

UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

SANTIAGO – CHILE



Análisis del riesgo de daño cerebral traumático basado  
en la cinemática de impactos en la cabeza producto de caídas  
en Scooter eléctricos

HERNÁN ALONSO HERNÁNDEZ VALENZUELA

MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE

INGENIERA CIVIL MECÁNICA

PROFESOR GUÍA: DR. PATRICIO ARRUE

PROFESOR CO-REFERENTE: DANILO ESTAY

Noviembre 2025



## 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:** Análisis del riesgo de daño cerebral traumático basado en la cinemática de impactos en la cabeza producto de caídas en Scooter eléctricos.

**Nombre del candidato(a):** Hernán Alonso Hernández Valenzuela

**Carrera / Grado:** Ingeniería Civil Mecánica

**Campus:** San Joaquín

**Departamento:** Mecánica

### 2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Patricio Arrué Cornejo, 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:** Patricio Arrué

**Fecha:** 16 de marzo de 2026

**Firma:** \_\_\_\_\_

**Estudiante o Candidato(a):** Hernán Alonso Hernández

**Fecha:** 16 de marzo de 2026

**Firma:** \_\_\_\_\_

*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

Quisiera expresar mi más profunda gratitud a todas aquellas personas que fueron parte fundamental en este camino, brindándome el apoyo, la guía y el afecto necesario para alcanzar este gran hito en mi vida.

A mis padres, Aurora y Hernán, por su apoyo incondicional y por las herramientas que me han entregado a lo largo de mi formación. Gracias, mamá, por tu amor infinito y por acompañarme con pequeños pero significativos gestos en mis largas jornadas de estudio, gracias por enseñarme que con fe todo es posible. Gracias, papá, por tu generosidad y por apoyarme en cada etapa, desde que era pequeño hasta el presente, dándome siempre lo que he necesitado y enseñándome que, con esfuerzo y dedicación, se puede llegar muy lejos.

A mis hermanos, Alexis, Carolina, Lorena y Sebastián, por ser mis guías y consejeros. Les agradezco la comprensión ante mis adversidades y la mano que me extendieron incondicionalmente cada vez que me faltó algo. Así como ustedes han sido conmigo, de la misma manera, espero ser un apoyo constante para mis sobrinos y ustedes.

A Belén, por ser mi pilar fundamental en este camino. Gracias por estar a mi lado desde el primer día y por ser esa voz que me desafía constantemente a superarme y ser mi mejor versión. Tu apoyo ha sido el motor que me impulsó a no conformarme y a dar siempre lo mejor durante este proceso.

A mis amigos de infancia y compañeros de hogar por seis años, Franco y Lucas. Gracias por la infinidad de risas, por los buenos momentos y por los consejos que compartimos desde que teníamos doce años. Valoro profundamente su amistad y la certeza de saber que siempre estarán presentes cuando los necesite.

A mi profesor guía, Patricio, por demostrarme que en esta universidad existen docentes con una gran calidad humana, comprometidos con el aporte científico al mundo. Le agradezco especialmente haberme recibido como memorista tras mi cambio de sede, brindándome la confianza de trabajar en este tema de investigación y guiándome con paciencia para concretar este proyecto.

Por último, pero no menos importante, quiero agradecerme a mí. Por creer en mi capacidad y seguir adelante a pesar de los obstáculos. Me siento orgulloso de haber cumplido cada una de las pequeñas metas que me propuse, pues cada una de ellas fue un peldaño para alcanzar este gran objetivo. Hoy cierro este ciclo con felicidad, con la satisfacción del deber cumplido y con la firme intención de seguir aportando al mundo desde mi profesión en el futuro.

## Resumen

El rápido crecimiento de la micromovilidad eléctrica en Chile ha traído consigo un aumento significativo en la siniestralidad vial, donde los usuarios de scooters eléctricos presentan una alta vulnerabilidad a sufrir lesiones graves, específicamente traumatismos encéfalo craneanos. La presente investigación tiene como objetivo analizar biomecánicamente el riesgo de daño cerebral traumático producto de impactos de cabeza en caídas de scooters, utilizando simulaciones computacionales avanzadas.

Para ello, se desarrolló un modelo de elementos finitos en el software LS-DYNA que replica la interacción dinámica entre un maniquí antropomórfico (Dummy Hybrid III percentil 50), un scooter eléctrico (Ninebot G30P) y un entorno urbano rígido. Se estudió la cinemática de caída tipo vaulting (eyección por bloqueo de rueda delantera) mediante un diseño experimental de cuatro escenarios, variando la velocidad de impacto (15 y 25 km/h) y el ángulo de incidencia (frontal y oblicuo). La evaluación del riesgo se realizó integrando criterios cinemáticos normativos (HIC, BrIC, RIC) con estimaciones avanzadas de deformación tisular obtenidas mediante modelos de redes neuronales convolucionales.

Los resultados demostraron que, debido a la altura de caída y la naturaleza rígida del suelo, todos los escenarios evaluados superaron ampliamente el umbral crítico de fractura de cráneo ( $HIC > 3000$ ), independientemente de la velocidad de circulación. Asimismo, se identificó que la dirección del impacto es un factor determinante en la severidad del daño interno: los impactos oblicuos generaron las mayores aceleraciones rotacionales y deformaciones del tejido cerebral ( $MPS > 0.42$ ), indicando un alto riesgo de Daño Axonal Difuso (DAI) severo. Se concluye que el diseño intrínseco del scooter predispone a cinemáticas de alto riesgo y que, incluso a velocidades moderadas (15 km/h), existe una probabilidad latente de conmoción cerebral compleja, validando científicamente la necesidad imperativa del uso de casco certificado.

**Palabras clave:** Scooter eléctrico, TBI, LS-DYNA, Biomecánica de impacto, Criterios de lesión cerebral, Elementos Finitos.

## Abstract

The rapid growth of electric micromobility in Chile has led to a significant increase in road traffic accidents, where electric scooter users are highly vulnerable to severe injuries, specifically traumatic brain injuries. The present research aims to biomechanically analyze the risk of traumatic brain injury resulting from head impacts during scooter falls, using advanced computational simulations.

To this end, a finite element model was developed in LS-DYNA software to replicate the dynamic interaction between an anthropomorphic test device (Hybrid III 50th percentile Dummy), an electric scooter (Ninebot G30P), and a rigid urban environment. The vaulting-type fall kinematics (ejection due to front wheel blocking) were studied through an experimental design of four scenarios, varying impact velocity (15 and 25 km/h) and incidence angle (frontal and oblique). Risk assessment was performed by integrating normative kinematic criteria (HIC, BrIC, RIC) with advanced tissue deformation estimates obtained via convolutional neural network models.

The results demonstrated that, due to the fall height and the rigid nature of the ground, all evaluated scenarios widely exceeded the critical skull fracture threshold ( $HIC > 3000$ ), regardless of the travel speed. Furthermore, impact direction was identified as a determinant factor in internal damage severity: oblique impacts generated the highest rotational accelerations and brain tissue deformations ( $MPS > 0.42$ ), indicating a high risk of severe diffuse axonal injury. It is concluded that the intrinsic design of the scooter predisposes users to high-risk kinematics and that, even at moderate speeds (15 km/h), there is a latent probability of complex concussion, scientifically validating the imperative need for the use of a certified helmet.

**Keywords:** Electric scooter, TBI, LS-DYNA, Impact biomechanics, Brain injury criteria, Finite Elements.

## **Nomenclatura**

**ACHS:** Asociación Chilena de Seguridad.

**AIS:** Abbreviated Injury Scale (Escala Abreviada de Lesión).

**ATD:** Anthropomorphic Test Device (Dispositivo Antropomórfico de Ensayo / Dummy).

**BrIC:** Brain Injury Criterion (Criterio de Lesión Cerebral).

**CNN:** Convolutional Neural Network (Red Neuronal Convolucional).

**CONASET:** Comisión Nacional de Seguridad de Tránsito.

**CSDM:** Cumulative Strain Damage Measure (Medida de Daño por Deformación Acumulada).

**DAI:** Diffuse Axonal Injury (Daño Axonal Difuso).

**FEM:** Finite Element Method (Método de Elementos Finitos).

**FS:** Fiber Strain (Deformación de Fibra Axonal).

**HIC:** Head Injury Criterion (Criterio de Lesión Encefálica).

**MPS:** Maximum Principal Strain (Deformación Principal Máxima).

**mTBI:** mild Traumatic Brain Injury (Lesión Cerebral Traumática leve / Conmoción).

**RIC:** Rotational Injury Criterion (Criterio de Lesión Rotacional).

**TBI:** Traumatic Brain Injury (Lesión Cerebral Traumática / TEC).

# Índice de Contenidos

Agradecimientos.....	2
Resumen.....	3
Abstract .....	4
Nomenclatura .....	5
Índice de Contenidos.....	6
Índice de Figuras .....	9
Índice de Tablas.....	11
Introducción.....	13
Objetivo General .....	14
Objetivos Específicos.....	14
1    Capítulo 1. Estado del Arte .....	15
1.1    Uso y expansión de scooters eléctricos .....	15
1.1.1    Evolución del uso de scooters eléctricos en Chile .....	15
1.1.2    Factores que impulsan su adopción.....	17
1.1.3    Perfil de usuario promedio.....	20
1.1.4    Tipos y características técnicas de scooters .....	21
1.1.5    Normativas existentes en Chile.....	24
1.2    Accidentes asociados a scooters eléctricos.....	27
1.2.1    Perfil del conductor accidentado.....	27
1.2.2    Inexperiencia y exceso de confianza.....	28
1.2.3    Evolución y estadísticas en Chile.....	29
1.2.4    Causas y factores de riesgo más comunes.....	31
1.2.5    Consecuencias más comunes .....	35
1.3    Lesión Cerebral Traumática (TBI).....	37
1.3.1    Definición.....	37

1.3.2	Clasificación.....	37
1.3.3	Causas y Contexto en Siniestros Viales .....	42
1.3.4	Patología y Consecuencias.....	43
1.4	Cinemática del Impacto y Modelos de Predicción de Daño Cerebral .....	46
1.4.1	Relación Biomecánica: Aceleración y Daño Tisular .....	47
1.4.2	Modelos e Índices de Predicción (Criterios de Lesión) .....	47
1.4.3	Justificación de la Medición de la Cinemática.....	50
1.5	Métodos de Evaluación del TBI: Justificación de la Simulación Computacional. 51	
1.5.1	Dispositivos Antropomórficos de Ensayo (ATDs) .....	51
1.5.2	Simulación Computacional (FEM) .....	51
1.5.3	LS-DYNA y su Justificación .....	52
1.6	Biomecánica Computacional como Herramienta para la Seguridad Vial y la Prevención de Lesiones.....	52
2	Capítulo 2. Metodología.....	54
2.1	Cinemática de la caída.....	54
2.1.1	Definición de Sistema de Referencia y Convenciones.....	56
2.1.2	Parámetros del Sistema .....	56
2.1.3	Transición Frame 1 → Frame 2: Conservación de momento angular .....	57
2.1.4	Transición Frame 2 → Frame 3: Condición de Desprendimiento .....	59
2.1.5	Transición Frame 3 → Frame 4: Establecimiento de las Condiciones Iniciales para el Vuelo libre.....	64
2.1.6	Movimiento Frame 4 → Frame 5: Trayectoria de Vuelo Balístico y Cálculo del Impacto	65
2.2	Simulación de impacto simplificado: Cabeza-concreto .....	67
2.2.1	Configuración del modelo en LS-DYNA .....	67
2.2.2	Condiciones iniciales y parámetros.....	68
2.2.3	Procesamiento de datos y filtrado SAE.....	68
2.3	Simulación de la caída tras impacto contra obstáculo.....	69
2.3.1	Discretización del Sistema Completo y Mallado por Elementos Finitos .....	69
2.3.1.1	Maniquí Antropomórfico (Dummy) .....	69
2.3.1.2	Discretización del Scooter Eléctrico .....	70
2.3.1.3	Discretización del Entorno de Simulación .....	73
2.3.2	Configuración de la simulación .....	73

2.3.2.1	Modelado de Materiales, Secciones y Distribución de Masa.....	74
2.3.2.2	Condiciones Iniciales y de Borde.....	76
2.3.2.3	Definición de Contactos e Interacciones.....	77
2.3.2.4	Control de Simulación.....	79
2.3.3	Casos de Estudio .....	80
2.3.4	Procesamiento de Datos (mismos filtros SAE que en 2.2.3) .....	81
2.4	Estrategia de Validación y Comparación. ....	82
2.4.1	Parámetros de Comparación .....	82
2.4.2	Criterios de Validación .....	82
2.5	Evaluación de riesgo de daño cerebral.....	83
2.5.1	Criterios Cinemáticos (HIC, BrIC y RIC).....	83
2.5.2	Estimación de Deformación Tisular (MPS) mediante CNN.....	86
3	Resultados .....	88
3.1	Resultados de la Cinemática de Caída (Modelo Analítico).....	88
3.1.1	Evolución Cinemática .....	88
3.1.2	Condiciones Finales de Impacto (Input para Simulación) .....	88
3.2	Resultados Para la Validación del Modelo (Caso 1).....	89
3.2.1	Resultados Modelo Simplificado .....	89
3.2.2	Resultados Modelo Completo.....	91
3.3	Resultados del Estudio Paramétrico (Casos 1 al 4).....	93
3.3.1	Caso 1: Impacto Frontal contra solera a 25km/h.....	93
3.3.2	Caso 2: Impacto a 60° contra solera a 25km/h.....	97
3.3.3	Caso 3: Impacto Frontal contra solera a 15km/h.....	100
3.3.4	Caso4: Impacto a 60° contra solera a 15km/h.....	103
4	Análisis y Discusión de Resultados.....	106
4.1	Análisis de Cinemática de la caída (modelo analítico) .....	106
4.2	Validación del modelo (caso 1).....	108
4.2.1	Consistencia del Comportamiento y Trayectoria Global .....	108
4.2.2	Verificación de Parámetros Cinemáticos (Tiempo, Velocidad y Desplazamiento).....	109
4.2.3	Análisis Comparativo de las Curvas de Respuesta .....	110
4.3	Evaluación de Riesgo de Daño Cerebral.....	112
4.3.1	Análisis Comparativo de la Respuesta Dinámica (Sensibilidad Paramétrica).....	112

4.3.2	Evaluación de Riesgo de Lesión Cerebral (Índices Cinemáticos) .....	113
4.3.3	Análisis de la Deformación Cerebral (MPS) .....	117
4.3.3.1	Análisis de la Deformación Cerebral (MPS WB y CC).....	117
4.3.3.2	Análisis de la Deformación de Fibra Axonal (FS) en el Cuerpo Calloso	121
4.3.4	Síntesis de Riesgos y Consecuencias Clínicas .....	124
5	Conclusiones y Recomendaciones .....	126
5.1	Conclusiones Generales .....	126
5.2	Cumplimiento de Objetivos Específicos .....	126
5.3	Implicancias para la Seguridad Vial.....	127
5.4	Limitaciones y Recomendaciones para Trabajos Futuros .....	128
	Referencias .....	130
	Anexos.....	140

## Índice de Figuras

Figura 1	Mapa de ciclovías de la Red Metropolitana de Santiago (MINVU,2025) .....	19
Figura 2	Segway Ninebot Max G30P (Segway,2025) .....	24
Figura 3	Frame 1: Movimiento Pre-Impacto del sistema persona-scooter.....	54
Figura 4	Frame 2: Impacto Instantáneo e inicio de la rotación .....	54
Figura 5	Frame 3: Ángulo de Desprendimiento $\phi_3$ y pérdida de contacto entre la persona y el scooter .....	55
Figura 6	Frame 4: Inicio del Vuelo Balístico del maniquí con velocidad angular constante	55
Figura 7	Frame 5: Instante Pre-Impacto final de la cabeza contra el suelo.....	55
Figura 8	Modelo de Elementos Finitos LSTC Hybrid III 50th Percentile Male Standing Dummy configurado sobre el scooter eléctrico.....	70
Figura 9	Detalle del mallado en la zona de la rueda delantera y horquilla.....	71
Figura 10	Discretización con elementos Shell de la plataforma del scooter. ....	72
Figura 11	Mallado estructurado en la zona T del manillar.....	72

Figura 12 Detalle de refinamiento de malla en los agarres del manillar. ....	72
Figura 13 Vista del mallado del entorno de simulación: Solera (rojo) y Piso (café) en el punto de impacto. ....	73
Figura 14 Grafico de Aceleración Lineal vs Tiempo en el Nodo1 para el Caso Simplificado .....	90
Figura 15 Grafico de Velocidad Angular vs Tiempo en el Nodo1 para el Caso Simplificado .....	90
Figura 16 Secuencia de la cinemática de caída para el caso 1, vista lateral. ....	91
Figura 17 Secuencia de la cinemática de caída para el caso 1, vista en perspectiva. ....	91
Figura 18 Grafico de Aceleración Lineal vs Tiempo en el Nodo1 para el Caso 1. ....	92
Figura 19 Grafico de Velocidad Angular vs Tiempo en el Nodo 1 para el Caso 1. ....	92
Figura 20 Trayectoria del centro de gravedad de la cabeza durante la caída. ....	93
Figura 21 Grafico aceleración Lineal Resultante(g) para el Caso 1 .....	94
Figura 22 Grafico velocidad angular (rad/s) para el Caso 1 .....	94
Figura 23 Evaluación del criterio HIC con ventana de 15 ms para el Caso 1. ....	95
Figura 24 Evaluación del criterio HIC con ventana de 36 ms para el Caso 1. ....	95
Figura 25 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 1. ....	96
Figura 26 Grafico aceleración Lineal Resultante(g) para el Caso 2.....	97
Figura 27 Grafico velocidad angular (rad/s) para el Caso 2.....	97
Figura 28 Evaluación del criterio HIC con ventana de 15 ms para el Caso 2. ....	98
Figura 29 Evaluación del criterio HIC con ventana de 36 ms para el Caso 2. ....	98
Figura 30 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 2. ....	99
Figura 31 Grafico aceleración Lineal Resultante(g) para el Caso 3.....	100
Figura 32 Grafico velocidad angular (rad/s) para el Caso 3.....	100
Figura 33 Evaluación del criterio HIC con ventana de 15 ms para el Caso 3. ....	101

Figura 34 Evaluación del criterio HIC con ventana de 36 ms para el Caso 3. ....	101
Figura 35 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 3.....	102
Figura 36 Grafico aceleración Lineal Resultante(g) para el Caso 4.....	103
Figura 37 Grafico velocidad angular (rad/s) para el Caso 4.....	103
Figura 38 Evaluación del criterio HIC con ventana de 15 ms para el Caso 4. ....	104
Figura 39 Evaluación del criterio HIC con ventana de 36 ms para el Caso 4. ....	104
Figura 40 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 4.....	105
Figura 41 Comparativa de la distribución espacial de MPS P95 en vista Sagital para los cuatro escenarios de impacto analizados.....	118

## Índice de Tablas

Tabla 1 Siniestros y Consecuencias de Ocupantes de Scooters Eléctricos en Chile (2015–2024)	30
Tabla 2 Tipología y consecuencias de siniestros en scooters eléctricos (Carabineros Chile, CONASET)	30
Tabla 3 Regiones y consecuencias de siniestros en scooter eléctricos en Chile 2015-2024(Carabineros de Chile, CONASET)	31
Tabla 4 Siniestros de tránsito y consecuencias de ocupantes de un patín motorizado o scooter eléctrico según causa (2015-2024).	32
Tabla 5 Signos clínicos inmediatos y agudos del TBI	44
Tabla 6 Consecuencias y Secuelas a Largo Plazo del TBI	45
Tabla 7 Parámetros cinemáticos de la Cabeza y Lesión Asociada	47
Tabla 8 Principales Criterios de Lesión Basados en Cinemática	48
Tabla 9 Principales Criterios de Lesión Basados en Deformación	49
Tabla 14 Parámetros de entrada para el modelo analítico	57

Tabla 10 Configuración del entorno para la simulación	74
Tabla 11 Configuración del scooter para la simulación	75
Tabla 12 Resumen de parámetros de contacto utilizados en la simulación	79
Tabla 13 Matriz de casos de simulación para el estudio paramétrico	81
Tabla 15 Resultados de la fase de rotación y desprendimiento	88
Tabla 16 Condiciones de Impacto de Cabeza Calculadas (Frame 5)	88
Tabla 17 Índices de lesión cinemáticos para el Caso 1.	95
Tabla 18 Índices de lesión cinemáticos para el Caso 2.	98
Tabla 19 Índices de lesión cinemáticos para el Caso 3.	101
Tabla 20 Índices de lesión cinemáticos para el Caso 4.	104
Tabla 21 Resumen Comparativo de Índices de Lesión Cerebral	113
Tabla 22 Resumen de Deformación Principal Máxima 95%	118
Tabla 23 Resumen de valores de deformación FS para cada caso	121
Tabla 24 Matriz de Síntesis de Riesgo y Pronóstico Clínico	124

## Introducción

Hoy en día el uso de scooters eléctricos ha experimentado un crecimiento exponencial en diversas ciudades del mundo, como parte de una transición hacia formas de transporte más sostenibles y eficientes. Sin embargo, este aumento en su popularidad ha traído consigo una nueva problemática en términos de seguridad vial: el aumento de accidentes relacionados con este medio de transporte. Según la ACHS, entre enero y marzo del 2025 se registraron 205 accidentes, un incremento del 56% respecto al 2024, siendo la región metropolitana responsable del 77% de los casos, concentrándose principalmente entre jóvenes de 18 a 30 años (The Clinic, 2025).

Un informe del hospital del trabajador ACHS ya alertaba que en el 2019 los accidentes viales asociados a Scooter aumentaron seis veces respecto del 2018, destacando que el 53% de accidentes involucraba caídas causadas por desniveles en el suelo, piso mojado o malas maniobras. Entre las lesiones más frecuentes se encuentran fracturas, esguinces, luxaciones y especialmente traumatismos encéfalo-craneanos (TEC; en inglés, *traumatic brain injury*, TBI) (Hospital del trabajador, 2020).

El impacto en la cabeza tras una caída en scooter no debe ser considerado un evento menor. Golpes en esta zona pueden provocar TEC, los cuales representan la principal causa de muerte y discapacidad en personas menores de 45 años. Incluso lesiones aparentemente leves pueden tener consecuencias neurológicas graves o permanentes, lo que resalta la importancia de comprender y prevenir este tipo de eventos (Ortiz, 2006). Además, los TEC implican una carga económica para los sistemas de salud: en Chile, la prestación “Tratamiento TEC moderado o grave” contemplada en las Garantías explícitas en Salud (GES) tiene un arancel fijado en CLP \$4.060.170, lo que ejemplifica el costo asociado al manejo de estas lesiones en el país (Superintendencia de Salud, 2025).

Para ello, las simulaciones computacionales mediante métodos de elementos finitos se han consolidado como una alternativa eficaz para estudiar escenarios de impacto. Herramientas de Software como LS-DYNA permiten modelar con precisión escenarios complejos de impacto mediante el uso de dummies virtuales, sin necesidad de realizar pruebas costosas o difíciles de replicar como los *crash test*. Además, usar este tipo de herramientas no solo reduce significativamente los recursos requeridos, sino que también facilita un análisis detallado de las fuerzas, cinemática y mecanismos involucrados en los TBI en situaciones controladas.

Esta investigación intenta contribuir en la mejora de la seguridad vial urbana, buscando generar evidencia científica que contribuya al desarrollo de políticas públicas y normativas informadas desde la evidencia científica, con el objetivo de reducir tanto la frecuencia como la gravedad de los accidentes asociados al uso de scooter eléctricos.

## **Objetivos**

Para el desarrollo de este trabajo, se presenta el objetivo general y los objetivos específicos necesarios para su cumplimiento.

### **Objetivo General**

El objetivo general se basa en analizar el potencial daño cerebral traumático producto de impactos de cabeza contra superficies rígidas, debido a caídas en scooter eléctrico, mediante simulaciones en LS-DYNA.

### **Objetivos Específicos**

1. Realizar simulaciones del impacto de una cabeza humana contra una superficie de concreto, tanto de impacto directo como del producido por una caída de un dummy en un scooter eléctrico, considerando distintos escenarios de velocidad inicial y ángulos de impacto.
2. Determinar las velocidades y aceleraciones tanto lineales como angulares resultantes del impacto en cada escenario, en función de los parámetros de choque previamente mencionados.
3. Evaluar el riesgo de daño cerebral en base a índices de daño y a la deformación del tejido cerebral, estimados a partir de los resultados cinemático

# **1 Capítulo 1. Estado del Arte**

En este capítulo se presenta una síntesis de la literatura relacionada con el uso y expansión de scooters eléctricos, así como las tecnologías y normativas vigentes que regulan su uso. Se aborda además el análisis de los accidentes asociados a estos vehículos, con especial énfasis en TBI. Finalmente, se describen los métodos actuales para evaluar el riesgo de traumatismos cerebrales, incluyendo el uso de simulaciones computacionales que permiten analizar y comprender mejor las lesiones causadas por impactos en accidentes con scooters eléctricos.

## **1.1 Uso y expansión de scooters eléctricos**

El scooter eléctrico se ha consolidado como protagonista en la micromovilidad urbana, transformando rápidamente los patrones de desplazamiento en Chile. Esta sección analiza en profundidad este fenómeno, comenzando por la evolución de su uso en el país (1.1.1), factores socioeconómicos y de infraestructura que han impulsado su adopción (1.1.2). Posteriormente, se caracteriza el perfil de usuario promedio (1.1.3), se detallan las características técnicas de los vehículos más comunes (1.1.4) y finalmente, se revisa el marco normativo que regula su circulación y los elementos de seguridad obligatorios en nuestro país (1.1.5).

### **1.1.1 Evolución del uso de scooters eléctricos en Chile**

En los últimos años, el uso de scooters eléctricos ha surgido en Chile como una alternativa de transporte urbano cada vez más consolidada, en paralelo con tendencias globales de micromovilidad. Lo que comenzó con la adquisición privada de estos scooters para uso personal, ha evolucionado hacia sistemas de arriendo compartido mediante plataformas digitales, las cuales han ampliado significativamente su alcance territorial para abarcar a un público mucho más amplio en todo el país.

El punto de partida de esta tendencia puede situarse entre el 2018 y 2019, cuando comenzó a evidenciarse un aumento constante en la importación de scooters eléctricos. Solo en 2019, Chile importó scooters por un valor sobre los USD 20 millones, lo que representó un crecimiento del 179 % respecto al año 2018, lo que demuestra una fuerte tendencia hacia la adquisición individual. Este incremento fue impulsado, entre otros factores, por el estallido social de octubre del 2019, evento que generó una interrupción significativa en el transporte público y motivó a muchas personas a optar por

otras alternativas de desplazamiento, como scooters eléctricos. (*Cámara de Comercio de Santiago - CCS, 2020*).

A partir del 2018, Chile fue testigo de la consolidación de una nueva modalidad de uso para los scooters eléctricos, basado en el arriendo compartido de scooters eléctricos a través de aplicaciones móviles, siendo Lime una de las empresas pioneras en operar en Santiago, donde Lime inicio sus operaciones en noviembre de ese mismo año con 200 scooters eléctricos distribuidos en las comunas de Las Condes y La Reina (*El Periodista, 2018*). Desde febrero del 2021, Lime amplió su alcance al integrarse a la plataforma de Uber, lo que permitió a los usuarios arrendarlos directamente desde la misma aplicación utilizada para los servicios de transporte y delivery, facilitando su ampliación y llegar a nuevos públicos (*Uber, 2021*). En mayo de 2023, se sumó Whoosh a operar en Santiago, desplegando más de 1000 scooters en las comunas de Las Condes, La Reina y Vitacura (*Whoosh, 2023a*). Durante los primeros seis meses de operación, Whoosh registró más de 307 000 viajes, con una duración promedio de 11,9 minutos y una distancia media de 1,61 km por trayecto. Según su informe oficial, el 85% de esos trayectos correspondían a motivos de transporte urbano, no recreativos, evidenciando así, el un cambio significativo en el perfil de uso, consolidando el rol del scooter como una nueva forma de movilidad urbana (*Whoosh, 2023b*).

A mediados del 2024, Whoosh ya acumulaba más de 1,3 millones de viajes y más de 3 millones de kilómetros recorridos en Chile (*G5 Noticias, 2024*). Para el primer semestre de 2025, la expansión de flota permitió a Whoosh alcanzar más de 4 millones de viajes y 7 millones de kilómetros recorridos en la Región Metropolitana, incluyendo 800 kilómetros en Temuco. Esta etapa de expansión se extiende por siete comunas de Santiago —Vitacura, La Reina, Lo Barnechea, Las Condes, La Florida, San Joaquín y La Cisterna—, además de consolidar su presencia en Concepción y Temuco. Estos avances reflejan no solo una consolidación progresiva del servicio en distintos puntos del país, sino también demostrando el interés por parte de Whoosh para convertir a Santiago en un referente de micromovilidad para Sudamérica (*Morel, 2025; Radio Universal, 2025*).

Bajo este contexto, la manera en que usamos los scooters eléctricos en Chile ha evolucionado, y con ella, ha cambiado drásticamente su percepción social y funcionalidad. Lo que inicialmente parecía ser un simple juguete o una novedad tecnológica, ha pasado a ocupar un lugar relevante dentro de movilidad urbana. Así lo reconoce el Ministerio de Energía (2020) que, valida esta transformación, destacando el papel fundamental de los scooters en el fomento de la electromovilidad, como parte de un ecosistema emergente innovador que impulsa el desarrollo de capital humano e infraestructura tecnológica. En definitiva, el scooter eléctrico ha demostrado ser mucho más que una moda pasajera

para consolidarse como una solución concreta dentro de la transición hacia una movilidad más sustentable y descentralizada en el país.

## **1.1.2 Factores que impulsan su adopción**

La adopción de nuevos modos de transporte con los scooters eléctricos responden a una serie de problemáticas de movilidad urbana. El crecimiento de la población urbana es una de las principales causas que afectan la movilidad en las ciudades chilenas. En el año 2014, el 87% de los habitantes del país residían en ciudades (Comisión Asesora Presidencial Pro Movilidad, 2014). Este hecho, junto con el aumento en la media de ingresos familiares, favoreció a un mayor poder adquisitivo y acceso a crédito en las familias, contribuyendo a un aumento en el número de vehículos por habitante (tasa de motorización), generando una presión constante en la infraestructura vial existente, que muchas veces, no está diseñada para soportar niveles tan altos de tráfico motorizado.

La expansión del uso del automóvil ha estado históricamente asociada a una visión urbana que privilegia este método de transporte sobre otros como el transporte público, vehículos no motorizados o caminata. Bajo esta lógica se habían derivado políticas públicas que favorecían la construcción de autopistas, ampliación de calles y aumento de la oferta de estacionamientos, incluso en zonas de alta congestión. Esta orientación produjo serias consecuencias: congestión vehicular generalizada, aumento en los tiempos de desplazamiento, emisiones contaminantes, ruidos molestos en espacios públicos, y un deterioro progresivo de la calidad de vida urbana (Comisión Asesora Presidencial Pro Movilidad, 2014).

En respuesta a estas problemáticas, el Estado buscó promover una serie de medidas orientadas a racionalizar el uso de automóvil y a fomentar métodos de transportes más eficientes y sostenibles. Entre las estrategias propuestas por el Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones (MTT) en el año 2014 destacan dos especialmente relevantes para el contexto de la micromovilidad: el desincentivo del uso de automóvil particular (estrategia III.1.3) y la promoción de modos no motorizados (estrategia III.1.4). Estas medidas, aunque no abordan explícitamente el uso de scooters eléctricos, han generado condiciones urbanas favorables para su adopción indirecta.

En la Estrategia III.1.3 se propone desincentivar el uso excesivo del automóvil y promover medios de transporte más eficientes y sostenibles. Las medidas incluyen reasignar espacio vial a peatones y ciclistas, implementar cobros por congestión, restringir estacionamientos en zonas críticas y limitar la expansión de infraestructura centrada en el auto. El objetivo es reducir la congestión, las

emisiones y recuperar espacio urbano para modos de transporte inclusivos como la micromovilidad eléctrica.

La estrategia III.1.4 busca promover el uso de modos no motorizados de transporte, como la bicicleta y la caminata, resaltando sus beneficios en movilidad, salud y medio ambiente. Plantea que la bicicleta ya no se concibe como un medio recreativo sino como una alternativa real para desplazarse al trabajo, estudios o actividades cotidianas. Para ello se propone una red de ciclovías conectadas y seguras, complementada con estacionamientos y señaléticas, además, en ciudades con alto potencial ciclista, se plantea habilitar pistas exclusivas para su uso en hora punta y la integración con otros modos de transporte, creando así condiciones urbanas que favorezcan su masificación como medio eficiente y sostenible.

Bajo este contexto, la creciente adopción de scooters eléctricos como medio de transporte en entornos urbanos, especialmente en Santiago, es impulsada por una sumatoria de factores prácticos y económicos. Uno de los factores más significativos es la necesidad de solucionar el problema de la “última milla”, que se refiere a la dificultad que tienen los viajeros para llegar a su destino final desde un centro de transporte, como estaciones de metro (Qin et al., 2018). Este segmento, a menudo presenta distancias largas para caminar, pero demasiado cortas para que el transporte público convencional sea eficiente, por lo tanto, suele ser el tramo menos eficaz del viaje, ya que requiere caminar o esperar por un transporte secundario.

En base a este escenario, el scooter eléctrico surge como una solución altamente eficiente. Para una persona que vive a 2 kilómetros de su estación de metro más cercana, el trayecto puede ser un desafío diario, ya que podría tardar entre 20 a 25 minutos caminando, mientras que el transporte público depende de factores como su frecuencia de paso, saturación de pasajeros, esperas impredecibles y desvíos. Por otra parte, un scooter eléctrico permite recorrer esta distancia en aproximadamente 5 minutos, ofreciendo una alternativa rápida y eficaz. La popularidad de servicios de micromovilidad compartida como Whoosh, suple esta necesidad, permitiendo a los usuarios acceder a un scooter cerca de sus hogares para desplazarse eficientemente hacia el metro.

Un factor igualmente relevante que favorece la adopción de la micromovilidad en Santiago es la creciente infraestructura especializada, impulsada por políticas nacionales. El ministerio de vivienda y urbanismo (Minvu) ha implementado la construcción de ciclovías en 32 ciudades a lo largo de todo el país, aplicando nuevos estándares de calidad en sus diseños y equipando la red con más de 150 contadores automáticos para monitorear su uso. El resultado de este esfuerzo a nivel nacional se

puede ver en la planificación ciclo vial de Santiago, como se aprecia en el mapa de la red de ciclovías (ver Figura 1), que detalla no solo las rutas existentes (gris), sino también las planificadas (celeste), en diseño (azul) y en ejecución (rojo). Esta infraestructura proporciona un entorno más seguro y eficiente para el desplazamiento en scooters, incentivando a un mayor número de ciudadanos a adoptar este medio de transporte para sus traslados diarios (*Ministerio de Vivienda y Urbanismo, 2025*).



Figura 1 Mapa de ciclovías de la Red Metropolitana de Santiago (MINVU, 2025)

La versatilidad del scooter se extiende a la integración con el sistema de transporte público, lo que favorece su adopción. El sistema de Metro de Santiago permite el ingreso de ciclos plegables cualquier día, siempre y cuando se encuentre plegado y se viaje en el primer vagón (Metro de Santiago, 2025). Esta normativa, sumada al diseño de muchos scooters que son plegables y livianos, permiten la intermodalidad de transporte. Por lo tanto, un usuario puede completar el primer tramo de su viaje en scooter, plegarlo para transportarse en el metro, y al llegar a su estación de destino, desplegarlo y recorrer el último tramo para llegar al trabajo, lo que optimiza significativamente el tiempo total del viaje. Además de la eficiencia en tiempo, la adopción se ve impulsada por la ventaja económica que presenta un scooter eléctrico. Los scooters eléctricos presentan costos de operación muy bajos en comparación con otros medios de transporte. Como ejemplo, el modelo Xiaomi Electric scooter 4 lite (2da Gen), con una batería de 221Wh y con una autonomía de hasta 25km, tiene un costo de carga completa de aproximadamente \$50, este valor se calcula sobre la base de una tarifa eléctrica residencial de \$228 por kWh, vigente en diversas comunas de la Región Metropolitana, como San Miguel, según el tarifario de suministro eléctrico residencial de diciembre de 2025 (Enel Distribución Chile, 2025) lo que se traduce en un costo por kilómetro de tan solo \$2.01/km. Esta cifra es mínima en comparación con el costo de uso de un automóvil de alto rendimiento, como el Kia

Morning 1.0 5MT M, el cual presenta un gasto de aproximadamente \$73.5/km, considerando un rendimiento combinado de 17.7 km/L (Ministerio de Energía, 2025) y un precio promedio de la gasolina de 97 octanos de \$1,300/L (Comisión Nacional de Energía, 2025). Estos Factores, en conjunto, establecen una base sólida para la creciente adopción de la micromovilidad en los hábitos de transporte urbano.

### **1.1.3 Perfil de usuario promedio**

El perfil de los usuarios de scooters eléctricos ha sido caracterizado principalmente como adultos jóvenes, con predominancia masculina, según un estudio realizado en Viena (Laa & Leth, 2020). Los datos muestran que entre los usuarios de scooters compartidos, el 74% corresponde a hombres y el 26% a mujeres, mientras que entre los propietarios de scooters privados esta diferencia se acentúa, alcanzando un 97% de uso masculino. En cuanto a la edad, la mayoría de los usuarios se encuentra entre los 26 y 35 años, y más de dos tercios son menores de 35 años, lo que refuerza la asociación de este medio de transporte con población joven.

En Francia, un estudio realizado por el French 6t-bureau de recherche (2019, como se citó en Laa & Leth, 2020) en París, Lyon y Marsella encuestó a 4.382 usuarios y encontró que el 66% de los usuarios eran hombres, mientras que el 24% tenía menos de 25 años y el 28% entre 25 y 34 años.

En Alemania, The Nunatak Group (2019, como se citó en Laa & Leth, 2020) realizó una encuesta en línea a 1.250 personas en Berlín, Hamburgo, Múnich, Colonia y Frankfurt, identificando que el 42,7% tenía entre 18 y 25 años, mientras que el 28,8% tenía entre 26 y 35 años, mostrando una clara preferencia de los jóvenes por este medio de transporte.

Finalmente, en Nueva Zelanda, una encuesta realizada a 591 personas (Fitt & Curl, 2019, como se citó en Laa & Leth, 2020) indicó que los usuarios más frecuentes eran en su mayoría hombres (56%) y principalmente jóvenes, de los cuales el 33% tenía entre 18 y 24 años, y el 25% tenía entre 25 y 34 años.

De tal modo, en conjunto estos datos muestran un patrón claro: los usuarios de scooters eléctricos son predominantemente hombres jóvenes.

### 1.1.4 Tipos y características técnicas de scooters

Los diseños de los scooters eléctricos evolucionan constantemente para satisfacer distintas necesidades de movilidad, desde modelos ligeros orientados al último tramo del viaje hasta opciones más robustas destinadas a un uso intensivo. Comprender sus tipos y características técnicas resulta esencial para analizar su interacción con el usuario y su entorno.

De acuerdo con Gonzalvo (2022), los scooters eléctricos pueden clasificarse partir de sus componentes principales, los cuales determinan su rendimiento, seguridad y comodidad:

1. **Suspensión:** Sistema encargado de absorber las irregularidades del terreno para proporcionar mayor comodidad y estabilidad al usuario.
  - **Con sistema de amortiguación:** Incorpora amortiguadores en la rueda delantera, trasera o ambas. Proporciona una conducción más suave en superficies irregulares, pero incrementa el peso, coste y necesidades de mantenimiento.
  - **Sin sistema de amortiguación:** La absorción de impactos depende exclusivamente de los neumáticos. Reduce el peso y coste del scooter, pero transmite más vibraciones al conductor, siendo común en modelos de gama básica.
2. **Ruedas:** Elemento que convierte el giro de la transmisión en el desplazamiento del scooter, se pueden clasificar por tipo, tamaño y banda de rodadura:
  - **Tipo:** Las ruedas *tubeless* no utilizan cámara de aire, son muy duraderas y resistentes a pinchazos, lo que las hace adecuadas para superficies urbanas lisas. En contraste, las ruedas hinchables con cámara ofrecen mayor confort y mejor adaptación a terrenos irregulares, aunque son más susceptibles a pinchazos.
  - **Tamaño:** Medido en pulgadas de diámetro, es común distinguir ruedas “pequeñas” (menores de 10”) y “grandes” (mayor o igual a 10”). Las ruedas de mayor tamaño aportan más estabilidad y confort, mientras que las más pequeñas priorizan un diseño más compacto y ligero.
  - **Banda de rodadura:** Se refiere a la rugosidad o el dibujo que presenta la rueda. Para transporte urbano se recomienda una banda de rodadura lisa pues garantiza una mayor superficie de contacto lo que se traduce en mayor agarre, por el contrario, para un terreno más irregular fuera de la ciudad, se recomienda un tipo de rodadura con un dibujo que presente tacos que aportaran mayor agarre en este tipo de superficies.

3. **Sistema de frenos.** La seguridad depende en gran medida del tipo de frenado. Los sistemas más comunes son:
- **Freno de tambor:** Se activa con un cable que conecta el manillar 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 menor eficacia en frenadas intensas debido al sobrecalentamiento.
  - **Freno de disco:** Este proporciona mayor potencia de frenado y mejor disipación del calor, aumentando la seguridad. Puede ser mecánico (accionado por cable) o hidráulico. Este sistema es el estándar en modelos de gama media y alta.
  - **Freno regenerativo (KERS).** Se utiliza como complemento, recuperando parte de la energía cinética durante la frenada para recargar ligeramente la batería.
4. **Portabilidad.** Una clasificación fundamental se basa en la capacidad de plegado:
- **Plegables.** Son el estándar en el mercado, especialmente en el uso privado y en los sistemas de *e-sharing*. Incorporan mecanismos en el mástil que le dan la capacidad de doblarse, facilitando así, su transporte y almacenamiento.
  - **No plegables.** Menos frecuentes, suelen ser de mayor tamaño y potencia, priorizando el rendimiento y la estabilidad a costa de sacrificar la portabilidad

Además de estas clasificaciones, el mercado ofrece una **amplia gama de especificaciones técnicas generales** que condicionan el desempeño de cada modelo:

- **Velocidad máxima:** Generalmente entre **20 y 25 km/h**, límite legal en muchas ciudades para este tipo de vehículos. Modelos de gama alta pueden superar los **70 km/h**, aunque están destinados para uso privado o carreteras.
- **Autonomía:** Varía desde **15–25 km** en modelos básicos hasta **70–100 km** en scooters de gama alta. Factores como el peso del usuario, la presencia de pendientes en el recorrido y el estilo de conducción afectan significativamente la autonomía real del scooter.
- **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 × 50 cm de ancho × 120 cm de largo**. Plegado, se reduce a unos **45–50 cm de alto × 120 cm de largo × 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.

Compañías de e-sharing como Whoosh, que en su página web afirman “Tenemos scooters de clase A del fabricante líder global Segway-Ninebot” (Whoosh, 2025), Whoosh ha basado sus flotas en la línea de productos Segway Ninebot Max, cuya iteración más emblemática y extendida es el modelo G30P, y que hoy incluye evoluciones más recientes como el Ninebot Max G2 (Max Plus 2023) observado en su servicio. El Ninebot Max G30 carece de sistema de suspensión, lo que no solo disminuye la comodidad del usuario, sino que también puede aumentar el riesgo de caídas al transitar por superficies irregulares.

La seguridad de este modelo fue oficialmente cuestionada cuando en marzo de 2025, la Comisión de Seguridad de Productos del Consumidor de Estados Unidos (CPSC, por sus siglas en inglés) anunció la retirada de aproximadamente 220,000 unidades de los modelos Ninebot Max G30P y G30LP debido a un riesgo significativo de caídas y lesiones graves (CPSC, 2025). Según el organismo, el tornillo de la horquilla delantera puede aflojarse con el uso, lo que ocasiona que la horquilla se separe del scooter y provoque la pérdida de control del vehículo.

Segway reportó al menos 68 incidentes vinculados con esta falla, incluyendo 20 casos de lesiones que van desde contusiones y abrasiones hasta fracturas (CPSC, 2025). Debido a estas razones la ausencia de suspensión y el defecto estructural en la horquilla identificado por la CPSC, he decidido seleccionar el Ninebot Max G30 como el modelo de scooter representativo para este estudio.

### **Segway Ninebot MAX G30P:**

- Motor: Potencia nominal de 350W.
- Velocidad Máxima: 30km/h.
- Autonomía: 65km (en condiciones ideales).
- Batería: 551Wh con sistema de gestión (protección contra sobrecalentamiento, cortocircuito, sobrecorriente y sobrecarga).
- Tiempo de carga: 6 horas.
- Peso: 19,1 kg.
- Dimensiones desplegado: 1167 mm (largo)×472 mm (ancho)×1203 mm (alto).
- Dimensiones plegado: 1167×472×534 mm
- Carga útil: 30–100kg.
- Suspensión: sin sistema de amortiguación.
- Ruedas: Neumáticos de 10" sin cámara (tubeless).
- Otras características:
  - Velocidad crucero, con modos de conducción estándar, deportivo y modo de ahorro de energía.
  - Bloqueo antirrobo.
  - Resistencia al agua IPX5.



*Figura 2 Segway Ninebot Max G30P (Segway,2025)*

*Nota. Datos obtenidos de la página oficial de Segway (Segway, 2025).*

### **1.1.5 Normativas existentes en Chile**

La regulación de los *scooters* eléctricos en Chile se enmarca en la Ley de Tránsito (Ley N° 18.290), la cual fue modificada por la Ley N° 21.088 (2018) para establecer disposiciones sobre la convivencia de los distintos medios de transporte, creando el Título XX denominado "De las bicicletas y otros ciclos" (Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones [MTT], 2018, art. 1, No. 34). El posterior Decreto Supremo N° 102 (MTT, 2021) reglamentó las condiciones de seguridad y gestión del tránsito, y definió las especificaciones técnicas de los elementos de protección obligatorios.

## Clasificación y Requisitos Técnicos

Para efectos de la Ley de Tránsito en Chile, el scooter eléctrico, junto con las bicicletas asistidas, son considerados **ciclos**, siempre y cuando cumplan con límites técnicos específicos (Comisión Nacional de Seguridad de Tránsito [CONASET], 2023).

El concepto de **ciclo** se refiere a un vehículo no motorizado de una o más ruedas, propulsado por la persona que lo conduce. Se consideran ciclos aquellos vehículos con asistencia eléctrica si cumplen simultáneamente con los siguientes requisitos (MTT, 2018, art. 2, No. 2, letra b):

- **Potencia Máxima:** Deben tener una potencia nominal continua máxima de **0.25 kilowatts (250 watts)**.
- **Velocidad Máxima:** La alimentación eléctrica debe ser **reducida o interrumpida** cuando el vehículo alcanza una velocidad máxima de **25 kilómetros por hora (km/h)**.

## Normas de Circulación y Tránsito

La normativa establece reglas estrictas sobre dónde deben circular los ciclos en zonas urbanas (MTT 2018, art. 222):

1. **Prioridad de Vía:** Los ciclos **deberán transitar por las ciclovías**. Una ciclovía se define como un espacio destinado al uso exclusivo de bicicletas y otros ciclos (CONASET,2023).
2. **A Falta de Ciclovía:** Si no existe una ciclovía, los ciclos deben circular por **la pista derecha de la calzada**, siempre en el sentido del tránsito.
3. **Uso Excepcional de Aceras (Veredas):** La Ley de Tránsito permite que los ciclos circulen excepcionalmente por las aceras, siempre que adecúen su velocidad a la de los peatones y respeten en todo momento la preferencia de estos. Esta excepción se aplica únicamente cuando no hay ciclovía disponible o cuando las condiciones de la calzada o las climáticas hagan peligrosa la circulación, exclusivamente en los siguientes casos:
  - a. Personas conductoras menores de 14 años o adultos mayores.
  - b. Personas que circulen con niños menores de 7 años.
  - c. Personas con alguna discapacidad o aquellas con movilidad reducida.

En estos casos excepcionales, la circulación debe realizarse a **velocidad de peatón**, manteniéndose alejado de las edificaciones o cierres, e incluso se exige que el conductor **descienda del ciclo** si el flujo peatonal es muy alto (CONASET,2023; MTT, 2018, art. 222, letra b).

### **Elementos de Seguridad Obligatorios**

La normativa exige elementos de seguridad tanto para el ciclo como para sus ocupantes, lo cual es de particular relevancia para la prevención de lesiones, como el riesgo de daño cerebral que aborda esta investigación.

#### **A. Uso Obligatorio de Casco Protector**

**Todo conductor de ciclo y sus acompañantes** (si los hubiere), **deben usar un casco protector** que cubra, como mínimo, la parte superior de la cabeza (MTT, 2021, art.20). El incumplimiento de la norma sobre el uso obligatorio del casco es clasificado como una **infracción menos grave** (CONASET, 2023). No obstante, la posibilidad de llevar acompañantes está condicionada al diseño del vehículo y a su seguridad operativa. En relación al transporte de personas, la ley establece que "Los ciclos sólo podrán usarse para llevar la **cantidad de personas para la cual fueron diseñados**"(MTT, 2021, art. 22).

El casco debe estar compuesto, a lo menos, por (MTT, 2021, art.20):

- a. **Carcasa Exterior:** Para la dispersión de la energía ante un impacto.
- b. **Revestimiento para Absorber Impactos:** Capa interior compacta que absorbe la energía generada por el impacto.
- c. **Sistema de Retención:** Correa que asegura el casco a la cabeza del usuario.

Además, el casco protector debe cumplir con normas internacionales específicas (como EN 1078 o CPSC 16 CFR 1203) y debe ser **acreditado** ante el Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones (MTT, 2021, art. 20; MTT, 2021, art. 24). El certificado de acreditación es otorgado por el Centro de Control y Certificación Vehicular, y se consigna mediante un **código de respuesta rápida (QR)** que debe estar **impreso o adherido** en la etiqueta del producto, siendo responsabilidad del solicitante asegurar su visibilidad (MTT, 2021, arts. 4 y 5).

#### **B. Otros Elementos de Seguridad**

El ciclo debe contar con otros elementos obligatorios (CONASET, 2023; MTT, 2021, art. 19):

- a. **Frenos:** A lo menos un sistema de frenos.
- b. **Luces:** Una luz frontal continua de color blanco o amarillo y una luz roja trasera (continua o intermitente). Estas deben estar encendidas desde media hora después de la puesta de sol hasta media hora antes de su salida, o cuando las condiciones de visibilidad lo exijan.
- c. **Elementos Retrorreflectantes:** Huinchas o placas de color blanco adelante y rojo atrás, además de elementos laterales.
- d. **Aparato Sonoro:** Un aparato sonoro que pueda emitir sonido de intensidad moderada.
- e. **Vestimenta:** El conductor y acompañantes deben portar **vestimenta o algún elemento que incorpore material retrorreflectante**, visible tanto por el frente como por detrás, y utilizado bajo las mismas circunstancias que las luces del ciclo (CONASET, 2023; MTT, 2021, art.21).

### **Infracciones Relevantes**

El incumplimiento de la normativa sobre el uso del scooter eléctrico puede acarrear multas. Como se mencionó, conducir un ciclo incumpliendo la norma sobre **uso obligatorio de casco protector y demás elementos de seguridad** se sanciona como una **infracción menos grave**, con multas que oscilan entre 0.5 a 1 Unidad Tributaria Mensual (UTM). Otras infracciones graves incluyen conducir contra el sentido del tránsito o sin luces en las horas exigidas (CONASET, 2023).

## **1.2 Accidentes asociados a scooters eléctricos**

### **1.2.1 Perfil del conductor accidentado**

El análisis de siniestralidad, tanto a nivel internacional como en Chile confirma la alta participación de **hombres adulto-jóvenes** en los accidentes, lo que reafirma el perfil de usuario promedio definido en el punto 1.1.3.

### **Contexto Internacional**

Según el estudio de Namiri et al. (2020), durante el período 2014–2018 se estimó un total ponderado de 39,113 lesiones relacionadas con el uso de scooters eléctricos en los Estados Unidos, con un incremento sostenido hacia el final del periodo. En 2018 se registró el mayor número de casos proyectados, alcanzando 14,651 lesiones.

En cuanto al género, el 64 % de las personas lesionadas fueron hombres, mientras que el 36 % correspondió a mujeres. El grupo etario entre 18 y 34 años presentó el mayor incremento en la proporción de lesiones, con un aumento del 185 % durante el período analizado, constituyendo el 36 % del total de lesionados en 2018. Asimismo, las admisiones hospitalarias para este mismo grupo de edad aumentaron en un 354 %, reflejando una mayor gravedad o frecuencia de los incidentes en este rango etario.

Esta tendencia es replicada en el contexto español, donde las personas con edades comprendidas entre 16 y 35 años estuvieron involucradas en la mayor parte de los siniestros de VMP en 2019 (Fundación *MAPFRE*, 2021). Este mismo rango de edad concentró la mayoría de las víctimas mortales en 2020 (tres víctimas), lo que subraya la vulnerabilidad del segmento adulto joven.

Respecto a las medidas de seguridad, el uso de casco fue escaso en EE. UU., ya que únicamente el 4,4 % de los lesionados reportaron haberlo utilizado al momento del accidente (Namiri et al., 2020). Esta baja adherencia al uso de protección de cabeza puede estar asociada al elevado número de lesiones en la cabeza, que representaron aproximadamente un 32 % del total de lesiones registradas en 2018. Dicha asociación entre la ausencia de casco y la fatalidad se confirma en los siniestros mortales de España, donde los casos de víctimas de 31 y 35 años se debieron a caídas o golpes en la cabeza, y el informe destaca específicamente que el resultado fatal se produjo por el no uso de casco. Otros siniestros graves incluyeron colisiones con vehículos mayores, como el caso de la víctima de 29 años atropellada por un autobús (Fundación *MAPFRE*, 2021).

### **Contexto Chileno**

Según los datos de siniestralidad de CONASET (2024), el patrón demográfico se mantiene. El rango de 30 a 44 años tuvo la mayor participación en siniestros entre 2015 y 2024, con 174 participantes que representa un 41.4% del total, seguido de cerca por el grupo de 15 a 29 años con 145 participantes representando el 34.5%. En cuanto al género, la mayoría de los participantes en siniestros fueron hombres (278 de 420), representando el 66.2% del total, registrando 2 fallecidos y 48 lesionados graves (CONASET, 2024).

## **1.2.2 Inexperiencia y exceso de confianza**

La alta incidencia de siniestros está vinculada a dos factores principales: la inestabilidad del vehículo y la falta de familiaridad del conductor (The International Transport Forum ITF, 2024).

Los scooters son por naturaleza menos estables que las bicicletas convencionales, principalmente debido al tamaño de sus ruedas. Mientras que las bicicletas tienen ruedas más grandes (16" a 29"), los scooters suelen tener ruedas considerablemente más pequeñas (6" a 12") (ITF, 2024). Estas ruedas pequeñas son más propensas a la desviación o detención ante obstáculos en la vía (ITF, 2024).

Además, el diseño del vehículo requiere que el conductor se encuentre de pie, lo que sitúa el centro de gravedad más alto y adelantado (ITF, 2024). Esta configuración biomecánica aumenta el riesgo de ser catapultado por encima del manillar (vaulting) en caso de una colisión frontal (ITF, 2024). Un e-scooter con su conductor es menos estable que una bicicleta o un e-scooter sentado (ITF, 2024). Dada la gran rigidez de estos vehículos y una menor absorción de energía, es el conductor quien debe absorber la energía del impacto, resultando en mayores daños (Fundación *MAPFRE*, 2021).

La falta de experiencia es un factor de riesgo significativo, entre el 24% y el 37% de los conductores lesionados se accidentaron durante su primer viaje (ITF, 2024). En general, los siniestros están predominantemente vinculados a usuarios poco frecuentes, que constituyeron el 78% de los accidentes registrados (ITF, 2024).

### **1.2.3 Evolución y estadísticas en Chile**

La siniestralidad asociada a scooters eléctricos en Chile ha experimentado un aumento notable a lo largo del período 2015-2024, con un incremento constante y acelerado en los últimos años, lo que refleja la masificación de su uso en el contexto urbano (CONASET, 2024). El total de siniestros registrados que involucran ocupantes de estos vehículos alcanza los 407 incidentes entre 2015 y 2024, con 3 personas fallecidas y 71 lesionados graves.

#### **Evolución anual de los siniestros**

La Tabla 1 muestra la evolución de los siniestros y sus consecuencias año por año, destacando el incremento en la cantidad de incidentes:

Tabla 1 Siniestros y Consecuencias de Ocupantes de Scooters Eléctricos en Chile (2015–2024)

Año	Siniestros	Fallecidos	Graves	Menos Graves	Leves	Total Lesionados
2015	0	0	0	0	0	0
2016	0	0	0	0	0	0
2017	1	0	0	0	1	1
2018	3	0	2	0	1	3
2019	14	0	1	1	9	11
2020	20	0	3	0	15	18
2021	51	1	11	0	26	37
2022	76	0	4	4	45	53
2023	97	2	26	5	45	76
2024	145	0	24	12	78	114
<b>Total General</b>	<b>407</b>	<b>3</b>	<b>71</b>	<b>22</b>	<b>220</b>	<b>313</b>

Puntos destacados de la evolución (CONASET, 2024):

- El número de siniestros ha crecido significativamente cada año desde 2019.
- El año 2024 registró la mayor cantidad de siniestros en el período analizado, con 145 incidentes.
- El año 2023 registró el número más alto de fallecidos (2) y la mayor cantidad de lesionados graves (26) en un solo año.

### Tipología de Siniestro

Respecto a la tipología de los siniestros reportados, la gran mayoría de los incidentes se produce por interacción con otros elementos del tráfico, siendo la colisión el evento dominante (CONASET, 2024). La Tabla 2 muestra la distribución de las consecuencias según el tipo de siniestro:

Tabla 2 Tipología y consecuencias de siniestros en scooters eléctricos (Carabineros Chile, CONASET)

Tipo (CONASET)	Siniestros	Fallecidos	Graves	Menos Graves	Leves	Total Lesionados
Colisión	333	3	60	21	185	266
Choque	28	0	4	0	13	17
Volcadura	23	0	4	0	17	21
Atropello	19	0	1	1	3	5
Caída	3	0	2	0	1	3
Otro tipo	1	0	0	0	1	1
<b>Total General</b>	<b>407</b>	<b>3</b>	<b>71</b>	<b>22</b>	<b>220</b>	<b>313</b>

- La colisión es el tipo de siniestro más común, representando 333 de los 407 incidentes, con 3 fallecidos y 60 lesionados graves.

## Distribución Regional

La siniestralidad de scooters eléctricos se concentra fuertemente en la principal zona urbana del país (CONASET, 2024).

Tabla 3 Regiones y consecuencias de siniestros en scooter eléctricos en Chile 2015-2024 (Carabineros de Chile, CONASET)

Región	Siniestros	Fallecidos	Graves	Menos Graves	Leves	Total Lesionados
Arica y Parinacota	20	0	6	1	9	16
Tarapacá	3	0	0	0	1	1
Antofagasta	18	0	1	0	16	17
Región Atacama	12	0	2	1	8	11
Coquimbo	20	0	6	1	11	18
Valparaíso	13	1	3	0	8	11
Metropolitana	213	2	37	11	101	149
O'Higgins	9	0	0	1	8	9
Maule	15	0	4	1	8	13
Ñuble	10	0	2	0	6	8
Biobío	28	0	5	2	16	23
Araucanía	39	0	4	3	25	32
Los Ríos	2	0	0	0	2	2
Los Lagos	5	0	1	1	1	3
Aysén	0	0	0	0	0	0
Magallanes	0	0	0	0	0	0
<b>Total general</b>	<b>407</b>	<b>3</b>	<b>71</b>	<b>22</b>	<b>220</b>	<b>313</b>

- La Región Metropolitana es la que presenta más de la mitad de todos los siniestros (213 incidentes), que resultaron en 2 fallecidos y 37 lesionados graves.

### 1.2.4 Causas y factores de riesgo más comunes

La siniestralidad asociada a los scooters se caracteriza por dos tipos principales de incidentes: las colisiones de un solo vehículo (caídas, choques contra objetos fijos) y las colisiones con vehículos motorizados más grandes. Si bien las caídas predominan en número, representando casi el 93% de las lesiones reportadas en algunos estudios, el mayor peligro emerge de los conflictos y colisiones con vehículos motorizados más grandes, que a menudo resultan en fatalidades (ITF, 2024).

#### Causas Principales de siniestros en Chile

Según la Comisión Nacional de Seguridad de Tránsito (CONASET), la principal causa de siniestros es atribuible directamente al comportamiento del conductor, específicamente a la imprudencia y la velocidad (CONASET, 2024).

Tabla 4 Siniestros de tránsito y consecuencias de ocupantes de un patín motorizado o scooter eléctrico según causa (2015-2024).

Causa (CONASET)	Siniestros	Fallecidos	Graves	Menos Graves	Leves	Total Lesionados
Imprudencia del conductor	282	2	48	17	146	211
Desobediencia a señalización	65	0	10	3	45	58
Velocidad imprudente y pérdida control vehículo	17	1	6	0	10	16
Alcohol en conductor	12	0	5	0	4	9
Imprudencia del peatón	12	0	0	1	4	5
Otras causas	10	0	1	0	7	8
Causas no determinadas	6	0	0	1	2	3
Imprudencia del pasajero	2	0	1	0	1	2
Fallas mecánicas	1	0	0	0	1	1
<b>Total general</b>	<b>407</b>	<b>3</b>	<b>71</b>	<b>22</b>	<b>220</b>	<b>313</b>

### Factores de Riesgo Clave (Internacional)

Los factores de riesgo pueden clasificarse en aquellos relacionados con el usuario y el comportamiento, y aquellos asociados al vehículo y la infraestructura.

- **Riesgos Conductuales y del Usuario:**

1. **Inexperiencia y Frecuencia de Uso:** La inexperiencia es un factor de riesgo recurrente y significativo. La falta de experiencia inicial es crítica, ya que entre el **24% y el 37%** de los conductores lesionados en diversos estudios se accidentaron durante su **primer viaje**. Esta alta tasa se asocia con que los siniestros están predominantemente vinculados a **usuarios infrecuentes**, quienes representan el **78%** de los accidentes registrados (ITF, 2024).
2. **Velocidad y Comportamiento Imprudente:** El exceso de velocidad contribuye a aproximadamente el **30%** de los incidentes de lesiones en EE. UU. (ITF, 2024). En España (2019), el exceso de velocidad fue un factor principal en el **14%** de los siniestros con víctimas mortales (Fundación *MAPFRE*, 2021). Este riesgo se agrava por el **“trucaje”** (manipulación del controlador de velocidad y potencia) que compromete la seguridad al permitir que el vehículo exceda los **25 km/h** reglamentarios, incrementando el riesgo de lesiones y, potencialmente, **incendios** debido a la sobrecarga del sistema (Fundación *MAPFRE*, 2021).

3. **Intoxicación por Alcohol o Drogas:** La conducción bajo la influencia de alcohol o drogas constituye un riesgo significativo que **afecta directamente al tiempo de reacción y la capacidad de control del vehículo** (ITF, 2024). Las estadísticas internacionales confirman esta problemática: en Copenhague, **41 pacientes (36.6%)** de los conductores de scooters lesionados estaban bajo la influencia de estas sustancias (Blomberg et al., 2019). El consumo de alcohol se ha asociado a una alta incidencia de lesiones en la cabeza y la cara (ITF, 2024). En el contexto chileno, **12 siniestros** fueron causados por "Alcohol en conductor", según los reportes de Carabineros de Chile (CONASET, 2024).
4. **Bajo Uso de Casco:** El uso de casco es extremadamente bajo entre los conductores de scooters lesionados (ITF, 2024). La tasa de adherencia en la literatura internacional varía entre el **0.4% y el 10.9%**, con un estudio reportando específicamente solo el **4.8%** de uso (ITF, 2024; Namiri et al., 2020). Esta falta de protección es crítica, ya que, en caídas con víctimas mortales, la gravedad de las lesiones podría haberse reducido significativamente con el uso de este elemento de seguridad (Fundación *MAPFRE*, 2021).
5. **Mala Práctica de Conducción:** Esta categoría incluye diversas conductas de riesgo. Se ha observado que entre el **2% y el 5%** de los viajes implican la **conducción doble** (double riding) (ITF, 2024). Las malas técnicas de manejo también son peligrosas, ya que el uso del pie como freno o apoyo al intentar un giro a alta velocidad puede provocar **fracturas en la tibia o el peroné** (Fundación *MAPFRE*, 2021). Finalmente, la **conducción nocturna** o con iluminación reducida se correlaciona con un riesgo significativamente mayor, la tasa de accidentes nocturnos (**4.8 por 100,000 viajes**) es más del doble que la diurna (2.2 por 100,000 viajes) (ITF, 2024).

- **Riesgos de Diseño del Vehículo e Infraestructura:**

1. **Diseño del Vehículo:** El diseño del e-scooter contribuye a la inestabilidad y al mecanismo de lesión. La postura de pie resulta en un **centro de gravedad más alto y adelantado** que en las bicicletas, además, las **ruedas pequeñas** (6" a 12") también reducen la estabilidad (ITF, 2024).

2. **Infraestructura Vial Deficiente:** La mala calidad de la infraestructura vial es un factor de riesgo primordial en los siniestros de VMP. Las superficies de carretera mal mantenidas, incluyendo baches, escombros o discontinuidades, son responsables del **30% al 40%** de los siniestros de scooters (Badía and Jenelius, 2021; Ma et al. 2021; DfT, 2022, citado en ITF, 2024). De hecho, las superficies sin pavimentar tienen un riesgo de colisión **2.66 veces mayor** que las pavimentadas (Tian et al., 2022, citado en ITF, 2024).
  
3. **Ubicación Insegura:** Las **aceras (veredas)** y las **calzadas** (carriles de tráfico de alta velocidad) han demostrado ser los lugares menos seguros para la circulación, debido a las **altas tasas de conflicto** (ITF, 2024). Los siniestros en **intersecciones** son un punto clave de conflicto con vehículos motorizados, donde se reporta que el **65% de las fatalidades** ocurre en estas zonas ( Karpinski et al., 2022b, citado en ITF, 2024). Además, la circulación ilegal o inadecuada de scooters por las aceras expone a los peatones al riesgo de lesiones por colisión o por tropezar con scooters descartados (Blomberg et al., 2019; ITF, 2024).

### Explicación Mecánica del Patrón de Lesión

La **combinación de estos factores de riesgo**, especialmente los relacionados con el diseño del vehículo y la falta de protección, **explica mecánicamente** el patrón específico de lesiones que se detallará en la sección siguiente:

- **Mecanismo Vaulting:** La postura de conducción de pie y el centro de gravedad alto y adelantado del conductor hacen que el usuario sea susceptible de ser **catapultado por encima del manillar** (over-the-handlebar vaulting) en choques frontales. Este mecanismo expone directamente el rostro o la cabeza a un impacto primario contra el suelo o el obstáculo (ITF, 2024; Fundación *MAPFRE*, 2021).
  
- **Rigidez y Transferencia de Energía:** Los scooters carecen de **zonas fusibles** (estructuras diseñadas para absorber energía) en su diseño. Debido a esta rigidez, el vehículo no absorbe la fuerza del impacto, por lo que es el conductor quien recibe la peor parte del golpe (Fundación *MAPFRE*, 2021). La rigidez de la estructura frontal (manillar y pantalla) contribuye a la severidad de las lesiones cuando el tórax del conductor impacta

contra ellas por la inercia. Además, el riesgo de lesiones graves se ve aumentada por el golpe directo de la cabeza/zona facial contra el suelo o la estructura del propio VMP (Fundación *MAPFRE*, 2021)

- **Falta de Casco:** La **ausencia de casco**, un **factor de riesgo conductual prevalente**, agrava drásticamente la severidad de las lesiones craneales producidas por los mecanismos anteriores (ITF, 2024). Se ha enfatizado que, en siniestros mortales por caída, la gravedad de las lesiones podría haberse reducido con el uso de un casco integral, el cual se recomienda para proteger la zona facial, dada su alta exposición (Fundación *MAPFRE*, 2021).

## 1.2.5 Consecuencias más comunes

El aumento de siniestros de scooters eléctricos ha evidenciado un patrón de lesiones que se caracteriza por una incidencia y gravedad desproporcionadamente alta de traumas que afectan la cabeza, el rostro y las extremidades (Blomberg et al., 2019; ITF, 2024). Las lesiones asociadas a los scooters se consideran generalmente más graves que las de las bicicletas convencionales (ITF, 2024).

### 1. Trauma en la Cabeza, Rostro y Cuello

La alta proporción de lesiones craneofaciales es una característica distintiva del trauma por e-scooter, ya que la zona facial, al no estar protegida, sufre un golpe que suele ser directo.

- **Mayor Proporción de Lesiones:** Los usuarios de scooters eléctricos presentan una mayor proporción de lesiones en la cabeza, cara y cuello en comparación con los ciclistas (ITF, 2024). La tasa de lesiones en la cabeza es significativa, siendo más del doble que la experimentada por los ciclistas (ITF, 2024).
- **Incidencia y Lesiones Faciales:**
  - En el Departamento del Ródano, en Francia (2019), las lesiones en la cabeza afectaron al 24,2% de los usuarios de scooters eléctricos, en comparación con el 19,9% de los ciclistas. Asimismo, la incidencia de lesiones en el rostro o cara fue del 30,6% en usuarios de scooters eléctricos, frente al 20,5% registrado en ciclistas (ITF, 2024).

- En Copenhague, las lesiones faciales ocurrieron en el 38.4% de los conductores lesionados, y las laceraciones que requirieron suturas fueron más del doble de comunes en conductores de scooters (44.6%) que en usuarios de scooters manuales (19.5%) (Blomberg et al., 2019).
- Las lesiones craneofaciales se concentran notablemente en el tercio inferior de la cara (mentón y mandíbula) (ITF, 2024).
- **Gravedad del Trauma:** Las lesiones en la cabeza son significativas ya que pueden implicar trauma grave y duradero (ITF, 2024).
  - El Traumatismo Craneoencefálico (TBI) se presentó a una tasa del 22% en pacientes con trauma severo a causa de scooters, duplicando la tasa observada en motociclistas (11%) (ITF, 2024).
  - En España, hasta un tercio de los pacientes que ingresan en Unidades de Cuidados Intensivos (UCI) por siniestros con VMP presentan traumatismos craneoencefálicos de diversa consideración (Fundación *MAPFRE*, 2021).

## 2. Lesiones en Extremidades

Las extremidades son altamente susceptibles a fracturas debido a que actúan como amortiguadores durante las caídas y por el mecanismo de lesión.

- **Tipos de Lesiones:** Las lesiones en las extremidades superiores e inferiores son comunes (ITF, 2024). Un análisis comparativo francés muestra que las lesiones en las extremidades inferiores afectaron al 41.8% de los usuarios de scooter eléctricos (vs. 38.8% en ciclistas) (ITF, 2024). Las fracturas, particularmente las que afectan el brazo inferior y la muñeca, son altamente prevalentes (ITF, 2024).
- **Mecanismo de Defensa y Malas Prácticas:** Las muñecas y manos sufren lesiones al funcionar como mecanismo de defensa instintivo para evitar golpes en zonas vitales (como la cabeza), lo que resulta en un alto riesgo de lesiones y fracturas en las extremidades superiores (Fundación *MAPFRE*, 2021). Además, la práctica de utilizar el pie como freno o apoyo para realizar un giro rápido puede provocar fracturas en la tibia o el peroné (Fundación *MAPFRE*, 2021).

El mecanismo de vaulting y la falta de protección craneal, explicados anteriormente, exponen directamente la cabeza a impactos severos. Una de las consecuencias más graves y estudiadas de este tipo de trauma es el Traumatismo Craneoencefálico (TBI).

### **1.3 Lesión Cerebral Traumática (TBI)**

El TBI se reconoce actualmente como un importante desafío para la salud pública mundial debido a su elevada incidencia, complejidad clínica y amplio impacto funcional. Su carácter heterogéneo, expresado en la diversidad de mecanismos de lesión, manifestaciones clínicas y trayectorias evolutivas, dificulta su comprensión y manejo, convirtiéndola en una condición especialmente compleja de estudiar y tratar. Asimismo, el TBI constituye una de las principales causas de morbilidad, mortalidad y discapacidad a nivel global, afectando de manera significativa a personas jóvenes y en edad productiva. Debido a sus secuelas persistentes, la progresión silenciosa del daño y la elevada carga que impone tanto al individuo como a los sistemas de salud ha sido descrita como una “epidemia silenciosa” dentro de la salud pública (Alkhaibary et al., 2021; Centers for Disease Control (CDC), 2003).

En este contexto, el TBI plantea múltiples barreras, incluyendo la dificultad en su clasificación y diagnóstico, lo que resalta la urgencia de investigaciones enfocadas en la mejora de los métodos de predicción y prevención de la lesión.

#### **1.3.1 Definición**

La Lesión Cerebral Traumática se define como una lesión no degenerativa ni congénita encéfalo, causada por una fuerza mecánica externa, como un impacto directo en la cabeza, un objeto penetrante o un intercambio brusco de energía, que puede generar un deterioro temporal o permanente de las funciones neurológicas. Su efecto primario es la alteración de la función cerebral normal, que puede producir daño focal o difuso y manifestarse en pérdida de conciencia, desorientación o signos neurológicos inmediatos (Acevedo et al., 2016).

#### **1.3.2 Clasificación**

La clasificación del TBI constituye uno de los principales desafíos en su estudio y abordaje clínico, debido a la marcada heterogeneidad de sus manifestaciones, mecanismos de lesión y trayectorias evolutivas. Esta diversidad dificulta el desarrollo de sistemas de categorización

estandarizados y limita la precisión diagnóstica, así como la capacidad de trasladar los avances experimentales a intervenciones terapéuticas efectivas. Idealmente, un sistema de clasificación debería ser lo suficientemente simple para aplicarse en contextos clínicos diversos, pero también lo bastante preciso para distinguir subtipos de TBI con relevancia pronóstica y terapéutica. Actualmente, se utilizan múltiples enfoques clasificatorios que varían según su finalidad, predominando aquellos basados en la severidad clínica, el mecanismo físico de la lesión, la anatomía patológica y la modelización pronóstica, los cuales coexisten en la práctica médica y en la investigación (Obasa et al., 2024).

### 1. Según Índices de Severidad Clínica

La clasificación clínica del Traumatismo Encéfalo Craneano (TEC) se basa principalmente en la Escala de Coma de Glasgow (GCS), considerada el método más utilizado tanto en el ámbito prehospitalario como en la atención en urgencias. Esta escala ofrece una estimación del nivel de disfunción cerebral, presenta baja variabilidad interpersonal y posee un buen valor pronóstico. Según la puntuación obtenida después de la reanimación, el TEC se clasifica en **leve, moderado o grave** ( *Depto. Cirugía Hospital del Salvador, s. f.*).

- **Leve (mTBI o conmoción):** Puntuación GCS de 13 a 15. Se caracteriza por una alteración breve del estado mental (como confusión). Aunque se llame "leve", puede causar problemas duraderos.
- **Moderado (TBI Moderado):** Corresponde a una puntuación GCS de 9 a 12. Representa un nivel intermedio de severidad según esta escala.
- **Severo (TBI Severo):** Corresponde a una puntuación GCS inferior a 9. Indica un deterioro significativo de la conciencia y a menudo se asocia con un período prolongado de inconsciencia o amnesia después de la lesión.

Aunque ampliamente utilizada, la GCS presenta limitaciones. Como señalan (Muñana-Rodríguez & Ramírez-Elías, 2014), “**se han observado diversas fallas e inconsistencias al momento de su uso e interpretación, como suponer condiciones clínicas más graves de lo que en verdad se presentan, o por el contrario, pasar por alto datos de deterioro neurológico**”. Estas dificultades aumentan cuando el paciente está sedado, intubado o posee lesiones que impiden evaluar adecuadamente componentes como la respuesta verbal u ocular.

Finalmente, es relevante considerar si esta clasificación de severidad puede **cambiar con el tiempo**. La severidad inicial evaluada con la GCS sí puede evolucionar. La recuperación funcional de un paciente (y, por lo tanto, una mejora en su clasificación de severidad a largo plazo) depende de cómo responda su cuerpo a la lesión y, crucialmente, de la **calidad y acceso al tratamiento** médico y de rehabilitación que reciba. Estudios han mostrado resultados contradictorios sobre si los resultados funcionales han mejorado con el tiempo, lo que podría depender de factores como la calidad de la atención médica disponible en diferentes regiones o países (Obasa et al., 2024, p. 4).

## 2. Según el Mecanismo Físico de Lesión

La clasificación del Traumatismo Craneoencefálico (TCE) según el mecanismo físico se basa en el tipo de fuerzas que actúan sobre la cabeza y el encéfalo al momento del trauma. Este enfoque distingue principalmente entre **lesiones por impacto** y **lesiones por aceleración–desaceleración**, categorías clásicamente descritas en los estudios biomecánicos de (Gennarelli & Thibault, 1982). Aunque clínicamente pueden ser difíciles de distinguir y probablemente coexisten en la mayoría de los TBI, existe una correlación entre el mecanismo y el tipo de daño resultante:

- **Carga por Impacto (Contacto):** Tiende a generar lesiones más **focales**, como fracturas de cráneo, contusiones cerebrales y hematomas epidurales. (Gennarelli & Thibault, 1982).
- **Carga Inercial (Sin Contacto):** Es causada por el movimiento rápido de la cabeza (aceleración-desaceleración) y produce lesiones más **difusas**, incluyendo conmoción cerebral, hematoma subdural y Lesión Axonal Difusa (DAI). (Gennarelli & Thibault, 1982).
- **Lesión por Explosión (*Blast Injury*):** Recientemente reconocida por sus características y curso clínico distintos, se considera un tercer mecanismo de lesión en TBI. Es causada por el cambio brusco de presión atmosférica de las ondas expansivas, cuya energía es absorbida por el cerebro, provocando desplazamiento y deformación del tejido (Rosenfeld et al., 2013).

Comprender el **mecanismo físico** (cómo ocurrió la lesión) es crucial, ya que ayuda a predecir la probabilidad de ciertos tipos de daño; por ejemplo, saber que fue una lesión penetrante alerta sobre la posible necesidad de cirugía y evaluación vascular. Aunque esta clasificación

por mecanismo es muy útil para modelar y prevenir lesiones, en la práctica clínica, los médicos a menudo deben **deducir las fuerzas exactas** que actuaron sobre la cabeza a partir de información incompleta sobre el accidente, combinándola con las **lesiones estructurales observadas** y la **severidad clínica** del paciente (A. I. Maas et al., 2008).

### 3. Clasificación Basada en la Patología Anatómica

Este sistema de clasificación se utiliza principalmente para **guiar el tratamiento inmediato** después de un TBI, ya que se centra en describir el **sitio** (dónde ocurrió la lesión en el cerebro) y/o la **morfología** (qué tipo de daño estructural existe). Esta clasificación establece una relación directa entre los problemas de funcionamiento que presenta el paciente (disfunciones cerebrales) y las **lesiones visibles** dentro o alrededor del cerebro (Obasa et al., 2024, p. 2).

Las lesiones patoanatómicas se pueden describir según su:

- **Tipo:** Incluyen patrones **focales** (como contusiones cerebrales, laceraciones, hematomas epidurales, subdurales, intraparenquimales e intraventriculares, y fracturas de cráneo) y patrones **difusos** (como la Lesión Axonal Difusa - DAI). Las lesiones focales suelen ser causadas por impactos directos, mientras que las difusas se asocian más a fuerzas de aceleración-desaceleración rápidas (Gennarelli, 1993).
- **Localización:** Se especifica la región exacta del cerebro afectada (Saatman et al., 2008).
- **Severidad, Distribución y Multiplicidad:** Se detalla la gravedad de la lesión, si está localizada o extendida (distribución), y si hay múltiples tipos de lesiones presentes (multiplicidad) (Saatman et al., 2008).

Para estandarizar la descripción de estos hallazgos, especialmente en Tomografías Computarizadas (TC), se utilizan escalas específicas como la de **Marshall** (Marshall et al., 1992) o la más reciente de **Rotterdam** (A. I. R. Maas et al., 2005). Aunque la escala de Marshall es muy utilizada, tiene limitaciones reconocidas, como la dificultad para clasificar pacientes con varios tipos de lesiones a la vez. La escala de Rotterdam intenta superar algunas de estas limitaciones, pero aún requiere más estudios para su validación completa (Saatman et al., 2008).

Es importante notar que algunas formas de TBI visibles (como las causadas por explosiones, heridas de bala o hinchazón cerebral difusa) no encajan perfectamente en esta clasificación y

a veces se describen mejor usando clasificaciones basadas en el mecanismo o la fisiopatología (Obasa et al., 2024, p. 2).

#### 4. Clasificación según las Etapas de la Progresión Fisiopatológica

La clasificación fisiopatológica del Trauma Craneoencefálico distingue entre **lesión primaria**, **lesión secundaria** y **lesión terciaria**, categorías ampliamente reconocidas en la literatura neuro-traumatológica. Según (Guzmán, 2008):

- **Lesión Primaria:** Corresponde al daño directo producido en el momento del impacto o por mecanismos de aceleración–desaceleración. Incluye contusiones, laceraciones, fracturas de cráneo, lesión axonal y desgarros duros o venosos.
- **Lesión Secundaria:** Se desarrolla posteriormente como consecuencia de los procesos fisiopatológicos desencadenados por la lesión primaria. Abarca hematomas intracraneanos, edema cerebral, hipoxia, hipoperfusión, liberación de radicales libres, neuroinfección y aumento de la presión intracraneana, entre otros mecanismos que pueden empeorar el pronóstico clínico.
- **Lesión Terciaria:** Representa la expresión tardía del daño progresivo, caracterizada por fenómenos como necrosis, apoptosis y encefalomalacia, los cuales contribuyen a la neurodegeneración posterior al trauma.

#### 5. Clasificación Basada en la Modelización del Pronóstico

Dada la dificultad para predecir la evolución clínica de los pacientes con TBI debido a la gran variabilidad en sus características clínicas y en la respuesta al trauma, se han desarrollado modelos pronósticos basados en grandes cohortes internacionales. Entre ellos, los dos más influyentes son los modelos **IMPACT** y **CRASH**, ambos ampliamente validados y utilizados en la práctica clínica e investigación:

El modelo **IMPACT**, desarrollado por (Steyerberg et al., 2008), integra variables clínicas como la edad, la puntuación en la Escala de Coma de Glasgow (GCS), la reactividad pupilar, parámetros fisiológicos y hallazgos en tomografía computarizada para estimar la probabilidad de mortalidad y de discapacidad funcional a los 6 meses.

Por su parte, el modelo **CRASH**, elaborado por (Collaborators, 2008), se construyó a partir de más de 10 000 pacientes reclutados en diversos países, incluidos aquellos de ingresos bajos

y medios, y ofrece predicciones de mortalidad y resultado funcional basadas en información clínica inicial (edad, GCS, reactividad pupilar, signos de fractura de cráneo, presencia de convulsiones, entre otros).

Ambos modelos permiten **estratificar a los pacientes en grupos pronósticos** según su riesgo de mortalidad y discapacidad, facilitando la toma de decisiones médicas, la comunicación con las familias y la planificación de recursos asistenciales.

### 1.3.3 Causas y Contexto en Siniestros Viales

La lesión cerebral traumática representa un problema de salud pública de gran magnitud. En Estados Unidos, las colisiones de vehículos motorizados son una causa común de TBI, representando el 13.2% de las visitas a urgencias y el 17% de las muertes relacionadas con TBI (Peterson et al., 2019). Este patrón varía globalmente, los accidentes de tráfico son un contribuyente principal, causando el 56% de los TBI en regiones como África y el Sudeste Asiático, mientras que en Norteamérica la tasa es del 25% (Dewan et al., 2018).

El TBI en el contexto vial se origina por fuerzas externas que causan una alteración en la función cerebral. Los siniestros viales se caracterizan biomecánicamente por dos modos principales de transferencia de energía a la cabeza:

1. **Carga de Contacto (*Impact Loading*):** Ocurre cuando la cabeza es golpeada o impacta directamente contra un objeto o una superficie, estos impactos de carga son difíciles de aislar, ya que a menudo ocurren en combinación. Este mecanismo generalmente genera **fuerzas focales** y se asocia con **lesiones focales**, como las fracturas de cráneo (Orr et al., 2024).

2. **Carga Impulsiva (*Impulsive Loading*):** Es el resultado de la **aceleración y desaceleración repentina** del vehículo o del ocupante durante un accidente (Obasa et al., 2024, p. 2). Este mecanismo puede generar TBI **sin trauma externo directo en la cabeza**, sino a través del movimiento de cizallamiento del tejido cerebral dentro del cráneo (Orr et al., 2024, p. 78). El ejemplo clásico de esta carga inercial es el **latigazo cervical (*whiplash*)**, que se sabe que causa **lesiones difusas** como la Lesión Axonal Difusa (DAI) (Obasa et al., 2024, p. 2).

### 1.3.4 Patología y Consecuencias

El Traumatismo Craneoencefálico (TBI) no debe ser visto como un evento singular, sino como una enfermedad crónica y progresiva (Masel & DeWitt, 2010). El daño inicial evoluciona a lo largo del tiempo en dos fases secuenciales: la lesión primaria, que es inmediata, y la lesión secundaria, que es retardada (Werner & Engelhard, 2007).

#### 1. Patología: Fases de la Lesión

##### **Lesión Primaria (Primary Injury)**

La lesión primaria es el daño estructural inevitable e inmediato que ocurre en el momento preciso del trauma y es causado directamente por las fuerzas mecánicas que interrumpen la integridad celular del cerebro (Meaney et al., 2014). Este daño parenquimatoso directo se considera esencialmente irreversible (O'Connor et al., 2011).

Este daño inicial se clasifica biomecánicamente en dos tipos:

- **Focal:** Produce lesiones macroscópicas visibles y localizadas, como fracturas de cráneo, contusiones, laceraciones y hemorragias (epidurales, subdurales, intraparenquimales) (Gennarelli et al., 1982).
- **Difuso:** Se manifiesta principalmente por cizallamiento (shearing) y estiramiento de los axones de la materia blanca debido a la aceleración rotacional (Holbourn, 1943). Este daño microestructural, conocido como Lesión Axonal Difusa (DAI), afecta la integridad del citoesqueleto axonal y la barrera hematoencefálica (BBB) (Gennarelli et al., 1982; “McKee & Daneshvar”, 2015).

##### **Lesión Secundaria (Secondary Injury)**

La lesión secundaria es el daño progresivo y retardado que se inicia tras el impacto y se manifiesta clínicamente horas o días más tarde. Esta fase es una cascada celular dinámica que evoluciona a partir de la respuesta fisiológica del cerebro a la lesión inicial (Khatri et al., 2021). Los procesos de lesión secundaria son accesibles a intervención terapéutica debido a su naturaleza retrasada (A. I. Maas et al., 2008). Los mecanismos bioquímicos clave de esta fase incluyen:

- **Excitotoxicidad y Desequilibrio Iónico:** Se produce una liberación masiva y descontrolada de neurotransmisores excitatorios, principalmente glutamato (Bullock et al., 1998). Esto provoca un aumento masivo de calcio intracelular que propaga la muerte neuronal (Deshpande et al., 2008).

- **Disfunción Energética:** Se observa disfunción mitocondrial, agotamiento de ATP y producción descontrolada de radicales libres, generando estrés oxidativo que daña las membranas neuronales mediante peroxidación lipídica (Prins et al., 2013; Singh et al., 2006).
- **Inflamación y Edema:** Se activa la respuesta neuro inflamatoria con la regulación al alza de citoquinas proinflamatorias (Simon et al., 2017). Esto provoca la ruptura de la barrera hematoencefálica (BBB), lo que resulta en edema cerebral (hinchazón) y posible isquemia (Shlosberg et al., 2010; Winkler et al., 2016).

Si no se controla, este daño evoluciona hacia la muerte neuronal, daño tisular y atrofia cerebral (“McKee & Daneshvar”, 2015; Simon et al., 2017).

## 2. Síntomas Inmediatos y Agudos

El TBI se caracteriza por signos clínicos que indican una alteración de la función cerebral tras el evento traumático (Menon et al., 2010, p. 1637).

*Tabla 5 Signos clínicos inmediatos y agudos del TBI*

<b>Síntoma Inmediato</b>	<b>Descripción y Contexto</b>	<b>Citas</b>
Pérdida de Conciencia (LOC)	Es cuando la persona se desmaya o "pierde el conocimiento", aunque sea solo por un momento. Si la persona está en un estado de coma (es decir, no se puede despertar de ninguna manera), la lesión cerebral se considera muy grave.	(Menon et al., 2010, p. 1638; Obasa et al., 2024, p. 2; World Health Organization, 2004, p. 8)
Pérdida Gradual de Conciencia	Esta es una señal de máxima urgencia. Ocurre cuando la persona está despierta después del golpe, pero con el paso de los minutos se vuelve cada vez más somnolienta y es difícil despertarla. Esto puede indicar un sangrado peligroso dentro del cráneo.	(World Health Organization, 2004, p. 11).
Pérdida de Memoria (Amnesia)	La persona no puede recordar los eventos que ocurrieron justo antes del golpe (amnesia retrógrada) o inmediatamente después del accidente (amnesia postraumática o PTA).	(Menon et al., 2010, p. 1638)

Alteración del Estado Mental	La persona está despierta pero visiblemente confundida, desorientada, aturdida o su pensamiento parece inusualmente lento. Este es un signo clave incluso si nunca perdió la conciencia.	(Menon et al., 2010, p. 1638; Obasa et al., 2024, p. 2; World Health Organization, 2004, p. 11)
Déficits Neurológicos	Se refiere a la aparición de problemas físicos evidentes (que pueden ser temporales o permanentes). Esto incluye parálisis (paresis/plejia), es decir, debilidad (especialmente en un lado del cuerpo), pérdida repentina del equilibrio, cambios en la visión (ver borroso o doble) o dificultad para hablar (afasia).	(Menon et al., 2010, p. 1638; Obasa et al., 2024, p. 2; Orr et al., 2024, p. 75)

### 3. Consecuencias y Secuelas a Largo Plazo

El TBI es un contribuyente principal a la discapacidad, estimándose que el 43.3% de los supervivientes hospitalizados experimentan discapacidad a largo plazo (Selassie et al., 2008).

*Tabla 6 Consecuencias y Secuelas a Largo Plazo del TBI*

<b>Secuela a Largo Plazo</b>	<b>Descripción Clara y Contexto</b>	<b>Cita</b>
Deterioro Cognitivo y Funcional	Dificultades persistentes con funciones mentales. Esto incluye problemas de atención, memoria, velocidad de procesamiento (sentirse "más lento") y función ejecutiva (dificultad para planificar, organizar o tomar decisiones).	(Orr et al., 2024, p. 81; World Health Organization, 2004, p. 22-23)
Secuelas Conductuales y Emocionales	Cambios notables en la personalidad. La persona puede volverse irritable, impulsiva, apática (falta de interés), ansiosa o deprimida. A menudo tienen dificultad para controlar sus emociones (p. ej., ira o llanto inapropiado).	(Menon et al., 2010, p. 1639; Obasa et al., 2024, pp. 6–7; Orr et al., 2024, p. 80; World Health Organization, 2004, p. 23,25).
Trastornos del Sueño	Una secuela muy común que afecta del 30% al 70% de los supervivientes de TBI. El insomnio (dificultad para dormir o permanecer dormido) es la queja más prevalente, pero también pueden ocurrir otros trastornos como la hipersomnia (dormir demasiado) o tener el ciclo de sueño	(Obasa et al., 2024, p. 6; World Health Organization, 2004, p. 20)

	invertido (dormir de día y estar despierto de noche).	
Discapacidad Física y Sensorial	Problemas motores que no desaparecen, como debilidad, rigidez muscular (espasticidad), movimientos torpes, o problemas crónicos de equilibrio y mareos. También pueden persistir cambios en la visión o la audición.	(World Health Organization, 2004, p. 11,18,21)
Riesgo de Neurodegeneración	El TBI inicia un proceso crónico que aumenta el riesgo de desarrollar enfermedades neurodegenerativas años o décadas después. Esto incluye un riesgo elevado de Enfermedad de Alzheimer (AD), Enfermedad de Parkinson (PD) y Encefalopatía Traumática Crónica (CTE).	(Obasa et al., 2024, p. 1,6-7; Orr et al., 2024, p. 83)
Convulsiones (o epilepsia postraumática)	Es una secuela neurológica grave. Pueden ocurrir en las primeras semanas, o convertirse en un problema crónico (epilepsia) que dura toda la vida, apareciendo incluso muchos años después. El TBI altera el equilibrio químico del cerebro, haciéndolo más propenso a tener convulsiones. El riesgo es muy alto: los sobrevivientes tienen 37 veces más riesgo de morir por una convulsión.	(Obasa et al., 2024, p. 4; Orr et al., 2024, p. 80; World Health Organization, 2004, p. 12)

## 1.4 Cinemática del Impacto y Modelos de Predicción de Daño Cerebral

Esta sección establece el marco teórico de la biomecánica que permite cuantificar el riesgo de TBI analizando el movimiento de la cabeza, lo cual es fundamental para justificar el uso de modelos computacionales. La Lesión Cerebral Traumática (TBI) es el resultado de la transferencia de energía mecánica a los tejidos neurales (Orr et al., 2024, p. 77). Para cuantificar el riesgo de TBI y desarrollar estrategias de prevención, es necesario traducir estas fuerzas físicas en métricas biomecánicas cuantificables y predictivas, lo cual se logra mediante el análisis de la cinemática del impacto y la aplicación de modelos computacionales que utilizan esa cinemática como entrada para estimar el daño.

### 1.4.1 Relación Biomecánica: Aceleración y Daño Tisular

La predicción precisa de la TBI depende de la cinemática del movimiento de la cabeza, incluyendo la aceleración, velocidad, frecuencia y dirección del movimiento durante la colisión (King et al., 2003; Meaney et al., 2014). Los modelos computacionales requieren que la cinemática de la cabeza (aceleración lineal y angular) sea utilizada como input para calcular la respuesta biomecánica interna del cerebro (Orr et al., 2024).

El daño cerebral se asocia a dos tipos principales de parámetros cinemáticos que reflejan los mecanismos de carga ya discutidos (contacto e impulsiva), como se detalla en la Tabla 7.

*Tabla 7 Parámetros cinemáticos de la Cabeza y Lesión Asociada*

Tipo de Parámetro	Características y Mecanismo de Lesión	Cita
Movimiento Lineal (Traslacional)	Representa el cambio de velocidad a lo largo de un eje. Se asocia típicamente con lesiones focales, incluyendo fracturas de cráneo y hematoma epidural. El cerebro es inherentemente más resistente a la compresión lineal.	(Meaney et al., 2011, p. 2757,2759,2761; Orr et al., 2024, p. 77)
Movimiento Rotacional (Angular)	Se refiere al giro o rotación de la cabeza y es considerado el mecanismo más dañino. Es el único tipo de movimiento capaz de producir altos niveles de deformación en las estructuras profundas del cerebro.  Lesión asociada (Daño Difuso): Esta rotación es el mecanismo principal de lesión en casos de conmoción y se asocia con el Daño Axonal Difuso (DAI) y el hematoma subdural. Esto se debe a que la rotación induce deformación por cizallamiento (shear deformation), a la cual el tejido cerebral es altamente susceptible.	(Meaney et al., 2011, pp. 2757, 2759, 2763; Orr et al., 2024, pp. 77–78)

### 1.4.2 Modelos e Índices de Predicción (Criterios de Lesión)

Los índices de **criterios de lesión** (*injury criteria*) son métricas cuantificables que utilizan los parámetros cinemáticos de la cabeza para **predecir riesgo de TBI** (King et al., 2003). La fiabilidad de un criterio se basa en la correlación entre la medida mecánica y el resultado real de la lesión (Kleiven, 2007).

#### **Criterios Cinemáticos (Históricos)**

Estos criterios se basan en la medición directa de la velocidad o aceleración y han sido desarrollados históricamente para contextos de seguridad vehicular, la Tabla 8 resume los principales.

*Tabla 8 Principales Criterios de Lesión Basados en Cinemática*

<b>Criterio</b>	<b>Descripción y Asociación</b>	<b>Umbrales y Contexto</b>	<b>Citas</b>
<b>HIC</b> (Head Injury Criterion)	Es el criterio de lesión más antiguo y ampliamente utilizado. Se basa exclusivamente en la aceleración traslacional. Fue desarrollado para situaciones de choque vehicular y se correlaciona bien con la fractura de cráneo (Meaney et al., 2011).	<p><b>Datos de Dummies:</b></p> <p><b><math>HIC_{15} = 136</math>:</b> 25% riesgo de mTBI</p> <p><b><math>HIC_{15} = 235</math>:</b> 50% riesgo de mTBI</p> <p><b><math>HIC_{15} = 333</math>:</b> 75% riesgo de mTBI</p> <p><b><math>HIC_{15} &gt; 1000</math>:</b> Umbral biológico donde la lesión se considera "absolutamente una amenaza para la vida"</p> <p>Donde:</p> <p><b><math>HIC_{15} &lt; 1250</math>:</b> Riesgo Bajo</p> <p><b><math>HIC_{15} = 1251 - 1500</math>:</b> Riesgo Medio</p> <p><b><math>HIC_{15} &gt; 1500</math>:</b> Riesgo Alto</p>	(Henn, 1998; King et al., 2003; Newman & Shewchenko, 2000)
<b>BrIC</b> (Brain Injury Criterion)	Criterio de lesión basado en la velocidad angular máxima. Se ha demostrado que se correlaciona bien con las métricas de deformación tisular como CSDM y MPS (Takhounts et al., 2013).	<p><b>BrIC <math>\approx 0.53</math>:</b> 50% AIS 2+ (Conmoción / mTBI).</p> <p><b>BrIC <math>\approx 0.87</math>:</b> 50% AIS 3+ (Lesión Seria).</p> <p><b>BrIC <math>\approx 1.06</math>:</b> 50% AIS 4+ (Lesión Severa / DAI).</p> <p><b>BrIC <math>\approx 1.10</math>:</b> 50% AIS 5+ (Lesión Crítica).</p>	(Takhounts et al., 2013)
<b>RIC</b> (Rotational Injury Criterion)	Un criterio de lesión basado en la aceleración angular, desarrollado para cuantificar el riesgo de TBI leve (mTBI/conmoción). Se fundamenta en que las fuerzas rotacionales son el principal mecanismo de la lesión difusa, algo que los criterios lineales no capturan.	<b><math>RIC_{36} = 1.03 \times 10^7</math>:</b> 50% probabilidad de mTBI(conmoción)	(Kimpara & Iwamoto, 2012)

### Criterios Basados en Deformación (Modernos)

Dado que la lesión difusa (concusión, DAI) es causada por la deformación y cizallamiento del tejido cerebral (Meaney & Cullen, s.f., p. 2757), los modelos modernos utilizan la cinemática como input para calcular las tensiones internas y ofrecer una predicción más precisa del daño (Ghazi et al., 2021).

La Tabla 9 describe los más relevantes.

Tabla 9 Principales Criterios de Lesión Basados en Deformación

Criterio	Descripción y Asociación	Umbrales y Contexto	Cita
<b>MPS</b> ( <i>Maximum Principal Strain</i> )	Representa la deformación máxima principal calculada para el cerebro completo ( <i>Whole Brain</i> , WB) o regiones de interés como el cuerpo calloso ( <i>corpus callosum</i> , CC). La magnitud de esta deformación y la tasa de deformación ( <i>strain rate</i> ) es determinante para predecir un TBI (Kleiven, 2007; Zhang et al., 2004).	<p><b>Cadáveres:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>MPS <math>\approx</math> 0.1:</b> Conmoción, lesión axonal reversible</li> </ul> <p><b>Datos Medidos en Campo:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>MPS <math>\approx</math> 0.2 :</b> Conmoción con pérdida de conciencia y muerte celular significativa.</li> <li>• <b>MPS <math>\approx</math> 0.26:</b> 50% riesgo de conmoción en materia gris.</li> <li>• <b>MPS <math>\approx</math> 0.31:</b> 50% riesgo de DAI leve/moderado.</li> <li>• <b>MPS <math>\approx</math> 0.40:</b> 50% riesgo de DAI severo y ruptura mecánica de vasos sanguíneos.</li> </ul>	(Deck & Willinger, 2008; Kleiven, 2007; Morrison et al., 2003; Patton et al., 2012; Thibault, s. f.)
<b>FS</b> ( <i>Axonal Fiber Strain</i> )	Una métrica que calcula la deformación (estiramiento) específicamente a lo largo de los tractos de materia blanca (axones), lo que la hace un predictor directo de la Lesión Axonal Difusa (DAI) (Arrué et al., 2020; Zhao & Ji, 2019)	<p><b>Datos Medidos en Campo:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 50% riesgo de mTBI (Cuerpo Calloso): PFS=0.074.</li> </ul>	(Giordano & Kleiven, 2014)
<b>CSDM</b> ( <i>Cumulative Strain Damage Measure</i> )	Criterio basado in deformación que se correlaciona con la DAI. Representa la <b>fracción del volumen cerebral</b> que excede un umbral de deformación predefinido. Se ha encontrado que se correlaciona mejor con la <b>velocidad angular</b> que con la	<p><b>Datos Medidos en Campo:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 50% riesgo de lesión neurológica moderada: <math>CSDM_{15} = 25\%</math>.</li> <li>• 50% riesgo de lesión neurológica severa: <math>CSDM_{15} = 44\%</math>.</li> </ul>	(Kleiven, 2007; Marjoux et al., 2008; Takhounts et al., 2008)

	aceleración angular.(Takhounts et al., 2008)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 50% riesgo de DAI: <math>CSDM_{15} = 54\%</math>.</li> <li>• 50% riesgo de conmoción: <math>CSDM_{15} = 55\%</math>.</li> </ul>	
--	--	--	--

### 1.4.3 Justificación de la Medición de la Cinemática

El campo de la biomecánica de lesiones se sustenta en la premisa de que la cinemática del movimiento de la cabeza durante una colisión ha sido considerada una de las métricas más trascendentales en la predicción de la lesión cerebral (Arrué et al., 2020, p. 2). De hecho, la vasta mayoría de las métricas de lesión cerebral utilizan la cinemática de la cabeza como input (Arrué et al., 2020; Takhounts et al., 2013).

El desarrollo de la tecnología de sensores portátiles ha permitido recopilar datos de impacto del mundo real. Estos dispositivos miden la cinemática de la cabeza con seis grados de libertad (6 DoF): aceleración lineal y velocidad angular en las tres direcciones anatómicas. La medición precisa de estas variables es el parámetro de entrada fundamental requerido para cualquier modelo de predicción de lesiones. (Arrué et al., 2020, p. 2)

Para la evaluación de riesgo, el objetivo de la simulación computacional es utilizar la cinemática de la cabeza (medida o simulada) como condición inicial. Esto permite a los modelos de Elementos Finitos (FE), la metodología más utilizada en simulación de TBI, estimar la respuesta biomecánica interna, como la deformación (*strain* en inglés) del tejido cerebral, que no se puede medir directamente (Orr et al., 2024, p. 77). Estos métodos computacionales requieren que los inputs físicos, como la aceleración o la velocidad, se utilicen para estimar la respuesta biomecánica resultante de la cabeza durante un impacto (Meaney et al., 2014).

Por lo tanto, el presente estudio se enfocará en calcular los índices directamente relacionados con las variables cinemáticas obtenidas de la simulación de impacto (Capítulo 2). Al obtener la aceleración lineal y la velocidad angular de los impactos, se pueden calcular criterios cinemáticos (como el HIC y el BrIC). Además, estos datos cinemáticos son el input para modelos avanzados que predicen las métricas de deformación tisular, como el CSDM, MPS y FS, proporcionando una evaluación robusta del riesgo de TBI.

## 1.5 Métodos de Evaluación del TBI: Justificación de la Simulación Computacional

Históricamente, se han empleado dos enfoques principales en la investigación de la biomecánica de impacto para cuantificar el riesgo de TBI: Los modelos físicos experimentales (ATDs) y los modelos matemáticos mediante simulaciones computacionales, como el método de elementos finitos (FEM, por sus siglas en inglés) (Kleiven, 2007; Xu et al., 2018).

### 1.5.1 Dispositivos Antropomórficos de Ensayo (ATDs)

Los Dispositivos Antropomórficos de Ensayo (ATD, por sus siglas en inglés Anthropomorphic Test Device), conocidos universalmente en la industria como *dummies*, son herramientas físicas esenciales que se han utilizado por décadas en pruebas de seguridad de colisión (Xu et al., 2018, p. 1).

**Ventajas:** Los ATDs son fundamentales para obtener datos de fuerza y cinemática (aceleración y velocidad) en un entorno físico controlado (Xu et al., 2018, p. 2). Han sido la base para desarrollar criterios de lesión históricos, como el HIC, que se basa puramente en la aceleración traslacional (Meaney et al., 2011, p. 2761).

**Desventajas y Limitaciones:** A pesar de su utilidad, los ATDs tienen limitaciones significativas. Requieren "enormes recursos" y costos elevados para las pruebas (Xu et al., 2018, p. 8). Además, su naturaleza física hace que la repetibilidad y la variación de parámetros (como cambiar el ángulo de impacto) sean procesos complejos y costosos (Xu et al., 2018, p. 8). Su limitación más importante es la baja fidelidad anatómica; son "rígidos" y, por lo tanto, solo pueden medir parámetros cinemáticos (el input), pero no pueden proporcionar información sobre la respuesta biomecánica interna del cerebro, como la deformación del tejido (strain), que es el mecanismo real de la lesión difusa (Orr et al., 2024).

### 1.5.2 Simulación Computacional (FEM)

Los modelos de Elementos Finitos (FEM) constituyen la metodología más investigada computacionalmente en la simulación de TBI y se han convertido en una alternativa robusta para evaluar el riesgo de lesiones (Orr et al., 2024; Xu et al., 2018).

**Ventajas:** La ventaja principal de los modelos FEM sobre los ATDs es su capacidad para predecir la respuesta biomecánica interna del cerebro. Utilizan los datos cinemáticos como input para estimar la

deformación (strain) del tejido cerebral, algo que es imposible de medir directamente en un impacto (Orr et al., 2024; Xu et al., 2018). Además, son altamente repetibles, efectivos para variar parámetros (simulando múltiples escenarios de impacto) y permiten una visualización detallada del estrés cerebral y las fracturas (Xu et al., 2018).

**Desventajas y Limitaciones:** La principal desventaja de los modelos de elementos finitos (FEM) radica en su **alto costo computacional**, ya que las simulaciones de alta fidelidad requieren tiempos de procesamiento extensos y recursos significativos para resolver las interacciones mecánicas del tejido (Kleiven, 2007). A pesar de ello, los FEM constituyen una herramienta fundamental en biomecánica de traumatismos y se utilizan ampliamente para estudiar la respuesta intracraneal frente a impactos, como lo demuestran los modelos validados empleados para estimar umbrales de lesión cerebral (Zhang et al., 2004). Finalmente, la **precisión y biofidelidad** de estos modelos dependen de una rigurosa **validación experimental**, basada en datos provenientes de pruebas cadavéricas, animales o impactos controlados, que permiten ajustar adecuadamente los parámetros del modelo (Xu et al., 2018, p. 8).

### 1.5.3 LS-DYNA y su Justificación

El *software* **LS-DYNA** es un solucionador explícito de Elementos Finitos y es una herramienta líder **ampliamente validada** en el campo de la simulación de impactos de vehículos.

El uso de este programa se justifica porque permite simular escenarios complejos de caída (que involucren un modelo de *dummy virtual*, el *scooter eléctrico*, el suelo y un obstáculo que genera la caída) de **forma controlada y reproducible**. Esta capacidad de simular la interacción completa del sistema mediante un Modelo Humano y cuantificar variables cinemáticas y de deformación (HIC, BrIC, MPS) es esencial para evaluar el TBI en colisiones en *scooter eléctrico*.

## 1.6 Biomecánica Computacional como Herramienta para la Seguridad Vial y la Prevención de Lesiones

Este capítulo ha demostrado que el TBI es una patología compleja y progresiva, una enfermedad crónica con potencial para generar discapacidad de por vida. La creciente popularidad de los vehículos de micromovilidad, como los *scooters*, ha introducido nuevos escenarios de riesgo de impacto que aún no se comprenden ni se han cuantificado adecuadamente.

Para desarrollar normativas de seguridad efectivas, es fundamental ir más allá de los métodos de prueba físicos (ATDs). Si bien los *dummies* son esenciales para medir la cinemática externa, son costosos y presentan restricciones de adaptabilidad frente a múltiples configuraciones de impacto. En este contexto, la simulación biomecánica avanzada emerge como una herramienta esencial. Los Modelos de Elementos Finitos (FEM) permiten predecir con alta fidelidad la deformación tisular y estimar criterios de lesión cerebral.

En este estudio se propone utilizar la simulación FEM para crear un análisis paramétrico (un escenario multivariable) que cuantifique el riesgo de TBI en caídas de *scooter eléctrico*. Se variarán sistemáticamente los parámetros de entrada (p. ej., velocidad inicial, ángulo de impacto, uso de protección) para obtener como resultado los criterios de lesión cerebral (como HIC, BrIC y MPS). Este enfoque generará evidencia científica con potencial para contribuir en dos ámbitos principales:

1. **Influir en la Política Pública:** Las simulaciones biomecánicas son herramientas esenciales para informar las políticas públicas y normativas, al cuantificar el riesgo de daño grave (TBI). Esta evidencia científica es necesaria para avanzar hacia la mejora de las medidas de prevención en seguridad vial y la reducción de la discapacidad y la morbilidad a largo plazo asociadas al TBI.
2. **Modificación de la conducta del usuario:** El análisis biomecánico es crucial para diseñar estrategias preventivas. Esto incluye informar sobre el riesgo del Daño Axonal Difuso (DAI), resultante del movimiento rotacional y sus graves consecuencias a corto y largo plazo. Esta evidencia puede guiar en la generación de campañas de concienciación pública sobre los peligros reales de las caídas en *scooter eléctrico* y la importancia del uso de cascos para mitigar el daño.

## 2 Capítulo 2. Metodología.

### 2.1 Cinemática de la caída

Este análisis contempla un modelo cinemático de múltiples etapas para una secuencia de impacto durante una caída de scooter. El enfoque se divide en 5 marcos temporales (Frames, del inglés), cada uno representando un momento específico del movimiento, con transiciones basadas en principios de conservación. El modelo considera el acoplamiento entre movimiento de traslación y rotación, así como las condiciones de desprendimiento debidas a la pérdida de contacto.

Las Figuras 3-7 ilustran la secuencia completa de impacto, dividida en cinco frames que capturan los momentos críticos durante esta caída. Cada frame representa un estado cinemático distintivo con condiciones de contorno específicas.

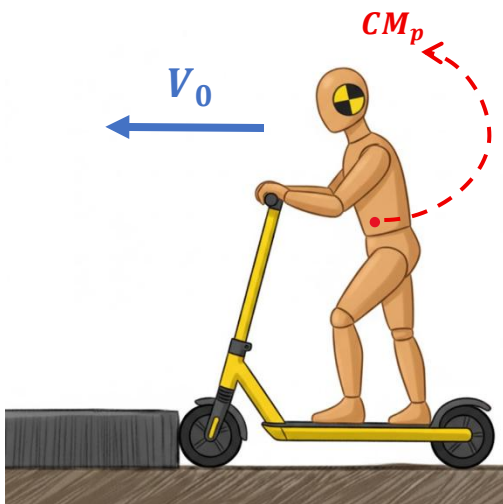


Figura 3 Frame 1: Movimiento Pre-Impacto del sistema persona-scooter

**Frame 1 (Movimiento Pre-Impacto)** Sistema persona-scooter, moviéndose horizontalmente hacia la izquierda con una velocidad constante  $V_0$  y velocidad angular  $\omega_1 = 0$ .

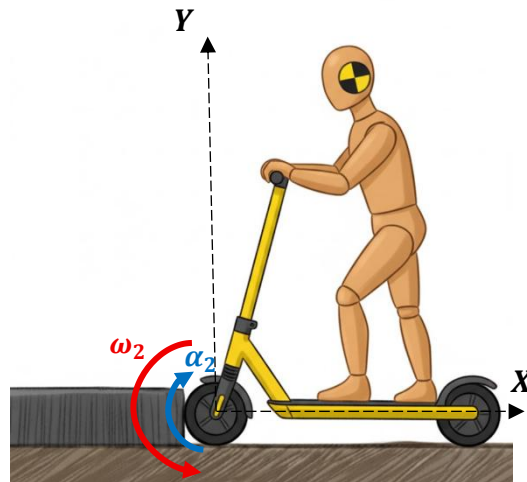


Figura 4 Frame 2: Impacto Instantáneo e inicio de la rotación

**Frame 2 (Impacto instantáneo)** Rueda delantera entra en contacto con la solera, el sistema persona-scooter se comporta como un cuerpo rígido y comienza a rotar en sentido antihorario alrededor de la rueda delantera (pivote).

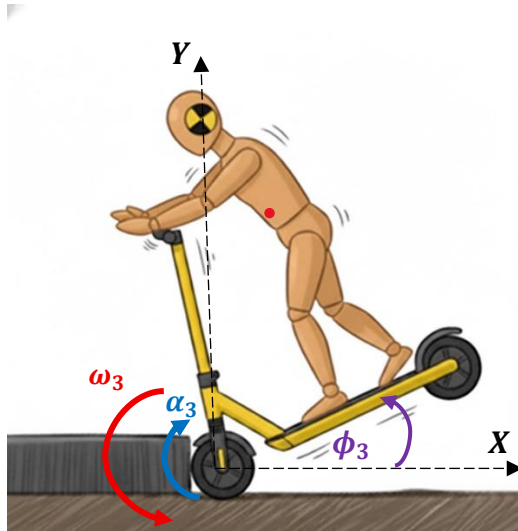


Figura 5 Frame 3: Ángulo de Desprendimiento  $\phi_3$  y pérdida de contacto entre la persona y el scooter

**Frame 3 (Desprendimiento)** El sistema persona-scooter esta rotado en un ángulo  $\phi_3$ . En este punto ocurre una pérdida de contacto entre la persona y el scooter.

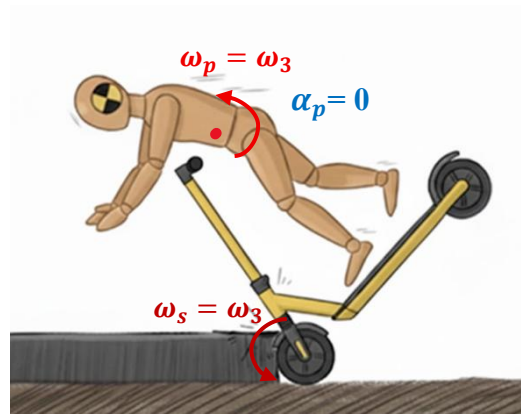


Figura 6 Frame 4: Inicio del Vuelo Balístico del maniquí con velocidad angular constante

**Frame 4 (Vuelo Balístico)** En este instante la persona sale eyectada, donde su centro de masa sigue una trayectoria parabólica y la cabeza tiene un movimiento rotacional relativo respecto al  $CM_p$ .

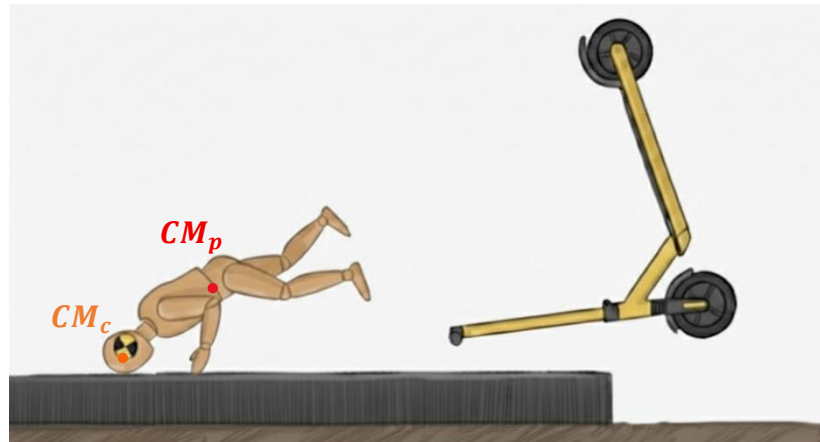


Figura 7 Frame 5: Instante Pre-Impacto final de la cabeza contra el suelo

**Frame 5 (Pre-Impacto Final)** Este es el instante justo antes de que la cabeza impacte contra el piso, donde la cabeza tiene una velocidad  $\vec{v}_{Pre-impacto}$ .

## 2.1.1 Definición de Sistema de Referencia y Convenciones

Origen: Punto de impacto de la rueda delantera (pivote  $O$ )

- Ejes coordenados:
  - $X^+$ : Horizontal hacia la derecha
  - $Y^+$ : Vertical hacia arriba
  - $\theta^+$ : Rotación antihoraria
- Variables de posición:
  - $x_p, y_p$ : Coordenadas del centro de masa de la persona respecto al pivote
  - $x_s, y_s$ : Coordenadas del centro de masa del scooter respecto al pivote
  - $X_{cabeza}, Y_{cabeza}$ : Coordenadas del centro de gravedad de la cabeza respecto al centro de masa de la persona
- Variables dinámicas:
  - $V_0$  : Velocidad inicial del sistema (Frame 1)
  - $\omega_i$  : Velocidad angular en Frame  $i$
  - $v_{x,i}, v_{y,i}$  : Velocidades lineales de la persona en Frame  $i$
- Parámetros constantes:
  - $m_p$ : Masa de la persona
  - $m_s$ : Masa del scooter
  - $g$ : Aceleración de gravedad
  - $I_p$ : Momento de inercia de la persona respecto a su CM
  - $I_s$ : Momento de inercia del scooter respecto a su CM

## 2.1.2 Parámetros del Sistema

Las propiedades inerciales y geométricas utilizadas para resolver el sistema de ecuaciones se detallan en la Tabla 10. Se consideró un sujeto masculino del percentil 50 y el scooter Ninebot Max G30P. El momento de inercia de la persona ( $I_p$ ) se obtuvo del promedio de los valores antropométricos reportados por la NASA (NASA, 2023), mientras que las propiedades inerciales del

vehículo se obtuvieron a partir del modelo geométrico tridimensional generado en el software CAD Autodesk Inventor.

Tabla 10 Parámetros de entrada para el modelo analítico.

Parámetro	Descripción	Valor	Unidad
$M_P$	Masa de la persona (Percentil 50)	77	kg
$M_P$	Masa del Scooter (Ninebot MaxG30p)	19	kg
$V_0$	Velocidad Inicial (Máxima según norma en Chile)	-6.94	m/s
$I_P$	Inercia de la persona (respecto al CM)	11.28	kg · m <sup>2</sup>
$I_S$	Inercia del scooter (respecto al CM)	6.37	kg · m <sup>2</sup>
$(x_p, y_p)$	Posición CM Persona (respecto al Pivote)	(0.48, 1.00)	m
$(x_s, y_s)$	Posición CM Scooter (respecto al Pivote)	(0.42, 0.86)	m

### 2.1.3 Transición Frame 1 → Frame 2: Conservación de momento angular

La transición se modela como un evento impulsivo, donde se considera que el impacto entre la rueda y la solera ocurre en un intervalo de tiempo infinitesimal, en el cual las fuerzas impulsivas externas ejercen un momento neto despreciable respecto al punto de impacto. Bajo este concepto, el momento angular del sistema respecto al punto de impacto se conserva durante el impacto:

$$L_{inicial} = L_{final} \quad ( 2.1 )$$

- **Momento angular inicial (Frame1):**

En el frame 1, el sistema se mueve con una velocidad horizontal constante  $V_0$  y el momento angular inicial respecto al origen se calcula como la suma de los momentos angulares de la persona y el scooter.

$$L_{inicial} = m_p(\vec{r}_p \times \vec{v}_p) + m_s(\vec{r}_s \times \vec{v}_s) \quad ( 2.2 )$$

Donde  $\vec{r}_p = (x_p, y_p)$  y  $\vec{r}_s = (x_s, y_s)$  son los vectores de posición de los centros de masa de la persona y del scooter respecto al origen  $O$ . Dado que ambos centros de

masa comparten la misma velocidad inicial  $\vec{v}_p = \vec{v}_s = \vec{v}_0$ , y desarrollando el producto vectorial en coordenadas cartesianas se obtiene:

$$L_{inicial} = m_p(x_p v_{py} - y_p v_{px}) + m_s(x_s v_{sy} - y_s v_{sx}) \quad (2.3)$$

Sustituyendo las componentes de la velocidad, donde  $\vec{v}_0 = (-V_0, 0)$ :

$$L_{inicial} = m_p(x_p \cdot 0 - y_p \cdot (-V_0)) + m_s(x_s \cdot 0 - y_s \cdot (-V_0)) \quad (2.4)$$

$$L_{inicial} = m_p V_0 y_p + m_s V_0 y_s \quad (2.5)$$

- **Momento angular final (Frame2):**

Inmediatamente después del impacto (Frame2), el sistema se comporta como cuerpo rígido con una velocidad angular  $\omega_2$  alrededor del eje de rotación que pasa por el origen  $O$ . El momento angular final está dado por:

$$L_{final} = I_{total} \omega_2 \quad (2.6)$$

Donde  $I_{total}$  es el momento de inercia total del sistema respecto al eje de rotación que pasa por el origen  $O$ . Este se calcula mediante el **teorema de Steiner** aplicado a los momentos de inercia respecto a sus centros de masa:

$$I_{total} = I_p + m_p(x_p^2 + y_p^2) + I_s + m_s(x_s^2 + y_s^2) \quad (2.7)$$

Aplicando el principio de conservación de momento angular  $L_{inicial} = L_{final}$ :

$$m_p V_0 y_p + m_s V_0 y_s = I_{total} \omega_2 \quad (2.8)$$

Despejando la velocidad angular, obtenemos:

$$\omega_2 = \frac{m_p V_0 y_p + m_s V_0 y_s}{I_{total}} \quad (2.9)$$

Una vez iniciado el movimiento rotacional, la aceleración angular inicial  $\alpha_2$  en el frame 2 se calcula mediante la segunda ley de Newton para rotaciones:

$$\sum_i M_i = I_{total} \alpha_2 \quad (2.10)$$

El Momento neto  $\sum \mathbf{M}$  respecto a  $O$  es generado por las fuerzas de gravedad que actúan sobre la persona y el scooter. Los momentos respectivos se calculan como:

$$M_p = (\vec{r}_p \times m_p \vec{g}) \cdot \hat{k} = (x_p \hat{i} + y_p \hat{j}) \times (0 \hat{i} - m_p g \hat{j}) \cdot \hat{k} = -x_p m_p g \quad (2.11)$$

$$M_s = (\vec{r}_s \times m_s \vec{g}) \cdot \hat{k} = (x_s \hat{i} + y_s \hat{j}) \times (0 \hat{i} - m_s g \hat{j}) \cdot \hat{k} = -x_s m_s g \quad (2.12)$$

Por lo que el momento neto resultante es:

$$\sum M = M_p + M_s = -g(m_p x_p + m_s x_s) \quad (2.13)$$

Despejando la aceleración angular  $\alpha_2$  de la ecuación de rotación:

$$\alpha_2 = \frac{\sum M}{I_{total}} = \frac{-g(m_p x_p + m_s x_s)}{I_{total}} \quad (2.14)$$

Las ecuaciones obtenidas definen completamente el estado cinemático y dinámico del sistema al inicio del frame 2, proporcionando las condiciones iniciales para definir el siguiente frame.

## 2.1.4 Transición Frame 2 $\rightarrow$ Frame 3: Condición de Desprendimiento

La transición del frame 2 al frame 3 marca un cambio fundamental en la dinámica del sistema: el fin del movimiento de rotación respecto al pivote  $O$  y el inicio de la eyección de la persona. Este

cambio de estado ocurre cuando la persona se desprende o pierde contacto con la plataforma del scooter. Físicamente, esto sucede cuando la fuerza de reacción normal de la plataforma sobre la persona se reduce a cero.

Las posiciones de los centros de masa cambian conforme gira el cuerpo rígido. Las coordenadas de los centros de masa de la persona  $CM_p$  y del scooter  $CM_s$  en función del ángulo  $\phi$  (positivo en sentido antihorario) se obtienen aplicando una matriz de rotación estándar:

- Persona:

$$x_p(\phi) = x_p \cos \phi - y_p \sin \phi$$

$$y_p(\phi) = x_p \sin \phi + y_p \cos \phi$$

- Scooter:

$$x_s(\phi) = x_s \cos \phi - y_s \sin \phi$$

$$y_s(\phi) = x_s \sin \phi + y_s \cos \phi$$

Para modelar la situación, se necesita analizar las fuerzas sobre la persona justo antes del desprendimiento. El punto de contacto se mueve siguiendo una trayectoria circular de radio  $r_p = \sqrt{x_p^2 + y_p^2}$ , alrededor del pivote  $O$ , por lo que experimenta una aceleración tangencial  $a_t$ .

Aplicando la segunda ley de Newton en la dirección tangencial al movimiento circular del punto de contacto, las fuerzas y aceleraciones que actúan en esta dirección son:

- Componente tangencial de la gravedad:  $F_{g,t} = -m_p g \cos \phi$
- Fuerza normal:  $N_t$
- Aceleración tangencial de la persona:  $a_t = r_p * \alpha$

La ecuación de movimiento resultante es:

$$\sum F_t = m_p a_t \quad ( 2.15 )$$

$$F_{g,t} - N_t = m_p r_p \alpha \quad ( 2.16 )$$

$$m_p g \frac{x_p(\phi)}{r_p} - N_t = m_p r_p \alpha \quad ( 2.17 )$$

En el instante de desprendimiento, es decir cuando  $\phi = \phi_3$  la fuerza Normal  $N_t = 0$ .

$$m_p g \frac{x_p(\phi_3)}{r_p} = m_p r_p \alpha_3 \quad ( 2.18 )$$

$$g \frac{x_p(\phi_3)}{r_p} = r_p \alpha_3 \quad ( 2.19 )$$

Despejando la aceleración angular en el instante de desprendimiento tenemos que:

$$\alpha_3 = -\frac{g}{r_p^2} x_p(\phi_3) \quad ( 2.20 )$$

Por otro lado, la aceleración angular del sistema está dada por el momento gravitacional neto en una posición angular  $\phi$ :

$$\sum M(\phi) = -g [m_p x_p(\phi) + m_s x_s(\phi)] \quad ( 2.21 )$$

Por ende, la aceleración angular en función de  $\phi$  es:

$$\alpha(\phi) = \frac{\sum M(\phi)}{I_{total}} = \frac{-g [m_p x_p(\phi) + m_s x_s(\phi)]}{I_{total}} \quad ( 2.22 )$$

La cual, en el instante de desprendimiento, donde  $\phi = \phi_3$ :

$$\alpha(\phi_3) = \frac{\sum M(\phi_3)}{I_{total}} = \frac{-g [m_p x_p(\phi_3) + m_s x_s(\phi_3)]}{I_{total}} \quad ( 2.23 )$$

Por lo tanto, en el instante del desprendimiento la aceleración angular real del sistema es igual a la aceleración angular umbral requerida para que la fuerza normal sea cero. Esta igualdad es la manifestación matemática de la condición física  $N = 0$ .

$$\alpha_{\text{real}}(\phi_3) = \alpha_{\text{umbral}}(\phi_3) \quad ( 2.24 )$$

Sustituyendo las expresiones de Alpha expresadas anteriormente, obtenemos que:

$$-\frac{g x_p(\phi_3)}{r_p^2} = -\frac{g [m_p x_p(\phi_3) + m_s x_s(\phi_3)]}{I_{\text{total}}} \quad ( 2.25 )$$

$$\frac{x_p(\phi_3)}{r_p^2} = \frac{[m_p x_p(\phi_3) + m_s x_s(\phi_3)]}{I_{\text{total}}} \quad ( 2.26 )$$

Ahora para determinar numéricamente el ángulo crítico  $\phi_3$ , se implementó una solución computacional. Dado que la ecuación resultante es trascendente, se emplea un método de iteración para encontrar la raíz mediante *Wolfram Mathematica (versión 14.2, Wolfram Research fundada por Stephen Wolfram en 1987)*.

Se definió una función auxiliar, denominada  $\phi_{\text{desprendimiento}}$ , que representa la diferencia entre la aceleración angular real  $\alpha_{\text{real}}(\phi_3)$  y la aceleración angular umbral requerida para el desprendimiento  $\alpha_{\text{umbral}}(\phi_3)$ :

$$\phi_{\text{desprendimiento}} = \alpha_{\text{real}}(\phi_3) - \alpha_{\text{umbral}}(\phi_3) = 0 \quad ( 2.27 )$$

Se utilizó la función “FindRoot [Desprendimiento [ $\phi$ ] ==, {  $\phi$ , 0.1}]” “la cual instruye al software a encontrar el valor de  $\phi$  para el cual  $\phi_{\text{desprendimiento}}$  se anula, utilizando un valor inicial de 0.1 radianes para iniciar la iteración.

Una vez determinado el ángulo de desprendimiento  $\phi_3$ , el estado cinemático del sistema en ese instante queda definido por los siguientes cálculos:

- Velocidad angular  $\omega_3$ : Si asumimos que no hay pérdidas de energía durante la rotación, entonces, la velocidad angular en el momento del desprendimiento se calcula aplicando el principio de conservación de la energía mecánica entre el frame 2 (inicio de la rotación donde  $\phi_2 = 0$ ) y el frame 3 ( $\phi = \phi_3$ ), y dado que el movimiento del sistema respecto al pivote es puramente rotacional respecto al pivote, la energía cinética lineal es nula.

$$K_{rot,2} + U_{g,2} = K_{rot,3} + U_{g,3} \quad ( 2.28 )$$

Asumiendo que la persona no desliza, la inercia del sistema se mantiene constante, por lo tanto:

$$\frac{1}{2} I_t \omega_2^2 + U_{pot2} = \frac{1}{2} I_t \omega_3^2 + U_{pot3} \quad ( 2.29 )$$

Despejando la velocidad angular en el instante 3:

$$\omega_3 = \sqrt{\omega_2^2 + \frac{2(U_{pot2} - U_{pot3})}{I_t}} \quad ( 2.30 )$$

Y reemplazando con los parámetros definidos inicialmente obtenemos:

$$\omega_3 = \sqrt{\omega_2^2 + \frac{2(M_p(Y_{p,2} - Y_{p,3}) + (M_s(Y_{s,2} - Y_{s,3})))}{I_t}} \quad ( 2.31 )$$

- Aceleración angular  $\alpha_3$ : La aceleración angular del sistema compuesto en el frame 3 se obtiene evaluando la ecuación de aceleración angular real con el ángulo obtenido  $\phi_3$ :

$$\alpha(\phi_3) = \frac{-g [m_p x_p(\phi_3) + m_s x_s(\phi_3)]}{I_{total}} \quad ( 2.32 )$$

- Velocidad lineal del centro de masa de la persona  $V_{CM,p}$ : Las componentes de la velocidad lineal del  $CM_p$  en el instante del desprendimiento se calculan a partir de la relación cinemática fundamental para un punto de un cuerpo rígido en rotación respecto a un eje fijo, utilizando la velocidad angular  $\omega_3$  y la posición instantánea del  $CM_p$  respecto al pivote, se obtiene:

$$V_{x,3} = -\omega_3 y_p(\phi_3), \quad V_{y,3} = \omega_3 x_p(\phi_3) \quad ( 2.33 )$$

### 2.1.5 Transición Frame 3 → Frame 4: Establecimiento de las Condiciones Iniciales para el Vuelo libre

La transición del frame 3 al frame 4 representa un cambio fundamental en el modelo, el paso de un movimiento restringido a un movimiento libre. Esta transición no es un proceso dinámico en sí mismo, sino la definición del estado inicial para la siguiente fase de la modelación. En el instante definido por el frame 3, se satisface la condición de desprendimiento ( $N = 0$ ). A partir de este momento, se condiciona el frame 4, donde la fuerza de contacto entre la persona y el scooter desaparece completamente, lo que se traduce en:

- Eliminación de restricción cinemática: La persona ya no sigue la trayectoria circular definida por la rotación del sistema compuesto alrededor de  $O$ .
- Persona como un proyectil: Su centro de masa  $CM_p$  sigue una trayectoria parabólica determinada por su posición inicial, velocidad inicial y la aceleración de gravedad.
- Movimiento de cuerpo rígido con velocidad angular constante: Se modela como un cuerpo rígido que continúa rotando, la velocidad angular de su centro de masa  $\omega_3$ , calculada en el frame3, se mantiene constante durante el vuelo ( $\omega_4 = \omega_3$ ). Esta suposición se basa en que durante el vuelo ningún momento externo actúa sobre la persona para alterar la aceleración angular inicial, solo la fuerza de gravedad actuando sobre su centro de masa.

Los parámetros calculados en el frame 3 ( $\phi_3, \omega_3, V_{x,3}, V_{y,3}$ ) establecen las condiciones iniciales para la siguiente etapa del movimiento. La transición al frame 4 marca el punto donde la persona se desprende del scooter. A partir de este punto, se utiliza la cinemática de proyectiles para calcular y modelar la trayectoria de la persona a lo largo del tiempo, hasta llegar al frame 5.

## 2.1.6 Movimiento Frame 4 → Frame 5: Trayectoria de Vuelo Balístico y Cálculo del Impacto

El intervalo entre el frame 4 ( $t = 0, \text{desprendimiento}$ ) y el frame 5 ( $t = t_{\text{impacto}}, \text{preimpacto}$ ) esta representado por las ecuaciones de movimiento de un cuerpo rígido en vuelo libre bajo la acción de la gravedad. El movimiento se compone de la traslación parabólica del centro de masa y rotación respecto al mismo.

### Ecuaciones de movimiento del centro de masa y rotación.

- Traslación del Centro de Masa ( $CM_p$ ):

El centro de masa sigue las ecuaciones de un lanzamiento de proyectil con aceleración constante, partiendo de las condiciones iniciales definidas en el frame 4.

- Posición instantánea:

$$X_{cm}(t) = X_{4,CM_p} + V_{4,x} \cdot t \quad ( 2.34 )$$

$$Y_{cm}(t) = Y_{4,CM_p} + V_{4,y} \cdot t - \frac{1}{2}gt^2 \quad ( 2.35 )$$

- Velocidad instantánea:

$$V_{cm,x}(t) = V_{4,x} \quad ( 2.36 )$$

$$V_{cm,y}(t) = V_{4,y} - gt \quad ( 2.37 )$$

- Rotación alrededor del Centro de Masa ( $CM_p$ ):

Como se definió que no existen momentos externos significativos (fuerza de gravedad actúa en CM por lo que su momento es cero), esto resulta en que la aceleración angular es nula y la velocidad angular se mantiene constante e igual a la que tenía en el momento del desprendimiento  $\omega_3$ .

$$\alpha(t) = 0 \quad ( 2.38 )$$

$$\omega(t) = \omega_4 + \alpha \cdot t \quad ( 2.39 )$$

$$\theta(t) = \omega_4 \cdot t + \frac{1}{2} \alpha \cdot t^2 \quad ( 2.40 )$$

El ángulo total de la persona respecto a la horizontal es:

$$\theta_p(t) = \phi_3 + \theta(t) \quad ( 2.41 )$$

### Movimiento de la Cabeza Relativo al Centro de Masa

La posición de la cabeza se define respecto al  $CM_p$  por un vector fijo  $\vec{r}_{cabeza/CM_p} = (X_{cabeza}, Y_{cabeza})$ . Al rotar el cuerpo, las componentes de este vector en el sistema de referencia global cambian en el tiempo según:

$$X_{cabeza/CM}(t) = X_{cabeza} \cos(\theta_p(t)) - Y_{cabeza} \sin(\theta_p(t)) \quad ( 2.42 )$$

$$Y_{cabeza/CM}(t) = X_{cabeza} \sin(\theta_p(t)) + Y_{cabeza} \cos(\theta_p(t)) \quad ( 2.43 )$$

Sus velocidades relativas derivan puramente de la rotación:

$$V_{x,cabeza/CM}(t) = -\omega(t) \cdot Y_{cabeza/CM}(t) \quad ( 2.44 )$$

$$V_{y,cabeza/CM}(t) = \omega(t) \cdot X_{cabeza/CM}(t) \quad ( 2.45 )$$

### Trayectoria y Velocidad Absoluta de la Cabeza

La posición y velocidad absolutas de la cabeza se encuentran combinando el movimiento del  $CM_p$  con el movimiento de la cabeza relativo a este:

$$X_{total}(t) = X_{CM_p}(t) + X_{cabeza/CM}(t) \quad ( 2.46 )$$

$$Y_{total}(t) = Y_{CM_p}(t) + Y_{cabeza/CM}(t) \quad ( 2.47 )$$

$$V_{total,x}(t) = V_{cm,x}(t) + V_{x,cabeza/CM}(t) \quad ( 2.48 )$$

$$V_{total,y}(t) = V_{cm,y}(t) + V_{y,cabeza/CM}(t) \quad ( 2.49 )$$

El frame 5 se define como el instante  $t = t_{\text{impacto}}$  en el que la cabeza impacta el suelo. Este tiempo se calcula resolviendo numéricamente la ecuación:

$$Y_{total}(t_{\text{impacto}}) = 0 \quad ( 2.50 )$$

Las variables de interés en el frame 5 ( $X_{\text{impacto}}, V_{x,\text{impacto}}, V_{y,\text{impacto}}$ ) se obtienen evaluando todas las ecuaciones de movimiento anteriores en  $t = t_{\text{impacto}}$ .

## 2.2 Simulación de impacto simplificado: Cabeza-concreto

En esta sección se buscará establecer un modelo de referencia que permita validar la respuesta biomecánica de la cabeza obtenida en la simulación completa. Este modelo simplificado simula el impacto directo de una cabeza humana contra una superficie de concreto, bajo condiciones cinemáticas iniciales definidas anteriormente.

### 2.2.1 Configuración del modelo en LS-DYNA

El modelo de cabeza utilizado fue el LSTC Free Motion Headform (FMH), versión V2.0 (Livermore Software Technology Corporation [LSTC], 2009), un modelo de elementos finitos ampliamente validado y distribuido para su uso con LS-DYNA. Este modelo fue desarrollado de acuerdo con las especificaciones de la normativa FMVSS 201U de la National Highway Traffic Safety Administration para impactos de cabeza en interiores de vehículos.

Las características principales del modelo son

- **Propiedades de los materiales:** La piel exterior de la cabeza esta modelada con \*MAT\_OGDEN\_RUBBER ( $G = 83.8[MPa], \nu = 0.498$ ), mientras que los componentes internos como cuerpos rígidos \*MAT\_RIGID. Las propiedades de masa e inercia del modelo, las cuales están en el apéndice A de la documentación, las cuales son representativas de un percentil 50 masculino.

- **Superficie de impacto (Concreto):** La superficie de concreto se modela como un cuerpo rígido. Se modificaron las propiedades de la superficie original del modelo para representar de manera representativa las propiedades del concreto ( $\rho = 2,4 \cdot 10^{-6} [kg / mm^3]$ ,  $E = 20 [GPa]$ ,  $\nu = 0,2$ ).
- **Definición de contacto:** Tal como se recomienda en la documentación del FMH, la interacción se definirá utilizando el keyword \*CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE ( $\mu_s = 0.7$ ,  $\mu_k = 0.5$ ), donde la cabeza se asignará como superficie esclava(slave) y el concreto como superficie maestra(master).

## 2.2.2 Condiciones iniciales y parámetros

Las condiciones iniciales de impacto para este modelo se tomarán directamente de los resultados del modelo cinemático (Capítulo 2.1, Frame 5), los cuales son:

- Velocidad lineal inicial de la cabeza  $\vec{V}_{cabeza} = (V_{x5}, V_{y5})$
- Velocidad Angular inicial de la cabeza:  $\omega_{cm} = \omega_5$

Para aplicar el vector de velocidad inicial se utilizará el keyword \*INITIAL\_VELOCITY\_GENERATION, con el sistema de referencia Global.

## 2.2.3 Procesamiento de datos y filtrado SAE

La ubicación del acelerómetro virtual en el modelo FMH está definida en el nodo NID1, y para su posterior análisis se utilizarán el keyword \*DATABASE\_HISTORY\_NODE, que mediante la herramienta de posprocesamiento ACSII Nodout, nos permitirá obtener gráficos de velocidad y aceleración tanto lineal como angular de ese nodo el tiempo en un sistema de referencia local.

Para procesar estas señales, se seguirán las prácticas recomendadas por la norma SAE J211 junto con las indicaciones del FMH, lo cual especifica el uso de un filtro SAE1000 para las aceleraciones resultantes en sus pruebas de calibración.

- Aceleraciones lineales y angulares: Se filtrarán con un filtro SAE CFC 1000.
- Velocidades lineales y angulares: Se filtrará con filtro SAE CFC 180.

Las señales filtradas resultantes conformarán la respuesta de referencia contra la cual se validará la simulación completa.

## **2.3 Simulación de la caída tras impacto contra obstáculo**

El Objetivo de esta etapa será simular la secuencia completa de la caída, desde el impacto inicial de la rueda delantera del scooter contra la solera hasta el impacto final de la cabeza del usuario contra el suelo. A diferencia del modelo simplificado (sección 2.2), esta simulación contempla las complejas interacciones dinámicas entre todos los componentes del sistema: el dummy, el scooter y el entorno.

### **2.3.1 Discretización del Sistema Completo y Mallado por Elementos Finitos**

El modelado por elementos finitos (FEM) del sistema completo se compone de tres subsistemas principales: el maniquí antropomórfico (dummy), el vehículo (scooter eléctrico) y el entorno de impacto (solera y piso). La estrategia de discretización se basó en el uso de elementos Shell para las estructuras del scooter y el entorno, y se ajustó el tamaño de la malla para capturar la curvatura de las geometrías complejas.

#### **2.3.1.1 Maniquí Antropomórfico (Dummy)**

Se utilizó el modelo **LSTC Hybrid III 50th Percentile Male Standing Dummy**. Este modelo es un estándar validado en la industria para estudios de impacto frontal. Representa a un hombre adulto del percentil 50 e incluye una geometría detallada de la anatomía humana, combinando partes rígidas y deformables, articulaciones con rangos de movimiento realistas y una distribución de masas e inercias biofieles.

La configuración del maniquí junto al scooter en el modelo de elementos finitos se presenta en la Figura 8.



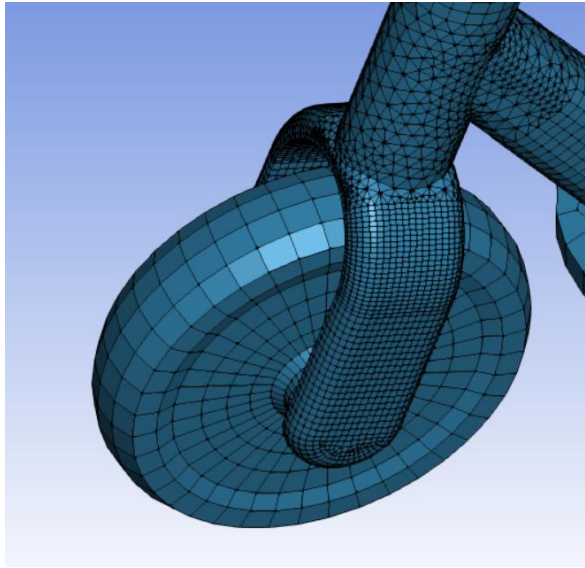
*Figura 8 Modelo de Elementos Finitos LSTC Hybrid III 50th Percentile Male Standing Dummy configurado sobre el scooter eléctrico*

### **2.3.1.2 Discretización del Scooter Eléctrico**

El scooter eléctrico, basado en el modelo Ninebot G30P, fue modelado utilizando elementos tipo Shell (cáscara). La estrategia de mallado priorizó el uso de elementos cuadrangulares (quads) por sobre los triangulares para mejorar la calidad de los resultados y la eficiencia computacional. Sin embargo, se utilizó un enfoque de **mallado de tamaño variable** (Auto Mesher-variable size mesh) para adaptarse a la complejidad geométrica de cada componente, refinando la malla en zonas de alta curvatura o alabeo.

A continuación, se describen los parámetros de discretización para las secciones críticas:

- **Ruedas y Horquilla:** Para las ruedas, se aplicó una malla mixta con un tamaño de elemento que varía entre un máximo de  $300mm^2$  y un mínimo de  $50mm^2$ , permitiendo capturar la curvatura del neumático. En el caso de la horquilla, dada su geometría irregular, se utilizó un tamaño mínimo de  $5mm^2$  y máximo de  $90mm^2$ , incorporando elementos triangulares en las zonas de mayor deformación geométrica (Ver Figura 9).



*Figura 9 Detalle del mallado en la zona de la rueda delantera y horquilla.*

- **Plataforma (Deck):** Esta sección, al ser una superficie más extensa y regular, se discretizó con una malla variable con un tamaño máximo de  $300mm^2$  y un mínimo de  $70mm^2$ . Esto asegura una representación adecuada de la rigidez estructural sin elevar innecesariamente el costo computacional (Ver Figura 10)

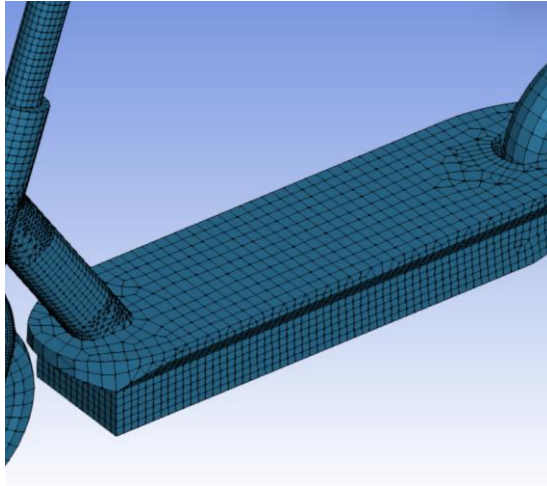


Figura 10 Discretización con elementos Shell de la plataforma del scooter.

- **Manillar y Agarres:** Para la estructura tubular del manillar, se mantuvo un tamaño de malla promedio de  $50mm^2$  para conservar la sección transversal circular (Ver Figura 11). Por su parte, los agarres (grips) requirieron un refinamiento mayor para definir su geometría en los extremos, utilizando un rango de elementos entre  $5mm^2$  y  $70mm^2$  (Ver Figura 12).

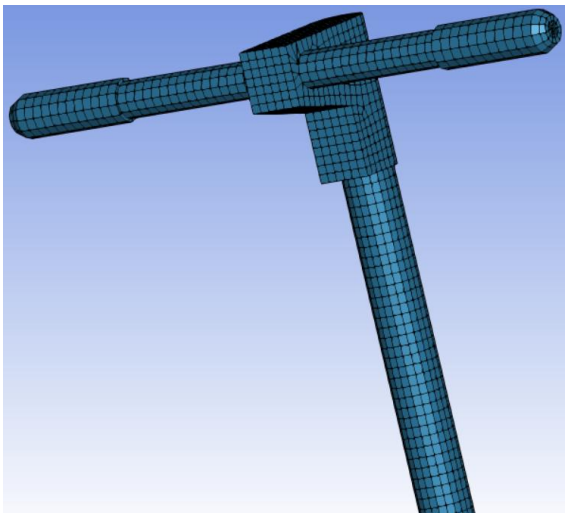


Figura 11 Mallado estructurado en la zona T del manillar.

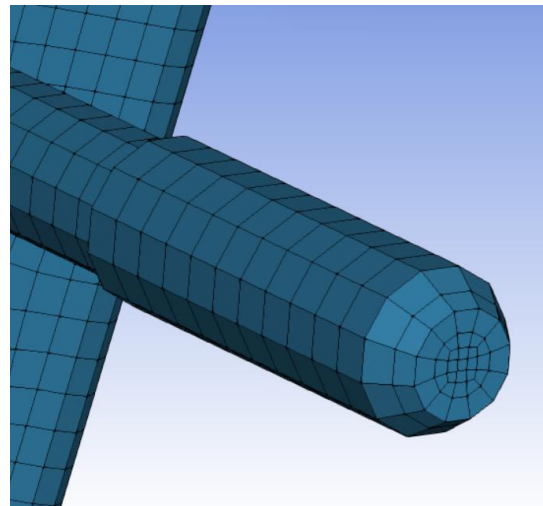


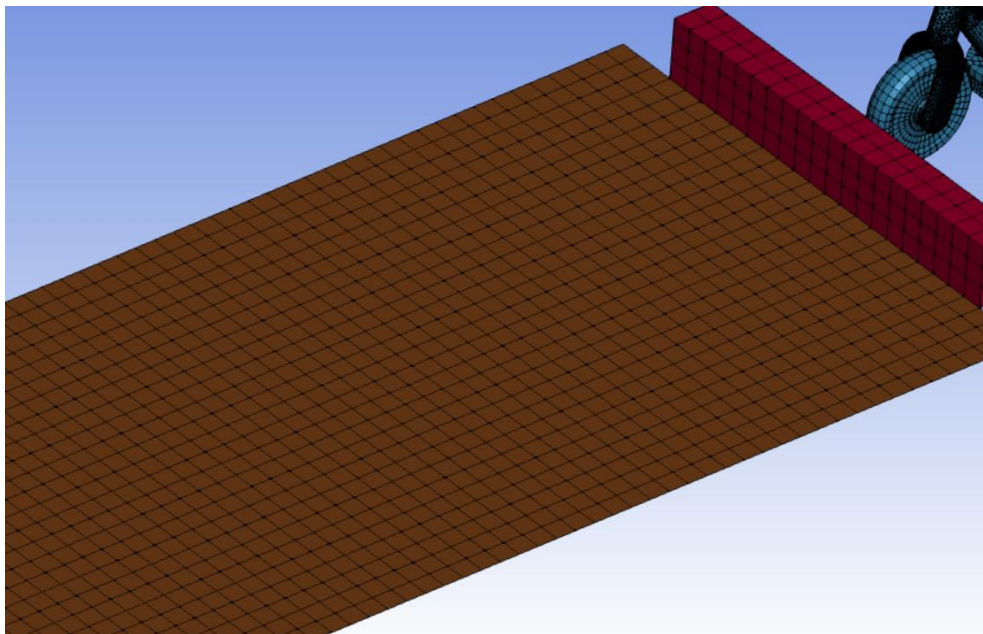
Figura 12 Detalle de refinamiento de malla en los agarres del manillar.

### 2.3.1.3 Discretización del Entorno de Simulación

El entorno se modeló utilizando una aproximación de **cuerpos rígidos** para representar la alta rigidez del concreto.

- **Piso (Calzada):** La superficie de la calzada se creó con elementos **Shape Mesh-4N Shell** con dimensiones generales de  $3500 \times 1500 \text{ mm}$ . Se utilizó un tamaño de malla uniforme de  $3500 \times 1500 \text{ mm}$  por elemento para garantizar la regularidad de la superficie de impacto.
- **Solera (Bordillo):** La geometría del obstáculo se modeló mediante la función **Shape Mesh-Box Shell** con dimensiones  $1000 \times 150 \times 100 \text{ mm}$ .

La configuración del entorno de simulación, mostrando el mallado de la solera y el piso en la zona de contacto con la rueda del scooter, se presenta en la Figura 13.



*Figura 13 Vista del mallado del entorno de simulación: Solera (rojo) y Piso (café) en el punto de impacto.*

### 2.3.2 Configuración de la simulación

Una vez discretizada la geométrica, se procederá a definir las propiedades de los materiales, condiciones de borde y los parámetros de control numérico necesarios para la ejecución de la simulación en Ls-Dyna.

### 2.3.2.1 Modelado de Materiales, Secciones y Distribución de Masa

La fidelidad de la simulación depende de la correcta asignación de las propiedades físicas a la geometría discretizada. Este proceso se dividió en tres etapas: definición de leyes constitutivas (Materiales), asignación de propiedades geométricas (Secciones/Espesores) y ajuste de propiedades inerciales (Masa).

#### A. Definición del Entorno (Suelo y Solera)

- a. **Material:** Se utilizó \*MAT\_RIGID, asignando propiedades estándar del concreto ( $\rho = 2,4 \cdot 10^{-6} [kg / mm^3]$ ,  $E = 20 [GPa]$ ,  $\nu = 0,15$ ). Además de reducir el costo computacional, este keyword permite aplicar restricciones cinemáticas directas; se activaron las restricciones de desplazamiento y rotación global (CON1=7, CON2=7) para asegurar que el suelo actúe como una referencia fija.
- b. **Sección:** Se definió mediante \*SECTION\_SHELL, utilizando la formulación de elementos predeterminada (ELFORM=2) por su eficiencia, con un espesor constante de 2 mm.

*Tabla 11 Configuración del entorno para la simulación*

Keyword	Parámetro	Descripción	Valor
*MAT_RIGID	Ro	Densidad Concreto [ $kg / mm^3$ ]	$2,4 \cdot 10^{-6}$
	E	Módulo de Young [ $kN / mm^2$ ]	20
	CMO	Restricción de Centro de Masa	1
	CON1/CON2	Restricción total (XYZ traslación/rotación)	7
	PR	Relación de Poisson	0.15
*SECTION_SHELL	T1	Espesor de la cáscara [ $mm$ ]	2,0

#### B. Definición del Scooter Eléctrico

Debido a que la geometría del scooter se simplificó como una superficie unificada de elementos *Shell*, fue necesario asignar un material global y un espesor representativo que equilibrara la respuesta estructural y la masa.

- a. **Material:** Se seleccionó el modelo elastoplástico \*MAT\_PLASTIC\_KINEMATIC con propiedades de Aluminio. Se priorizó la alta rigidez del metal ( $E=69$  GPa) por sobre el material de las ruedas (caucho) para evitar deformaciones irreales en el chasis al impactar la solera. Esto asegura la integridad estructural necesaria para transferir la energía del impacto al maniquí y generar el efecto de eyección (vaulting) correcto.
- b. **Sección:** Se asignó un espesor de pared de 3mm a toda la estructura mediante \*SECTION\_SHELL, representativo de los perfiles tubulares y la plataforma del chasis.

*Tabla 12 Configuración del scooter para la simulación*

Keyword	Parámetro	Descripción	Valor
*MAT_PLASTIC_KINEMATIC	RO	Densidad aluminio [kg / mm <sup>3</sup> ]	$2,7 \cdot 10^{-6}$
	E	Módulo de Young [kN / mm <sup>2</sup> ]	69
	PR	Relación de Poisson	0.33
	SIGY	Límite elástico GPa	0.276
	ETAN	Módulo Tangente	0.6
*SECTION_SHELL	T1	Espesor de la cáscara [mm]	2,0

### C. Ajuste de Propiedades Inerciales (Distribución de Masa)

La asignación del espesor de 3.0mm al modelo de superficie (Shell) resultó en una masa estructural base de 7.9 kg, valor inferior a los 19.1kg especificados en la ficha técnica del Ninebot G30P (ver Capítulo 1). Esta diferencia se debe a los componentes internos no modelados geoméricamente, principalmente la batería de litio y el motor eléctrico.

Para compensar esta diferencia de 11.2 kg, se utilizó el comando \*ELEMENT\_MASS\_NODE\_SET. Esta función permitió asignar la masa faltante de manera uniforme, directamente a un conjunto de nodos ubicados en la base de la plataforma (deck), logrando así que el modelo alcance el peso total objetivo y mantenga su Centro de Gravedad bajo, replicando fielmente la concentración real del peso del scooter.

### 2.3.2.2 Condiciones Iniciales y de Borde

Para que la simulación represente fielmente el accidente real, se definieron las condiciones físicas fundamentales del sistema, estableciendo la gravedad, la fijación del suelo y el movimiento inicial del vehículo:

#### A. Carga Gravitacional

Para simular la influencia del peso propio de los componentes, se aplicó un campo de aceleración vertical en el eje Z negativo mediante el comando **\*LOAD\_BODY\_Z**.

A diferencia de una carga global indiscriminada, se restringió la aplicación de la gravedad exclusivamente a los componentes dinámicos del sistema. Esta selectividad se logró mediante el keyword **\*LOAD\_BODY\_PARTS**, vinculando la carga al conjunto de partes que agrupa únicamente a las entidades móviles (Scooter y Dummy), excluyendo el entorno rígido para optimizar el cálculo.

La magnitud de la aceleración se definió a través de una curva temporal constante **\*DEFINE\_CURVE**, con una ordenada de **0.00981**. Este valor corresponde a la gravedad estándar ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ) ajustada al sistema de unidades consistente de la simulación (Longitud=mm, Tiempo=ms, por lo tanto, Aceleración=  $\text{mm/ms}^2$ ).

#### B. Restricciones de Frontera

Para asegurar que el piso y la solera actúen como una referencia fija, se aplicaron restricciones cinemáticas nodales mediante el keyword **\*BOUNDARY\_SPC\_SET\_ID**.

Se creó un conjunto de nodos que agrupa la malla del entorno. A este conjunto se le restringieron completamente los seis grados de libertad, bloqueando tanto los desplazamientos traslacionales (X, Y, Z) como las rotaciones (RX, RY, RZ). En la sintaxis de LS-DYNA, esto se consigue asignando el valor de **1** a cada componente.

#### C. Velocidad Inicial

La condición de movimiento del sistema conjunto (Scooter y Dummy) se impuso mediante el comando **\*INITIAL\_VELOCITY\_GENERATION**. Este comando asigna un campo de velocidad instantáneo al inicio de la simulación ( $t=0$ ) a todas las partes seleccionadas. La velocidad se definió como un vector puramente traslacional en la dirección negativa del eje X (VX), simulando el avance del vehículo hacia el obstáculo.

Cabe destacar que, si bien la metodología de aplicación es constante, la magnitud de la velocidad (VX) es una de las variables independientes de esta investigación. Los valores específicos (ej. 6.94 mm/ms para el caso de 25 km/h) varían según el escenario evaluado, tal como se detalla en los Casos de Estudio definidos en la sección 2.3.3.

### 2.3.2.3 Definición de Contactos e Interacciones

La simulación de la dinámica del accidente requiere una gestión precisa de las colisiones e interacciones entre los tres cuerpos principales: el maniquí (Dummy Hybrid III), el vehículo (Scooter) y el entorno (Suelo/Solera). Para gestionar estas interfaces, se utilizó principalmente la familia de contactos `*CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE`, aplicando ajustes específicos en la formulación de la penalización y los modelos de fricción según la naturaleza de los materiales involucrados.

#### A. Formulación de Penalización y Estabilidad Numérica

Dada la disparidad de rigidez entre los materiales en contacto (ej. espumas viscoelásticas del dummy frente al concreto rígido), se seleccionaron formulaciones de contacto especializadas para evitar inestabilidades numéricas (penetración de nodos o *shooting nodes*) y asegurar la pureza de las señales de aceleración:

- i) **Interacción Dummy-Suelo (SOFT=1):** Se utilizó la formulación **Soft Constraint**, la cual calcula la rigidez del contacto basándose en la masa de los nodos y no en la dureza del material. Para asegurar la estabilidad numérica, se redujo la escala de rigidez (SOFSCL=0.1) y se desactivó el amortiguamiento viscoso (VDC=0). Esta configuración filtra el ruido numérico de alta frecuencia, entregando curvas limpias y fiables para el cálculo de los índices de daño cerebral.
- ii) **Interacción Scooter-Solera (SOFT=2):** Se empleó la formulación Segment-based (Pinball). Este algoritmo es mucho más eficaz para detectar choques contra esquinas y bordes afilados, como el ángulo recto de la solera. Su uso garantiza que la estructura metálica del scooter impacte firmemente contra el borde sin atravesarlo por error (penetración), asegurando que el vehículo pivote correctamente sobre el obstáculo

#### B. Definición de la Fricción

Los coeficientes de fricción estática (FS) y dinámica (FD) se asignaron basándose en la literatura estándar para pares de materiales comunes. Estos valores son determinantes para

la cinemática post-impacto, gobernando tanto la eyección del conductor como la rotación de los cuerpos tras la colisión. Se definieron cuatro interacciones principales:

- i) **Pies vs. Base del Scooter (FS=0.7, FD=0.5):** Se simula la interacción entre la suela de goma del calzado y la superficie antideslizante de la plataforma del scooter.
- ii) **Dummy vs. Piso (FS=0.7, FD=0.5):** Representa el contacto directo de la piel del dummy contra el pavimento de concreto. Se asignaron valores altos de fricción para simular la abrasión y el "agarre" de la superficie. Este parámetro es crítico en el análisis de lesiones, ya que la fricción tangencial es el mecanismo principal que genera momento en la cabeza (rotación brusca) al impactar contra el suelo.
- iii) **Scooter vs. Solera (FS=0.7, FD=0.3):** Define el choque entre la estructura metálica del scooter y el concreto rígido de la acera. Se estableció una fricción estática alta (0.7) para capturar el "enganche" mecánico inicial durante el choque seco, y una fricción dinámica moderada (0.3) que representa el raspado del metal contra el concreto.
- iv) **Cuerpo del Dummy vs. Scooter (FS=0.4, FD=0.2):** Modela el contacto entre el cuerpo del Dummy y la estructura de aluminio pintado del manillar y el mástil. A diferencia de los casos anteriores, aquí se redujo la fricción para permitir que el cuerpo deslice sobre el vehículo durante la desaceleración brusca, facilitando una cinemática de eyección fluida y realista, en lugar de quedar artificialmente adherido a la estructura.

### C. Mecanismo de Sujeción (Grip)

Para simular el agarre activo de las manos al manillar antes del impacto, se empleó el keyword `*CONTACT_TIEBREAK_NODES_TO_SURFACE`. Este contacto vincula los nodos de las manos a la superficie del manillar hasta que se supera un umbral de fuerza límite, simulando el momento en que las fuerzas inerciales vencen la fuerza muscular del conductor.

El criterio de falla se calibró considerando el número de nodos efectivos en contacto (3 nodos mano izquierda, 3 nodos mano derecha). Se definieron las fuerzas límite normal (NFLF) y de corte (SFLF) en 0.1 kN por nodo.

Esta configuración resulta en una fuerza de agarre total aproximada de 300 N (aprox. 30 kgf) por mano, permitiendo que el dummy mantenga la postura durante la fase de aproximación, pero liberando el manillar de manera realista ante la desaceleración brusca del choque.

Tabla 13 Resumen de parámetros de contacto utilizados en la simulación

Par de Contacto	Tipo de Contacto (Keyword)	Formulación (SOFT)	Fricción (FS/FD)	Notas Técnicas
Dummy - Suelo	Automatic Surface to Surface	1(Soft Constraint)	0.7 / 0.5	VDC=0, SOFSCL=0.1 para estabilidad en curvas.
Scooter - Solera	Automatic Surface to Surface	2 (Pinball)	0.7 / 0.3	Detección robusta de aristas vivas en el borde del obstáculo.
Pies - Scooter	Automatic Surface to Surface	2 (Pinball)	0.7 / 0.5	Simulación de suela de goma sobre plataforma metálica.
Cuerpo-Scooter	Automatic Surface to Surface	2 (Pinball)	0.4 / 0.2	Simulación de deslizamiento de vestimenta sobre metal.
Manos-Manubrio	Tiebreak Nodes to Surface	N/A	0.5 / 0.3	Grip calibrado a 300N de fuerza de desprendimiento

### 2.3.2.4 Control de Simulación

Para garantizar la convergencia y la validez física de los resultados, la configuración global del solucionador explícito se definió mediante tarjetas de control (**\*CONTROL**) orientadas a equilibrar la eficiencia computacional con la precisión numérica. A continuación, se detallan los tres pilares de esta configuración:

#### A. Gestión del Tiempo y Estabilidad

El control temporal es crítico en simulaciones explícitas de impacto. Se establecieron dos estrategias principales mediante los comandos **\*CONTROL\_TERMINATION** y **\*CONTROL\_TIMESTEP**:

- **Duración del Evento:** Se definió un tiempo de simulación de **600 ms**. Este intervalo es suficiente para capturar la secuencia completa del accidente: desde la aproximación inicial, pasando por el impacto inicial (scooter-solera), hasta la fase final de impacto (cabeza-piso).
- **Estabilidad del Paso de Tiempo:** Para asegurar la robustez del cálculo durante las colisiones de alta velocidad, se aplicó un factor de escala de seguridad (**TSSFAC**) de **0.7** (reduciendo el paso de tiempo teórico en un 30%).
- **Eficiencia (Mass Scaling):** Para evitar que los elementos más pequeños de la malla ralenticen excesivamente el procesamiento, se utilizó una técnica de escalado de masa controlado (**DT2MS = -3.8E-4**). Esto impone un paso de tiempo mínimo, añadiendo una

masa despreciable solo a los elementos críticos, bajo la estricta vigilancia de que esta masa artificial no supere el 5% de la masa total del modelo.

## B. Control de Energía Hourglass

Debido al uso de elementos *Shell* con integración reducida (ELFORM=2) para modelar el scooter una elección que ahorra tiempo de cálculo, el modelo es susceptible a modos de deformación no físicos conocidos como "efecto reloj de arena" (*hourglassing*).

Para mitigar este error sin endurecer artificialmente la estructura, se activó el comando \*CONTROL\_HOURGLASS utilizando la formulación de rigidez de Flanagan-Belytschko (IHQ=5) con un coeficiente de **0.03**. Esta configuración es un estándar en la industria para anular estas deformaciones parásitas asegurando que la energía se disipe correctamente.

## C. Balance Energético y Criterios de Calidad

Finalmente, se habilitó el cálculo detallado de la disipación de energía mediante \*CONTROL\_ENERGY (activando HGEN=1 y SLNTEN=1).

Esta configuración es fundamental para la etapa de validación, ya que permite monitorear el balance global de energía del sistema. El objetivo es verificar dos criterios de calidad durante el post-procesamiento:

- i) Que la **energía de hourglass** se mantenga por debajo del 10% de la energía interna total.
- ii) Que no exista creación de **energía "fantasma"** (energía de contacto negativa) en las interfaces de deslizamiento, lo cual validaría la estabilidad de los contactos definidos.

## 2.3.3 Casos de Estudio

Con el propósito de evaluar la sensibilidad del riesgo de trauma cerebral frente a distintas condiciones operativas, se diseñó un estudio paramétrico compuesto por 4 escenarios de simulación. Estas configuraciones varían en función de dos parámetros críticos: la **velocidad** de circulación y el **ángulo** de incidencia contra el obstáculo.

### Variables de Estudio:

#### A. Velocidad de Impacto( $V_0$ ):

Se seleccionaron dos niveles de velocidad representativos:

- 1) **25km/h**: Correspondiente a la velocidad límite legal para ciclos según la normativa chilena.
- 2) **15 km/h**: Velocidades operativa moderada, frecuentes en entornos urbanos compartidos.

#### B. **Ángulo de Incidencia ( $\theta_i$ ):**

Se definieron dos vectores de aproximación:

- 1) **Frontal (90°)**: Impacto perpendicular a la solera, representando el escenario de choque directo más severo.
- 2) **Oblicuo (60°)**: Impacto con una desviación de 30 grados respecto a la solera, simulando una pérdida de control lateral.

La combinación de estos parámetros da lugar a la matriz de casos presentada en la Tabla 14.

*Tabla 14 Matriz de casos de simulación para el estudio paramétrico*

<b>Caso</b>	<b>Descripción del Escenario</b>	<b>Velocidad (km/h)</b>	<b>Velocidad (mm/ms)</b>	<b>Ángulo de Impacto</b>
<b>1</b>	Impacto Frontal a velocidad máxima	25	6.94	90° (Frontal)
<b>2</b>	Impacto Oblicuo a velocidad máxima	25	6.94	60° (Oblicuo)
<b>3</b>	Impacto Frontal a velocidad moderada	15	4.17	90° (Frontal)
<b>4</b>	Impacto Oblicuo a velocidad moderada	15	4.17	60° (Oblicuo)

### 2.3.4 Procesamiento de Datos (mismos filtros SAE que en 2.2.3)

El procesamiento de las señales cinemáticas se dividió en dos flujos de trabajo diferenciados, según el tipo de criterio de lesión a evaluar:

- 1) **Para Criterios Cinemáticos Estándar (HIC, BrIC)**: Se extrajeron los historiales de tiempo de aceleración lineal y velocidad angular del centro de gravedad de la cabeza. Estas señales fueron filtradas siguiendo estrictamente la normativa SAE J211-1 (CFC 1000 para aceleraciones y CFC 60 para velocidades angulares) para eliminar ruido numérico y calcular los valores pico necesarios para los índices HIC y BrIC.
- 2) **Para Estimación de Deformación Tisular (CNN-MPS)**: Se generaron archivos de datos específicos conteniendo los perfiles completos de velocidad angular tridimensional ( $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ ) en función del tiempo. A diferencia del cálculo de índices escalares, la red neuronal convolucional (CNN) requiere la evolución temporal completa del impacto como dato de entrada. Por ello, estas

señales se exportaron asegurando una frecuencia de muestreo compatible con la capa de entrada del modelo neuronal, preservando la morfología del pulso rotacional sin aplicar filtros que pudiesen suavizar en exceso la señal de carga.

## 2.4 Estrategia de Validación y Comparación.

La validación del modelo de caída completa (Sección 2.3) se realiza mediante una comparación cruzada con los resultados obtenidos en el modelo simplificado de impacto directo (Sección 2.2). El objetivo fundamental de esta estrategia es verificar que la cinemática de la cabeza del dummy en la simulación compleja (justo en el instante del impacto contra el suelo) sea coherente con la física teórica calculada en el modelo cinemático (Frame 5) e implementada en la simulación simplificada. Para efectos de esta validación, se seleccionó el Caso de Estudio 1 (Impacto Frontal a 25 km/h), debido a que representa el escenario de mayor energía y severidad, siendo el punto crítico para evaluar la estabilidad numérica y la fidelidad biomecánica de la respuesta del modelo.

### 2.4.1 Parámetros de Comparación

La comparación se centrará en el análisis de las curvas de evolución temporal de las dos variables cinemáticas que gobiernan los mecanismos de lesión cerebral:

1. **Aceleración Lineal Resultante ( $a_r$ ):** Se compararán las curvas de aceleración resultante del centro de gravedad de la cabeza. Se opta por la magnitud resultante para eliminar la dependencia de la orientación exacta de la cabeza al momento del impacto, permitiendo verificar que la severidad del golpe traslacional en la caída completa es coherente con el modelo simplificado, independientemente de la alineación de los ejes locales.
2. **Velocidad Angular Resultante ( $\omega_r$ ):** Se contrastarán los perfiles de la magnitud de velocidad angular. Si bien la dirección es relevante para la deformación tisular, para efectos de validación se comparará la resultante para confirmar que la energía rotacional transferida al cerebro durante el impacto es consistente entre ambos escenarios de simulación.

### 2.4.2 Criterios de Validación

Para dar por validado el modelo de caída completa (2.3), se establece un protocolo de verificación en dos niveles: validación cinemática (trayectoria de vuelo) y validación dinámica (severidad del impacto). Específicamente, se considerará que la simulación es válida si los resultados obtenidos en el Caso 1 presentan una correlación de forma y magnitud con el modelo simplificado

(2.2), el cual se basa en el análisis teórico de la trayectoria (2.1). Esta validación requiere satisfacer los siguientes criterios de coincidencia:

- **Sincronización temporal:** La coincidencia temporal del inicio del pulso de impacto.
- **Precisión espacial:** La distancia en X donde impacta la cabeza.
- **Condición de entrada:** La velocidad alcanzada pre-impacto.
- **Similitud de magnitudes:** La similitud en los valores peak de aceleración y velocidad angular.
- **Consistencia en la forma de la curva:** La consistencia en el trazado de la curva durante los primeros milisegundos de contacto con el suelo.

Esta comparación permitirá descartar comportamientos anómalos en la simulación completa (como rebotes excesivos o interacciones fantasma) y confirmar que los datos extraídos son aptos para la evaluación de riesgo posterior.

## 2.5 Evaluación de riesgo de daño cerebral

Finalizada la validación cinemática del modelo, se procederá a la evaluación del riesgo de lesión mediante un enfoque híbrido que combina criterios normativos estándar con metodologías avanzadas de estimación de deformación.

Se calcularán los índices cinemáticos clásicos (**HIC** y **BrIC**) utilizando las señales de aceleración y velocidad extraídas del acelerómetro virtual de la cabeza del dummy. Por otro lado, para una predicción más biofiel del daño interno, se estimará la distribución de la deformación tisular (**MPS**) utilizando un modelo de redes neuronales convolucionales (**CNN**), el cual tomará como input los perfiles de velocidad angular obtenidos de la simulación.

A continuación, se detalla el procedimiento de cálculo para cada indicador.

### 2.5.1 Criterios Cinemáticos (HIC, BrIC y RIC)

Estos índices representan el estándar actual en la industria de seguridad vial para evaluar la probabilidad de lesiones craneales basándose en el movimiento rígido de la cabeza.

1. **Criterio de Lesión Encefálica (HIC):** Para evaluar el riesgo de lesiones focales, principalmente fracturas de cráneo debidas a impactos traslacionales, se utiliza el criterio  $HIC_{15}$ .

Este índice se fundamenta en los estándares de seguridad vehicular establecidos en la normativa federal FMVSS 208 de la Administración Nacional de Seguridad del Tráfico en las Carreteras (NHTSA, 1999). Dado su carácter normativo, su cálculo se realiza de manera automatizada utilizando las herramientas de post-procesamiento integradas en LS-DYNA (LS-PrePost). El software procesa la señal de aceleración lineal resultante filtrada (CFC 1000) del acelerómetro de la cabeza, identificando la ventana de tiempo  $(t_2 - t_1)$  de hasta 15 milisegundos que maximiza la siguiente expresión integral:

$$HIC = \max_{t_1, t_2} \left\{ (t_2 - t_1) \cdot \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\} \quad (2.51)$$

Donde  $a(t)$  es la aceleración medida en múltiplos de la gravedad estándar ( $g$ ).

2. **Criterio de Lesión Rotacional (BrIC):** Para cuantificar el riesgo de lesión cerebral inducida por mecanismos rotacionales (como la Lesión Axonal Difusa), se calculará el índice BrIC (*Brain Injury Criterion*). Este criterio cinemático, desarrollado por Takhounts et al. (2013) para la NHTSA, se fundamenta en la hipótesis de que el BrIC evalúa la severidad del movimiento comparando las velocidades angulares máximas obtenidas en la simulación contra límites de tolerancia humana establecidos. El cálculo se realiza mediante la siguiente fórmula recomendada por los autores (Ecuación 4 del estudio):

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zC}}\right)^2} \quad (2.52)$$

Donde:

- $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ : Son los valores máximos absolutos (*peak*) de la velocidad angular alcanzados en cada eje anatómico (X, Y, Z) durante el evento de impacto.
- $\omega_{xC}, \omega_{yC}, \omega_{zC}$ : Son los **Valores Críticos de Velocidad Angular** (límites de tolerancia).

Estos valores críticos se derivan de modelos computacionales detallados del cerebro humano (SIMon y GHBMc) y, según lo demostrado por Takhounts et al. (2013), son

independientes del tipo de ATD utilizado. Esta característica valida su aplicación directa a las mediciones obtenidas con el dummy Hybrid III 50th:

- $\omega_{xC} = 66.25 \text{ rad/s}$  (Eje X – Roll): Corresponde a la flexión lateral (movimiento de inclinar la oreja hacia el hombro).
- $\omega_{yC} = 56.45 \text{ rad/s}$  (Eje Y – Pitch): Corresponde a la flexión/extensión (movimiento de cabeceo o "asentir").
- $\omega_{zC} = 42.87 \text{ rad/s}$  (Eje Z – Yaw): Corresponde a la rotación axial (movimiento de giro o "negar" con la cabeza).

El procedimiento de cálculo consiste en identificar el peak de velocidad en cada componente direccional independiente, normalizarlo por su valor crítico respectivo y finalmente combinar las tres componentes mediante la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados.

### 3. Criterio de Lesión Rotacional (RIC):

Para complementar el análisis rotacional y evaluar específicamente el riesgo de Lesión Cerebral Traumática leve (mTBI) o conmoción cerebral, se calculará el RIC (Rotational Injury Criterion). Este criterio, desarrollado por Kimpara e Iwamoto (2012), se fundamenta en la analogía con la formulación del HIC, pero aplicada al dominio rotacional, bajo la premisa de que la aceleración angular contribuye significativamente a la generación de lesiones asociadas a la conmoción como la lesión axonal difusa (DAI) y los hematomas subdurales.

A diferencia del BrIC que depende de la velocidad angular máxima, el RIC procesa la historia temporal completa de la aceleración angular resultante  $\alpha(t)$  Su formulación matemática es:

$$RIC_{36} = \max_{t_1, t_2} \left[ (t_2 - t_1) \left( \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \alpha(t) dt \right)^{2.5} \right] \quad (2.53)$$

Donde:

$\alpha(t)$ : Es la magnitud de la aceleración angular resultante.

$t_1$  y  $t_2$ : Son los límites del intervalo de integración que maximizan el valor de la función, restringidos a una ventana máxima de tiempo ( $t_2 - t_1$ ) de 36 ms, debido a que las duraciones típicas de los pulsos angulares en impactos (como en fútbol americano) exceden los 15 ms usados en el HIC estándar.

## 2.5.2 Estimación de Deformación Tisular (MPS) mediante CNN

Para superar las limitaciones de los índices puramente cinemáticos y obtener una evaluación más biofiel del trauma, se estimará directamente la respuesta mecánica del tejido cerebral. Para ello, se implementará un modelo de Redes Neuronales Convolucionales (CNN) pre-entrenado, específicamente el algoritmo desarrollado por el laboratorio de biomecánica Jilab (Ghazi et al., 2021; Wu et al., 2019; Zhao & Ji, 2019).

Esta herramienta computacional permite predecir la distribución de la deformación en el cerebro en función del movimiento de la cabeza, actuando como un sustituto eficiente de los modelos de elementos finitos del cerebro humano, los cuales demandan un alto costo computacional.

### A. Fundamento Técnico y Entrenamiento del Modelo:

El algoritmo fue entrenado utilizando una base de datos de 5,661 casos de impacto. Estos datos integran registros de impactos reales medidos en diversas disciplinas como boxeo, MMA y fútbol americano (registros de Stanford University), reconstrucciones cinemáticas de la NFL e impactos de fútbol americano escolar (High School).

Para generar los datos de entrenamiento, se utilizó el modelo de elementos finitos WHIM V1.0, el cual incorpora la anisotropía de la materia blanca para lograr una mayor biofidelidad en la respuesta mecánica. Este modelo fue implementado y ejecutado en el software Abaqus/Explicit, donde se calcularon los campos de deformación real de los miles de casos de impacto analizados. Estos resultados obtenidos sirvieron como la referencia base para entrenar la CNN, permitiéndole aprender la relación entre la cinemática y el daño cerebral. Una vez optimizada, la red puede estimar estos resultados de forma instantánea, logrando una velocidad de cálculo aproximadamente 36,000 veces superior a la simulación tradicional.

**B. Implementación del Algoritmo:** Se utilizará el código fuente abierto CNN *estimation of brain strain distribution*. El flujo de trabajo para la obtención de los resultados será el siguiente:

- 1) Extracción de Datos (Input): Desde la simulación de LS-DYNA, se exportarán las curvas de las tres componentes de velocidad angular ( $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ ) de la cabeza del dummy.
- 2) Pre-procesamiento: Se utilizará MATLAB para procesar los datos empleando directamente el código fuente del repositorio (Jilab) CNN-estimation-of-brain-strain-distribution. Las curvas de velocidad angular obtenidas de la simulación se adaptarán para crear la matriz de entrada exacta que pide el código, un perfil de 100 datos, con una separación de 1 ms entre cada uno. De esta manera, se reemplazarán los datos de ejemplo del autor por los resultados de esta simulación.
- 3) Ejecución del Modelo: Se ejecutarán dos versiones del algoritmo para obtener resultados complementarios, primeramente, se usará la versión 1 para calcular métricas numéricas precisas en el *corpus callosum*, y la versión 2 para generar la visualización de la deformación en el cerebro. El algoritmo CNN procesará estos perfiles de velocidad, correlacionando la evolución temporal del pulso rotacional con los patrones de deformación aprendidos durante su entrenamiento.

**C. Resultados Obtenidos (Output):** El modelo entregará dos tipos de resultados críticos para la evaluación del riesgo:

- 1) **Valor Escalar de MPS (Maximum Principal Strain):** Se obtendrá el valor máximo de deformación principal (MPS) en todo el volumen cerebral. Adicionalmente, gracias a la versión 1, se extraerán indicadores específicos para estructuras críticas, la *deformación máxima en el corpus callosum* ( $MPS_{CC}$ ) y la *deformación de la fibra axonal del corpus callosum* ( $FS_{CC}$ ). Estos valores se utilizarán para dictaminar el riesgo de Lesión Axonal Difusa (DAI), comparándolo con los umbrales de daño tisular establecidos en la sección (1.4.2).
- 2) **Mapeo de Deformación (Gráfico del Cerebro):** Mediante la versión 2, el código generará una representación visual tridimensional de la distribución de la deformación (strain fields) en la geometría cerebral. Estos mapas de contorno permitirán identificar las regiones anatómicas específicas sometidas a mayores concentraciones de estrés durante el impacto.

## 3 Resultados

### 3.1 Resultados de la Cinemática de Caída (Modelo Analítico)

En esta sección se presentan los resultados obtenidos al aplicar las ecuaciones de movimiento desarrolladas en el Capítulo 2.1 para el Caso de Estudio 1 (Impacto frontal a 25km/h). El objetivo es determinar las condiciones de frontera exactas (velocidad lineal y angular) con las que la cabeza impacta el suelo, las cuales servirán como input para la simulación simplificada.

#### 3.1.1 Evolución Cinemática

Al resolver las ecuaciones de conservación de momento angular y dinámica rotacional (Sección 2.1.2 y 2.1.3), se obtuvieron los estados cinemáticos del sistema en los instantes críticos de la caída: el inicio de la rotación (Frame 2) y el momento de desprendimiento (Frame 3).

*Tabla 15 Resultados de la fase de rotación y desprendimiento*

Variable	Descripción	Frame 2 (Impacto)	Frame 3 (Desprendimiento)
$\phi_i$	Ángulo de rotación	0°	30.62°
$\omega_i$	Velocidad Angular	5.69 rad/s	5.54 rad/s
$\alpha_i$	Aceleración Angular	-3.79 rad/s <sup>2</sup>	0.83 rad/s <sup>2</sup>
$\vec{v}_p$	Vel. Lineal de la Persona	(-5.83, 2.73) m/s	(-6.23, -0.60) m/s

#### 3.1.2 Condiciones Finales de Impacto (Input para Simulación)

Finalmente, tras aplicar las ecuaciones de vuelo balístico (Sección 2.1.5) a partir de las condiciones de desprendimiento, se determinaron los parámetros exactos con los que la cabeza impacta el suelo (Frame 5).

*Tabla 16 Condiciones de Impacto de Cabeza Calculadas (Frame 5)*

Variable	Valor Resultante	Interpretación Física
Tiempo de Vuelo $t_{\text{impacto}}$	0.313 s	Tiempo transcurrido desde el desprendimiento hasta el contacto.
Posición de Impacto $X_{\text{impacto}}$	-2.61 m	Distancia horizontal medida desde la solera hasta el punto de impacto de la cabeza.
Ángulo Torso-Suelo $\theta_5$	40.39°	Indica el Angulo entre el cuerpo y el suelo al momento del impacto.

Velocidad de Pre-Impacto $v_{preimpacto}$	$(-3.73, -6.64) \text{ m/s}$	Vector de velocidad lineal del cabeza justo antes de impactar con el piso.
Velocidad angular del CM pee-impacto $\omega_5$	$5.55 \text{ rad/s}$	Velocidad angular que presenta el cuerpo de la persona durante el vuelo.
Velocidad del CM pre- impacto. $v_{cm_{preimpacto}}$	$(-6.25, -3.69) \text{ m/s}$	Velocidad lineal del Centro de masa de la persona justo antes de impactar con el piso.

Estos resultados analíticos, específicamente el vector de velocidad de impacto es el dato de entrada (input) validado que se utilizará para configurar las condiciones iniciales en la simulación simplificada de la Sección 3.2.

## 3.2 Resultados Para la Validación del Modelo (Caso 1)

Esta sección expone los resultados numéricos y gráficos obtenidos para el escenario de impacto frontal a 25 km/h (Caso 1). Se presentan por separado los datos del modelo simplificado (cabeza aislada) y del modelo completo (dummy sobre scooter) para su validación.

### 3.2.1 Resultados Modelo Simplificado

Se realizó la simulación del impacto directo de la cabeza (modelo FMH) utilizando como condiciones iniciales el vector de velocidad lineal  $\vec{v}_{pre-impacto} = (-3.73, -6.64) \text{ [m/s]}$ , derivados del cálculo analítico (Sección 3.1). A continuación, se presentan los gráficos de las variables cinemáticas resultantes vs tiempo en el nodo 1 (acelerómetro de la cabeza) durante el impacto.

1. **Aceleración Lineal:** Se utilizo un filtro SAE1000 para la señal de aceleración.

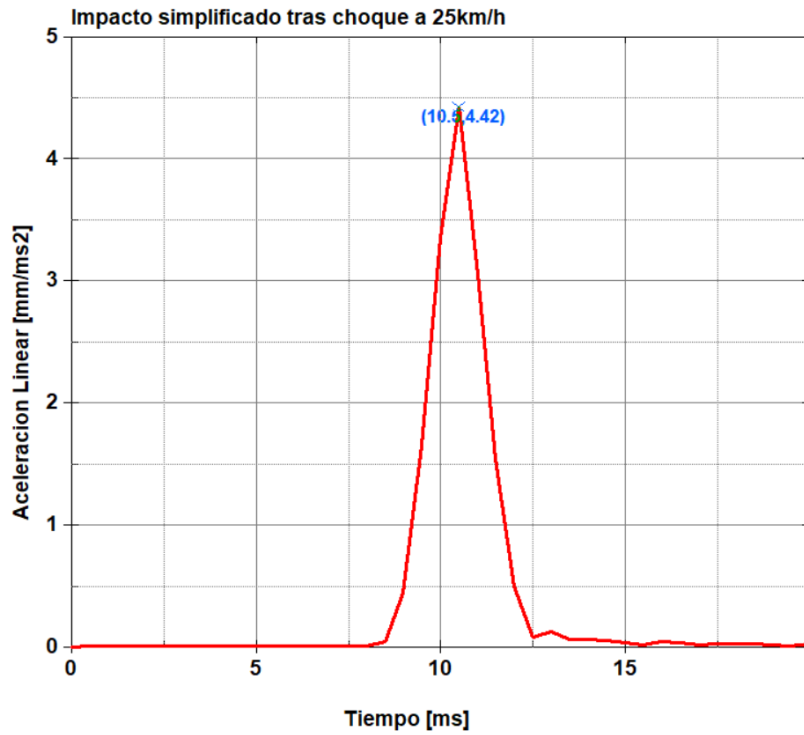


Figura 14 Grafico de Aceleración Lineal vs Tiempo en el Nodo1 para el Caso Simplificado

2. **Velocidad Angular:** Se utilizo un filtro SAE180 para la señal de velocidad angular.

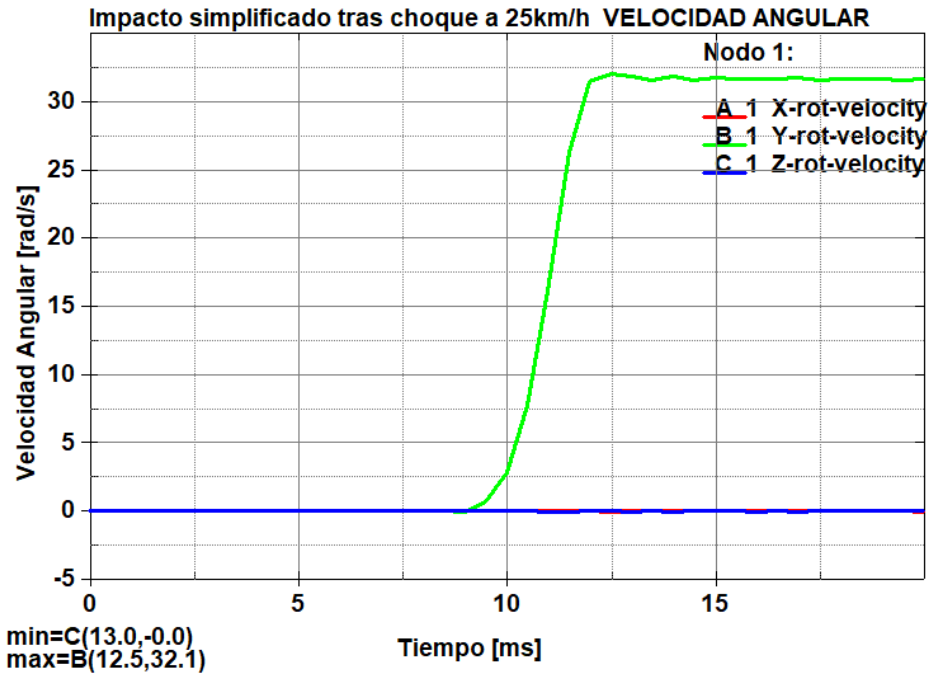


Figura 15 Grafico de Velocidad Angular vs Tiempo en el Nodo1 para el Caso Simplificado

### 3.2.2 Resultados Modelo Completo

Basado en la estrategia de validación definida en la sección 2.4, a continuación, se presentan los resultados cinemáticos obtenidos para el Caso 1 (Impacto frontal a 25 km/h).

1. **Cinemática de la caída:** Se presenta una secuencia cronológica de fotogramas superpuestos extraídos de la simulación.

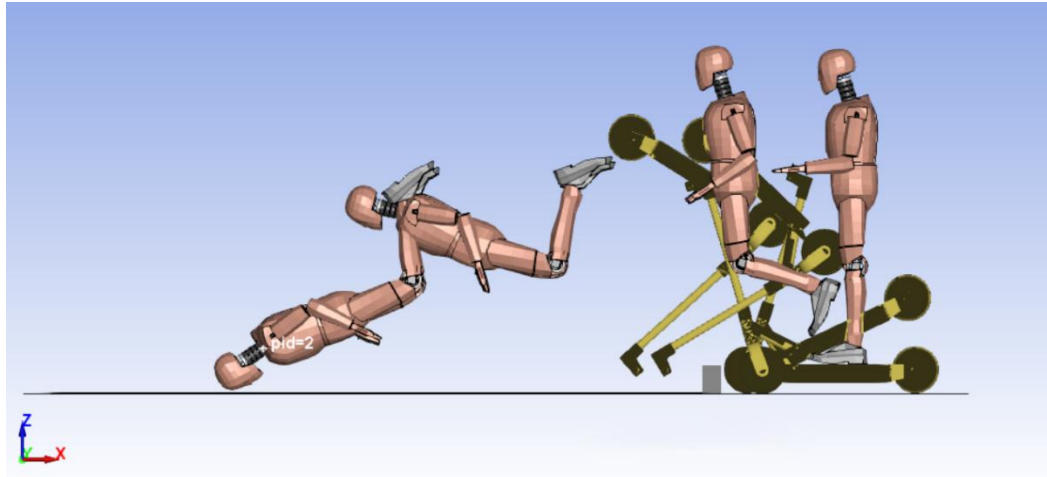


Figura 16 Secuencia de la cinemática de caída para el caso 1, vista lateral.

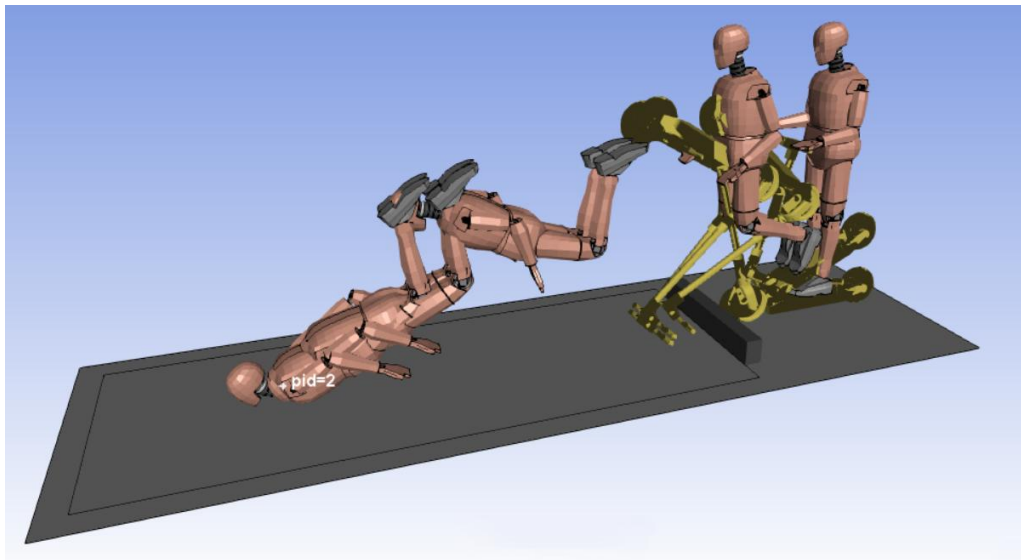


Figura 17 Secuencia de la cinemática de caída para el caso 1, vista en perspectiva.

2. **Aceleración Lineal:** Se aplicó un filtro SAE1000 según la recomendación para la señal resultante.

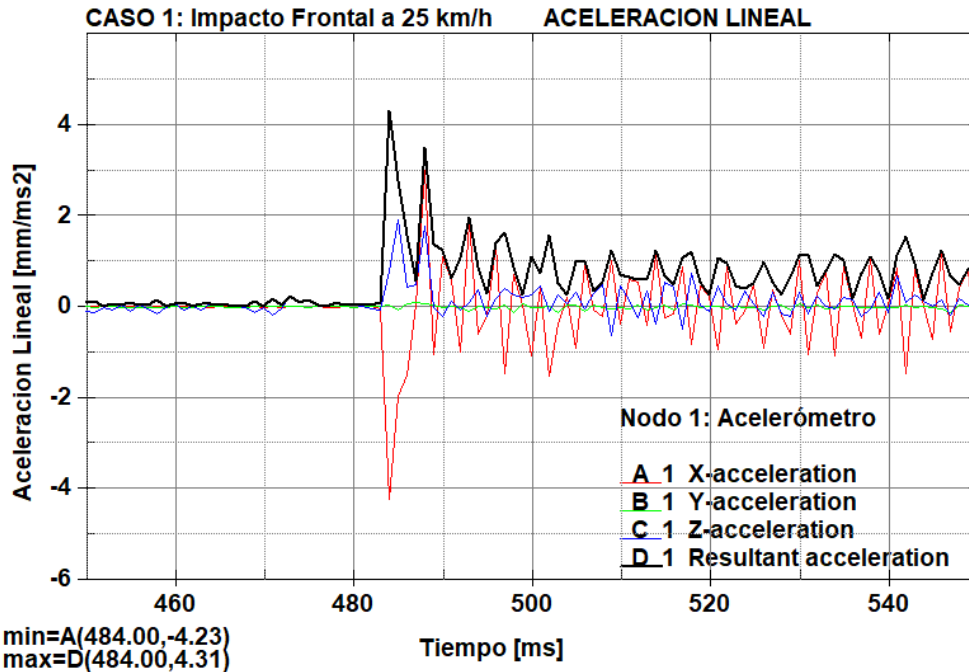


Figura 18 Grafico de Aceleración Lineal vs Tiempo en el Nodo1 para el Caso 1.

3. **Velocidad Angular:** Se aplico filtro SAE180 para la señal de velocidad angular

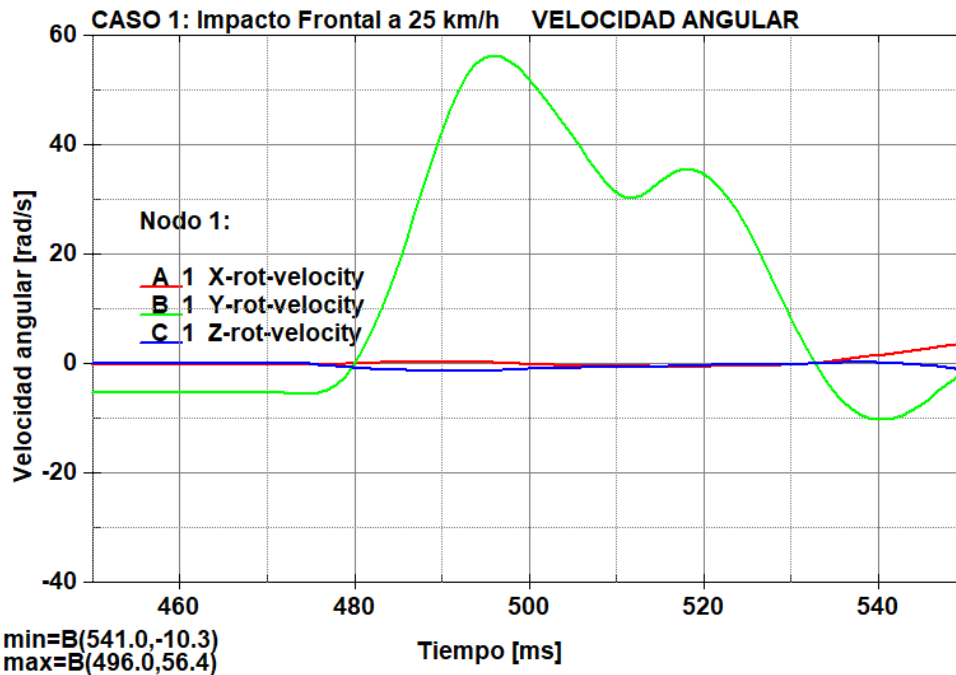


Figura 19 Grafico de Velocidad Angular vs Tiempo en el Nodo 1 para el Caso 1.

4. **Desplazamiento cabeza en X:** Se generó un gráfico de velocidad lineal y de desplazamiento para el Nodo 1, utilizando un sistema de referencia global para observar el tiempo efectivo de caída y el desplazamiento total en X.

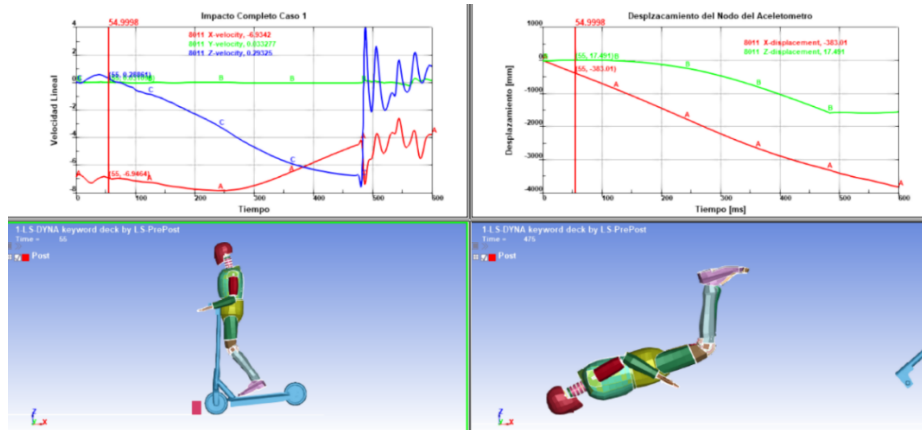


Figura 20 Trayectoria del centro de gravedad de la cabeza durante la caída.

### 3.3 Resultados del Estudio Paramétrico (Casos 1 al 4)

A continuación, se presentan los resultados individuales obtenidos para cada uno de los escenarios definidos en la matriz de diseño experimental. Para cada caso, se presentan los gráficos temporales de la cinemática, las curvas de evolución de los criterios de lesión encefálica (HIC) y los mapas de deformación cerebral obtenidos.

#### 3.3.1 Caso 1: Impacto Frontal contra solera a 25km/h

1. **Respuesta Cinemática:** Se registraron las aceleraciones y velocidades angulares en el nodo 1 (acelerómetro).
  - **Aceleración Lineal:** La Figura 21 muestra el pulso de aceleración lineal en sus 3 componentes junto a su resultante durante el impacto.
  - **Velocidad Angular:** La Figura 22 detalla la evolución de la velocidad de rotación, destacando el peak máximo alcanzado.

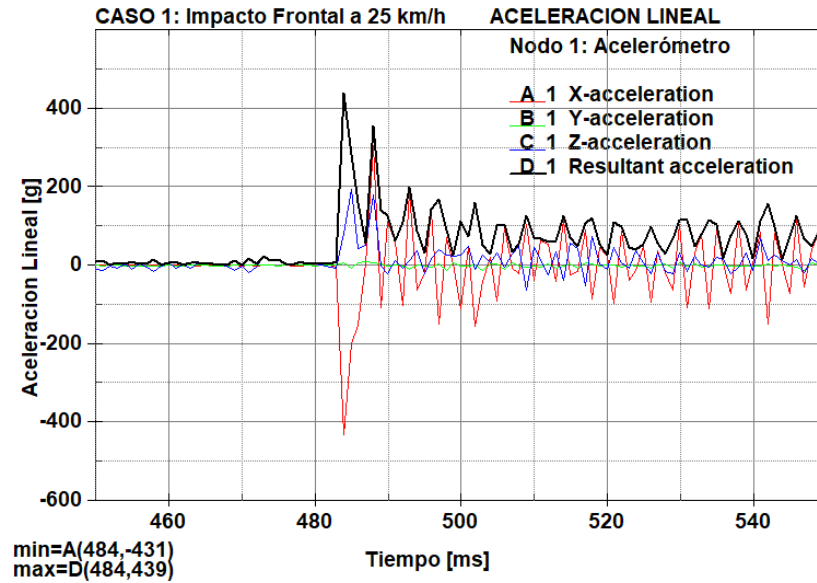


Figura 21 Grafico aceleración Lineal Resultante(g) para el Caso 1

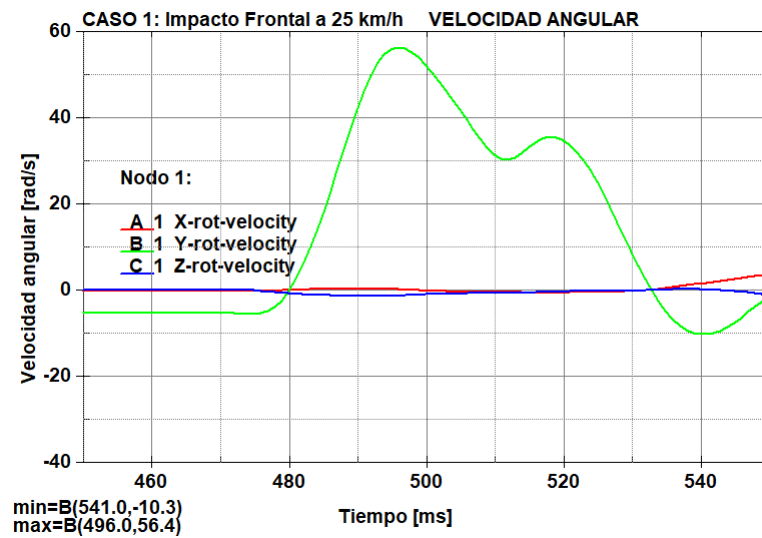


Figura 22 Grafico velocidad angular (rad/s) para el Caso 1

2. **Gráficos adicionales en Ls-Dyna:** Se calcularon las ventanas de integración para los criterios HIC de 15 ms y 36 ms.

- **HIC 15:** La Figura 23 muestra la ventana de tiempo óptima donde se maximiza el índice.
- **HIC 36:** La Figura 24 presenta el cálculo correspondiente para la ventana extendida.

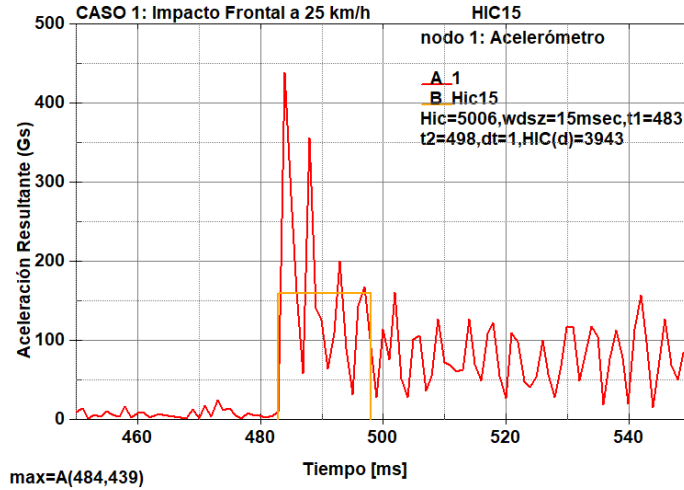


Figura 23 Evaluación del criterio HIC con ventana de 15 ms para el Caso 1.

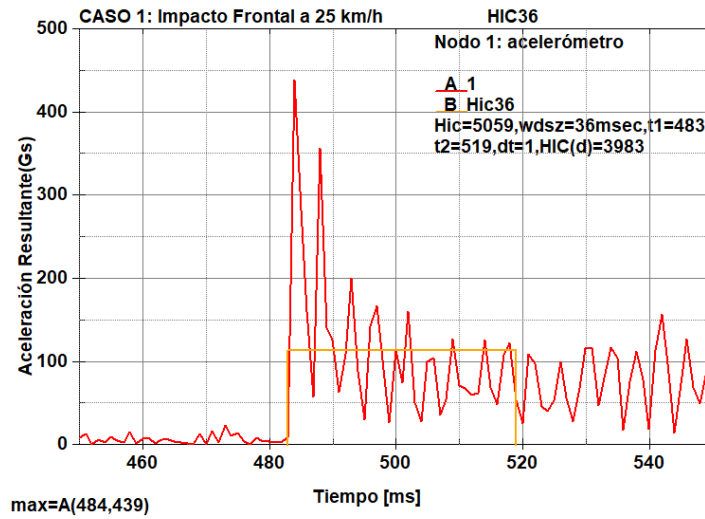


Figura 24 Evaluación del criterio HIC con ventana de 36 ms para el Caso 1.

3. **Resumen de Índices Calculados:** La Tabla 17 presenta los valores numéricos obtenidos para todos los criterios cinemáticos calculados en este caso.

Tabla 17 Índices de lesión cinemáticos para el Caso 1.

Indice	Valor Obtenido
<i>HIC</i> <sub>15</sub>	5624.99
<i>BrIC</i>	1.0029
<i>RIC</i> <sub>36</sub>	$3.47 \times 10^8$

4. **Resultados de Deformación Cerebral (MPS):** Utilizando el perfil cinemático rotacional como input en la herramienta CNN, se obtuvo la estimación de la deformación del tejido cerebral.

- **Valor MPS (Percentil 95):** 0.45[-]
- **Valor MPS Corpus Callosum (Percentil 95):** 0.274[-]
- **Valor FS Corpus Callosum (Percentil 95):** 0.094[-]
- **Distribución:** La Figura 25 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 1. presenta la distribución de la deformación principal máxima en el cerebro, con una escala de colores de 0 a 0.4[-].

### RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN (25 km/h Frontal)

MPS Máximo (Peak): 0.783600

MPS 95% Percentil: 0.458400

MPS Promedio: 0.245800

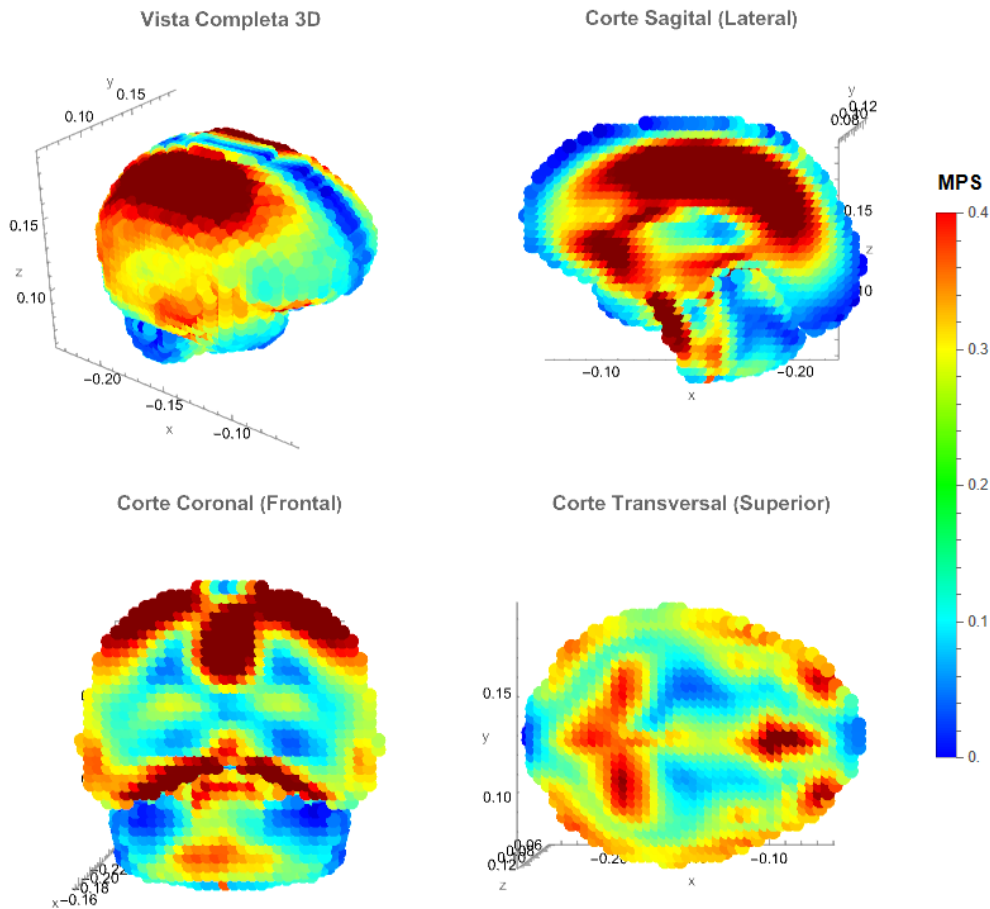


Figura 25 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 1.

### 3.3.2 Caso 2: Impacto a 60° contra solera a 25km/h

1. **Respuesta Cinemática:** Se registraron las aceleraciones y velocidades angulares en el nodo 1 (acelerómetro).
  - **Aceleración Lineal:** La Figura 26 muestra el pulso de aceleración lineal en sus 3 componentes junto a su resultante durante el impacto.
  - **Velocidad Angular:** La Figura 27 detalla la evolución de la velocidad de rotación, destacando el peak máximo alcanzado.

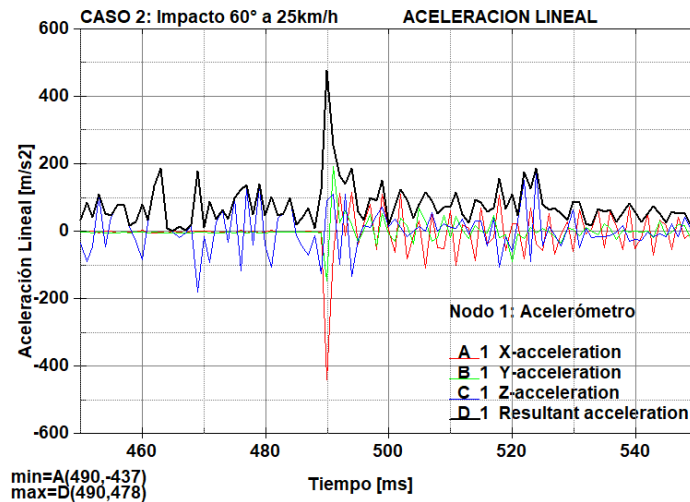


Figura 26 Gráfico aceleración Lineal Resultante(g) para el Caso 2

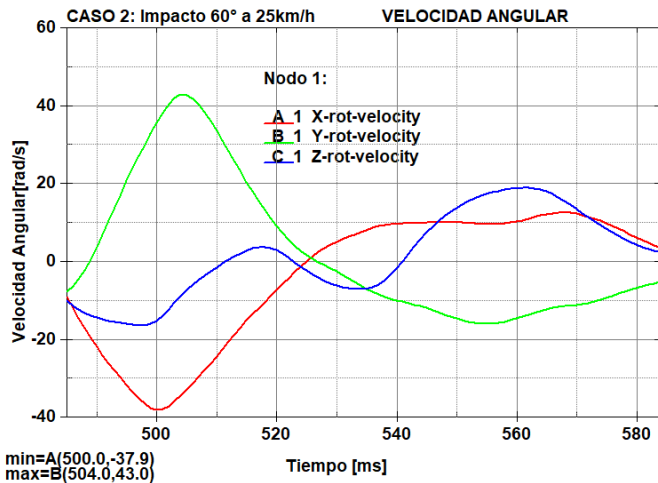


Figura 27 Gráfico velocidad angular (rad/s) para el Caso 2.

2. **Gráficos adicionales en Ls-Dyna:** Se calcularon las ventanas de integración para los criterios HIC de 15 ms y 36 ms.

- **HIC 15:** La Figura 28 muestra la ventana de tiempo óptima donde se maximiza el índice.
- **HIC 36:** La Figura 29 presenta el cálculo correspondiente para la ventana extendida.

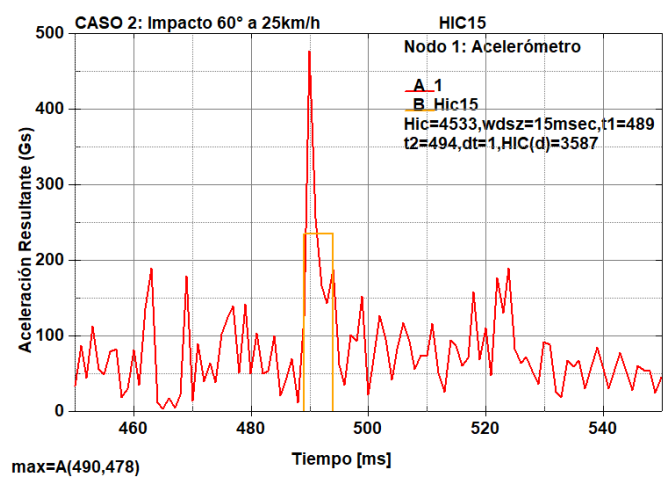


Figura 28 Evaluación del criterio HIC con ventana de 15 ms para el Caso 2.

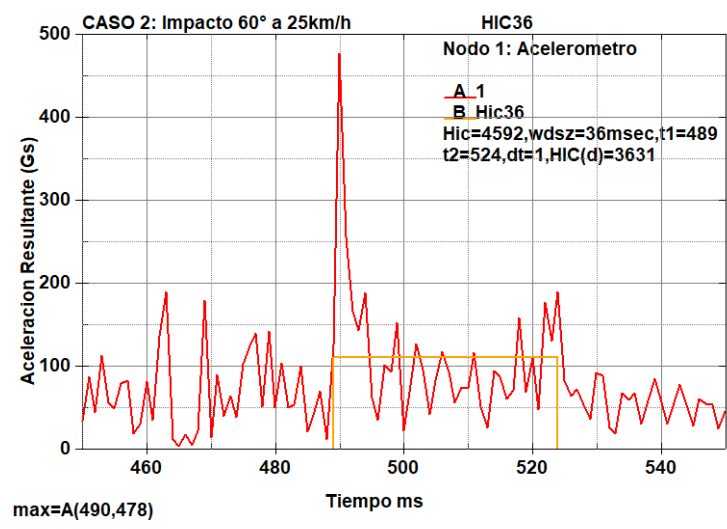


Figura 29 Evaluación del criterio HIC con ventana de 36 ms para el Caso 2.

3. **Resumen de Índices Calculados:** La Tabla 18 presenta los valores numéricos obtenidos para todos los criterios cinemáticos calculados en este caso.

Tabla 18 Índices de lesión cinemáticos para el Caso 2.

Índice	Valor Obtenido
$HIC_{15}$	5170.77
$BrIC$	1.0515
$RIC_{36}$	$7.80 \times 10^8$

4. **Resultados de Deformación Cerebral (MPS):** Utilizando el perfil cinemático rotacional como input en la herramienta CNN, se obtuvo la estimación de la deformación del tejido cerebral.

- **Valor MPS (Percentil 95):** 0.42[–]
- **Valor MPS Corpus Callosum (Percentil 95):** 0.280[–]
- **Valor FS Corpus Callosum (Percentil 95):** 0.141[–]
- **Distribución:** La Figura 30 presenta la distribución de la deformación principal máxima en el cerebro, con una escala de colores de 0 a 0.4[–].

### RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN (25 km/h Con 60°)

MPS Máximo (Peak): 0.721000

MPS 95% Percentil: 0.421200

MPS Promedio: 0.245800

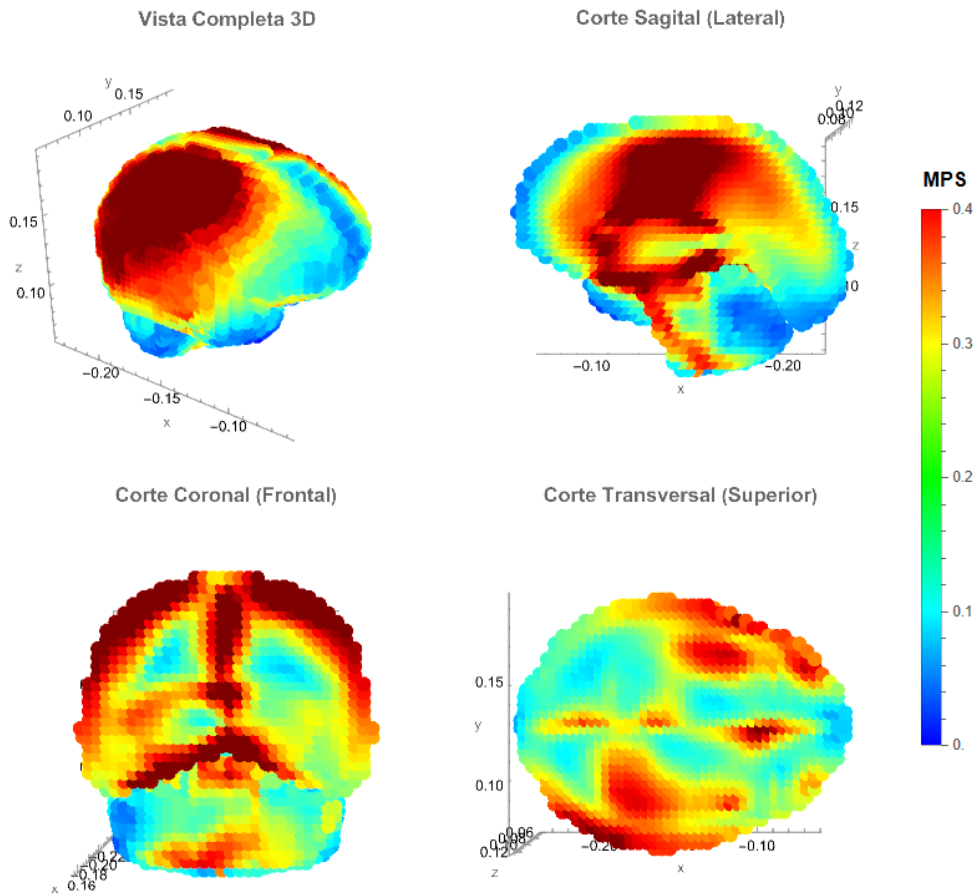


Figura 30 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 2.

### 3.3.3 Caso 3: Impacto Frontal contra solera a 15km/h

1. **Respuesta Cinemática:** Se registraron las aceleraciones y velocidades angulares en el nodo 1 (acelerómetro).
  - **Aceleración Lineal:** La Figura 31 muestra el pulso de aceleración lineal en sus 3 componentes junto a su resultante durante el impacto.
  - **Velocidad Angular:** La Figura 32 detalla la evolución de la velocidad de rotación, destacando el peak máximo alcanzado.

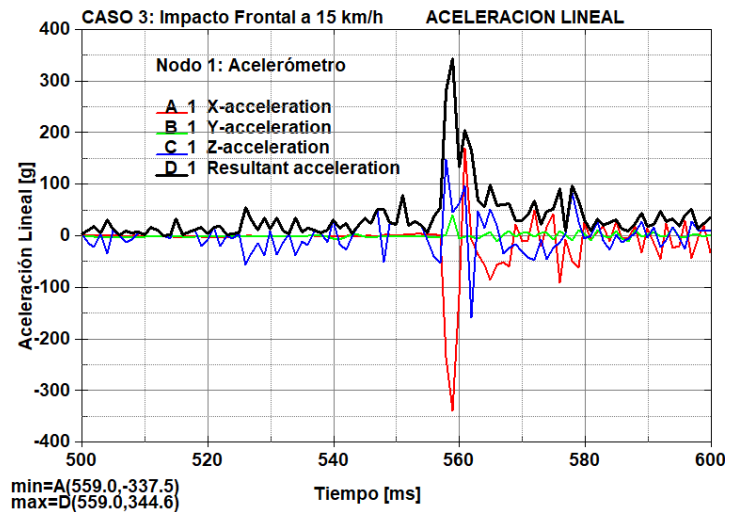


Figura 31 Gráfico aceleración Lineal Resultante(g) para el Caso 3

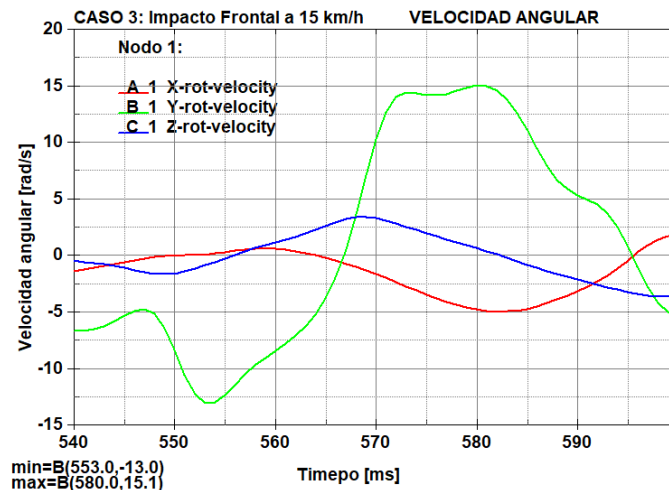


Figura 32 Gráfico velocidad angular (rad/s) para el Caso 3

2. **Gráficos adicionales en Ls-Dyna:** Se calcularon las ventanas de integración para los criterios HIC de 15 ms y 36 ms.

- **HIC 15:** La Figura 33 muestra la ventana de tiempo óptima donde se maximiza el índice.
- **HIC 36:** La Figura 34 presenta el cálculo correspondiente para la ventana extendida.

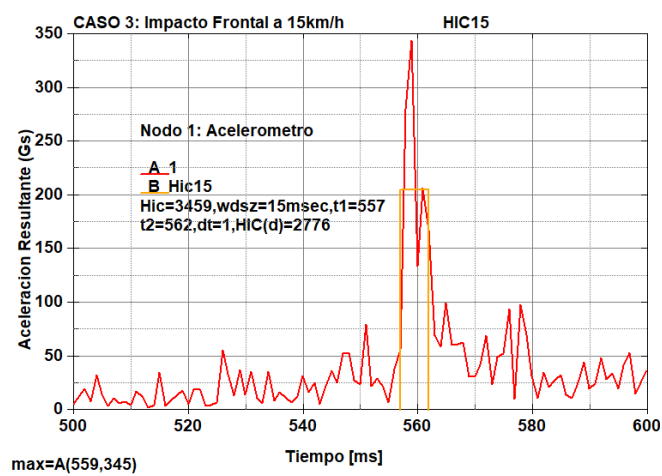


Figura 33 Evaluación del criterio HIC con ventana de 15 ms para el Caso 3.

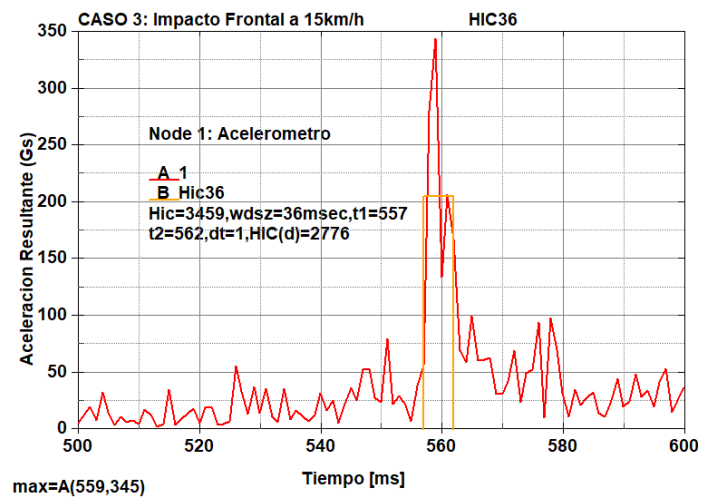


Figura 34 Evaluación del criterio HIC con ventana de 36 ms para el Caso 3.

3. **Resumen de Índices Calculados:** La Tabla 19 presenta los valores numéricos obtenidos para todos los criterios cinemáticos calculados en este caso.

Tabla 19 Índices de lesión cinemáticos para el Caso 3.

Índice	Valor Obtenido
<b>HIC<sub>15</sub></b>	3874.65
<b>BrIC</b>	0.2898
<b>RIC<sub>36</sub></b>	$3.64 \times 10^8$

4. **Resultados de Deformación Cerebral (MPS):** Utilizando el perfil cinemático rotacional como input en la herramienta CNN, se obtuvo la estimación de la deformación del tejido cerebral.
- **Valor MPS (Percentil 95):** 0.19[–]
  - **Valor MPS Corpus Callosum (Percentil 95):** 0.177[–]
  - **Valor FS Corpus Callosum (Percentil 95):** 0.111[–]
  - **Distribución:** La Figura 35 presenta la distribución de la deformación principal máxima en el cerebro, con una escala de colores de 0 a 0.4[–].

### RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN (15 km/h Frontal)

MPS Máximo (Peak): 0.318400

MPS 95% Percentil: 0.192100

MPS Promedio: 0.110900

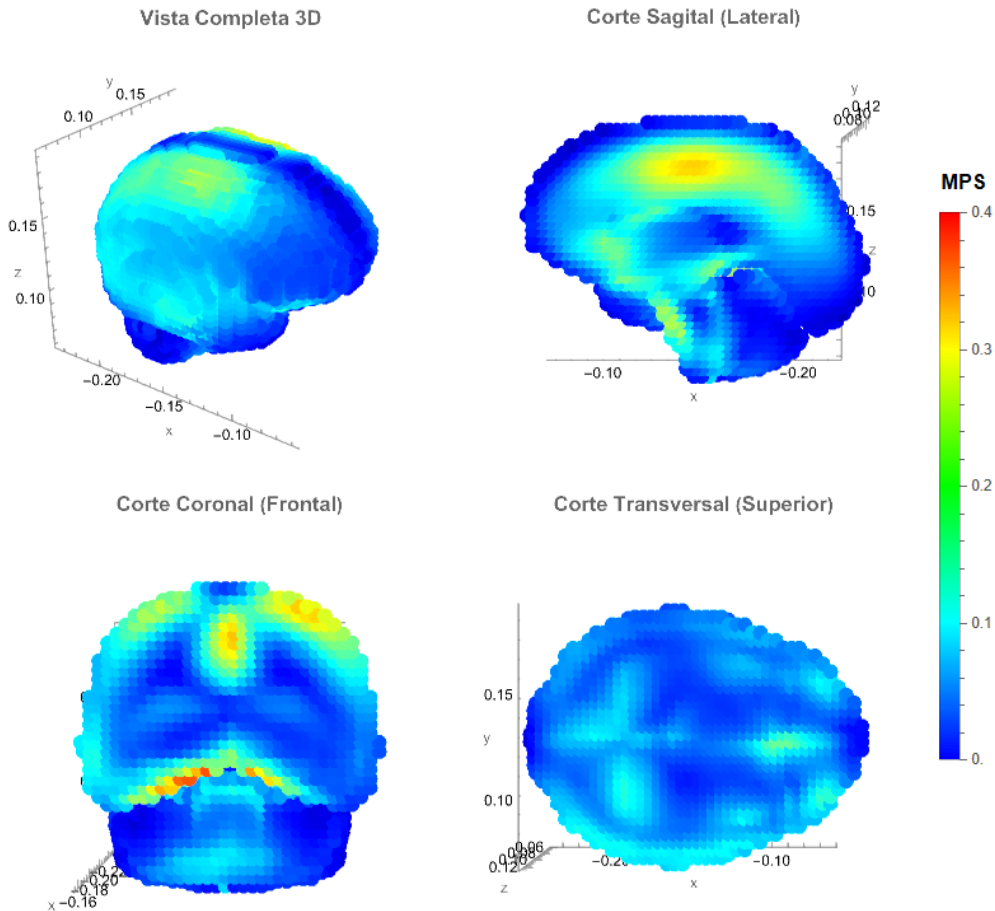


Figura 35 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 3.

### 3.3.4 Caso4: Impacto a 60° contra solera a 15km/h

1. **Respuesta Cinemática:** Se registraron las aceleraciones y velocidades angulares en el nodo 1 (acelerómetro).
  - **Aceleración Lineal:** La Figura 36 muestra el pulso de aceleración lineal en sus 3 componentes junto a su resultante durante el impacto.
  - **Velocidad Angular:** La Figura 37 detalla la evolución de la velocidad de rotación, destacando el peak máximo alcanzado.

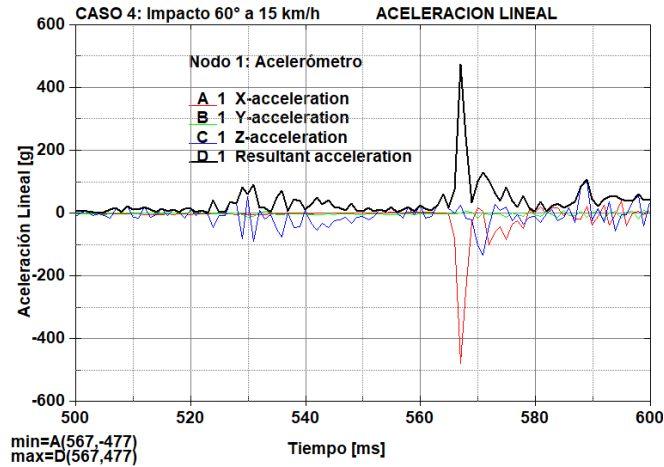


Figura 36 Grafico aceleración Lineal Resultante(g) para el Caso 4

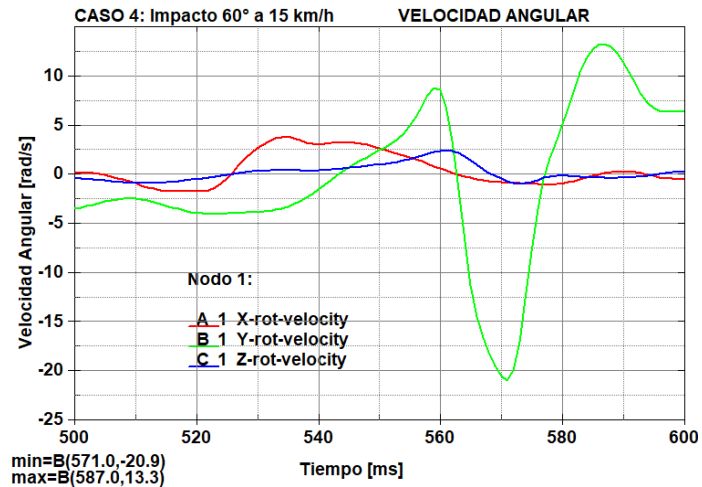


Figura 37 Grafico velocidad angular (rad/s) para el Caso 4

2. **Gráficos adicionales en Ls-Dyna:** Se calcularon las ventanas de integración para los criterios HIC de 15 ms y 36 ms.
  - **HIC 15:** La Figura 38 muestra la ventana de tiempo óptima donde se maximiza el índice.

- **HIC 36:** La Figura 39 presenta el cálculo correspondiente para la ventana extendida.

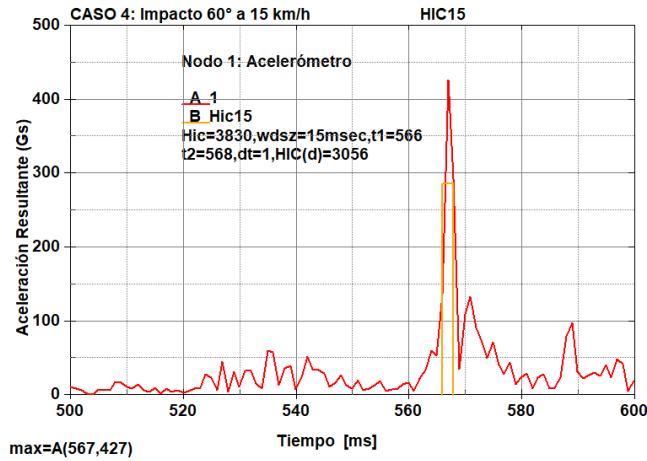


Figura 38 Evaluación del criterio HIC con ventana de 15 ms para el Caso 4.

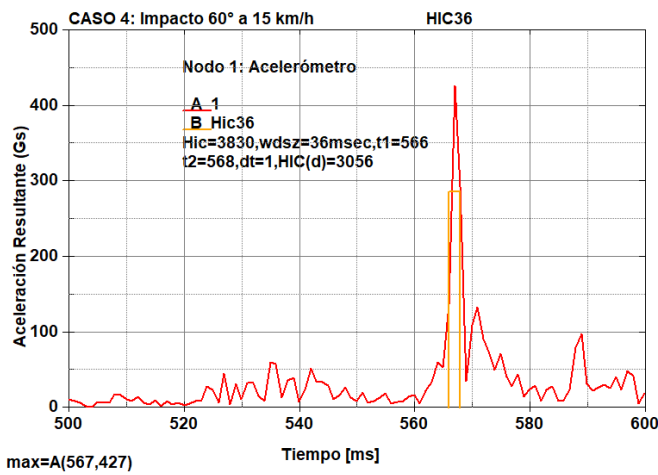


Figura 39 Evaluación del criterio HIC con ventana de 36 ms para el Caso 4.

3. **Resumen de Índices Calculados:** La Tabla 20 presenta los valores numéricos obtenidos para todos los criterios cinemáticos calculados en este caso.

Tabla 20 Índices de lesión cinemáticos para el Caso 4.

Índice	Valor Obtenido
<b><i>HIC</i><sub>15</sub></b>	4103.1
<b><i>BrIC</i></b>	0.3802
<b><i>RIC</i><sub>36</sub></b>	$1.35 \times 10^9$

4. **Resultados de Deformación Cerebral (MPS):** Utilizando el perfil cinemático rotacional como input en la herramienta CNN, se obtuvo la estimación de la deformación del tejido cerebral.

- **Valor MPS (Percentil 95):** 0.24[-]
- **Valor MPS Corpus Callosum (Percentil 95):** 0.230[-]
- **Valor FS Corpus Callosum (Percentil 95):** 0.102[-]
- **Distribución:** La Figura 40 presenta la distribución de la deformación principal máxima en el cerebro, con una escala de colores de 0 a 0.4[-].

VE

#### RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN (15 km/h Con 60°)

MPS Máximo (Peak): 0.560300

MPS 95% Percentil: 0.245500

MPS Promedio: 0.143500

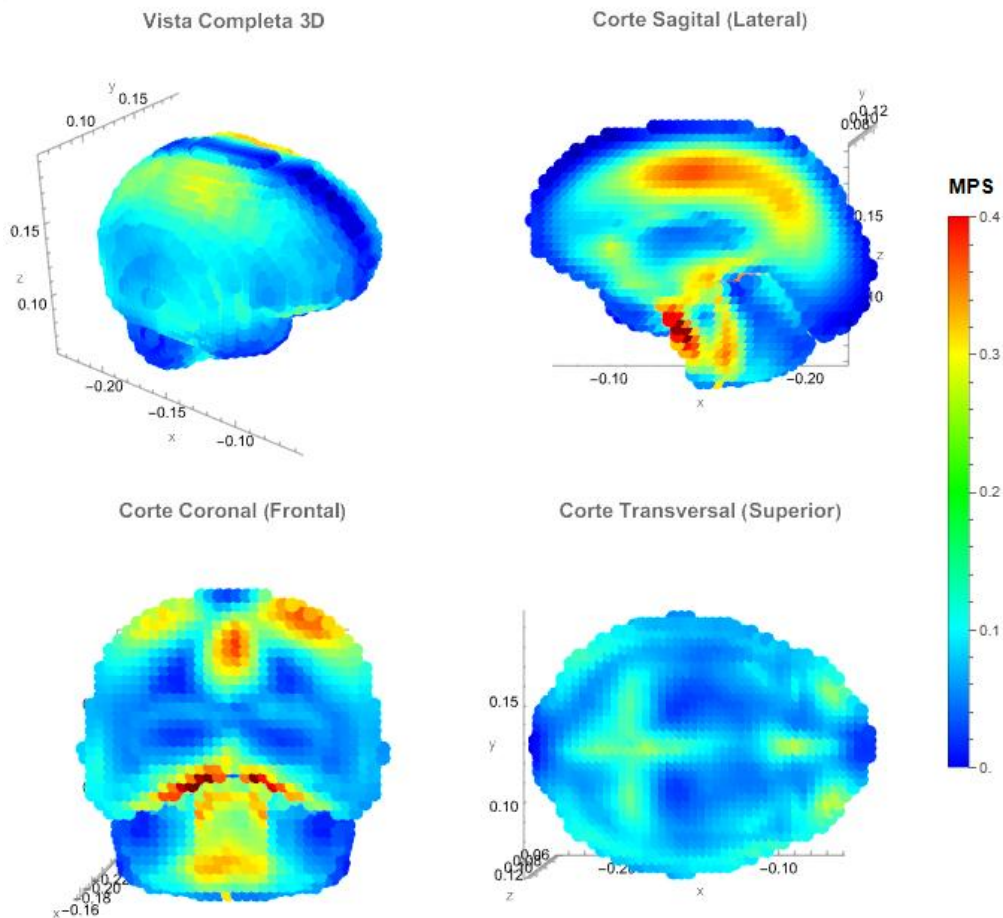


Figura 40 Mapa de distribución de la Deformación Principal Máxima (MPS) en el cerebro para el Caso 4.

## 4 Análisis y Discusión de Resultados

### 4.1 Análisis de Cinemática de la caída (modelo analítico)

#### Análisis de la Fase de Rotación:

Los resultados obtenidos del modelo analítico (Tabla 15) revelan una consistencia física con la dinámica de vaulting o efecto catapulta. Tras el impacto inicial, el sistema transforma su momento lineal en una rotación con respecto al eje de la rueda delantera, adquiriendo una velocidad angular antihoraria ( $\omega_2 = 5.69 \text{ rad/s}$ ). En esta etapa inicial (Frame 2: Impacto Instantáneo e inicio de la rotación), la inercia mantiene la proyección del sistema en el sentido del movimiento (eje X negativo), mientras que la componente vertical de la velocidad lineal ( $v_{2,y} = 2.73 \text{ m/s}$ ) es positiva, indicando que el cuerpo comienza un ascenso en una trayectoria de arco.

Al analizar la transición entre el impacto (Frame 2: Impacto Instantáneo e inicio de la rotación) y el desprendimiento (Frame 3: Ángulo de Desprendimiento  $\phi_3$  y pérdida de contacto entre la persona y el scooter), se observa un cambio fundamental en el comportamiento del sistema debido a la posición del Centro de Masa (CM). Inicialmente, tras el impacto, el sistema experimenta una desaceleración angular ( $\alpha_2 = -3.79 \text{ rad/s}^2$ ), debido a que el momento gravitacional se opone al giro mientras el CM se encuentra detrás del eje de pivote. Como consecuencia directa de este frenado inicial, se observa una disminución en la magnitud de la velocidad angular (de  $5.69$  a  $5.54 \text{ rad/s}$ ) durante el intervalo.

Sin embargo, al alcanzar el instante de desprendimiento (Frame 3: Ángulo de Desprendimiento  $\phi_3$  y pérdida de contacto entre la persona y el scooter,  $\phi_3 = 30.62^\circ$ ), la aceleración angular cambia de signo a un valor positivo ( $\alpha_3 = 0.83 \text{ rad/s}^2$ ). Este cambio de signo indica que el sistema ha superado el punto de equilibrio inestable (la vertical del pivote), en este momento, el vector de peso del conjunto scooter-dummy pasa por delante del eje de rotación. Al cruzar esta vertical, la línea de acción de la fuerza de gravedad se sitúa delante del punto de apoyo, creando un brazo de momento positivo que invierte la dirección del momento gravitacional, generando así un momento a favor del movimiento que contribuye a la eyección del cuerpo.

Este fenómeno se corrobora al observar la velocidad lineal de la persona. Si bien la componente horizontal mantiene su magnitud negativa (hacia adelante), la componente vertical  $v_{yp}$  invierte su sentido, pasando de  $2.73 \text{ m/s}$  (ascenso) a  $-0.6 \text{ m/s}$  (leve descenso). Esto confirma que, al momento

de separarse del scooter, el conductor ya ha superado la altura máxima de la trayectoria de arco generada por el vaulting, siendo eyectado con una velocidad tangencial que lo proyecta hacia adelante y ligeramente hacia abajo, directo hacia el impacto contra el suelo.

### **Análisis de la Fase de Vuelo Libre y Condiciones de Pre-Impacto**

Una vez superada la condición de desprendimiento ( $N=0$  en el Frame 3: Ángulo de Desprendimiento  $\phi_3$  y pérdida de contacto entre la persona y el scooter), el sistema ingresa a una etapa de vuelo libre (Frame 4: Inicio del Vuelo Balístico del maniquí con velocidad angular constante). Tal como se define en la metodología (sección 2.1.6), esta fase está compuesta dos principios físicos: la trayectoria parabólica del Centro de Masa (CM) bajo la acción de la gravedad y la rotación del cuerpo rígido alrededor de dicho CM.

El análisis de los resultados en el Frame 5: Instante Pre-Impacto final de la cabeza contra el suelo revela la severidad cinemática del escenario. Durante el intervalo de vuelo ( $t_{\text{impacto}} = 0.313 \text{ s}$ ), la aceleración gravitatoria actúa sobre la masa, transformando la energía potencial ganada durante el vaulting en energía cinética vertical. Esto se evidencia drásticamente en el vector de velocidad lineal de la cabeza: mientras que en el instante de desprendimiento la velocidad vertical era mínima ( $-0.60 \text{ m/s}$ ), en el momento del pre-impacto esta magnitud se ha incrementado hasta alcanzar los  $-6.64 \text{ m/s}$ . Este aumento confirma que la caída libre es el componente dominante que define la energía del impacto.

Por otro lado, en concordancia con la hipótesis de conservación de momento angular establecida en el modelo, la velocidad angular se mantiene constante durante toda la fase de vuelo. Dado que la fuerza de gravedad actúa sobre el centro de masa (generando momento nulo) y al desprestigiar la resistencia del aire, la velocidad de rotación adquirida en el desprendimiento se mantiene hasta el impacto ( $\omega_5 \approx \omega_3 \approx 5.55 \text{ rad/s}$ ).

Sin embargo, la implicancia más crítica de esta rotación sostenida no es la velocidad en sí misma, sino la configuración geométrica que esta genera al final del vuelo. La combinación del tiempo de caída y la velocidad de giro constante posiciona al cuerpo con una inclinación torso-suelo de  $40.39^\circ$ . Cabe destacar que este ángulo de incidencia es un valor de estimación conservador (un límite superior) y es directamente consecuencia simplificaciones propias del modelo analítico, específicamente la suposición de que no existe disipación de energía por deformación o amortiguamiento durante el impacto inicial del scooter contra la solera. Al desprestigiar estas pérdidas,

el modelo estima una transferencia de momento angular máxima, lo que resulta en un escenario de máxima transferencia de energía.

Bajo estas condiciones, esta orientación resulta determinante para el mecanismo de lesión, ya que impide que el cuerpo impacte de forma plana o distribuida, por ende, obliga a la cabeza a actuar como el primer punto de contacto contra la superficie rígida, maximizando la transferencia de carga hacia el cuello y el cerebro.

Finalmente, el desplazamiento horizontal ( $X_{\text{impacto}} = -2.61 \text{ m}$ ) indica una proyección considerable del Dummy respecto al punto de colisión inicial (pivote). Este conjunto de variables resultantes (velocidad vertical, componente horizontal y una rotación) del Frame 5: Instante Pre-Impacto final de la cabeza contra el suelo componen las condiciones de frontera (input) que se introducen en la simulación simplificada de elementos finitos para evaluar el comportamiento tras el impacto y validar las simulaciones complejas.

## 4.2 Validación del modelo (caso 1)

Para garantizar la confiabilidad de los resultados obtenidos en la simulación completa (scooter + dummy), se implementó un proceso de validación cruzada contrastando su respuesta con el modelo teórico de referencia (simulación simplificada). El análisis se centró en el caso de estudio 1 (Impacto Frontal a 25 km/h) y se basa en tres niveles de verificación: consistencia del comportamiento físico observado, correlación de parámetros cinemáticos y comparación de curvas dinámicas.

### 4.2.1 Consistencia del Comportamiento y Trayectoria Global

En una primera instancia, se evaluó la cinemática global del evento para verificar si el modelo numérico es capaz de reproducir la dinámica de *vaulting* que se predijo teóricamente.

La inspección visual de la secuencia de movimiento en la simulación completa (Figura 16 y Figura 17), se confirma cualitativamente el comportamiento físico esperado, es decir, el bloqueo de la rueda delantera fuerza al sistema a rotar como un cuerpo rígido, proyectando efectivamente al dummy por encima del manillar.

Sin embargo, al detenernos en la configuración geométrica final del impacto, surge una observación interesante. Si bien el modelo analítico estimaba una inclinación de impacto severa de

$\approx 40^\circ$  la simulación muestra un ángulo de ataque visualmente menor, más cercano a los  $\approx 30^\circ$ . Si bien estos valores no coinciden, este resultado dota de mayor realismo al estudio pues como se dijo anteriormente para el modelo analítico se asumió que el sistema “Scooter + Persona” se comporta como un objeto rígido sobre un pivote perfecto (sin perder energía), en cambio la simulación completa recrea las ineficiencias de un choque real:

- **Fricción con el obstáculo:** El contacto entre el scooter y la solera no un punto fijo, existe resbalamiento y roce que disipan parte de la energía cinética inicial.
- **Amortiguamiento del cuerpo:** A diferencia del dummy del cálculo analítico se comporta como un cuerpo rígido teórico, en cambio, el dummy de la simulación es articulado, por lo tanto, durante la rotación en primer impacto con el obstáculo, las articulaciones del muñeco se flexionan y su cuerpo absorbe energía interna, restándole fuerza al giro total.

Por lo tanto, el ángulo de  $40^\circ$  del cálculo analítico debe verse como un límite teórico conservador (el peor escenario posible si todo fuera infinitamente rígido).

#### **4.2.2 Verificación de Parámetros Cinemáticos (Tiempo, Velocidad y Desplazamiento)**

Más allá de la cinemática visual, la validación del modelo exige una validación cuantitativa en la física de la caída. Se extrajeron parámetros cinemáticos del Nodo 1 (centro de gravedad de la cabeza), se aisló la fase de vuelo balístico en la simulación y se definió el intervalo de vuelo efectivo, en los instantes de desprendimiento ( $t=80\text{ms}$ ) y de impacto ( $t=475\text{ms}$ ).

1. **Trayectoria Vertical (Desplazamiento en Z):** Al examinar la curva de desplazamiento vertical (línea verde en la Figura 20), se observa un comportamiento que ratifica la condición de inestabilidad del sistema. Durante la fase inicial del desprendimiento, el desplazamiento positivo (subida) es prácticamente despreciable. Esto confirma físicamente que, al momento de separarse del scooter, el centro de masa ya se encontraba adelantado respecto al pivote, provocando que la fuerza de gravedad proyectara al cuerpo inmediatamente hacia abajo, sin una fase de ascenso significativa, iniciando así una trayectoria parabólica de descenso.

2. **Desplazamiento Horizontal Neto de Vuelo ( $\Delta X$ ):** Al restar la posición inicial del dummy al momento de separarse del scooter ( $\Delta X_{80ms} \approx -0.56m$ ) de su posición final de impacto ( $\Delta X_{475ms} \approx -3.27m$ ) obtenemos un desplazamiento neto de vuelo de ( $\Delta X = 2.72 m$ ). Este valor resulta ser consistente con la predicción del modelo analítico, que estimaba un alcance horizontal de ( $2.61 m$ ). La diferencia de apenas ( $11cm \approx 4\%$ ) valida que la trayectoria parabólica del centro de masa ha sido simulada con alta precisión, confirmando que la velocidad horizontal de salida se mantuvo prácticamente constante durante el vuelo.
3. **Sincronización Temporal (Tiempo de Vuelo):** El análisis del intervalo temporal arroja una duración de vuelo simulada de  $\Delta t = 395ms$  ( $475ms - 80ms$ ). Si bien este valor es superior al tiempo teórico de  $313 ms$ , la discrepancia es coherente con el mayor alcance horizontal observado.
4. **Descomposición Vectorial de la Velocidad de Impacto:** Al analizar las componentes de la velocidad lineal en el momento exacto del contacto con el suelo Figura 20, los resultados presentan una correlación excepcional, confirmando la validez energética del modelo.
  - **Componente Vertical ( $V_z$ ):** La simulación registra  $-6.78m/s$  frente a los  $-6.64m/s$  teóricos. Esta coincidencia casi exacta ( $error \approx 2.1\%$ ) es la prueba definitiva de que la acción de la gravedad y la altura de caída están correctamente modeladas.
  - **Componente Horizontal ( $V_x$ ):** La simulación muestra  $-4.49m/s$  frente a los  $-3.73m/s$  teóricos ( $error \approx 20.3\%$ ). Tal como se analizó en el punto 1, esta mayor componente horizontal es la causa directa del mayor desplazamiento (distancia recorrida), validando la coherencia cinemática entre velocidad y posición.

### 4.2.3 Análisis Comparativo de las Curvas de Respuesta

La validación final del modelo numérico se fundamenta en la comparación directa de las historias de tiempo de las variables cinemáticas registradas en el centro de gravedad de la cabeza. Se contrastaron las señales obtenidas en la simulación completa frente a las del modelo simplificado, el cual actúa como línea base teórica.

1. **Aceleración Lineal Resultante:** Al comparar las curvas de aceleración lineal (Figura 14 y Figura 18), se evidencia una fuerte concordancia en la respuesta durante la fase de

impacto. El modelo simplificado registra un valor peak de  $4.42 \text{ mm/ms}^2$ , mientras que la simulación completa presenta un máximo de  $4.31 \text{ mm/ms}^2$ . El error relativo entre ambas magnitudes es de un 2.5%, lo que valida la correcta modelación de la rigidez de contacto en la interfaz cabeza-suelo y la adecuada transferencia de energía cinética traslacional. Respecto a la morfología de la señal, el modelo completo presenta ruidos posteriores al peak principal, ausentes en el modelo simplificado. Este comportamiento no corresponde a una inestabilidad numérica, sino que es atribuible a la respuesta vibratoria estructural del dummy, específicamente, representa la transmisión de vibraciones a través de la cadena cervical.

2. **Velocidad Angular Resultante:** El análisis de la velocidad angular (Figura 15 y Figura 19) muestra una coincidencia en la tendencia dinámica, caracterizada por un gradiente positivo abrupto en el instante del impacto. Sin embargo, se observa una diferencia significativa en las magnitudes máximas alcanzadas: el modelo simplificado registra un pico de  $32 \text{ rad/s}$ , mientras que la simulación completa alcanza valores cercanos a  $56 \text{ rad/s}$ .

Esta diferencia se justifica por las limitaciones inherentes al modelo simplificado, el cual genera rotación únicamente por la fricción tangencial con el suelo. En contraste, la simulación completa incorpora la inercia del cuerpo del dummy ( $77 \text{ kg}$ ); durante la desaceleración brusca de la cabeza, el torso continúa su trayectoria, ejerciendo un momento de fuerza adicional sobre la base del cuello. Este mecanismo, conocido como efecto de carga inercial del torso, exacerba la velocidad de rotación de la cabeza. Por consiguiente, el modelo completo ofrece una representación más biofiel y conservadora del riesgo de lesión axonal difusa (DAI) en comparación con la aproximación teórica aislada.

En virtud de la convergencia observada en la trayectoria de vuelo, la coincidencia cuantitativa en la aceleración lineal ( $< 2.5\%$  de error) y la justificación mecánica de la respuesta rotacional, se considera semi-validado el modelo de elementos finitos del sistema Scooter-Dummy, pues para que sea completamente validado se requiere de resultados experimentales que se plantean como trabajo futuro. La simulación demuestra capacidad para replicar la severidad del impacto teórico, incorporando adicionalmente las interacciones cinemáticas complejas necesarias para una evaluación precisa de los criterios de daño cerebral.

## 4.3 Evaluación de Riesgo de Daño Cerebral

### 4.3.1 Análisis Comparativo de la Respuesta Dinámica (Sensibilidad Paramétrica)

Con el propósito de aislar la influencia de las variables sobre la severidad del impacto, se estructuró un análisis comparativo tomando el Caso 1 (Impacto Frontal a 25 km/h) como escenario base de máxima energía. A continuación, se examina el efecto de la velocidad de circulación y el ángulo de impacto sobre los gráficos cinemáticos registrados de la cabeza del dummy.

#### 1. Influencia de la Velocidad de Impacto (Caso 1 vs. Caso 3)

Al mantener la configuración de impacto frontal y reducir la velocidad inicial de 25 km/h a 15 km/h, se observa una disminución drástica en la magnitud de las señales registradas.

- **Aceleración Lineal:** Al comparar los gráficos (Figura 21 y Figura 31), se evidencia que la energía del pulso de impacto depende directamente de la velocidad traslacional (439G y 345G respectivamente). Mientras que el Caso 1 (25 km/h) registra múltiples peaks de alta amplitud en el tiempo posterior al impacto, el Caso 3 (15 km/h) presenta una respuesta más acotada. Si bien la rigidez del suelo genera un peak instantáneo alto en ambos escenarios, bajar la velocidad se reduce significativamente la cantidad de energía transmitida al cráneo en la fase posterior al impacto.
- **Velocidad Angular:** El efecto es aún más pronunciado en la cinemática rotacional. El Caso 1 alcanza una velocidad angular peak extrema de 56.4 rad/s en el eje Y (cabeceo), por otra parte, la reducción de velocidad en el Caso 3 limita el peak máximo a 15 rad/s. Esta disminución es significativa (casi 4 veces menos), y provoca un cambio en la cinemática del contacto. Pues a velocidades moderadas, se observa que otras partes de cuerpo impactan en primer lugar, por ejemplo, el torso/extremidades actúan como un mecanismo de absorción de energía, evitando que se desarrolle el efecto de "latigazo" (*whiplash*) completo sobre el cuello, lo que explica la drástica reducción en la velocidad de giro registrado.

#### 2. Influencia del Ángulo de Impacto (Caso 1 vs. Caso 2)

Al comparar impactos manteniendo fija la velocidad (25 km/h), y variando únicamente la orientación del choque (Frontal vs. Oblicuo a 60°), se revela un cambio fundamental en el patrón del movimiento rotacional.

- **Aceleración Lineal:** La introducción de oblicuidad en el Caso 2 (Figura 26) altera la distribución vectorial de la señal de aceleración comparada con el impacto frontal puro (Figura 18). Si bien, los peaks resultantes tienen en el mismo orden de magnitud (rango de 450 G), se observa una activación significativa de la componente lateral (Y) del (Caso 2), que presenta un aumento en la magnitud debido a la naturaleza del impacto, confirmando que la cabeza experimenta fuerzas laterales que no están presentes en el escenario frontal.
- **Patrón de Rotación Multiaxial:** En el impacto frontal (Caso 1), la curva de velocidad angular (Figura 19) es predominantemente uniaxial, concentrando casi toda la energía en el eje Y (Pitch o movimiento de cabeceo). Por el contrario, en el impacto oblicuo (Caso 2), la Figura 27 muestra una distribución de la energía en los tres ejes espaciales, donde se observa una activación significativa del eje X (Roll) y del eje Z (Yaw), alcanzando magnitudes comparables con el eje principal.
- **Amplitud de la Respuesta:** Aunque la velocidad angular peak en el eje principal (Y) disminuye levemente en el caso oblicuo (de 56 rad/s a 43 rad/s), la aparición de componentes de rotación lateral y axial compensa esta reducción. Esto demuestra que este impacto no necesariamente disipa la energía rotacional, sino que la redistribuye espacialmente, generando una cinemática de cabeza más compleja que el choque frontal puro.

### 4.3.2 Evaluación de Riesgo de Lesión Cerebral (Índices Cinemáticos)

A continuación, se discuten los índices obtenidos contrastándolos con los límites de tolerancia biomecánica y las curvas de probabilidad de lesión establecidas en el estado del arte (Tabla 8), clasificando la severidad del trauma esperado.

*Tabla 21 Resumen Comparativo de Índices de Lesión Cerebral*

<b>Caso</b>	<b>Descripción</b>	<b>Velocidad</b>	<b>Angulo</b>	<b>HIC<sub>15</sub></b>	<b>BrIC</b>	<b>RIC<sub>36</sub></b>
1	Frontal Alta Energía	25km/h	90°	5624.99	1.00	$3.47 \times 10^8$
2	Oblicuo Alta Energía	25km/h	60°	5170.77	1.05	$7.80 \times 10^8$
3	Frontal Baja Energía	15km/h	90°	3874.65	0.29	$3.64 \times 10^8$
4	Oblicuo Baja Energía	15km/h	60°	4103.14	0.38	$1.35 \times 10^9$

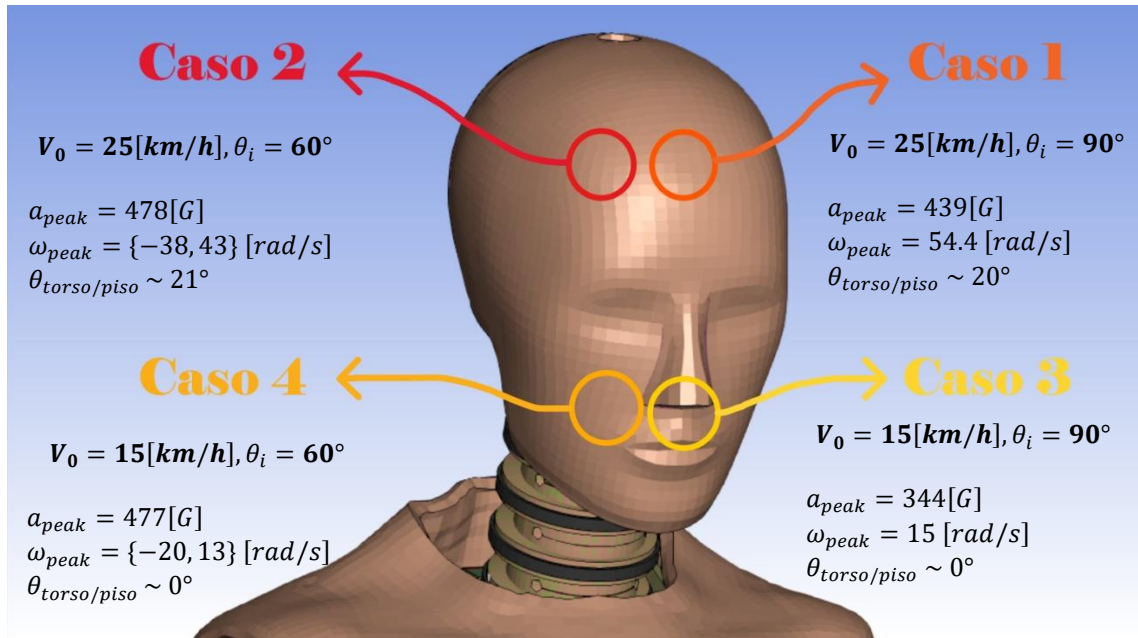


Figura 41 Zonas de impacto para cada caso.

## 1. Riesgo de Lesión Focal: Análisis del ( $HIC_{15}$ )

El criterio HIC se utiliza para evaluar el riesgo de fractura de cráneo y lesiones focales por desaceleración lineal. Tal como se definió en el marco teórico, se considera el valor de **1000** como el umbral biológico crítico donde la lesión representa una amenaza directa para la vida.

- **Escenarios de Alta Energía (Casos 1 y 2):** Con valores de **5624** y **5170** respectivamente, estos escenarios superan en más de 5 veces el límite de tolerancia. Considerando los rangos de severidad definidos en la Tabla 8 (donde un valor  $>1500$  ya se clasifica como "Riesgo Alto"), estos resultados indican una certeza absoluta de lesiones fatales, tales como fracturas conminutas de cráneo y daño cerebral masivo irreversible.
- **Escenarios de Baja Energía (Casos 3 y 4):** A pesar de la reducción de velocidad a 15 km/h, los valores de HIC se mantienen en un rango de fatalidad (3873 para el caso frontal y 4103 para el oblicuo). Esto confirma que la altura de caída propia del vaulting genera una energía potencial que, al transformarse en impacto contra el concreto, supera la capacidad de absorción del cráneo humano, haciendo irrelevante la velocidad horizontal para prevenir o mitigar el daño.

## 2. Riesgo de Lesión Difusa: Análisis del BrIC

El criterio BrIC permite estimar la probabilidad de sufrir Daño Axonal Difuso (DAI) analizando la velocidad angular máxima alcanzada. Al evaluar los resultados, se observa una dinámica distinta a la del HIC, donde la direccionalidad del impacto juega un rol más crítico que la energía total.

- **Escenarios de Alta Energía:** Se observa un fenómeno contraintuitivo donde el Caso 2 (Oblicuo) presenta un riesgo mayor (BrIC = **1.05**) que el Caso 1 (Frontal, BrIC = **1.00**), a pesar de tener la misma velocidad inicial. Esta diferencia se explica porque el cerebro tiene tolerancias distintas para cada eje:
  - En el **Caso 1**, la rotación es prácticamente unidireccional en el **Eje Y (Pitch)**, para el cual el cerebro posee una tolerancia natural mayor.
  - En el **Caso 2**, el impacto lateral activa significativamente la rotación en el **Eje Z (Yaw)**. Dado que el límite de tolerancia para ese eje es el menor de las 3 direcciones, la activación de esta rotación genera un aumento en el índice. Matemáticamente esto confirma que la cinemática multiaxial del choque oblicuo es biomecánicamente más nociva en el contexto de daño axonal difuso.

Obtener un índice de 1.05 se traduce como un 50% de tener una lesión AIS 4 (Severa). Esto no implica una conmoción simple, sino un daño estructural masivo. Clínicamente, esto se traduce en una alta probabilidad de pérdida de consciencia prolongada (coma), ruptura generalizada de axones en la materia blanca y un pronóstico de secuelas neurológicas permanentes.

- **Escenarios de Baja Energía:** La reducción de la velocidad inicial de impacto a 15km/h disminuye drásticamente las aceleraciones rotacionales en ambos tipos de caída, situándolas en zonas de mayor seguridad.
  - En el **Caso 3 (Frontal)**, el BrIC desciende drásticamente a **0.29** (zona de seguridad), gracias a que el cuerpo logra amortiguar el golpe eficientemente antes de que la cabeza rote.

- En el **Caso 4 (Oblicuo)**, el índice se establece en **0.38**. Si bien este valor es levemente superior al del caso frontal (lo que confirma que el impacto oblicuo facilita naturalmente la rotación), sin embargo, se mantiene por debajo de los umbrales críticos de lesión (AIS 2+).

A diferencia de lo observado a alta velocidad, los resultados a 15km/h, demuestran que la energía cinética no es suficiente para inducir velocidades angulares peligrosas, independientemente de la dirección de impacto. Por lo tanto, desde el punto de vista puramente cinemático (BrIC), ambos escenarios de baja velocidad presentan un pronóstico favorable, descartando el riesgo de daño axonal difuso.

### **3. Análisis Complementario: Criterio RIC**

Finalmente, los valores obtenidos para el criterio RIC en todos los escenarios simulados están en el orden de magnitud de  $10^8$  y  $10^9$ . Al comparar esto con el umbral de referencia ( $1.03 \times 10^7$ ), se observa que los valores obtenidos exceden ampliamente el límite seguro. Esto confirma que, independientemente de la variable de diseño, el impacto directo de la cabeza contra una superficie rígida sin protección genera aceleraciones angulares instantáneas que garantizan la ocurrencia de un TBI leve como escenario base.

Es fundamental aclarar que estos índices tan alarmantes (con valores de HIC superando los 1500 y niveles críticos de BrIC en los casos de alta energía) reflejan el escenario más severo posible, cuando la cabeza golpea directo contra el concreto, sin ninguna barrera de protección.

Esto evidencia que la única forma efectiva de bajar estos números es mediante el uso de un casco certificado. Su función mecánica es simple pero vital, el casco se deforma para absorber la energía del impacto, actuando como un amortiguador que suaviza la desaceleración brusca de la cabeza. Si se considerara este elemento en la simulación, los valores de lesión obtenidos se reducirían drásticamente, transformando lo que hoy vemos como un accidente fatal en un evento con altas probabilidades de supervivencia.

### 4.3.3 Análisis de la Deformación Cerebral (MPS)

Para superar las limitaciones de los índices cinemáticos globales (que asumen la cabeza como un cuerpo rígido), se analizó la respuesta mecánica interna del tejido cerebral. Se utilizaron los valores del **Percentil 95** para evaluar, por una parte, el **MPS** (tanto en WB como en CC) y, por otro lado, el **FS**.

*Nota Metodológica sobre el Percentil 95: Se optó por reportar el valor del Percentil 95 en lugar del máximo absoluto (Peak) para garantizar la robustez del análisis. En simulaciones biomecánicas, el valor máximo absoluto suele estar asociado a singularidades numéricas en elementos aislados de la malla (ruido numérico) que no representan un volumen de tejido clínicamente relevante. El Percentil 95 filtra estas distorsiones, entregando una métrica que representa la deformación real experimentada por el volumen cerebral, evitando así la sobreestimación del riesgo.*

#### 4.3.3.1 Análisis de la Deformación Cerebral (MPS WB y CC)

En esta sección se analiza la magnitud escalar de la deformación (MPS) tanto a nivel de cerebro completo ( $MPS_{WB}$ ) como en la región específica del Cuerpo Caloso ( $MPS_{CC}$ ). Para la determinación del nivel de riesgo, los resultados se contrastan con los umbrales definidos en la Tabla 9, considerando los valores **0.20** (Conmoción con pérdida de conciencia/muerte celular), **0.31** (50% Riesgo DAI Leve/Moderado) y **0.40** (50% Riesgo DAI Severo).

Tabla 22 Resumen de Deformación Principal Máxima 95%

Caso	Escenario	$MPS_{WB}$	$MPS_{CC}$	Diagnostico
1	Frontal 25 km/h	0.45	0.274	DAI Severo (>0.40)
2	Oblicuo 25 km/h	0.42	0.280	DAI Severo (> 0.40)
3	Frontal 15 km/h	0.19	0.177	Riesgo Conmoción (~0.20)
4	Oblicuo 15 km/h	0.24	0.230	Riesgo Conmoción (> 0.20)

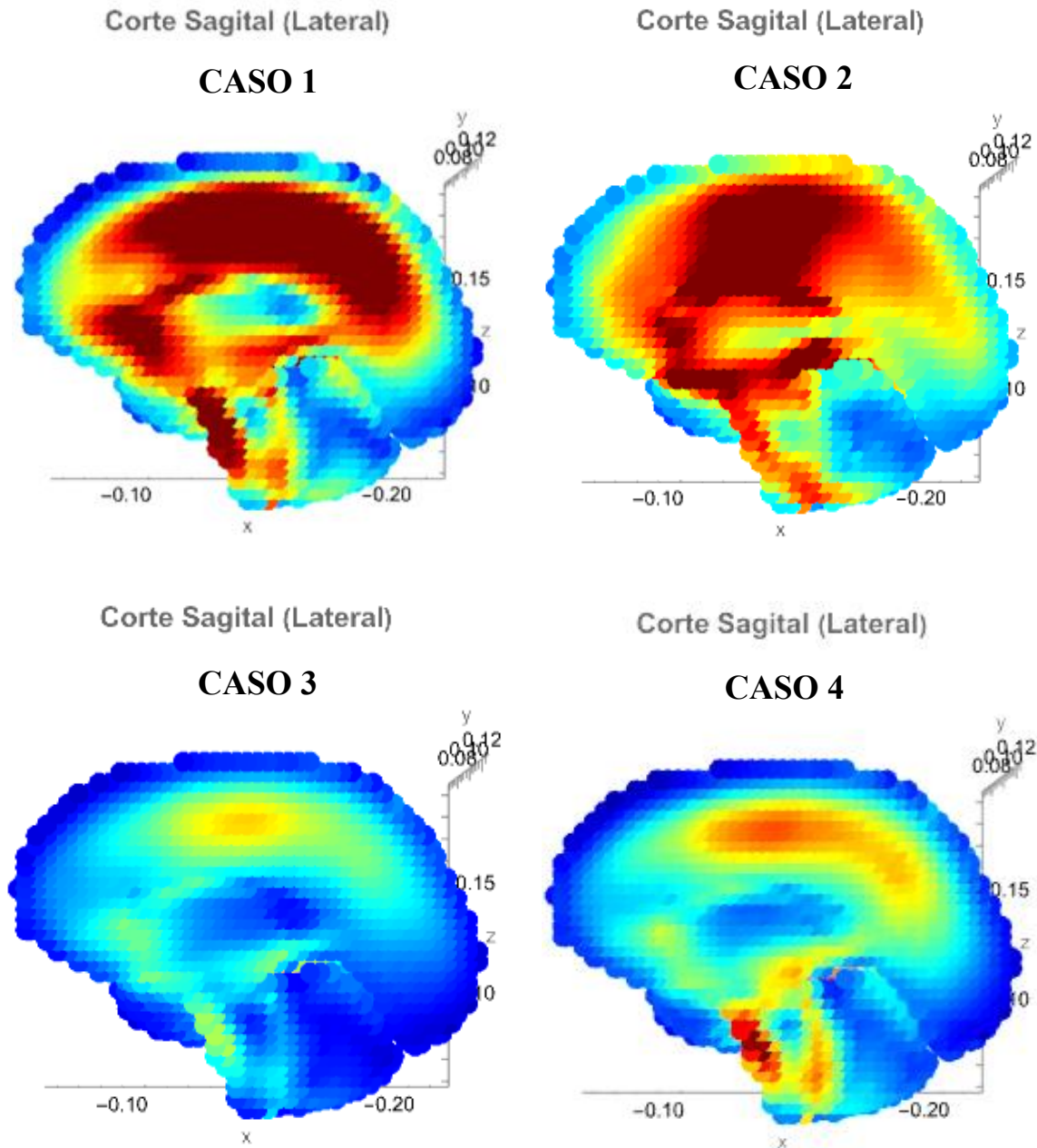


Figura 42 Comparativa de la distribución espacial de MPS P95 en vista Sagital para los cuatro escenarios de impacto analizados.

A continuación, se discute la distribución del daño para cada escenario

### 1) Caso 1 (25 km/h Frontal): Colapso Estructural y Desconexión Profunda

Este escenario representa la condición más crítica, registrando un MPS global de **0.45** (12.5% sobre el umbral de daño severo). La distribución de colores en la Figura 25 revela dos fenómenos biomecánicos distintivos:

- a) **La Paradoja de la Corteza Frontal:** A pesar de ser un impacto frontal, la zona de la frente (golpe directo) no presenta valores altos de MPS (colores azules/verdes). Esto se debe a que, en el punto de contacto, el mecanismo dominante es la **compresión**. El tejido cerebral es casi incompresible y tolera bien la presión; sin embargo, es extremadamente frágil ante el estiramiento (tracción).
- b) **Saturación del Cuerpo Calloso (amortiguamiento insuficiente):** La concentración máxima de deformación (rojo intenso) se localiza en el centro profundo del cerebro. La violenta rotación de cabeceo (Pitch) en el eje Y genera un efecto de inercia diferencial entre los hemisferios, provocando una tracción extrema en el Corpus Callosum (el puente que los une). Desde el punto de vista cuantitativo, se observa que el cerebro intenta disipar la energía, pues el MPS desciende de **0.45 (Global)** a **0.274 (CC)**. Sin embargo, a esta velocidad el amortiguamiento natural es insuficiente, ya que la deformación en el cuerpo calloso supera incluso el umbral de 0.26 (asociado a conmoción en materia gris). Esto confirma una **desconexión interhemisférica**, una lesión estructural gravísima asociada clínicamente al estado vegetativo o la muerte.

### 2) Caso 2 (25 km/h Oblicuo): Dispersión Multiaxial del Daño

Con un **MPS Global** de **0.42**, este escenario presenta una severidad casi idéntica al caso frontal, pues supera el umbral crítico de **0.4**, por lo tanto, se mantiene el riesgo de DAI severo con riesgo de ruptura de vasos sanguíneos. Sin embargo, la morfología del daño cambia radicalmente respecto al caso frontal (Figura 30).

- a) **Efecto de la Rotación 3D:** Al introducir componentes de rotación en los ejes **X** (Roll) y **Z** (Yaw), la energía no se concentra en un solo plano de corte. En su lugar, el estrés se distribuye por todo el volumen cerebral de manera dispersa y asimétrica
- b) **Cizallamiento Difuso:** Si bien no hay una "mancha roja" tan concentrada como en el Caso 1, se observa una extensión mayor de zonas amarillas/naranjas (rango 0.28-0.36) dispersas en la periferia. Esta dispersión esconde un daño profundo crítico, se registró un  $MPS_{CC} =$

0.280, el valor más alto de todo el estudio, superando largamente el umbral de 0.26 (riesgo en materia gris) y ampliamente el de muerte celular significativa (0.20). Esto sugiere que el daño no es una ruptura central única, sino millones de micro rupturas axonales esparcidas por la corteza y la sustancia blanca subcortical. Clínicamente, esto es más difícil de detectar en imágenes convencionales, pero resulta en déficits cognitivos generalizados y complejos.

### 3) Caso 3 (15 km/h Frontal): Protección por Mecanismo Inercial

El mapa de deformación (Figura 35) es predominantemente azul, con un MPS Global de **0.19**. al contrastar este valor con los umbrales definidos en la Tabla 9, se observa una situación clínica de riesgo intermedio:

- a) **Prevención de DAI:** El valor se mantiene alejado de los umbrales de Daño Axonal Difuso (0.31 - 0.40), lo que indica que la reducción de velocidad y el amortiguamiento corporal evitaron las deformaciones extremas que causan desconexión estructural permanente (como en el Caso 1 y 2). Esto se corrobora específicamente en el Cuerpo Caloso, donde el MPS registrado fue de apenas **0.177**, manteniéndose en zona segura por debajo del umbral de muerte celular significativa (0.20).
- b) **Riesgo de Conmoción (mTBI):** Sin embargo, el valor de 0.19 supera el límite de "lesión reversible" (0.10) y se sitúa en el umbral de conmoción con posible pérdida de conciencia ( $\approx 0.20$ ). Esto sugiere una alteración funcional transitoria sin destrucción masiva de tejido.

**Conclusión:** Aunque la caída a baja velocidad evitó un daño catastrófico o fatal, la energía transferida fue suficiente para causar una **Lesión Cerebral Traumática Leve (mTBI)**. Esto valida que, incluso en condiciones de impacto moderado donde no hay ruptura masiva de tejido, existe un riesgo neurológico funcional que justifica el uso de protección en la cabeza.

### 4) Caso 4 (15 km/h Oblicuo): El Riesgo Silencioso

El hallazgo más alarmante del estudio aparece aquí. Con un MPS global de **0.24**, el mapa (Figura 40) muestra zonas de deformación amarillas/rojas en regiones asimétricas del cerebro, revelando un peligro que los índices cinemáticos subestimaron.

- a) **Vulnerabilidad Lateral:** A pesar de la baja velocidad, la caída lateral induce una rotación de Roll (eje X) y Yaw (eje Z). El cerebro tiene poca restricción anatómica para estos

movimientos dentro del cráneo (a diferencia del cabeceo, limitado por la musculatura del cuello).

- b) **Fricción contra la Hoz del Cerebro:** La rotación lateral hace que los hemisferios se "empujen" contra las membranas rígidas que los separan, esto provocó un  $MPS_{CC} = 0.230$ , cruzando el umbral de **muerte celular significativa** (0.20) a pesar de la baja energía cinética del impacto. Esto confirma que el cerebro sufre focos de deformación internas incluso sin un golpe de gran energía.
- c) **Significado:** Este resultado derriba el mito de la seguridad a baja velocidad. Un MPS de 0.24 implica un riesgo real de **Conmoción Cerebral (mTBI) con daño orgánico**, suficiente para causar pérdida de conciencia y posibles secuelas funcionales, demostrando que la dirección del impacto (caer de lado) es un factor de riesgo casi tan crítico como la velocidad en sí, validando la necesidad de protección integral incluso para paseos recreativos lentos.

#### 4.3.3.2 Análisis de la Deformación de Fibra Axonal (FS) en el Cuerpo Caloso

Para realizar una evaluación integral del daño cerebral, se analiza el comportamiento del Fiber Strain (FS) en el Cuerpo Caloso como un indicador complementario a las métricas globales previamente discutidas. En coherencia con lo expuesto en el marco teórico, la inclusión conjunta de esta variable permite evaluar el daño direccional a lo largo de los tractos axonales, capturando mecanismos de lesión por cizallamiento que enriquecen el diagnóstico general.

El análisis de esta métrica se rige estrictamente por el criterio detallado en la Tabla 9, el cual establece un umbral de  $FS \geq 0.074$  como predictor de conmoción cerebral (mTBI) en esta región. En función de este parámetro, se presenta la Tabla 23 que resume los valores de deformación de fibra obtenidos para cada uno de los escenarios, contrastándolos con el límite de tolerancia establecido:

*Tabla 23 Resumen de valores de deformación FS para cada caso*

<b>Caso</b>	<b>Escenario</b>	<b><math>FS_{CC}</math></b>	<b>Estado respecto al umbral (0.074)</b>
1	Frontal 25 km/h	0.094	<b>Superado</b> (Riesgo mTBI)
2	Oblicuo 25 km/h	0.141	<b>Crítico</b> (casi el doble del umbral)
3	Frontal 15 km/h	0.111	<b>Superado</b> (Riesgo Alto)
4	Oblicuo 15 km/h	0.102	<b>Superado</b> (Riesgo mTBI)

A continuación, se discute el comportamiento de la fibra axonal para cada escenario:

1) **Caso 1 (25 km/h Frontal): Confirmación de Riesgo Basal**

El análisis direccional arroja un valor de **0.094**, Si bien es el valor más bajo de los escenarios de riesgo, supera claramente el umbral de seguridad (0.074).

- a) **Cinemática Sagital:** Al ser un impacto puramente frontal, predomina la rotación de cabeceo (Pitch). Aunque las fibras del cuerpo calloso tienen cierta tolerancia a este movimiento, la desaceleración fue lo suficientemente brusca como para traccionar las fibras más allá de su límite elástico.
- b) **Diagnóstico:** Este valor confirma que, incluso sin componentes rotacionales complejos, la alta energía del impacto garantiza una **conmoción cerebral (mTBI)**, validando que la velocidad por sí sola es un factor de riesgo suficiente para comprometer la integridad axonal.

2) **Caso 2 (25 km/h Oblicuo): La Criticidad de la Rotación Compleja**

Este escenario registra el valor más alarmante del estudio: un FS de **0.141**, casi duplicando el límite de tolerancia.

- a) **Acoplamiento Cinemático Tridimensional y Vulnerabilidad Anisotrópica:** Aunque la componente de rotación en Y (Pitch) se mantiene dominante en magnitud, el factor crítico en este escenario radica en la superposición de rotaciones en los ejes X (Roll) y Z (Yaw), que es determinante debido a la naturaleza anisotrópica del Cuerpo Calloso (estructura con fibras alineadas). Este acoplamiento tridimensional cambia la dirección de la carga, la combinación de vectores genera una torsión que alinea la fuerza resultante casi perfectamente con el eje longitudinal de las fibras. Al coincidir la dirección del estiramiento con la orientación natural de los tractos axonales, la eficiencia del daño aumenta drásticamente, maximizando el valor de FS en comparación con el impacto frontal.
- b) **Riesgo de Desconexión:** Un estiramiento del 14.1% sugiere no solo una falla funcional temporal, sino un riesgo inminente de ruptura física de los axones (daño estructural irreversible), lo que agravaría significativamente el pronóstico del daño neurológico para el usuario, elevando así, la probabilidad de secuelas cognitivas permanentes por desconexión interhemisférica.

### 3) Caso 3 (15 km/h Frontal): La Paradoja de la Fricción

Se identificó un fenómeno contraintuitivo, este caso de baja energía generó mayor deformación de la fibra (0.111) que el caso de alta velocidad (0.094). Al analizar la cinemática del impacto, la causa radica en la interacción con la superficie:

- a) **Mecanismo de Agarre vs. Deslizamiento:** A 25 km/h, la alta velocidad horizontal favorece el deslizamiento inmediato de la cabeza sobre el pavimento, lo que disipa energía cinética. En cambio, a 15 km/h, el vector de impacto es más vertical. Esto aumenta la fuerza normal y, por ende, la fricción, provocando que la cabeza se "trabe" momentáneamente contra el suelo mientras el torso sigue empujando.
- b) **Efecto Carga Inercial del Torso:** Este "frenado" brusco de la cabeza por fricción, sumado al empuje de la masa corporal, genera un momento de fuerza interno que tracciona las fibras del cuerpo calloso de manera más eficiente que la rotación libre observada en los casos de mayor velocidad. Como consecuencia, este escenario de baja energía registró una deformación crítica que alcanza **1.5 veces** el límite de tolerancia.

### 4) Caso 4 (15 km/h Oblicuo): Riesgo Persistente

Este escenario presenta un valor inferior (0.102) frente al caso frontal a la misma velocidad (0.111), sin embargo, sigue siendo un resultado crítico. La cinemática observada explica esta diferencia:

- a) **Desacople de la Carga Corporal:** En el impacto frontal, el torso y la cabeza viajan en la misma dirección, provocando que la masa del cuerpo "empuje" el cuello tras el impacto. En cambio, en este escenario oblicuo, el vector de inercia del torso está desalineado respecto al eje cabeza-cuello. Esto provoca que parte de la energía se disipe en rotar el cuerpo alrededor de la cabeza (generando Roll y Yaw), en lugar de traccionar las fibras longitudinalmente con la misma eficiencia que el impacto frontal.
- b) **Confirmación de Lesión:** Esta leve reducción de la intensidad no es suficiente para garantizar seguridad. El valor de **0.102** excede en casi **1.4 veces el umbral de tolerancia (0.074)**. Por lo tanto, aunque el movimiento del cuerpo ayuda a disipar un poco de energía, la tensión que recibe Cuerpo Calloso es suficiente para romper la resistencia elástica de los axones, Esto valida que el impacto oblicuo, incluso a baja velocidad, conlleva un riesgo inminente de desconexión funcional.

El criterio de Giordano & Kleiven es concluyente, en los cuatro escenarios simulados, se superó el umbral de seguridad de 0.074. Esto constituye evidencia robusta de que, sin protección en la cabeza, ninguna de las condiciones de caída evaluadas es segura. La integridad de los tractos axonales se ve comprometida en el 100% de los casos, demostrando que el riesgo de daño axonal difuso está latente incluso cuando no hay fractura de cráneo o lesión focal visible.

#### 4.3.4 Síntesis de Riesgos y Consecuencias Clínicas

A modo de conclusión del análisis de seguridad, se presenta una categorización del riesgo integral para cada escenario, integrando la probabilidad de fractura (HIC), el daño rotacional (BrIC), la deformación cerebral (MPS) y la deformación axonal (FS) para establecer la severidad del trauma.

Tabla 24 Matriz de Síntesis de Riesgo y Pronóstico Clínico

Caso	Escenario	Nivel de Riesgo Global	Pronóstico Clínico Esperado
1	Frontal 25 km/h	<b>CRÍTICO/FATAL</b>	<b>Colapso Estructural y Vascular:</b> La probabilidad de supervivencia es mínima sin casco. El valor de HIC (5625) confirma una fractura conminuta masiva, mientras que, simultáneamente, un MPS de 0.45 (DAI Severo) indica ruptura mecánica de vasos sanguíneos. Finalmente, la deformación crítica en el Cuerpo Calloso (0.274) ratifica una desconexión interhemisférica inminente, llevando al colapso total del sistema nervioso.
2	Oblicuo 25 km/h	<b>CRÍTICO/FATAL</b>	<b>Estado Vegetativo por Desconexión:</b> Existe una alta probabilidad de estado vegetativo o coma prolongado. Además de la fatalidad ósea (HIC: 5171), este escenario sufre una destrucción masiva de axones por torsión. El acoplamiento tridimensional generó un FS récord de 0.141 (casi el doble del umbral) y un MPS en el Cuerpo Calloso de 0.280, comprometiendo gravemente la conectividad interhemisférica profunda.

3	Frontal 15 km/h	<b>SEVERO (Focal)</b>	<p><b>Fractura Grave con Conmoción Severa:</b></p> <p>La prioridad clínica es la fractura de cráneo (HIC: 3875). A nivel interno, el efecto de "anclaje" generó una desconexión funcional significativa, con un FS de 0.111 (1.5 veces el umbral). Sin embargo, gracias al Mecanismo Inercial, el MPS (0.19) se mantuvo bajo el umbral de muerte celular significativa (0.20), sugiriendo una lesión severa, pero sin necrosis masiva.</p>
4	Oblicuo 15 km/h	<b>SEVERO (Mixto)</b>	<p><b>Trauma Combinado con Muerte Celular:</b></p> <p>El "Riesgo Silencioso" se combina aquí con una fractura confirmada (HIC: 4103). A diferencia del caso frontal, en este escenario se verifica muerte celular significativa inducida por la rotación lateral, que llevó tanto el MPS global (0.24) como el del Cuerpo Calloso (0.230) superaran el umbral crítico. El resultado es una fractura sumada a la pérdida irreversible de tejido por fricción contra la Hoz del Cerebro, requiriendo hospitalización inmediata.</p>

## 5 Conclusiones y Recomendaciones

### 5.1 Conclusiones Generales

La presente investigación logró cuantificar exitosamente el riesgo de Traumatismo Cerebral Traumático (TBI) asociado a caídas en scooters eléctricos, mediante el desarrollo y validación de un modelo biomecánico computacional en LS-DYNA.

La evidencia obtenida permite concluir que el diseño intrínseco del scooter (ruedas pequeñas y centro de gravedad alto) predispone al conductor a una cinemática de caída tipo vaulting (eyección por pivoteo) ante el bloqueo de la rueda delantera. Este mecanismo es inherentemente peligroso, ya que transforma la inercia horizontal en una rotación violenta que proyecta la cabeza directamente contra el suelo con una inclinación crítica.

Los resultados demuestran que, en ausencia de elementos de protección craneal, el riesgo de lesiones severas es inminente en todos los escenarios evaluados. Se identificó una diferencia fundamental entre el riesgo de fractura y el daño cerebral interno, mientras que la altura de la caída garantiza impactos con fuerza suficiente para fracturar el cráneo incluso a baja velocidad, la velocidad de circulación y la dirección de la caída actúan como potenciadores del daño axonal difuso.

### 5.2 Cumplimiento de Objetivos Específicos

A partir del análisis de los resultados, se da respuesta a los objetivos planteados al inicio de este trabajo:

1. **Respecto a la simulación de impacto (Objetivo 1):** Se logró configurar un entorno de simulación robusto en LS-DYNA capaz de replicar la interacción dinámica entre un dummy Hybrid III (50th percentile), un scooter eléctrico y un entorno urbano rígido. El modelo validó la ocurrencia del fenómeno de *vaulting* tanto en escenarios frontales como oblicuos, demostrando estabilidad numérica y consistencia física con los modelos teóricos analíticos.
2. **Respecto a la determinación de variables cinemáticas (Objetivo 2):** Se obtuvieron con precisión los historiales de tiempo de aceleración lineal y velocidad angular. Se concluye que los impactos oblicuos generan una cinemática **multiaxial** (activación simultánea de ejes de *Roll* y *Yaw*), mientras que los impactos frontales concentran la energía en el cabeceo (*Pitch*). Además, se determinó que la reducción de velocidad (de 25 a 15 km/h) disminuye

significativamente la energía rotacional transferida solo en choques frontales, gracias al amortiguamiento del cuerpo.

3. **Respecto a la evaluación del riesgo de daño cerebral (Objetivo 3):** Mediante la integración de índices normativos (HIC, BrIC) y modelos avanzados de deformación (MPS, FS con CNN), se concluye que:

- El **riesgo de fractura (HIC)** es crítico ( $>3000$ ) en todos los casos, independientemente de la velocidad, debido a la naturaleza indeformable del suelo.
- El **riesgo de daño difuso (DAI)** es altamente sensible a la dirección. Los impactos oblicuos presentaron los mayores índices de riesgo ( $\text{BrIC} > 1.05$  y  $\text{MPS} > 0.42$ ), debido a la baja tolerancia del cerebro a las rotaciones laterales.
- **El riesgo de daño difuso global ( $\text{MPS}_{WB}$  y BrIC):** La severidad es altamente sensible a la dirección del impacto. Los escenarios oblicuos presentaron los mayores índices de riesgo ( $\text{BrIC} = 1.05$  y  $\text{MPS}_{WB} = 0.42$ ), debido a la baja tolerancia del cerebro a las rotaciones laterales (Roll/Yaw).
- **Vulnerabilidad Estructural Específica (FS y  $\text{MPS}_{CC}$ ):** El Cuerpo Caloso fue identificado como la estructura más vulnerable desde el punto de vista biomecánico. El análisis de fibra (FS) mostró que, en impactos oblicuos, la torsión genera un estiramiento excesivo de los axones, alcanzando niveles compatibles con ruptura física ( $\text{FS} = 0.141$ ). Además, se observó una diferencia clínica relevante a bajas velocidades: mientras los impactos frontales producen principalmente una desconexión funcional (FS elevado) sin daño celular significativo ( $\text{MPS}_{WB} < 0.20$ ), los impactos oblicuos generan deformaciones que superan el umbral de necrosis ( $\text{MPS}_{WB} > 0.20$ ), lo que empeora el pronóstico neurológico.

### 5.3 Implicancias para la Seguridad Vial

Los hallazgos de esta memoria tienen una relevancia directa para la seguridad pública y la normativa de micromovilidad en Chile:

1. **Desmitificación del Scooter como "Juguete Recreativo":** La evidencia cuantitativa obtenida derriba la falsa percepción de seguridad asociada a estos dispositivos. Al demostrar que una caída a velocidad moderada (15 km/h) puede generar índices de lesión cerebral (BrIC/MPS) comparables a un atropello o una caída de motocicleta, se establece científicamente que el scooter eléctrico es un vehículo de alto riesgo biomecánico. Este estudio aporta la base técnica para recategorizar estos dispositivos en la conciencia colectiva, pasando de ser vistos como elementos de entretenimiento a ser tratados con la responsabilidad de un vehículo motorizado.
2. **El Rol de la Concientización Basada en Evidencia:** Dado que la restricción operativa de la velocidad no elimina el riesgo de lesiones severas (específicamente el daño interno observado en la cinemática rotacional del Caso 4), la estrategia de seguridad no debe depender únicamente de limitaciones técnicas, sino de la **educación del usuario**. Los resultados de esta simulación, que visualizan la deformación del tejido cerebral, constituyen una herramienta gráfica potente para campañas de seguridad vial, demostrando a los usuarios que la "baja velocidad" no es sinónimo de inmunidad frente al trauma neurológico.
3. **Imperativo del Autocuidado y Uso de EPP:** La inevitabilidad de los altos valores de HIC (riesgo de fractura) debido a la altura de caída refuerza que la única barrera efectiva entre el usuario y una lesión fatal es el Elemento de Protección Personal (EPP). La investigación subraya que el uso de casco certificado no es una medida accesorio, sino un requisito de supervivencia vital, y que la responsabilidad en la conducción (evitar maniobras bruscas que generen caídas oblicuas) es tan determinante para la salud neurológica como el equipamiento mismo.

## 5.4 Limitaciones y Recomendaciones para Trabajos Futuros

Si bien este estudio cumple con sus objetivos, se identifican limitaciones derivadas del costo computacional y el alcance metodológico que abren puertas a futuras líneas de investigación:

1. **Ampliación del Espectro de Casos:** Debido al alto costo computacional de las simulaciones explícitas, este estudio se limitó a cuatro escenarios críticos. Se recomienda para trabajos futuros realizar un barrido paramétrico más amplio, evaluando ángulos intermedios (ej. 30°, 45°) y distintas alturas de solera para generar curvas de riesgo continuas.

2. **Fidelidad del Modelo de Scooter:** Si bien el vehículo se implementó con un enfoque estructural simplificado para gestionar la **complejidad del modelado** y focalizar el análisis en la interacción global, es fundamental destacar que se garantizó una **representación geométrica y dimensional de alta fidelidad** (escala 1:1). El modelo replica con exactitud las proporciones, distancias entre ejes y altura del centro de gravedad del scooter real, lo que asegura la validez de la cinemática de eyección obtenida. La decisión de simplificar componentes mecánicos internos (como la suspensión o el eje móvil) permitió reducir la incertidumbre asociada a la definición de múltiples contactos y materiales, sin comprometer la precisión de la trayectoria. No obstante, para futuras investigaciones se sugiere la incorporación progresiva de subsistemas detallados (neumáticos deformables, horquilla móvil) para refinar el análisis de la absorción de energía.
  
3. **Evaluación de Elementos de Protección Personal (EPP):** Una proyección natural de esta tesis es la incorporación de cascos en la simulación. Sería de alto valor científico comparar la eficacia de cascos de poliestireno tradicional frente a nuevas tecnologías como **cascos con airbag** para cuantificar cuánto reducen efectivamente los valores de MPS y BrIC calculados en esta memoria.
  
4. **Profundización en la Biofidelidad y Explotación del Modelo:** El modelo numérico del Dummy Hybrid III utilizado en esta tesis cuenta con una extensa red de nodos instrumentados que replican los sensores físicos del maniquí real (celdas de carga en cuello, tórax, columna y extremidades). Se recomienda para trabajos futuros explotar esta capacidad de medición para evaluar criterios de lesión complementarios, como las fuerzas de cizallamiento cervical ( $N_{ij}$ ) o la deflexión torácica. Sin embargo, para superar las limitaciones intrínsecas de un maniquí mecánico en la evaluación de traumas de tejidos blandos, se sugiere la implementación progresiva de Modelos de Cuerpo Humano (HBM) de alta fidelidad, como el THUMS (Total Human Model for Safety). Esto permitiría contrastar los datos cinemáticos del dummy con la respuesta anatómica detallada de músculos y órganos internos en escenarios de micromovilidad.

## Referencias

Alkhaibary, A., Alshalawi, A., Althaqafi, R. M. M., Alghuraybi, A. A., Basalamah, A., Shammaa, A. M., Altalhy, A. A., Abdelrahman, T. M., Alkhaibary, A., Alshalawi, A., Althaqafi, R. M. M., Alghuraybi, A. A., Basalamah, A. A., Shammaa, A., Altalhy, A., & Abdelrahman, T. M. (2021). Traumatic Brain Injury: A Perspective on the Silent Epidemic. *Cureus*, *13*. <https://doi.org/10.7759/cureus.15318>

Arrué, P., Toosizadeh, N., Babae, H., & Laksari, K. (2020). Low-Rank Representation of Head Impact Kinematics: A Data-Driven Emulator. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *8*. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.555493>

*Bencina en Línea*. (s. f.). Recuperado 31 de diciembre de 2025, de [https://www.bencinaenlinea.cl/#/reporte\\_regional/7,9/13](https://www.bencinaenlinea.cl/#/reporte_regional/7,9/13)

Blomberg, S. N. F., Rosenkrantz, O. C. M., Lippert, F., & Christensen, H. C. (2019). *Injury from electric scooters in Copenhagen: A retrospective cohort study*. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2019-033988>

Bullock, R., Zauner, A., Woodward, J. J., Myseros, J., Choi, S. C., Ward, J. D., Marmarou, A., & Young, H. F. (1998). *Factors affecting excitatory amino acid release following severe human head injury*. <https://doi.org/10.3171/jns.1998.89.4.0507>

*Cámara de Comercio de Santiago—CCS*. (2020, febrero 11). <https://www.ccs.cl/2020/02/11/importaciones-scooters-electricos-crecen-179-en-2019/>

*Ciclovías Minvu—Ministerio de Vivienda y Urbanismo*. (s. f.). Recuperado 11 de agosto de 2025, de <https://www.minvu.gob.cl/ciclovias-minvu/>

*Classification of Traumatic Brain Injury for Targeted Therapies*. (s. f.). <https://doi.org/10.1089/neu.2008.0586>

Collaborators, M. C. T. (2008). *Predicting outcome after traumatic brain injury: Practical prognostic models based on large cohort of international patients*. <https://doi.org/10.1136/bmj.39461.643438.25>

Comisión Asesora Presidencial Pro Movilidad. (2014). *Problemas de la Movilidad Urbana*. Google Drive. [https://drive.google.com/drive/folders/12Yjj7ID5yHJhxSPRHo2Vdr\\_m9b\\_P29g5](https://drive.google.com/drive/folders/12Yjj7ID5yHJhxSPRHo2Vdr_m9b_P29g5)

CONASET. (s. f.). Recuperado 6 de octubre de 2025, de [https://www.conaset.cl/wp-content/uploads/2024/09/Guia-para-ciclistas-en-Chile\\_CONASET\\_13-09-2024-1-1.pdf](https://www.conaset.cl/wp-content/uploads/2024/09/Guia-para-ciclistas-en-Chile_CONASET_13-09-2024-1-1.pdf)

CPSC. (2025, marzo). *Segway Recalls Segway Ninebot Max G30P and Max G30LP KickScooters Due to Fall Hazard and Risk of Serious Injury*. U.S. Consumer Product Safety Commission. <https://www.cpsc.gov/Recalls/2025/Segway-Recalls-Segway-Ninebot-Max-G30P-and-Max-G30LP-KickScooters-Due-to-Fall-Hazard-and-Risk-of-Serious-Injury>

Deck, C., & Willinger, R. (2008). Improved head injury criteria based on head FE model. *International Journal of Crashworthiness*, 13(6), 667–678. <https://doi.org/10.1080/13588260802411523>

Deshpande, L. S., Sun, D. A., Sombati, S., Baranova, A., Wilson, M. S., Attkisson, E., Hamm, R. J., & DeLorenzo, R. J. (2008). Alterations in neuronal calcium levels are associated with cognitive deficits after traumatic brain injury. *Neuroscience letters*, 441(1), 115–119. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.05.113>

Dewan, M. C., Rattani, A., Gupta, S., Baticulon, R. E., Hung, Y.-C., Panchak, M., Agrawal, A., Adeleye, A. O., Shrimel, M. G., Rubiano, A. M., Rosenfeld, J. V., & Park, K. B. (2018). *Estimating the global incidence of traumatic brain injury*. <https://doi.org/10.3171/2017.10.JNS17352>

El Periodista. (2018, noviembre 19). Scooters Lime (compartidos) llegan a Chile a revolucionar el transporte eléctrico sustentable. *El Periodista*. <https://www.elperiodista.cl/2018/11/scooters-lime-compartidos-llegan-a-chile-a-revolucionar-el-transporte-electrico-sustentable/>

G5 Noticias. (2024, julio 15). Más de 1.3 millones de viajes y contando: Las prometedoras cifras de Whoosh para celebrar su primer año de operaciones en Chile. *G5noticias*. <https://g5noticias.cl/2024/07/14/mas-de-1-3-millones-de-viajes-y-contando-las-prometedoras-cifras-de-whoosh-para-celebrar-su-primer-ano-de-operaciones-en-chile/>

Gennarelli, T. A. (1993). Mechanisms of brain injury. *The Journal of Emergency Medicine*, *11 Suppl 1*, 5–11.

Gennarelli, T. A., & Thibault, L. E. (1982). Biomechanics of Acute Subdural Hematoma. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, *22*(8), 680.

Gennarelli, T. A., Thibault, L. E., Adams, J. H., Graham, D. I., Thompson, C. J., & Marcincin, R. P. (1982). Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate. *Annals of Neurology*, *12*(6), 564–574. <https://doi.org/10.1002/ana.410120611>

Ghazi, K., Wu, S., Zhao, W., & Ji, S. (2021). Instantaneous Whole-Brain Strain Estimation in Dynamic Head Impact. *Journal of Neurotrauma*, *38*(8), 1023–1035. <https://doi.org/10.1089/neu.2020.7281>

Giordano, C., & Kleiven, S. (2014). Evaluation of Axonal Strain as a Predictor for Mild Traumatic Brain Injuries Using Finite Element Modeling. *Stapp car crash journal*, *58*, 29–62.

Guzmán, F. (2008). Fisiopatología del trauma craneoencefálico. *Colombia Médica*, *39*, 78–84.

Henn, H.-W. (1998). Crash Tests and the Head Injury Criterion. *Teaching Mathematics and Its Applications*, *17*(4), 162–170. <https://doi.org/10.1093/teamat/17.4.162>

Holbourn, A. H. S. (1943). MECHANICS OF HEAD INJURIES. *The Lancet*, *242*(6267), 438–441. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)87453-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)87453-X)

Hospital del trabajador. (2020). *Scooters eléctricos: Peligro inminente de accidentes*. Hospital del Trabajador. <https://www.hospitaldeltrabajador.cl/detalle-noticia/2020/scooters-electricos-peligro-inminente-de-accidentes>

ITF, Yannis, G., Petraki, V., & Crist, P. (2024). *Safer Micromobility: Technical Background Report*.

Khatri, N., Sumadhura, B., Kumar, S., Kaundal, R. K., Sharma, S., & Datusalia, A. K. (2021). The Complexity of Secondary Cascade Consequent to Traumatic Brain Injury: Pathobiology and

Potential Treatments. *Current Neuropharmacology*, 19(11), 1984–2011. <https://doi.org/10.2174/1570159X19666210215123914>

Kimpara, H., & Iwamoto, M. (2012). Mild Traumatic Brain Injury Predictors Based on Angular Accelerations During Impacts. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(1), 114–126. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0414-2>

King, A. I., Yang, K. H., Zhang, L., Hardy, W., & Viano, D. C. (2003). *0.1 Is Head Injury Caused by Linear or Angular Acceleration?*

Kleiven, S. (2007). *Predictors for Traumatic Brain Injuries Evaluated through Accident Reconstructions*. 2007-22–0003. <https://doi.org/10.4271/2007-22-0003>

Laa, B., & Leth, U. (2020). Survey of E-scooter users in Vienna: Who they are and how they ride. *Journal of Transport Geography*, 89, 102874. <https://doi.org/10.1016/j.jtrangeo.2020.102874>

Maas, A. I. R., Hukkelhoven, C. W. P. M., Marshall, L. F., & Steyerberg, E. W. (2005). Prediction of Outcome in Traumatic Brain Injury with Computed Tomographic Characteristics: A Comparison between the Computed Tomographic Classification and Combinations of Computed Tomographic Predictors. *Neurosurgery*, 57(6), 1173. <https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000186013.63046.6B>

Maas, A. I., Stocchetti, N., & Bullock, R. (2008). Moderate and severe traumatic brain injury in adults. *The Lancet Neurology*, 7(8), 728–741. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(08\)70164-9](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(08)70164-9)

MAPFRE. (s. f.). Recuperado 19 de octubre de 2025, de <https://documentacion.fundacionmapfre.org/documentacion/publico/es/media/group/1109839.do>

Marjoux, D., Baumgartner, D., Deck, C., & Willinger, R. (2008). Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria. *Accident; Analysis and Prevention*, 40(3), 1135–1148. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2007.12.006>

(Marshall et al., 1992). (s. f.). Recuperado 12 de diciembre de 2025, de [https://globalneuro.org/uploads/files/Marshall\\_CT\\_Score\\_paper\\_abstract.pdf](https://globalneuro.org/uploads/files/Marshall_CT_Score_paper_abstract.pdf)

Masel, B. E., & DeWitt, D. S. (2010). Traumatic Brain Injury: A Disease Process, Not an Event. *Journal of Neurotrauma*, 27(8), 1529–1540. <https://doi.org/10.1089/neu.2010.1358>

McKee & Daneshvar. (2015). En *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 127, pp. 45–66). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52892-6.00004-0>

Meaney, D. F., Morrison, B., & Dale Bass, C. (2014). The Mechanics of Traumatic Brain Injury: A Review of What We Know and What We Need to Know for Reducing Its Societal Burden. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(021008). <https://doi.org/10.1115/1.4026364>

Meaney, D. F., Olvey, S. E., & Gennarelli, T. A. (2011). Biomechanical Basis of Traumatic Brain Injury. En *Youmans Neurological Surgery* (pp. 3277–3287). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-5316-3.00328-2>

Menon, D. K., Schwab, K., Wright, D. W., & Maas, A. I. (2010). Position Statement: Definition of Traumatic Brain Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(11), 1637–1640. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.05.017>

Metro de Santiago. (2025). *Tips y Preguntas Frecuentes—Guía del Usuario*. Metro de Santiago. <https://www.metro.cl>

Ministerio de Energía. (2020). *Electromovilidad en Chile*. <https://energia.gob.cl/electromovilidad/img/Estudio%20Electromovilidad%20Capital%20Humano.pdf>

Morel, A. (2025, junio 24). Whoosh aterriza en San Miguel con 200 scooters eléctricos y continúa su expansión: Se extiende por siete comunas de la RM, Concepción y Temuco. *The Clinic*. <https://www.theclinic.cl/2025/06/24/whoosh-ateriza-en-san-miguel-con-200-scooters-electricos-y-continua-su-expansion-se-extiende-por-siete-comunas-de-la-rm-concepcion-y-temuco/>

Morrison, B., Cater, H. L., Wang, C. C.-B., Thomas, F. C., Hung, C. T., Ateshian, G. A., & Sundstrom, L. E. (2003). *A Tissue Level Tolerance Criterion for Living Brain Developed with an In Vitro Model of Traumatic Mechanical Loading*. 2003-22-0006. <https://doi.org/10.4271/2003-22-0006>

Muñana-Rodríguez, J. E., & Ramírez-Elías, A. (2014). Escala de coma de Glasgow: Origen, análisis y uso apropiado. *Enfermería Universitaria*, 11(1), 24–35. [https://doi.org/10.1016/S1665-7063\(14\)72661-2](https://doi.org/10.1016/S1665-7063(14)72661-2)

Nacional, B. del C. (2018, mayo 10). *Biblioteca del Congreso Nacional | Ley 21.088 Chile*. [www.bcn.cl/leychile](http://www.bcn.cl/leychile). <https://www.bcn.cl/leychile>

Nacional, B. del C. (2021a, julio 10). *Biblioteca del Congreso Nacional | Decreto 102*. [www.bcn.cl/leychile](http://www.bcn.cl/leychile). <https://www.bcn.cl/leychile>

Nacional, B. del C. (2021b, octubre 7). *Biblioteca del Congreso Nacional | Resolución 2372*. [www.bcn.cl/leychile](http://www.bcn.cl/leychile). <https://www.bcn.cl/leychile>

Namiri, N. K., Lui, H., Tangney, T., Allen, I. E., Cohen, A. J., & Breyer, B. N. (2020). Electric Scooter Injuries and Hospital Admissions in the United States, 2014-2018. *JAMA Surgery*, 155(4), 357. <https://doi.org/10.1001/jamasurg.2019.5423>

*Nasa Anthropometry, Biomechanics, and Strength | PDF | Anthropometry | Percentile*. (s. f.). Scribd. Recuperado 25 de noviembre de 2025, de <https://www.scribd.com/document/858666019/Nasa-Anthropometry-Biomechanics-And-Strength>

Newman, J. A., & Shewchenko, N. (2000). *A Proposed New Biomechanical Head Injury Assessment Function—The Maximum Power Index*. 2000-01-SC16. <https://doi.org/10.4271/2000-01-SC16>

Obasa, A. A., Olopade, F. E., Juliano, S. L., & Olopade, J. O. (2024). Traumatic brain injury or traumatic brain disease: A scientific commentary. *Brain Multiphysics*, 6, 100092. <https://doi.org/10.1016/j.brain.2024.100092>

O'Connor, W. T., Smyth, A., & Gilchrist, M. D. (2011). Animal models of traumatic brain injury: A critical evaluation. *Pharmacology & Therapeutics*, 130(2), 106–113. <https://doi.org/10.1016/j.pharmthera.2011.01.001>

Orr, T. J., Lasha, E., Kramer, A. H., Cecia, A., Dugan, J. E., Schwartz, B., & Einhaus, S. L. (2024). Traumatic Brain Injury: A Comprehensive Review of Biomechanics and Molecular Pathophysiology. *World Neurosurgery*, 185, 74–88. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2024.01.084>

Ortiz, A. (2006). *Traumatismo Encefalocraneano (TEC). Una puesta al día*. <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-pdf-X0716864006320793>

*Patín motorizado y scooter eléctrico (2015-2024)*. (s. f.).

Patton, D. A., McIntosh, A. S., Kleiven, S., & Fréchède, B. (2012). Injury data from unhelmeted football head impacts evaluated against critical strain tolerance curves. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 226(3–4), 177–184. <https://doi.org/10.1177/1754337112438305>

*Personas—Información Útil—Tarifas*. (s. f.). Recuperado 31 de diciembre de 2025, de <https://Personas/content/enel-cl/es/megamenu/clientes/tarifas-y-regulacion/tarifas.html>

Peterson, A. B., Xu, L., Daugherty, J., & Breiding, M. J. (2019). *Surveillance report of traumatic brain injury-related emergency department visits, hospitalizations, and deaths, United States, 2014*. <https://stacks.cdc.gov>

Prins, M., Greco, T., Alexander, D., & Giza, C. C. (2013). The pathophysiology of traumatic brain injury at a glance. *Disease Models & Mechanisms*, 6(6), 1307–1315. <https://doi.org/10.1242/dmm.011585>

Qin, J., Lee, S., Yan, X., & Tan, Y. (2018). Beyond solving the last mile problem: The substitution effects of bike-sharing on a ride-sharing platform. *Journal of Business Analytics*. <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/2573234X.2018.1506686>

Radio Universal. (2025, enero 27). *Más de 800.000 kilómetros recorridos y contando: Las cifras de Whoosh en su primer año de operaciones en Temuco*. Radio Universal. <https://www.radiouniversal.cl/mas-de-800000-kilometros-recorridos-y-contando-las-cifras-de-whoosh-en-su-primer-ano-de-operaciones-en-temuco>

Rosenfeld, J. V., McFarlane, A. C., Bragge, P., Armonda, R. A., Grimes, J. B., & Ling, G. S. (2013). Blast-related traumatic brain injury. *The Lancet Neurology*, 12(9), 882–893. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(13\)70161-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(13)70161-3)

Segway. (2025). *Segway*. Segway Chile. <https://www.segway.cl/scooter-electrico-segway-ninebot-maxg30p>

Selassie, A. W., Zaloshnja, E., Langlois, J. A., Miller, T., Jones, P., & Steiner, C. (2008). Incidence of Long-term Disability Following Traumatic Brain Injury Hospitalization, United States, 2003. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 23(2), 123. <https://doi.org/10.1097/01.HTR.0000314531.30401.39>

Shlosberg, D., Benifla, M., Kaufer, D., & Friedman, A. (2010). Blood–brain barrier breakdown as a therapeutic target in traumatic brain injury. *Nature Reviews Neurology*, 6(7), 393–403. <https://doi.org/10.1038/nrneurol.2010.74>

Simon, D. W., McGeachy, M. J., Bayir, H., Clark, R. S. B., Loane, D. J., & Kochanek, P. M. (2017). The far-reaching scope of neuroinflammation after traumatic brain injury. *Nature Reviews Neurology*, 13(3), 171–191. <https://doi.org/10.1038/nrneurol.2017.13>

Singh, I. N., Sullivan, P. G., Deng, Y., Mbye, L. H., & Hall, E. D. (2006). Time course of post-traumatic mitochondrial oxidative damage and dysfunction in a mouse model of focal traumatic brain injury: Implications for neuroprotective therapy. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism: Official Journal of the International Society of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 26(11), 1407–1418. <https://doi.org/10.1038/sj.jcbfm.9600297>

Steyerberg, E. W., Mushkudiani, N., Perel, P., Butcher, I., Lu, J., McHugh, G. S., Murray, G. D., Marmarou, A., Roberts, I., Habbema, J. D. F., & Maas, A. I. R. (2008). Predicting Outcome after Traumatic Brain Injury: Development and International Validation of Prognostic Scores Based on Admission Characteristics. *PLoS Medicine*, 5(8), e165. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.0050165>

[Superdesalud.gob.cl/app/uploads/2024/03/articles-18842\\_archivo\\_fuente.pdf](https://www.superdesalud.gob.cl/app/uploads/2024/03/articles-18842_archivo_fuente.pdf). (s. f.). Recuperado 1 de diciembre de 2025, de [https://www.superdesalud.gob.cl/app/uploads/2024/03/articles-18842\\_archivo\\_fuente.pdf](https://www.superdesalud.gob.cl/app/uploads/2024/03/articles-18842_archivo_fuente.pdf)

Takhounts, E. G., Craig, M. J., Moorhouse, K., McFadden, J., & Hasija, V. (2013). *Development of Brain Injury Criteria (BRIC)*. 2013-22-0010. <https://doi.org/10.4271/2013-22-0010>

Takhounts, E. G., Ridella, S. A., Hasija, V., Tannous, R. E., Campbell, J. Q., Malone, D., Danelson, K., Stitzel, J., Rowson, S., & Duma, S. (2008). Investigation of traumatic brain injuries

using the next generation of simulated injury monitor (SIMon) finite element head model. *Stapp Car Crash Journal*, 52, 1–31. <https://doi.org/10.4271/2008-22-0001>

*TEC – Síntesis de Conocimientos*. (2016, diciembre 6). <https://sintesis.med.uchile.cl/tratados-por-especialidad/tratados-de-urgencias/14160-tec>

The Clinic. (2025). *Accidentes en scooter eléctrico aumentaron en un 56% durante el primer trimestre del año: Hay dos accidentes al día por este transporte*. <https://www.theclinic.cl/2025/06/25/la-alarmante-alza-de-accidentes-en-scooters-electricos-aumentaron-56-el-primer-trimestre-de-este-ano-y-se-concentran-en-jovenes-de-18-a-30-anos/>

Thibault, L. E. (s. f.). *WUAT UAVE WE LEARNED TO DATE?*

*Top 10 | Consumo Vehicular*. (s. f.). Recuperado 31 de diciembre de 2025, de <https://www.consumovehicular.cl/top-ten/vehiculo-combustion-gasolina>

*Traumatismo encefalo craneano—Depto. Cirugía Hospital del Salvador*. (s. f.). Recuperado 1 de diciembre de 2025, de [https://www.cirurgiahsalvador.cl/educacion\\_continua/temas-de-interes/traumatismo-encefalo-craneano](https://www.cirurgiahsalvador.cl/educacion_continua/temas-de-interes/traumatismo-encefalo-craneano)

Uber. (2021, febrero 25). *Los scooters de Lime se suman a la plataforma de Uber en Chile*. Uber Newsroom. <https://www.uber.com/es-CL/newsroom/los-scooters-de-lime-se-suman-a-la-plataforma-de-uber-en-chile/>

Universitat Politècnica De València, E. (2014). Universitat Politècnica de València. *Ingeniería del agua*, 18(1), ix. <https://doi.org/10.4995/ia.2014.3293>

US Department of Health & Human Services; Centers for Disease Control (CDC); National Center for Injury Prevention and Control. (2003). *Report to Congress on Mild Traumatic Brain Injury in the United States: Steps to Prevent a Serious Public Health Problem: (371602004-001)* [Dataset]. <https://doi.org/10.1037/e371602004-001>

Werner, C., & Engelhard, K. (2007). Pathophysiology of traumatic brain injury. *British Journal of Anaesthesia*, 99(1), 4–9. <https://doi.org/10.1093/bja/aem131>

Whoosh. (2023a, julio 6). *Whoosh, llego a Santiago el servicio de alquiler de scooters eléctricos más innovador de Sudamérica*. [https://whoosh.bike/es\\_la/whoosh\\_llego\\_a\\_santiago](https://whoosh.bike/es_la/whoosh_llego_a_santiago)

Whoosh. (2023b, octubre). *Santiago | the first 6 months results | October 2023—ESP*. Google Docs. [https://drive.google.com/file/d/1\\_QmC8C3E2wj\\_alTC4wmcGeqzyXAhgAVu/view?usp=embed\\_facebook](https://drive.google.com/file/d/1_QmC8C3E2wj_alTC4wmcGeqzyXAhgAVu/view?usp=embed_facebook)

*Whoosh*. (2025). [https://whoosh.bike/about\\_us/es\\_la](https://whoosh.bike/about_us/es_la)

Winkler, E. A., Minter, D., Yue, J. K., & Manley, G. T. (2016). Cerebral Edema in Traumatic Brain Injury: Pathophysiology and Prospective Therapeutic Targets. *Neurosurgery Clinics of North America*, 27(4), 473–488. <https://doi.org/10.1016/j.nec.2016.05.008>

World Health Organization. (2004). *Rehabilitation for persons with traumatic brain injury*. <https://www.who.int/publications/i/item/rehabilitation-for-persons-with-traumatic-brain-injury>

Wu, S., Zhao, W., Ghazi, K., & Ji, S. (2019). Convolutional neural network for efficient estimation of regional brain strains. *Scientific Reports*, 9(1), 17326. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-53551-1>

Xu, T., Sheng, X., Zhang, T., Liu, H., Liang, X., & Ding, A. (2018). Development and Validation of Dummies and Human Models Used in Crash Test. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018, 3832850. <https://doi.org/10.1155/2018/3832850>

Zhang, L., Yang, K. H., & King, A. I. (2004). A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. *Journal of Biomechanical Engineering*, 126(2), 226–236. <https://doi.org/10.1115/1.1691446>

Zhao, W., & Ji, S. (2019). White Matter Anisotropy for Impact Simulation and Response Sampling in Traumatic Brain Injury. *Journal of Neurotrauma*, 36(2), 250–263. <https://doi.org/10.1089/neu.2018.5634>

# Anexos

## 1. ANEXO A: Implementación Computacional del Modelo CNN

Este anexo detalla el entorno de desarrollo y el procedimiento de ejecución utilizado para la estimación de las métricas de daño cerebral (MPS y Fiber Strain). El objetivo es documentar las condiciones de software necesarias para garantizar la reproducibilidad de los resultados obtenidos mediante el modelo de aprendizaje profundo desarrollado por Jilab.

### 1.1. Entorno de Ejecución (Software y Hardware)

Las simulaciones del modelo neuronal fueron ejecutadas en un entorno local bajo el sistema operativo Microsoft Windows [11] (64-bits).

Para la gestión del código fuente y las dependencias, se utilizó el lenguaje de programación Python en su versión (v. 3.13.5), gestionado a través de la distribución. Las bibliotecas (packages) específicas instaladas para el funcionamiento del tensor de la red neuronal y el procesamiento de datos fueron:

- Numpy (v. 2.3.4): Para la manipulación de matrices y álgebra lineal.
- Scipy (v. 1.16.3): Para el procesamiento de señales e interpolación.
- TensorFlow (v. 2.20.0): El motor principal que hace funcionar la red neuronal (carga los datos y predice los resultados).
- Matplotlib: La herramienta utilizada para crear los gráficos y mapas visuales de las deformaciones cerebrales.

### 1.2. Configuración del Modelo Predictivo

Se utilizó el código fuente original desarrollado por Ghazi, manteniendo la arquitectura de la Red Neuronal Convolutiva (CNN) y los pesos sinápticos pre-entrenados para asegurar la validez de los resultados según la literatura de referencia. El flujo de trabajo sigue una estructura secuencial de transformación de datos entre MATLAB y Python:

- a. **Estructura de la Matriz de velocidades:** El modelo recibe los datos en una estructura matricial de 101 filas por 3 columnas, diseñada para capturar la naturaleza temporal del impacto:
  - Dimensiones (3 Columnas): Cada fila corresponde a uno de los ejes de rotación de la velocidad angular ( $\mathbf{w}_x, \mathbf{w}_y, \mathbf{w}_z$ ).
  - Evolución Temporal (101 filas): Cada fila corresponde a un paso de tiempo con una separación de 1 milisegundo (ms). Esto permite al modelo analizar una ventana completa de 100 ms, tiempo suficiente para capturar el pico máximo de aceleración y la respuesta posterior del tejido cerebral.

- b. **Preprocesamiento y Acondicionamiento (MATLAB):** El punto de partida es el archivo “profile.mat”, el cual contiene los datos cinemáticos crudos (matriz 101x3). Estos datos pasan por una etapa de acondicionamiento en MATLAB:
  - i. **Entrada:** Se cargan las señales de velocidad angular desde “profile.mat”.
  - ii. **Procesamiento:** Se ejecutan los scripts “Pre\_preprocessing.m” (para mapas de distribución de deformaciones) o “demo\_preprocessing.m” (para valores de deformación CC y FS).
  - iii. **Salida:** Se genera el archivo “input.mat”, que es la matriz final lista para ser procesada por la red neuronal en Python.
  
- c. **Ejecución e Inferencia (Python / Anaconda):** Con el archivo “input.mat” generado, la CNN realiza la inferencia de manera iterativa:
  - i. Script demo\_evaluation.py: Procesa la matriz para predecir la distribución espacial de las deformaciones en toda la geometría cerebral.
  - ii. Script predict\_all.py: Calcula los valores máximos de deformación (MPS) en el cerebro completo (WB), cuerpo calloso (CC) y fibras del cuerpo calloso (FS).

Ambos procesos concluyen con la generación de un archivo “output.mat” que contiene los resultados finales de deformación (strains).

### 1.3.Extracción de Métricas de Daño

Tras la ejecución de los modelos en Python, se procedió a la interpretación de los archivos de salida “output.mat”. Dependiendo de la arquitectura de la red neuronal utilizada (Distribución Espacial o Métricas Regionales), los datos se extrajeron de la siguiente manera:

#### a. Análisis de Distribución Espacial (Modelo de 23,753 puntos)

Para el estudio detallado de la propagación del esfuerzo, se utilizó el vector “predict\_mps” con dimensiones de 1 x 23753. Cada componente de este vector representa la deformación en un punto específico del cerebro.

- Vinculación Espacial: Mediante las coordenadas de los archivos “voxel\_location” y las etiquetas de “voxel\_label”, cada valor de deformación se asignó a su posición anatómica real.
  
- Visualización en Wolfram Mathematica: Por elección técnica, se utilizó Wolfram Mathematica para el renderizado de estos datos. La elección de este software permitió una representación gráfica de alta precisión, facilitando la creación de mapas de contorno y vistas tridimensionales que ayudan a identificar visualmente los focos de mayor concentración de deformación mecánica.

#### b. Cuantificación de Métricas Regionales (Valores Escalares)

De forma paralela, se utilizó la versión del modelo orientada a métricas directas, la cual entrega resultados en formato de matrices de 1 x 1 (escalares). Estos valores representan el percentil 95 de la deformación máxima principal, una métrica estándar en biomecánica para evitar sesgos por valores atípicos (outliers):

- mps\_95: Deformación máxima en el cerebro completo (Whole Brain).
- mps\_cc\_95: Deformación específica en el Cuerpo Calloso (CC).
- fs\_cc\_95: Deformación en fibras del CC.

## 2. ANEXO B: Calculo analítico de la cinemática en Wolfram Mathematica

El siguiente script representa el desarrollo original para el cálculo de la cinemática de impacto y desprendimiento. El código utiliza principios de conservación de momento angular y mecánica clásica para determinar el estado físico del sistema en el momento del impacto.

```
(* 1. PARÁMETROS INICIALES *)
Mpersona = 77; (* Masa del usuario [kg] *)
Mscooter = 19; (* Masa del scooter [kg] *)
Vinicial = -6.944; (* Velocidad de avance [m/s] *)
g = 9.81; (* Aceleración de gravedad [m/s^2] *)
Ypersona = 1;
Yscooter = 0.865;
Ypo = Ypersona + 0.0255;
Xp = 0.48; (* Posición horizontal persona respecto al origen *)
Xs = 0.42; (* Posición horizontal scooter respecto al origen *)
Is = 6.366; (* Inercia del scooter *)
Ip = 11.28; (* Inercia de la persona *)
Xcabeza = 0; (* Coordenadas locales de la cabeza respecto al Cmp *)
Ycabeza = 0.7;
(* Cálculo de Momentos de Inercia (Teorema de Ejes Paralelos) *)
ISr = Is;
IPr = Ip + Mpersona*(Xp^2 + Ypo^2);
It = ISr + IPr; (* Inercia total del sistema rotante *)
(* 2. ANÁLISIS POST-IMPACTO (FRAME 2) *)
(* Conservación de momento angular para determinar velocidad angular inicial *)
Linicial = -Mpersona*Vinicial*Ypo - Mscooter*Vinicial*Yscooter;
omega2 = Linicial/It;
(* Velocidades lineales iniciales del sujeto *)
Vxp2 = -omega2*Ypo;
Vyp2 = omega2*Xp;
(* momento resultante y aceleración angular inicial *)
SumTau2 = -(Xp*Mpersona*g + Xs*Mscooter*g);
alpha2 = SumTau2/It;
Print["--- Resultados Frame 2 ---"];
Print["Velocidad angular \[Omega]2: ", omega2, " rad/s"];
Print["Aceleración angular \[Alpha]2: ", alpha2, " rad/s^2"];
Print["Velocidad inicial persona (Vx, Vy): (", Vxp2, ", ", Vyp2, ") m/s"];
(* 3. CONDICIÓN DE DESPRENDIMIENTO (FRAME 3) *)
(* Funciones de posición en función del ángulo phi *)
XpPhi[phi_] := Xp*Cos[phi] - Ypo*Sin[phi];
YpPhi[phi_] := Xp*Sin[phi] + Ypo*Cos[phi];
XsPhi[phi_] := Xs*Cos[phi] - Yscooter*Sin[phi];
YsPhi[phi_] := Xs*Sin[phi] + Yscooter*Cos[phi];
(* Resolución numérica para el ángulo de desprendimiento phi3 *)
desprendimientoEq[phi_] := -(XpPhi[phi]*Mpersona + XsPhi[phi]*Mscooter)*g/It -
(-g*XpPhi[phi]/Sqrt[Xp^2 + Ypo^2]^2);
phi3 = phi /. FindRoot[desprendimientoEq[phi] == 0, {phi, 0.3}];
(* Cálculo de variables cinemáticas en el instante de desprendimiento *)
Xp3 = XpPhi[phi3];
Yp3 = YpPhi[phi3];
```

```

Upot2 = Mpersona*g*Ypo + Mscooter*g*Yscooter;
Upot3 = Mpersona*g*Yp3 + Mscooter*g*YsPhi[phi3];
omega3 = Sqrt(omega2^2 + (2*(Upot2 - Upot3))/It);
alpha3 = -((XpPhi[phi3]*Mpersona + XsPhi[phi3]*Mscooter)*g)/It;
Vxp3 = -omega3*Yp3;
Vyp3 = omega3*Xp3;
Print["--- Resultados Frame 3 ---"];
Print["Ángulo de desprendimiento \[CurlyPhi]3: ", phi3*180/Pi, "°"];
Print["Velocidad angular \[Omega]3: ", omega3, " rad/s"];
(* 4. TRAYECTORIA DE CAÍDA LIBRE E IMPACTO (FRAME 4 Y 5) *)
h0 = 0; (* Nivel del suelo *)
(* Ecuaciones de movimiento del Centro de Masa *)
Xcm[t_] := Xp3 + Vxp3*t;
Ycm[t_] := Yp3 + Vyp3*t - 1/2*g*t^2;
Vcmx[t_] := Vxp3;
Vcmly[t_] := Vyp3 - g*t;
(* Rotación del cuerpo durante el vuelo *)
theta[t_] := omega3*t;
tethap[t_] := phi3 + theta[t];
(* Posición y velocidad de la cabeza respecto al sistema global *)
XcabezaCM[t_] := Xcabeza*Cos[tethap[t]] - Ycabeza*Sin[tethap[t]];
YcabezaCM[t_] := Xcabeza*Sin[tethap[t]] + Ycabeza*Cos[tethap[t]];
Xtotal[t_] := Xcm[t] + XcabezaCM[t];
Ytotal[t_] := Ycm[t] + YcabezaCM[t];
Vtotalx[t_] := Vcmx[t] - omega3*YcabezaCM[t];
Vtotaly[t_] := Vcmly[t] + omega3*XcabezaCM[t];
(* Determinación del tiempo de impacto de la cabeza contra el suelo *)
tiempolmpacto = t /. FindRoot[Ytotal[t] == h0, {t, 0.1}];
(* 5. CÁLCULOS FINALES DE ORIENTACIÓN *)
phi5 = tethap[tiempolmpacto]*180/Pi;
AnguloAbsoluto = 90 + phi5;
AnguloConSuelo = AnguloAbsoluto - 180;
Print["--- Resultados Finales de Impacto ---"];
Print["Tiempo hasta el contacto: ", tiempolmpacto, " s"];
Print["Velocidad de impacto (Vx, Vy): (", Vtotalx[tiempolmpacto], ", ", Vtotaly[tiempolmpacto], ") m/s"];
Print["Rotación acumulada (Phi5): ", phi5, "°"];
Print["Ángulo de incidencia con el suelo: ", AnguloConSuelo, "°"];

```

## ANEXO C: Especificaciones de la Simulación Numérica en LS-DYNA

Para garantizar la reproducibilidad de las simulaciones, se detallan a continuación los keywords fundamentales creados para este estudio. Se omiten las definiciones estándar del modelo del dummy para centrar la atención en los parámetros de contacto, materiales del entorno y condiciones iniciales de impacto.

### 2.1. Condición de Velocidad Inicial

Se utilizó la tarjeta \*INITIAL\_VELOCITY\_GENERATION para aplicar la cinemática traslacional al sistema. La velocidad de 25 km/h (-6.944 m/s) se asignó al conjunto de partes (dummy + scooter) para simular el desplazamiento hacia el punto de impacto.

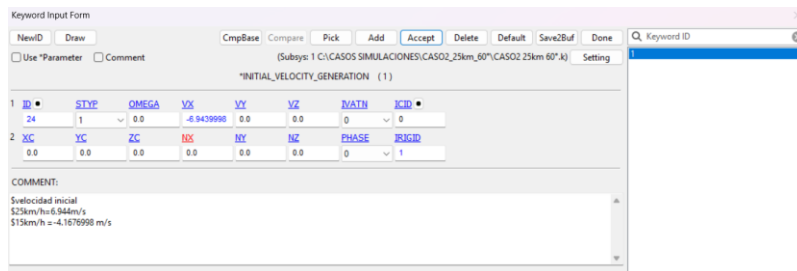


Ilustración 1 Configuración Velocidad inicial

## 2.2. Definición de Contactos Principales

Se establecieron interacciones del tipo \*CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE. El procedimiento para crear cada contacto consiste principalmente:

### 2.2.1. Definición de Superficies (SURF A y SURF B):

Se seleccionó una superficie como "Slave" (SURF A) y otra como "Master" (SURF B). Esta jerarquía permite al solver monitorear constantemente las penetraciones de los nodos de la superficie A sobre los segmentos de la superficie B para aplicar las fuerzas de penalización correspondientes.

### 2.2.2. Configuración de Coeficientes de Roce:

Se definieron los parámetros de fricción para caracterizar la resistencia al movimiento relativo entre los cuerpos:

- **FS (Static Friction):** Coeficiente de roce estático.
- **FD (Dynamic Friction):** Coeficiente de roce dinámico.

A continuación, se detallan los tres contactos principales establecidos:

- **Contacto Persona - Suelo**

\*CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_ID/TITLE/MPP1,THERMAL

1	CID	TITLE										
14		dummy piso										
2	IGNORE	BOKT	LCBOKT	NSZTRK	INITITR	PARMAX	UNUSED	CPARMB				
0	200	3	2	1.0005	1.0005	0	0	0				
3	UNUSED	CHKSEGS	PENGE	GRPABLE	IGTOL							
0	1.0	0	0.0									
4	SURFA	SURFB	SURFATYP	SURFBTYP	SAROXID	SBOXID	SAPR	SRPS				
28	266	2	3	0	0	0	0	0				
5	ES	FD	DC	VC	VDC	PENCHK	BT	DT				
0.7000000	0.5000000	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	1.000e+20				
6	SFSA	SFSB	SAST	SBST	SFSAT	SFSBT	SFE	VSF				
1.0	1.0000000	0.0	0.0	1.0000000	1.0000000	1.0000000	1.0000000	1.0000000				
<input type="checkbox"/> Thermal <input type="checkbox"/> T_Friction <input type="checkbox"/> A <input checked="" type="checkbox"/> AB <input type="checkbox"/> ABC <input type="checkbox"/> ABCD <input type="checkbox"/> AI												
7	K	FRAD	HD	LMIN	LMAX	ETOSA	BC_FLG	ALGO				
						0.5						
8	LCST	LCEDT	FORMULA	a	b	c	d	LCH				
9	SOFT	SOFSCL	LCIDAB	MAXPAR	SROPT	DEPTH	BSORT	FRCFRQ				
2	1.0000000	0	1.0250000	0	2	0	0	1				
10	PENMAX	THKOPT	SHLTHK	SNLOG	ISYM	ID3D	SLOTHK	SLDSTF				
0.0	1	0	1	0	1	0.0	0.0					
11	IGAP	IGNORE	DPRFAC	DTSTIF	EDGEK	UNUSED	FLANGL	CID_RCF				

Ilustración 2 Configuración Contacto Persona-Suelo

- **Contacto Persona - Scooter**

\*CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_ID/TITLE/MPP1,THERMAL

1	CID	TITLE										
16		scooter body dummy										
2	IGNORE	BOKT	LCBOKT	NSZTRK	INITITR	PARMAX	UNUSED	CPARMB				
0	200	3	2	1.0005	1.0005	0	0	0				
3	UNUSED	CHKSEGS	PENGE	GRPABLE	IGTOL							
0	1.0	0	0.0									
4	SURFA	SURFB	SURFATYP	SURFBTYP	SAROXID	SBOXID	SAPR	SRPS				
263	25	3	2	0	0	0	0	2				
5	ES	FD	DC	VC	VDC	PENCHK	BT	DT				
0.4000000	0.2000000	0.0	0.0	0.0	0	0.0	0	1.000e+20				
6	SFSA	SFSB	SAST	SBST	SFSAT	SFSBT	SFE	VSF				
1.0	1.0000000	0.0	0.0	1.0000000	1.0000000	1.0000000	1.0000000	1.0000000				
<input type="checkbox"/> Thermal <input type="checkbox"/> T_Friction <input type="checkbox"/> A <input checked="" type="checkbox"/> AB <input type="checkbox"/> ABC <input type="checkbox"/> ABCD <input type="checkbox"/> AI												
7	K	FRAD	HD	LMIN	LMAX	ETOSA	BC_FLG	ALGO				
						0.5						
8	LCST	LCEDT	FORMULA	a	b	c	d	LCH				
9	SOFT	SOFSCL	LCIDAB	MAXPAR	SROPT	DEPTH	BSORT	FRCFRQ				
2	1.0000000	0	1.0250000	2	2	0	0	1				
10	PENMAX	THKOPT	SHLTHK	SNLOG	ISYM	ID3D	SLOTHK	SLDSTF				
0.0	0	0	1	0	1	0.0	0.0					
11	IGAP	IGNORE	DPRFAC	DTSTIF	EDGEK	UNUSED	FLANGL	CID_RCF				

Ilustración 3 Configuración contacto Scooter-Body

\*CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_ID/TITLE/MPP1,THERMAL

1	CID	TITLE										
13		pies scooter										
2	IGNORE	BOKT	LCBOKT	NSZTRK	INITITR	PARMAX	UNUSED	CPARMB				
0	200	3	2	1.0005	1.0005	0	0	0				
3	UNUSED	CHKSEGS	PENGE	GRPABLE	IGTOL							
0	1.0	0	0.0									
4	SURFA	SURFB	SURFATYP	SURFBTYP	SAROXID	SBOXID	SAPR	SRPS				
7	263	2	3	0	0	0	0	2				
5	ES	FD	DC	VC	VDC	PENCHK	BT	DT				
0.7000000	0.5000000	0.0	0.0	0.0	0	0.0	0	1.0000000	1.000e+20			
6	SFSA	SFSB	SAST	SBST	SFSAT	SFSBT	SFE	VSF				
1.0	1.0000000	0.0	0.0	1.0000000	1.0000000	1.0000000	1.0000000	1.0000000				
<input type="checkbox"/> Thermal <input type="checkbox"/> T_Friction <input type="checkbox"/> A <input checked="" type="checkbox"/> AB <input type="checkbox"/> ABC <input type="checkbox"/> ABCD <input type="checkbox"/> AI												
7	K	FRAD	HD	LMIN	LMAX	ETOSA	BC_FLG	ALGO				
						0.5						
8	LCST	LCEDT	FORMULA	a	b	c	d	LCH				
9	SOFT	SOFSCL	LCIDAB	MAXPAR	SROPT	DEPTH	BSORT	FRCFRQ				
2	1.0000000	0	1.0250000	0	2	0	0	1				
10	PENMAX	THKOPT	SHLTHK	SNLOG	ISYM	ID3D	SLOTHK	SLDSTF				
0.0	0	0	1	0	1	0.0	0.0					
11	IGAP	IGNORE	DPRFAC	DTSTIF	EDGEK	UNUSED	FLANGL	CID_RCF				

Ilustración 4 Configuración contacto Scooter-Pies

- **Contacto Scooter – Solera**

\*CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_ID/TITLE/MPP1(THERMAL)

1 CID TITLE  
15 scooter base

2 IGNORE ROCT LCOCT NSRTRK INITTR PARMAX UNUSED CPARMB  
0 200 3 2 1.0005 0

3 UNUSED CHISEGS PENSE GPABLE WTCL  
0 1.0 0 0.0

4 SURFA SURFB SURFATYP SURFBTYP SABOXID SBBOXID SAPR SBFR  
263 267 3 3 0 0 0 2

5 FS ED DC VC VDC FENCHK BT DT  
0.7000000 0.3000000 0.0 0.0 0.0 0.0 1.000e+20

6 SESA SESB SAST SBST SESAT SESBT FSE YSE  
1.0 1.0000000 0.0 0.0 1.0000000 1.0000000 1.0000000

7  Thermal  T\_Friction  A  AB  ABC  ABCD  AI

8 K FRAC HD LMIN LMAX ETCSA BC\_FLG ALGO  
0.5

9 SOFT SOFSC LCIDAB MAXPAR SBOPT DEPTH BSORT FRCFRQ  
2 1.0000000 0 1.0250000 0 2 0 1

10 PENMAX THKOPT SHLTHK SHLOG ISYM JZD3D SLDTHK SLDSTF  
0.0 0 0 1 0 1 0.0 0.0

11 IGAP IGNORE DPRFAC DTSTIF EDGEK UNUSED FLANGL CID\_RCF

Ilustración 5 Configuración contacto Scooter-Solera

## 2.3. Caracterización de Materiales del Entorno

En esta sección se describen las propiedades mecánicas asignadas a los componentes no biológicos de la simulación. Para optimizar el costo computacional y asegurar la estabilidad del solver, los elementos del entorno se modelaron mediante:

### 2.3.1. Superficie de Impacto (Suelo/Solera)

\*MAT\_RIGID\_(TITLE) (020) ( 65)

TITLE  
solera

1 MID RO E PR N COUPLE M ALIAS  
264 2.400e-06 20.000000 0.1500000 0.0 0 0.0

2 CMO CON1 CON2 SPCNID XSPC YSPC ZSPC  
1.0 7 7 0 0.0 0.0 0.0

3 LCO OR A1 A2 A3 V1 V2 V3 BNDLCO  
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0

Ilustración 6 Configuración Material piso de concreto/solera

### 2.3.2. Estructura del Scooter

\*MAT\_PLASTIC\_KINEMATIC\_(TITLE) (003) ( 9)

TITLE  
scooter

1 MID RO E PR SIGY ETAN BETA  
263 2.700e-06 69.000000 0.3300000 0.2760000 0.6000000 0.0

2 SRC SRP FS VP  
0.0 0.0 0.0 0.0

Plot Raise New Padd

Ilustración 7 Configuración Material Scooter