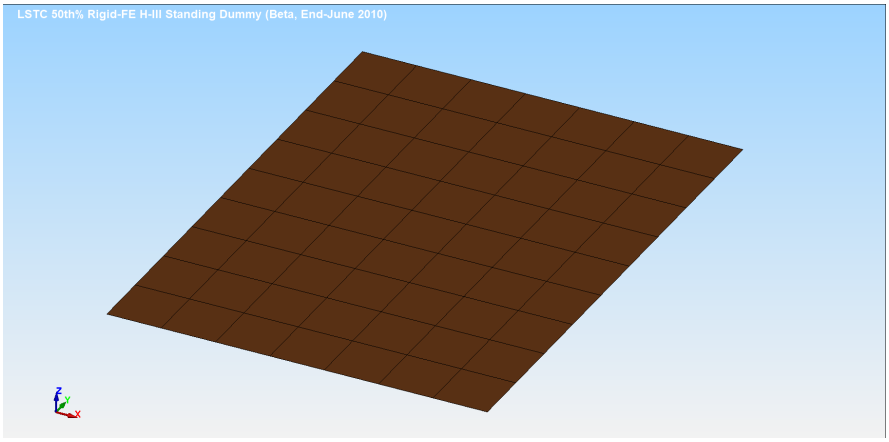


Figura 3.22: Mallado Piso

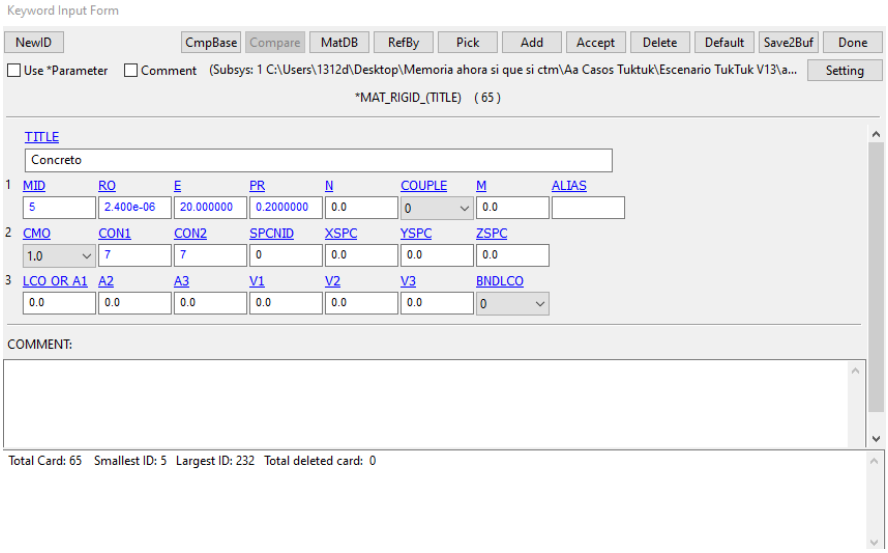


Figura 3.23: Propiedades Piso definidas en LS-DYNA

3.4. Montaje de la simulación

En la siguiente sección se describe el como se posiciono cada modelo de la simulación en el espacio, dado que son varias simulaciones se especifica el paso a paso de una exclusivamente aunque todas tienen el mismo procedimiento general.

3.4.1. Posición

Una de las configuraciones mas relevantes para la simulación es el posicionamiento del dummy sobre el scooter (figura 3.24), el dummy cuenta con articulaciones predefinidas la que se deben mover hasta llegar a la posición deseada, esto se realiza mediante el menu `*SAFETY` y luego `*DMYPOS` donde se puede mover el dummy completo con `*H-Point` o las articulaciones indiviadualmente con `*Limb`. En los contactos se puede configurar que se considere el espesor de la `*SECTION_SHELL` del scooter lo cual deja al dummy levemente por encima del scooter. La posición que se eligió para el dummy tiene relación con la validación, se intento copiar los ángulos entre las articulaciones y ser lo mas realista a como se maneja un scooter eléctrico real.

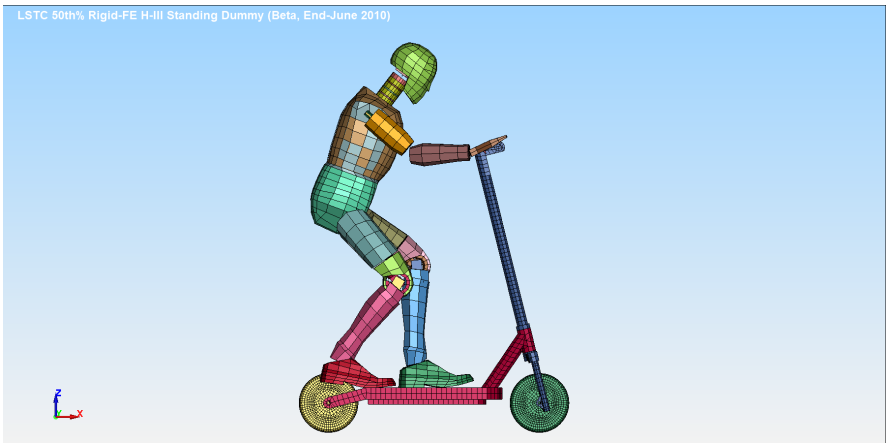


Figura 3.24: Dummy Montado

Una vez colocado el dummy sobre en el scooter en la posición deseada se mueve el vehículo a colisionar en angulo y la zona objetivo de la simulación en particular. Se acerca lo mas posible el auto al scooter con el dummy como se ve en la figura 3.25, tal que prácticamente se inmediata la colisión, esto ya que la trayectoria hacia el auto no aporta información relevante a los resultados por ende solo agrega memoria a la simulación.

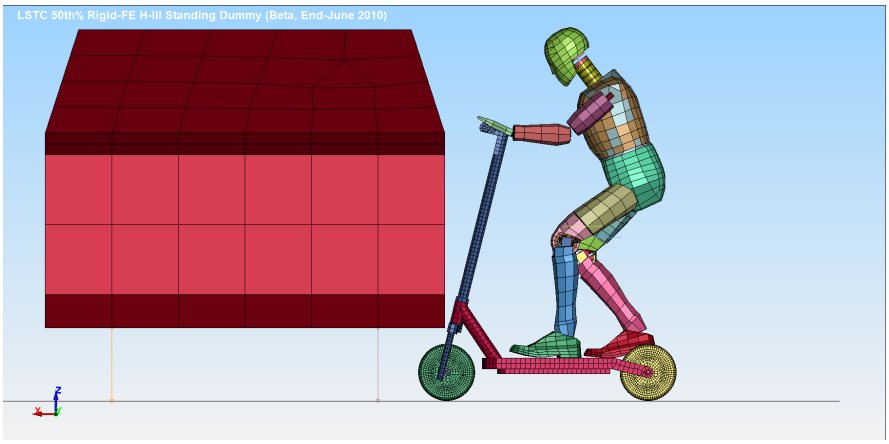


Figura 3.25: Dummy Scooter Auto

3.4.2. Velocidad

La velocidad inicial del Dummy y del Scooter difieren un poco en como se agregan, ya que, para el scooter se requiere dar velocidad angular a las ruedas. Mediante el keyword `*INITIAL_VELOCITY_GENERATION` se les dio velocidad a la base y columna de dirección como conjunto, y las ruedas se les dio velocidad por separado dándole la misma velocidad lineal (VX) que el conjunto pero agregando la velocidad angular con el parámetro `OMEGA` y eje de giro correspondiente (XC, YC, ZC posición y NX, NY, NZ dirección), en la figura 3.26 se detalla. `OMEGA` se calculo como la velocidad lineal dividido por el radio de la rueda (127.5mm). Para el Dummy se le dio la misma velocidad lineal que a todo el scooter pero con teniendo el cuidado de reiniciar las inercias del dummy mediante `*IRIGID`, esto se hace porque si no al iniciar la simulación el dummy se "resiste" a moverse (figura 3.27 .

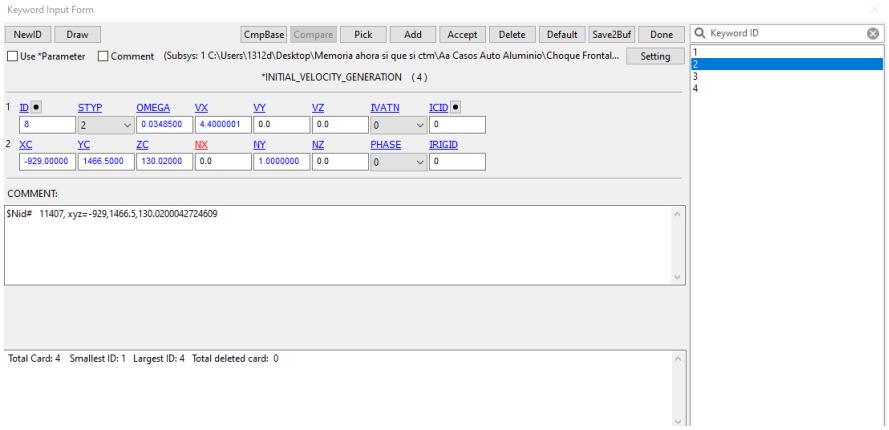


Figura 3.26: Velocidad Inicial Rueda 15Km/h

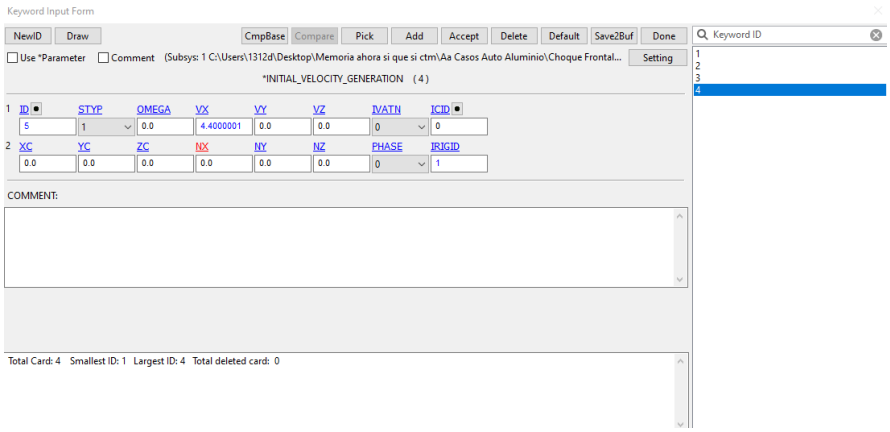


Figura 3.27: Velocidad Inicial Dummy 15Km/h

3.4.3. Contactos

Las interacciones entre los distintos cuerpos del modelo se gestionan con la familia `*CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE`, aplicando ajustes específicos según la naturaleza del par en contacto:

- Dummy: La formulación utilizada para el dummy con cualquier otra superficie fue Soft Constraint (`SOFT = 2`), con escala de rigidez reducida (`SOFSCL = 0.1`), Exponential decay coefficient (`DC = 5`), Coefficient for viscous friction (`VC = 0.5`) y amortiguamiento viscoso activado (`VDC = 20`). Lo demás se dejo default, esta configuración entrega señales de aceleración limpias sin ruido numérico de alta frecuencia evitando que un cuerpo altamente deformable como el dummy tenga problema con superficies muy rígidas en comparación.

- Dummy – Scooter: con (`FS = 1.0`) y (`FD = 0.8`).

- Dummy – Vehículo: con (`FS = 0.4`) y (`FD = 0.3`).

- Dummy – Piso: con (`FS = 0.4`) y (`FD = 0.3`).

- Scooter – Vehículo: formulación de penalización estándar (`SOFT = 0`), adecuada para contacto metal-metal con (`FS = 0.4`) y (`FD = 0.3`).

- Scooter – Piso: formulación de penalización estándar (`SOFT = 0`), adecuada para contacto metal-metal con (`FS = 0.8`) y (`FD = 0.7`).

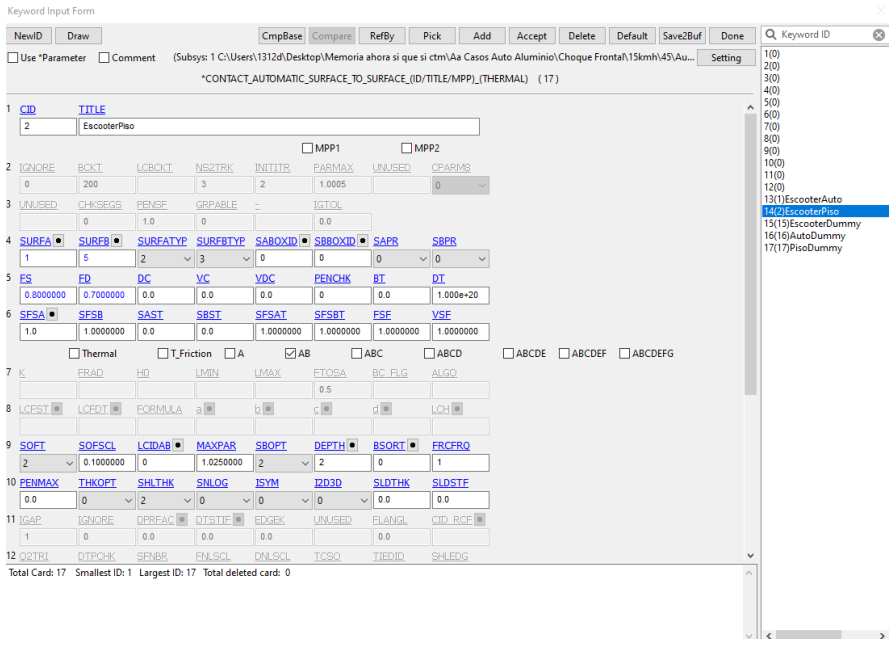


Figura 3.28: Contacto Scooter-Piso

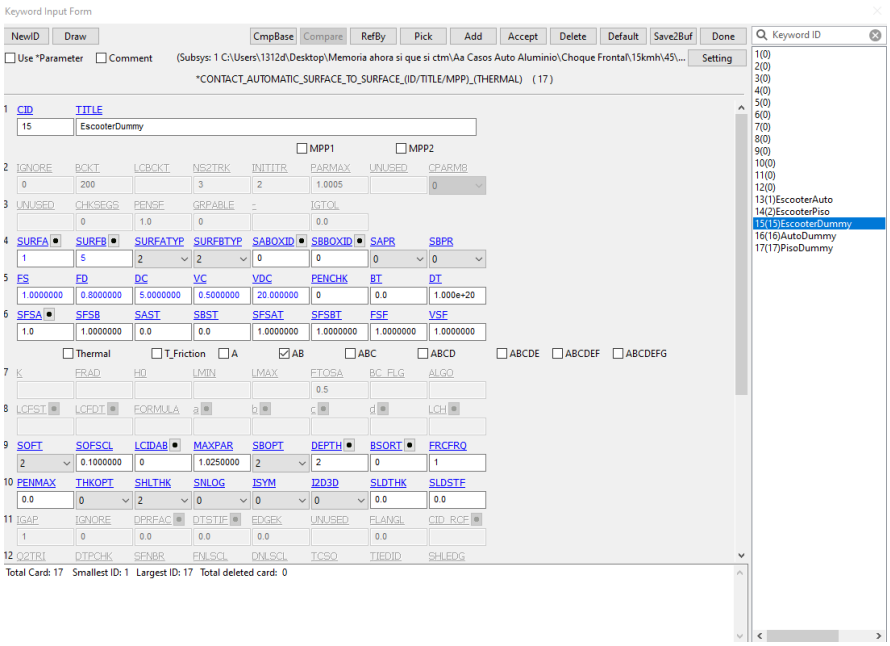


Figura 3.29: Contacto Dummy-Scooter

3.4.4. Gravedad

La gravedad se aplica mediante `*LOAD_BODY_Z`, a través de una curva temporal constante con magnitud $g = 0{,}00981$ mm/msec^2. Se podría haber utilizado una configuración de `*CONTROL_DYNAMIC_RELAXATION` para cargar suavemente la gravedad sobre los cuerpos pero no se vio una mejora considerable en los resultados preliminares como para considerarlo útil, ademas esta `*KEYWORD` agrega mucho tiempo a la simulación, aumentando el costo computacional. Al correr la simulación hay que tener el cuidado que los primeros milisegundos los datos están afectados por esta carga repentina de gravedad, por lo que los datos útiles comienzan desde el milisegundo 15 aproximadamente.

3.4.5. Control y Database

Para poder sacar los resultados de las simulaciones se debe de configurar el ratio de salida de los datos y que datos queremos que el programa grabe, con `*HISTORY_NODE` se seleccionan los nodos a los cuales se le guardaran las variables declaradas en la carta `*DATABASE_ASCII_option`, las variables de interes para sacar como resultado de la simulación son `*DEFORC`,`*JNTFORC` y `*NODOUT`, a estas variables se le piden que

se graben cada 0.1 msec. Se configuro la opción *BINARY =3 para que todos los datos se guarden en un solo archivo y tener que cargar cada variable independiente en el post procesado.

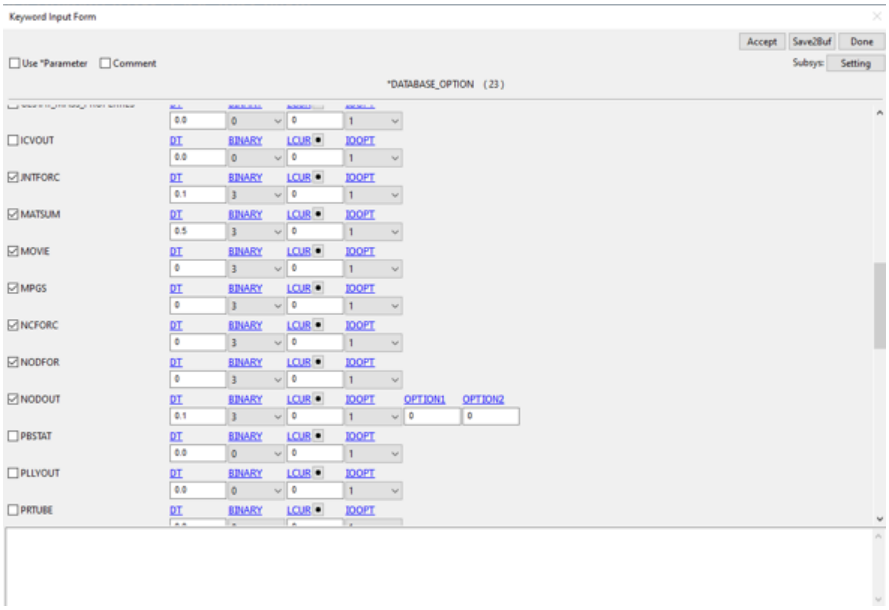


Figura 3.30: DATABASE_ASCII_option: Configuración de datos de salida

El tiempo total de simulación se configura con *CONTROL_TERMINATION (figura 3.31), para todas las simulaciones fue de 500 msec, lo cual es suficiente para captar el momento del impacto. Los frames de la visualización de la simulación se configuraron cada 1 msec mediante *DATABASE_BINARY_3DPLOT (figura 3.32), esto asegura una visualización suave.

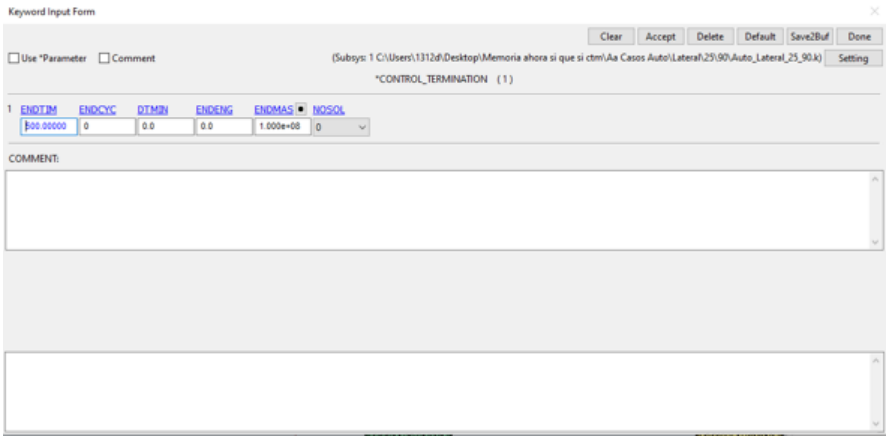


Figura 3.31: Control Termination: Tiempo de simulación total

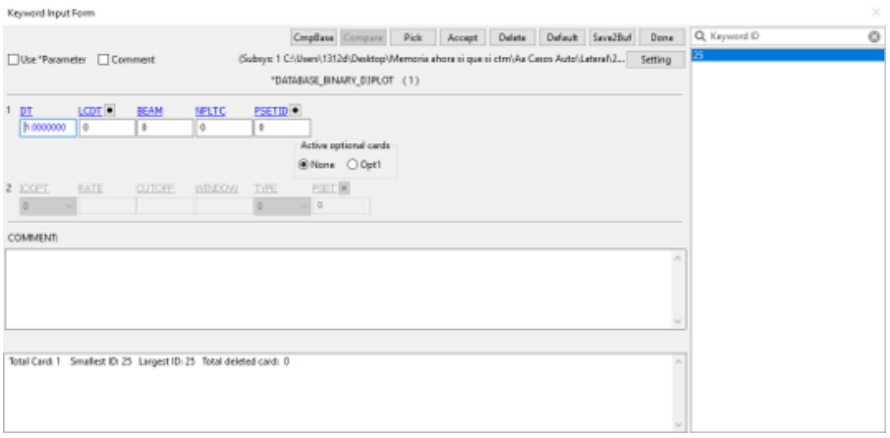


Figura 3.32: BINARY_3DPLOT: Tiempos entre frmaes

3.5. Validación

Para garantizar que la simulación tiene sentido físico se realizo una validación mediante un video de un crash test de un Dummy Físico el cual se analizo con la herramienta tracker para poder obtener sus velocidades, este video es especialmente útil ya que informa la velocidad a la que choca el dummy con el auto, tiene el contador de tiempo de la simulación y cuenta con una escala de distancia para poder hacer una estimación dimensional. Los pasos que se siguieron fueron los siguientes:

1. Captura del video: Desde Youtube Scooter Crash Test fka se obtuvo una grabación de pantalla para poder subir a la aplicación Tracker el extracto que se quiere analizar.

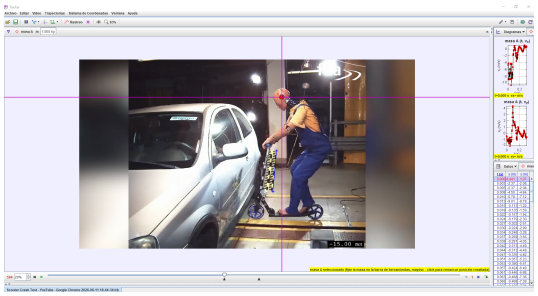
2. Configuración del Tracker: Se carga el video en la aplicación y se realiza un seguimiento automático por patrón de imagen el cual se selecciono en el centro del lateral de la cabeza del dummy. Se carga la regla de distancia sobre la escala del video que representa 50cm. Configurado se le pide que al Tracker que haga el seguimiento automatico.

3. Análisis de datos: El programa automáticamente calcula las velocidades para el punto seleccionado, pero se debió de pasar los datos a Excel ya que la extracción del video repetia algunos fotogramas por lo que el calculo de velocidad no era real. Teniendo el tiempo real de la simulación en cada fotograma del video y la distancia calculada del Tracker se puede calcular a mano la velocidad. Para los datos provenientes de LS DYNA se tuvo que promediar cada 30 datos, ya que el TRACKER tenia datos cada 3[msec] mientras que LS DYNA cada 0.1[msec].

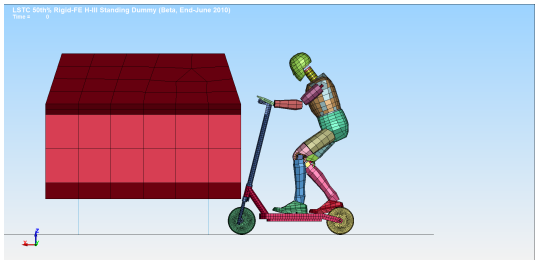
La validación consta de comparar la forma en que el dummy choca con el auto en la simulación física y la computacional, ademas de comparar la forma del gráfico de velocidad del eje X y su diferencias.

3.5.1. Comparación Fotogramas

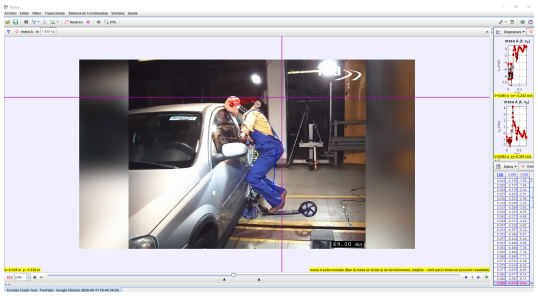
Se seleccionaron 3 fotogramas para la comparación, antes del choque, cuando el dummy choca con la cabeza y el momento posterior al choque donde el dummy tiende a elevarse.



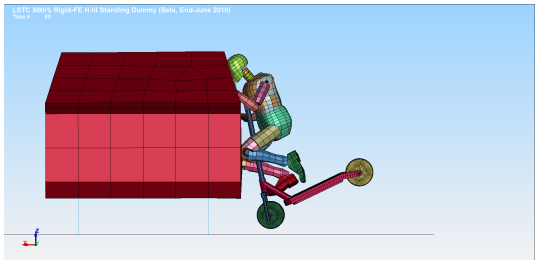
(a) Tracker Inicial



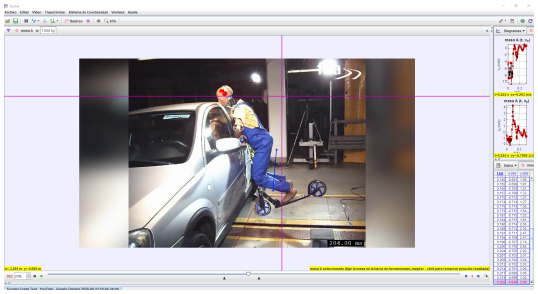
(b) Ls Dyna Inicial



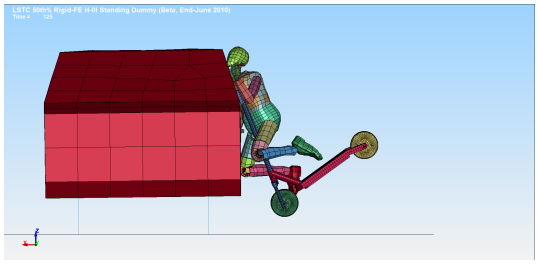
(c) Tracker Contacto Cabeza



(d) Ls Dyna Contacto Cabeza



(e) Tracker Final



(f) Ls Dyna Final

Figura 3.33: Comparativa Simulaciones Validación

De las imágenes de la figura 3.33 se puede ver la similitud del choque a excepción de el ultimo fotograma donde se ve que el dummy de LS DYNA tiende a tirar la cabeza hacia atrás mientras que el dummy de la simulación física tiende a seguir el movimiento el auto, esto puede estar influenciado por las diferencias geométricas, por la correcta respuesta del auto ante la colisión y por la diferencia de pesos de los scooter. El auto y el scooter en la simulación física son mas pequeños que en la simulación computacional, es por esto que se eligió un auto mas tipo SUV ya que tiene mayor similitud geométrica con el scooter modelado para LS Dyna que es mas grande.

3.5.2. Comparación de Gráficos

Para hacer un análisis mas preciso se compararon los valores de velocidad obtenidos primero mediante un gráfico y luego mediante la diferencia de sus valores, que al ser una validación se esperaría que fueran casi idénticos. Los datos numéricos están en la tabla 3.1, donde se cuadro los tiempos para que fueran los mismo del tracker.

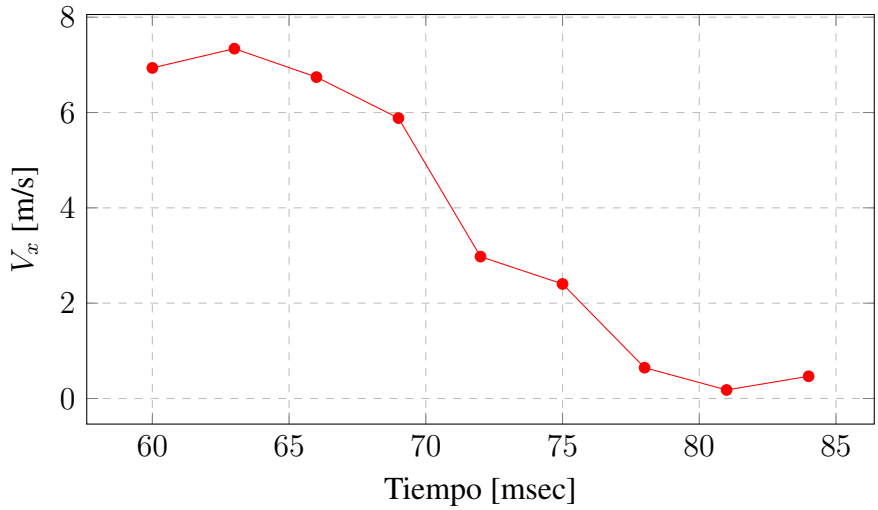


Figura 3.34: Datos TRACKER Velocidad en X

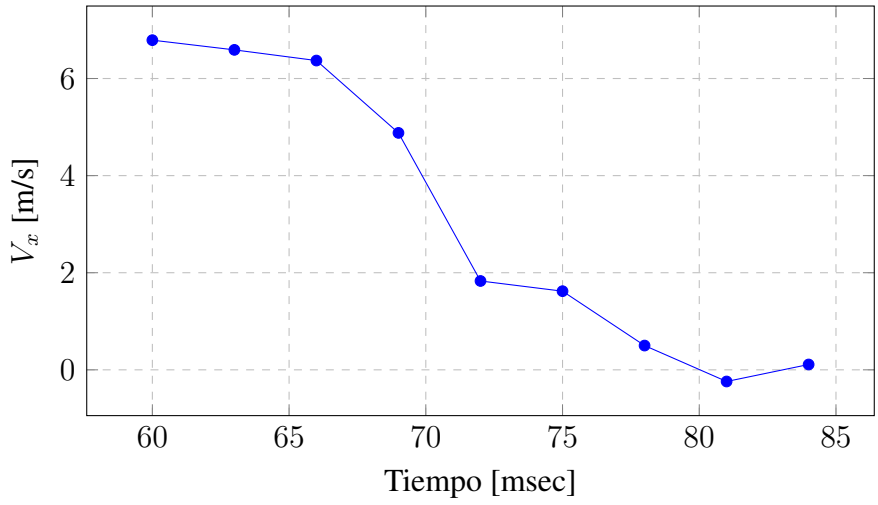


Figura 3.35: Datos LS DYNA Velocidad en X ajustada al tiempo del tracker

De las imágenes de las figuras 3.34 y 3.35 se puede observar una bajada similar de velocidad con la diferencia de que el gráfico del Tracker baja desde aproximadamente

7m/s y llega aproximadamente a 1m/s, mientras que la curva de Ls dyna baja desde un poco mas arriba de los 6m/s y llega aproximadamente a 1m/s igualmente, aunque esta ultima luego sube y baja pasando a valores negativos lo que muestra el retroceso de la cabeza mencionado en el párrafo anterior.

Tabla 3.1: Comparación de datos de Velocidad en X: LS-DYNA vs Tracker

Tiempo [msec]	**LS-DYNA V_x [m/s]**	**Tracker V_x [m/s]**
60	6.79	6.936
63	6.59	7.340
66	6.37	6.743
69	4.88	5.883
72	1.83	2.977
75	1.62	2.403
78	0.50	0.646
81	-0.24	0.179
84	0.11	0.466

3.5.3. Análisis de diferencias

El análisis de diferencias consistió en resta las velocidades del TRACKER y de LS DYNA, tomar el valor absoluto y llevarlo a km/h para cuantificar mejor el resultado, en la tabla 3.2 se muestra el promedio de las diferencias de los datos obtenidos, desviación estándar, máximos y mínimos, el promedio alcanza a ser un 8 % de la velocidad máxima de 25km/h.

Tabla 3.2: Valores Estadísticos

Estadístico	**Valor [km/h]**
Promedio	2.05
Desviación estándar	1.24
Valor máximo	4.13
Valor mínimo	0.51

3.6. Extracción de Datos

3.6.1. Sensores y Filtros

Las señales cinemáticas se extraen de los sensores virtuales del dummy mediante las bases de datos `*DATABASE_NODOUT`, `*DATABASE_JNTFORC` y `*DATABASE_DEFORC`, con un intervalo de registro de 0.1 ms. Es importante mencionar que los ID para los nodos y joint que funcionan como sensores son exclusivos para estas simulaciones, ya que, si bien la documentación de Ls Dyna explicita el ID (como los mostrados en las figuras), podría cambiar dependiendo el orden en que se agregaron los diferentes cuerpos a la simulación. La extracción se divide según el criterio de lesión a evaluar:

- Aceleración Lineal Cabeza: Se extrae la `Resultant acceleration` mediante nodout* del nodo 70659 (fig. 3.36), filtrada con sae 1000.
- Aceleración Angular Cabeza: Se extrae la `Resultant Rot-accel` mediante nodout* del nodo 70659 (fig. 3.36), filtrada con sae 1000.
- Velocidad Angular Cabeza: Se extrae `X-rot-velocity`,`Y-rot-velocity` y `Z-rot-velocity` mediante nodout* del nodo 70659 (fig. 3.36), filtrada con sae 1000.



Figura 3.36: Nodo Cabeza

- Fuerza Z condilo Occipital: Se extrae la `Z-force` mediante jntforc*de la JT-45 (fig. 3.37), filtrada con sae 1000.

- Momento Y condilo Occipital: Se extrae el `Y-moment` mediante jntforc* del la STR-44 (fig. 3.37), filtrada con sae 600.

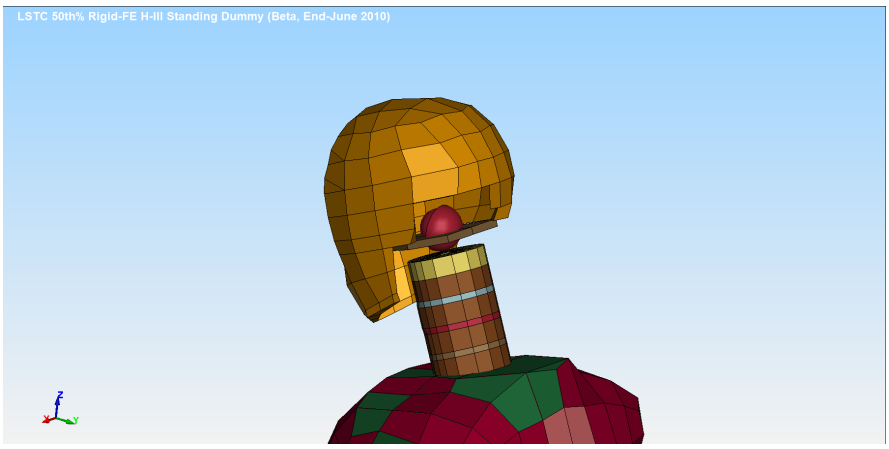


Figura 3.37: Condilo Occipital

- Aceleración Lineal Tórax: Se extrae la `Resultant acceleration` mediante nodout* del nodo 72445 (fig. 3.38), filtrada con sae 180.

- Deformación máxima del Tórax: Se extrae la `Change in Length` mediante deforc* de 58062-T (fig. 3.38), filtrada con sae 600.



Figura 3.38: CTI Nodo y Elemento

Los filtros fueron aplicado según la norma SAE J211 (tabla 3.3).

Tabla 3.3: Channel Frequency Class (CFC) según norma SAE J211 Instrumentation for Impact Test [34]

Typical Test Measurements	**CFC**
Total vehicle comparison	60
Collision simulation input	60
Component analysis	600
Integration for velocity	180
Barrier face force	60
Belt restraint system loads	60
Sled acceleration	60
Steering column loads	60
Headform acceleration	1000
Anthropomorphic Test Device	
Head accelerations (linear)	1000
Neck	
Forces	1000
Moments	600
Arm	
Forces	600
Moments	600
Accelerations	600
Thorax	
Spine accelerations	180
Rib accelerations	1000
Sternum accelerations	1000
Deflections	600
Lumbar	
Forces	600
Moments	600
Pelvis	
Accelerations	1000
Forces	600
Moments	600
Femur/Knee/Tibia/Ankle	
Accelerations	1000
Forces	600
Moments	600
Displacements	180

3.6.2. Excel

Para la extracción de los datos se prefirió guardar cada variable de interés en un archivo ".csv" el cual se procesara posteriormente mediante un código de python (Anexo D), se realizo así porque la cantidad de simulaciones haría un trabajo manual muy lento.

La forma para guardar los datos en ".csv" es desde el mismo LS Dyna siguiendo el flujo mencionado a continuación: `Post`, `ASCII`, `*NODOUT` o lo que se desee extraer, luego se selecciona el nodo y la variable de interés, `Plot`, `SAVE` superior, Output Type: `MSoft CSV(SINGLE X-AXIS)` y `SAVE` inferior (fig. 3.39).

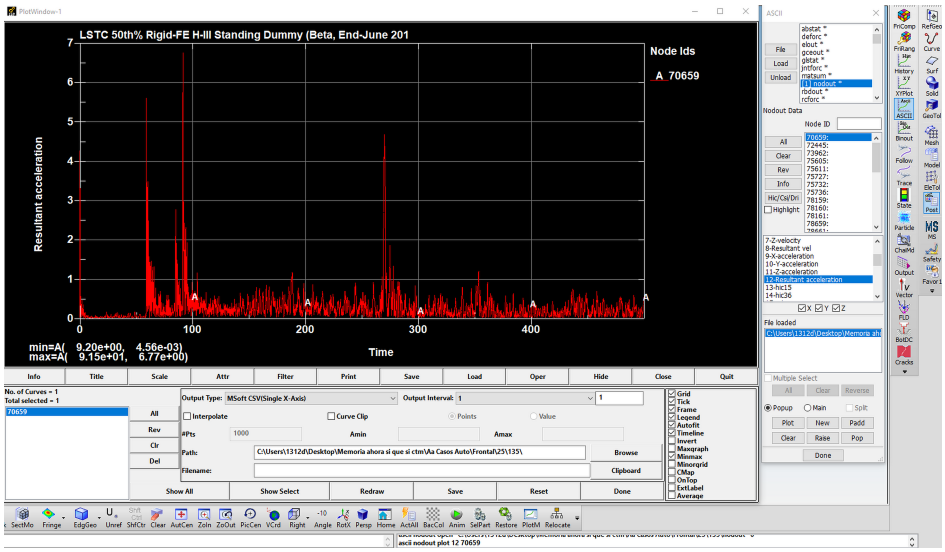


Figura 3.39: Pantallazo de LS DYNA de los datos de salida y su guardado en CSV

3.6.3. Python

Se creo un código en python (Anexo D) mediante Inteligencia Artificial que calcula los criterios de lesión, tomando los datos extraídos en los ".csv" de todas las simulaciones. Lo que devuelve es un Excel con todos los criterios de lesión calculados, junto con la probabilidad de lesión y si es que supero el umbral del criterio de lesión, todo esto ordenado con los códigos para cada simulación, por ejemplo: Auto_Frontal_15_90, el cual corresponde a la simulación de colisión con el automóvil en la zona frontal con una velocidad de 15 km/h a 90° respecto a la superficie de colisión. Para comprobar que el código funcionara correctamente se calculo el HIC directo desde LS Dyna y se comparo la ventana de tiempo que tomo, junto con el resultado que entrego, y para los otros criterios se calculo a mano en algunas simulaciones para comprobar que los resultados coincidieran.

3.6.4. Criterios

El código de python calcula los criterios y las probabilidades de lesión mediante su formula vista en el Estado del Arte, aquí se explica de forma practica como se actúa para cada criterio.

3.6.5. Head Injury Criterion (HIC_{15})

El HIC se calcula identificando la ventana temporal de hasta 15 ms que maximiza la integral ponderada de la aceleración resultante:

$$\mathrm{HIC} = \max_{t_1,\,t_2} \left\{ (t_2 - t_1) \cdot \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t)\, dt \right]^{2{,}5} \right\} \tag{3.1}$$

donde $a(t)$ es la aceleración resultante medida en múltiplos de g. El umbral de referencia es $\mathrm{HIC}_{15} = 700$, valor que corresponde a un 31 % de probabilidad de fractura de cráneo (AIS $\geq$ 2). La probabilidad de lesión se calcula mediante una distribución log-normal acumulada:

$$p(\text{fractura}) = N\left(\frac{\ln(\mathrm{HIC}) - \mu}{\sigma} \right), \qquad \mu = 6{,}96352, \;\; \sigma = 0{,}84664 \tag{3.2}$$

donde $N(\cdot)$ es la función de distribución normal acumulada estándar. Esta es la única curva de probabilidad disponible para el HIC, no existiendo formulaciones publicadas para otros niveles de severidad AIS.

3.6.6. Rotational Injury Criterion (RIC_{36})

El RIC es el análogo rotacional del HIC, propuesto para capturar el riesgo de lesión cerebral inducido por aceleración angular. Su formulación es matemáticamente idéntica a la del HIC, sustituyendo la aceleración lineal por la aceleración angular resultante $\alpha(t)$, con una ventana de integración extendida a 36 ms:

$$\mathrm{RIC}_{36} = \max_{t_1,\,t_2} \left\{ (t_2 - t_1) \cdot \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \alpha(t)\, dt \right]^{2{,}5} \right\} \tag{3.3}$$

donde $\alpha(t)$ es la aceleración angular resultante expresada en rad/s^2. El umbral de referencia es $\mathrm{RIC}_{36} = 1{,}03 \times 10^7$, correspondiente al 50 % de probabilidad de lesión cerebral leve (mTBI). A diferencia de los demás criterios, el trabajo original no publica una ecuación de probabilidad cerrada para el RIC_{36}, por lo que este se reporta únicamente como criterio de umbral binario respecto de dicho valor.

3.6.7. Brain Rotational Injury Criterion (BrIC)

El BrIC evalúa el riesgo de lesión axonal difusa inducida por mecanismos rotacionales, comparando las velocidades angulares máximas en cada eje anatómico con los valores críticos de tolerancia humana:

$$\mathrm{BrIC} = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zc}}\right)^2} \tag{3.4}$$

Los valores críticos adoptados son $\omega_{xc} = 66{,}7$ rad/s, $\omega_{yc} = 56{,}5$ rad/s y $\omega_{zc} = 42{,}2$ rad/s, derivados de modelos computacionales del cerebro humano [36]. El umbral adoptado en este trabajo es $\mathrm{BrIC} \geq 0{,}5$, valor que corresponde aproximadamente al 50 % de probabilidad de concusión (AIS $\geq$ 2), nivel de severidad más representativo para el escenario de impacto de scooters eléctricos que el AIS 4+ de referencia original del criterio. La probabilidad de lesión sigue una distribución de Weibull con parámetro de forma constante (2,84), escalando el parámetro λ según el nivel de severidad:

$$P(\text{AIS } k+) = 1 - e^{-(\mathrm{BrIC}/\lambda_k)^{2{,}84}} \tag{3.5}$$

con $\lambda_1 = 0{,}120$, $\lambda_2 = 0{,}602$, $\lambda_3 = 0{,}987$, $\lambda_4 = 1{,}204$ y $\lambda_5 = 1{,}252$ para AIS 1+ a 5+ respectivamente.

3.6.8. Neck Injury Criterion (N_{ij})

El N_{ij} combina linealmente la carga axial de cuello y el momento flector en los cóndilos occipitales para evaluar el riesgo de lesión cervical:

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{\mathrm{int}}} + \frac{M_y}{M_{\mathrm{int}}} \tag{3.6}$$

Se evalúan las cuatro combinaciones de carga posibles: N_{te} (tensión-extensión), N_{tf} (tensión-flexión), N_{ce} (compresión-extensión) y N_{cf} (compresión-flexión), reportando el valor máximo. Los valores de intercepción para el Hybrid III 50th son $F_{\mathrm{int}} = 4{,}500$ N y $M_{\mathrm{int}} = 310$ Nm (flexión) / 125 Nm (extensión). El umbral regulatorio es $N_{ij} = 1{,}0$, correspondiente a un 22 % de probabilidad de lesión AIS $\geq$ 3. La probabilidad de lesión se calcula mediante regresión logística para cuatro niveles de severidad:

$$p(\text{AIS} \geq 2) = \frac{1}{1 + e^{2{,}054 - 1{,}195\, N_{ij}}}, \qquad p(\text{AIS} \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{3{,}227 - 1{,}969\, N_{ij}}} \tag{3.7}$$

$$p(\text{AIS} \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{2{,}693 - 1{,}195\, N_{ij}}}, \qquad p(\text{AIS} \geq 5) = \frac{1}{1 + e^{3{,}817 - 1{,}195\, N_{ij}}} \tag{3.8}$$

3.6.9. Combined Thoracic Index (CTI)

El CTI evalúa el riesgo de lesión torácica grave combinando la aceleración torácica máxima y la deflexión máxima del tórax:

$$\text{CTI} = \frac{A_{\text{máx}}}{A_c} + \frac{D_{\text{máx}}}{D_c} \tag{3.9}$$

donde A_c y D_c son los valores de intercepción de aceleración y deflexión respectivamente (no deben confundirse con los límites regulatorios individuales de FMVSS 208). Los valores de referencia para el Hybrid III 50th son $A_c = 90\, g$ y $D_c = 103$ mm. El umbral regulatorio es CTI $= 1{,}0$, correspondiente a un 25 % de probabilidad de lesión torácica AIS ≥ 3. La probabilidad de lesión se calcula mediante regresión logística para cuatro niveles de severidad:

$$p(\text{AIS} \geq 2) = \frac{1}{1 + e^{4{,}847 - 6{,}036\, \text{CTI}}}, \qquad p(\text{AIS} \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{8{,}224 - 7{,}125\, \text{CTI}}} \tag{3.10}$$

$$p(\text{AIS} \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{9{,}872 - 7{,}125\, \text{CTI}}}, \qquad p(\text{AIS} \geq 5) = \frac{1}{1 + e^{14{,}242 - 6{,}589\, \text{CTI}}} \tag{3.11}$$

Capítulo 4

Resultados

Los resultados de las simulaciones de colisión se presentan a continuación, separados en dos conjuntos según el vehículo: el $\mathrm{Automóvil}$ y el $\mathrm{Carrito\ de\ Carga}$.

Para el $\mathrm{Automóvil}$ se realizaron 18 simulaciones, separadas según tres zonas de impacto: $\mathrm{Frontal}$, $\mathrm{Lateral}$ y $\mathrm{Lateral\text{-}Motor}$. Cada una de estas configuraciones contempla tres ramas de angulo de impacto: $45°$, $90°$ y $135°$, y dentro de cada rama se evalúan dos velocidades: $15\ \mathrm{km/h}$ y $25\ \mathrm{km/h}$.

Para el $\mathrm{Carrito\ de\ Carga}$ se realizaron 10 simulaciones, separadas según dos zonas de impacto: $\mathrm{Frontal}$ y $\mathrm{Lateral}$. Al igual que en el caso del automóvil, cada configuración contempla las ramas de velocidad $15\ \mathrm{km/h}$ y $25\ \mathrm{km/h}$; sin embargo, la configuración Frontal solo se evaluó en los ángulos de incidencia $45°$ y $90°$, mientras que la configuración Lateral contempla los tres ángulos $45°$, $90°$ y $135°$.

Inicialmente se muestra la tabla 4.1 resumen de resultados del Automóvil y la tabla 4.2 resumen de resultados del Carrito de Carga, ambas con el estado (PASS/FALLA) segun el umbral de cada criterio, para sus respectivas simulaciones. Recordemos que los umbrales representan un nivel de probabilidad de lesión:

- HIC_{15} = 700; 31 % de probabilidad de fractura de cráneo (AIS $\geq$ 2).
- RIC_{36} = $1{,}03 \times 10^7$; 50 % de probabilidad de lesión cerebral leve (mTBI).
- BrIC = $0{,}5$; aproximadamente 50 % de probabilidad de concusión (AIS $\geq$ 2).
- N_{ij} = $1{,}0$; 22 % de probabilidad de lesión cervical grave (AIS $\geq$ 3).
- CTI = $1{,}0$; 25 % de probabilidad de lesión torácica grave (AIS $\geq$ 3).

En las secciones 4.2 y 4.3 se muestran los resultados para cada vehículo, Automóvil y Carrito de Carga respectivamente, se reportan los resultados por zona de impacto, con una tabla resumen de si el criterio supero o no el umbral de evaluación, seguido de cinco gráficos, uno para cada criterio, donde se gráfica el valor numérico por angulo diferenciando entre $15\ \mathrm{km/h}$ y $25\ \mathrm{km/h}$ mediante color azul y rojo respectivamente. Tanto la tabla como los gráficos se presentan como resumen al inicio de cada zona de impacto.

Al final en la sección 4.4 se agrego unos gráficos clasificados por criterio de lesión, donde se muestran los resultados de todas las simulaciones del automóvil y del carrito de carga para cada criterio. Se ordenaron por zona de impacto y angulo, mostrando el valor numérico diferenciando entre $15\ \mathrm{km/h}$ y $25\ \mathrm{km/h}$ mediante color azul y rojo respectivamente, ademas de una linea punteada que representa el umbral de cada criterio.

En los anexos A, B y C se dejo para cada simulación las tablas con el resultado numéricos, las fotografías y los gráficos, respectivamente. La tablas de resultados, por su parte, se presentan como un conjunto de cinco tablas con los valores detallados para los criterios de lesión: el HIC_{15} se presenta junto a su probabilidad de fractura craneal asociada (AIS2+) y su umbral; el RIC_{36} junto a su umbral de referencia; el BrIC con las probabilidades de lesión cerebral difusa para los niveles AIS2 a AIS5; el N_{ij} junto a las cargas de cuello (F_z, M_y), el cuadrante de falla dominante, su umbral y probabilidad para los niveles AIS2 a AIS5; y el CTI junto a la aceleración torácica máxima (A_{max}), la deflexión máxima (D_{max}) y las probabilidades de lesión torácica grave para los niveles AIS2 a AIS5. Todos los criterios se calcularon sobre la ventana temporal de análisis 20-500 ms (o hasta el tiempo final disponible de la simulación, cuando este es inferior a 500 ms). Las fotografías tomadas desde las simulaciones se presentan en formato de 3 cuadros mostrando la configuración antes de comenzar la simulación, luego en el momento que colisiona y finalmente en un momento posterior a la colisión. Las simulaciones que fallaron se mostraran con 3 cuadros igualmente, pero repartiendo los últimos dos cuadros en el tiempo, para que se logre ver como fue la secuencia del choque en el tiempo que alcanzo a simular. Los gráficos están ordenados en una sola figura para cada simulación, se presentan las 3 variables que se utilizaron en el calculo de los criterios de lesión para la cabeza en una columna, en la otra columna se muestra las 2 variables utilizadas para el criterio de lesión del cuello y debajo de estas se muestran otras 2 mas que corresponden a las variables utilizadas en el calculo del criterio de lesión para el tórax.

4.1. Resumen general de resultados

Tabla 4.1: Resumen general de evaluación de criterios de lesión — Automóvil.

Configuración	V_0 **(km/h)**	θ_i (°)	**HIC**$_{15}$	**RIC**$_{36}$	**BrIC**	**N**$_{ij}$	**CTI**
Frontal	15	45	**FALLA**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
Frontal	15	90	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**
Frontal	15	135	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
Frontal	25	45	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**
Frontal	25	90	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
Frontal	25	135	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**
Lateral	15	45	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
Lateral	15	90	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
Lateral	15	135	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**
Lateral	25	45	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
Lateral	25	90	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**
Lateral	25	135	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**	**FALLA**
Lateral-Motor	15	45	**PASS**	**FALLA**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
Lateral-Motor	15	90	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**
Lateral-Motor	15	135	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
Lateral-Motor	25	45	**FALLA**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**	**FALLA**
Lateral-Motor	25	90	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**
Lateral-Motor	25	135	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**	**FALLA**

Tabla 4.2: Resumen general de evaluación de criterios de lesión — Carrito de Carga.

Configuración	V_0 **(km/h)**	θ_i (°)	**HIC**$_{15}$	**RIC**$_{36}$	**BrIC**	**N**$_{ij}$	**CTI**
Frontal	15	45	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
Frontal	15	90	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**
Frontal	25	45	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
Frontal	25	90	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
Lateral	15	45	**PASS**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**PASS**
Lateral	15	90	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**
Lateral	15	135	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
Lateral	25	45	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**
Lateral	25	90	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
Lateral	25	135	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**

4.2. Resultados Automóvil

4.2.1. Configuración frontal

Tabla 4.3: Resumen de evaluación de criterios de lesión — Automóvil, configuración frontal.

V_0 (km/h)	θ_i (°)	HIC_{15}	RIC_{36}	BrIC	N_{ij}	CTI
15	45	**FALLA**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
15	90	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**
15	135	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
25	45	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**
25	90	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
25	135	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**

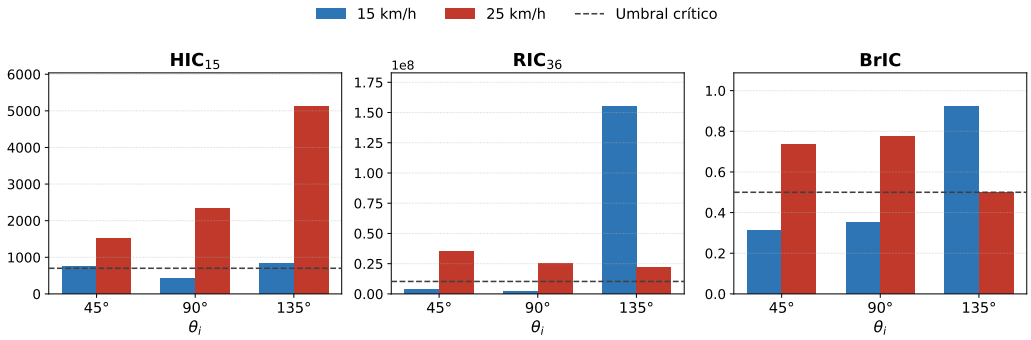


Figura 4.1: HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Automóvil en configuración frontal - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo.

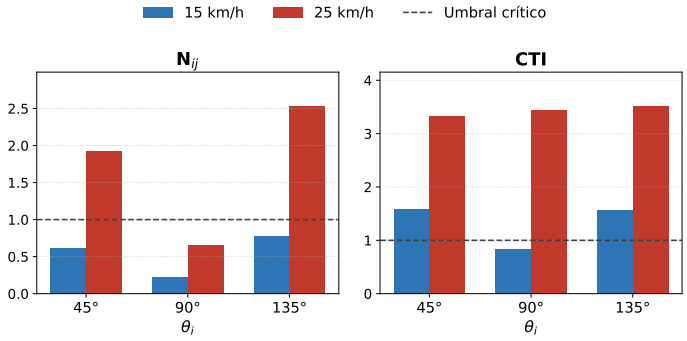


Figura 4.2: N_{ij}, CTI Automóvil en configuración frontal - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo.

4.2.2. Configuración lateral

Tabla 4.4: Resumen de evaluación de criterios de lesión — Automóvil, configuración lateral.

V_0 (km/h)	θ_i (°)	HIC_{15}	RIC_{36}	BrIC	N_{ij}	CTI
15	45	PASS	PASS	PASS	PASS	FALLA
15	90	PASS	PASS	PASS	PASS	FALLA
15	135	PASS	PASS	PASS	PASS	PASS
25	45	FALLA	FALLA	PASS	PASS	FALLA
25	90	FALLA	FALLA	FALLA	FALLA	FALLA
25	135	FALLA	FALLA	PASS	FALLA	FALLA

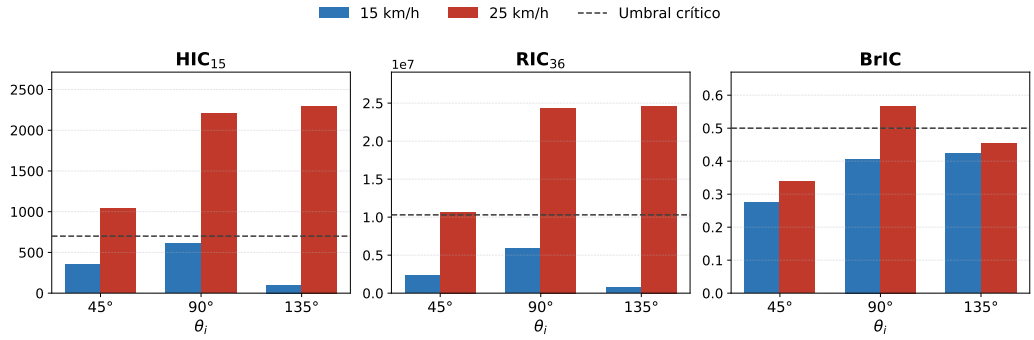


Figura 4.3: HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Automóvil en configuración lateral - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo.

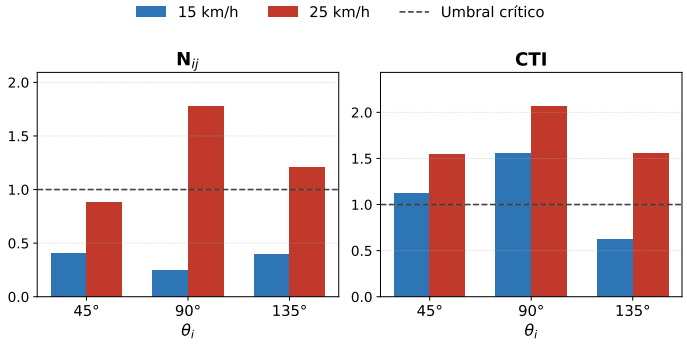


Figura 4.4: N_{ij}, CTI Automóvil en configuración lateral - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo.

4.2.3. Configuración lateral-motor

Tabla 4.5: Resumen de evaluación de criterios de lesión — Automóvil, configuración lateral-motor.

V_0 (km/h)	θ_i (°)	HIC_{15}	RIC_{36}	BrIC	N_{ij}	CTI
15	45	PASS	FALLA	PASS	PASS	FALLA
15	90	PASS	PASS	PASS	PASS	PASS
15	135	PASS	PASS	PASS	PASS	FALLA
25	45	FALLA	PASS	PASS	FALLA	FALLA
25	90	FALLA	FALLA	FALLA	FALLA	FALLA
25	135	PASS	PASS	PASS	FALLA	FALLA

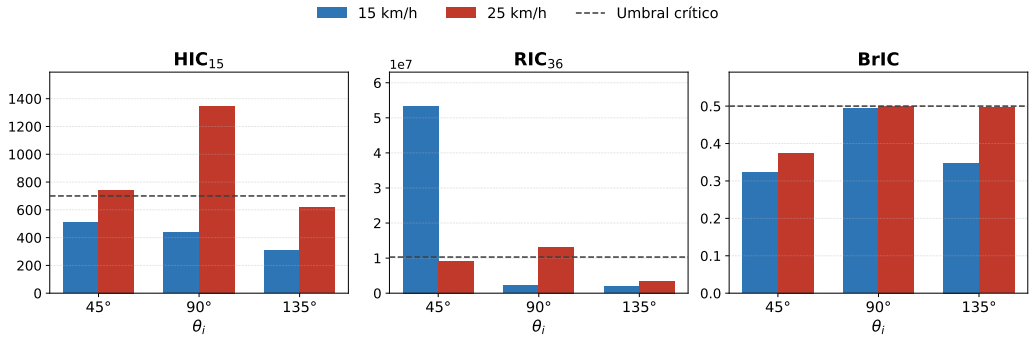


Figura 4.5: HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Automóvil en configuración lateral-motor - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo.

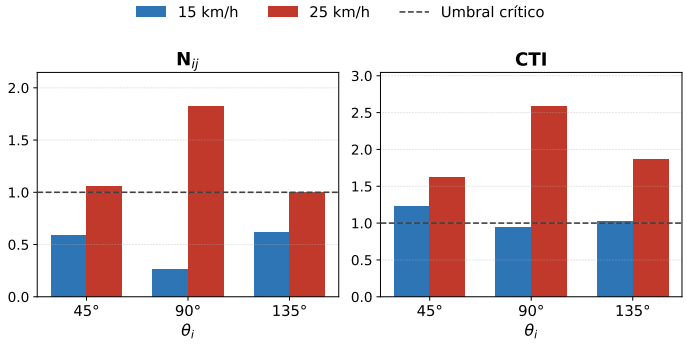


Figura 4.6: N_{ij}, CTI Automóvil en configuración lateral-motor - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo.

4.3. Resultados del Carrito de Carga

4.3.1. Configuración frontal

Tabla 4.6: Resumen de evaluación de criterios de lesión — Carrito de Carga, configuración frontal.

V_0 (km/h)	θ_i (°)	HIC_{15}	RIC_{36}	BrIC	N_{ij}	CTI
15	45	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
15	90	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**
25	45	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
25	90	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**

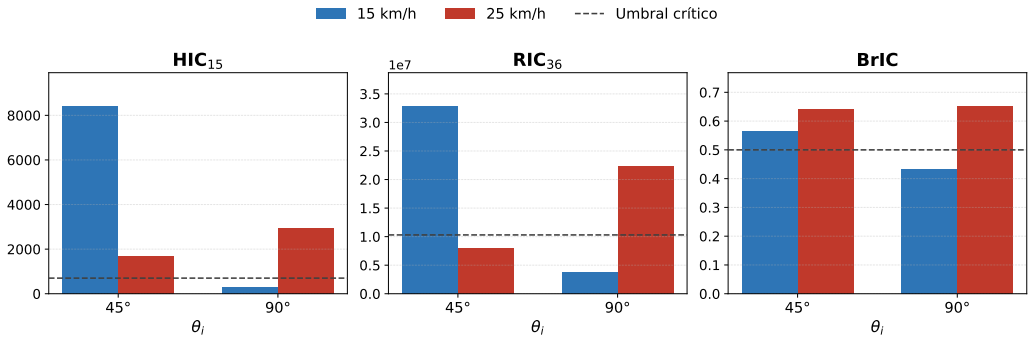


Figura 4.7: HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Carrito de Carga en configuración frontal - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo.

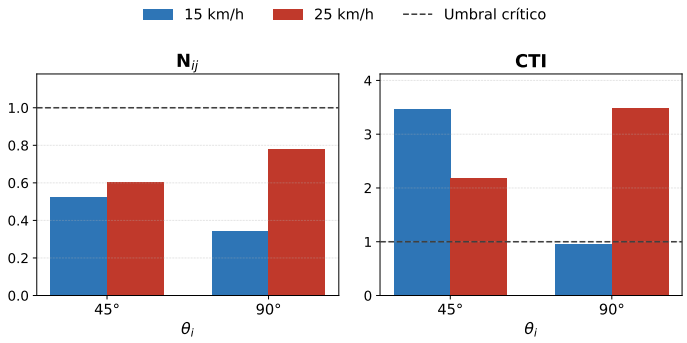


Figura 4.8: N_{ij}, CTI Carrito de Carga en configuración frontal - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo.

4.3.2. Configuración lateral

Tabla 4.7: Resumen de evaluación de criterios de lesión — Carrito de Carga, configuración lateral.

V_0 (km/h)	θ_i (°)	HIC_{15}	RIC_{36}	BrIC	N_{ij}	CTI
15	45	**PASS**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**PASS**
15	90	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**
15	135	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**PASS**	**FALLA**
25	45	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**
25	90	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**
25	135	**FALLA**	**FALLA**	**FALLA**	**PASS**	**FALLA**

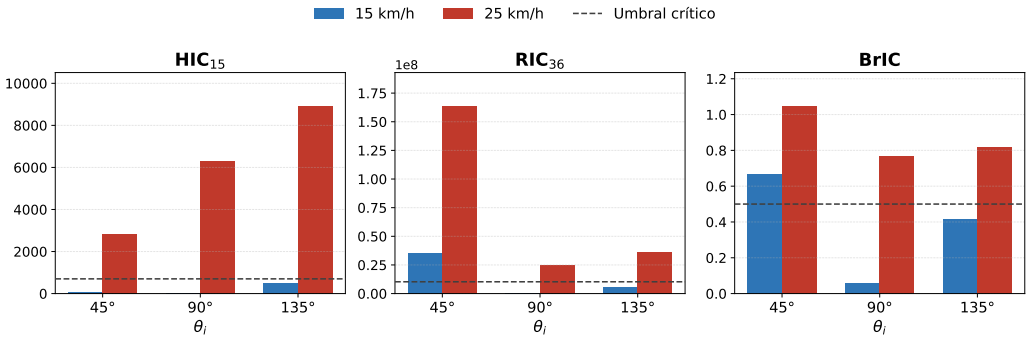


Figura 4.9: HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC Carrito de Carga en configuración lateral - Comparación de criterios de cabeza según velocidad y ángulo.

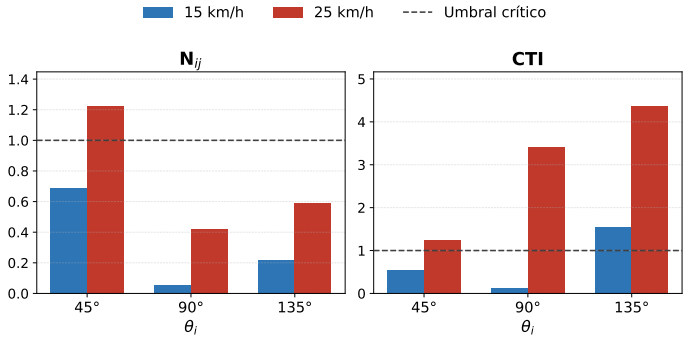


Figura 4.10: N_{ij}, CTI Carrito de Carga en configuración lateral - Comparación de criterios de cuello y tórax según velocidad y ángulo.

4.4. Resultados por criterio

A continuación se presentan los resultados para cada criterio de lesión, diferenciando entre $15\ \mathrm{km/h}$ (azul) y $25\ \mathrm{km/h}$ (rojo), con la línea punteada indicando el umbral crítico correspondiente.

4.4.1. HIC_{15}

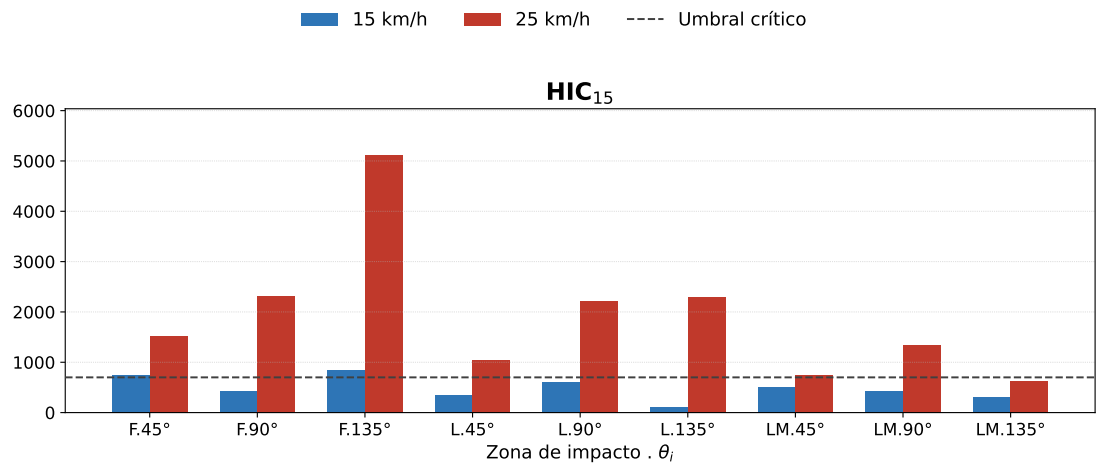


Figura 4.11: HIC_{15} por zona de impacto y ángulo — Automóvil.

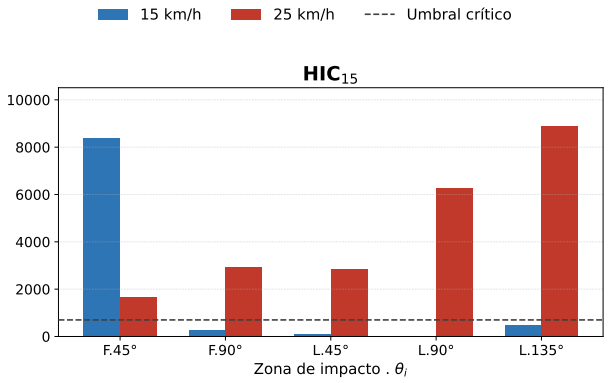


Figura 4.12: HIC_{15} por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga.

4.4.2. RIC_{36}

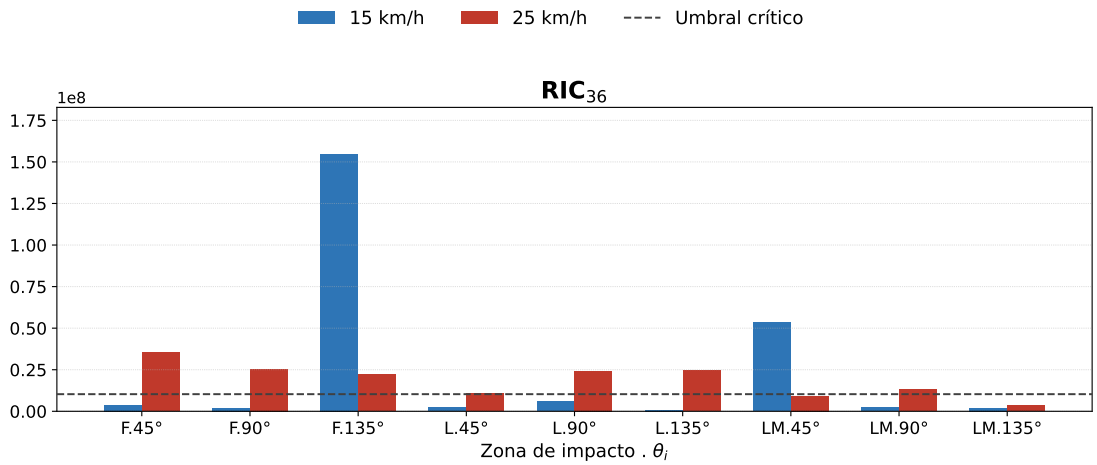


Figura 4.13: RIC_{36} por zona de impacto y ángulo — Automóvil.

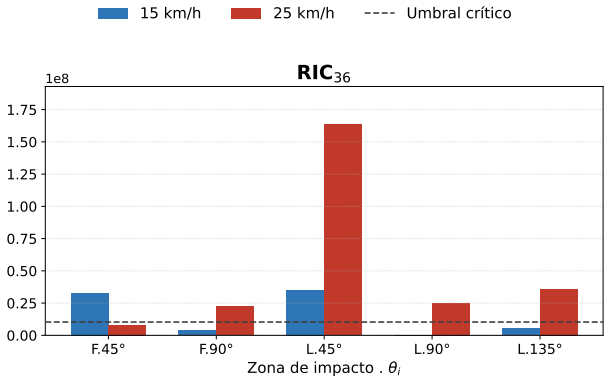


Figura 4.14: RIC_{36} por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga.

4.4.3. BrIC

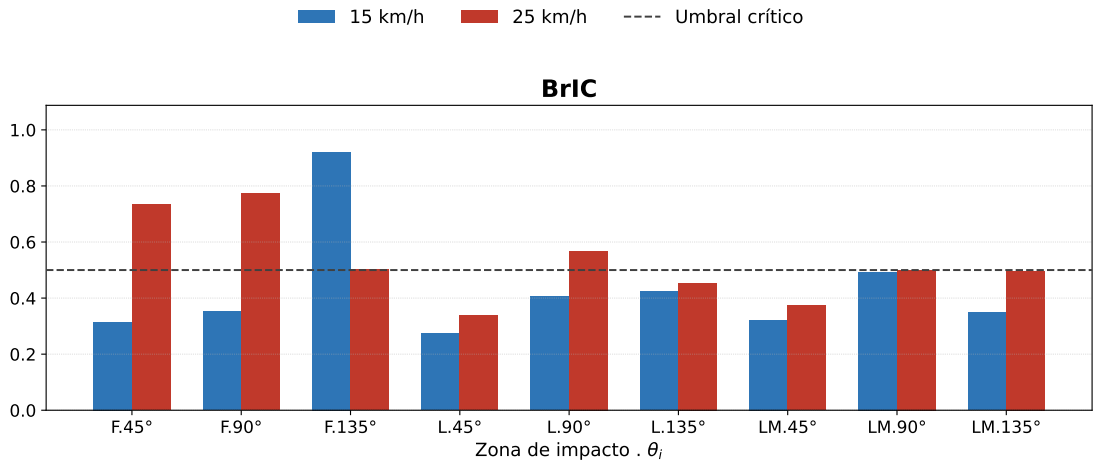


Figura 4.15: BrIC por zona de impacto y ángulo — Automóvil.

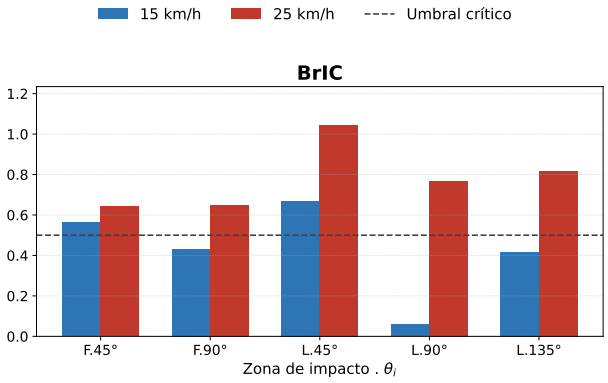


Figura 4.16: BrIC por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga.

4.4.4. $\mathbf{N}_{ij}$

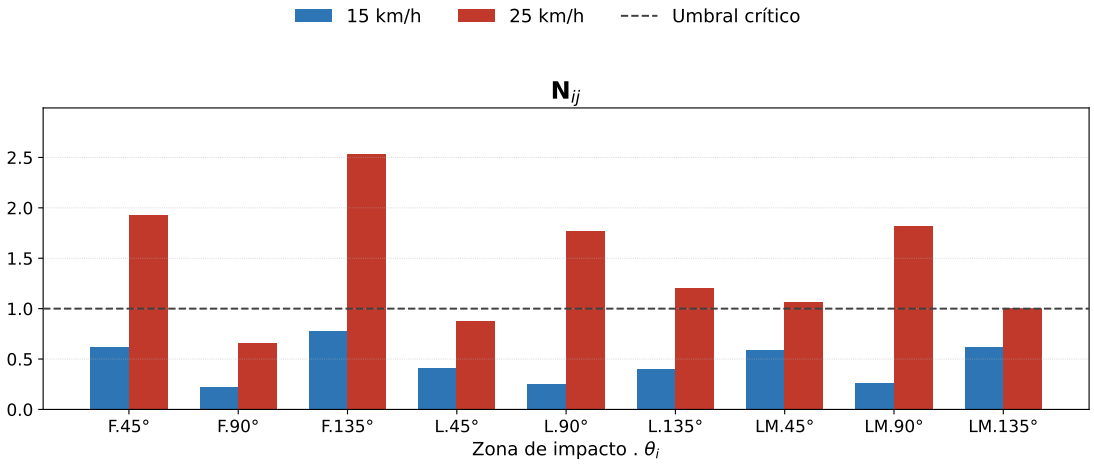


Figura 4.17: N_{ij} por zona de impacto y ángulo — Automóvil.

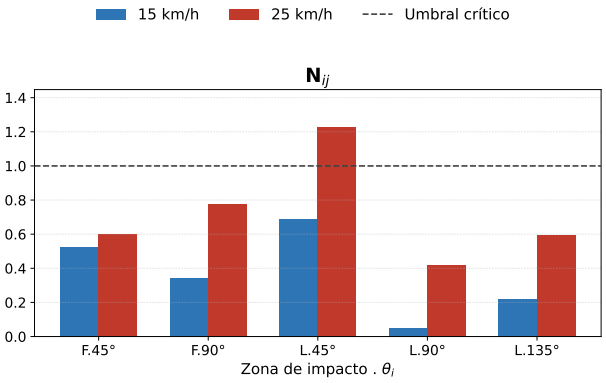


Figura 4.18: N_{ij} por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga.

4.4.5. CTI

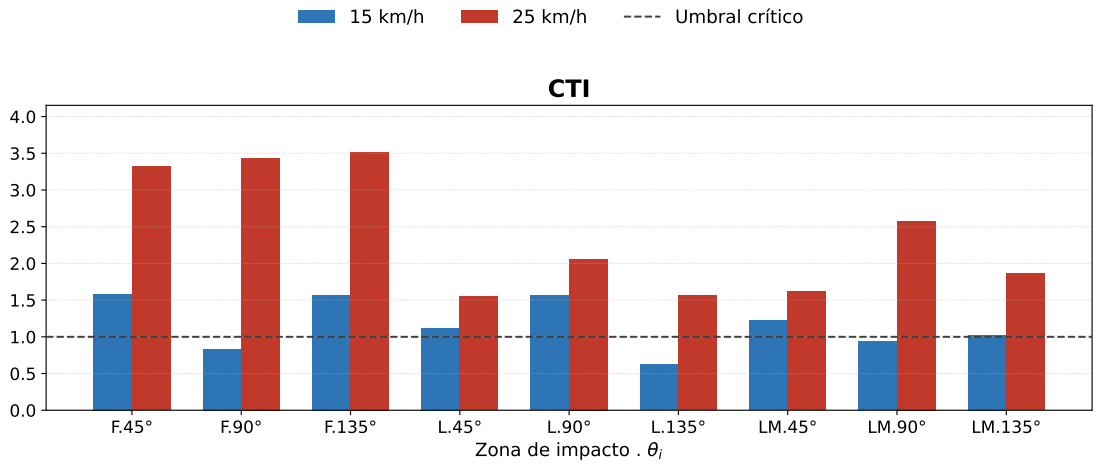


Figura 4.19: CTI por zona de impacto y ángulo — Automóvil.

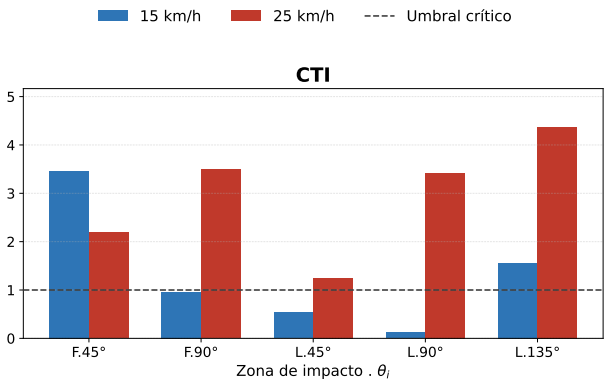


Figura 4.20: CTI por zona de impacto y ángulo — Carrito de Carga.

Capítulo 5

Análisis y Discusión de Resultados

En este capítulo se analizan de forma transversal los resultados presentados en el Capítulo de Resultados, identificando las configuraciones de impacto más críticas para cada región corporal evaluada (cabeza, cuello y tórax) y discutiendo los mecanismos de lesión asociados, tanto para el vehículo $\mathrm{Automóvil}$ como para el $\mathrm{Carrito\ de\ Carga}$. El análisis se apoya en las Tablas 4.1 y 4.2, y en las tablas de detalle de cada configuración.

Para una buena compresión del análisis es buen recordar que significa cada umbral de los criterios de lesión:

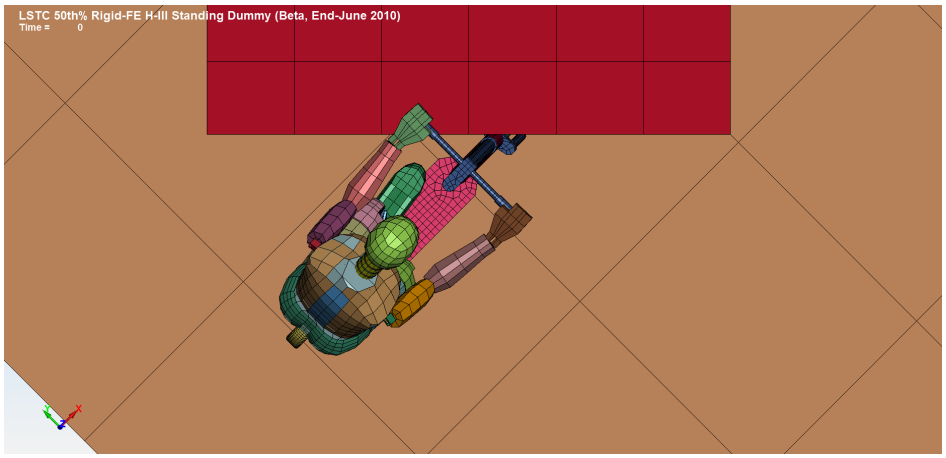
- HIC_{15} = 700; 31 % de probabilidad de fractura de cráneo (AIS $\geq$ 2).
- RIC_{36} = $1{,}03 \times 10^7$; 50 % de probabilidad de lesión cerebral leve (mTBI).
- BrIC = $0{,}5$; aproximadamente 50 % de probabilidad de concusión (AIS $\geq$ 2).
- N_{ij} = $1{,}0$; 22 % de probabilidad de lesión cervical grave (AIS $\geq$ 3).
- CTI = $1{,}0$; 25 % de probabilidad de lesión torácica grave (AIS $\geq$ 3).

5.1. Riesgo de lesión craneal

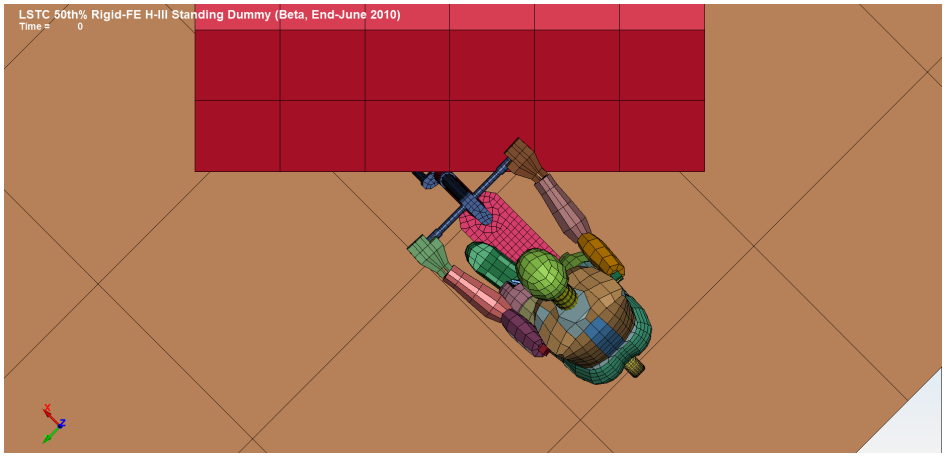
De manera consistente en las 18 simulaciones del Automóvil, la velocidad de impacto resulta ser el factor que domina la severidad de la respuesta craneal: a 15 km/h, 7 de las 9 configuraciones no superan el umbral de HIC_{15}, mientras que 7 de 9 no superan el umbral del RIC_{36}, mientras que a 25 km/h prácticamente la totalidad de las configuraciones supera ambos umbrales (8 de 9 casos en HIC_{15} y 7 de 9 en RIC_{36}), con la

única excepción de Lateral-Motor 25 km/h 135°, que se mantiene por debajo ambos umbrales.

La configuración que presenta la mayor probabilidad de lesión craneal es Frontal 25 km/h 135°, donde el HIC_{15} alcanza 5.116, más de 7 veces el umbral de referencia de 700, con una probabilidad de fractura craneal (AIS2+) que satura en 100 %. En las simulaciones se vio que para esta configuración frontal, la cabeza choca directamente contra el capo del auto (fig. B.4). Para la configuración Frontal 25 km/h 45°, también ocurre esto pero existe una leve diferencia en la posición inicial (Frontal 25 km/h 135° inicia al centro y Frontal 25 km/h 45° inicia medio elemento hacia la izquierda del auto que es hacia donde sale proyectado el dummy fig. 5.1) lo que hace que donde y como colisiona la cabeza con el capo sea diferente, haciendo que en 135° tenga un mayor HIC_{15} en comparación a la configuración de 45°. En orden de severidad, le sigue Frontal 25 km/h 90° con HIC_{15}=2.322, se ve en la simulación un whiplash en la cabeza para el momento de donde se maximizo el HIC_{15}, sin llegar a que la cabeza colisione con el capo como en la otras configuraciones, luego le siguen las configuraciones Lateral 25 km/h 135° con HIC_{15}=2.300 y Lateral 25 km/h 90° con HIC_{15}=2.209, ambas simulaciones tienen contacto directo del automóvil con la cabeza (fig. B.10 y B.9).



(a)



(b)

Figura 5.1: Comparativa posición inicial frontal 45° y 135°

Un resultado especialmente notable es que el valor máximo de ambos RIC_{36} y BrIC del Automóvil ocurre en la misma configuración, $\mathrm{Frontal\ 15\ km/h\ 135°}$ ($\mathrm{RIC}_{36} = 1{,}55 \times 10^{8}$, $\mathrm{BrIC} = 0{,}9216$), pese a tratarse de una velocidad de impacto moderada. Este resultado es contraintuitivo respecto al patrón general de dependencia de la velocidad observado en HIC_{15}, pero esto se debe a un golpe en la mandíbula del dummy, post colisión contra el vehículo (fig. 5.2). Dado que el recorte de tiempo donde se evalúan los resultados, se estableció de forma general para todas las simulaciones, no se consideran estos valores como parte valida de la simulación, ya que, no se están evaluando las consecuencias post colisión, debido a la complejidad de la caída como tal la cual podría variar con solo una pequeña modificación en la velocidad o posición inicial.

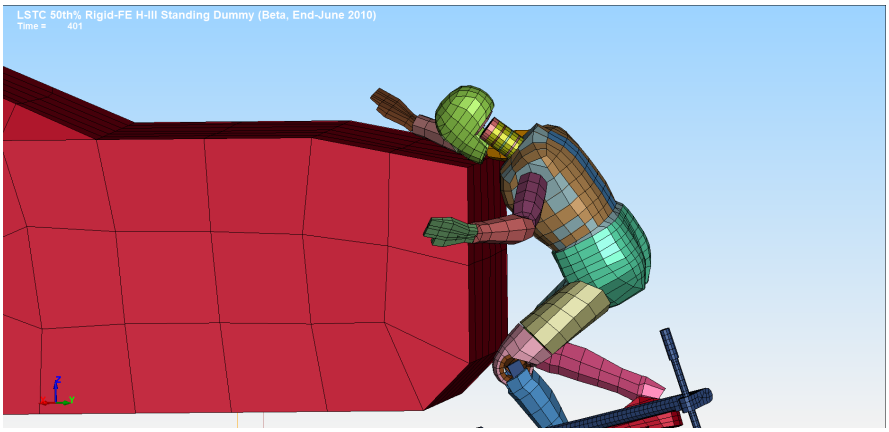


Figura 5.2: Contacto Mandíbula Frontal 15km/h 135°

Cabe destacar que, pese a este valor elevado de BrIC, solo 6 de las 18 configuraciones del Automóvil (33 %) superan el umbral de referencia de 0,5 para este criterio, concentradas mayoritariamente en las configuraciones a 25 km/h y en el ángulo de 90°. Si bien esto matiza la conclusión inicial, el HIC sigue presentando una superación del umbral más alta y sistemática que el BrIC, por lo que la lesión focal sigue siendo el mecanismo predominante, aunque el daño axonal difuso deja de ser un riesgo despreciable a 25 km/h.

Para el $\mathrm{Carrito\ de\ Carga}$ se observa una dependencia de la velocidad marcadamente similar a la identificada en el Automóvil: a 15 km/h, 4 de las 5 simulaciones están por debajo del umbral del HIC_{15} (Frontal-90°, Lateral-45°, Lateral-90° y Lateral-135°), mientras que a 25 km/h la totalidad de los casos (5 de 5) supera dicho umbral. La única excepción a este patrón ordenado a 15 km/h es la configuración $\mathrm{Frontal\ 15\ km/h\ 45°}$, donde el HIC_{15} alcanza 8.401, muy por sobre el resultado de su contraparte a 90° ($\mathrm{HIC}_{15} = 291{,}4$), pese a tratarse de la misma velocidad de impacto. Este resultado podría constituir un caso atípico dentro del conjunto de datos. Se observó que la costilla del dummy entra en contacto con un borde de 90° del modelo del carrito (figura Figura 5.3), justo en el instante en que se registran los máximos de HIC_{15} y de aceleración del tórax, lo que sugiere que dicho pico podría corresponder a una liberación artificial de energía numérica más que a la severidad física real del impacto, y no necesariamente a un mecanismo de lesión representativo de esta configuración.

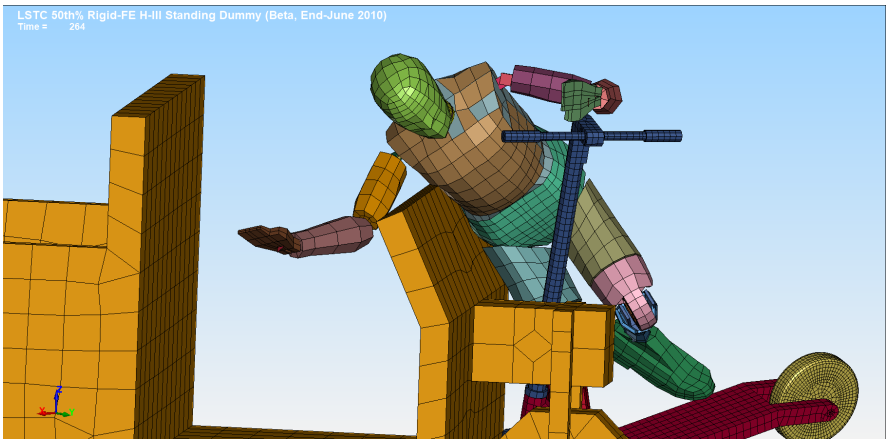


Figura 5.3: Contacto en Frontal 15 km/h a 45°

En cuanto a los valores máximos, la configuración más severa del Carrito de Carga es $\text{Lateral } 25 \text{ km/h } 135°$ ($\text{HIC}_{15} = 8{,}909$, P(AIS2+) $= 100\,\%$), en un orden de magnitud comparable al de las peores configuraciones del Automóvil, aunque sin llegar a los valores extremos del RIC_{36} registrados por este último. En cuanto al RIC_{36} del Carrito de Carga, su valor más extremo también se registra en una configuración lateral a 25 km/h ($1{,}64 \times 10^8$ en $\text{Lateral } 25 \text{ km/h } 45°$, más de 15 veces el umbral), lo que confirma que la combinación de $\text{impacto lateral y alta velocidad}$ constituye, independientemente del vehículo, una condición particularmente exigente para la cinemática rotacional de la cabeza.

A diferencia del Automóvil, el BrIC del Carrito de Carga sí supera el umbral de referencia en 7 de las 10 simulaciones, teniendo su máximo en la configuración $\text{Lateral } 25 \text{ km/h } 45°$ ($\text{BrIC} = 1{,}0463$) siendo el único caso que además supera el umbral unitario. Es interesante notar que, al analizar el efecto del ángulo dentro de cada grupo del Carrito de Carga, el patrón es opuesto al observado en el Automóvil: el BrIC más alto se registra a $45°$ en 3 de los 4 grupos disponibles (Frontal-15, Lateral-15 y Lateral-25), y solo en Frontal-25 el máximo se desplaza a 90°, por un margen muy estrecho (0,651 frente a 0,642 a 45°). Esto sugiere que, para la geometría del Carrito de Carga, es el ángulo oblicuo de 45° (y no el impacto perpendicular a 90° como en el automóvil) el que tiende a maximizar la velocidad angular de la cabeza, posiblemente por una mayor componente de rotación introducida al golpear una esquina o borde de la estructura del carrito en lugar de una superficie plana.

5.2. Riesgo de lesión cervical

El análisis de las 18 configuraciones del Automóvil muestra que la condición de carga cervical predominante es la $\mathrm{compresión\text{-}flexión}$ (N_{cf}), presente en 10 de los 18 casos (55,6 %), seguida por compresión-extensión (N_{ce}, 6 casos), tensión-flexión (N_{tf}, 1 caso) y tensión-extensión (N_{te}, 1 caso). Al analizar por velocidad se observa un matiz relevante: a 15 km/h domina la compresión-flexión (6 de 9 casos), mientras que a 25 km/h la distribución se equilibra entre compresión-flexión y compresión-extensión (4 de 9 casos cada una). Esto sugiere que, a baja velocidad, el mecanismo predominante es de tipo "vaulting": el conductor es proyectado hacia adelante sobre el manillar, generando flexión cervical combinada con carga axial de compresión, si bien no es el mismo escenario que el choque con bordillo, el cuerpo a los 15 km/h tiende a ir adelante sin alcanzar a llegar al auto y luego vuelve hacia atrás tipo $\mathrm{whiplash}$, esto se vio directamente en las simulaciones, mientras que a mayor velocidad la cabeza alcanza a tocar el auto y el rebote introduce con más frecuencia un componente de extensión.

La combinación de carga axial de compresión con flexión se asocia biomecánicamente a un mecanismo de falla que compromete principalmente el $\mathrm{complejo\ ligamentoso\ posterior}$ y el cuerpo vertebral (riesgo de fractura por compresión), mientras que las condiciones dominadas por extensión, están clásicamente asociadas a la falla del $\mathrm{ligamento\ longitudinal\ anterior}$, por la elongación que sufre la cara anterior de la columna cervical durante el movimiento de extensión de la cabeza respecto al tronco. Si bien la flexión del cuello es lo que mas se repite (10 de 18), en la mayoría de las simulaciones no supera el umbral determinado como falla del criterio, solo lo supera en 3, osea un 30 % de las simulaciones en flexión, no así las 8 simulaciones que están el cuadrante de extensión, donde 4 de estas superan el umbral, osea un 50 %.

En términos de severidad categorizada por la velocidad, el criterio N_{ij} supera el umbral regulatorio de 1,0 en 7 de las 9 configuraciones de 25 km/h (todas excepto Frontal 25 km/h 90° y Lateral 25 km/h 45°), mientras que a 15 km/h ninguna configuración lo supera. El caso más severo del estudio es $\mathrm{Frontal\ 25\ km/h\ 135°}$ ($N_{ij} = 2{,}5$, cuadrante N_{tf}). Esto confirma nuevamente que la velocidad de impacto es la variable dominante en la severidad de la respuesta cervical, de forma consistente con lo observado para la región craneal, aunque con un margen de seguridad más amplio a 15 km/h que el identificado previamente.

Para el $\mathrm{Carrito\ de\ Carga}$, en cambio, el riesgo cervical resulta considerablemente menos crítico y menos ordenado que en el Automóvil. La distribución de cuadrantes

de falla es mucho más heterogénea: de las 10 simulaciones, 4 corresponden a tensión-extensión (N_{te}), 3 a compresión-flexión (N_{cf}), 2 a compresión-extensión (N_{ce}) y 1 a tensión-flexión (N_{tf}), sin que se observe el claro predominio de la compresión-flexión identificado en el Automóvil. Esto refuerza la idea de que la respuesta cervical en el Carrito de Carga está gobernada en mayor medida por la geometría puntual de cada configuración de impacto que por un mecanismo cinemático dominante y repetible como el $\mathrm{vaulting}$ identificado en el Automóvil.

En términos de severidad, el N_{ij} del Carrito de Carga supera el umbral regulatorio de 1,0 en una sola de las 10 simulaciones ($\mathrm{Lateral\ 25\ km/h\ 45°}$, $N_{ij} = 1{,}227$), muy por debajo de la tasa de falla observada en el Automóvil (7 de 9 casos a 25 km/h). Esta diferencia es consistente con el hecho de que dicho caso es, para el Carrito de Carga, la única simulación en que la cabeza del dummy impacta a alta velocidad contra un elemento sólido del vehículo (específicamente el respaldo del conductor, véase figura Figura 5.4), a diferencia del resto de las configuraciones, en las que la cabeza no llega a contactar una superficie rígida mientras conserva una velocidad relevante (la excepción parcial es Lateral 15 km/h 45°, donde la cabeza sí contacta el manubrio del scooter, pero una vez disipada gran parte de la velocidad post-colisión). Esta misma ausencia de contacto directo cabeza-superficie rígida a alta velocidad explicaría por qué el N_{ij} se mantiene controlado en la gran mayoría de las simulaciones del Carrito de Carga: sin un impacto que fuerce un giro brusco de la cabeza, no se generan las cargas de cuello necesarias para activar este criterio. En contraste, el Automóvil presenta una superficie de contacto continua (capó y carrocería) que se involucra de forma consistente en la mayoría de las configuraciones a 25 km/h, lo que explica su tasa de falla sistemáticamente más alta en N_{ij}.

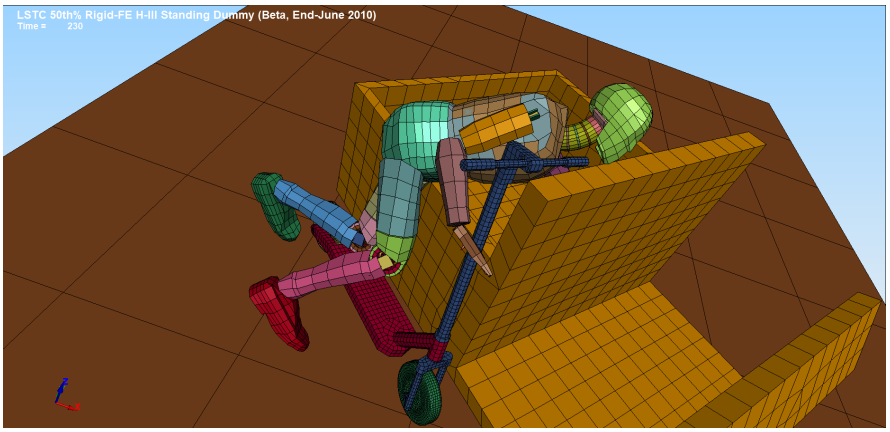


Figura 5.4: Lateral 25 km/h a 45° Cabeza del Dummy

5.3. Riesgo de lesión torácica

El resultado más relevante para la región torácica del Automóvil es que el criterio CTI supera el umbral regulatorio de 1,0 en 15 de las 18 simulaciones, incluyendo la mayoría de las configuraciones de 15 km/h. Las únicas configuraciones que se mantienen dentro del umbral son Frontal 15 km/h 90° (CTI = 0,832), Lateral-Motor 15 km/h 90° (CTI = 0,939) y Lateral 15 km/h 135° (CTI = 0,624), todas ellas a 15 km/h. Al descomponer el CTI en sus dos componentes, aceleración torácica máxima (A_{max}) y deflexión torácica máxima (D_{max}), se observa un patrón sistemático: la deflexión nunca supera individualmente su límite de referencia de 63 mm en ninguno de los 18 casos (el valor máximo registrado es 34,6 mm, en Frontal 25 km/h 90°), mientras que la aceleración torácica supera su límite individual de 60 g en 14 de los 18 casos. Las cuatro configuraciones que se mantienen por debajo de este umbral individual son precisamente las tres antes mencionadas más Lateral-Motor 15 km/h 135° ($A_{max} = 59{,}1\ g$, muy cerca del límite). En consecuencia, es la componente de aceleración y no la de deflexión la que domina de forma prácticamente exclusiva la falla del criterio CTI en este estudio.

Esta observación admite al menos dos interpretaciones, no necesariamente excluyentes entre sí:

1. Filtrado insuficiente de la señal de aceleración torácica. El canal de frecuencia utilizado para A_{max} fue CFC 180, siguiendo la recomendación de la norma SAE J211-1 para señales de aceleración torácica. Sin embargo, es posible que este filtro no sea suficiente para atenuar componentes de alta frecuencia asociadas a ruido numérico de contacto (spikes) propios de la discretización por elementos finitos, especialmente en interfaces de contacto rígidas como dummy–vehículo. Esto podría estar sobreestimando artificialmente la aceleración pico registrada, sin que ello refleje necesariamente una carga fisiológicamente representativa sobre el tórax.

2. Geometría de contacto desfavorable entre el scooter, el dummy y el vehículo. A diferencia de un peatón, el conductor de e-scooter se encuentra elevado sobre la base, lo que reduce su capacidad de apartarse de la trayectoria de impacto una vez iniciada la colisión. Además, la altura del capó y el contorno frontal/-lateral de un automóvil hace que, en varias de las configuraciones simuladas, la zona de contacto relevante quede posicionada a la altura del tórax del dummy,

además si el ocupante no colisiona primero con el scooter, termina colisionando directamente con la carrocería del vehículo. Esta condición generaría picos de aceleración torácica elevados por contacto directo con una superficie de alta rigidez, independientemente del filtro aplicado.

Ambas hipótesis son posibles y no se descartan mutuamente: podría existir un componente real de contacto duro tórax-vehículo cuya magnitud esté además siendo amplificada por un filtrado insuficiente de la señal.

Desde el punto de vista de las probabilidades de lesión torácica grave (AIS3+), los valores más altos se concentran en las configuraciones de 25 km/h, alcanzando en varios casos probabilidades cercanas o iguales al 100 % (por ejemplo, Frontal 25 km/h 135°, con $A_{max} = 185{,}9\,g$ y probabilidad AIS3+ de 100 %), lo que en conjunto con el resultado anterior refuerza la conclusión de que el tórax constituye, junto con la cabeza, una de las regiones corporales de mayor riesgo para el conductor de e-scooter en un escenario de colisión con un vehículo motorizado, incluso a la velocidad moderada de 15 km/h.

El $\mathrm{Carrito\ de\ Carga}$ presenta un comportamiento torácico similar al del Automóvil: el criterio CTI se supera su umbral en 7 de las 10 simulaciones, y a 15 km/h el criterio no supera el umbral en 3 de las 5 configuraciones (Frontal-90°, Lateral-45° y Lateral-90°). Esto sugiere que en el Carrito de Carga el riesgo torácico sí conserva, en general, una dependencia de la velocidad de impacto: a 25 km/h la totalidad de las configuraciones (5 de 5) estan por sobre el umbral del criterio.

Los dos casos particulares donde se supera el umbral del CTI a 15 km/h, quedan explicados por un mecanismo específico antes que por un patrón generalizado de sobrecarga torácica. El primero de estos casos es $\mathrm{Frontal\ 15\ km/h\ 45°}$ (CTI $= 3{,}47$), el mismo escenario identificado como atípico en el análisis craneal; dado que el pico de aceleración torácica ($A_{max} = 203{,}0\,g$) coincide temporalmente con el contacto anómalo de la costilla contra el borde de 90° del modelo, es razonable atribuir este resultado al mismo fenómeno de posible liberación numérica de energía, y no a una condición de riesgo torácico representativa de esta configuración. El segundo caso, $\mathrm{Lateral\ 15\ km/h\ 135°}$ (CTI $= 1{,}55$), corresponde en cambio a un mecanismo genuinamente distinto: se observó que en esta configuración el dummy cae sobre el borde del Carrito de Carga, aplastando el tórax durante la caída, lo cual se refleja en que la deflexión torácica máxima ($D_{max} = 32{,}1$ mm) es la mayor registrada en el conjunto completo de simulaciones del Carrito de Carga, a diferencia del Automóvil, donde, como se mencionó, la

deflexión nunca resulta determinante en que se supere el umbral del CTI. Este hallazgo constituye, por tanto, evidencia adicional a favor de la segunda hipótesis planteada para el Automóvil (geometría de contacto desfavorable), ya que en el Carrito de Carga se identifica un mecanismo de aplastamiento torácico claramente atribuible a la geometría del vehículo (caída sobre un borde estructural) y no a un artefacto de filtrado de señal.

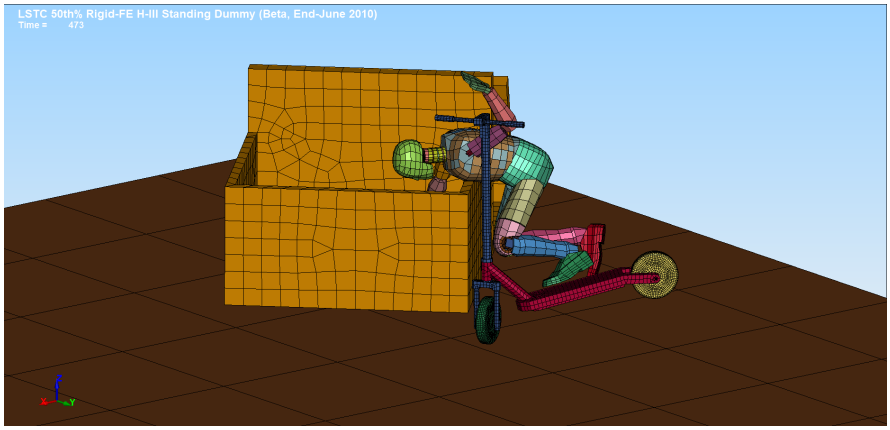


Figura 5.5: Lateral 15 km/h a 135° Dummy sobre sus costillas

Finalmente, se identificó que en la configuración a 90° el manubrio del scooter es el principal responsable de la severidad torácica del Carrito de Carga, dado que en esta orientación el scooter no se aparta de la trayectoria del dummy tras el impacto inicial, a diferencia de lo que ocurre en los ángulos de 45° y 135°, donde el scooter sí se desplaza fuera del camino del ocupante. Descontando el resultado atípico de Frontal 15 km/h 45°, puede afirmarse que las configuraciones a 15 km/h son, en general, las menos lesivas del conjunto para este vehículo, en contraste con el Automóvil.

5.4. Comparación entre vehículos: Automóvil y Carrito de Carga

Al contrastar los resultados de ambos vehículos se identifican tanto similitudes como diferencias relevantes para las conclusiones del estudio. En cuanto a las similitudes, el patrón de dependencia de la velocidad sobre el riesgo craneal (HIC_{15} y RIC_{36}) es prácticamente idéntico en ambos vehículos, tanto en magnitud como en tasa superación del umbral: el HIC_{15} se supera en 10 de las 18 configuraciones del Automóvil (55,6 %) y en 6 de las 10 del Carrito de Carga (60 %), mientras que el RIC_{36} supera el umbral

en 9 de 18 (50 %) y en 6 de 10 (60 %) respectivamente, porcentajes comparables entre ambos vehículos pese a tratarse de geometrías muy distintas. Otra $\mathrm{similitud}$, que en realidad se extiende a los cinco criterios de lesión evaluados, es que todos ellos muestran una dependencia sistemática de la velocidad en su valor numérico: para una misma combinación de vehículo, zona de impacto y ángulo, el valor a 25 km/h es mayor que a 15 km/h en la gran mayoría de los 14 pares comparables. El N_{ij} es el criterio más consistente en este sentido, cumpliendo la dependencia de velocidad en la totalidad de los 14 pares (100 %), sin una sola excepción; le siguen el HIC_{15}, el BrIC y el CTI, cada uno con 13 de 14 pares (92,9 %) que respetan este patrón; mientras que el RIC_{36} es el criterio menos consistente, con solo 11 de 14 pares (78,6 %), presentando tres excepciones (Frontal 15 km/h 135° y Lateral-Motor 15 km/h 45° del Automóvil, y Frontal 15 km/h 45° del Carrito de Carga) en las que el valor a 15 km/h resulta, contraintuitivamente, mayor que a 25 km/h. Es importante notar que esta dependencia de velocidad en el valor numérico no siempre se traduce en una dependencia equivalente respecto al umbral, un criterio puede aumentar de forma consistente con la velocidad y, aun así, mantenerse por debajo (o por sobre) su umbral de falla en ambas velocidades.

En cuanto a las $\mathrm{diferencias}$, el riesgo cervical y el riesgo torácico divergen de forma considerable entre ambos vehículos. El Automóvil presenta una superación sistemática del umbral del N_{ij} 7 de 9 casos a 25 km/h y para 15 km/h ninguna simulación esta por arriba del umbral, ademas se puede ver que mayoritariamente se supera el umbral del CTI (15 de 18 casos, presente incluso a 15 km/h), consistente con una superficie de contacto continua (capó y carrocería) que se involucra de forma consistente en la mayoría de las configuraciones. El Carrito de Carga, en cambio, mayoritariamente no supera el umbral, tanto en N_{ij} (1 de 10 casos) como en CTI (7 de 10 casos, con clara dependencia de la velocidad), pero introduce dos mecanismos de falla cualitativamente distintos y específicos de su geometría, ausentes en el Automóvil.

Resulta particularmente notable la diferencia en el efecto del ángulo de impacto sobre el BrIC entre ambos vehículos: en el Automóvil, el ángulo de $90°$ tiende a maximizar el BrIC en las configuraciones Lateral y Lateral-Motor (aunque no en Frontal, donde el máximo se desplaza a 135° a baja velocidad), mientras que en el Carrito de Carga es el ángulo de $45°$ el que produce sistemáticamente los valores más altos de BrIC (3 de 4 grupos), siendo además la única configuración de todo el estudio del Carrito de Carga que supera el valor unitario (Lateral 25 km/h 45°, $\mathrm{BrIC} = 1{,}0463$). Esta diferencia sugiere que la geometría de contacto que maximiza la velocidad angular de la cabeza (y por tanto el riesgo de daño axonal difuso) depende fuertemente de la for-

ma específica del vehículo impactante: una superficie relativamente continua como la del Automóvil concentra este riesgo en el impacto perpendicular (90°), mientras que la geometría más irregular del Carrito de Carga, con bordes y cambios de sección, lo concentra en el impacto oblicuo (45°), posiblemente por el mayor componente de rotación introducido al golpear una arista en vez de una superficie plana.

En conjunto, esto sugiere que el Carrito de Carga produce, en promedio, un perfil de riesgo cervical y torácico menos severo, pero un patrón de riesgo de mas impredecible en comparación al automóvil. Esta menor predictibilidad puede atribuirse a la geometría más compleja del Carrito de Carga, ya que, mientras el Automóvil presenta una carrocería relativamente continua y de altura uniforme, el Carrito de Carga cuenta con múltiples cambios de sección y zonas de menor altura, lo que permite que el dummy sea propulsado por sobre la altura del propio vehículo en ciertas configuraciones de impacto, generando mecanismos de lesión, como la caída sobre un borde, que no tienen un equivalente directo en las simulaciones del Automóvil. Este estudio tenia como fin buscar alguna relación en los parámetros de daños al cambiar la masa del vehículo, pero no se encontró una clara relación con la masa, si no con la geometría como ya se menciono, esto podría estar influenciado debido a la gran diferencia geométrica entre vehículos, lo cual genera un cambio muy radical en la dinámica de la colisión.

5.5. Síntesis del análisis

En conjunto, los resultados muestran que la velocidad de impacto es, por un margen considerable, la variable de mayor influencia sobre la severidad de la lesión craneal en ambos vehículos evaluados: a 25 km/h la gran mayoría de las configuraciones superan los umbreales de los criterios craneales (HIC_{15}, RIC_{36}), tanto en el Automóvil como en el Carrito de Carga, mientras que a 15 km/h la mayoría de los casos se mantiene dentro de los umbrales de referencia para la cabeza. Esta misma dependencia de la velocidad se traslada al riesgo cervical en el caso del Automóvil (El N_{ij} se supera en 7 de 9 casos a 25 km/h y en ninguno a 15 km/h), y se atenúa considerablemente en el Carrito de Carga, donde el umbral del N_{ij} solo se supera en el caso más severo del estudio.

El tórax, por su parte, se comporta de forma marcadamente distinta entre ambos vehículos: en el Automóvil constituye la región más vulnerable de forma prácticamente sistemática, superando el umbral del criterio CTI en 15 de las 18 configuraciones simuladas (incluyendo la mayoría de los casos a 15 km/h), mientras que en el Carrito

de Carga el CTI conserva una dependencia de la velocidad más clara, con superación de umbrales concentradas en la totalidad de los casos a 25 km/h y en solo dos configuraciones puntuales a 15 km/h, cada una asociada a un mecanismo de lesión identificable y específico de la geometría del vehículo.

Finalmente, el análisis del efecto del ángulo de impacto revela que el riesgo de daño axonal difuso (BrIC) responde a lógicas geométricas distintas según el vehículo: en el Automóvil, el ángulo de 90° tiende a concentrar los valores más altos de HIC y BrIC en las configuraciones laterales, mientras que la configuración frontal escapa a este patrón; en el Carrito de Carga, en cambio, es el ángulo oblicuo de 45° el que domina el riesgo de BrIC, siendo además la unica configuración de todo el estudio en que este criterio supera el valor unitario. En conjunto, estos resultados posicionan a la cabeza y al tórax como las regiones corporales de mayor riesgo para el conductor de e-scooter frente a ambos tipos de vehículo, mientras que el Carrito de Carga, pese a presentar en promedio un perfil de riesgo cervical y torácico menos severo, introduce mecanismos de lesión propios de su geometría irregular que lo vuelven menos predecible que el Automóvil.

Capítulo 6

Conclusiones

Las probabilidades de lesión según la escala de severidad de lesión AIS+2 para HIC_{15}, concentra un 39,2 % de probabilidad promedio para todos los casos de colisión a 25 km/h para el automóvil y un 83,4 % para el carrito de carga, en comparación al 0,6 % y el 20,2 % para velocidad de 15 km/h para el automóvil y el carrito de carga, respectivamente. Para la misma escala de severidad (AIS+2) el BrIC, muestra un 43 % y un 62,8 % de probabilidad promedio para todos los casos de colisión a 25 km/h para el automóvil y para el carrito de carga respectivamente, mientras que para velocidad de 15 km/h se llega a 35,5 % y el 36,7 % en el mismo orden respectivo. Siguiendo en la misma escala de severidad (AIS+2) para CTI, se concentra una probabilidad promedio para todos los casos de colisión a 25 km/h para el automóvil y para el carrito de carga de, 98,3 % y de un 96,8 % respectivamente, en comparación al 71 % y el 54,4 % para velocidad de 15 km/h.

Del estudio se puede concluir que los criterios de lesión calculados, en su mayoría presentan una alta dependencia de la velocidad, si bien puede que algunos criterios aprueben, tanto para 15 km/h como para 25 km/h, para sus umbrales predeterminados, los valores numérico de cada criterio muestran que la velocidad es determinante para su magnitud. La velocidad de 25 km/h, es la velocidad máxima que se puede alcanzar con la asistencia de un ciclo legalmente, si bien este estudio no contempla simulaciones con casco para dummy, se ha visto que la tasa de ocupacional de casco es muy baja, para la conducción de scooter eléctricos por lo que los escenarios simulados son particularmente realistas.

La geometría del vehículo de impacto, es mas relevante que la masa de este, ya que, puede generar diferentes mecanismos de lesión, según como salga proyectado la

persona, ademas geometrías complejas tienden a mostrar menor predictibilidad, dado a su propia naturaleza geométrica, donde los escenarios post colisión pueden variar mucho, dependido de la la zona de impacto, el angulo y la velocidad a la que colisionan.

Recomendaciones

De los visto en las simulaciones de este trabajo y de los trabajos investigados en el estado del arte, se pensaron las recomendaciones para mejorar la seguridad vial de quienes conducen scooter eléctricos.

Se vio que la tasa de ocupación de casco es baja a nivel mundial según el ITF en 2024 [43] y que la percepción de fiscalización en los chilenos es baja segun el informe de CADEM en 2024 [8], se puede mejorar este aspecto haciendo que las aplicaciones de renta de scooter eléctricos, hagan que el usuario se tome una foto con el casco puesto antes de comenzar el viaje, ya que, actualmente solo al aceptar los términos y condiciones de las apps, el usuario declara que usara casco, pero no hay una real constancia de eso. En la misma linea de la percepción de la fiscalización, se podrían aumentar las fiscalizaciones del uso de casco en scooter eléctricos, para generar una cultura que se instaure en los chilenos y no dependa de si es que en el futuro habrá mas fiscalizaciones rigurosas. Es importante el uso de casco tal como lo noto Guzmán y Terrón en 2022 [16], en donde se vio una reducción de los criterios de lesión del la cabeza con la utilización de casco, ademas la velocidad máxima de 25 km/h mostró una clara superación de los umbrales predeterminados para los criterios de lesión de la cabeza, en la simulaciones realizadas en este trabajo.

Dado que podría ser complicado instaurar como cultura la utilización de casco, podría ser mas efectivo reducir la velocidad máxima hasta donde puede asistir un scooter eléctrico, como este estudio solo contempla dos velocidades de prueba, solo se respalda una velocidad máxima de 15 km/h, podría ser que con una velocidad de 20 km/h los criterios de lesión estén dentro de los umbrales, pero a falta de información, solo se recomienda como velocidad máxima 15 km/h, es importante mencionar que la velocidad máxima no contempla la potencia del motor, ya que podría ser que para caminos con pendientes pronunciadas, se requiera scooter eléctricos con mayor potencia de lo que la ley considera como ciclo.

La segregación entre automóviles y ciclos, esta contemplada en la construcción de ciclovias, pero se podrían mejorar cierto puntos, ya que la colisión entre vehículo y

scooter eléctrico pone al conductor del scooter en una alta probabilidad de sufrir lesiones de AIS+2 (superior al 40 % promedio para todos los escenarios a 25 km/h), se recomienda considerar segregadores físicos de una altura mínima que impida al automóvil ingresar a la ciclovia, ya que algunos conductores la utilizan como estacionamiento o para dejar y tomar pasajeros, poniendo en riesgo a los usuarios de los ciclos. Otra recomendación para los segregadores es que la disposición de estos, este pensada para absorber o distribuir la energía del impacto, se vio que para las simulaciones donde el scooter chocaba de forma oblicua a la superficie, que se reducía el mecanismo tipo vaulting o whiplash, por lo que para evitar daños mayores en choques con superficies estáticas, estas deberían tener en un angulo de 45° como mínimo recomendado, con respecto a la trayectoria de los ciclos.

Para atacar directamente el criterio de lesión del tórax (CTI), se recomienda que el manubrio junto con la columna de dirección cuenten con una superficie blanda que amortigüe el impacto del torso contra el mismo scooter, o bien su forma sea rediseñada para evitar daños en esta zona, pero eso quedaría como recomendación a los diseñadores y marcas que fabrican los scooter eléctricos.

Bibliografía

[1] Fabián Andrés Aguirre Chuncho and John Eduardo Ortega Cabrera. Estudio para la implementación del scooter eléctrico como sistema alternativo de movilidad vehicular en la ciudad de cuenca. Trabajo de titulación, ingeniería mecánica automotriz, Universidad Politécnica Salesiana, Sede Cuenca, Cuenca, Ecuador, jun 2020.

[2] Patricio Arrué, Nima Toosizadeh, Hessam Babaee, and Kaveh Laksari. Low-rank representation of head impact kinematics: A data-driven emulator. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 8:555493, 2020.

[3] Asociación Chilena de Seguridad (Achs). Para el trimestre entre enero y marzo: Accidentes de trayecto en scooter aumentan un 84 % desde 2024, mayo 2026. Accedido: 2026-07-06.

[4] N. Bailly, A. Schäuble, M. Guesneau, W. Wei, and Y. Petit. Assessing bicycle helmet protection for head and neck in e-scooter falls. HAL Open Science (Preprint), 2025.

[5] Bencina en Línea. Búsqueda de estaciones, 2026.

[6] Tomasz Bielński and Agata Waźna. Electric scooter sharing and bike sharing user behaviour and characteristics. Sustainability, 12(22):9640, 2020.

[7] Stig Nikolaj Fasmer Blomberg, Oscar Carl Moeller Rosenkrantz, Freddy Lippert, and Helle Collatz Christensen. Injury from electric scooters in Copenhagen: a retrospective cohort study. BMJ Open, 9(12):e033988, 2019.

[8] CADEM Research & Estrategia. Estudio: Caracterización del consumo de bebidas con alcohol durante fiestas patrias. Informe de estudio, CADEM, agosto 2024. Preparado para Aprocor.

[9] Rafael C. Chontos. A numerical investigation of e-scooter riders' injury crash mechanisms using finite element analysis. Master's thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, Virginia, USA, 5 2023. Committee Chair: Costin D. Untaroiu; Committee Members: Warren N. Hardy, Zachary Doerzaph.

[10] Comisión Asesora Presidencial Pro Movilidad Urbana. Problemas de la movilidad urbana: Estrategia y medidas para su mitigación. Presidencia de la República de Chile, 2014.

[11] Comisión Nacional de Seguridad de Tránsito (CONASET). Guía para ciclistas en chile: Para contribuir a la movilidad segura y sostenible en bicicleta y otros ciclos, junio 2023. Guía elaborada por el Área Conductores y Tecnología de CONASET.

[12] Congreso Nacional de Chile. Ley n.º 21.088. modifica la ley de tránsito para incorporar disposiciones sobre convivencia de los distintos medios de transporte. `https://bcn.cl/2ef6i`, nov 2018. Publicada el 10 de mayo de 2018.

[13] Enrique Dans and Gonzalo Seisdedos. Micromovilidad y movilidad urbana sostenible. IE University, 2021.

[14] Enel Distribución Chile. Tarifas y regulación: consumo de artefactos eléctricos, 2026.

[15] Rolf Eppinger, Emily Sun, Faris Bandak, Mark Haffner, Nopporn Khaewpong, Matt Maltese, Shashi Kuppa, Thuvan Nguyen, Erik Takhounts, Rabih Tannous, Anna Zhang, and Roger Saul. Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems – II. Technical report, National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), November 1999. National Transportation Biomechanics Research Center (NTBRC); Vehicle Research & Test Center (VRTC).

[16] Diego Guzmán Terrón. Analysis of standing electric scooter accidents with vehicles using different human body models and the influence of using a helmet on them. Master's thesis, Universidad Pontificia Comillas, ICAI – Máster en Ingeniería para la Movilidad y Seguridad (M2S), Madrid, España, 2022. Directores: Manuel Valdano y Francisco José López Valdés.

[17] F. Hartz, P. Zehnder, T. Resch, G. Römmermann, V. Hartmann, M. Schwarz, C. Kirchhoff, P. Biberthaler, and M. Zyskowski. Characteristics of e-scooter and

bicycle injuries at a university hospital in a large german city – a one-year analysis. Injury Epidemiology, 12:2, 2025.

[18] Informes de Expertos. Mercado de scooter eléctrico en chile, 2025.

[19] Hideyuki Kimpara and Masami Iwamoto. Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts. Annals of Biomedical Engineering, 40(1):114–126, 2012.

[20] Lime. Lime reaches 1 billion rides worldwide, 2018.

[21] Kathryn Loftis and Kathy Cookman. Mais 3+. Presentación, Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM), December 2022. Material con derechos de autor, uso restringido.

[22] Katherin Andrea López Vija, Sergio Andrés Franco Reyes, Nicolas José Rodríguez, and Miguel Ángel Acevedo Torres. Análisis del desarrollo de la micromovilidad en bogotá. Estudios de Transporte, 25(2):28–41, 2024.

[23] K. Mansilla-Obando and G. Llanos. Adopción de aplicaciones de micromovilidad en chile: Tam y consumo colaborativo. Retos. Revista de Ciencias de la Administración y Economía, 16(31):77–97, 2026.

[24] Patrick Matt, Marcin Jenerowicz, Timo Schweiger, Florian Heisch, Jörg Lienhard, and Matthias Boljen. Investigation of e-scooter drivers colliding with kerbs – a parametric numerical study. In IRCOBI Conference 2022, pages 379–392, Freiburg, Germany, 2022. IRC-22-55; Fraunhofer Institute for High-Speed Dynamics (EMI) and Fraunhofer Institute for Mechanics of Materials (IWM).

[25] Ministerio de Salud de Chile (MINSAL). Guía clínica auge: Traumatismo cráneo encefálico moderado o grave. Subsecretaría de Salud Pública, División de Prevención y Control de Enfermedades, 2013.

[26] Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones. Estrategia nacional de movilidad sostenible (enms). Technical report, Gobierno de Chile, Santiago, Chile, 2022.

[27] Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones, Subsecretaría de Transportes. Decreto supremo n.º 102: Reglamenta las condiciones de gestión y seguridad de

tránsito de las ciclovías y las especificaciones técnicas de los elementos de seguridad para los ocupantes de los ciclos y deroga decreto supremo n.º 116, de 1988, del ministerio de transportes y telecomunicaciones. Diario Oficial de Chile, 2019. Santiago, 7 de noviembre de 2019. Publicado en el Diario Oficial de la República de Chile, Núm. 42.999, 10 de julio de 2021.

[28] Ministerio de Vivienda y Urbanismo (MINVU). Construcción de ciclovías: Estándar técnico (serie espacios públicos urbanos, vol. 2). División Técnica de Estudio y Fomento Habitacional, Gobierno de Chile, 2015. ISBN 978-956-9432-22-4.

[29] Municipalidad de Las Condes. Municipio lanza plan piloto de scooters eléctricos, 2018.

[30] Nikan K. Namiri, Hansen Lui, Thomas Tangney, Isabel E. Allen, Andrew J. Cohen, and Benjamin N. Breyer. Electric scooter injuries and hospital admissions in the united states, 2014-2018. JAMA Surgery, January 2020. Published online January 8, 2020.

[31] Michael Paine. Analysis of relative safety performance of bicycles and scooters. Technical report, Vehicle Design and Research Pty Limited, prepared for VicRoads, Melbourne, Australia, January 2001.

[32] F. Ramos Morales, F. Gil Orbezo, and C. Trueba Davalillo. Clasificación y manejo de las lesiones cervicales producidas por mecanismo de aceleración-desaceleración. Acta Ortopédica Mexicana, 17(5):211–215, 2003.

[33] Segway Chile. C2 lite kids, 2026.

[34] Society of Automotive Engineers. Sae j211-1: Instrumentation for impact test. Surface Vehicle Recommended Practice J211-1, SAE International, 1995.

[35] Suzuki Chile. Suzuki alto, 2026.

[36] Erik G. Takhounts, Matthew J. Craig, Kevin Moorhouse, Joe McFadden, and Vikas Hasija. Development of brain injury criteria (bric). Stapp Car Crash Journal, 57:243–266, 2013.

[37] The Clinic. Aplicaciones de scooters eléctricos: la expansión de las plataformas que dominan el mercado en santiago, 2024.

[38] F. Undurraga, P. Rodríguez, and D. Lazo. Trauma de tórax. Revista Médica Clínica Las Condes, 22(5):617–622, 2011.

[39] J. Vega, H. Álvarez, E. Ramírez, and D. Pavlov. Trauma de tórax. Revista Hospital Clínico Universidad de Chile, 27:277–286, 2016.

[40] Guido Williams O. Circulación de scooters eléctricos: Chile y regulación comparada. Technical Report 121460, Biblioteca del Congreso Nacional de Chile, Asesoría Técnica Parlamentaria, Santiago, Chile, jul 2019.

[41] Xiaomi. Xiaomi electric scooter 6 lite, 2026.

[42] Xuzhou Fengtou Import and Export Trade Co., Ltd. Brand: Fengmade electric trike, electric tricycle from china. https://fengtou-tricycle.en.made-in-china.com/product/RflrtNIOvDYJ/China-Brand-Fengmade-Electric-Trike-Electric-Tricycle-From-China.html, 2026. Made-in-China.com. Accedido: 6-jul-2026.

[43] George Yannis, Virginia Petraki, and Philippe Crist. Safer micromobility: Technical background report. Technical report, International Transport Forum (ITF), OECD, Paris, France, March 2024.

Anexo A

Tablas de resultados numéricos

A.1. Automóvil

A.1.1. Configuración frontal

Auto-Frontal-15 km/h-45°

Tabla A.1: Criterios de lesión – Auto-Frontal-15 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
740.9	1.26 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$3{,}69 \times 10^6$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.315	27.06 %	10.70 %	2.58 %	0.38 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.619	cf	-3.70	5.85	21.18 %	11.84 %	12.42 %	4.41 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.585	72.3	29.0	95.71 %	83.03 %	51.74 %	19.02 %	**FALLA**

Auto-Frontal-15 km/h-90°

Tabla A.2: Criterios de lesión – Auto-Frontal-15 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
423.1	0.42 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$1{,}90 \times 10^6$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.352	29.52 %	11.92 %	2.90 %	0.43 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.220	ce	-0.61	-16.49	14.30 %	5.77 %	8.09 %	2.78 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.832	47.7	2.7	45.63 %	15.54 %	3.87 %	0.88 %	**PASS**

Auto-Frontal-15 km/h-135°

Tabla A.3: Criterios de lesión – Auto-Frontal-15 km/h-135°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
834.9	1.75 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$1{,}55 \times 10^8$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.922	73.31 %	47.01 %	16.39 %	2.74 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.777	cf	-4.03	37.85	24.49 %	15.48 %	14.62 %	5.27 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.570	72.2	27.9	95.44 %	82.11 %	50.15 %	18.07 %	**FALLA**

Auto-Frontal-25 km/h-45°

Tabla A.4: Criterios de lesión – Auto-Frontal-25 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
1521.5	16.53 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$3{,}55 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.733	59.59 %	32.27 %	9.52 %	1.49 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.927	ce	-11.68	-4.15	56.19 %	63.82 %	40.37 %	18.03 %	**FALLA**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
3.319	186.6	16.0	100.00 %	99.99 %	99.95 %	99.78 %	**FALLA**

Auto-Frontal-25 km/h-90°

Tabla A.5: Criterios de lesión – Auto-Frontal-25 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
2321.8	76.66 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$2{,}55 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.772	62.68 %	35.17 %	10.70 %	1.69 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.659	cf	-3.93	6.75	21.99 %	12.69 %	12.95 %	4.61 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
3.434	178.7	34.6	100.00 %	99.99 %	99.97 %	99.86 %	**FALLA**

Auto-Frontal-25 km/h-135°

Tabla A.6: Criterios de lesión – Auto-Frontal-25 km/h-135°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
5116.3	100.00 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$2{,}22 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.502	40.75 %	18.18 %	4.68 %	0.70 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
2.535	tf	16.77	22.17	72.61 %	85.37 %	58.32 %	31.26 %	**FALLA**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
3.520	185.9	32.1	100.00 %	100.00 %	99.98 %	99.91 %	**FALLA**

A.1.2. Configuración lateral

Auto-Lateral-15 km/h-45°

Tabla A.7: Criterios de lesión – Auto-Lateral-15 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
355.1	0.33 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$2{,}30 \times 10^{6}$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.275	24.52 %	9.50 %	2.27 %	0.33 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.410	cf	-2.32	10.39	17.31 %	8.17 %	9.95 %	3.47 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.123	65.8	2.1	74.95 %	39.60 %	12.56 %	3.05 %	**FALLA**

Auto-Lateral-15 km/h-90°

Tabla A.8: Criterios de lesión – Auto-Lateral-15 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
613.3	0.81 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$5{,}86 \times 10^6$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.407	33.44 %	13.96 %	3.46 %	0.51 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.249	cf	-0.79	37.49	14.72 %	6.08 %	8.35 %	2.88 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.560	86.1	9.5	95.25 %	81.47 %	49.06 %	17.43 %	**FALLA**

Auto-Lateral-15 km/h-135°

Tabla A.9: Criterios de lesión – Auto-Lateral-15 km/h-135°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
101.3	0.14 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$7{,}81 \times 10^5$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.424	34.72 %	14.66 %	3.66 %	0.54 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.399	cf	-1.85	30.81	17.12 %	8.01 %	9.83 %	3.42 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.624	34.1	4.2	25.32 %	6.92 %	1.60 %	0.36 %	**PASS**

Auto-Lateral-25 km/h-45°

Tabla A.10: Criterios de lesión – Auto-Lateral-25 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
1035.8	3.47 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$1{,}07 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.338	28.58 %	11.45 %	2.78 %	0.41 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.879	cf	-5.35	3.41	26.83 %	18.31 %	16.22 %	5.92 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.548	90.4	3.1	94.99 %	80.62 %	47.68 %	16.65 %	**FALLA**

Auto-Lateral-25 km/h-90°

Tabla A.11: Criterios de lesión – Auto-Lateral-25 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
2209.2	68.88 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$2{,}44 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.568	46.08 %	21.63 %	5.75 %	0.87 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.774	ce	-10.18	-16.44	51.64 %	56.60 %	36.05 %	15.48 %	**FALLA**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
2.062	105.0	23.8	99.44 %	97.51 %	89.56 %	65.27 %	**FALLA**

Auto-Lateral-25 km/h-135°

Tabla A.12: Criterios de lesión – Auto-Lateral-25 km/h-135°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
2299.5	75.24 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$2{,}46 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.453	36.95 %	15.92 %	4.01 %	0.60 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.209	cf	-7.20	12.58	35.22 %	30.01 %	22.30 %	8.53 %	**FALLA**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.560	72.4	26.9	95.24 %	81.43 %	49.00 %	17.39 %	**FALLA**

A.1.3. Configuración lateral-motor

Auto-Lateral-Motor-15 km/h-45°

Tabla A.13: Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-15 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
509.5	0.56 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$5{,}34 \times 10^{7}$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.322	27.53 %	10.93 %	2.64 %	0.39 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.585	ce	-3.16	-9.79	20.50 %	11.15 %	11.98 %	4.24 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.223	71.5	2.4	82.21 %	50.32 %	18.16 %	4.64 %	**FALLA**

Auto-Lateral-Motor-15 km/h-90°

Tabla A.14: Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-15 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
436.6	0.44 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$2{,}22 \times 10^6$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.493	40.07 %	17.76 %	4.55 %	0.68 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.261	te	0.90	-17.37	14.90 %	6.22 %	8.46 %	2.92 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.939	53.3	3.9	57.29 %	22.72 %	6.05 %	1.39 %	**PASS**

Auto-Lateral-Motor-15 km/h-135°

Tabla A.15: Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-15 km/h-135°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
306.8	0.28 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$1{,}93 \times 10^6$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.348	29.27 %	11.79 %	2.87 %	0.42 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.620	cf	-3.59	11.57	21.19 %	11.85 %	12.43 %	4.41 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.027	59.1	3.2	66.30 %	30.12 %	8.63 %	2.03 %	**FALLA**

Auto-Lateral-Motor-25 km/h-45°

En este caso la simulación finalizó anticipadamente a los 141.8 ms, por lo que la ventana de análisis utilizada fue 20–141.8 ms en lugar de los 350 ms nominales.

Tabla A.16: Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-25 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
743.1	1.27 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$9{,}14 \times 10^{6}$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.374	31.12 %	12.73 %	3.12 %	0.46 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.062	ce	-5.99	-12.06	31.32 %	24.30 %	19.40 %	7.26 %	**FALLA**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
1.617	94.7	3.0	96.25 %	84.91 %	55.21 %	21.27 %	**FALLA**

Auto-Lateral-Motor-25 km/h-90°

Tabla A.17: Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-25 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
1348.5	9.74 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$1{,}32 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.501	40.66 %	18.12 %	4.66 %	0.70 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.820	cf	-10.95	12.88	53.01 %	58.81 %	37.32 %	16.21 %	**FALLA**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
2.581	141.4	17.1	99.94 %	99.73 %	98.80 %	94.73 %	**FALLA**

Auto-Lateral-Motor-25 km/h-135°

Tabla A.18: Criterios de lesión – Auto-Lateral-Motor-25 km/h-135°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
618.5	0.83 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$3{,}48 \times 10^6$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.496	40.30 %	17.90 %	4.60 %	0.69 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.004	ce	-5.92	-5.75	29.84 %	22.25 %	18.33 %	6.80 %	**FALLA**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.863	90.7	26.7	98.69 %	94.27 %	78.29 %	44.14 %	**FALLA**

A.2. Carrito de Carga

A.2.1. Configuración frontal

Carrito de Carga-Frontal - 15 km/h - 45°

Tabla A.19: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Frontal-15 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
8400.5	100.00 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$3{,}28 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.563	45.72 %	21.39 %	5.67 %	0.86 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.524	ce	-2.73	-10.94	19.34 %	10.01 %	11.23 %	3.95 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
3.467	203.0	6.3	100.00 %	99.99 %	99.97 %	99.88 %	**FALLA**

Carrito de Carga-Frontal - 15 km/h - 90°

Tabla A.20: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Frontal-15 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
291.4	0.26 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$3{,}77 \times 10^6$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.431	35.28 %	14.97 %	3.74 %	0.56 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.343	ce	-1.11	-21.94	16.19 %	7.23 %	9.25 %	3.21 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.963	54.8	3.8	59.83 %	24.60 %	6.67 %	1.54 %	**PASS**

Carrito de Carga-Frontal - 25 km/h - 45°

En este caso la simulación finalizó anticipadamente a los 240.0 ms, por lo que la ventana de análisis utilizada fue 20–240.0 ms en lugar de los 500 ms nominales.

Tabla A.21: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Frontal-25 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
1673.3	25.22 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$8{,}05 \times 10^{6}$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.642	52.22 %	26.09 %	7.24 %	1.11 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.603	cf	-3.64	3.65	20.86 %	11.51 %	12.21 %	4.33 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
2.191	127.9	4.5	99.68 %	98.56 %	93.76 %	76.72 %	**FALLA**

Carrito de Carga-Frontal - 25 km/h - 90°

En este caso la simulación finalizó anticipadamente a los 224.6 ms, por lo que la ventana de análisis utilizada fue 20–224.6 ms en lugar de los 500 ms nominales.

Tabla A.22: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Frontal-25 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
2938.1	96.62 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$2{,}24 \times 10^{7}$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.651	52.94 %	26.65 %	7.43 %	1.14 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.779	cf	-4.20	30.18	24.54 %	15.54 %	14.65 %	5.28 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
3.492	201.7	9.9	100.00 %	99.99 %	99.98 %	99.89 %	**FALLA**

A.2.2. Configuración lateral

Carrito de Carga-Lateral - 15 km/h - 45°

Tabla A.23: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-15 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
85.2	0.13 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$3{,}54 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.670	54.52 %	27.91 %	7.88 %	1.21 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.690	tf	3.51	54.10	22.63 %	13.38 %	13.38 %	4.78 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.533	30.0	2.5	18.62 %	4.77 %	1.09 %	0.24 %	**PASS**

Carrito de Carga-Lateral - 15 km/h - 90°

En este caso la simulación finalizó anticipadamente a los 89.3 ms, por lo que la ventana de análisis utilizada fue 20–89.3 ms en lugar de los 500 ms nominales.

Tabla A.24: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-15 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	**P(AIS2+)**	**Evaluación**
2.2	0.10 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	**Evaluación**
$7{,}00 \times 10^4$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.058	13.72 %	4.89 %	1.12 %	0.16 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	**Cuad.**	**F_z [kN]**	**M_y [Nm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.052	cf	-0.16	7.88	12.00 %	4.21 %	6.72 %	2.29 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	**A_{max} [g]**	**D_{max} [mm]**	**P(AIS2+)**	**P(AIS3+)**	**P(AIS4+)**	**P(AIS5+)**	**Evaluación**
0.121	6.8	0.6	3.66 %	0.83 %	0.18 %	0.04 %	**PASS**

Carrito de Carga-Lateral - 15 km/h - 135°

Tabla A.25: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-15 km/h-135°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
484.8	0.52 %	**PASS**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$5{,}28 \times 10^6$	**PASS**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.418	34.29 %	14.43 %	3.59 %	0.53 %	**PASS**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.219	te	0.95	-10.76	14.28 %	5.75 %	8.08 %	2.78 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.553	67.9	32.1	95.11 %	80.99 %	48.29 %	16.99 %	**FALLA**

Carrito de Carga-Lateral - 25 km/h - 45°

Tabla A.26: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-25 km/h-45°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
2839.6	95.29 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$1{,}64 \times 10^8$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.046	80.56 %	57.25 %	22.83 %	4.08 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.227	ce	-6.74	-17.88	35.70 %	30.75 %	22.67 %	8.70 %	**FALLA**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
1.254	72.1	4.0	84.06 %	53.61 %	20.21 %	5.26 %	**FALLA**

Carrito de Carga-Lateral - 25 km/h - 90°

Tabla A.27: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-25 km/h-90°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
6281.9	100.00 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$2{,}52 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.768	62.30 %	34.80 %	10.55 %	1.67 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.422	te	0.81	-40.89	17.51 %	8.34 %	10.07 %	3.51 %	**PASS**

(e) CTI

CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
3.417	194.0	14.0	100.00 %	99.99 %	99.97 %	99.85 %	**FALLA**

Carrito de Carga-Lateral - 25 km/h - 135°

Tabla A.28: Criterios de lesión – Carrito de Carga-Lateral-25 km/h-135°

(a) HIC_{15}

HIC_{15}	P(AIS2+)	Evaluación
8908.6	100.00 %	**FALLA**

(b) RIC_{36}

RIC_{36}	Evaluación
$3{,}59 \times 10^7$	**FALLA**

(c) BrIC

BrIC	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.817	66.05 %	38.59 %	12.19 %	1.96 %	**FALLA**

(d) N_{ij}

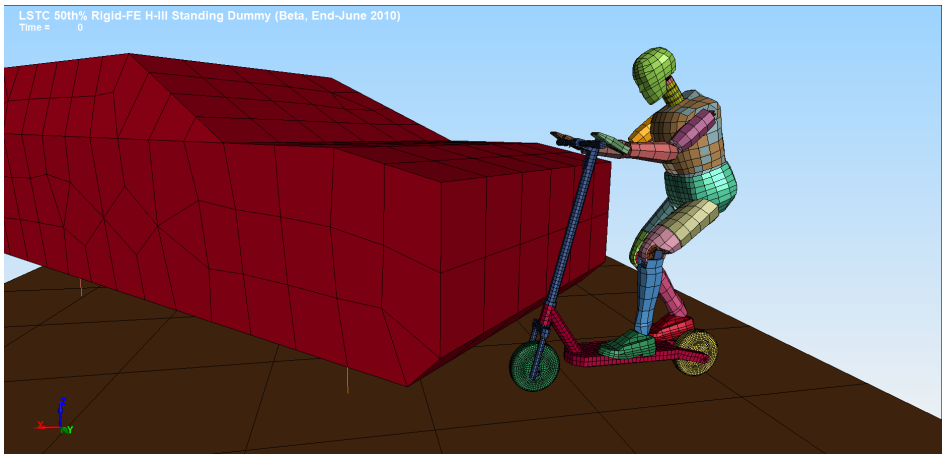
N_{ij}	Cuad.	F_z [kN]	M_y [Nm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
0.593	te	3.78	-5.09	20.65 %	11.30 %	12.08 %	4.27 %	**PASS**

(e) CTI

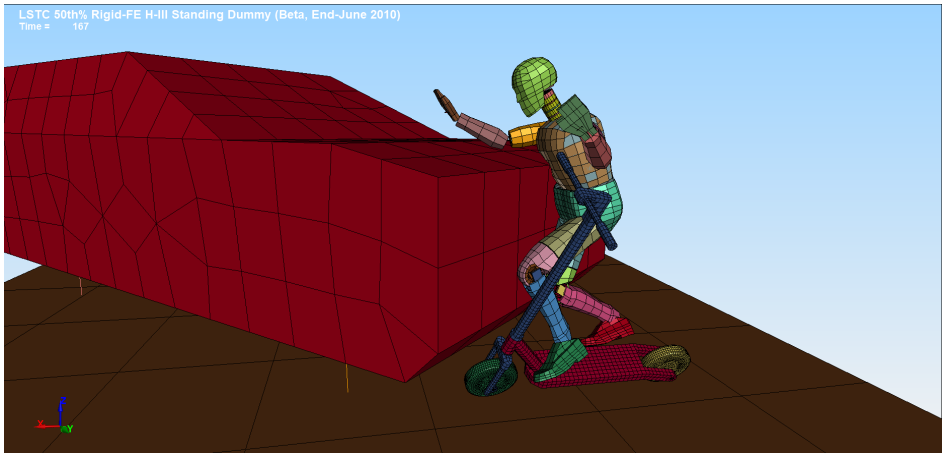
CTI	A_{max} [g]	D_{max} [mm]	P(AIS2+)	P(AIS3+)	P(AIS4+)	P(AIS5+)	Evaluación
4.378	240.7	27.9	100.00 %	100.00 %	100.00 %	100.00 %	**FALLA**

Anexo B

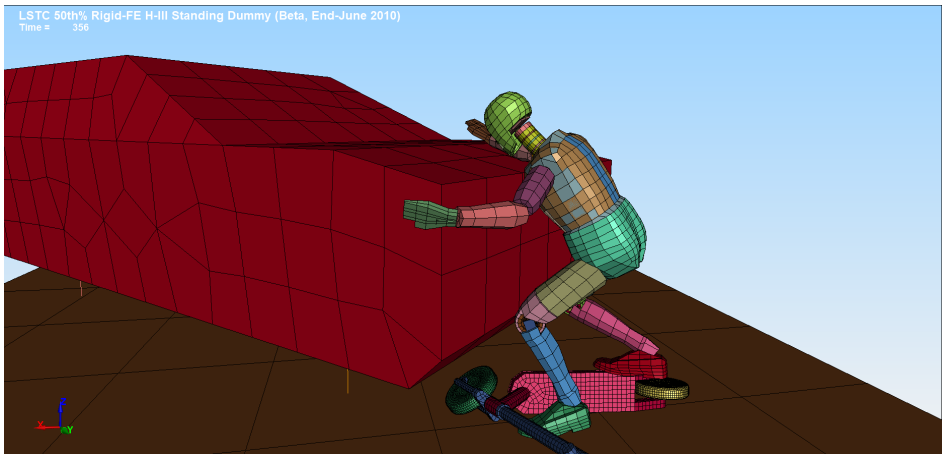
Figuras



(a)

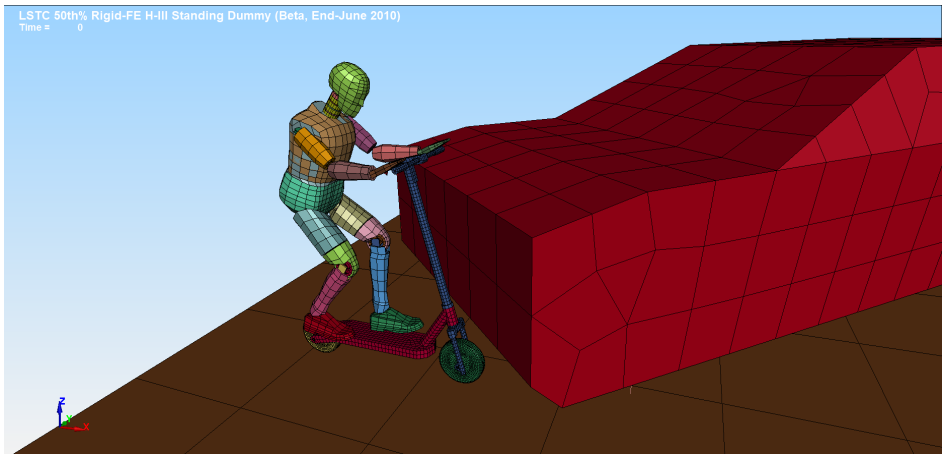


(b)

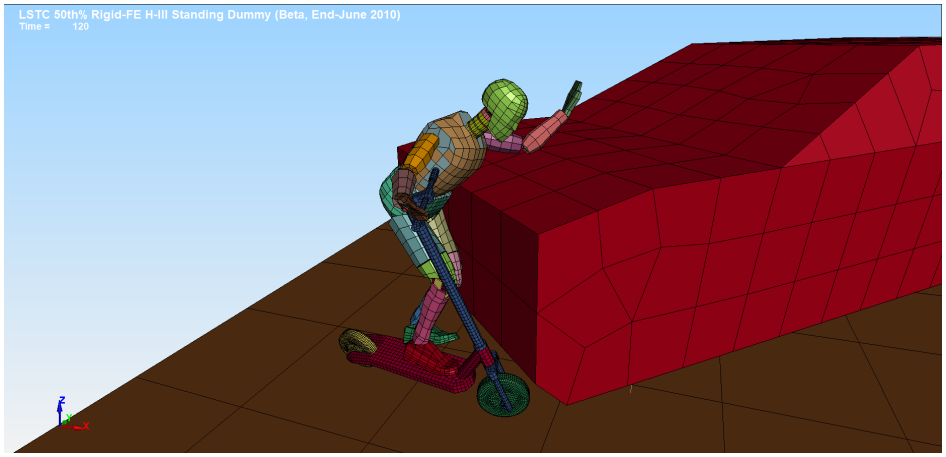


(c)

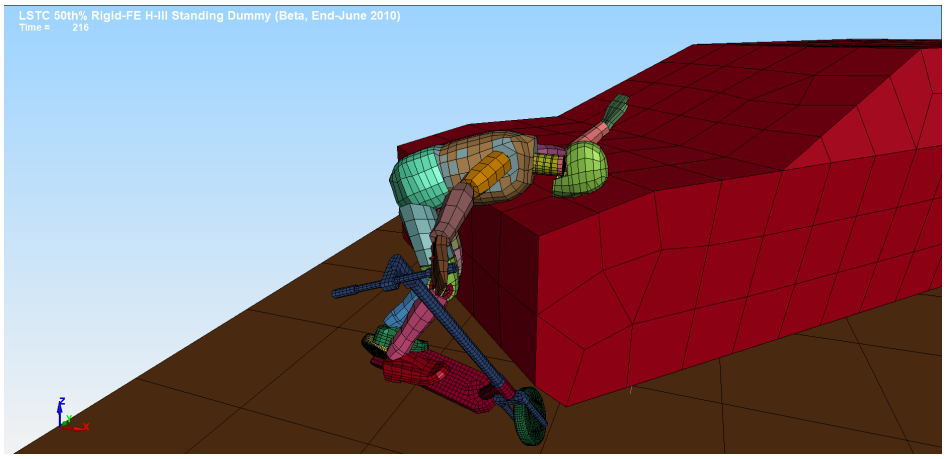
Figura B.1: Auto Frontal 15 km/h y 135°



(a)

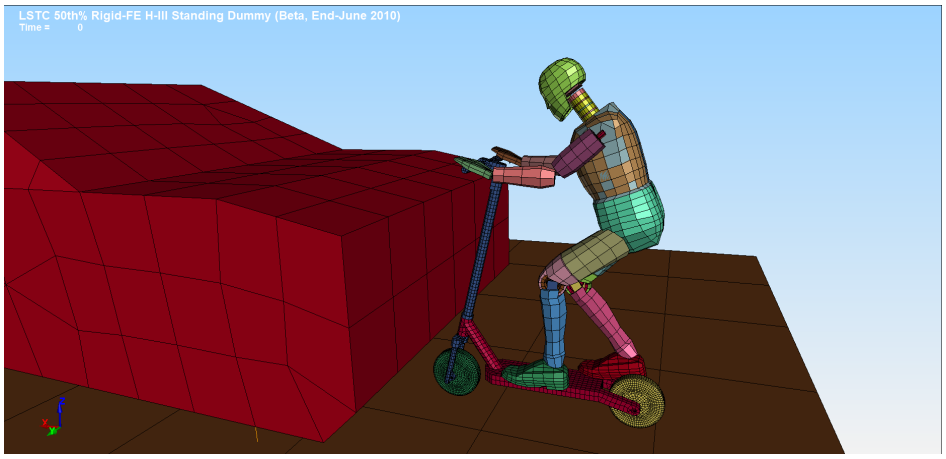


(b)

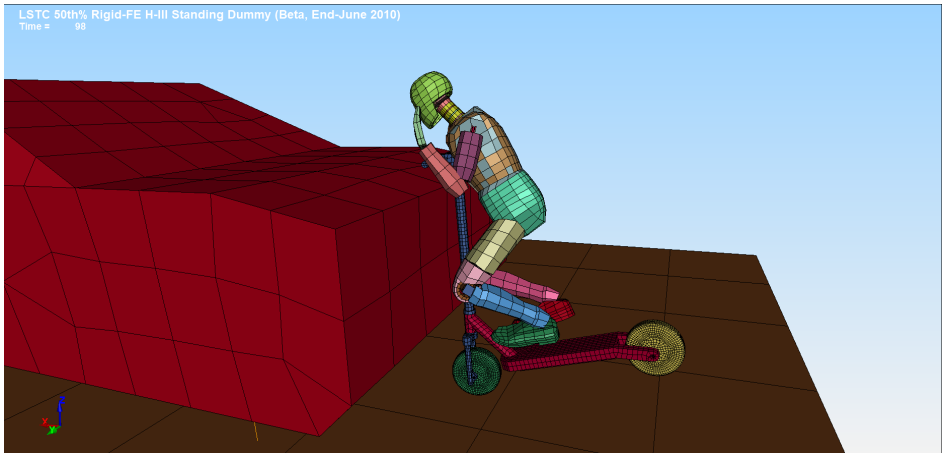


(c)

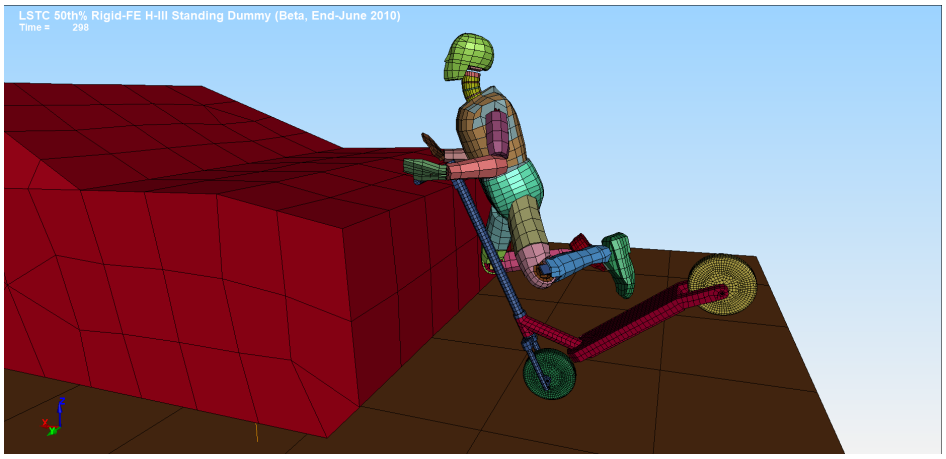
Figura B.2: Auto Frontal 25 km/h y 45°



(a)

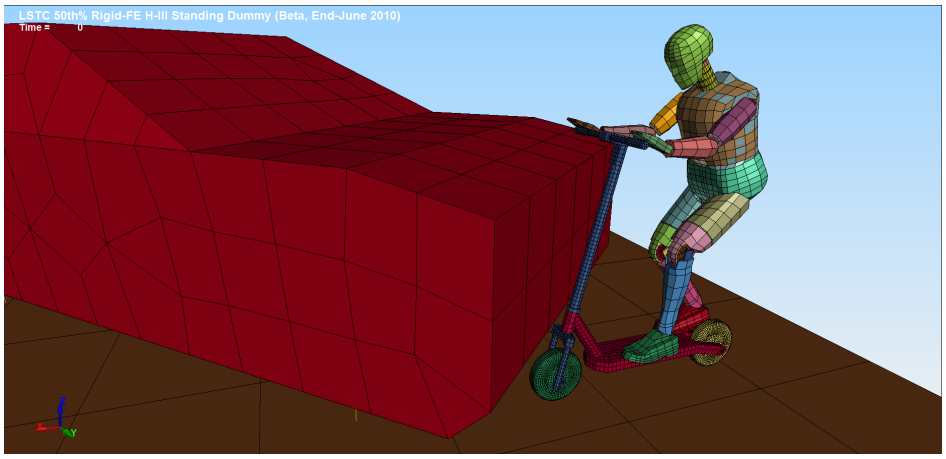


(b)

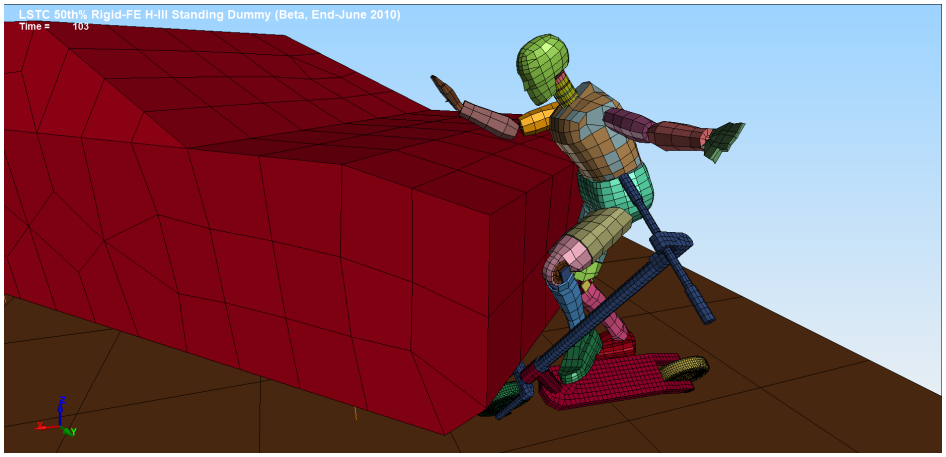


(c)

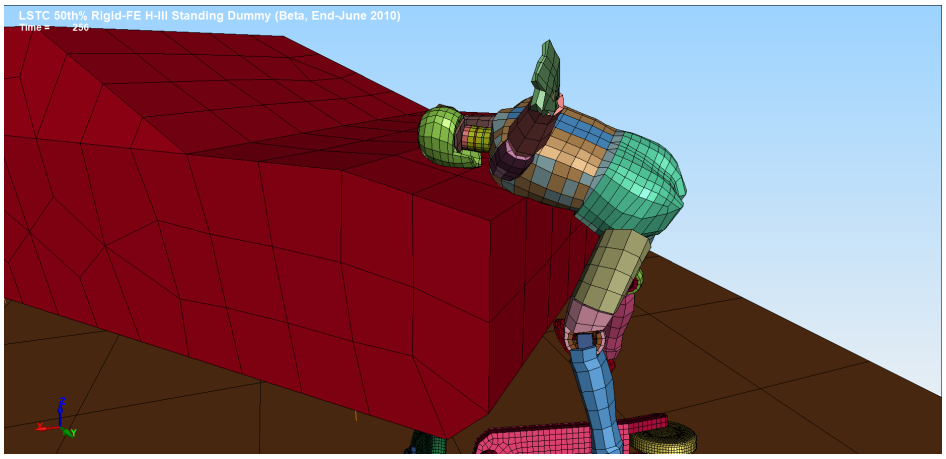
Figura B.3: Auto Frontal 25 km/h y 90°



(a)

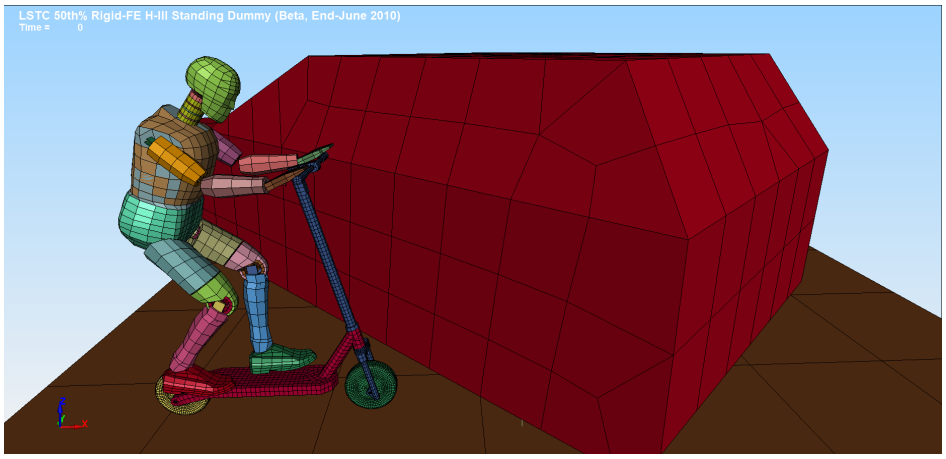


(b)

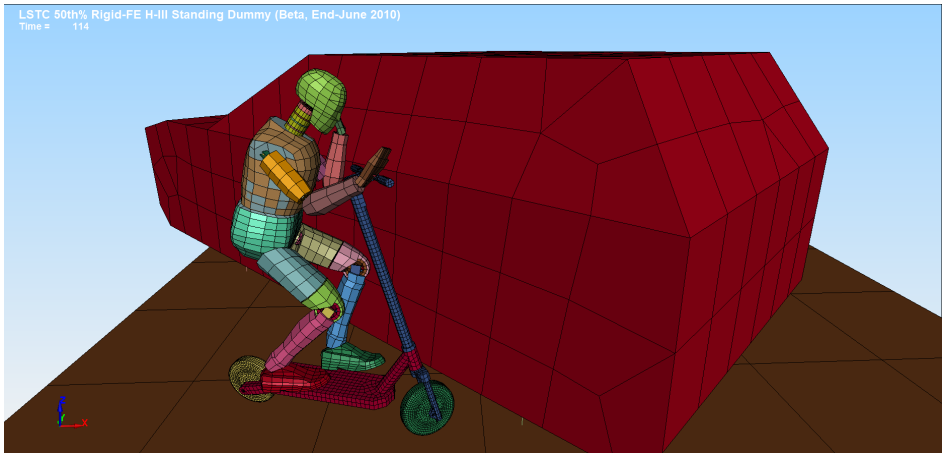


(c)

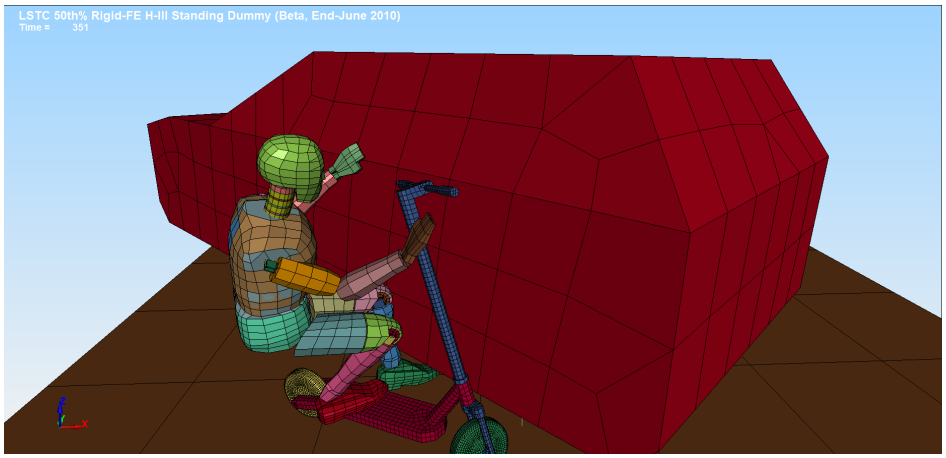
Figura B.4: Auto Frontal 25 km/h y 135°



(a)

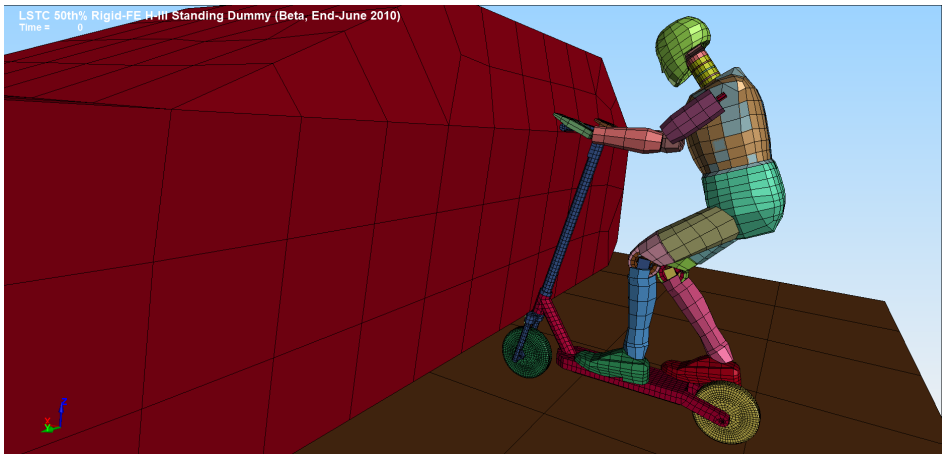


(b)

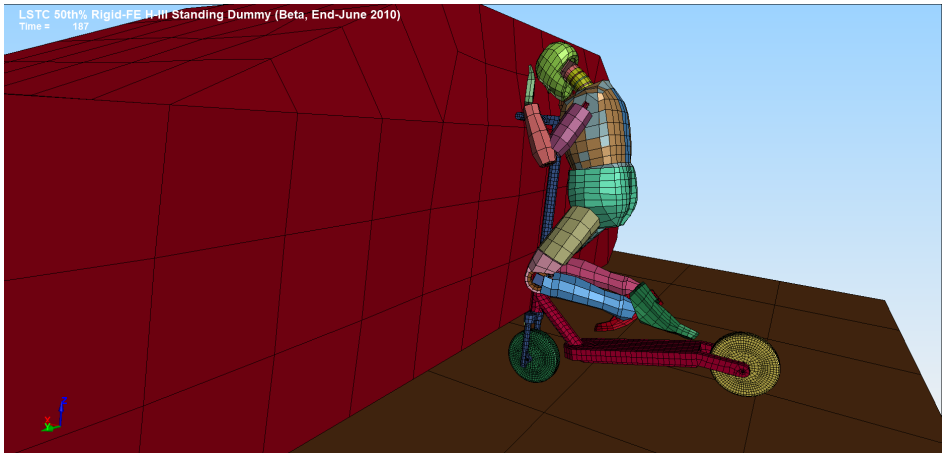


(c)

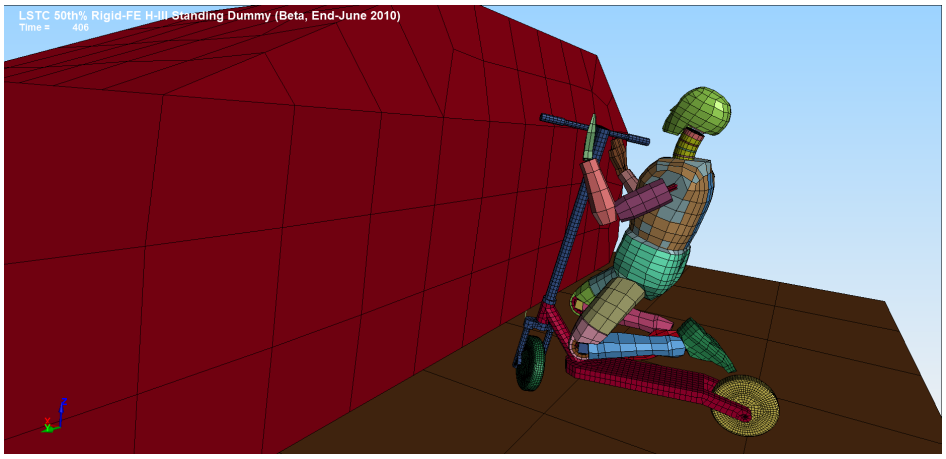
Figura B.5: Auto Lateral 15 km/h y 45°



(a)

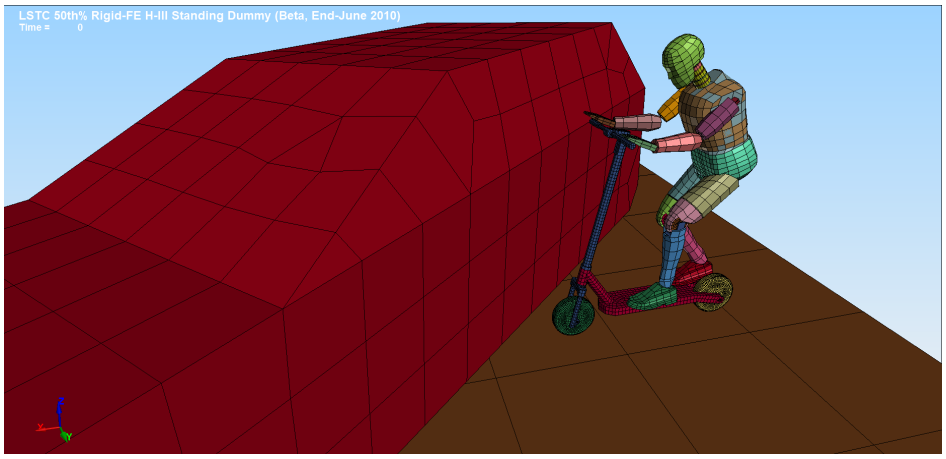


(b)

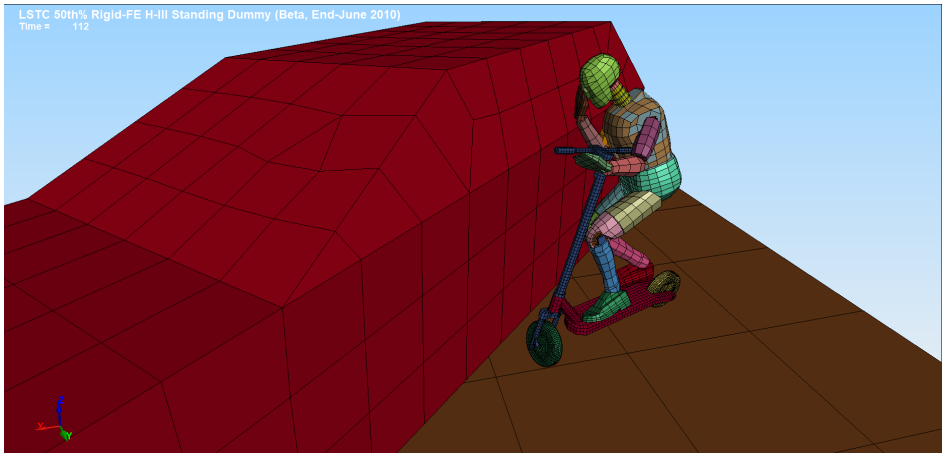


(c)

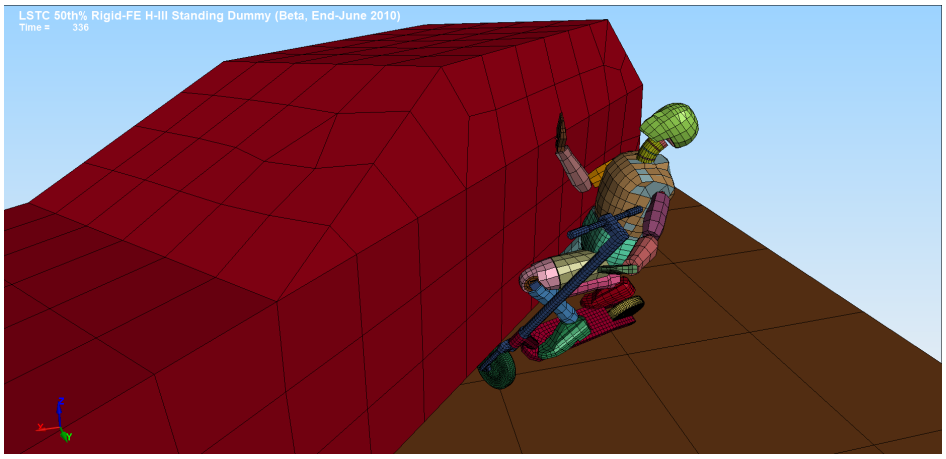
Figura B.6: Auto Lateral 15 km/h y 90°



(a)

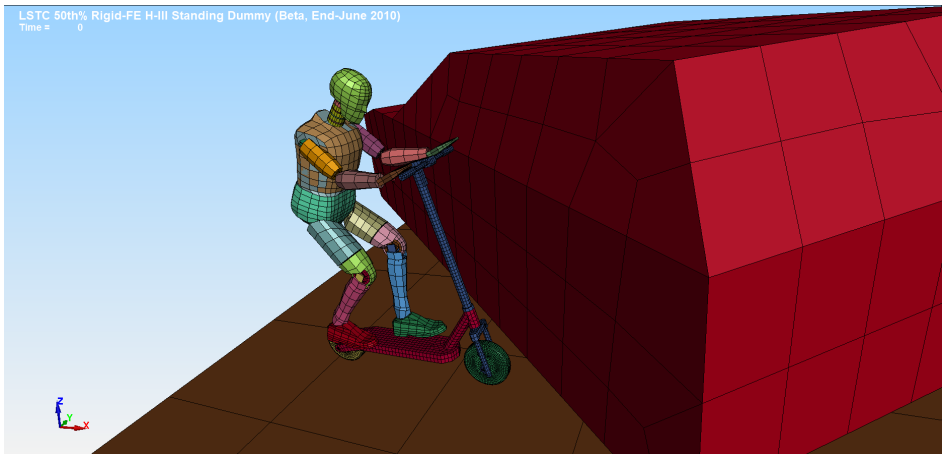


(b)

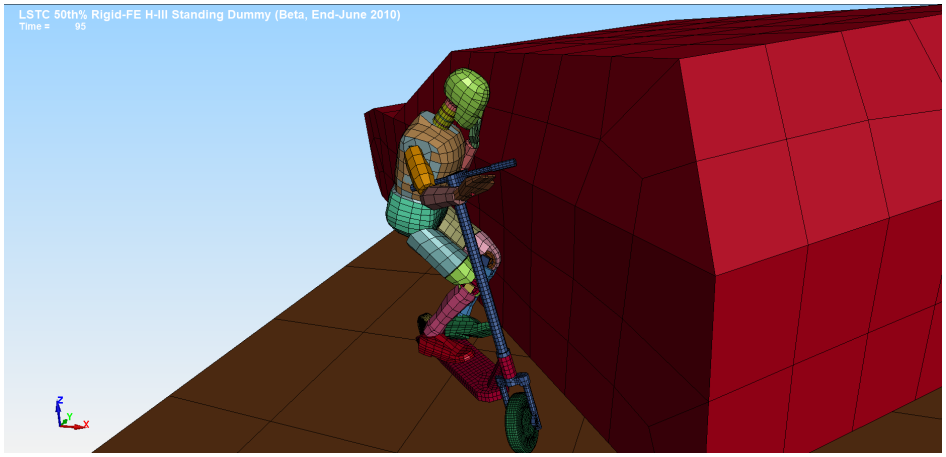


(c)

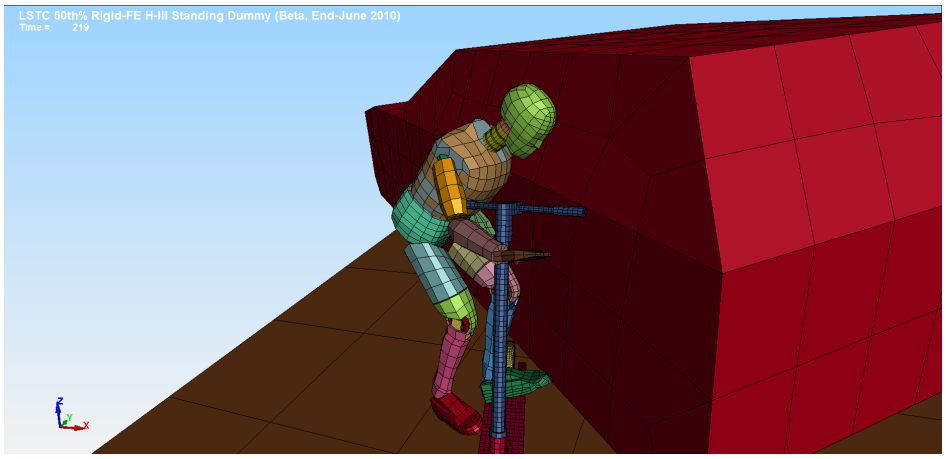
Figura B.7: Auto Lateral 15 km/h y 135°



(a)

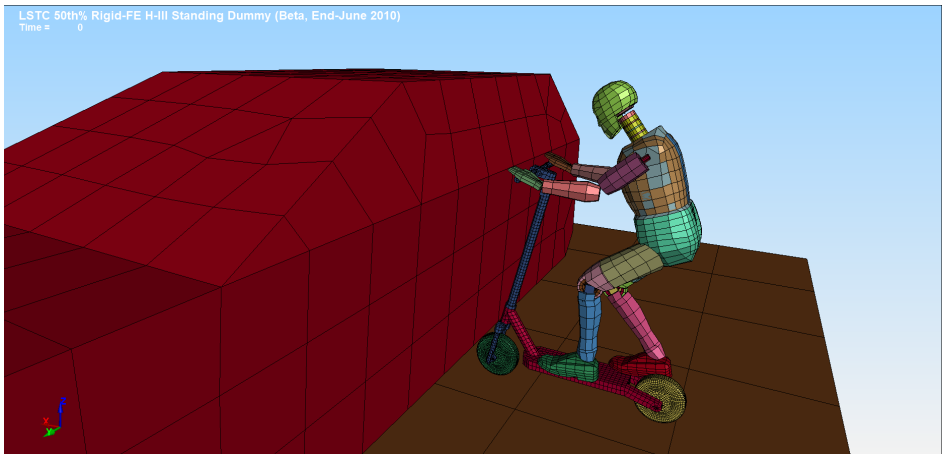


(b)

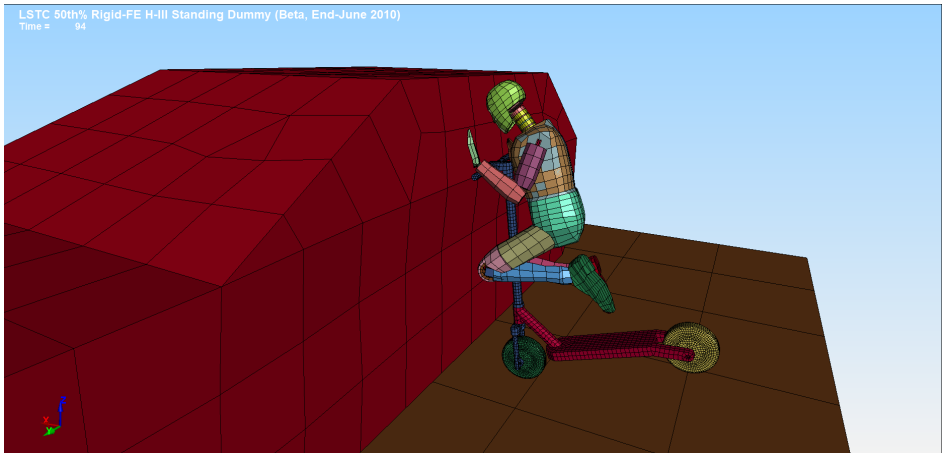


(c)

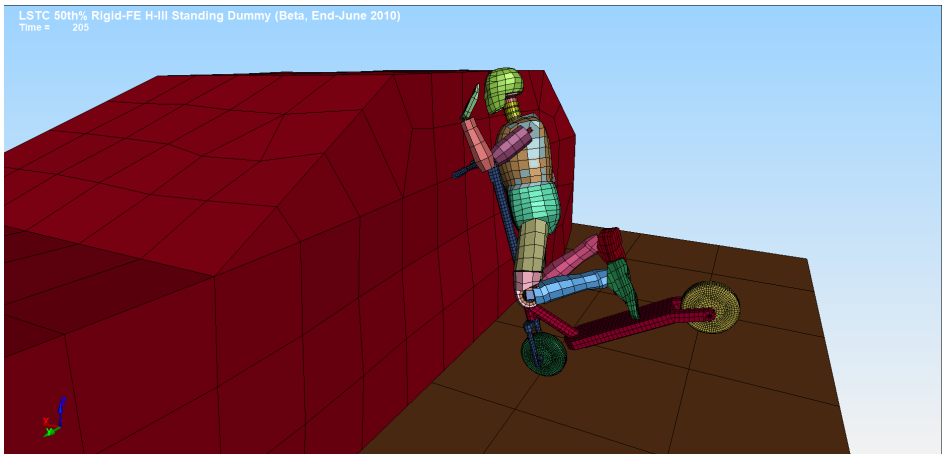
Figura B.8: Auto Lateral 25 km/h y 45°



(a)

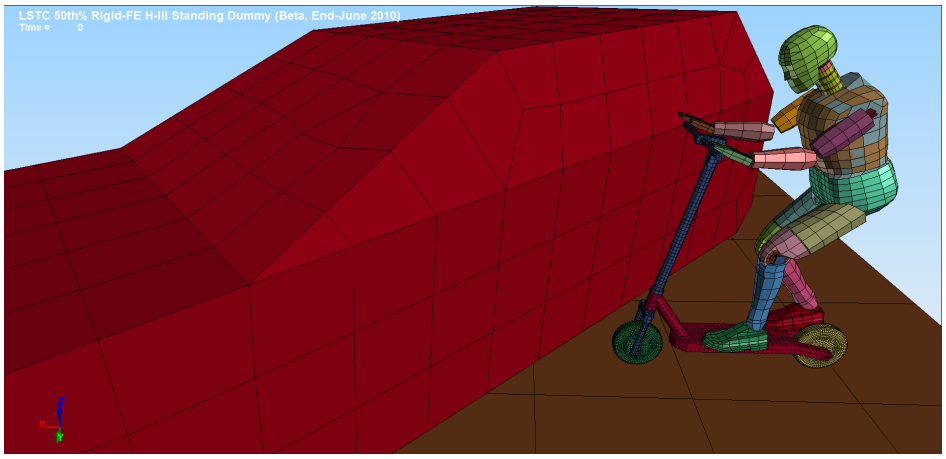


(b)

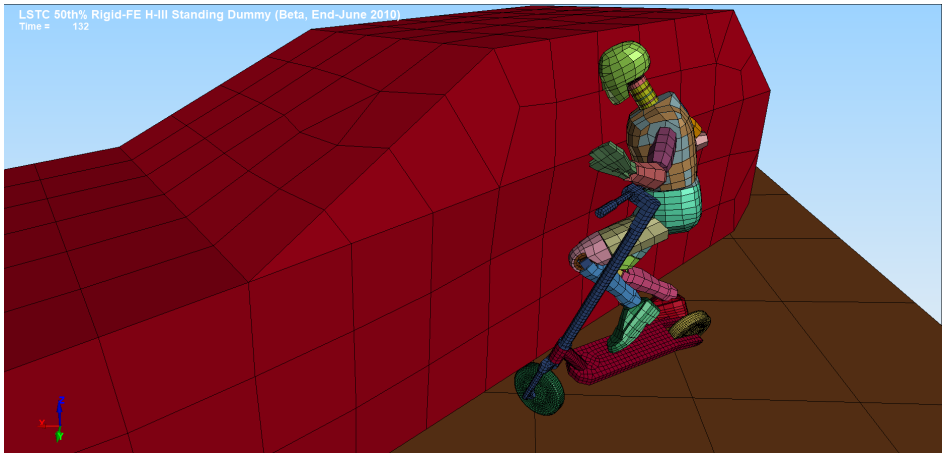


(c)

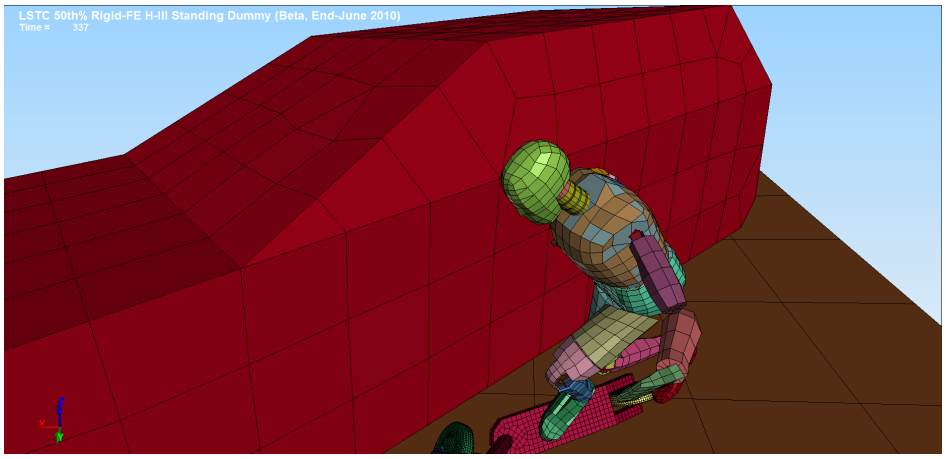
Figura B.9: Auto Lateral 25 km/h y 90°



(a)

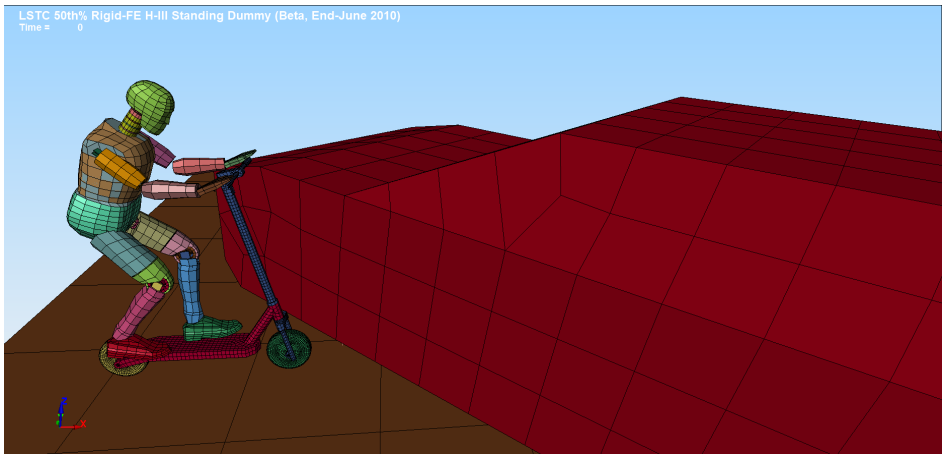


(b)



(c)

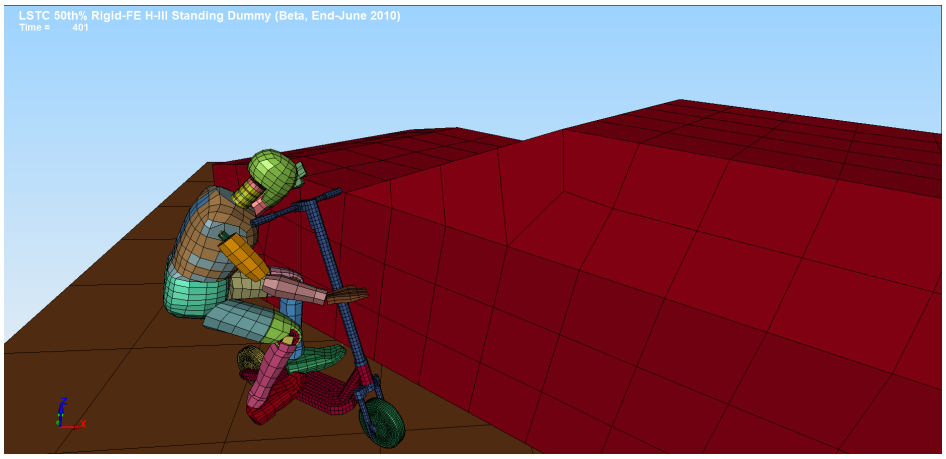
Figura B.10: Auto Lateral 25 km/h y 135°



(a)

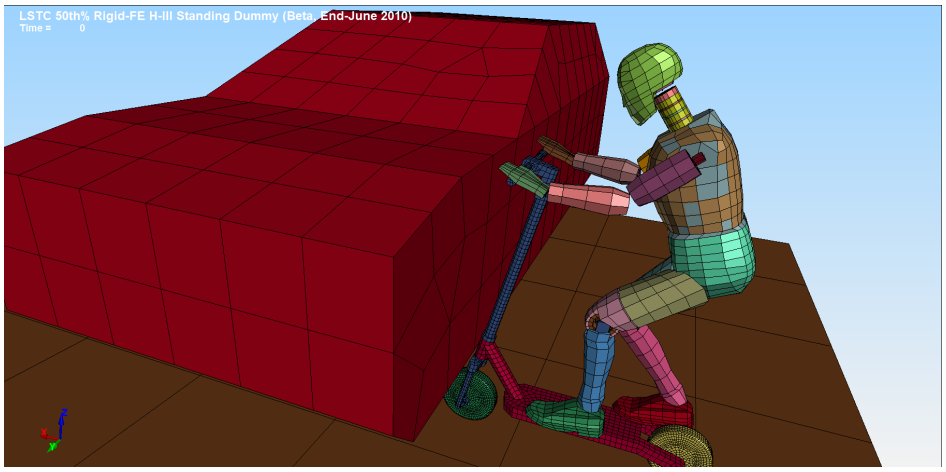


(b)

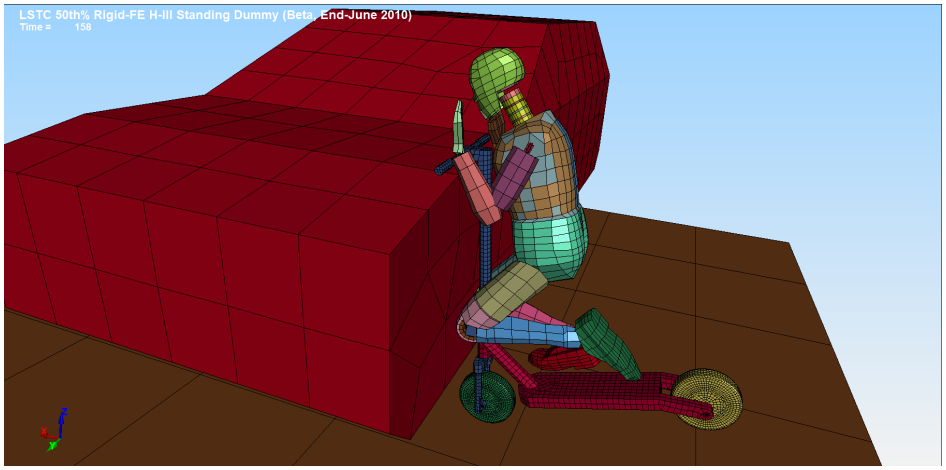


(c)

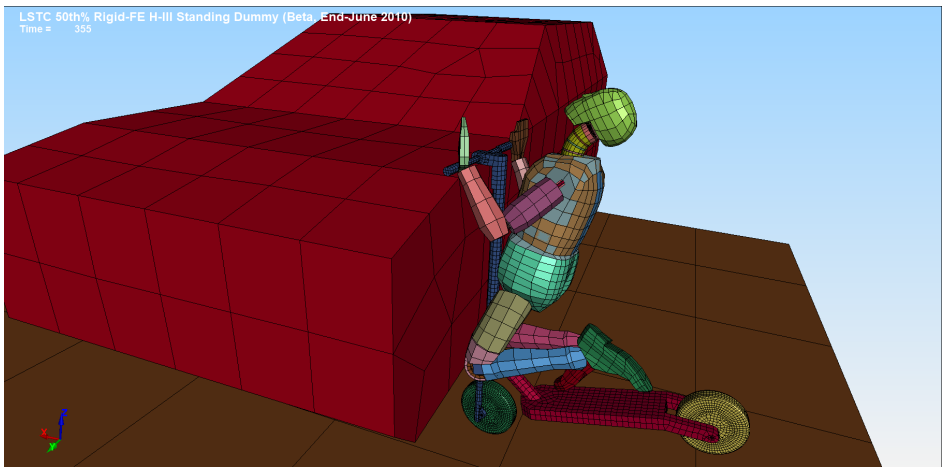
Figura B.11: Auto Lateral Motor 15 km/h y 45°



(a)

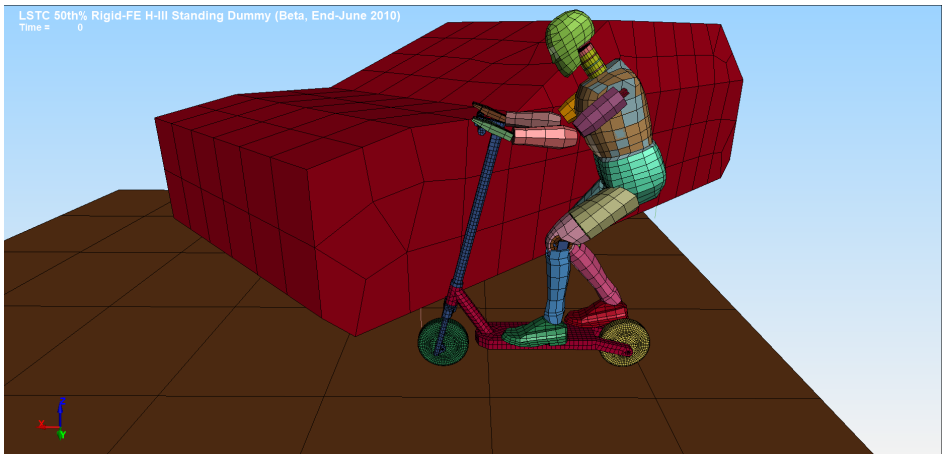


(b)

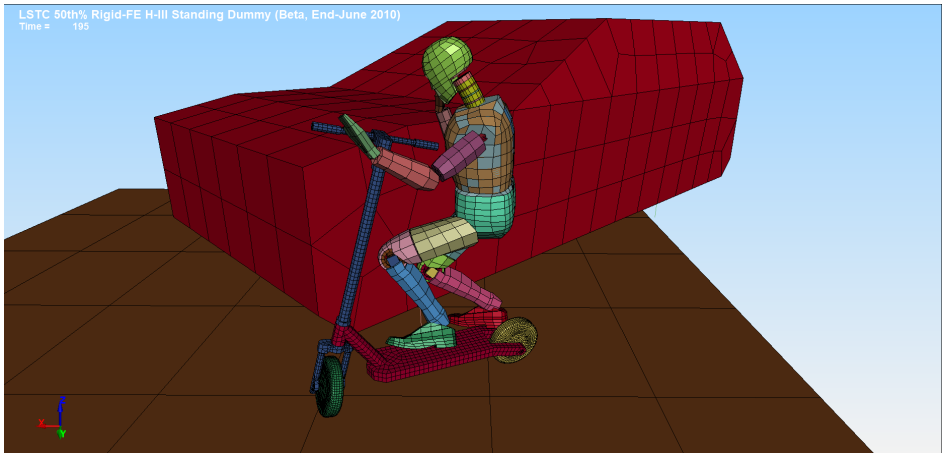


(c)

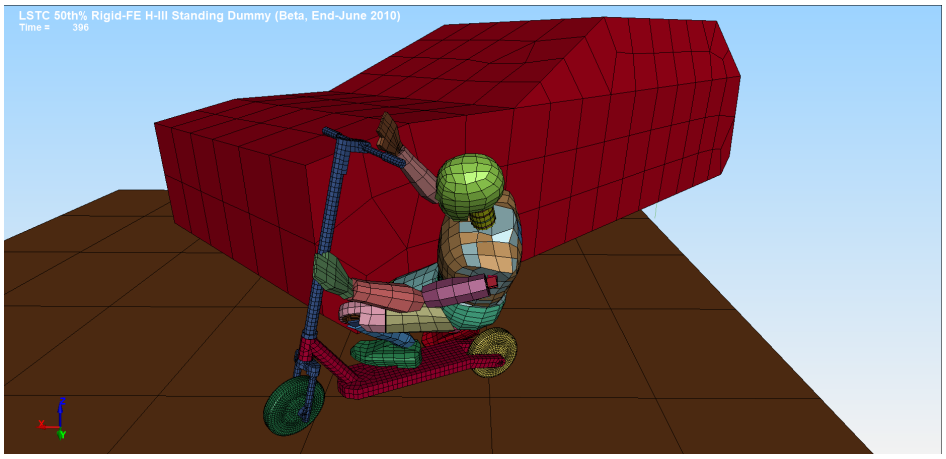
Figura B.12: Auto Lateral Motor 15 km/h y 90°



(a)



(b)

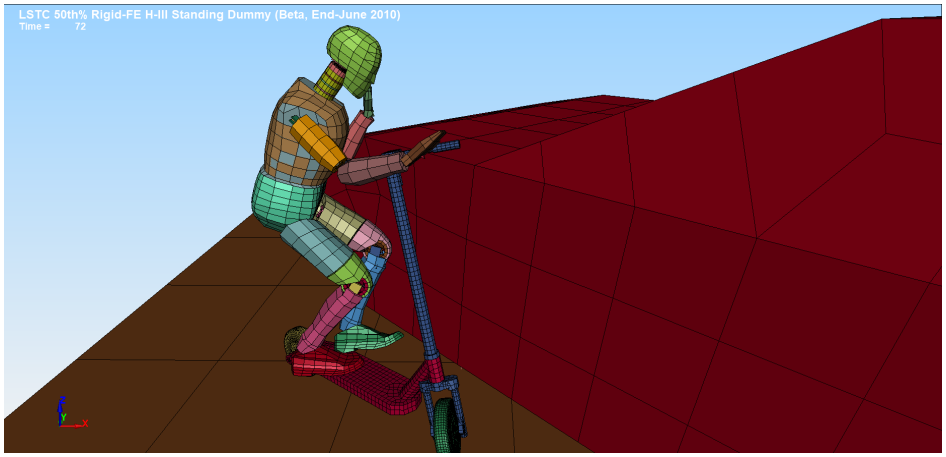


(c)

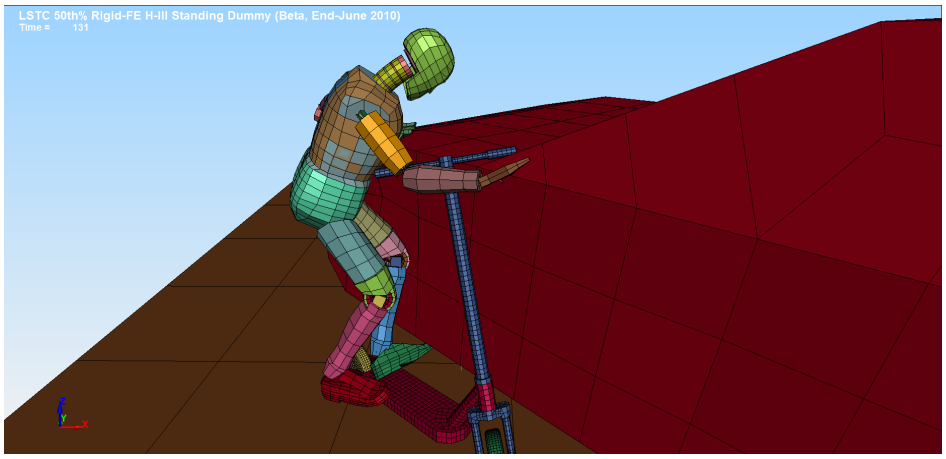
Figura B.13: Auto Lateral Motor 15 km/h y 135°



(a)

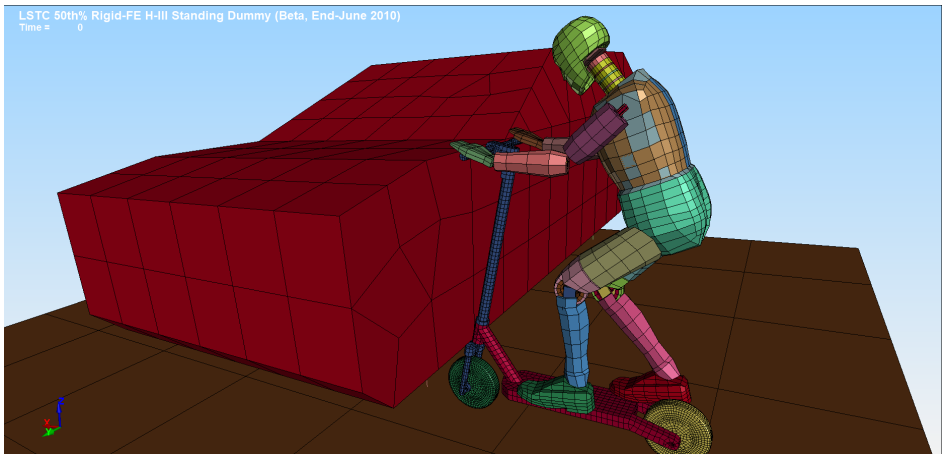


(b)

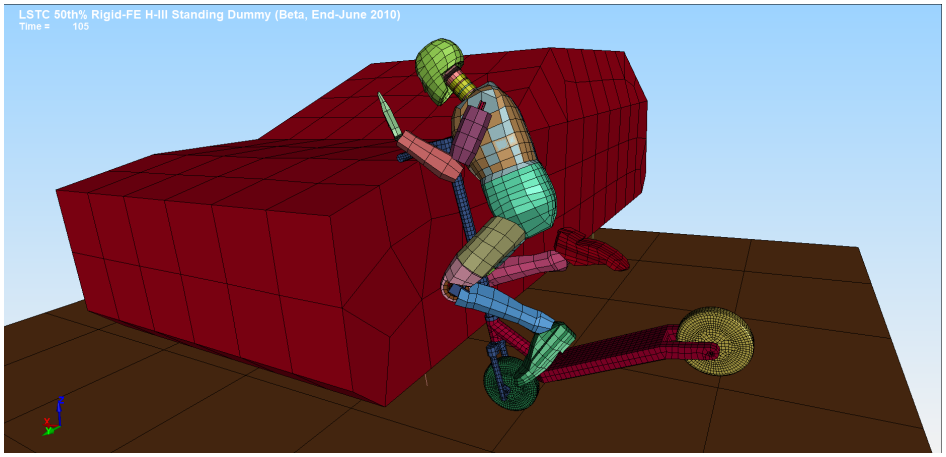


(c)

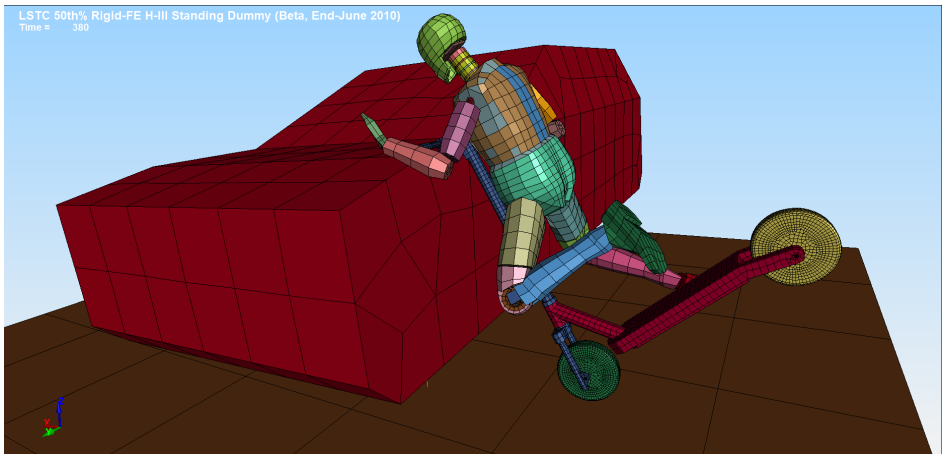
Figura B.14: Auto Lateral Motor 25 km/h y 45°



(a)

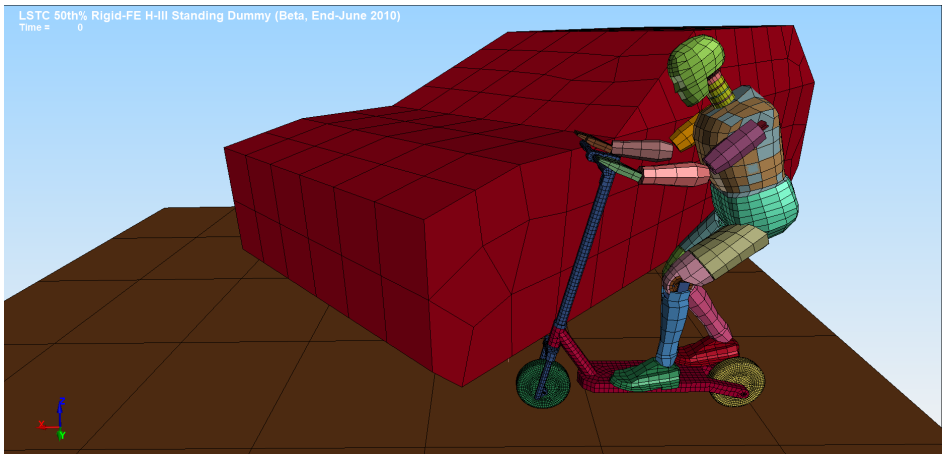


(b)

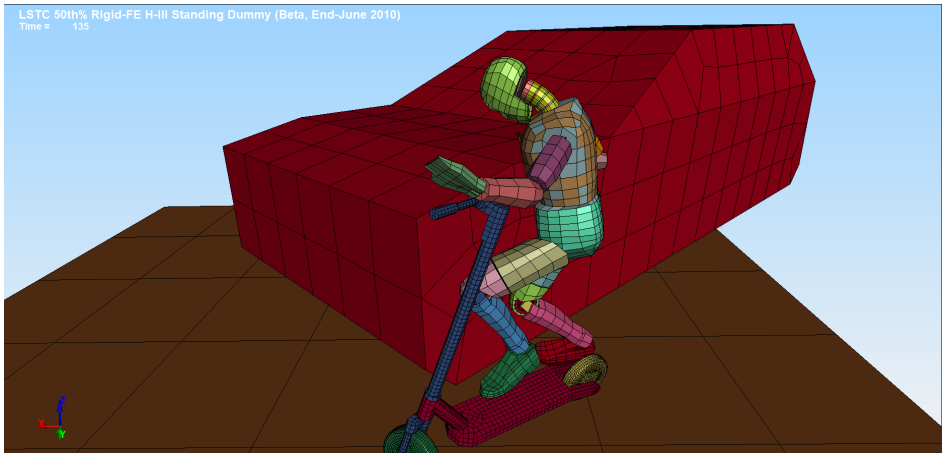


(c)

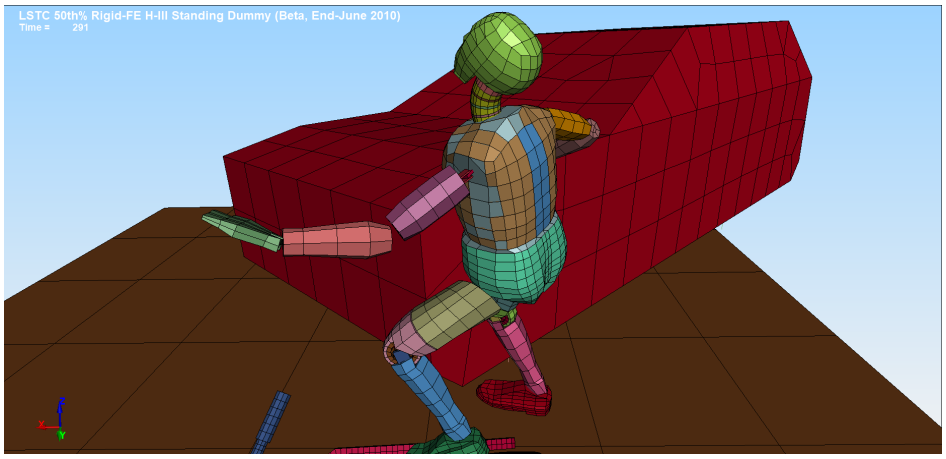
Figura B.15: Auto Lateral Motor 25 km/h y 90°



(a)

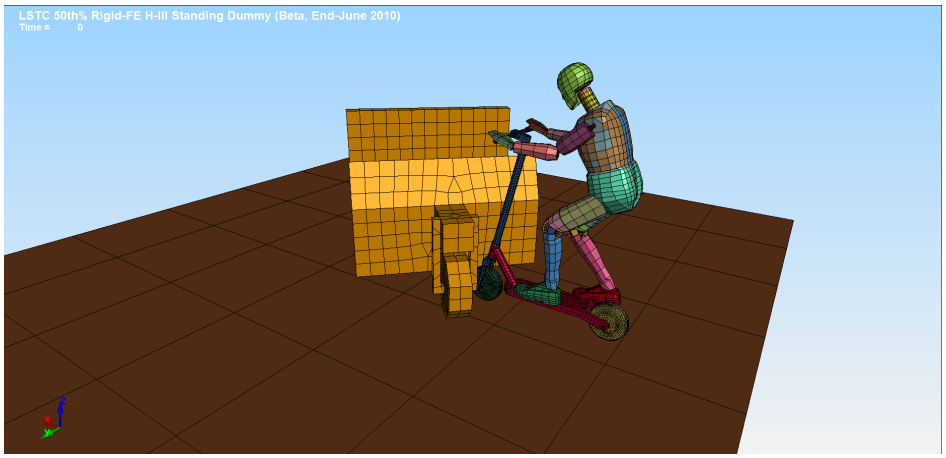


(b)

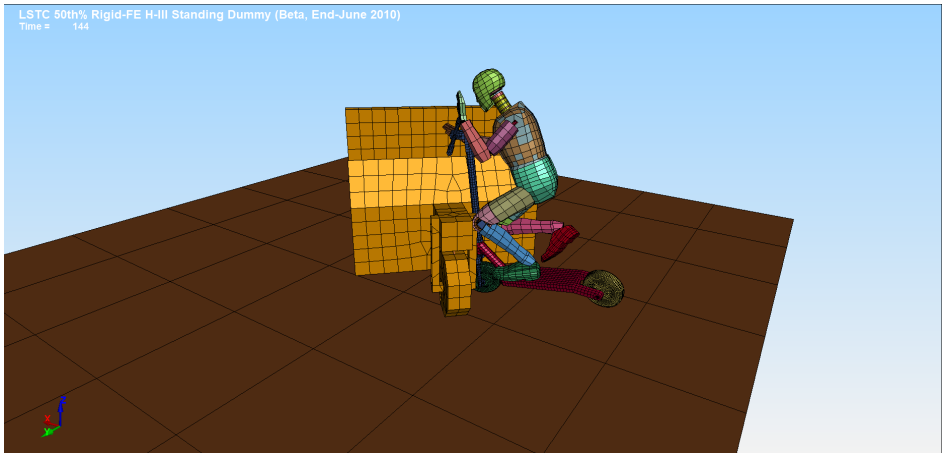


(c)

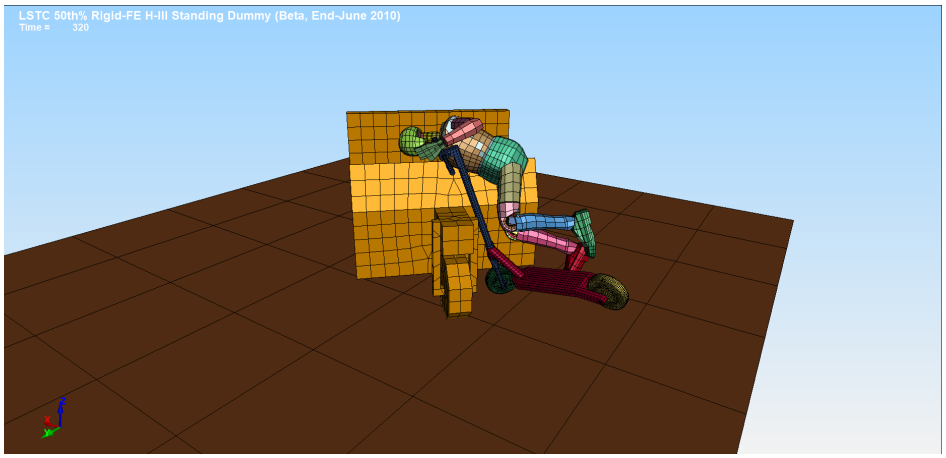
Figura B.16: Auto Lateral Motor 25 km/h y 135°



(a)

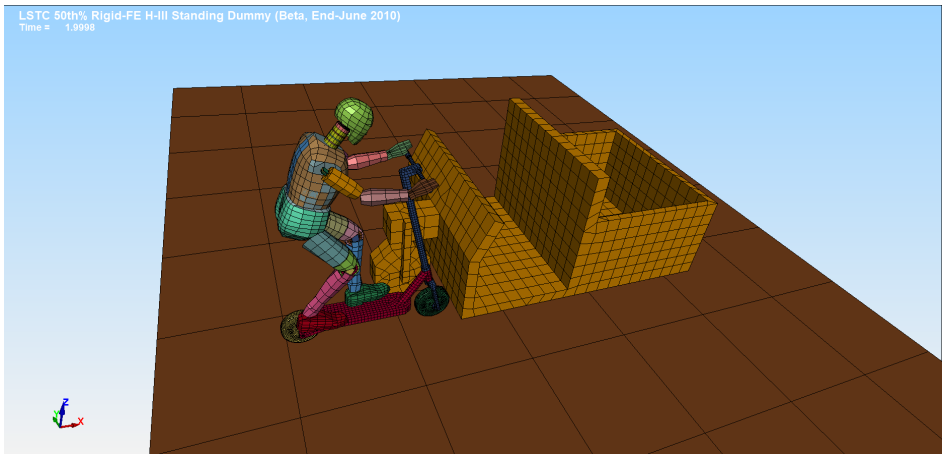


(b)

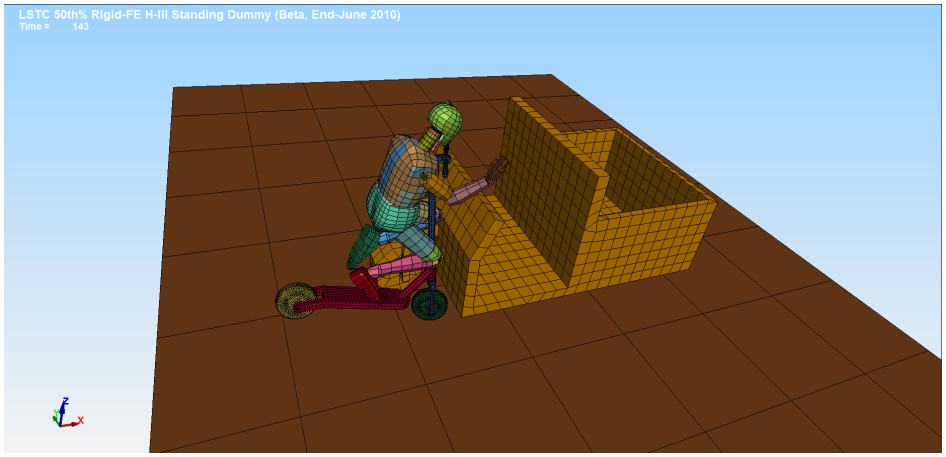


(c)

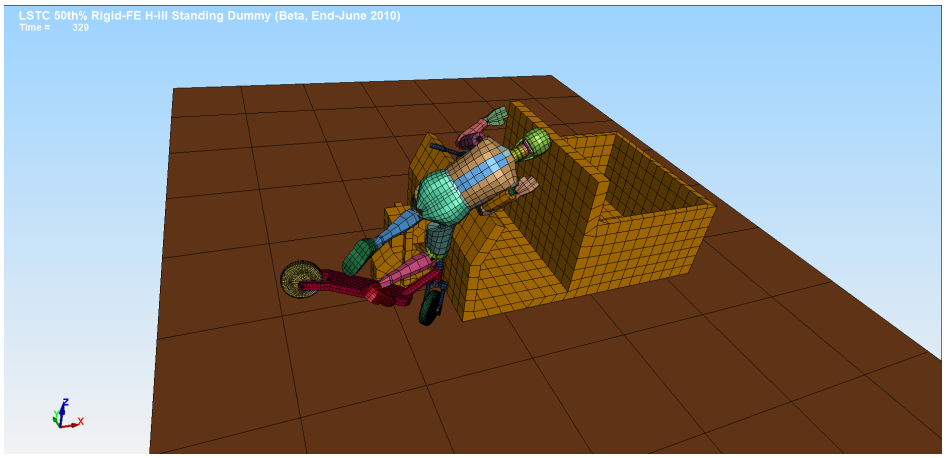
Figura B.17: Carrito de Carga Frontal 15 km/h y 45°



(a)

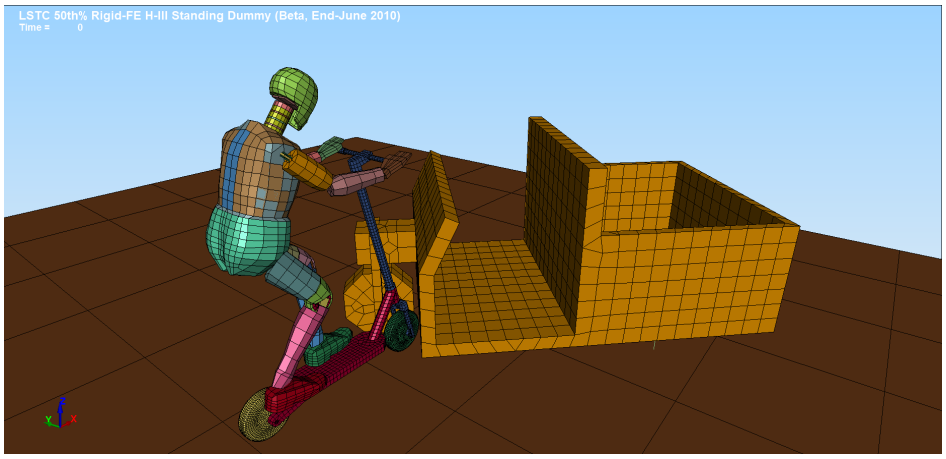


(b)

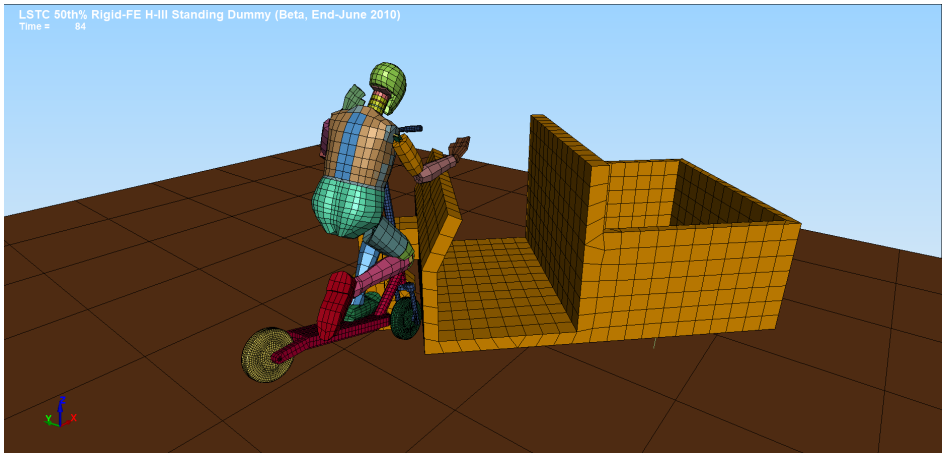


(c)

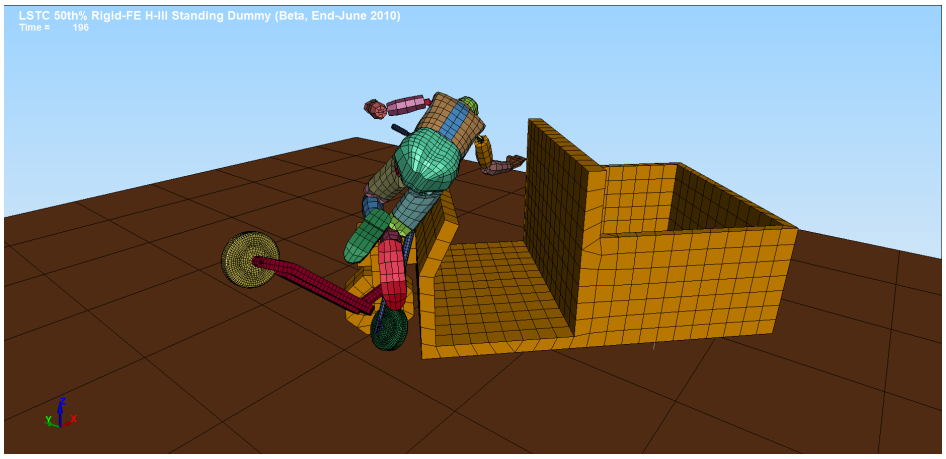
Figura B.18: Carrito de Carga Frontal 15 km/h y 90°



(a)

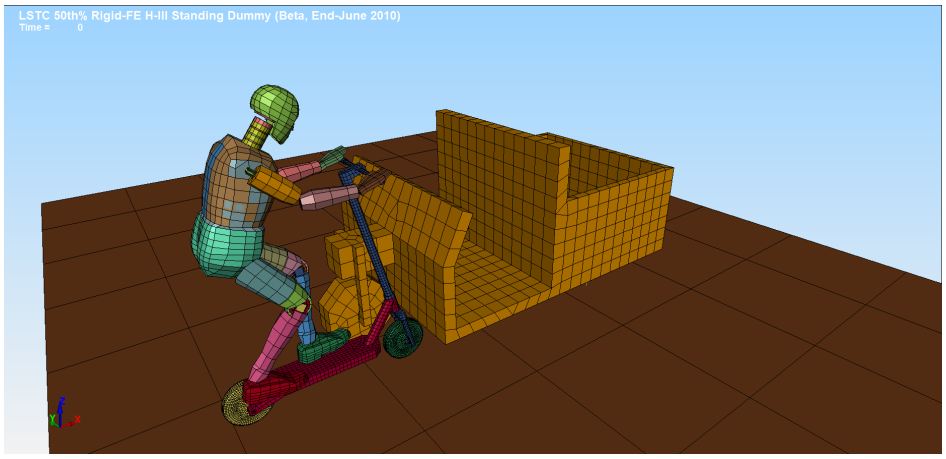


(b)

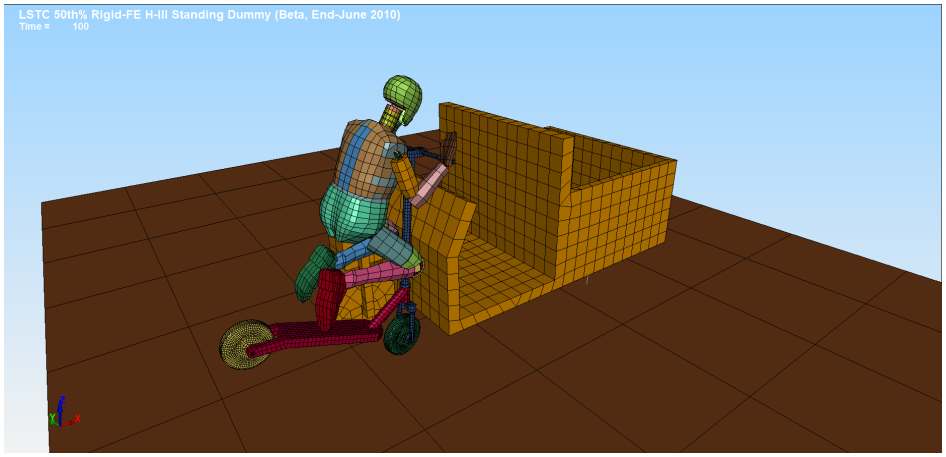


(c)

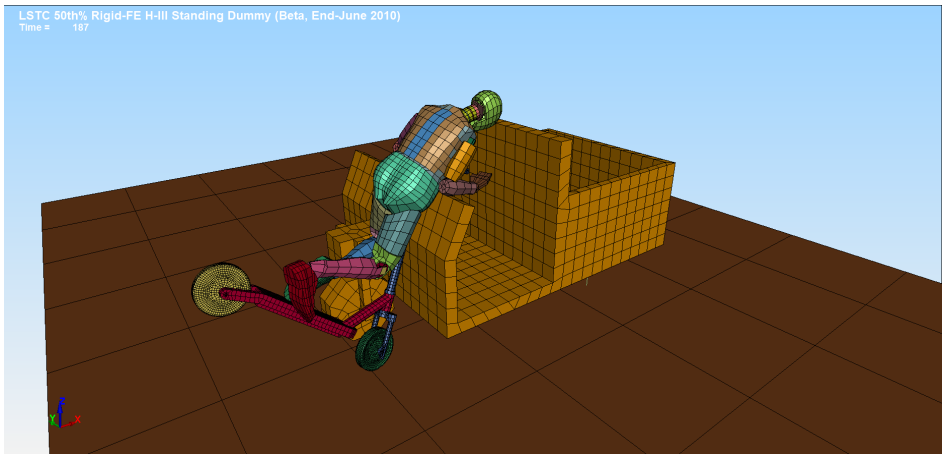
Figura B.19: Carrito de Carga Frontal 25 km/h y 45°



(a)



(b)



(c)

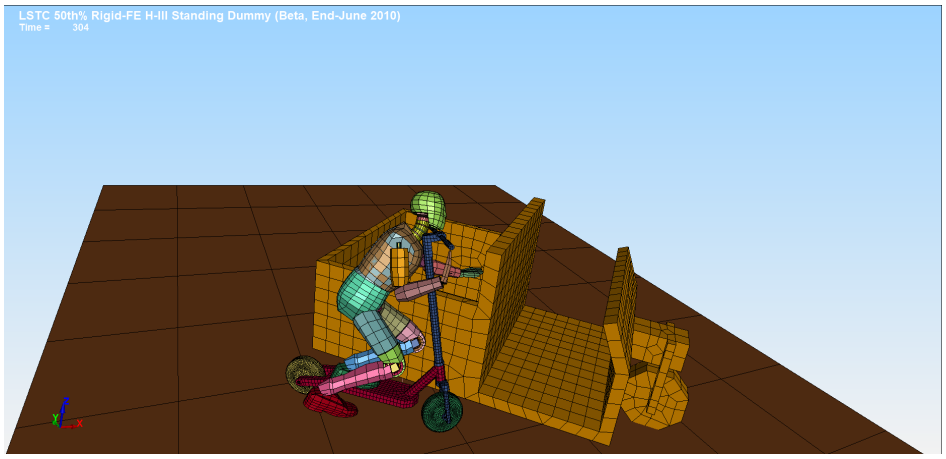
Figura B.20: Carrito de Carga Frontal 25 km/h y 90°



(a)

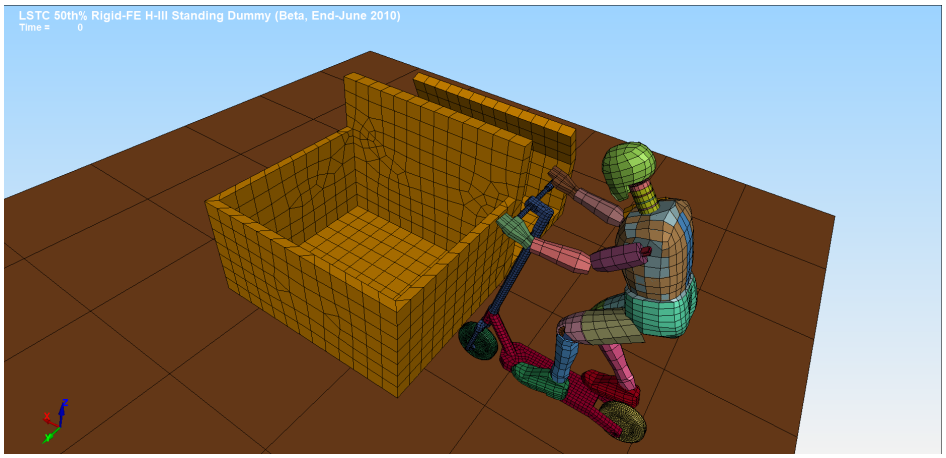


(b)

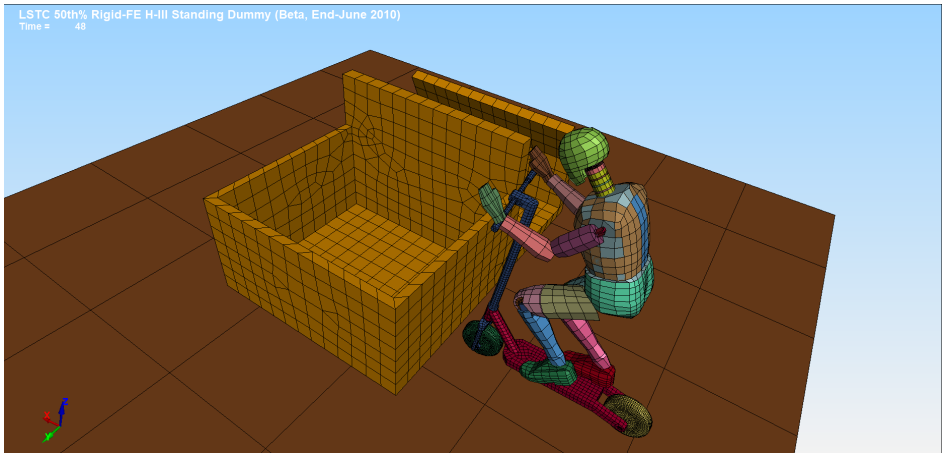


(c)

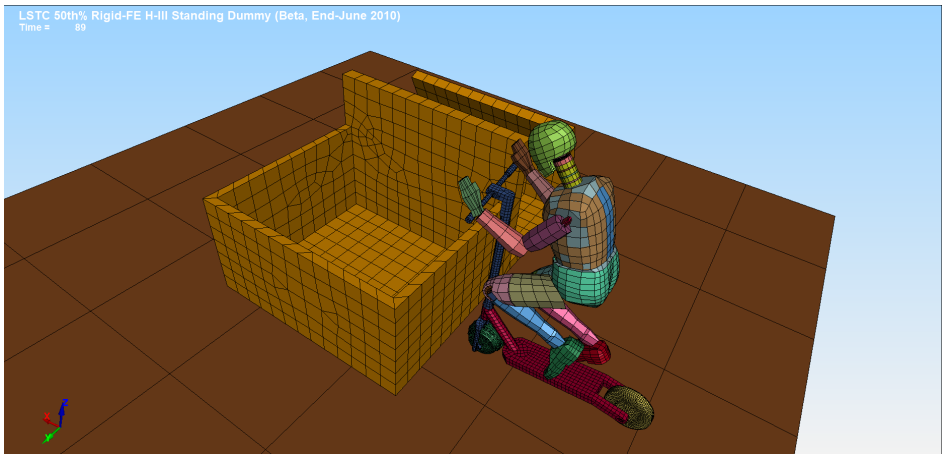
Figura B.21: Carrito de Carga Lateral 15 km/h y 45°



(a)

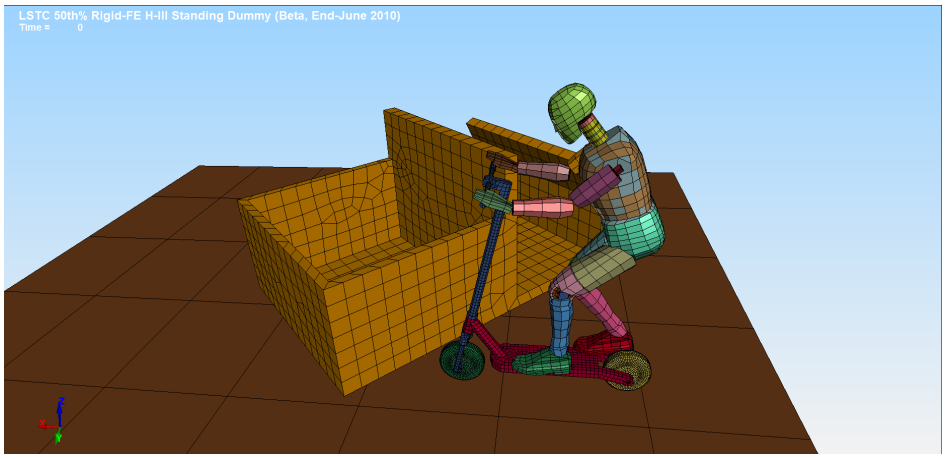


(b)



(c)

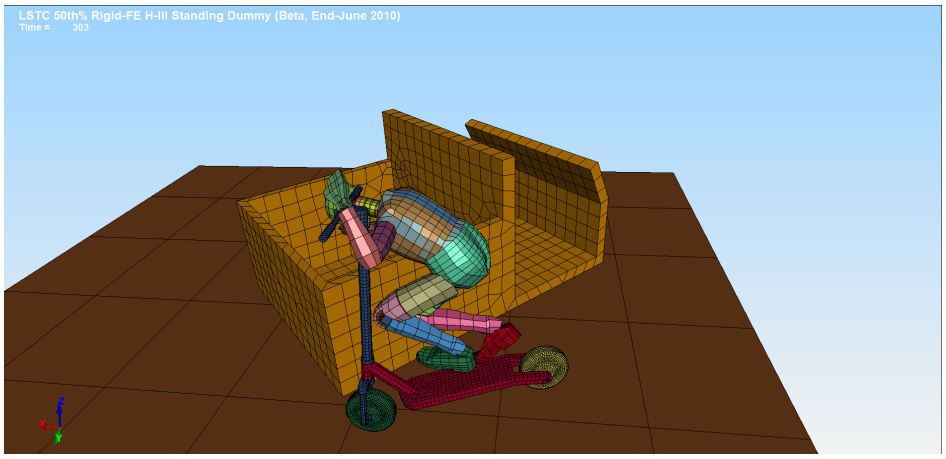
Figura B.22: Carrito de Carga Lateral 15 km/h y 90°



(a)

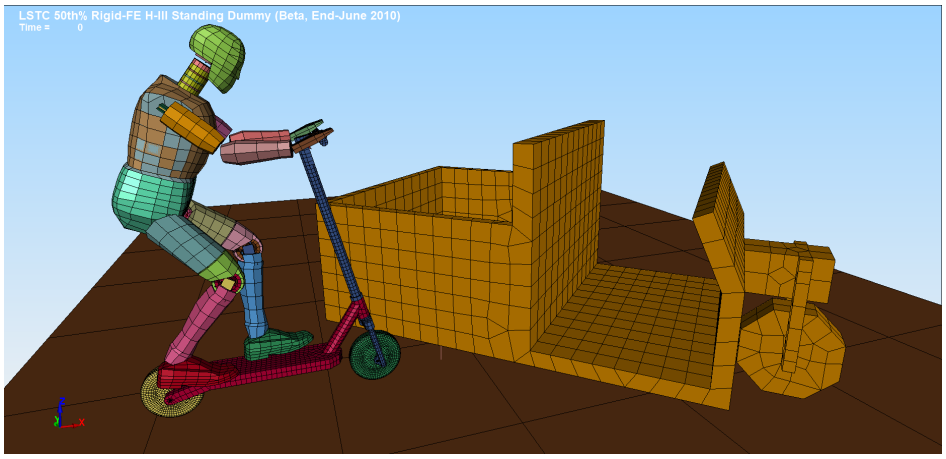


(b)

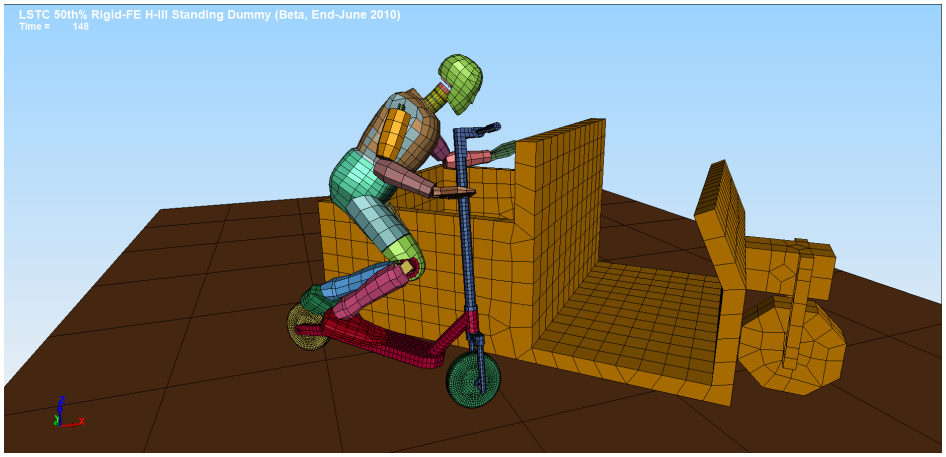


(c)

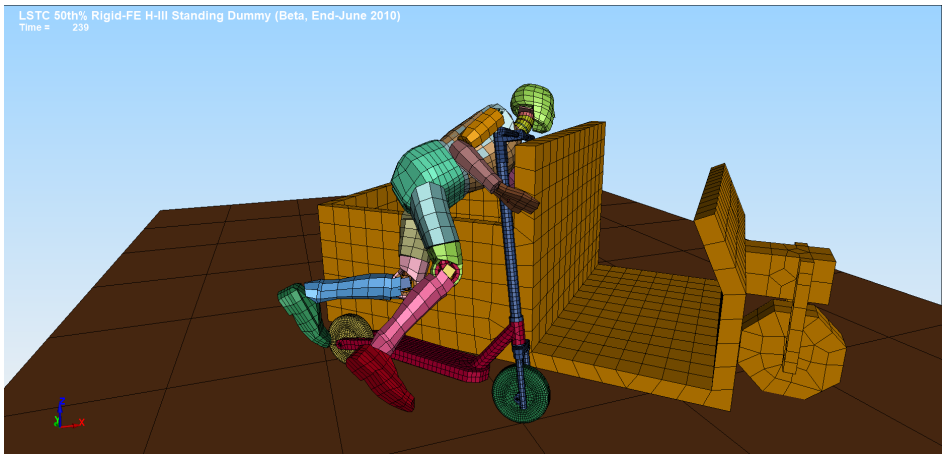
Figura B.23: Carrito de Carga Lateral 15 km/h y 135°



(a)

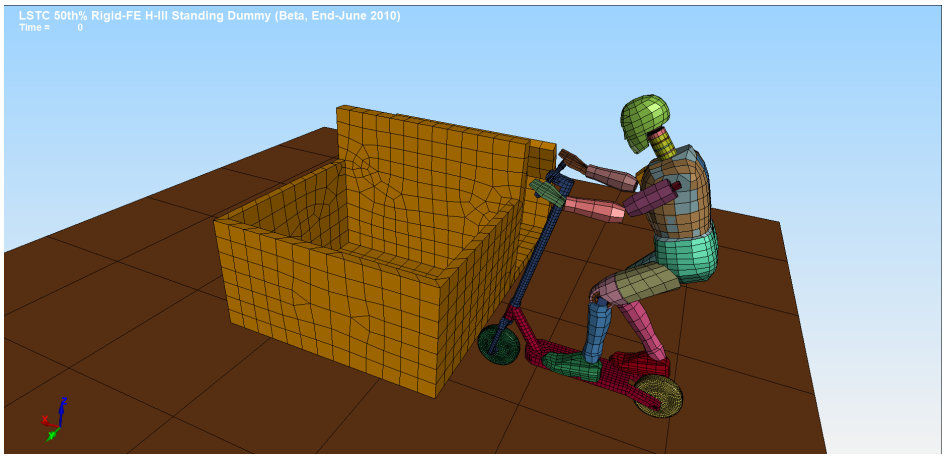


(b)

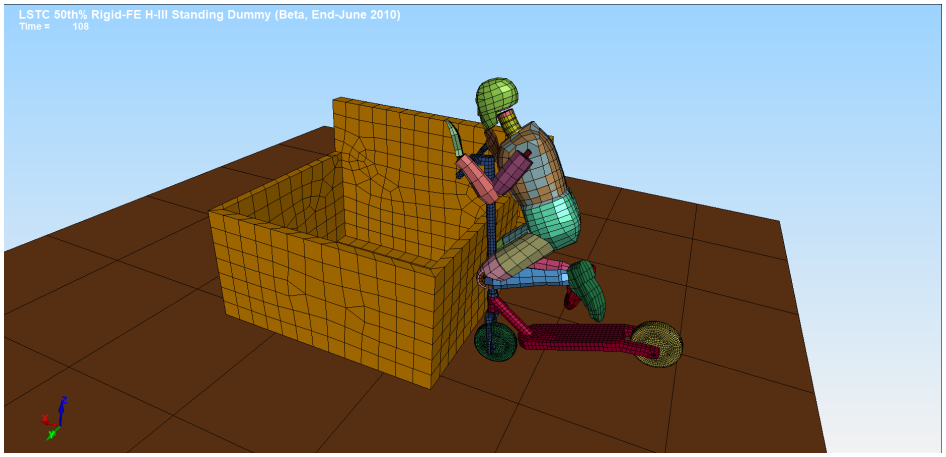


(c)

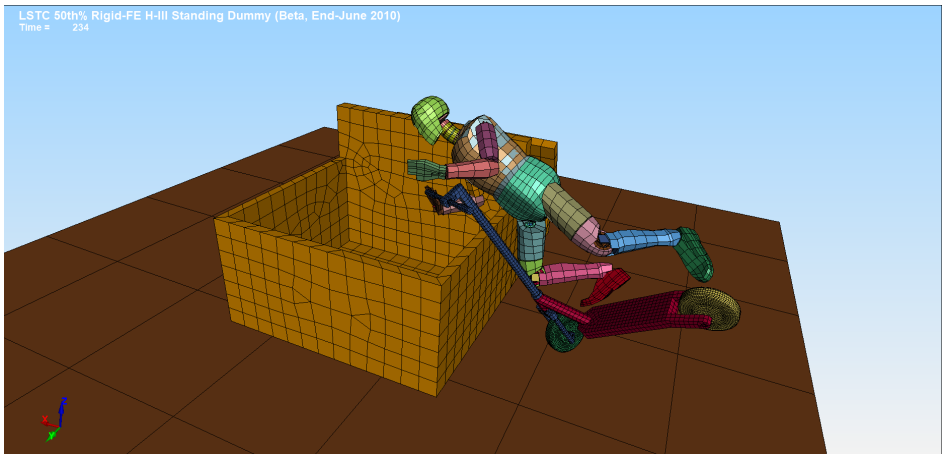
Figura B.24: Carrito de Carga Lateral 25 km/h y 45°



(a)

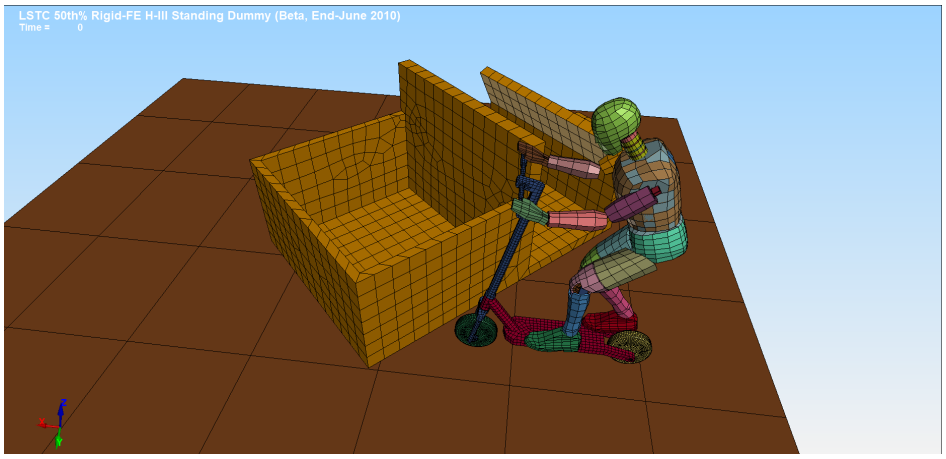


(b)

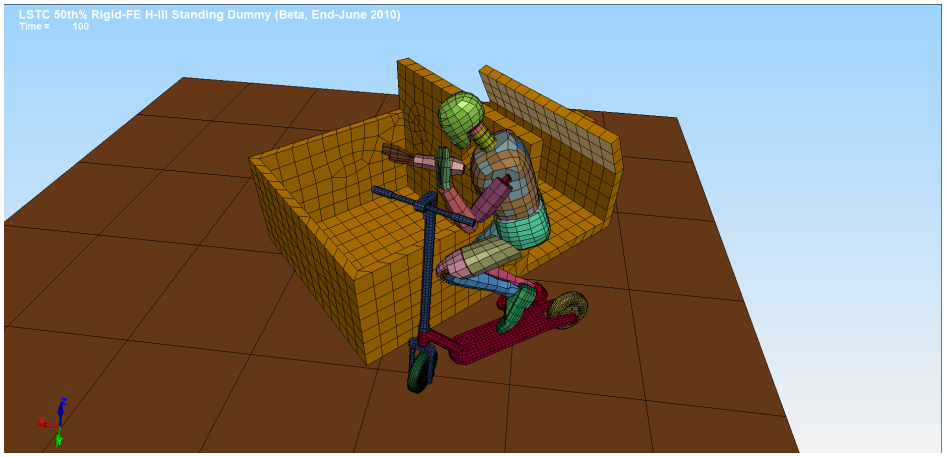


(c)

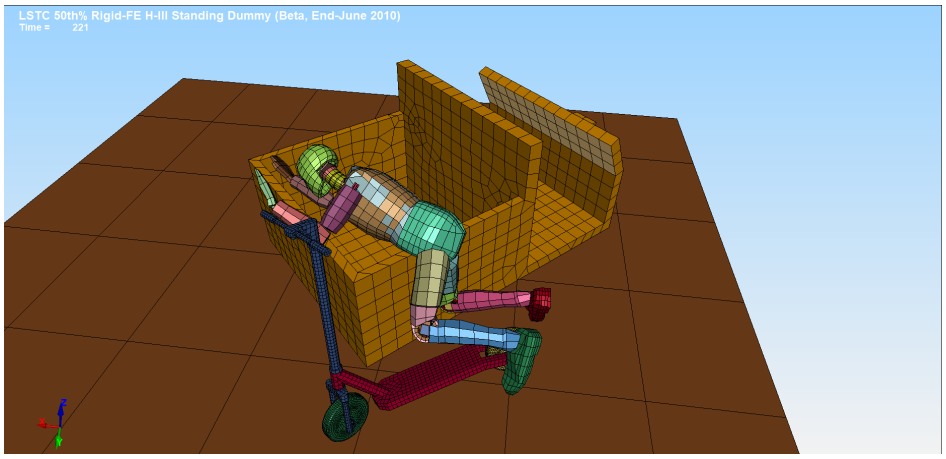
Figura B.25: Carrito de Carga Lateral 25 km/h y 90°



(a)



(b)



(c)

Figura B.26: Carrito de Carga Lateral 25 km/h y 135°

Anexo C

Gráficos

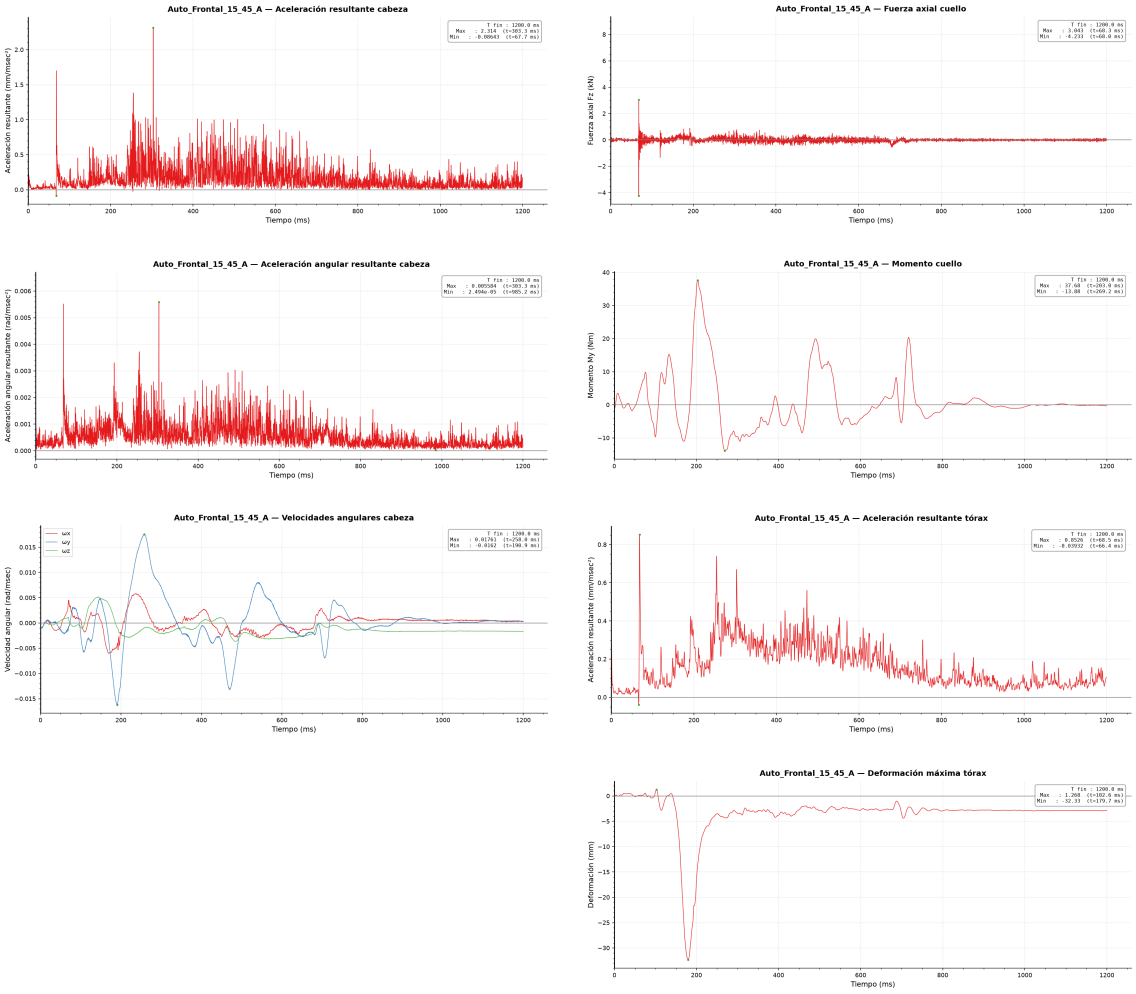


Figura C.1: Variables Auto Frontal 15 km/h 45°

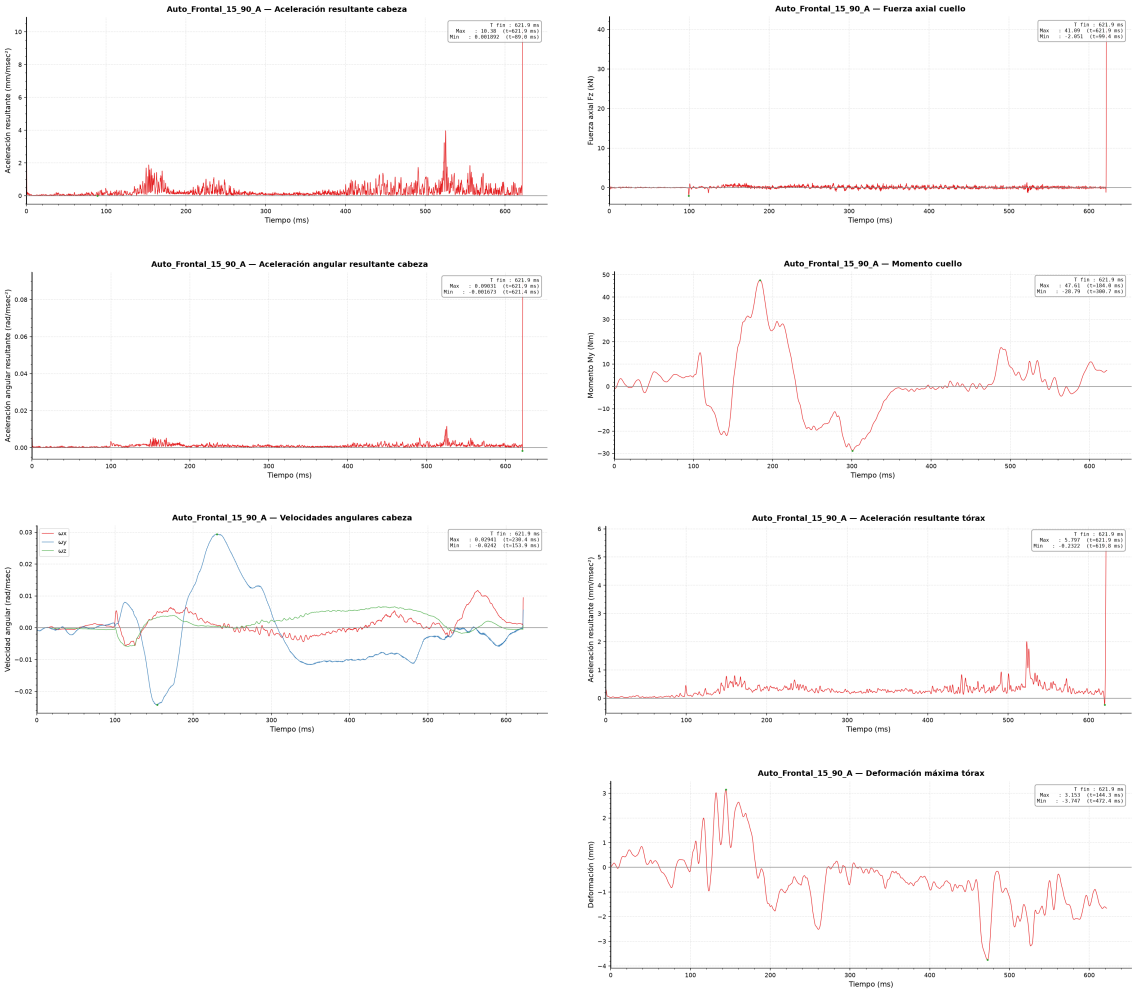


Figura C.2: Variables Auto Frontal 15 km/h 90°

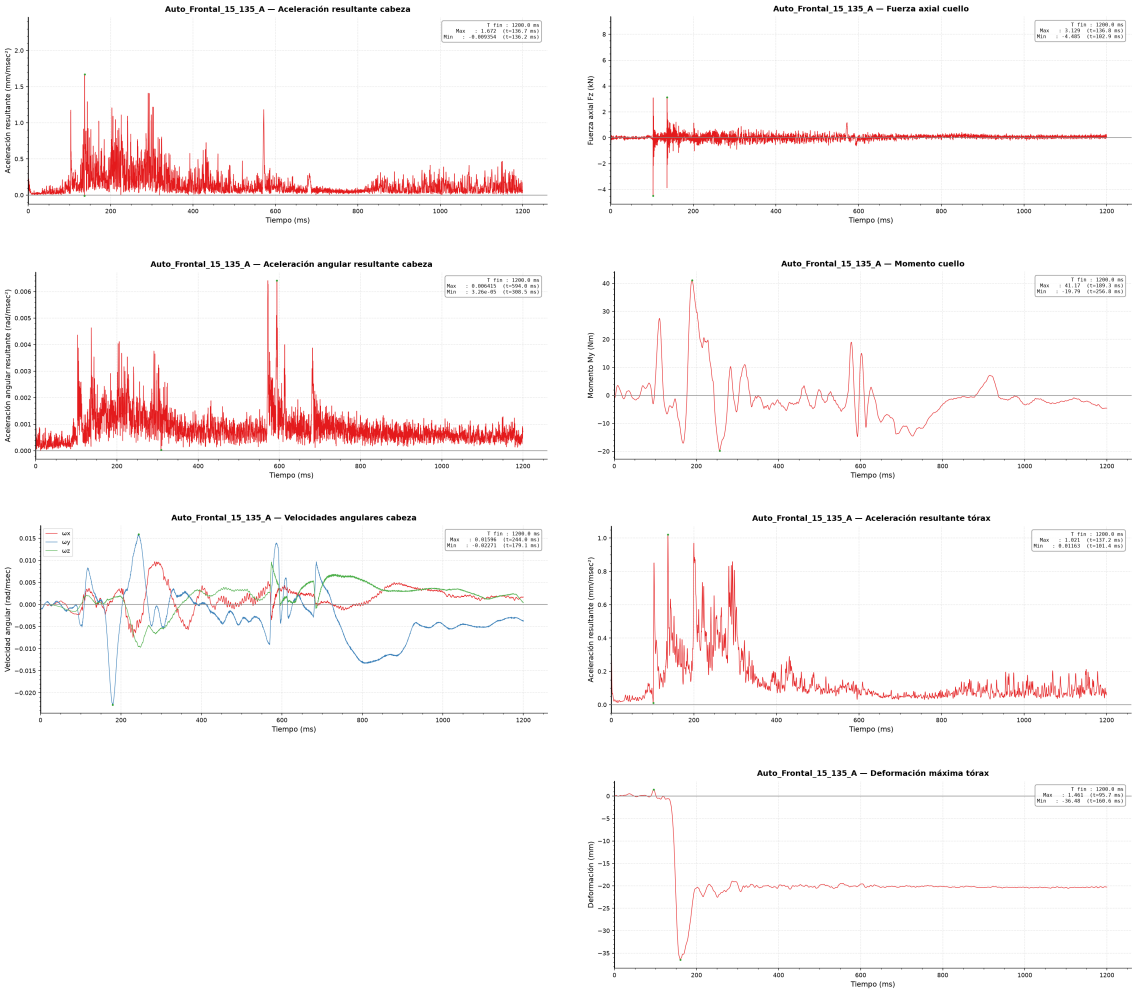


Figura C.3: Variables Auto Frontal 15 km/h 135°

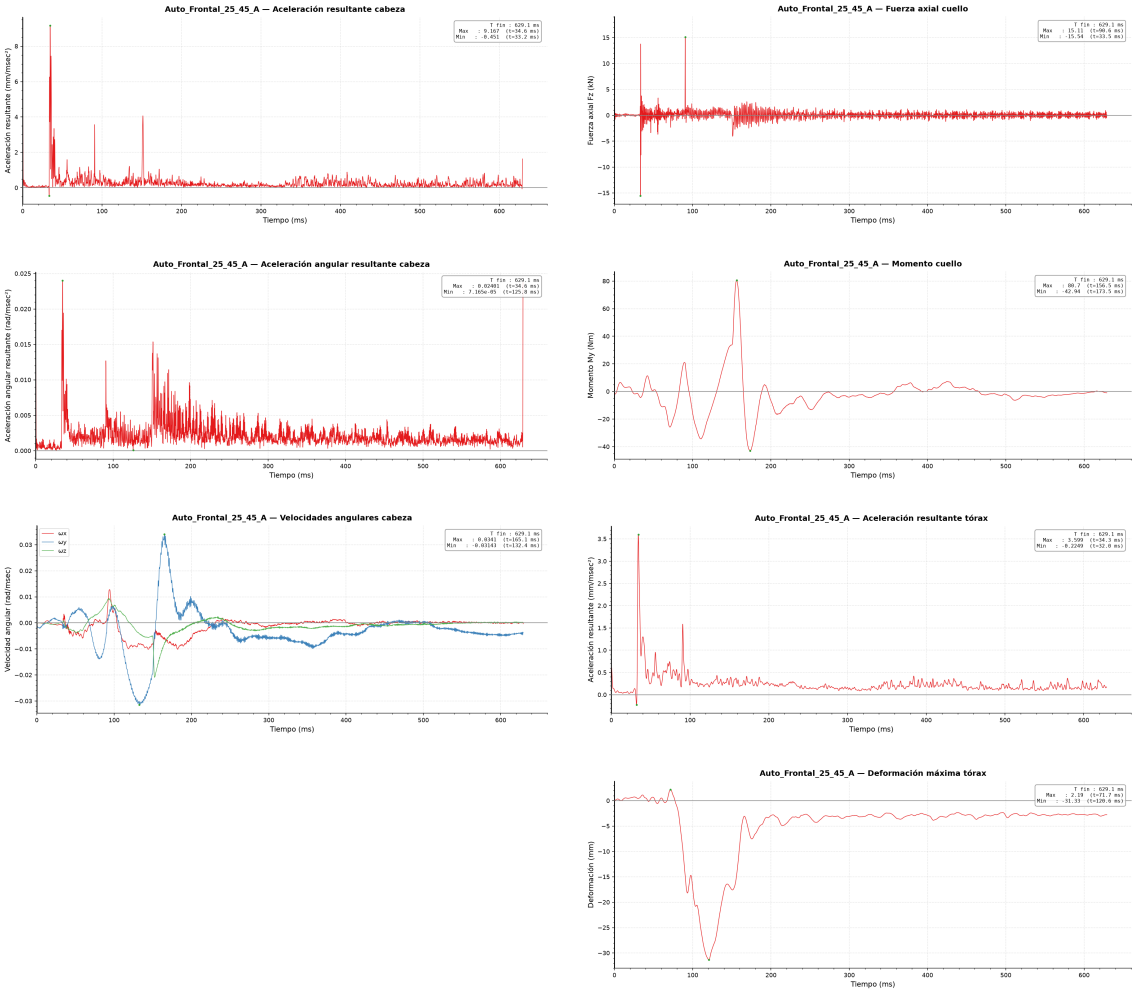


Figura C.4: Variables Auto Frontal 25 km/h 45°

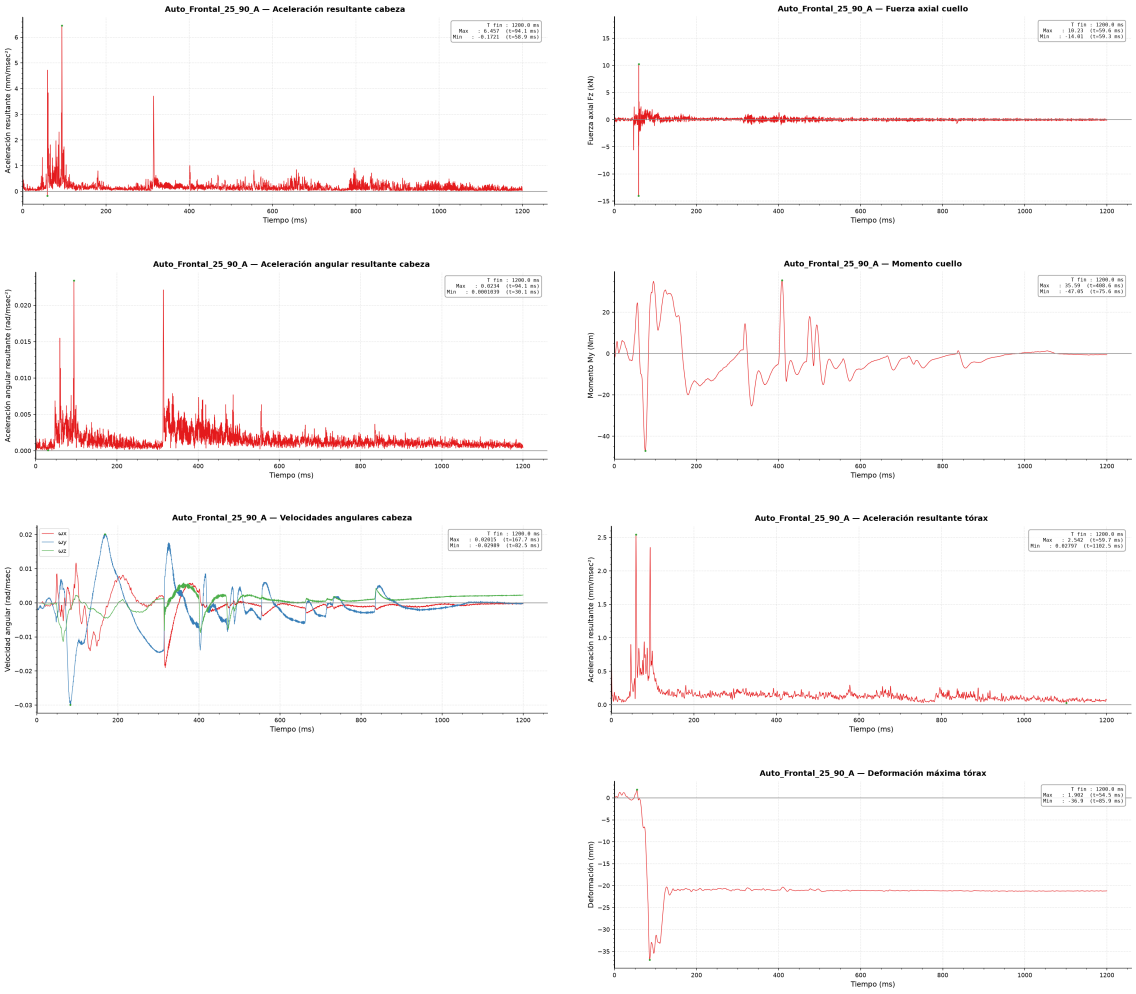


Figura C.5: Variables Auto Frontal 25 km/h 90°

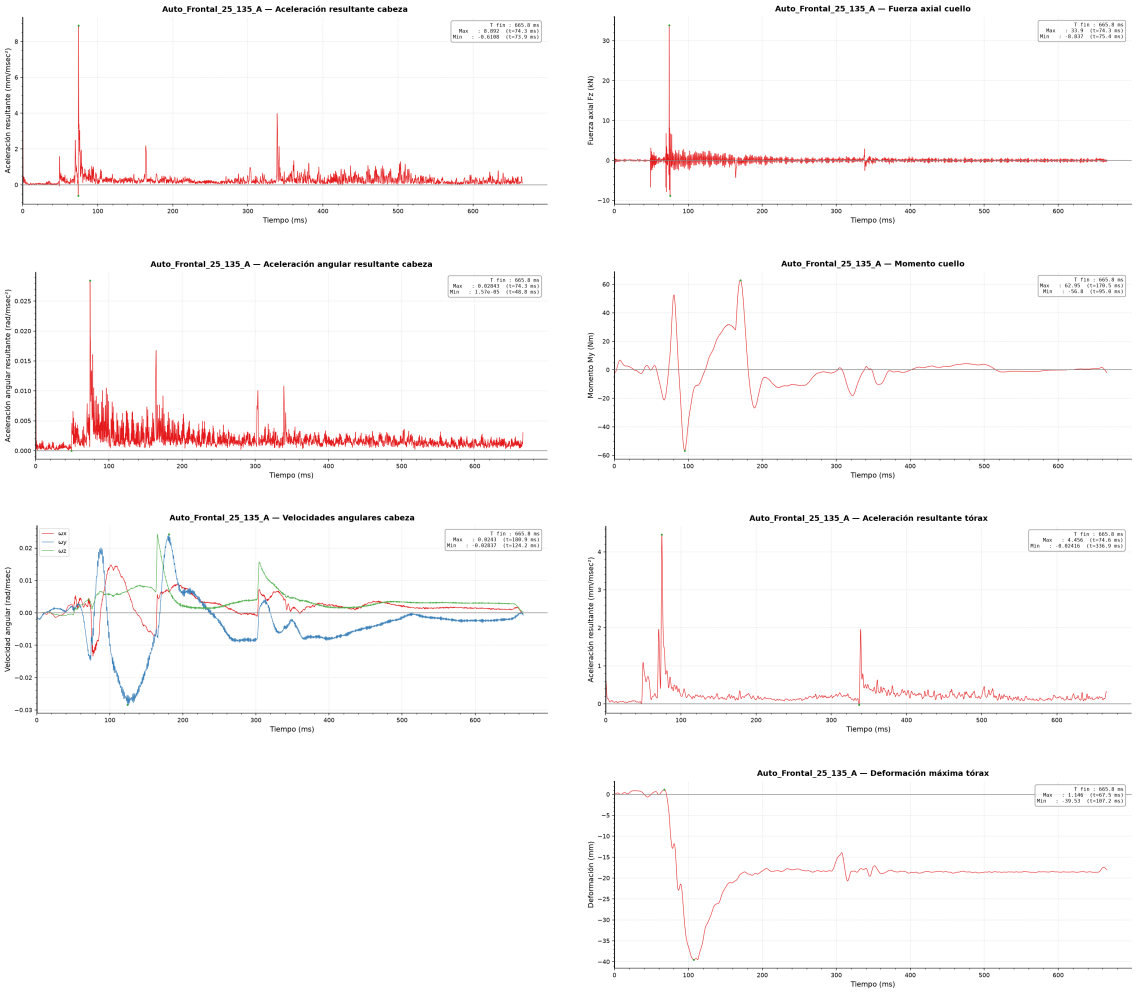


Figura C.6: Variables Auto Frontal 25 km/h 135°

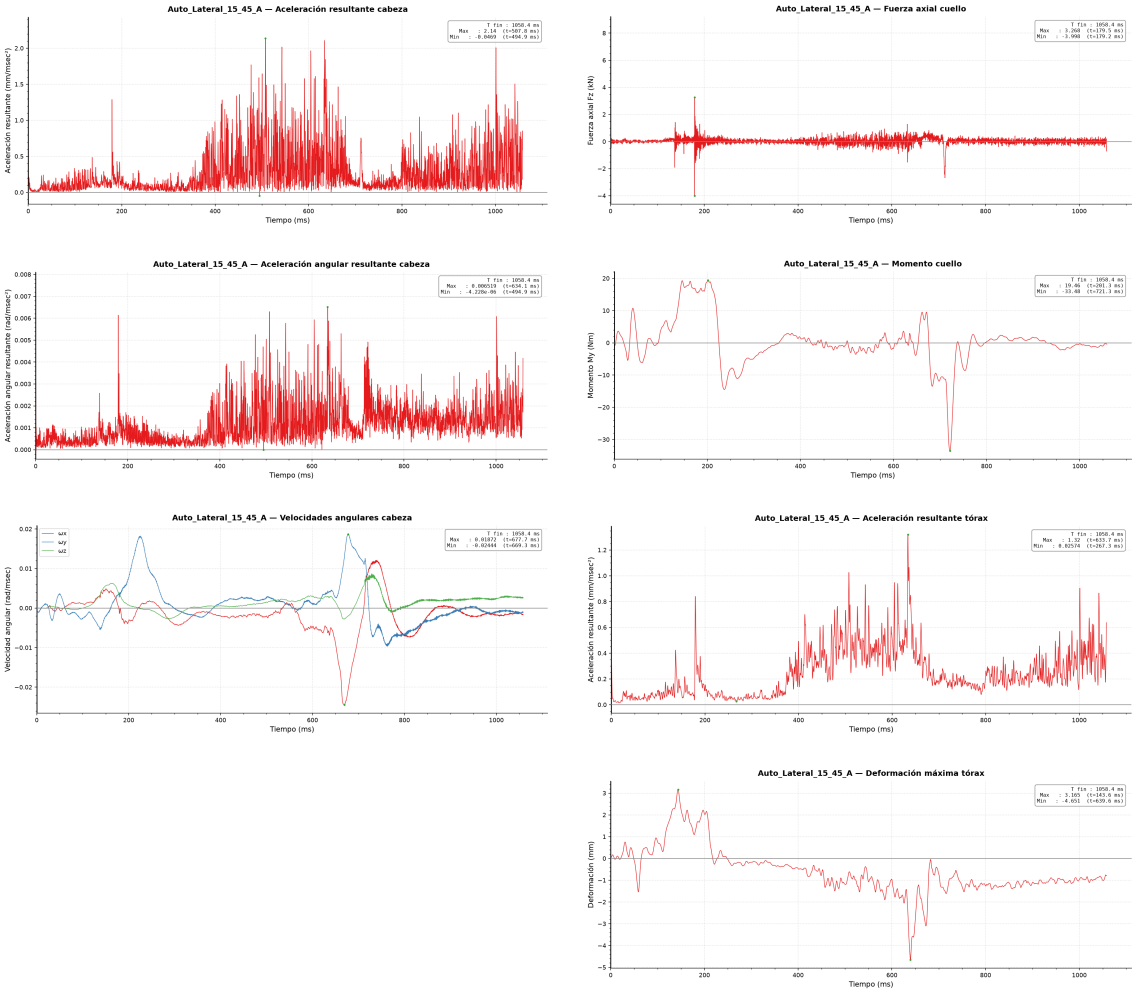


Figura C.7: Variables Auto Lateral 15 km/h 45°

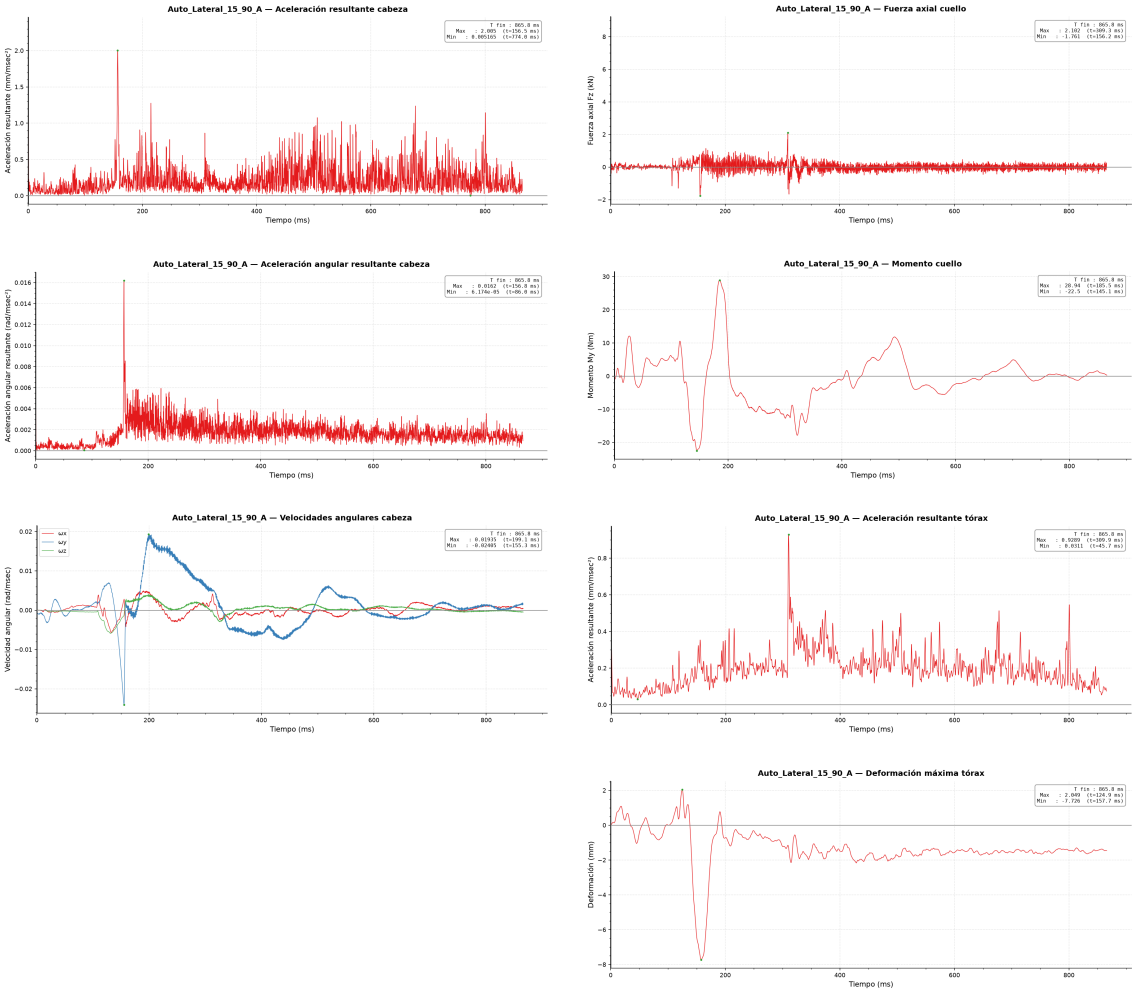


Figura C.8: Variables Auto Lateral 15 km/h 90°

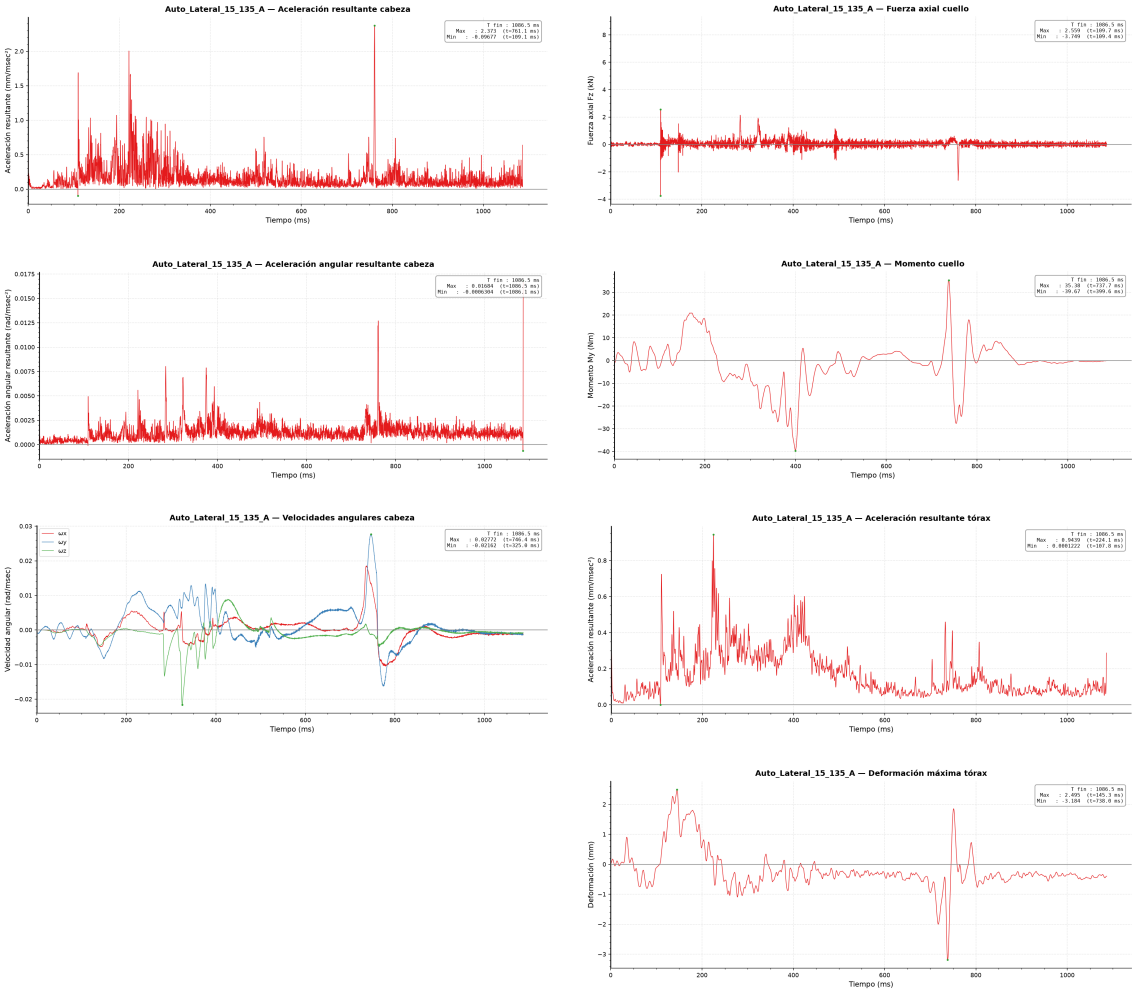


Figura C.9: Variables Auto Lateral 15 km/h 135°

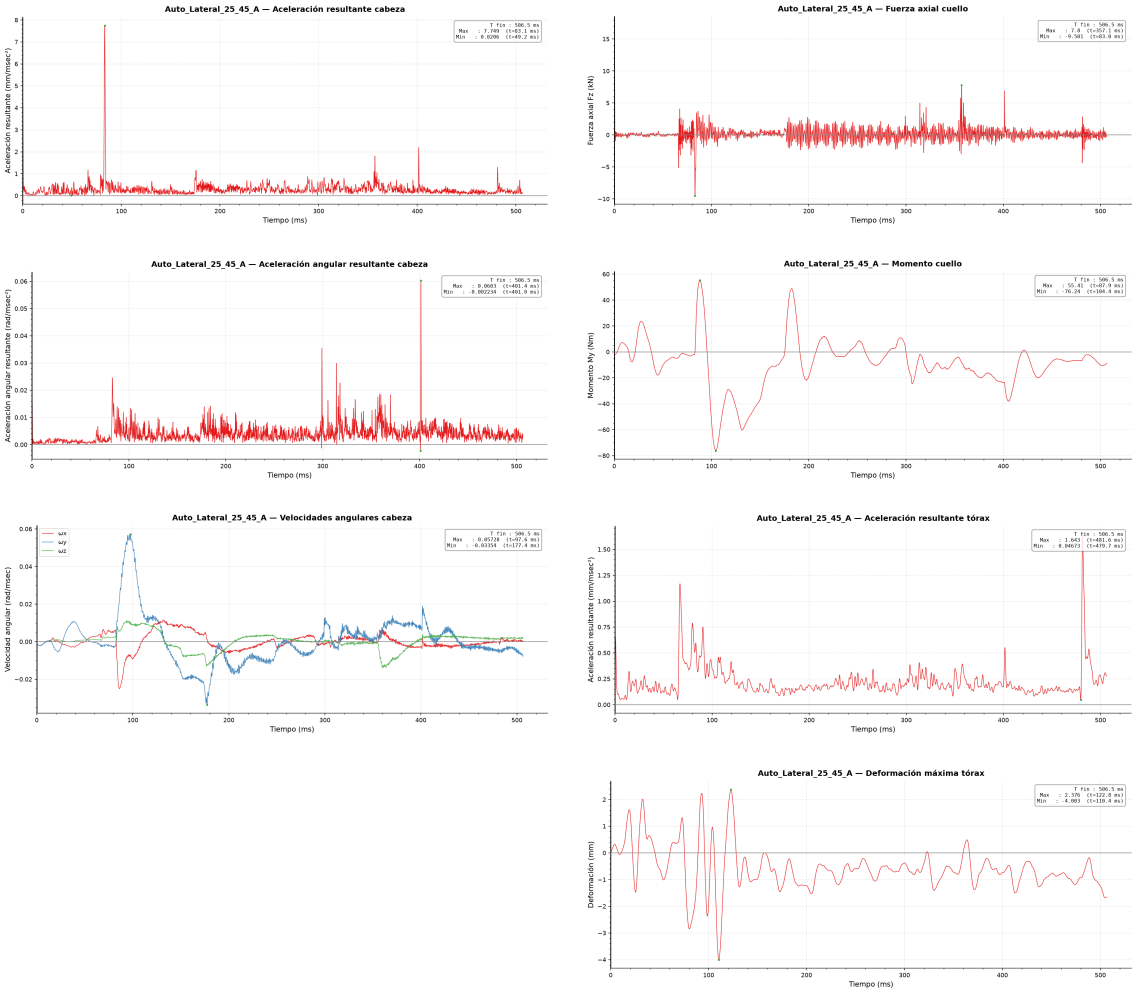


Figura C.10: Variables Auto Lateral 25 km/h 45°

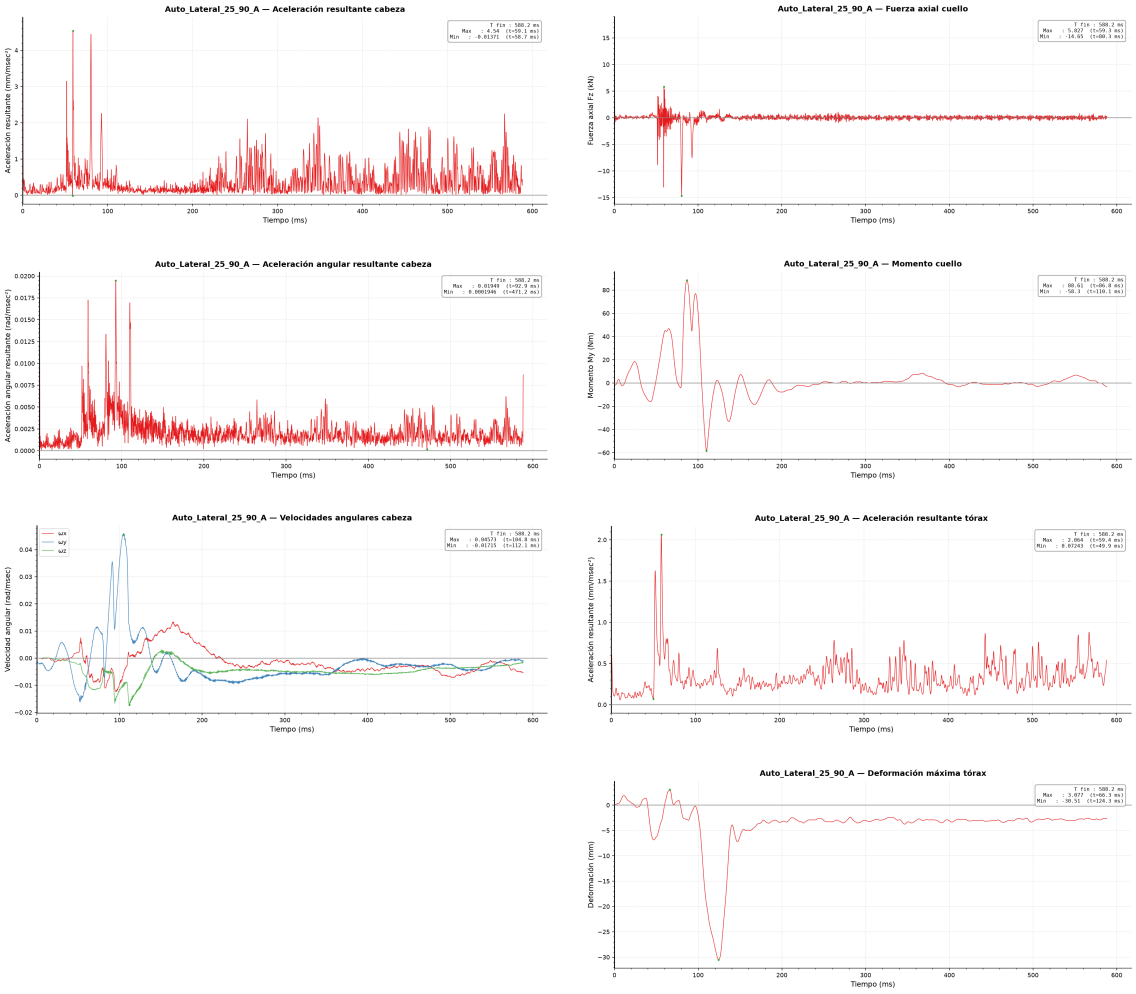


Figura C.11: Variables Auto Lateral 25 km/h 90°

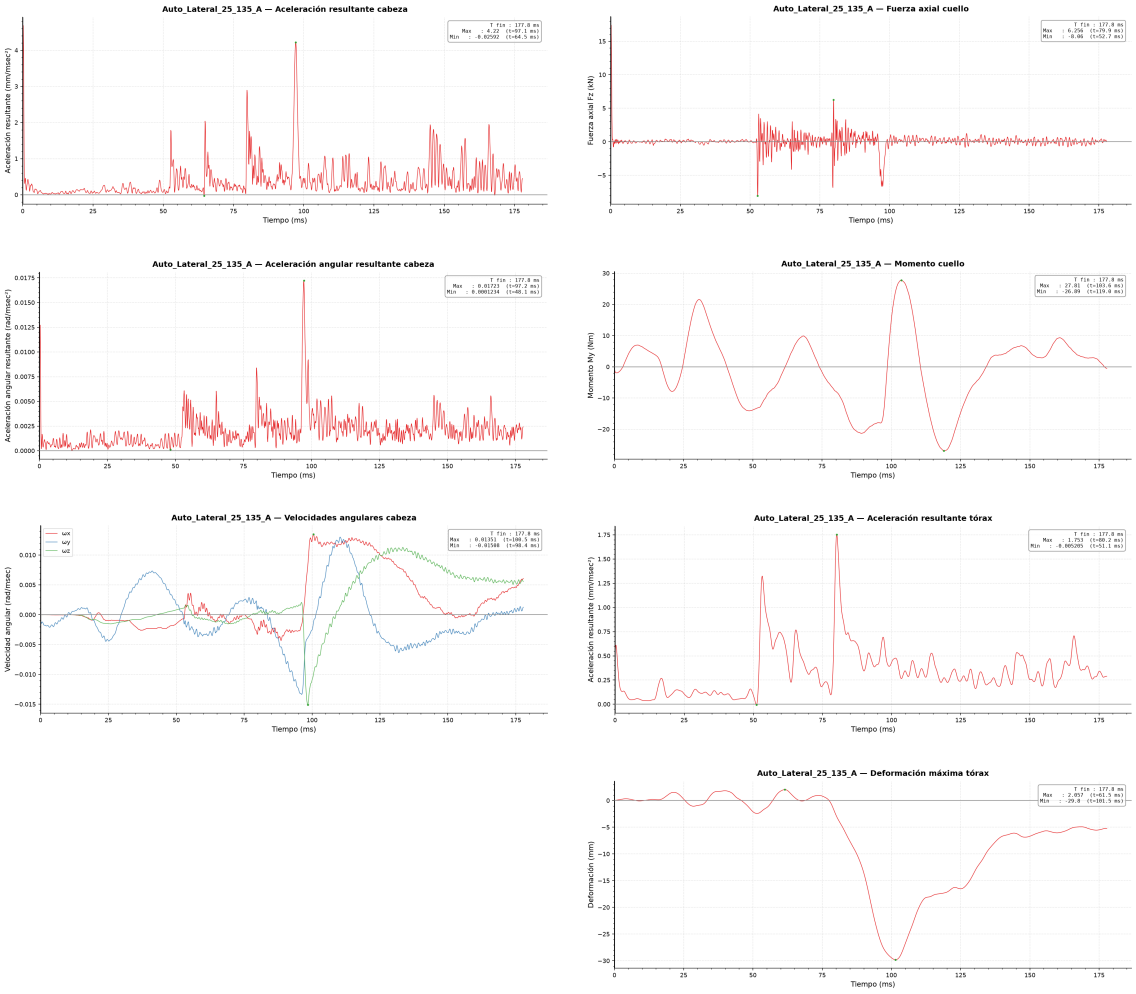


Figura C.12: Variables Auto Lateral 25 km/h 135°

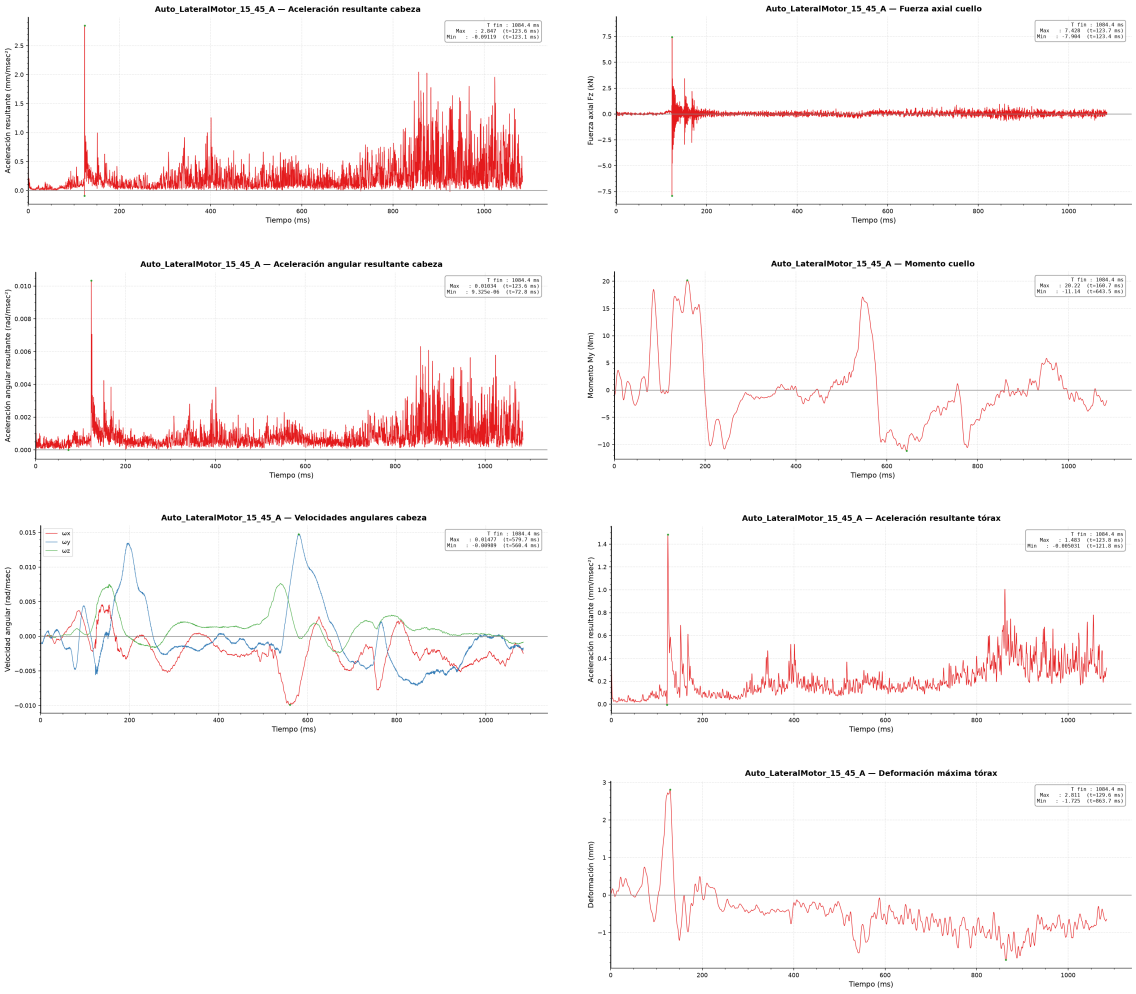


Figura C.13: Variables Auto Lateral Motor 15 km/h 45°

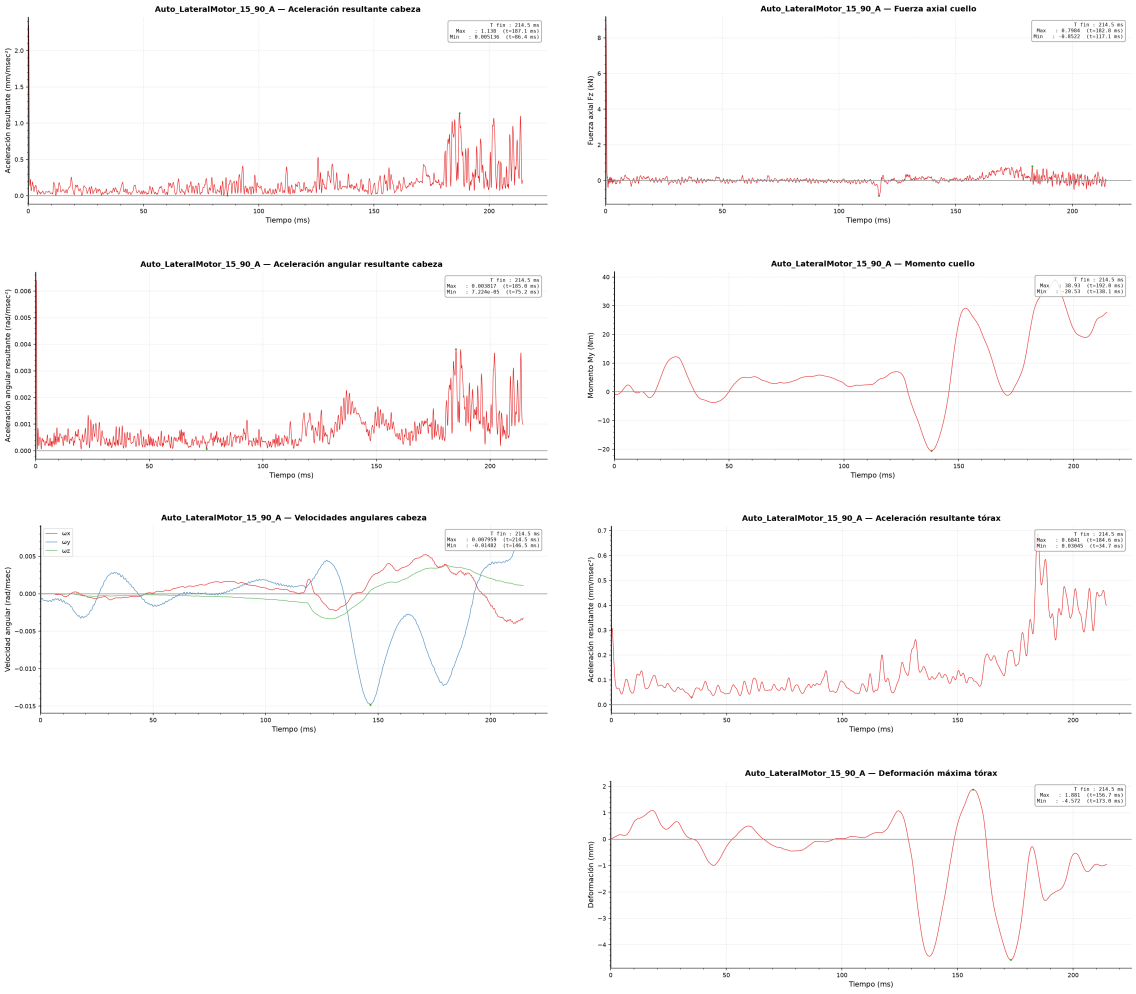


Figura C.14: Variables Auto Lateral Motor 15 km/h 90°

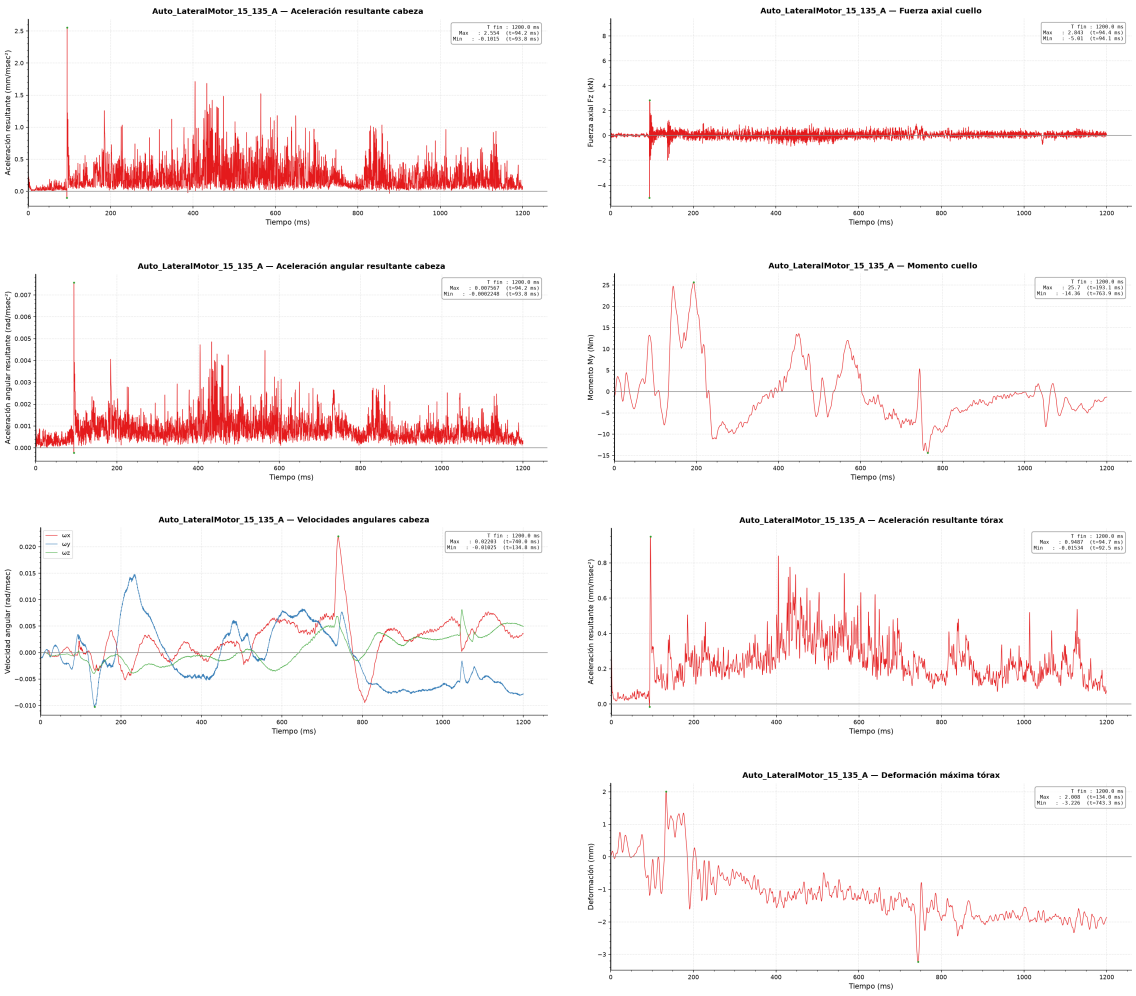


Figura C.15: Variables Auto Lateral Motor 15 km/h 135°



Figura C.16: Variables Auto Lateral Motor 25 km/h 45°

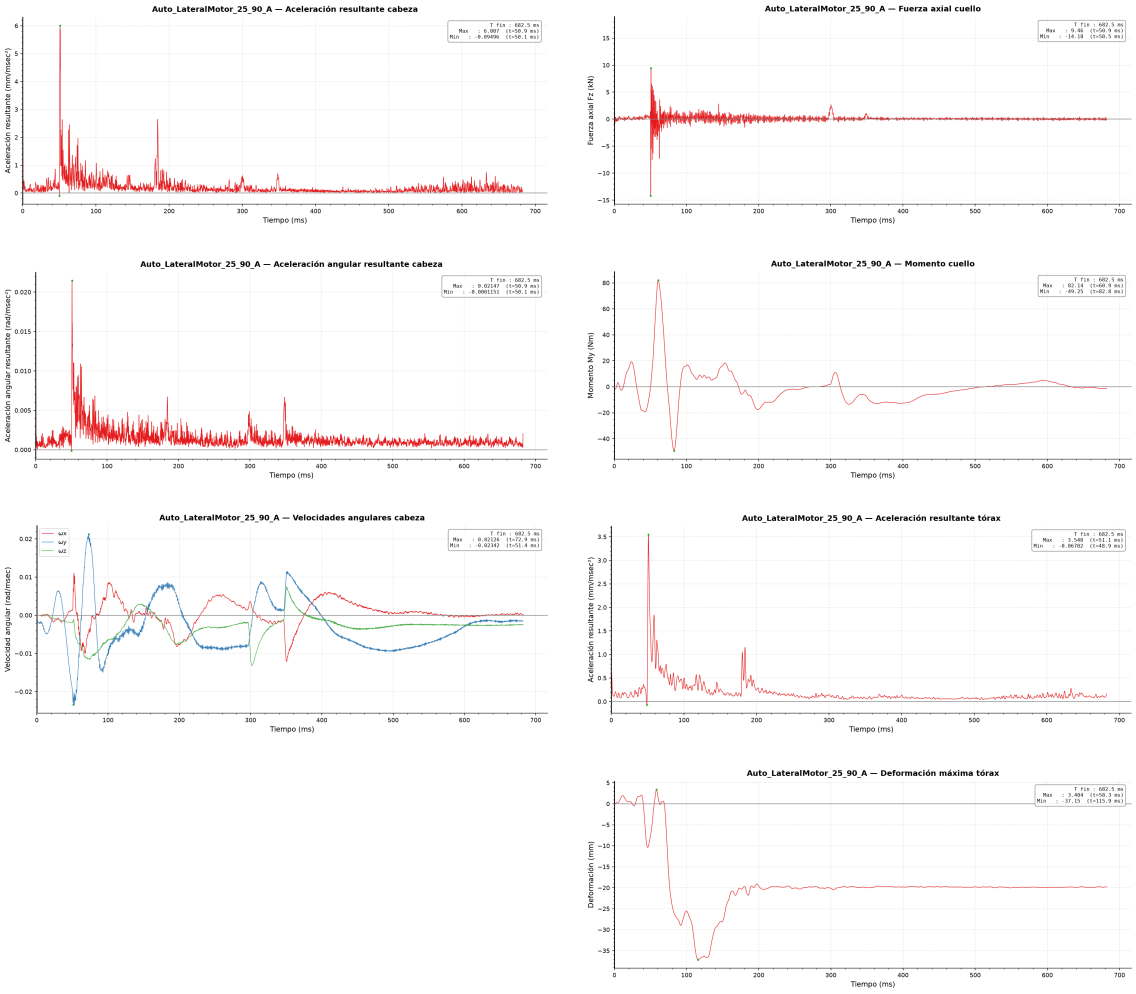


Figura C.17: Variables Auto Lateral Motor 25 km/h 90°

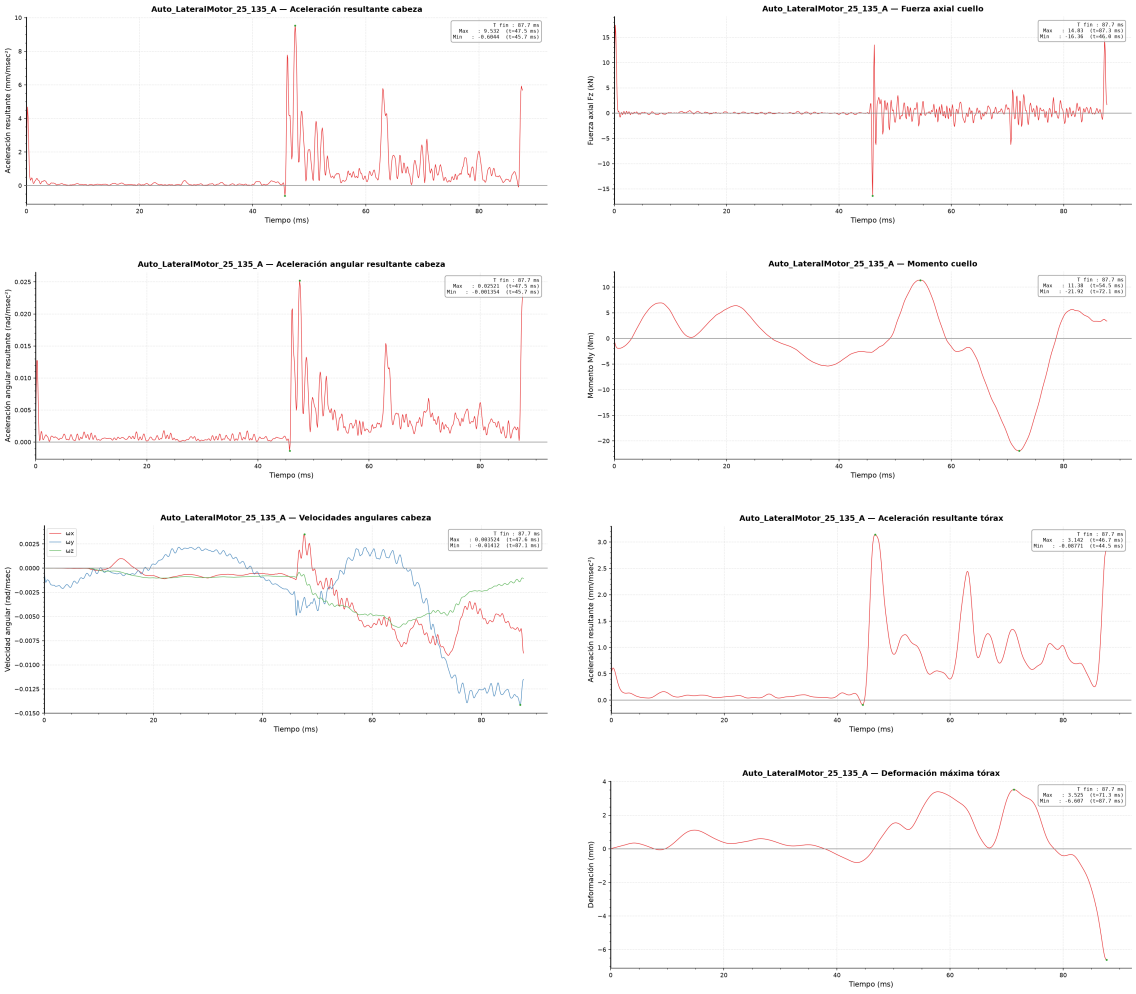


Figura C.18: Variables Auto Lateral Motor 25 km/h 135°

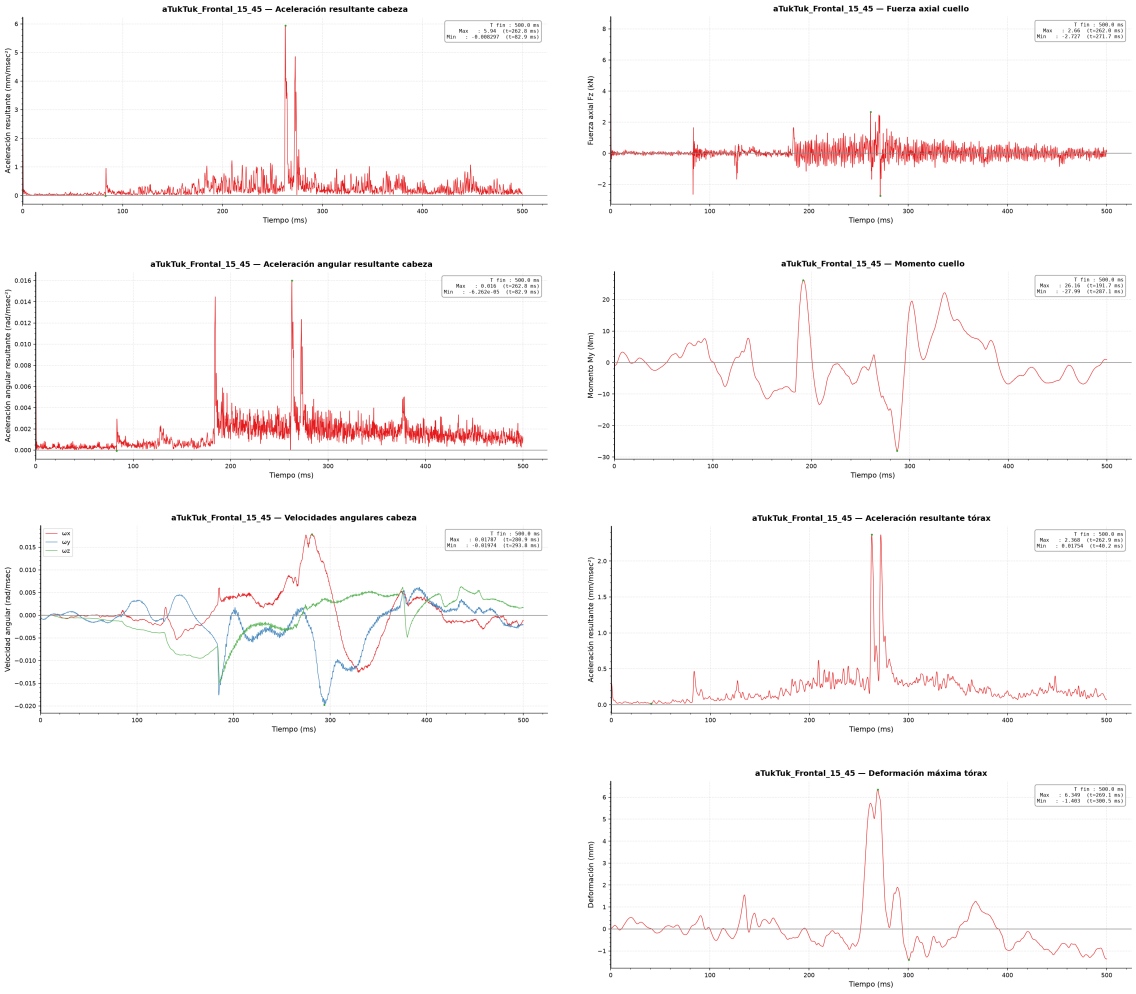


Figura C.19: Variables Carrito de Carga Frontal 15 km/h 45°

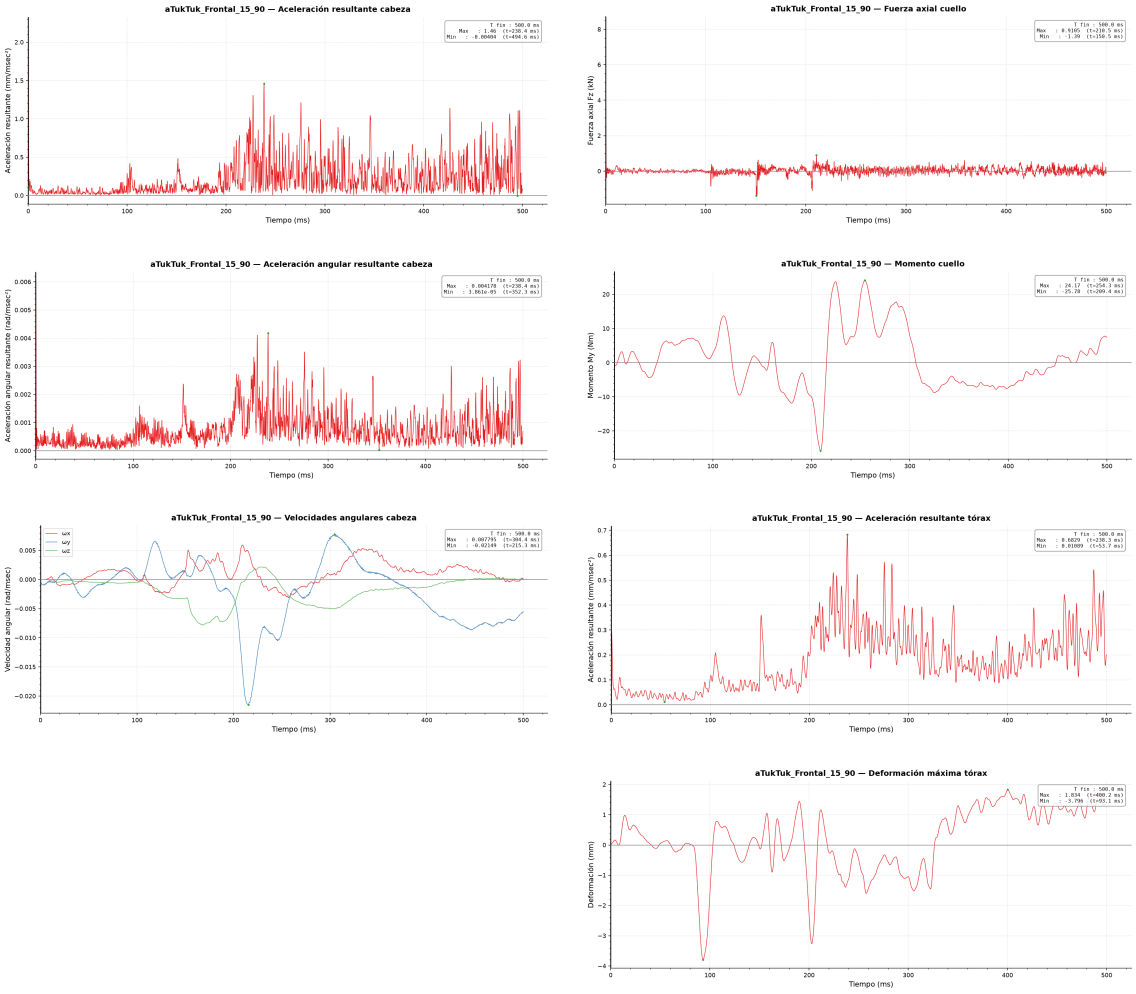


Figura C.20: Variables Carrito de Carga Frontal 15 km/h 90°

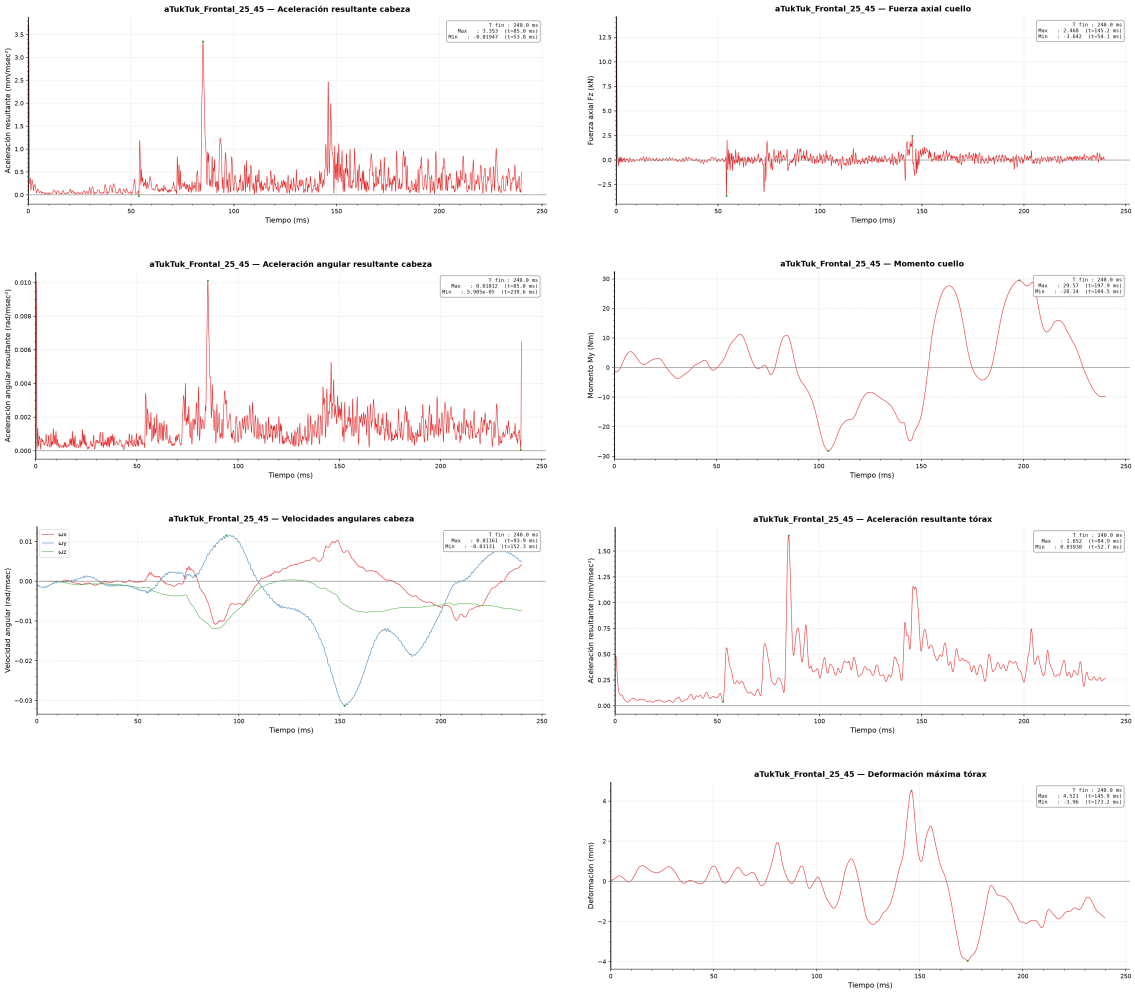


Figura C.21: Variables Carrito de Carga Frontal 25 km/h 45°

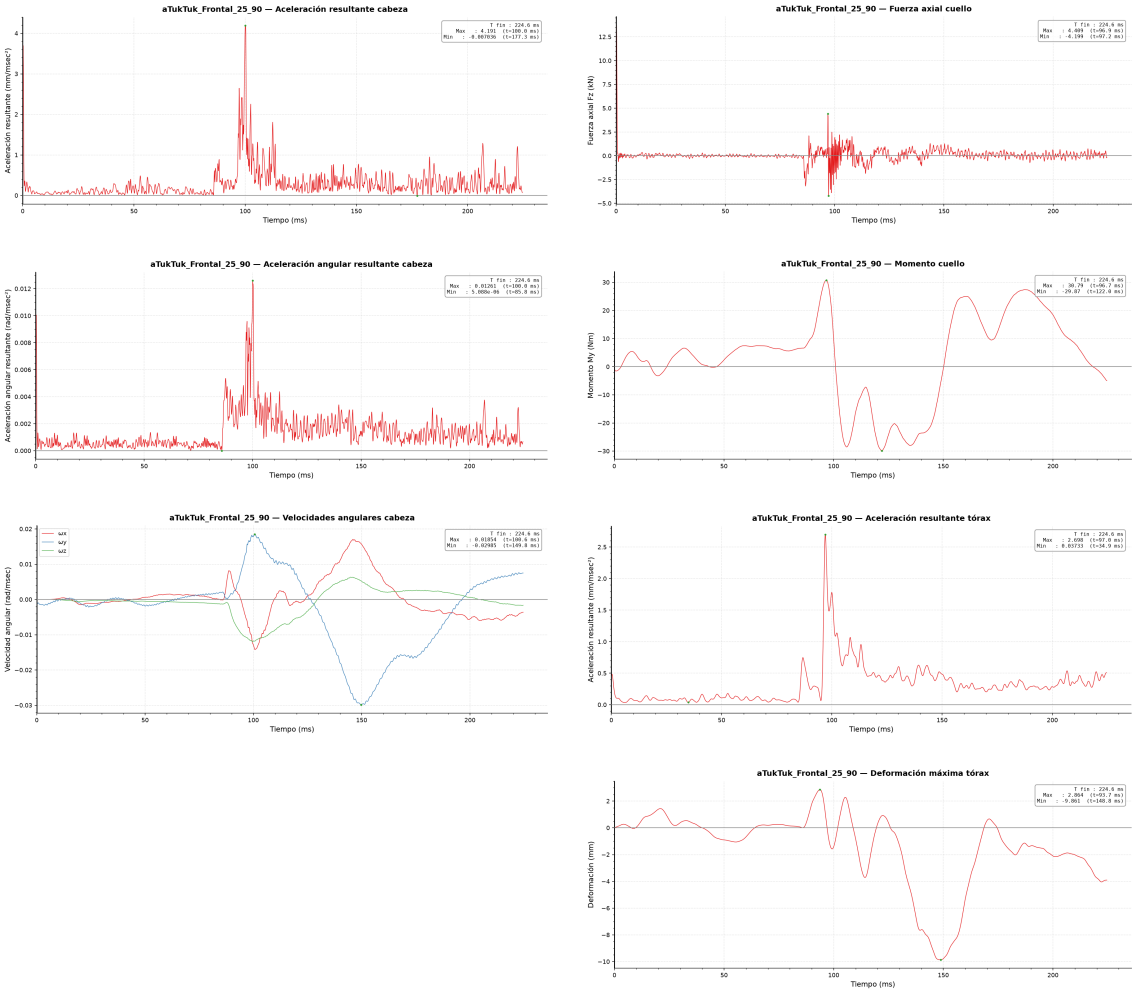


Figura C.22: Variables Carrito de Carga Frontal 25 km/h 90°

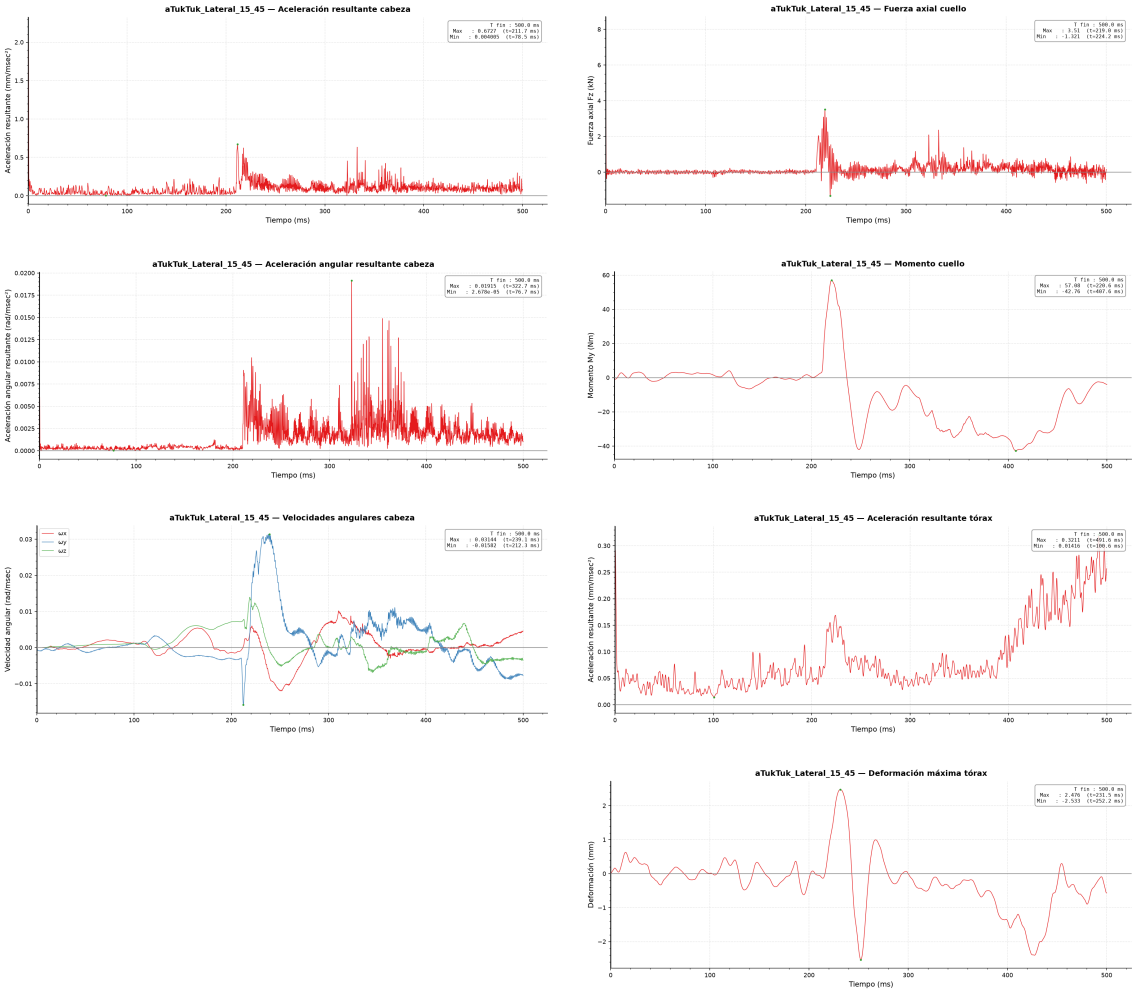


Figura C.23: Variables Carrito de Carga Lateral 15 km/h 45°

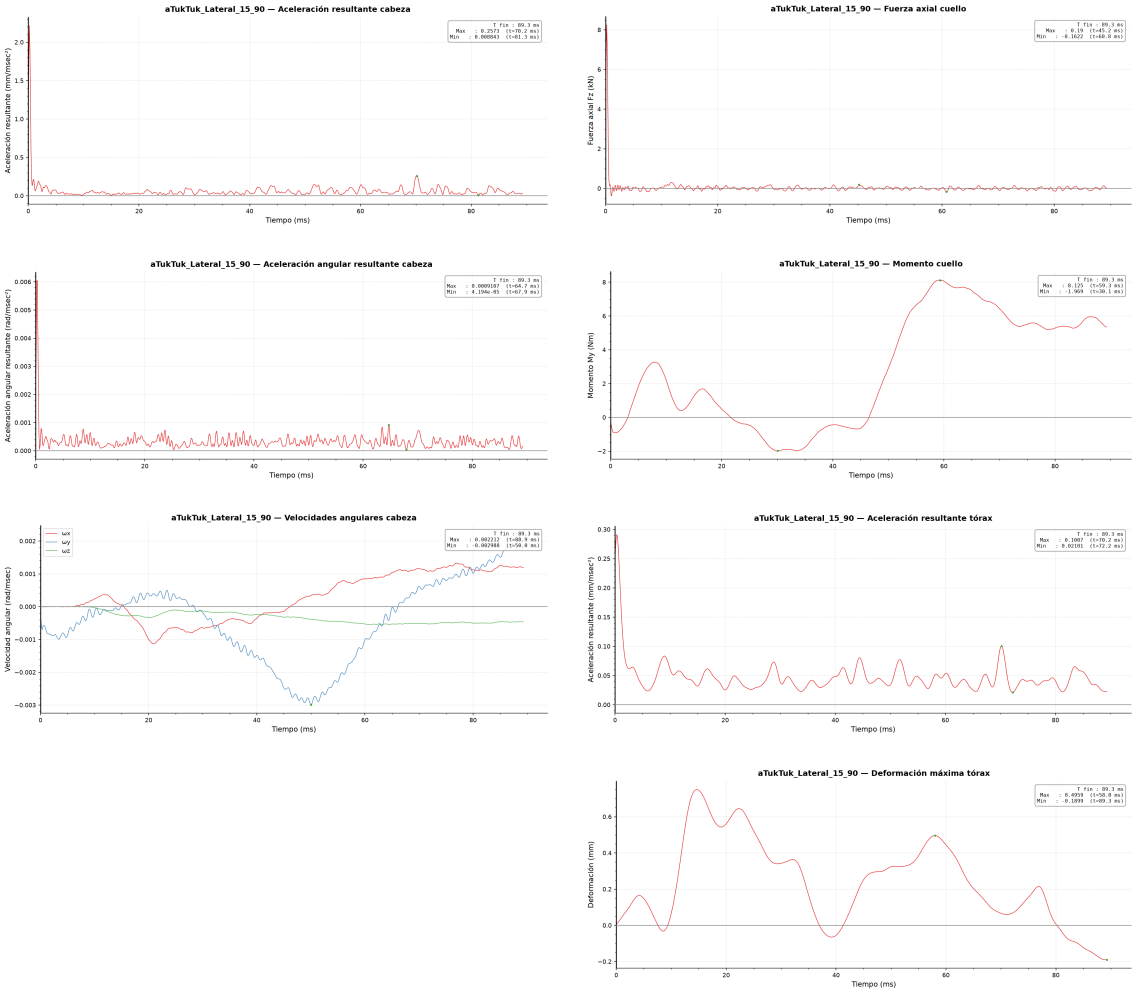


Figura C.24: Variables Carrito de Carga Lateral 15 km/h 90°

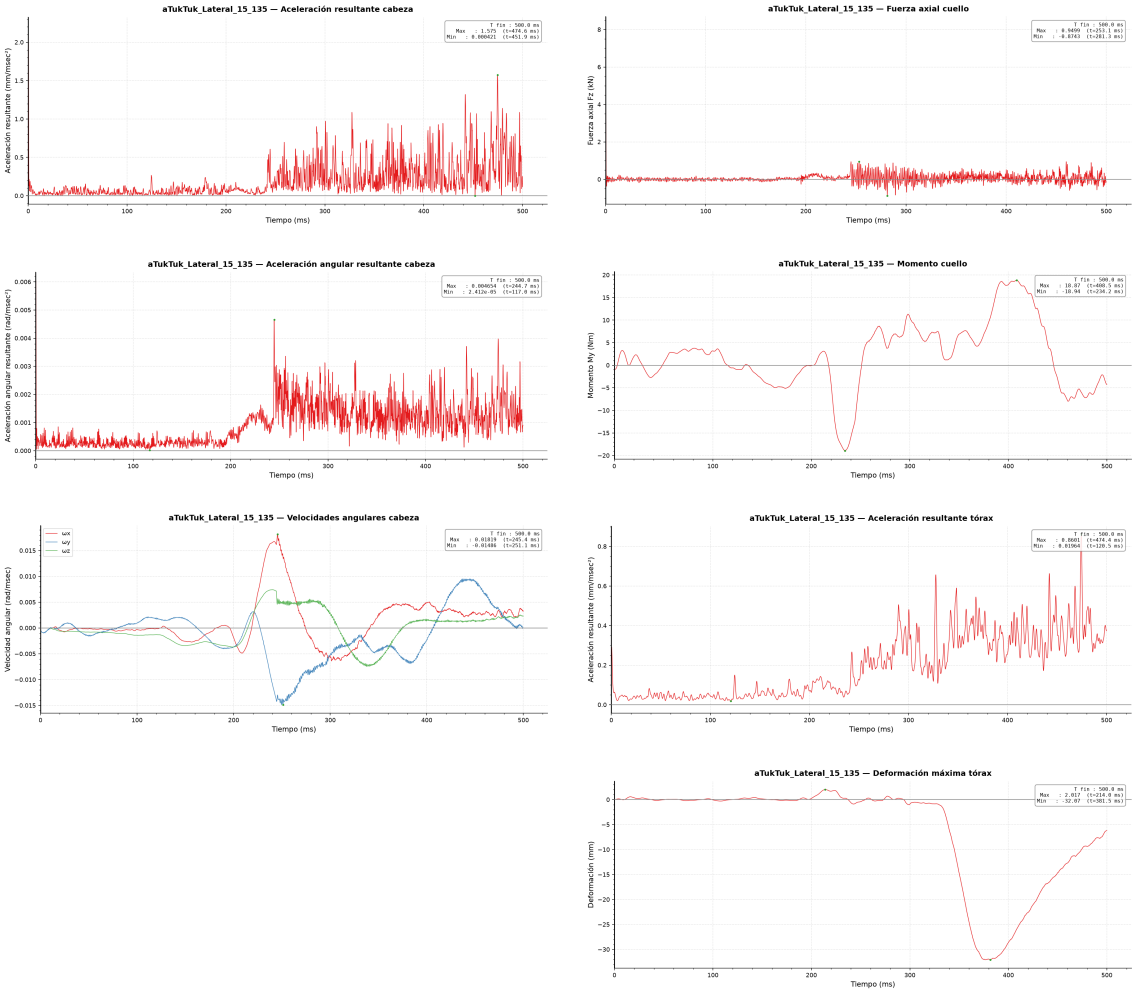


Figura C.25: Variables Carrito de Carga Lateral 15 km/h 135°

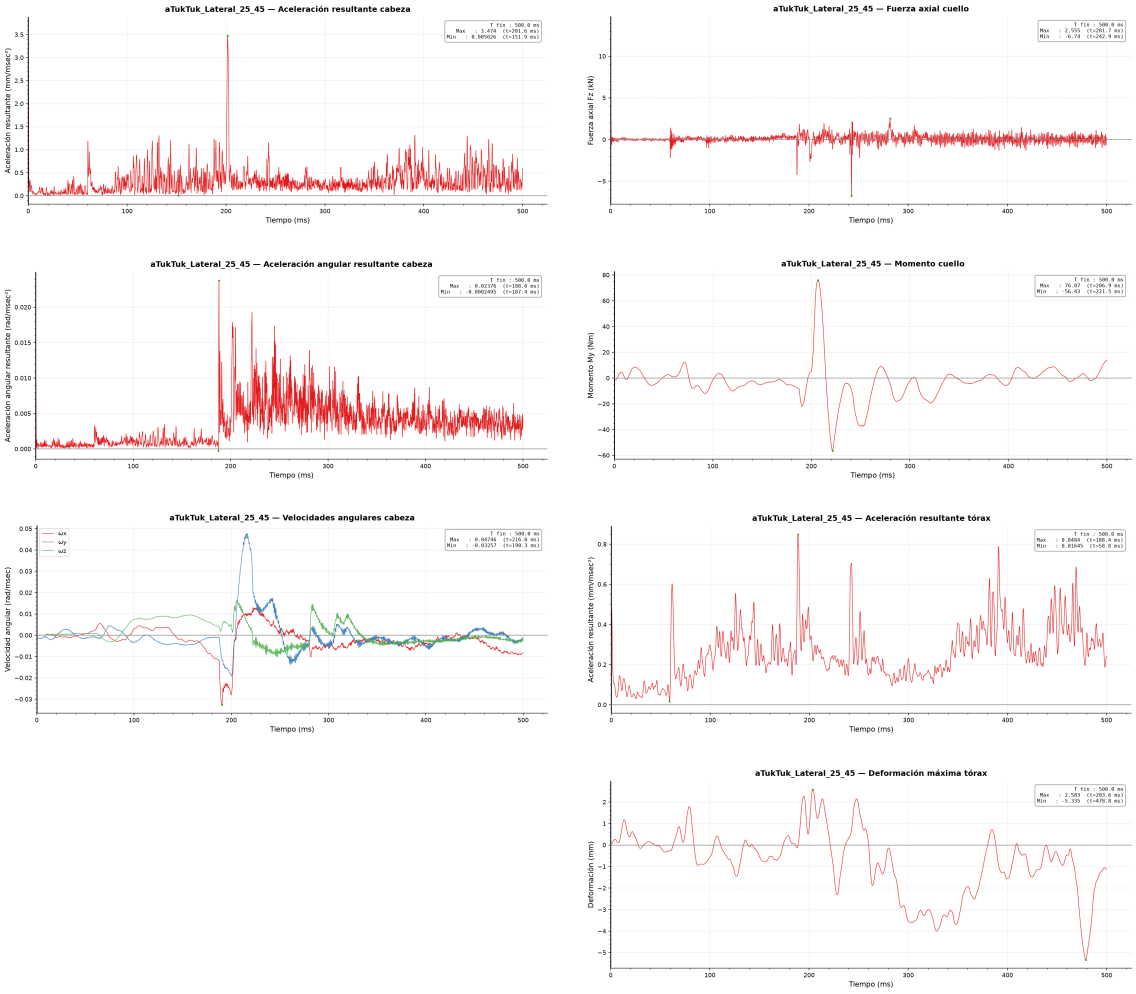


Figura C.26: Variables Carrito de Carga Lateral 25 km/h 45°

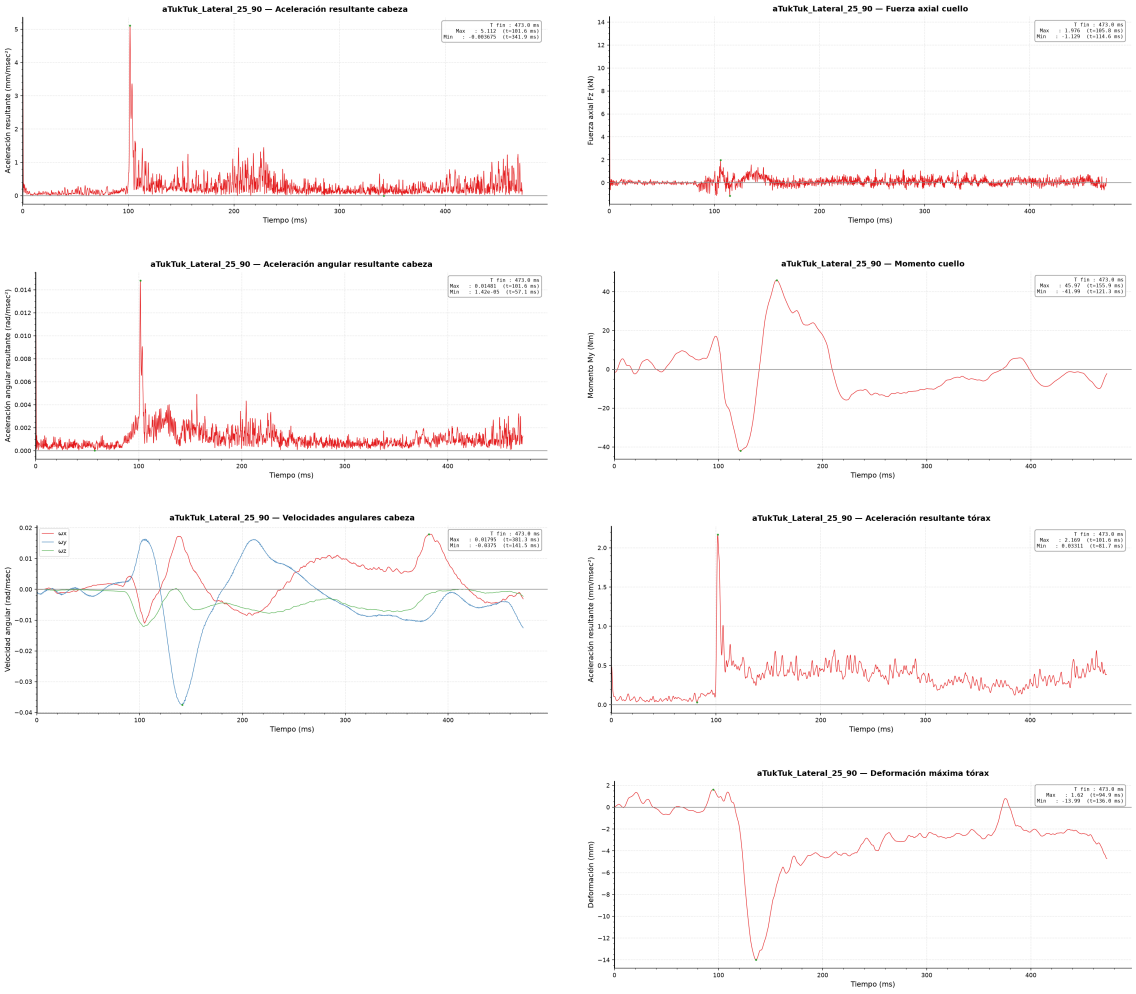


Figura C.27: Variables Carrito de Carga Lateral 25 km/h 90°

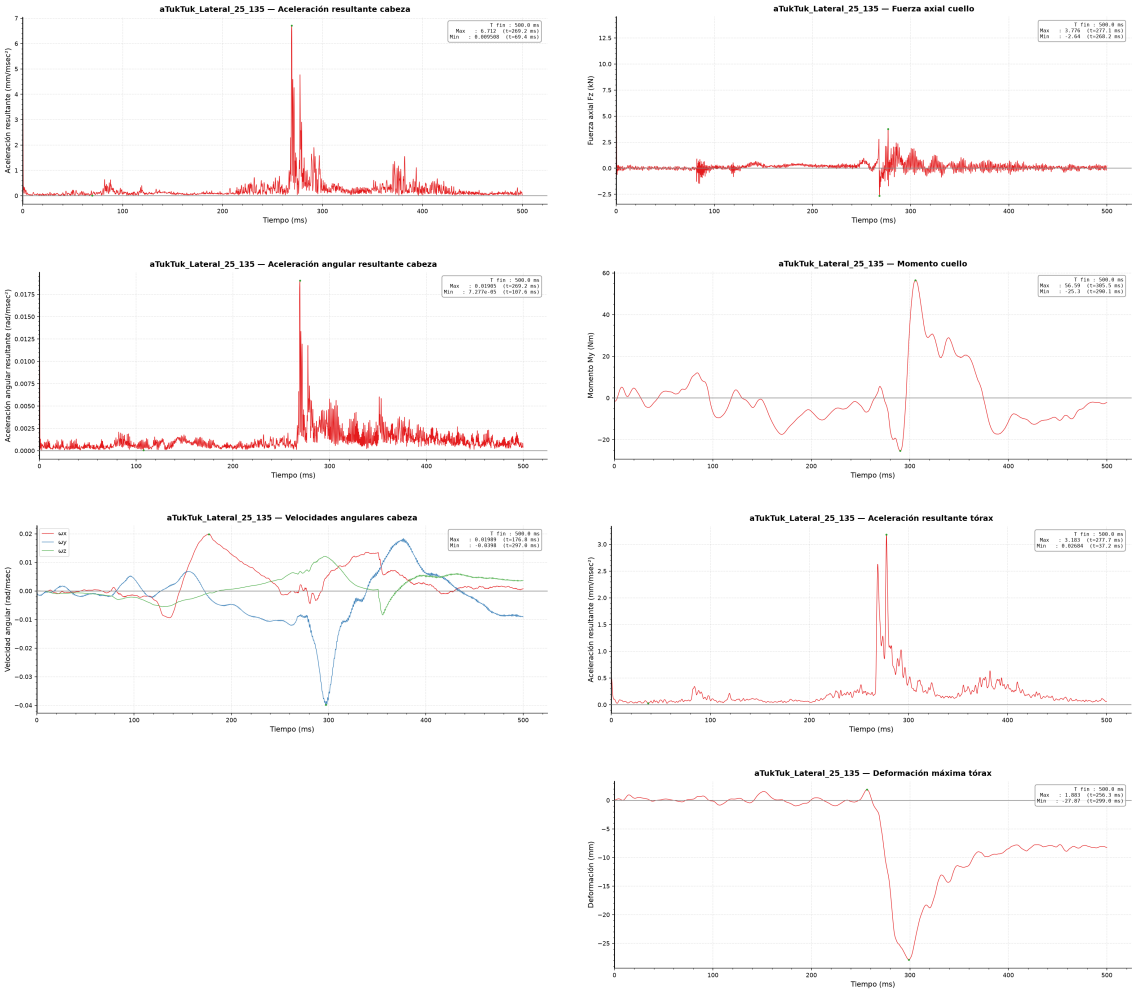


Figura C.28: Variables Carrito de Carga Lateral 25 km/h 135°

Anexo D

Código Fuente

D.1. Cálculo de criterios de lesión biomecánica

El siguiente script en Python calcula los criterios de lesión HIC_{15}, RIC_{36}, BrIC, Nij y CTI a partir de los archivos CSV exportados de LS-PrePost para cada simulación.

```
"""
================================================================================

CALCULO DE CRITERIOS DE LESION BIOMECANICA - SIMULACIONES LS-DYNA
================================================================================

Criterios: HIC15, RIC36, BrIC, Nij, CTI
Unidades: kg, mm, msec, GPa, kN, Nm, mm/msec2, rad/msec, rad/msec2

Nomenclatura de archivos:
  Auto_Frontal_15_45_A.csv        -> cabeza
  Auto_Frontal_15_45_A_Fz.csv    -> fuerza axial cuello (kN)
  Auto_Frontal_15_45_A_My.csv    -> momento cuello (Nm)
  Auto_Frontal_15_45_A_Ac.csv    -> aceleracion torax (mm/msec2)
  Auto_Frontal_15_45_A_Dmax.csv  -> deformacion torax (mm)

Ventana de analisis:
  15 km/h -> 20 ms a 500 ms
  25 km/h -> 20 ms a 350 ms

Uso: Coloca este script en la misma carpeta que los CSV y presiona
   Run.
================================================================================
```

```
"""

import os
import sys
import numpy as np
import pandas as pd
from scipy.integrate import trapezoid
import warnings
warnings.filterwarnings("ignore")

#
    ================================================================================

# CARPETA: detecta automaticamente donde esta este script
#
    ================================================================================

CARPETA = os.path.dirname(os.path.abspath(__file__))
SALIDA  = os.path.join(CARPETA, "resultados_criterios.xlsx")

#
    ================================================================================

# VENTANAS DE TIEMPO POR VELOCIDAD
#
    ================================================================================

T_INICIO     = 20.0    # ms - igual para todas
T_FIN_15     = 500.0   # ms - simulaciones a 15 km/h
T_FIN_25     = 350.0   # ms - simulaciones a 25 km/h

def t_fin_para(sim_name):
    """Detecta la velocidad desde el nombre de la simulacion (tercer
    segmento)."""
    partes = sim_name.split("_")
    try:
        vel = int(partes[2])
        return T_FIN_25 if vel >= 25 else T_FIN_15
    except (IndexError, ValueError):
        return T_FIN_15   # default si no puede detectar

```

```
#
    ================================================================================

# CONSTANTES
#
    ================================================================================

G_VALUE_MM_MSEC2 = 0.00981      # mm/msec2 por g (validado contra LS-
    DYNA HIC nativo)

HIC15_THRESHOLD  = 700
RIC36_THRESHOLD  = 1.03e7       # rad2*s^-4 (Kimpara & Iwamoto 2012)
NIJ_THRESHOLD    = 1.0
CTI_THRESHOLD    = 1.0
CTI_AC_THRESHOLD = 60.0         # g
CTI_DC_THRESHOLD = 76.2         # mm

# BrIC: valores criticos en rad/msec (Takhounts 2013: 66.25, 56.45,
    42.87 rad/s)
BRIC_WC_X = 66.25 / 1000
BRIC_WC_Y = 56.45 / 1000
BRIC_WC_Z = 42.87 / 1000

BRIC_PROB_COEF = {
    "AIS2": (-2.0300, 3.2990),
    "AIS3": (-3.1600, 3.2990),
    "AIS4": (-4.6700, 3.2990),
    "AIS5": (-6.6100, 3.2990),
}

# Nij (Eppinger 1999 / NHTSA - Hybrid III 50M)
NIJ_FZC_TENSION    =  6.806    # kN
NIJ_FZC_COMPRESION =  6.160    # kN
NIJ_MYC_FLEXION    =  310.0    # Nm
NIJ_MYC_EXTENSION  =  135.0    # Nm
NIJ_CUADRANTES = [
    (+1, +1, NIJ_FZC_TENSION,    NIJ_MYC_FLEXION,   "Ntf"),
    (+1, -1, NIJ_FZC_TENSION,    NIJ_MYC_EXTENSION, "Nte"),
    (-1, +1, NIJ_FZC_COMPRESION, NIJ_MYC_FLEXION,   "Ncf"),
    (-1, -1, NIJ_FZC_COMPRESION, NIJ_MYC_EXTENSION, "Nce"),
]

```

```
CTI_PROB_COEF = {
    "AIS2": (-3.7980, 4.3560),
    "AIS3": (-5.3160, 4.3560),
    "AIS4": (-6.8340, 4.3560),
    "AIS5": (-8.3520, 4.3560),
}

# ============================================================================

# LECTURA
# ============================================================================


def leer_csv(ruta):
    df = pd.read_csv(ruta, skiprows=1, header=0)
    df = df.dropna(axis=1, how="all")
    df = df.loc[:, [c for c in df.columns if str(c).strip() != ""]]
    df.columns = [c.strip() for c in df.columns]
    cols = list(df.columns)
    cols[0] = "time"
    df.columns = cols
    df = df.apply(pd.to_numeric, errors="coerce")
    df = df.dropna(subset=["time"]).reset_index(drop=True)
    return df


def aplicar_ventana(df, t_fin):
    t_max_sim  = df["time"].max()
    t_fin_real = min(t_fin, t_max_sim)
    mask = (df["time"] >= T_INICIO) & (df["time"] <= t_fin_real)
    return df[mask].reset_index(drop=True), t_fin_real


def identificar_simulaciones(carpeta):
    sufijos = {"_Fz", "_My", "_Ac", "_Dmax"}
    sims = []
    for f in sorted(os.listdir(carpeta)):
        if not f.lower().endswith(".csv"):
            continue
        nombre = f[:-4]
```

```
        if not any(nombre.endswith(s) for s in sufijos):
            sims.append(nombre)
    return sims

#
    ================================================================================

# CRITERIOS
#
    ================================================================================


def calcular_HIC15(time_ms, a_result_mm):
    """Aceleracion en mm/msec2 -> g (div G). Todo en segundos."""
    a_g    = a_result_mm / G_VALUE_MM_MSEC2
    time_s = time_ms / 1000.0
    n = len(time_s)
    hic_max = 0.0
    t1_opt = t2_opt = 0.0
    j_start = 0
    for i in range(1, n):
        while time_s[i] - time_s[j_start] > 0.015:
            j_start += 1
        for j in range(j_start, i):
            dt = time_s[i] - time_s[j]
            if dt <= 0: continue
            avg = trapezoid(a_g[j:i+1], time_s[j:i+1]) / dt
            if avg < 0: continue
            hic = dt * (avg ** 2.5)
            if hic > hic_max:
                hic_max = hic
                t1_opt, t2_opt = time_ms[j], time_ms[i]
    p_ais2 = 1.0 / (1.0 + np.exp(6.96 - 0.00351 * hic_max)) if
    hic_max > 0 else 0.0
    return {
        "HIC15":      round(hic_max, 2),
        "HIC_t1_ms":  round(t1_opt, 4),
        "HIC_t2_ms":  round(t2_opt, 4),
        "HIC_P_AIS2": round(p_ais2, 4),
        "HIC_PASS":   "PASS" if hic_max <= HIC15_THRESHOLD else "FAIL
    ",
    }
```

```
163
164
165 def calcular_RIC36(time_ms, alpha_result_rad):
166     """Aceleracion angular rad/msec2 -> rad/s2 (x1e6). Todo en
    segundos."""
167     alpha_si = alpha_result_rad * 1e6
168     time_s   = time_ms * 1e-3
169     n = len(time_s)
170     ric_max = 0.0
171     t1_opt = t2_opt = 0.0
172     j_start = 0
173     for i in range(1, n):
174         while time_s[i] - time_s[j_start] > 0.036:
175             j_start += 1
176         for j in range(j_start, i):
177             dt = time_s[i] - time_s[j]
178             if dt <= 0: continue
179             avg = trapezoid(alpha_si[j:i+1], time_s[j:i+1]) / dt
180             if avg < 0: continue
181             ric = dt * (avg ** 2.5)
182             if ric > ric_max:
183                 ric_max = ric
184                 t1_opt, t2_opt = time_ms[j], time_ms[i]
185     return {
186         "RIC36":     f"{ric_max:.4e}",
187         "RIC_t1_ms": round(t1_opt, 4),
188         "RIC_t2_ms": round(t2_opt, 4),
189         "RIC_PASS":  "PASS" if ric_max <= RIC36_THRESHOLD else "FAIL"
    ,
190     }
191
192
193 def calcular_BrIC(time_ms, wx, wy, wz):
194     """Velocidades angulares en rad/msec. Criticos ya en rad/msec."""
195     idx_x = np.argmax(np.abs(wx))
196     idx_y = np.argmax(np.abs(wy))
197     idx_z = np.argmax(np.abs(wz))
198     wx_max, wy_max, wz_max = wx[idx_x], wy[idx_y], wz[idx_z]
199     BrIC = np.sqrt((wx_max / BRIC_WC_X)**2 +
200                    (wy_max / BRIC_WC_Y)**2 +
201                    (wz_max / BRIC_WC_Z)**2)
202     probs = {f"BrIC_P_{l}": round(1/(1+np.exp(-(a+b*BrIC))), 4)
```

```
            for l, (a, b) in BRIC_PROB_COEF.items()}
    return {
        "BrIC":              round(BrIC, 4),
        "BrIC_wx_max_radms": round(wx_max, 6),
        "BrIC_wx_t_ms":      round(time_ms[idx_x], 4),
        "BrIC_wy_max_radms": round(wy_max, 6),
        "BrIC_wy_t_ms":      round(time_ms[idx_y], 4),
        "BrIC_wz_max_radms": round(wz_max, 6),
        "BrIC_wz_t_ms":      round(time_ms[idx_z], 4),
        **probs,
    }


def calcular_Nij(time_ms, Fz_kN, My_Nm):
    """Fz en kN, My en Nm. Sin conversion, umbrales normativos en mismas unidades."""
    nij_series = np.zeros(len(time_ms))
    cuadrante_series = [""] * len(time_ms)
    for sfz, smy, fzc, myc, nombre in NIJ_CUADRANTES:
        mask = (np.sign(Fz_kN) == sfz) & (np.sign(My_Nm) == smy)
        vals = np.abs(Fz_kN) / fzc + np.abs(My_Nm) / myc
        for k in range(len(time_ms)):
            if mask[k] and vals[k] > nij_series[k]:
                nij_series[k] = vals[k]
                cuadrante_series[k] = nombre
    idx = np.argmax(nij_series)
    return {
        "Nij":           round(nij_series[idx], 4),
        "Nij_cuadrante": cuadrante_series[idx],
        "Nij_t_ms":      round(time_ms[idx], 4),
        "Nij_Fz_kN":     round(Fz_kN[idx], 4),
        "Nij_My_Nm":     round(My_Nm[idx], 4),
        "Nij_PASS":      "PASS" if nij_series[idx] <= NIJ_THRESHOLD else "FAIL",
    }


def calcular_CTI(time_ms, a_result_mm, dmax_mm):
    """
    Ac = '3 ms clip value' de aceleracion espinal toracica resultante (Eppinger 1999).
    Ventana de EXACTAMENTE 3 ms (tolerancia +-20% del timestep).
```

```
242     Se desliza la ventana de 3 ms por toda la senal y se busca el
    promedio maximo.
243     """
244     a_g = a_result_mm / G_VALUE_MM_MSEC2
245     n = len(time_ms)
246     dt_step = np.median(np.diff(time_ms))    # timestep tipico
247     tolerancia = dt_step * 0.6               # tolerancia para aceptar
        ventana como ~3ms
248
249     ac_max = 0.0
250     t_ac   = 0.0
251     j_start = 0
252
253     for i in range(1, n):
254         # Avanzar j_start para que la ventana no supere 3ms +
    tolerancia
255         while time_ms[i] - time_ms[j_start] > 3.0 + tolerancia:
256             j_start += 1
257         for j in range(j_start, i):
258             dt = time_ms[i] - time_ms[j]
259             # Solo aceptar ventanas de exactamente ~3ms
260             if abs(dt - 3.0) > tolerancia:
261                 continue
262             avg = trapezoid(a_g[j:i+1], time_ms[j:i+1]) / dt
263             if avg > ac_max:
264                 ac_max = avg
265                 t_ac = time_ms[j]   # reporta inicio de ventana
266     Dc = abs(dmax_mm)
267     CTI_val = ac_max / CTI_AC_THRESHOLD + Dc / CTI_DC_THRESHOLD
268     probs = {f"CTI_P_{l}": round(1/(1+np.exp(-(a+b*CTI_val))), 4)
269              for l, (a, b) in CTI_PROB_COEF.items()}
270     return {
271         "CTI":          round(CTI_val, 4),
272         "CTI_Ac_g":     round(ac_max, 4),
273         "CTI_Ac_t_ms":  round(t_ac, 4),
274         "CTI_Dmax_mm":  round(Dc, 4),
275         "CTI_PASS":     "PASS" if CTI_val <= CTI_THRESHOLD else "FAIL"
    ,
276         **probs,
277     }
278
279 #
```

```
    ================================================================================

# PROCESAMIENTO
#
    ================================================================================


def procesar_simulacion(carpeta, sim_name):
    resultado = {"Simulacion": sim_name}
    t_fin = t_fin_para(sim_name)

    def ruta(sfx=""):
        return os.path.join(carpeta, sim_name + sfx + ".csv")

    # CABEZA
    try:
        df = leer_csv(ruta())
        df, t_fin_real = aplicar_ventana(df, t_fin)
        resultado["T_fin_ms"] = round(t_fin_real, 1)
        cols = list(df.columns)
        time_ms  = df["time"].values
        col_ares = [c for c in cols if "resultant acceleration" in c.
    lower() and "rot" not in c.lower()][0]
        col_wx   = [c for c in cols if "x-rot-velocity"        in c.
    lower()][0]
        col_wy   = [c for c in cols if "y-rot-velocity"        in c.
    lower()][0]
        col_wz   = [c for c in cols if "z-rot-velocity"        in c.
    lower()][0]
        col_ar   = [c for c in cols if "resultant rot-accel"   in c.
    lower()][0]
        resultado.update(calcular_HIC15(time_ms, df[col_ares].values)
    )
        resultado.update(calcular_RIC36(time_ms, df[col_ar].values))
        resultado.update(calcular_BrIC(time_ms, df[col_wx].values,
                                               df[col_wy].values,
                                               df[col_wz].values))
    except Exception as e:
        resultado["ERROR_Cabeza"] = str(e)

    # CUELLO
    fz_vals = time_fz = None
```

```
    try:
        df_fz = leer_csv(ruta("_Fz"))
        df_fz, _ = aplicar_ventana(df_fz, t_fin)
        time_fz  = df_fz["time"].values
        fz_vals  = df_fz.iloc[:, 1].values
    except Exception as e:
        resultado["ERROR_Fz"] = str(e)

    my_vals = None
    try:
        df_my = leer_csv(ruta("_My"))
        df_my, _ = aplicar_ventana(df_my, t_fin)
        my_vals = np.interp(time_fz, df_my["time"].values, df_my.iloc
    [:, 1].values) \
                  if time_fz is not None else None
    except Exception as e:
        resultado["ERROR_My"] = str(e)

    if fz_vals is not None and my_vals is not None:
        try:
            resultado.update(calcular_Nij(time_fz, fz_vals, my_vals))
        except Exception as e:
            resultado["ERROR_Nij"] = str(e)

    # TORAX
    a_torax = time_ac = None
    try:
        df_ac = leer_csv(ruta("_Ac"))
        df_ac, _ = aplicar_ventana(df_ac, t_fin)
        time_ac  = df_ac["time"].values
        col_ac   = [c for c in df_ac.columns if "resultant" in c.
    lower()][0]
        a_torax  = df_ac[col_ac].values
    except Exception as e:
        resultado["ERROR_Ac"] = str(e)

    Dmax = None
    try:
        df_dm = leer_csv(ruta("_Dmax"))
        df_dm, _ = aplicar_ventana(df_dm, t_fin)
        Dmax = np.max(np.abs(df_dm.iloc[:, 1].values))
    except Exception as e:
```

```
352         resultado["ERROR_Dmax"] = str(e)
353
354     if a_torax is not None and Dmax is not None:
355         try:
356             resultado.update(calcular_CTI(time_ac, a_torax, Dmax))
357         except Exception as e:
358             resultado["ERROR_CTI"] = str(e)
359
360     return resultado
361
362
363 def procesar_carpeta(carpeta):
364     sims = identificar_simulaciones(carpeta)
365     if not sims:
366         raise FileNotFoundError(
367             f"No se encontraron CSV de simulacion en:\n{carpeta}"
368         )
369     print(f"\n{'='*60}")
370     print(f"  Procesando {len(sims)} simulacion(es)")
371     print(f"  Carpeta: {carpeta}")
372     print(f"  T_inicio: {T_INICIO} ms | T_fin 15km/h: {T_FIN_15} ms |
    T_fin 25km/h: {T_FIN_25} ms")
373     print(f"{'='*60}")
374     resultados = []
375     for sim in sims:
376         print(f"  -> {sim} ...", end=" ", flush=True)
377         res = procesar_simulacion(carpeta, sim)
378         resultados.append(res)
379         errores = [k for k in res if k.startswith("ERROR")]
380         print("(" + ", ".join(errores) + ")" if errores else "OK")
381     return pd.DataFrame(resultados)
382
383
384 def guardar_resumen(df, ruta_salida):
385     with pd.ExcelWriter(ruta_salida, engine="openpyxl") as writer:
386         df.to_excel(writer, sheet_name="Resumen", index=False)
387         ws = writer.sheets["Resumen"]
388         for col in ws.columns:
389             max_len = max(len(str(cell.value or "")) for cell in col)
390             ws.column_dimensions[col[0].column_letter].width = min(
    max_len + 2, 30)
391     print(f"\n  Resumen guardado en:\n  {ruta_salida}")
```

```
392
393
394 def imprimir_resumen(df):
395     print(f"\n{'='*60}")
396     print("  RESUMEN DE CRITERIOS DE LESION")
397     print(f"{'='*60}")
398     cols_display = [
399         ("Simulacion","Simulacion"), ("T_fin_ms","T_fin(ms)"),
400         ("HIC15","HIC15"), ("HIC_P_AIS2","P(AIS>=2) HIC"), ("HIC_PASS
    ","HIC"),
401         ("RIC36","RIC36"), ("RIC_PASS","RIC"),
402         ("BrIC","BrIC"), ("BrIC_P_AIS2","P(AIS>=2) BrIC"),
403         ("Nij","Nij"), ("Nij_cuadrante","Cuadrante"), ("Nij_PASS","
    Nij"),
404         ("CTI","CTI"), ("CTI_PASS","CTI"), ("CTI_P_AIS2","P(AIS>=2)
    CTI"),
405     ]
406     cols_ok = [(k, v) for k, v in cols_display if k in df.columns]
407     sub = df[[k for k, v in cols_ok]].copy()
408     sub.columns = [v for k, v in cols_ok]
409     print(sub.to_string(index=False))
410     print()
411
412 #
    ================================================================================

413 # MAIN - funciona con boton Run Y con argumento en terminal
414 #
    ================================================================================

415 if __name__ == "__main__":
416     # Si se pasa argumento en terminal, usa esa carpeta; si no, usa
    la del script
417     if len(sys.argv) >= 2:
418         CARPETA = os.path.abspath(sys.argv[1])
419         SALIDA  = sys.argv[2] if len(sys.argv) >= 3 else os.path.join
    (CARPETA, "resultados_criterios.xlsx")
420
421     print(f"Carpeta : {CARPETA}")
422     print(f"Salida  : {SALIDA}")
423
424     df = procesar_carpeta(CARPETA)
```

```
425     imprimir_resumen(df)
426     guardar_resumen(df, SALIDA)
```

Listing D.1: Cálculo de criterios de lesión biomecánica a partir de exportaciones CSV de LS-PrePost.