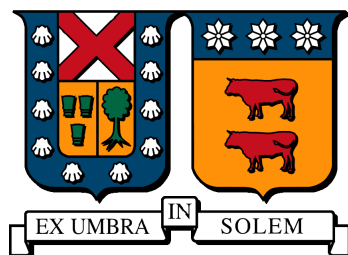


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
VALPARAÍSO-CHILE



**ESTUDIO DEL RIESGO DE DAÑO
CEREBRAL Y LESIONES POR MEDIO DEL
ANÁLISIS CINEMÁTICO DE
SIMULACIONES DE CAÍDAS EN ADULTOS
MAYORES.**

JUAN ANDRÉS MANZO CAPDEVILLE

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

PROFESOR GUÍA : PATRICIO ARRUÉ
PROFESOR CORREFERENTE : DANILO ESTAY

marzo 2026



CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

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

Título del trabajo: **ESTUDIO DEL RIESGO DE DAÑO CEREBRAL Y LESIONES POR MEDIO DEL ANÁLISIS CINEMÁTICO DE SIMULACIONES DE CAÍDAS EN ADULTOS MAYORES**

Nombre del candidato(a): **Juan Manzo**

Carrera / Grado: **Ingeniería Civil Mecánica**

Campus: **San Joaquín** Departamento: **Ingeniería 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:

Fecha: 16/03/26 Firma: _____

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 16/03/26 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.

Resumen

En el presente documento se presenta el trabajo realizado sobre el estudio de las caídas en adultos mayores, incluyendo simulaciones asociadas. La literatura indica que la mayoría de estas caídas ocurren en entornos cotidianos, como dentro del hogar o durante caminatas. Para el análisis de la simulación se implementó un modelo biomecánico computacional en OpenSim, que permitió reproducir el patrón de caída más frecuente y analizar cuantitativamente los resultados obtenidos. Los resultados mostraron que el riesgo de daño cerebral aumentaba de manera considerable según el ángulo con el que el cuerpo impactaba contra la superficie, llegando, en algunos casos, a incrementarse hasta en un 200 %.

Abstract

This document presents the work conducted on the study of falls in older adults, including associated simulations. The literature indicates that the majority of these falls occur in everyday environments, such as inside the home or during walks. For the simulation analysis, a computational biomechanical model was implemented in OpenSim, which allowed for the reproduction of the most frequent fall pattern and the quantitative analysis of the results obtained. The results showed that the risk of brain damage increased considerably depending on the angle at which the body impacted the surface, reaching, in some cases, an increase of up to 200 %.

Objetivos

Objetivo General

Analizar el riesgo de daño cerebral y lesiones de caídas típicas en adultos mayores en base a la cinemática de impacto de cabeza, a través de una simulación biomecánica.

Objetivos Específicos

- Caracterizar tipos de caídas comunes en adultos mayores según datos estadísticos de casos reales.
- Desarrollar una simulación musculoesquelética de un “dummy” que represente correctamente las caídas de los adultos mayores, validada por las ecuaciones de cinemática y mecánica de sólidos.
- Obtener y analizar parámetros cinemáticos de impacto en la cabeza.
- Establecer riesgo de lesiones en la cabeza mediante los datos cinemáticos extraídos de las simulaciones.

Índice general

1. Introducción	1
2. Marco Teórico	2
2.1. Estudios de caídas en adultos mayores	2
2.1.1. Lugares donde ocurren caídas de adultos mayores	2
2.1.2. Tipos de caídas mas frecuentes y consecuencias físicas	3
2.1.3. Tipos de daños cerebrales por impactos	4
2.1.4. Deformación cerebral	4
2.2. OpenSim	5
2.2.1. Funcionamiento de OpenSim	6
2.3. Simulaciones previas	8
2.4. Condiciones requeridas para simulaciones de cuerpo humano	10
2.5. Indicadores de probabilidad de daño cerebral	12
2.5.1. Indicadores tradicionales	13
2.5.2. Herramienta de redes neuronales	14
2.6. Movimiento teórico del cuerpo	15
2.6.1. Movimiento previo al impacto	15
2.6.2. Momento del impacto e instantes posteriores	16
3. Método	18
3.1. Modelo de cuerpo humano	18
3.1.1. Características del modelo Rajagopal	19
3.1.2. Modificaciones	20
3.1.3. Limitaciones del modelo	20
3.2. Simulación de movimiento	22
3.3. Obtención de datos	23

3.4.	Tratamiento de datos	24
3.5.	Análisis de datos	25
4.	Resultados	27
4.1.	Datos cinemáticos	27
4.2.	Datos de HIC15	29
4.3.	Datos de RIC36	31
4.4.	Datos de BrIC	32
4.5.	Datos de Brain Strain	34
5.	Discusión	35
5.1.	Modelo de cuerpo humano	35
5.2.	Datos cinemáticos	36
5.3.	Indicadores de daño cerebral	37
6.	Conclusión	41
7.	Trabajos futuros	43
7.1.	Extensión del análisis de riesgo	43
7.2.	Mejora del modelo computacional	43
A.	Anexo	49
A.1.	Gráficos de aceleración angular y lineal vs tiempo según orientación y velocidad inicial.	49

Índice de figuras

2.1. Diagrama del cerebro con el Corpus Callosum resaltado.	5
2.2. Interfaz de OpenSimCreator	6
2.3. Modelo computacional con puntos de articulación	10
2.4. Modelo utilizado en el estudio realizado por la Universidad de Seúl . .	13
2.5. Representación esquemática del modelo biomecánico detallando el vector de posición ($\vec{r}$) y el ángulo de inclinación (θ).	17
3.1. Modelo original de Rajagopal	19
3.2. Modelo final utilizado en las simulaciones	21
3.3. Modelo inicial a 0 grados de giro respecto del muro	22
3.4. Modelo inicial a 90 grados respecto del muro	23
3.5. Modelo inicial a 150 grados respecto del muro	24
4.1. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y ángulo inicial de 0°.	28
4.2. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 0°.	28
4.3. Gráfico de HIC15 según ángulo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] . . .	30
4.4. Gráfico de HIC15 según ángulo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] . . .	30
4.5. Gráfico de RIC36 según ángulo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] . . .	31
4.6. Gráfico de RIC36 según ángulo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] . . .	32
4.7. Gráfico de BrIC según ángulo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] . . .	33
4.8. Gráfico de BrIC según ángulo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] . . .	33
A.1. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 30°.	49

A.2. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 30°	50
A.3. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 60°	50
A.4. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 60°	51
A.5. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 90°	51
A.6. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 90°	52
A.7. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 120°	52
A.8. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 120°	53
A.9. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 150°	53
A.10. Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 150°	54
A.11. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 0°	54
A.12. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 0°	55
A.13. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 30°	55
A.14. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 30°	56
A.15. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 60°	56
A.16. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 60°	57
A.17. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 90°	57
A.18. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 90°	58

A.19. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 120°	58
A.20. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 120°	59
A.21. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 150°	59
A.22. Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 150°	60

Índice de tablas

2.1. Rangos de movimiento generales del cuello para mayores de 70 años . .	11
2.2. Rango de movimiento lumbar de mayores de 60 años	11
4.1. Valores de HIC15 según ángulo y velocidad	29
4.2. Valores de RIC36 según ángulo y velocidad	31
4.3. Valores de BrIC según ángulo y velocidad	32
4.4. Valores de MPS según ángulo y velocidad	34

Capítulo 1

Introducción

En la actualidad, una de las poblaciones más vulnerables corresponde a la tercera edad, la cual presenta una alta propensión a una de las principales problemáticas del siglo XXI: la epidemia de las caídas. En 2021, la Organización Mundial de la Salud clasificó las caídas como la segunda causa mundial de muerte por traumatismos involuntarios, afectando principalmente a adultos mayores de 60 años [1].

Dado lo anterior, resulta fundamental estudiar los fenómenos que originan este tipo de accidentes y establecer estrategias efectivas para su prevención, considerando que estas suelen ser significativamente más eficaces y eficientes que los procesos de recuperación posteriores [2].

De acuerdo con el último Censo de 2024 [3], los adultos mayores representan aproximadamente el 14 % de la población chilena, cifra que evidencia una clara tendencia al alza respecto al 6 % registrado en 1992. Este cambio demográfico subraya la urgencia de priorizar la prevención de riesgos en este grupo etario, particularmente frente a eventos de graves consecuencias como las caídas. En este contexto, resulta fundamental profundizar en la comprensión de estos fenómenos mediante herramientas avanzadas, como la simulación computacional y el análisis cuantitativo, con el objetivo de diseñar estrategias efectivas que mejoren el bienestar y la calidad de vida de esta población.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Estudios de caídas en adultos mayores

Para el desarrollo de este proyecto es necesario comprender primero cuáles son las formas más comunes en que los adultos mayores sufren accidentes relacionados con caídas. Por ello, se consideraron diversos estudios que, además de proporcionar información sobre los tipos de caídas que suelen provocar fracturas, también entregan datos estadísticos sobre los lugares donde estas ocurren, como patios, hospitales o comedores. Esta información permite obtener una mejor base para simular dichas caídas y acercar los modelos lo más posible a situaciones reales.

2.1.1. Lugares donde ocurren caídas de adultos mayores

Es importante considerar que las caídas en adultos mayores no son comparables a las caídas en personas más jóvenes, ya que suelen ocurrir en situaciones cotidianas y generan secuelas físicas considerablemente más graves. Por ello, su estudio es fundamental para identificar en qué lugares existe un mayor riesgo de este tipo de accidentes.

Un ejemplo de lo anterior se presenta en el estudio realizado por Silva et al. [4], llevado a cabo en Brasil en el año 2012, donde se examinó a 240 personas entre 60 y 94 años, de las cuales 80 habían sufrido una caída en los seis meses previos. Los resultados muestran que la mayoría de estos accidentes ocurrieron en baños, patios y habitaciones, y que casi todos se debieron principalmente a tropiezos.

Si bien la mayoría de las caídas reportadas no provocaron lesiones más graves que

excoriaciones (irritaciones de la piel producto del impacto), 13 de los 80 participantes sí presentaron heridas de mayor gravedad, como fracturas, esguinces o lesiones que requirieron sutura.

Estos datos también son respaldados por otro estudio publicado en el año 2018 en el consultorio de geriatría de un hospital público [5]. En dicho estudio, realizado con una muestra de 183 adultos mayores de los 60 años, se observó que aproximadamente 30 % de los participantes sufrió caídas dentro del entorno doméstico, siendo el baño y el dormitorio las zonas con mayor incidencia.

Cabe mencionar que, además de las secuelas físicas, las caídas generan consecuencias psicológicas que podrían provocar que los adultos mayores se desplacen con inseguridad, lo que también aumenta la probabilidad de accidentes y la dependencia de otros para sus actividades cotidianas.

2.1.2. Tipos de caídas mas frecuentes y consecuencias físicas

A partir de un estudio realizado en 2002 en el hospital de traumatología "Victorio de la Fuente Narváez" de México, donde se estudiaron 924 pacientes de edades de 74.4 ± 9.6 años [6], se identificaron los tipos de caída más frecuentes en adultos mayores.

Los resultados muestran que una de las causas principales de caída corresponde a resbalones, generalmente provocados por pisos lisos o húmedos, irregularidades en el suelo o al intentar sentarse en sillas, camas o sillones. Otra causa frecuente son los tropiezos, que suelen originarse por desniveles en las banquetas o por toparse con objetos, cuerdas, animales o incluso otras personas. Finalmente, también se observaron caídas asociadas a pérdidas de equilibrio, las cuales eran ocasionadas principalmente por empujones, episodios de mareo o disminución de la fuerza en las extremidades inferiores. En el mismo estudio también se reportan los tipos de lesiones ocasionadas por estas caídas, observándose que la mayoría de los participantes sufrieron heridas en las caderas, seguidas de lesiones en la cabeza y el rostro.

Por otro lado, un estudio publicado en el New England Journal of Medicine [7] sobre métodos de prevención de caídas en adultos mayores indica que las estrategias más efectivas suelen centrarse en entrenamientos para mejorar el equilibrio durante la marcha y en la reducción del uso de medicamentos psicotrópicos, los cuales pueden

afectar las capacidades motrices. Estas medidas permiten disminuir, como mínimo, un 14 % el riesgo de caídas en este grupo poblacional.

Con los datos presentados, es posible determinar los tipos de caídas que pueden ser abordadas mediante las simulaciones. Debido a las limitaciones del programa, se priorizarán aquellas provocadas por pérdida de equilibrio, ya que representan un porcentaje significativo de las caídas en adultos mayores.

2.1.3. Tipos de daños cerebrales por impactos

Los impactos craneales en adultos mayores derivados de caídas pueden provocar distintos efectos en el cerebro, desde contusiones hasta daños neuronales irreparables. Estos efectos suelen ser categorizados en tres niveles de gravedad: leve, moderado y severo. Sin embargo, debido a que estas categorías son amplias, se han propuesto clasificaciones más detalladas, como se muestra en el estudio de [8].

A pesar de lo anterior, en el presente trabajo se utilizan las categorías clásicas que se mencionaron, dado que la mayoría de los datos y coeficientes que se usan se basan en éstas. Estas clasificaciones se complementan con consideraciones más específicas, como contusiones o derrames cerebrales evaluados a partir de parámetros como la deformación cerebral, lo que permite un análisis más preciso y completo.

2.1.4. Deformación cerebral

La deformación cerebral es provocada por los impactos la cual, al superar la tolerancia del tejido, puede causar lesiones, como se presenta en el estudio realizado por el colegio médico de Wisconsin [9]. En este estudio se buscaba relacionar las características cinemáticas de los impactos laterales en la cabeza con la deformación inducida en el cerebro. Los resultados indicaron que la aceleración rotacional es la que contribuye en un 90 % a la deformación provocada sobre el tejido cerebral.

El corpus callosum, la cual es la zona principal de materia blanca del cerebro interno que conecta los hemisferios izquierdo y derecho [10], como se ve en la figura 2.1, y es la sección que se estudia para calcular la deformación cerebral. La magnitud de la deformación que se induce sobre esta región se asocia directamente a la probabilidad de que exista una contusión. Esto se ve reflejado en el estudio realizado por la universidad



Figura 2.1: Diagrama del cerebro con el Corpus Callosum resaltado.

tecnológica de Dublín [11], en donde se relacionaron los ángulos de caída con daños en distintas zonas del cerebro, encontrando que los golpes laterales afectaban mas al corpus callosum, y los frontales al cerebro medio.

2.2. OpenSim

OpenSim es un programa gratuito desarrollado por la Universidad de Stanford que opera en base a modelos 3D que pueden ser importados en distintos formatos. Dentro del editor se asignan distintas características físicas, como centro de gravedad, masa, inercia y aceleración, entre otras.

Cabe destacar que este programa está especializado en la simulación de cuerpos humanos, incluyendo de manera predeterminada modelos esquelético-musculares con dimensiones y fuerzas realistas, especialmente en lo que respecta al tren inferior.

La simulación física del cuerpo se realiza, a partir de las condiciones iniciales que se inducen en el modelo. Sin embargo, en lugar de utilizar nodos en un mallado como ocurre con la mayoría de programas de simulación de sólidos, se ajustan distintos puntos asociados a secciones del modelo con funciones específicas, como puntos de contacto o marcadores destinados a conocer las condiciones cinemáticas.

Con este programa se puede analizar fotograma a fotograma la simulación mientras esta se calcula; es decir, es posible observar en el mismo momento en que se genera el movimiento cómo se comporta el modelo y cuáles son los datos que se van obteniendo.

Uno de los puntos en contra del programa OpenSim es que el modelo que está pre-

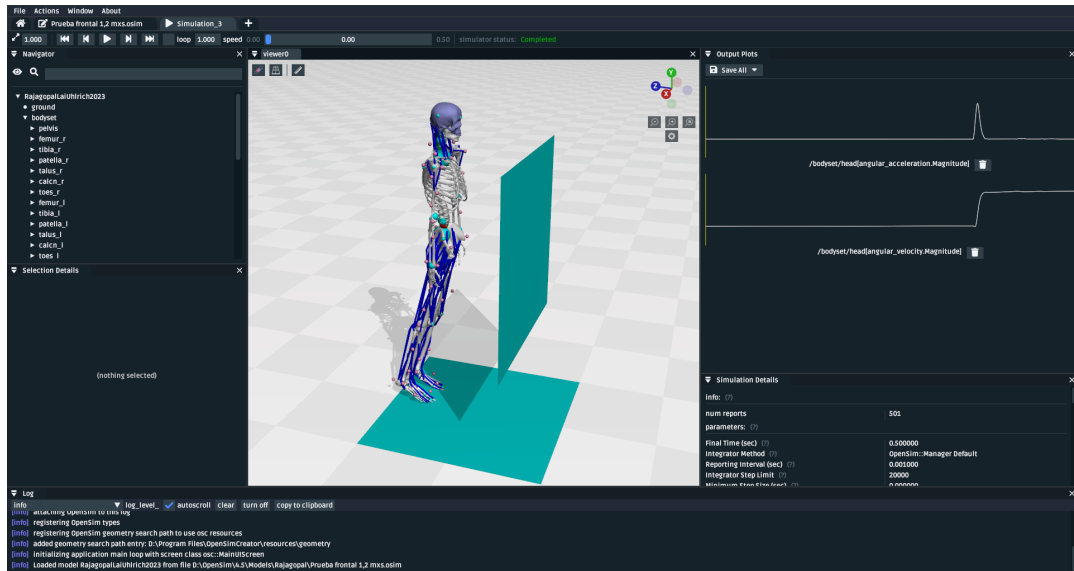


Figura 2.2: Interfaz de OpenSimCreator

instalado en el programa requiere algunas modificaciones para funcionar correctamente al momento de simular, como agregar una articulación en el cuello, puntos de contacto y/o músculos adicionales. Aun así, dicho problema puede solucionarse gracias al programa OpenSim Creator, el cual permite modificar modelos y simularlos en él mismo, como se puede apreciar en la figura 2.2 que muestra toda la interfaz de simulación.

2.2.1. Funcionamiento de OpenSim

En esta sección se presenta como OpenSim funciona en aspectos relevantes a las pruebas que se buscan realizar en el estudio. Se consideran características importantes como el tipo de simulaciones que se pueden hacer en el programa, como se simulan las fuerzas y cuál es el funcionamiento de la construcción de modelos, todo de acuerdo a la documentación del mismo software.

Proceso de simulación

El proceso por el cual OpenSim simula el movimiento es por medio de la solución de dos tipos de problema: 'Cinemática Inversa' y 'Dinámica Inversa'.

Antes de todo cálculo se establece el escalado del cuerpo en términos de dimen-

siones de las partes del modelo y de sus características. Los modelos que están pre-instalados en el programa ya están con un escalado adecuado para su funcionamiento.

Luego el programa por medio de cálculos por cada fotograma de la simulación procede a resolver geométricamente la posición de las partes del modelo a través de la solución del problema de cinemática inversa. Seguidamente, por medio de la dinámica inversa, según los resultados del proceso previo, fuerzas establecidas previamente (como la gravitacional o de reacción) e inercial del cuerpo se calculan las fuerzas y momentos de cada parte del modelo.

Este proceso se realiza para cualquier simulación, ya sea por medio del uso de movimientos pre-establecidos por medio de grabaciones y/o animaciones, o por medio de datos cinemáticos iniciales y de posición del cuerpo.

Fuerzas simuladas

En términos de fuerzas, OpenSim ofrece varias opciones, entre las cuales se incluyen fuerzas de contacto, fuerzas elásticas, fuerzas que se activan bajo ciertas condiciones y la fuerza de gravedad. En los modelos normalmente se utilizan cuatro: la fuerza de Hunt–Crossley para el contacto, la fuerza de Millard para músculos de actuación y de equilibrio, y la fuerza de gravedad.

La fuerza de Hunt–Crossley se utiliza principalmente como fuerza de contacto con disipación. Según el sitio oficial de OpenSim y distintos estudios, como el realizado por el Departamento de Ingeniería Biomédica de Florida [12], que la comparaba con la fuerza de fundación elástica, este método resulta ser el más adecuado para simular fuerzas de contacto en los dedos, considerados como cuerpos blandos.

La fuerza de Millard se usa principalmente para la simulación de músculos, como se mencionó previamente, y presenta dos categorías: músculos de equilibrio y músculos de actuación. El músculo de equilibrio actúa únicamente cuando se estira, es decir, funciona como una fuerza de reacción; mientras que los músculos de actuación reciben un valor de esfuerzo que aplican al contraerse. Los músculos de Millard funcionan en base a la simulación de fibras musculares considerando principalmente su largo natural y mínimo, el ángulo que poseen respecto del soporte desde el cual se sostiene el músculo y la fuerza generada según la distancia estirada o contraída. Esto se muestra

en el trabajo donde se desarrolló esta aproximación a un músculo real en la Universidad de Stanford [13].

La fuerza de gravedad en OpenSim no se basa en un método matemático específico como los mencionados previamente, sino que se implementa asignando a cada modelo una aceleración constante en dirección del eje y negativo de 9,81 metros por segundo cuadrado.

Construcción de modelos

Si bien el programa OpenSim en sí no permite modificar o construir modelos, existe también el programa OpenSimCreator, en el cual sí es posible hacerlo. Este programa ofrece distintas opciones para construir modelos, pero principalmente funciona en base a la utilización de distintos cuerpos geométricos que, mediante condiciones de unión, se conectan entre sí. Dichas uniones utilizan un método que se basa en modelos padre e hijo, donde los modelos hijos se unen a un padre en función de una condición de unión. Entre estas condiciones se encuentran: soldadura, rótula y bisagra. La soldadura conecta al modelo hijo sin otorgarle grados de libertad respecto del padre, mientras que el ball joint permite rotación en todos los ejes, y el hinge solo permite rotación en un eje seleccionado.

También es posible en OpenSimCreator incluir cuerpos que requieren fuerzas de contacto, como se mencionó previamente, los cuales pueden agregarse mediante planos o esferas que se integran a los distintos modelos. Otra opción es agregar musculatura, como fue mencionado anteriormente, para lo cual se deben escoger dos cuerpos distintos pertenecientes al mismo modelo y seleccionar los puntos de anclaje entre ambos.

2.3. Simulaciones previas

Si bien en el presente estudio se trabaja con simulaciones computacionales, también es necesario conocer las simulaciones originales de caídas realizadas con sujetos de prueba reales, a partir de las cuales se pueden obtener guías para determinar qué tipos de condiciones iniciales utilizar. En el estudio realizado por el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Michigan [14], cuyo objetivo era conocer la

velocidad de reacción de adultos ante caídas inminentes, se presentan diversas consideraciones respecto a las aceleraciones y posiciones iniciales que pueden emplearse en la simulación computacional.

El programa OpenSim se ha utilizado para simulaciones del movimiento de cuerpos humanos, empleando movimientos grabados mediante marcadores, como se muestra en el estudio de la Universidad de Tennessee y Stanford [15], donde se utilizó OpenSim para determinar factores de riesgo en movimientos de atletas y encontrar relaciones entre esfuerzos musculares, posturas corporales y las fuerzas de reacción del suelo.

También existen estudios sobre caídas previamente realizados en OpenSim, como el llevado a cabo por Jiang et al. [16], en el que se analizó el efecto de distintas posturas en caídas simuladas. En este estudio se utilizó un modelo predeterminado del programa, modificado mediante la inclusión de puntos de contacto en posiciones clave, ya que sin estos, el modelo no podría simular impactos con el piso o con planos.

Otras simulaciones aprovechan la capacidad de OpenSim para modificar los parámetros musculares de los modelos, permitiendo observar cómo estos afectan el movimiento del cuerpo en distintas situaciones. Un ejemplo de ello es el estudio realizado por la Universidad de Estudios Económicos de Bucarest [17], donde se buscó caracterizar los efectos de la simetría de las extremidades mediante cambios geométricos y de fuerzas musculares en los modelos.

Algunos de los modelos más completos de cuerpo humano utilizan la totalidad de las herramientas de OpenSim, como el desarrollado por la Universidad Nacional de Seúl [18], cuyo objetivo fue generar un modelo lo más cercano posible a la realidad para simulaciones completas de caminatas y movimientos humanoides realistas.

Estos estudios demuestran que OpenSim es un programa capaz de entregar datos fidedignos mediante herramientas específicas para el análisis del cuerpo humano.

2.4. Condiciones requeridas para simulaciones de cuerpo humano

Para que la simulación pueda funcionar de manera correcta y entregue valores cercanos a la realidad, se requieren distintos elementos en el modelo del cuerpo humano.

Estos requerimientos han sido estudiados a profundidad, específicamente en lo referente a la ubicación de las articulaciones y los puntos de contacto del cuerpo, como se presenta en el trabajo realizado por Liu et al. [19]. En dicho estudio se muestra un modelo diseñado específicamente para la simulación de movimientos humanoides, en el cual se definen los puntos de articulación, alcanzando un total de 48 grados de libertad.



Articulación	Parte 1	Parte 2	Grados de libertad (DOF)	Grados de libertad totales
Cervical	Cabeza	Cuello	3	3
Torácica	Cuello	Torso superior	3	3
Lumbar	Torso superior	Torso inferior	3	3
Sacral	Torso inferior	Pelvis	3	3
Clavícula	Torso superior	Clavícula	3	6
Hombro	Clavícula	Brazo	3	6
Codo	Brazo	Antebrazo	2	4
Muñeca	Antebrazo	Mano	2	4
Cadera	Pelvis	Pierna superior	3	6
Rodilla	Pierna superior	Pierna inferior	2	4
Tobillo	Pierna inferior	Talón	2	4
Tarsiana	Talón	Sesamoideo	1	2

Figura 2.3: Modelo computacional con puntos de articulación

Como se aprecia en la imagen 2.3, el modelo posee articulaciones correspondientes a las de un cuerpo humano real. La mayoría de estas presentan 3 grados de libertad, como ocurre en las articulaciones cervical, torácica, lumbar, sacra, clavículas, hombros y caderas. En cambio, los codos, muñecas, rodillas y tobillos poseen solo 2 grados de libertad, y finalmente, la zona tarsal presenta únicamente 1 grado de libertad.

Con estos puntos de articulación, cabe destacar que el cuerpo humano no posee rangos de movimiento ilimitados; toda articulación tiene un rango máximo. En el caso del cuello, se han realizado estudios que especifican los rangos de movimiento y que también se consideran en simulaciones, especialmente cuando se analiza a población de edad avanzada, como en el presente trabajo. En el estudio desarrollado por Kuhlman et al. en 1993 [20], se cuantificaron los rangos de movilidad cervical, incluyendo flexión

lateral, extensión y rotación, en distintos grupos demográficos. Para los fines de esta investigación, se seleccionaron los datos correspondientes al rango etario de 70 a 90 años, por considerarse los más representativos para la población objetivo.

Tabla 2.1: Rangos de movimiento generales del cuello para mayores de 70 años

Tipo de movimiento	Promedio	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Flexión	58.1°	9.9°	53.0°	63.2°
Extensión	51.2°	11.6°	45.3°	57.2°
Flexión lateral derecha	34.5°	6.0°	31.5°	37.6°
Flexión lateral izquierda	35.9°	5.2°	33.3°	38.6°
Rotación derecha	71.4°	9.3°	66.6°	76.1°
Rotación izquierda	70.1°	8.5°	65.7°	74.4°

Los resultados del estudio se detallan en la Tabla 2.1. A pesar de que se observan variaciones en los rangos de movimiento entre hombres y mujeres, la discrepancia entre ambos grupos es inferior al 10 %. En consecuencia, se han adoptado los valores masculinos para el presente análisis.

En el caso de la zona lumbar, se tienen distintos límites de movimiento según la edad, como se muestra en el estudio realizado por Fitzgerald et al. [21], en el cual se evaluaron los rangos de movimiento lumbar en 172 personas de entre 20 y 79 años. Para efectos prácticos en el presente trabajo, se considerarán los rangos de movimiento lumbar con un 95 % de confianza correspondientes a las edades desde los 60 años en adelante.

Tabla 2.2: Rango de movimiento lumbar de mayores de 60 años

Tipo de movimiento	Mínimo	Máximo
Flexión (Schober)	1.7 [cm]	2.7 [cm]
Extensión	10.3°	22.9°
Flexión lateral derecha	14.7°	22.1°
Flexión lateral izquierda	14.7°	23.1°

En la tabla 2.2 se muestran los valores de rango de movimiento de la zona lumbar en adultos mayores de 60 años. Se puede apreciar que el valor máximo de la flexión de Schober es de 2.7 [cm], lo cual representa la movilidad reducida de un adulto mayor, dado que en un adulto joven esta medición es más cercana a los 5 [cm], como se muestra en el estudio realizado en Turquía por Cidem et al. [22].

Para las rodillas, codos y hombros, el límite está dado por el contacto del mismo cuerpo; es decir, si el modelo está correctamente definido en tamaños, basta con establecer puntos de contacto para obtener directamente un límite de movimiento realista. Aun así, esto no es necesariamente cierto para otras articulaciones, como la lumbar, donde el rango se muestra en el trabajo realizado por Bruno et al. [23], correspondiente a la validación de un modelo digital construido en OpenSim.

En los estudios que se muestran en la sección de simulaciones previas se demuestra que OpenSim es capaz de simular correctamente la musculatura humana en un modelo digital. La musculatura puede emplearse para limitar los rangos de movimiento del cuerpo, por lo que puede ser una herramienta muy útil al momento de construir un modelo. Esto se evidencia en el estudio realizado por la Universidad de Stanford [24], en el cual se desarrolló un modelo musculoesquelético de la extremidad superior que abarca, específicamente, el brazo y la región pectoral.

También es importante mencionar que se requieren puntos de contacto que permitan que el modelo reaccione correctamente ante cuerpos externos o ante sí mismo. Esto se ve reflejado en el estudio presentado previamente en el modelo desarrollado por la Universidad de Seúl [18], donde en la figura 2.4 se observa cómo se colocaron las zonas de contacto en el modelo, representadas por las esferas azules.

Con estas consideraciones, ya es posible construir un modelo que permita realizar una simulación adecuada del cuerpo humano real.

2.5. Indicadores de probabilidad de daño cerebral

Para determinar en la simulación si alguno de los datos podría significar un tipo de lesión en el cerebro, se utilizan tres indicadores principales: el HIC15 (Head Injury Criterion), el RIC36 (Rotational Injury Criterion) y el BrIC (Brain Injury Criterion). Estos valores son presentados en el estudio de la Universidad de Stanford [25], donde se comparan distintos criterios para determinar tipos de lesiones.



Figura 2.4: Modelo utilizado en el estudio realizado por la Universidad de Seúl

2.5.1. Indicadores tradicionales

EL HIC15 es un indicador utilizado en biomecánica para evaluar riesgos de daño cerebral, originalmente creado para determinar si en un impacto vehicular las condiciones cinemáticas generadas provocan que se superen los límites de lesión en el cerebro como se muestra en la publicación de Chou & Nyquist [26] realizada en el 1974. Este indicador se calcula en base a la aceleración lineal de un cuerpo en un intervalo de tiempo determinado, en este caso 15 milisegundos. Según el estudio realizado por Marjoux et al. [27] se tiene que, con un HIC de 525, existe un 0.1 % de probabilidad de provocar una contusión, y con un valor de 1032 se estaría generando daño neurológico moderado en aproximadamente la mitad de los casos. El cálculo de este indicador se rige por la ecuación 2.1, en el cual se incluye el tiempo final t_2 y tiempo inicial t_1 del impacto junto a la aceleración del cuerpo en cada momento indicado por $a(t)$.

$$HIC = \left[(t_2 - t_1) \left\{ \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right\}^{2,5} \right]_{max} \quad (2.1)$$

El RIC36 es un indicador que se crea a partir de las bases del HIC donde, en vez de considerar la aceleración lineal del cuerpo para el cálculo, considera la aceleración angular del mismo en un intervalo de tiempo de 36 milisegundos como se presenta en la ecuación 2.2. También indica la gravedad del impacto, pero en rangos distintos, y sirve para corroborar resultados de los demás indicadores. En este caso, según el estudio realizado por Kimpara et al. [28], se considera que con un RIC de $1,03 \times 10^7$ existe un 50 % de probabilidad de que ocurra un mTBI (Mild Traumatic Brain Injury).

$$RIC = \left[(t_2 - t_1) \left\{ \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} \alpha(t) dt \right\}^{2,5} \right]_{max} \quad (2.2)$$

El BrIC es un indicador de daño cerebral creado por Takhounts et al. [29] en base a modelos de elementos finitos validados con datos reales de respuestas humanas cerebrales, criterios escalados de lesiones cerebrales en animales, tanto en estrés como deformación, y utilizando los modelos tipo "dummy" como el "Hybrid III". Para el desarrollo de este se aplicaron datos cinemáticos de impactos de jugadores de futbol americano en los modelos computacionales para determinar los valores máximos de velocidad angular con los cuales se provocarían lesiones cerebrales según los valores escalados de estrés y deformación en lesiones de animales. Se define la ecuación 2.3 en donde las velocidades angulares máximas en los distintos ejes de la cabeza (ω_{xc} , ω_{yc} y ω_{zc}) son los valores críticos 66.2, 59.1 y 44.2 [rad/s] para cada eje, respectivamente. Con este índice se obtiene directamente la probabilidad de que el impacto resulte en un mTBI donde un valor de BrIC de 0.5 equivale a un 50 % de probabilidad, lo cual se presenta en el mismo trabajo en el cual se creó el indicador [29].

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zc}}\right)^2} \quad (2.3)$$

Con estos tres indicadores se busca estimar qué tipos de lesiones en la cabeza podrían producirse en las caídas simuladas con los dummy.

2.5.2. Herramienta de redes neuronales

Finalmente como complemento a los indicadores mencionados también se utiliza el concepto de deformación cerebral. Este hace referencia a la manera en que los impactos

inducen deformaciones en el tejido del cerebro. La herramienta que se usa en el presente trabajo es la desarrollada por Ghazi et al. [30] que funciona en base a redes neuronales que predicen, según las velocidades y aceleraciones angulares en un período de tiempo, cual sería la deformación máxima en el tejido cerebral. La base de esta herramienta depende del modelo de elemento finito "Modelo de Lesiones de Cabeza de Worcester" (WHIM V1.0).

Para el entrenamiento de la red neuronal convolucional (CNN), se utilizó una base de datos cinemáticos de impactos en la cabeza provenientes de deportes de contacto de la Universidad de Stanford, de la NFL y de fútbol americano de secundaria. El conjunto inicial constaba de 3069 casos, al cual se sumaron 2592 casos adicionales enfocados en impactos más leves, alcanzando un total de 5661 muestras. Mediante técnicas de aumento de datos, las magnitudes máximas de velocidad angular de las muestras se ajustaron al intervalo de 2 a 40 rad/s. Previo a su ingreso a la red, los datos requirieron un preprocesamiento para combinar los perfiles de velocidad y aceleración en representaciones bidimensionales. La arquitectura del modelo fue implementada utilizando las librerías Keras (V2.2.4) y TensorFlow (V1.11.0). Durante el entrenamiento, la red aprendió comparando sus estimaciones con las simulaciones precisas obtenidas a través del modelo de elementos finitos WHIM. Finalmente, para validar su eficacia en un escenario real, se comprobó que las predicciones de la herramienta lograron un rendimiento casi idéntico al modelo WHIM al evaluar un conjunto de datos independiente de lesiones de la NFL.

2.6. Movimiento teórico del cuerpo

En esta sección se plantea como debería ser el movimiento de un cuerpo que impacta su cabeza contra un muro hasta el momento mismo del impacto y unos instantes después para poder tener una base teórica física que permita generar una simulación correcta. Existen tres estados a considerar en el impacto del cuerpo los cuales son el momento previo del movimiento, el impacto mismo y el instante posterior al impacto.

2.6.1. Movimiento previo al impacto

En este momento el cuerpo posee una velocidad en dirección al muro y la aceleración que se considerará la de gravedad ya que es una caída. Las condiciones iniciales

para cada caída son las mismas en términos cinemáticos, lo que varía principalmente es la orientación. Para realizar un caso genérico inicial se considerará la cabeza de frente al muro que impactará. Considerando que el cuerpo en movimiento posee masa es correcto decir que posee un momento angular que depende tanto de la velocidad del cuerpo, la posición y la masa del mismo.

$$L_{cabeza} = m_{cabeza}(\overrightarrow{r_{cabeza}} \times \overrightarrow{v_{cabeza}}) \quad (2.4)$$

En la ecuación 2.4 se puede apreciar la relación existente entre los términos mencionados previamente donde la posición de la cabeza esta dada por $\overrightarrow{r_{cabeza}}$ que es el vector de posición utilizando como punto 0 la base del muro, $\overrightarrow{v_{cabeza}}$ es el vector velocidad lineal de la cabeza, m_{cabeza} es la masa de la misma y L_{cabeza} es su momentum angular.

La posición del cuerpo a través del tiempo está dada por la ecuación 2.5 en la cual se muestra a partir de la posición inicial, la velocidad y la aceleración del mismo es posible, según el tiempo, conocer las condiciones del mismo en cualquier momento del movimiento.

$$\overrightarrow{r_f} = \overrightarrow{r_i} + (\overrightarrow{v(t)} \times t) + (\overrightarrow{a(t)} \times 1/2 \times t^2) \quad (2.5)$$

En la figura 2.5 se aprecia la disposición del sistema en este momento donde el punto cero desde el cual se dibuja el vector posición de la cabeza es la base del muro en el cual impactara el cuerpo.

2.6.2. Momento del impacto e instantes posteriores

En este estado es en el cual la cabeza impacta con el muro. En un impacto se considera que el momento angular se mantiene constante y para este caso se considera un impacto elástico con la superficie. En la ecuación 2.6 se muestra que el momento angular se mantiene constante y como este hecho se puede usar para correlacionar las

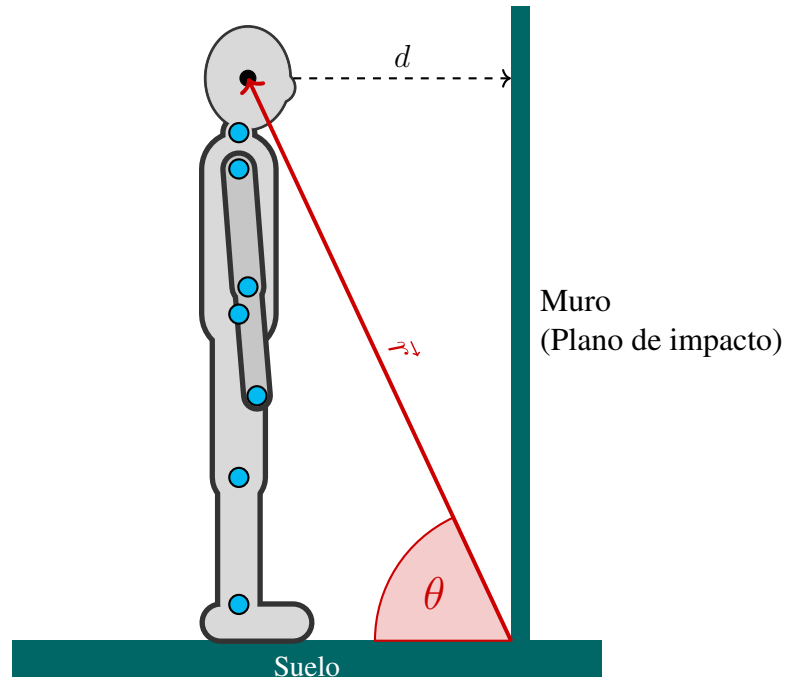


Figura 2.5: Representación esquemática del modelo biomecánico detallando el vector de posición ($\vec{r}$) y el ángulo de inclinación (θ).

condiciones cinemáticas en ambos instantes como se muestra en la ecuación de impulso 2.7.

$$L_{cabeza_i} = L_{cabeza_f} \quad (2.6)$$

$$\vec{F} \times t = (m \times \vec{v}_f) - (m \times \vec{v}_i) \quad (2.7)$$

Finalmente después del impacto se mantiene el momento angular donde la cabeza tendrá condiciones cinemáticas que son las que se analizan para la detección de lesiones cerebrales.

Capítulo 3

Método

La elección de usar OpenSim (4.5) y OpenSim Creator (0.5.13) para este estudio se basó en su robustez para la obtención de datos biomecánicos y su entorno gráfico interactivo. A diferencia de otros simuladores puramente numéricos, OpenSim permite una inspección visual continua del modelo musculoesquelético. Esto proporciona una retroalimentación inmediata que es crítica para validar la coherencia del movimiento, corregir configuraciones erróneas y analizar simultáneamente la respuesta dinámica del cuerpo frente a distintas condiciones de carga.

Para el desarrollo de las simulaciones fue necesario realizar distintos procesos previos, entre los cuales se encuentran la obtención y modificación del modelo, el establecimiento de los límites de la simulación y la definición del tipo de datos a registrar, además del análisis posterior de éstos.

3.1. Modelo de cuerpo humano

De acuerdo a lo mencionado en el marco teórico, se decidió utilizar el programa OpenSim debido a sus amplias capacidades para la simulación de cuerpos humanos y su facilidad de uso. Este software incluye un modelo desarrollado por la "Agencia de Proyectos de Investigación Avanzada de Defensa de los Estados Unidos" (DARPA) [31], el cual presenta un cuerpo humano completo con musculatura del tren inferior. Dicho modelo cumple en gran medida con las necesidades para una simulación realista, en especial respecto de las proporciones y dimensiones de un adulto. En la siguiente sección se describen con mayor detalle sus características.

3.1.1. Características del modelo Rajagopal

El modelo posee propiedades que son necesarias en la simulación biomecánica. Presenta 13 articulaciones: cadera, rodillas y tobillos en el tren inferior, y hombros, codos, muñecas y zona lumbar en el tren superior. En los hombros, muñecas, tobillos, cadera y columna lumbar se permite la rotación en los tres ejes, mientras que en codos y rodillas sólo existe un eje de rotación. Como se aprecia en la figura 3.1, el modelo presenta varias esferas de color rosado, las cuales corresponden a marcadores utilizados para registrar datos de simulación, tales como velocidad lineal y aceleración lineal.

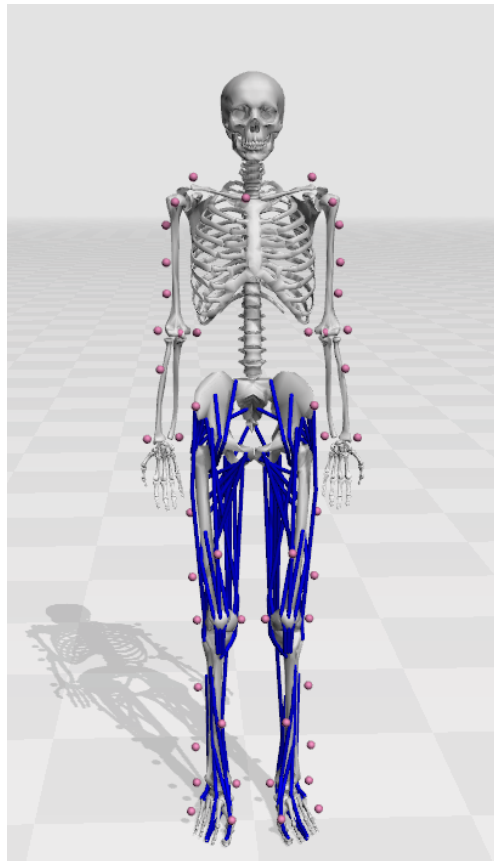


Figura 3.1: Modelo original de Rajagopal

A pesar de sus ventajas, el modelo presenta algunas características que no se ajustan adecuadamente a las necesidades de este estudio, considerando los estándares mencionados en el marco teórico:

- El cuello, la cabeza y el torso conforman un único cuerpo rígido.

- Los brazos y la pelvis presentan rangos articulares no naturales conforme a los valores biomecánicos reales.
- El modelo no incorpora fuerzas de contacto para calcular impactos con otros cuerpos.

3.1.2. Modificaciones

Para resolver estas limitaciones, se realizaron las siguientes modificaciones al modelo:

- Se reemplazó el cuello por un cilindro conectado al torso mediante una articulación tipo rótula. La cabeza se unió al cilindro mediante una unión rígida.
- Se incorporaron topes mediante puntos de contacto que permiten limitar el movimiento de la cadera y el cuello a rangos realistas, según lo descrito en el marco teórico.
- Se añadieron puntos de contacto en las zonas necesarias para evitar que el modelo atravesara el piso u otros cuerpos sólidos.

Estos cambios requirieron también la modificación de parámetros físicos del modelo, como masa e inercia de los nuevos segmentos. En el caso del cuello, se asignó una masa aproximada de 500 gramos, acorde con las dimensiones del modelo original. La inercia del cilindro, considerada como un cuerpo regular, fue de 0.011946, 0.004121 y 0.013409 $\text{kg}\cdot\text{m}^2$ en los tres ejes.

Para el cráneo agregado, se consideró una masa de 5 kilogramos, con la inercia correspondiente a una esfera homogénea centrada en su centro de masa, igual a 2.312 $[\text{kg}\cdot\text{m}^2]$ en cada eje.

3.1.3. Limitaciones del modelo

A pesar de las modificaciones, el modelo presenta ciertas limitaciones relevantes:

- Aunque la cadera dispone de 3 grados de libertad, no fue posible implementar la movilidad equivalente en la región lumbar.

- Debido a las restricciones del software, no es posible agregar cuerpos geométricos adicionales con capacidad de contacto, exceptuando planos infinitos o esferas.

Sin embargo, dado que el estudio se centra principalmente en los impactos de la cabeza durante el primer contacto, las articulaciones más relevantes son las del cuello, las cuales sí se adecuaron correctamente. El modelo final utilizado para las simulaciones puede ser apreciado en la figura 3.2 con los puntos de contacto y postura inicial que se considerará 0° .

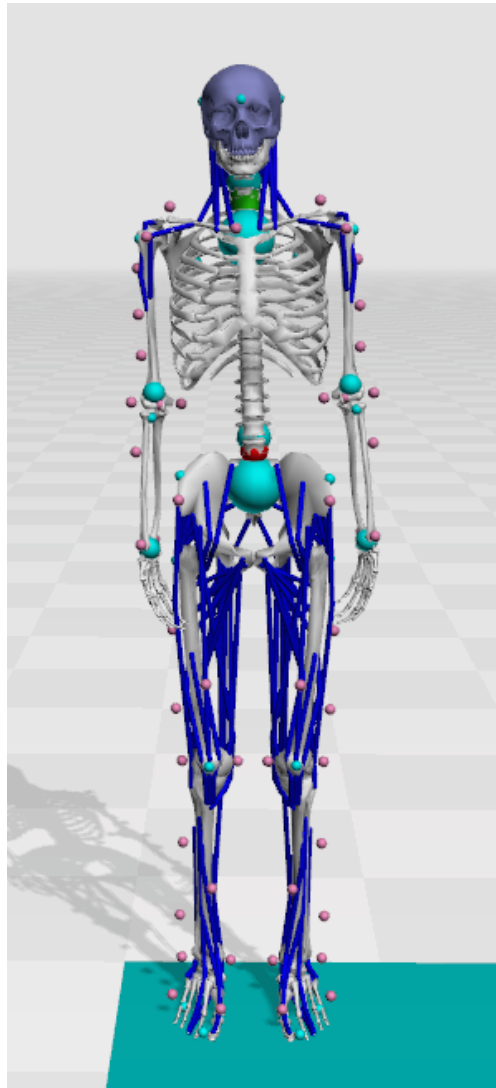


Figura 3.2: Modelo final utilizado en las simulaciones

3.2. Simulación de movimiento

OpenSim Creator permite simular tanto el movimiento tridimensional del cuerpo como sus respuestas físicas frente a impactos. Para obtener los datos cinemáticos se tomaron como referencia situaciones reales descritas en estudios estadísticos, reproduciendo dichas condiciones mediante configuraciones iniciales adecuadas.

El estudio se acotó a un tipo de caída representativa: la pérdida de balance que provoca el impacto de la cabeza contra un muro. El cuerpo se posiciona a un costado de un muro infinito y sobre un piso también modelado como plano infinito, como se muestra en la figura 3.3.

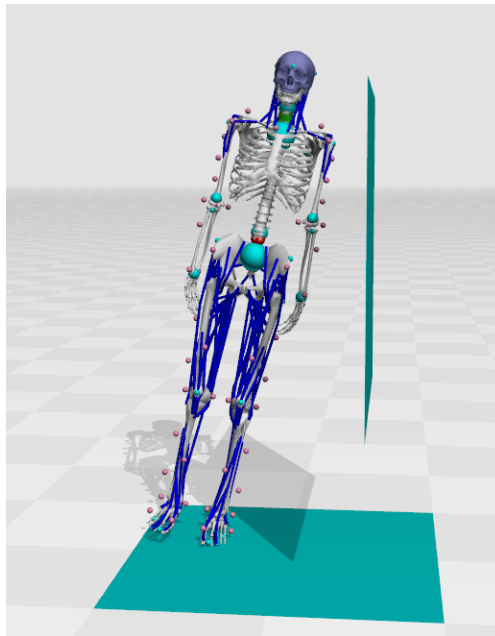


Figura 3.3: Modelo inicial a 0 grados de giro respecto del muro

Se realizaron distintas simulaciones variando el ángulo del cuerpo respecto del muro y la velocidad de caída. Las condiciones de prueba fueron:

- Dos velocidades iniciales: 0.8 [m/s] y 1.2 [m/s], valores cercanos al promedio reportado en el estudio de Bendall et al. [32].
- Ángulos de 0° a 150° de rotación del cuerpo respecto del muro en incrementos de 30°.

En las figuras 3.3, 3.4 y 3.5 se aprecian las posiciones iniciales del modelo para las pruebas de 0° , 90° y 150° respectivamente.

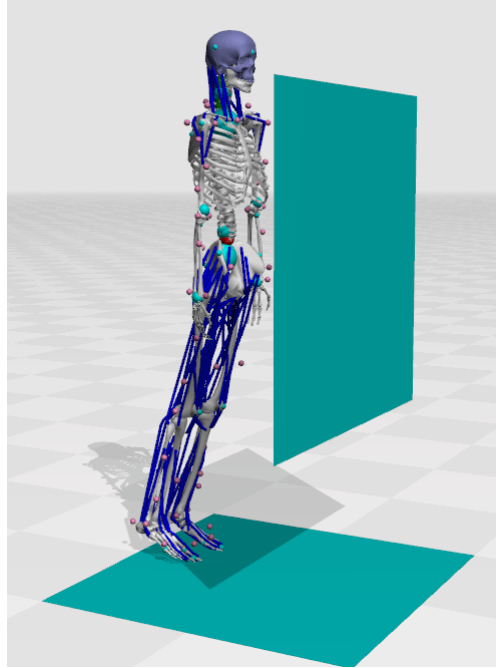


Figura 3.4: Modelo inicial a 90 grados respecto del muro

El análisis se centró exclusivamente en el primer segundo de simulación, ya que el impacto de la cabeza ocurre generalmente dentro de los primeros 400 ms. Se configuró el software para que registrara los datos resultantes por cada milisegundo de simulación.

Para el registro de datos, se seleccionó el cráneo como cuerpo principal, solicitando a OpenSim almacenar aceleración angular, aceleración tangencial y velocidades angulares en los tres ejes a lo largo de la simulación.

3.3. Obtención de datos

OpenSim permite exportar los datos registrados en formato de archivo compatible con Excel. En dichos archivos se almacenan, separados por comas, los valores de aceleraciones y velocidades en cada milisegundo. Para su utilización posterior, fue necesario transformar estos valores a tablas estructuradas que permitieran aplicar los distintos criterios de predicción de daño cerebral presentados en el marco teórico: HIC15, RIC36,

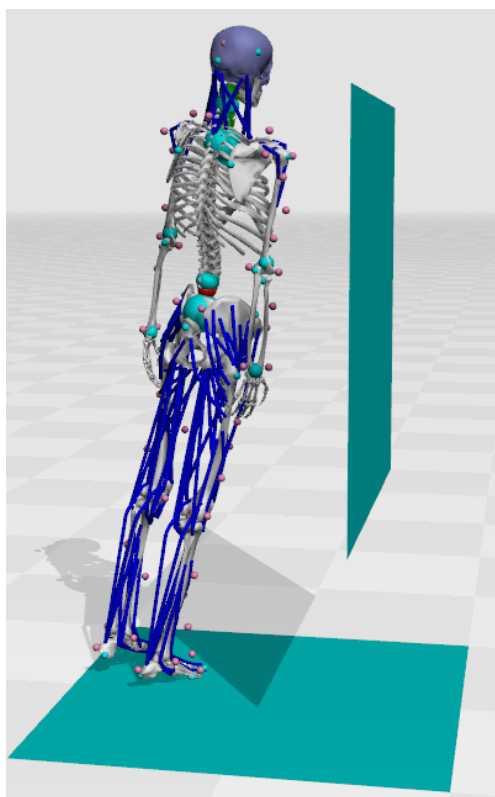


Figura 3.5: Modelo inicial a 150 grados respecto del muro

BrIC y deformación cerebral.

3.4. Tratamiento de datos

Para el cálculo del HIC15 se utilizan los datos de aceleración lineal, considerando una ventana de 15 ms centrada en el instante del impacto (7 datos previos y 7 posteriores). El RIC36 se calcula de manera análoga, pero utilizando aceleración angular y una ventana de 36 ms. El BrIC se calcula a partir de las velocidades angulares máximas.

Sin embargo, en este estudio sólo se consideran los valores del instante del impacto, ya que la simulación pierde realismo después de dicho evento debido a las limitaciones previamente mencionadas.

Para el cálculo de la deformación cerebral a partir de la velocidad angular se utiliza la herramienta mencionada en el marco teórico para al cual es necesario utilizar el lenguaje de programación Python (3.8) y el programa de cálculo MatLab (2021b). Esta

herramienta es de código abierto y es proporcionada por los mismo desarrolladores en su repositorio de GitHub donde se entregan las siguientes instrucciones para su uso:

- Se deben seleccionar los datos a utilizar que se encuentran en un rango de tiempo de 100 ms en los tres ejes.
- Estos datos se deben introducir en el programa de MatLab para su pre-procesado y que puedan ser ingresados en el algoritmo de predicción de Python.
- Con los resultados del algoritmo usar MatLab nuevamente para su visualización en un gráfico 3D.

Con el objetivo de que los resultados sean pertinentes a los casos de estudio, el rango de datos que se selecciona es el que contiene los valores máximos de velocidad angular.

3.5. Análisis de datos

El análisis de los resultados se realiza comparando los valores obtenidos con sus umbrales nominales: para HIC15, 525 indica un 0.1 % de probabilidad de contusión y 1032 corresponde a un 50 % de daño neurológico moderado. Para RIC36, un valor de $1,03 \times 10^7$ indica un 50 % de probabilidad de mTBI. En el caso del BrIC con un valor de 0.5 equivale a un 50 % de probabilidad de contusión.

Para el análisis de los resultados del algoritmo predictivo, se evalúa el valor de la Deformación Principal Máxima (MPS) específicamente en la región del corpus callosum. Tomando como referencia el estudio de la Universidad de Transporte de China del Sur [33], cuyo objetivo fue correlacionar los niveles de deformación con tipos específicos de trauma, se establece que un valor de 0.15 en el corpus callosum implica un 50 % de probabilidad de sufrir una contusión. Asimismo, dicha investigación concluye que un MPS de 0.2 es un límite objetivo para considerar que se ha generado una lesión en el cerebro.

Cabe mencionar que el impacto no necesariamente ocurre directamente en la cabeza; debido a la fisionomía del modelo, éste puede producirse en el hombro, generando igualmente cambios bruscos de velocidad en la cabeza que podrían provocar lesiones.

Por ello, es necesario complementar los datos con la observación visual de la simulación, ya que no todos los picos de aceleración corresponden al impacto principal.

Capítulo 4

Resultados

A continuación se presentan los análisis de los datos obtenidos a partir de las simulaciones, de los cuales se derivarán las conclusiones del presente trabajo.

4.1. Datos cinemáticos

A partir de las simulaciones realizadas, se construyeron los gráficos correspondientes a los datos cinemáticos del impacto de la cabeza. En dichos gráficos es posible identificar el momento exacto del impacto gracias a los cambios abruptos en la velocidad y los aumentos repentinos en la aceleración. Los gráficos se muestran únicamente hasta los primeros 400 ms, ya que únicamente ese intervalo se considera pertinente para describir el fenómeno del impacto.

Cabe destacar que algunos gráficos presentan distintos máximos locales que no necesariamente corresponden al impacto principal. Se utilizan únicamente los gráficos de aceleración angular, dado que son los que mejor representan el movimiento del modelo y permiten identificar con mayor claridad el momento del impacto. También es importante destacar que los gráficos de aceleración lineal entregan información redundante respecto de los de aceleración angular.

En la figura 4.1 se observan dos máximos. Solo uno corresponde al impacto de la cabeza con el muro, alrededor del segundo 0.2. En el mismo gráfico se observa que el valor máximo de aceleración angular en este caso es cercano a los 24 $[rad/s^2]$.

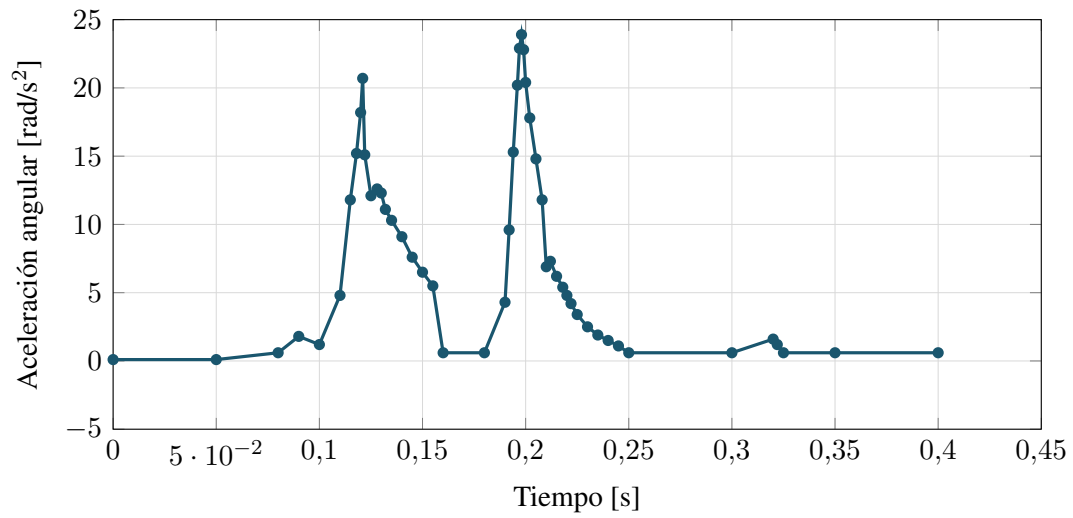


Figura 4.1: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y ángulo inicial de 0°.

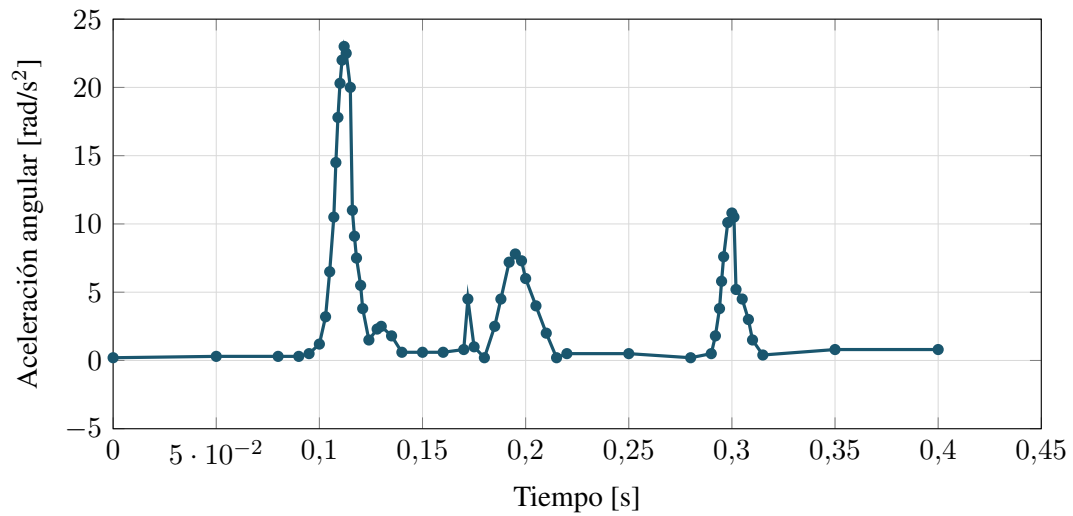


Figura 4.2: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 0°.

A diferencia del primer caso, en la figura 4.2 el primer máximo sí corresponde al momento del impacto. Aunque la velocidad inicial es mayor, la aceleración angular en el instante del impacto no varía más de un 10 % respecto al caso anterior.

Los demás perfiles de aceleración angular exhiben una morfología similar, diferenciándose principalmente por el instante del impacto en función de la velocidad inicial y la orientación del cuerpo (ver gráficos en el Anexo). No obstante, el análisis de las magnitudes revela diferencias importantes. Como se evidencia en las figuras A.5 y A.6, cuando el modelo se posiciona a 90° respecto a su ubicación inicial, la aceleración angular máxima se aproxima a los $300 [rad/s^2]$, valor considerablemente superior al pico de $200 [rad/s^2]$ registrado en la configuración de 60° .

4.2. Datos de HIC15

El valor HIC15 depende de la aceleración lineal; por tanto, en los gráficos de la sección previa se utiliza el valor máximo de dicha aceleración. A continuación se presentan los valores de HIC15 para cada ángulo de caída:

Tabla 4.1: Valores de HIC15 según ángulo y velocidad

Velocidad / Ángulo	0°	30°	60°	90°	120°	150°
0.8 m/s	576.63	1373.47	1500.52	1078.98	854.31	1788.09
1.2 m/s	1023.74	2050.05	1812.19	3250.91	2145.20	3421.19

De esta tabla se aprecia que los valores más altos se presentan, en promedio, a la mayor velocidad inicial (1,2 [m/s]). El máximo absoluto ocurre a los 90° , es decir, cuando el modelo impacta de frente contra el muro, con un valor de 3250,91. Dado que este valor supera ampliamente el umbral de 1032, indica más de un 50 % de probabilidad de contusión. Además, el promedio general de HIC15 a 1,2 [m/s] es mayor que el correspondiente a 0,8 [m/s].

En las figuras 4.3 y 4.4 se presentan gráficos de barra donde se comparan los valores de HIC15 dependiendo del ángulo con velocidades iniciales de 0.8 [m/s] y 1.2 [m/s] respectivamente.

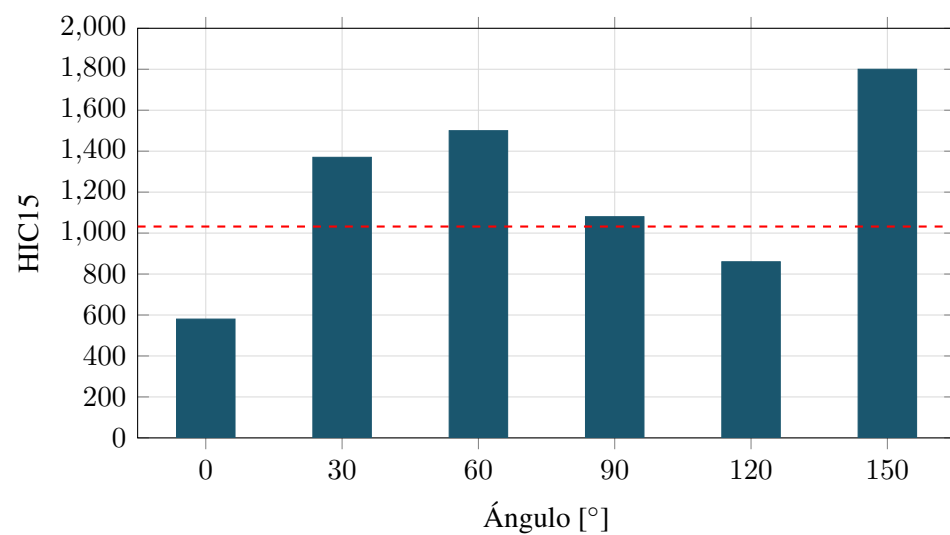


Figura 4.3: Gráfico de HIC15 según ángulo con velocidad inicial de 0.8 [m/s]

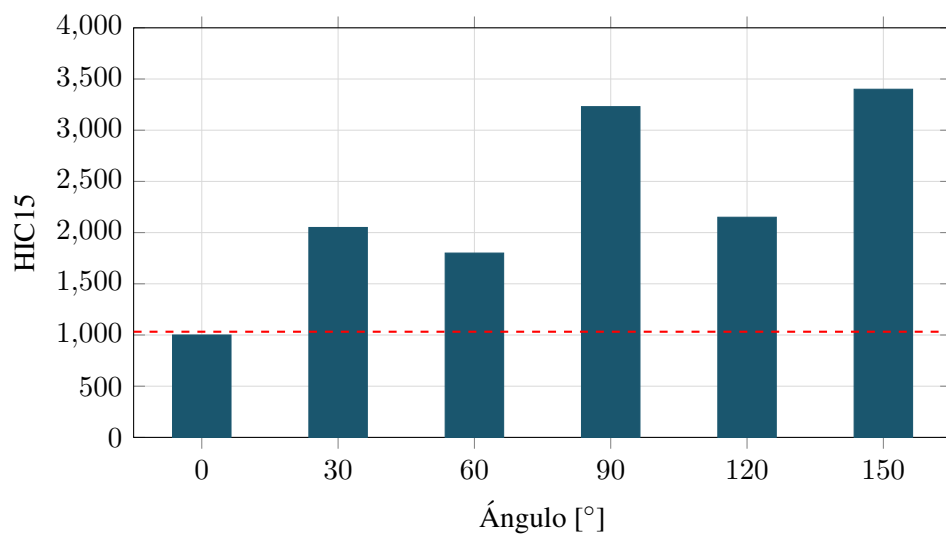


Figura 4.4: Gráfico de HIC15 según ángulo con velocidad inicial de 1.2 [m/s]

4.3. Datos de RIC36

Este indicador se calcula a partir de la aceleración angular, por lo que se utiliza el valor máximo de los gráficos correspondientes. A continuación se presentan los valores de RIC36 para cada ángulo:

Tabla 4.2: Valores de RIC36 según ángulo y velocidad

Velocidad / Ángulo	0°	30°	60°	90°	120°	150°
0.8 m/s	1.05e+5	2.99e+5	2.18e+7	9.41e+7	1.59e+5	3.32e+5
1.2 m/s	1.10e+4	4.09e+5	7.61e+6	4.10e+7	2.49e+5	4.49e+5

Como se observa en la tabla 4.2, el valor de RIC36 aumenta drásticamente cuando el ángulo inicial es de 90° con una velocidad inicial de 0.8 [m/s] ($9.41e+7$), situación en la que la cabeza impacta frontalmente contra el muro, lo que implica una mayor probabilidad de contusión. El segundo valor más alto se registra a 90° con una velocidad inicial de 1.2 [m/s] ($4.10e+7$), probablemente también asociado a un impacto directo de la cabeza con el muro, en concordancia con los resultados de HIC15.

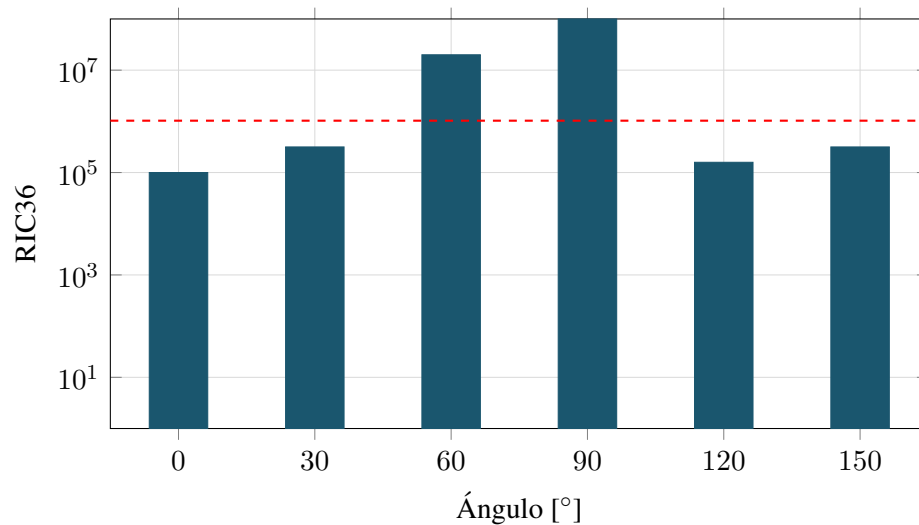


Figura 4.5: Gráfico de RIC36 según ángulo con velocidad inicial de 0.8 [m/s]

En las figuras 4.5 y 4.6 se presentan gráficos de barra donde se comparan los valores de RIC36 dependiendo del ángulo con velocidades iniciales de 0.8 [m/s] y 1.2 [m/s] respectivamente

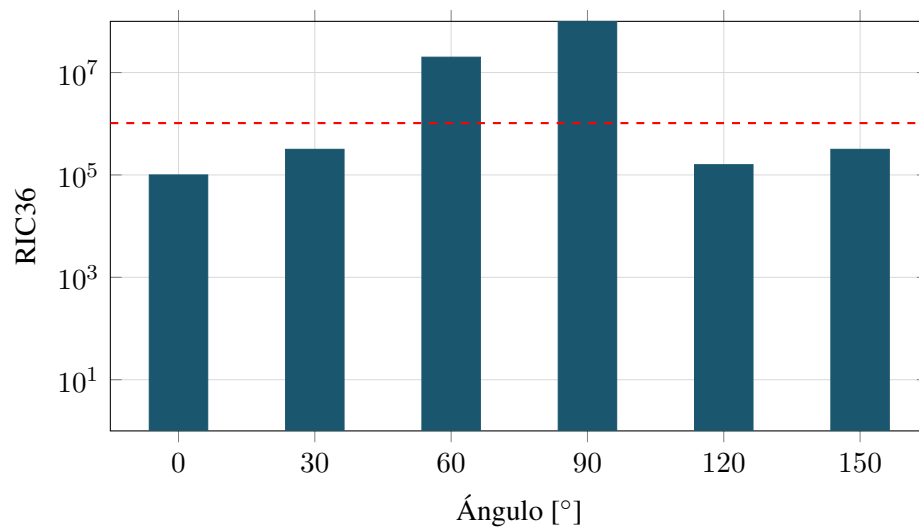


Figura 4.6: Gráfico de RIC36 según ángulo con velocidad inicial de 1.2 [m/s]

4.4. Datos de BrIC

Para el cálculo de BrIC se utilizan, en teoría, los valores máximos de velocidad angular; sin embargo, para fines prácticos en este estudio se emplean los valores correspondientes al momento exacto del impacto. A continuación se presentan dichos valores:

Tabla 4.3: Valores de BrIC según ángulo y velocidad

Velocidad / Ángulo	0°	30°	60°	90°	120°	150°
0.8 m/s	0.006905	0.007072	0.027062	0.049911	0.006663	0.00798
1.2 m/s	0.008866	0.009433	0.017723	0.712789	0.007419	0.009824

De la tabla 4.3 se aprecia un aumento significativo en los ángulos de 60° y 90° respecto al muro, siendo el mayor valor 0.712789, equivalente a un 71,28 % de probabilidad de contusión en un adulto. En contraste, a 0°, 30°, 120° y 150°, la probabilidad disminuye a menos del 1 %, siendo el máximo en ese grupo 0,009824 (0,98 %), correspondiente a 150° y 1,2 [m/s].

En las figuras 4.7 y 4.8 se presentan gráficos de barra donde se comparan los valores de BrIC dependiendo del ángulo con velocidades iniciales de 0.8 [m/s] y 1.2 [m/s] respectivamente.

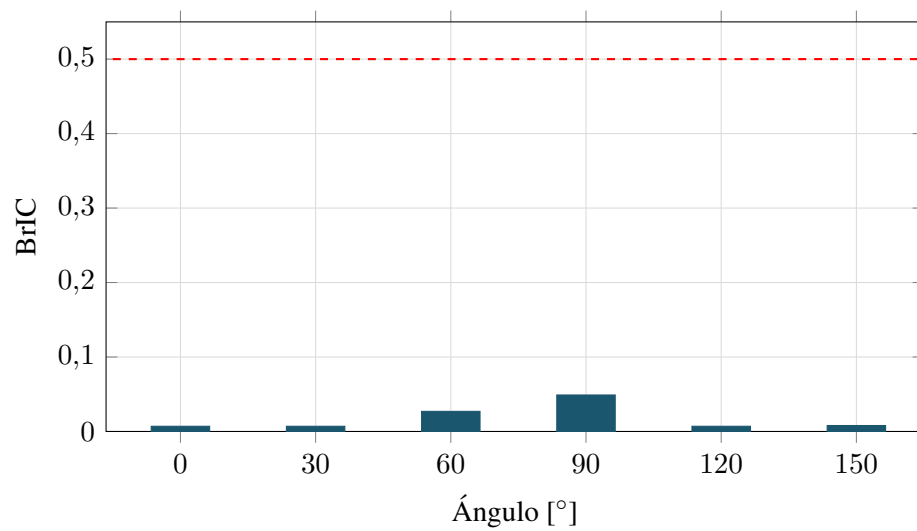


Figura 4.7: Gráfico de BrIC según ángulo con velocidad inicial de 0.8 [m/s]

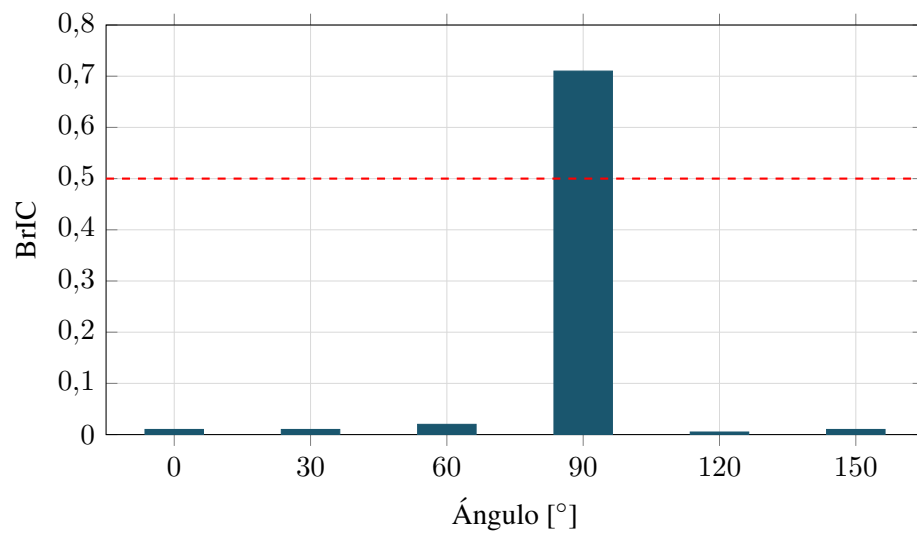


Figura 4.8: Gráfico de BrIC según ángulo con velocidad inicial de 1.2 [m/s]

4.5. Datos de Brain Strain

A partir de las predicciones del algoritmo se obtuvieron los siguientes valores de MPS máximo en el corpus callosum:

Tabla 4.4: Valores de MPS según ángulo y velocidad

Velocidad / Ángulo	0°	30°	60°	90°	120°	150°
0.8 m/s	0.0235	0.0234	0.0309	0.0258	0.0240	0.0241
1.2 m/s	0.0231	0.0235	0.0254	0.6607	0.0240	0.0241

Como se aprecia en la Tabla 4.4, la mayoría de los valores de MPS permanece bajo el umbral crítico de 0.5, límite asociado al riesgo de contusión cerebral. No obstante, se identifica una excepción significativa en el escenario de impacto frontal (90°) a una velocidad de 1.2 [m/s], alcanzando un MPS de 0.6607. Dicho valor excede el margen de seguridad, sugiriendo una elevada probabilidad de lesión. Adicionalmente, aunque las demás mediciones oscilan en torno al 30 % del máximo registrado, se observa una clara tendencia ascendente en la deformación conforme el ángulo del cuerpo se acerca a los 90°.

Capítulo 5

Discusión

5.1. Modelo de cuerpo humano

El modelo de cuerpo humano desarrollado, basado en modificaciones al modelo original de OpenSim para la simulación de caídas, presenta restricciones en los movimientos articulares conforme a lo establecido en el marco teórico.

En relación con los grados de libertad articulares, se adoptaron las condiciones descritas por Liu et al. [19] (Figura 2.3). Dicho trabajo estipula que las articulaciones cuello-torso y cabeza-cuello deben poseer 3 grados de libertad, específicamente para el movimiento rotacional; por consiguiente, la articulación tipo rótula resulta ser la más adecuada para ambos casos, ya que tiene estos exactos grados de libertad, imitando de manera satisfactoria el movimiento real de estas articulaciones del cuerpo. Este criterio se aplicó también a la articulación de la cadera que conecta la pelvis con el torso inferior. Cabe destacar que estas consideraciones son aproximaciones a la realidad y no significa que las articulaciones reales se comporten directamente de esta manera, pero que de todas formas permiten poder traducir los movimientos humanos de manera satisfactoria a un entorno digital.

Respecto a la limitación del rango de movimiento, se implementaron esferas de contacto tal como se detalla en la sección de metodología. Esta solución satisface, en términos generales, las características biomecánicas de una persona mayor de 60 años, alineándose con los estudios de Kuhlman et al. [20] para la flexibilidad cervical y de Fitzgerald et al. [21] para la flexibilidad lumbar. No obstante, el modelo presen-

ta limitaciones en la rotación del cuello; si bien se incluyó musculatura en posiciones anatómicamente correctas, esta no generó los esfuerzos necesarios para restringir el movimiento adecuadamente. Por el contrario, en las articulaciones del tren inferior se respetan los límites de movimiento gracias a la musculatura que el modelo posee por defecto.

Las simulaciones ejecutadas con el modelo desarrollado se centran principalmente en escenarios que involucran planos infinitos con condiciones cinemáticas iniciales aplicadas a distintas zonas del cuerpo. Aunque OpenSim permite agregar modelos adicionales, la interacción por contacto de mallado propio no fue posible con figuras complejas, limitando las pruebas a impactos contra muros infinitos. A pesar de esta restricción, el rango de pruebas realizables es amplio, permitiendo variaciones en el posicionamiento del modelo, sus configuraciones cinemáticas iniciales e incluso la inclusión de animaciones predefinidas para movimientos complejos como la marcha o el trote.

Finalmente, se definió una ventana de simulación de 5 segundos; sin embargo, el análisis de los impactos se restringió a los primeros 400 ms, dado que todos los eventos de interés ocurrieron en este intervalo. Se observó que, tras los 2 [s] de simulación, el comportamiento del cuerpo pierde fidelidad respecto a la realidad, impidiendo la extracción de datos válidos en instantes posteriores. Cabe destacar que esta inestabilidad tardía no compromete la integridad de los datos previos, por lo que la información recopilada durante el momento del impacto se considera válida.

5.2. Datos cinemáticos

Como se aprecia en las Figuras 4.1 y 4.2, los picos de aceleración angular se interpretan como los instantes precisos de impacto cefálico contra el muro. Si bien ambos registros presentan múltiples oscilaciones, en el primer caso se ha determinado que el impacto efectivo ocurre a los 0.2 [s]. El pico previo observado se atribuye a un valor no común de la simulación, provocado por el impacto del modelo con el piso en los primeros instantes de la misma, que no compromete la integridad de los datos subsiguientes ni el cálculo de los indicadores, además de no repetirse en el resto de pruebas. Por su parte, en el segundo gráfico, el máximo absoluto se sitúa en el entorno de los 0.1 [s], coincidiendo con el momento del impacto principal.

En los gráficos de aceleración angular A.5 y A.6, que son los casos con mayor valor máximo de datos entre todas las pruebas, se puede notar como existe un único pico a diferencia de los casos presentados en las figuras 4.1 y 4.2. Este comportamiento también se repite en las demás pruebas realizadas de las que sus gráficos correspondientes se encuentran en el anexo. A partir de lo anterior se confirma que los valores pico, que no representan momentos de impacto y que se aprecian en las dos primeras pruebas son anomalías que no afectan a la validez de los resultados.

Por su parte, la aceleración lineal exhibe perfiles análogos a su contraparte angular. Esta similitud es evidente en los gráficos del Anexo (figuras A.11 a A.22), donde se observa una sincronía temporal en el instante del impacto respecto a los datos angulares. En términos de magnitud, los valores pico ascienden hasta los 250 [m/s²], predominando notablemente en las configuraciones de 90° y 150°. La concordancia en las condiciones temporales del impacto valida el análisis previo de la aceleración angular, demostrando la robustez de los resultados al arribar a las mismas conclusiones, respecto al momento del impacto, mediante dos variables físicas independientes.

5.3. Indicadores de daño cerebral

Los datos obtenidos muestran una correlación clara entre los ángulos de posición inicial del cuerpo y las variaciones en los valores de los indicadores HIC15, RIC36 y BrIC. En general, las relaciones observadas indican que mientras más cercano es el ángulo a 90° el impacto de la cabeza contra el muro, mayor es la probabilidad de generar una contusión, es decir, una lesión cerebral. Esto se aprecia especialmente cuando el modelo se encuentra a 90°, posición en la cual la cabeza impacta frontalmente contra el muro. Este resultado evidencia la relevancia que tiene la orientación corporal en el momento de la caída y, simultáneamente, la vulnerabilidad asociada a la movilidad reducida de los adultos mayores, quienes presentan mayores dificultades para amortiguar o desviar el impacto.

Sin embargo, existen ciertos valores que no siguen completamente esta tendencia. Un caso notable se observa en el ángulo de 150° dentro del indicador HIC15, donde se registra el valor más alto. Este resultado puede interpretarse como un posible dato atípico, ya que el resto de los datos mantiene la tendencia esperada, con máximos concentrados entre los 60° y 120°, rangos en los cuales la cabeza experimenta impactos

directos contra el muro.

Como se mencionó anteriormente, en ciertas configuraciones experimentales la cabeza no sufre un impacto directo contra el muro; en su lugar, es el hombro el que absorbe el primer contacto, transmitiendo el cambio de aceleración al resto del cuerpo. Este fenómeno predomina cuando el modelo se encuentra en las orientaciones de 0° , 30° y 150° , donde la geometría del impacto favorece el contacto inicial del torso, tal como se evidencia en las figuras 3.3 y 3.5. Es fundamental destacar que, aun en ausencia de un golpe directo en el cráneo, los indicadores HIC15 y RIC36 registran valores asociados a una alta probabilidad de contusión. Esto demuestra que las fuerzas inerciales generadas por el movimiento violento de la cabeza son suficientes para inducir lesiones cerebrales sin necesidad de contacto físico directo.

Al analizar las figuras 4.3, 4.4, 4.5 y 4.6, se observa que la velocidad inicial ejerce una influencia significativamente mayor sobre el comportamiento del HIC15 en comparación con el RIC36. Esta discrepancia es atribuible a la formulación matemática del HIC15; al basarse exclusivamente en la aceleración lineal resultante, este indicador presenta una sensibilidad directa a las condiciones cinemáticas lineales de entrada. La velocidad lineal inicial, al ser mayor, en el momento del impacto el cambio de la misma es mayor aumentando la aceleración lineal. En consecuencia, aunque el HIC15 ofrece la ventaja de una mayor simplicidad de cálculo al requerir datos más accesibles, su omisión de los componentes rotacionales compromete su fidelidad predictiva. Por ello, resulta una métrica menos robusta que el RIC36 cuando se requiere una estimación precisa y fiable del daño cerebral.

Es necesario destacar también que los umbrales utilizados para interpretar los indicadores corresponden a poblaciones adultas que no pertenecen al grupo etario estudiado. En consecuencia, al considerar los resultados presentes, debe asumirse que las condiciones reales para adultos mayores serían aún más críticas, debido a su mayor fragilidad estructural y fisiológica, lo que incrementa la probabilidad de desarrollar lesiones cerebrales ante impactos equivalentes.

Aunque los estimadores HIC15, RIC36 y BrIC proyectan probabilidades elevadas de lesión en diversos escenarios evaluados, el análisis basado en brain strain (MPS) presenta un escenario menos crítico, indicando probabilidades de daño inferiores al 50 %

al mantenerse bajo el umbral de falla. No obstante, existe una excepción en la configuración de 90° a 1.2 [m/s] , donde el MPS se alinea con las predicciones de alto riesgo de los indicadores previos. Esto revela una diferencia de sensibilidad entre las métricas, aunque ambas confirman que la gravedad del impacto es directamente proporcional a la proximidad del ángulo de incidencia a los 90° .

El estudio permitió comparar la eficacia predictiva de distintos indicadores frente al daño cerebral. En primer lugar, se observó que el HIC15 presenta la menor correlación con la realidad biomecánica, ya que al basarse exclusivamente en aceleraciones lineales, omite el componente rotacional y direccional, ambos factores críticos en lesiones cerebrales.

Por su parte, el RIC36 incorpora la aceleración angular, pero su limitación también radica en que utiliza solo la magnitud escalar del vector, perdiendo información relevante sobre la direccionalidad del impacto. En contraste, el BrIC se posiciona como el indicador tradicional más completo; al considerar los máximos de velocidad angular en los tres ejes (x, y, z), integra simultáneamente la magnitud y la dirección de la rotación del cráneo al momento del impacto.

Respecto al modelo de predicción basado en inteligencia artificial (IA), este demostró ser una herramienta superior para estimar la ubicación y magnitud de las deformaciones tisulares. No obstante, dado que este modelo fue entrenado con datos de impactos deportivos (de alta energía), su capacidad para generalizar consecuencias en impactos más leves, como los analizados en este estudio, podría presentar limitaciones de precisión.

Finalmente al comparar los dos métodos que usan velocidad angular, siendo éstos el BrIC y el de predicción por inteligencia artificial, se aprecia una convergencia en los resultados de los casos mas extremos, es decir, donde los impactos significan daños cerebrales severos. Aún con esto existen notables diferencias entre los niveles de peligro en los impactos en los demás casos, como es posible identificar al utilizar la herramienta BrIC, que retorna mas casos con altos niveles de riesgo de daño cerebral, mientras que la herramienta de redes neuronales solo considera una situación como severa. Esta divergencia entre ambos métodos genera la necesidad de realizar mas pruebas para identificar el origen de la inconsistencia y lograr un consenso entre ambos modelos

predictivos.

Capítulo 6

Conclusión

En el presente trabajo se analizaron diversos estudios que permitieron identificar los tipos de caídas más frecuentes en adultos mayores, observándose que la mayoría ocurren en situaciones cotidianas asociadas a irregularidades en la superficie, pisos resbaladizos, cambios bruscos de postura o pérdidas de balance durante la marcha. Estas condiciones, generalmente vinculadas a una menor fuerza en el tren inferior o a tiempos de reacción reducidos, se relacionan directamente con los escenarios reproducidos en las simulaciones realizadas.

Para dichas simulaciones se desarrolló un modelo dummy basado en el modelo incluido en el software OpenSim. Las modificaciones implementadas se enfocaron en restringir los rangos articulares a valores realistas y en incorporar puntos de contacto que permitieran el cálculo adecuado de los impactos. Aunque el modelo cumple satisfactoriamente con los requisitos para representar caídas simples, presenta limitaciones al abordar estudios más complejos o que requieren mayor detalle en la interacción entre segmentos corporales.

Respecto a los datos obtenidos, fue posible analizar cómo las variables cinemáticas se comportan durante un impacto de la cabeza contra un muro, mostrando variaciones sensibles en función del ángulo de incidencia y de la velocidad inicial. A partir de estos resultados se identificó que tanto la aceleración lineal como la velocidad angular experimentan incrementos abruptos durante un intervalo de aproximadamente 10 milisegundos, reflejando de forma clara el instante de impacto.

Finalmente, el análisis de los indicadores de riesgo permitió cuantificar la probabi-

lidad de daño cerebral asociado a los distintos escenarios simulados. Tres de los indicadores —HIC15, RIC36 y BrIC— mostraron consistentemente que las caídas de frente, es decir, aquellas cercanas o directamente a 90°, representan el mayor riesgo debido a la alineación directa entre la cabeza y el muro. Si bien la velocidad influye en la magnitud del impacto, al considerar los rangos mínimo y máximo de desplazamiento habituales en adultos mayores, el factor determinante resultó ser el ángulo de impacto, indicando que la orientación del cuerpo en el momento de la caída ejerce una influencia crítica en la severidad potencial del daño cerebral.

En virtud de los hallazgos expuestos, se concluye que los objetivos de la investigación se han cumplido satisfactoriamente. Se logró caracterizar caídas de adultos mayores según datos estadísticos, desarrollar un modelo "dummy" funcional, analizar los parámetros cinemáticos de los impactos en la cabeza y establecer los riesgos de lesiones a partir de los datos asociados de las simulaciones. Todo ello valida la metodología empleada y aporta una base sólida para futuros estudios de biomecánica.

Capítulo 7

Trabajos futuros

A partir de los resultados obtenidos en la presente investigación se ha logrado establecer una metodología robusta para la simulación de caídas en OpenSim logrando determinar las condiciones cinemáticas de éstas. Sin embargo para lograr simulaciones de mayor complejidad requiere un mayor desarrollo del modelo musculo-esquelético. Por lo tanto, el trabajo futuro se centrará en dos aspectos principales: aumentar el rigor bio-mecánico del modelo (integrando la respuesta activa del sistema musculo-esquelético) y extender el análisis de riesgo a otras lesiones de alta prevalencia, como la fractura de cadera. Las siguientes líneas de investigación y desarrollo muestran las posibles continuaciones de este proyecto:

7.1. Extensión del análisis de riesgo

- Incluir lesiones de extremidades como fracturas en la cadera y establecer criterios de falla ósea al ser ésta al otra zona mas afectada según la literatura en caídas.
- Generar mapas de riesgo predictivo utilizando los ángulos de caída críticos para detectar zonas de peligro en hogares.

7.2. Mejora del modelo computacional

- Integrar en la simulación activación muscular reactiva de adultos mayores utilizando las herramientas de control muscular de OpenSim.

- Ajustar el modelo para considerar rigidez articular de la población de adultos mayores de Chile.
- Cambiar condiciones de superficie de impacto para detectar materiales mas seguros a los impactos.

Bibliografía

- [1] World Health Organization: WHO. Caídas. Who.int, 2021.
- [2] Antigoni Fountouki, Evanthia Asimakopoulou, and Dimitrios Theofanidis. Falls in the elderly: A contemporary ‘health epidemic’? a discussion paper. *Periope-rative Nursing-Quarterly scientific*, online official journal of GORNA, 10(3 July-September 2021):154–174, 2021.
- [3] Instituto Nacional de Estadísticas. Primeros resultados del censo 2024: 18.480.432 personas fueron censadas en Chile, manteniéndose la tendencia de en-vejecimiento de la población, 2025. Recuperado el 05/01/2026.
- [4] Jack Roberto Silva Fhon, Suzele Cristina Coelho Fabrício-Wehbe, Thais Ra-mos Pereira Vendruscolo, Renata Stackfleth, Sueli Marques, and Rosalina Apare-cida Partezani Rodrigues. Accidental falls in the elderly and their relation with functional capacity. *Revista latino-americana de enfermagem*, 20:927–934, 2012.
- [5] JR Silva-Fhon, R Partezani-Rodrigues, Karen Miyamura, and W Fuentes-Neira. Causas y factores asociados a las caídas del adulto mayor. *Enfermería universi-taria*, 16(1):31–40, 2019.
- [6] Sonia Patricia de Santillana Hernández, Luis Eduardo Alvarado Moctezu-ma, Gustavo Rodrigo Medina Beltrán, Gricelda Gómez Ortega, Rosa María Cortés Gonzálezzuela Espinoza, and Rosa María Cortés González. Caídas en el adulto mayor. factores intrínsecos y extrínsecos. *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, 40(6):489–493, 2002.
- [7] Lesley Gillespie. Preventing falls in elderly people, 2004.

- [8] Kathryn E Saatman, Ann-Christine Duhaime, Ross Bullock, Andrew IR Maas, Alex Valadka, and Geoffrey T Manley. Classification of traumatic brain injury for targeted therapies. *Journal of neurotrauma*, 25(7):719–738, 2008.
- [9] Jiangyue Zhang, Narayan Yoganandan, Frank A Pintar, and Thomas A Gennarelli. Role of translational and rotational accelerations on brain strain in lateral head impact. *Biomed Sci Instrum*, 42:501–506, 2006.
- [10] Andrea Goldstein, Benjamin P. Covington, Navid Mahabadi, and Fassil B. Mesfin. *Neuroanatomy, Corpus Callosum*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), 2025.
- [11] Stephen Tiernan and Gary Byrne. The effect of impact location on brain strain. *Brain injury*, 33(4):427–434, 2019.
- [12] Kevin A Hao and Jennifer A Nichols. Simulating finger-tip force using two common contact models: Hunt-crossley and elastic foundation. *Journal of biomechanics*, 119:110334, 2021.
- [13] Matthew Millard, Thomas Uchida, Ajay Seth, and Scott L Delp. Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics. *Journal of biomechanical engineering*, 135(2):021005, 2013.
- [14] R Romick-Allen and Albert B Schultz. Biomechanics of reactions to impending falls. *Journal of biomechanics*, 21(7):591–600, 1988.
- [15] Jeffrey A Reinbolt, Ajay Seth, and Scott L Delp. Simulation of human movement: applications using opensim. *Procedia Iutam*, 2:186–198, 2011.
- [16] Xuxiang Jiang and Masaaki Tamagawa. Effect of falling down postures on human injuries by multi-body dynamic simulation using opensim. *ICIC express letters. Part B, Applications: an international journal of research and surveys*, 12(12):1121–1128, 2021.
- [17] Andreea Maria Mănescu, Carmen Grigoriu, Neluța Smîdu, Corina Claudia Diniciu, Iulius Radulian Mărgărit, Adrian Iacobini, and Dan Cristian Mănescu. Biomechanical effects of lower limb asymmetry during running: An opensim computational study. *Symmetry*, 17(8):1348, 2025.

- [18] Seunghwan Lee, Moonseok Park, Kyoungmin Lee, and Jehee Lee. Scalable muscle-actuated human simulation and control. *ACM Transactions On Graphics (TOG)*, 38(4):1–13, 2019.
- [19] Lijia Liu, Joseph L Cooper, and Dana H Ballard. Computational modeling: Human dynamic model. *Frontiers in Neurorobotics*, 15:723428, 2021.
- [20] Kurt A Kuhlman. Cervical range of motion in the elderly. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(10):1071–1079, 1993.
- [21] G Kelley Fitzgerald, Kevin J Wynveen, Wendy Rheault, and Bruce Rothschild. Objective assessment with establishment of normal values for lumbar spinal range of motion. *Phys Ther*, 63(11):1776–81, 1983.
- [22] Muharrem Cidem, Ilhan Karacan, and Murat Uludag. Normal range of spinal mobility for healthy young adult turkish men. *Rheumatology international*, 32(8):2265–2269, 2012.
- [23] Alexander G Bruno, Mary L Bouxsein, and Dennis E Anderson. Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage. *Journal of biomechanical engineering*, 137(8):081003, 2015.
- [24] Katherine RS Holzbaur, Wendy M Murray, and Scott L Delp. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of biomedical engineering*, 33(6):829–840, 2005.
- [25] Xianghao Zhan, Yiheng Li, Yuzhe Liu, August G Domel, Hossein Vahid Alizadeh, Samuel J Raymond, Jesse Ruan, Saeed Barbat, Stephen Tiernan, Olivier Gevaert, et al. The relationship between brain injury criteria and brain strain across different types of head impacts can be different. *Journal of the Royal Society Interface*, 18(179):20210260, 2021.
- [26] Clifford C Chou and Gerald W Nyquist. Analytical studies of the head injury criterion (hic). *SAE Transactions*, pages 398–410, 1974.
- [27] Daniel Marjoux, Daniel Baumgartner, Caroline Deck, and Rémy Willinger. Head injury prediction capability of the hic, hip, simon and ulp criteria. *Accident Analysis & Prevention*, 40(3):1135–1148, 2008.

- [28] Hideyuki Kimpara and Masami Iwamoto. Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts. *Annals of biomedical engineering*, 40(1):114–126, 2012.
- [29] Erik G Takhounts, Vikas Hasija, Stephen A Ridella, Steve Rowson, and Stefan M Duma. Kinematic rotational brain injury criterion (bric). In *Proceedings of the 22nd enhanced safety of vehicles conference*. Paper, number 11-0263, pages 1–10, 2011.
- [30] Kianoosh Ghazi, Shaoju Wu, Wei Zhao, and Songbai Ji. Instantaneous whole-brain strain estimation in dynamic head impact. *Journal of Neurotrauma*, 38(8):1023–1035, 2021. PMID: 33126836.
- [31] Apoorva Rajagopal, Christopher L Dembia, Matthew S DeMers, Denny D Delp, Jennifer L Hicks, and Scott L Delp. Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 63(10):2068–2079, 2016.
- [32] MJ Bendall, EJ Bassey, and MB Pearson. Factors affecting walking speed of elderly people. *Age and ageing*, 18(5):327–332, 1989.
- [33] Yuting Zhang, Liqun Tang, Yiping Liu, Bao Yang, Zhenyu Jiang, Zejia Liu, and Licheng Zhou. An objective injury threshold for the maximum principal strain criterion for brain tissue in the finite element head model and its application. *Bio-engineering*, 11(9):918, 2024.

Anexo A

Anexo

A.1. Gráficos de aceleración angular y lineal vs tiempo según orientación y velocidad inicial.

En esta sección se encuentran los gráficos de aceleración angular versus tiempo separados por velocidad inicial del cuerpo y ángulo con el cual se encuentra el cuerpo respectiva desde su posición inicial.

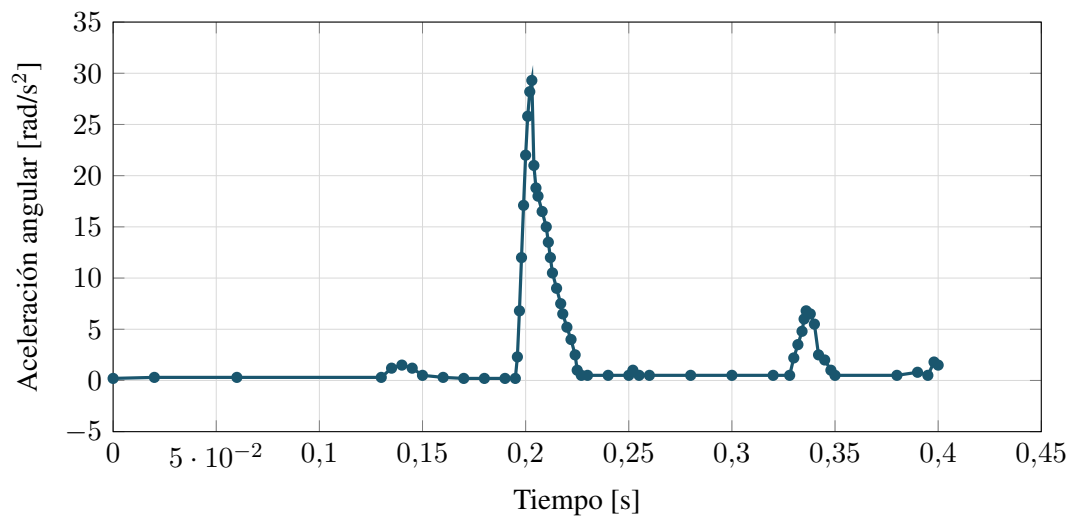


Figura A.1: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 30°.

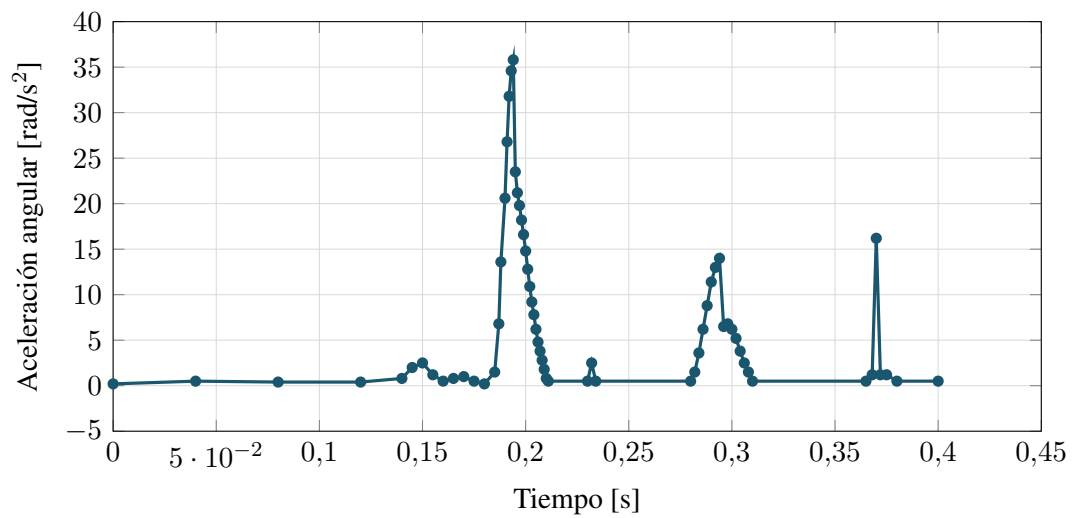


Figura A.2: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 30°.

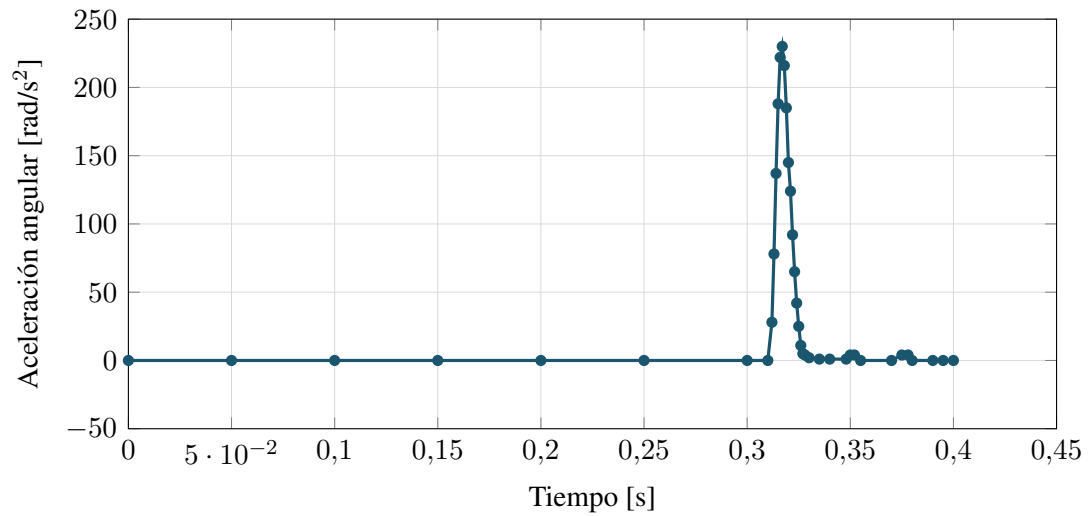


Figura A.3: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 60°.

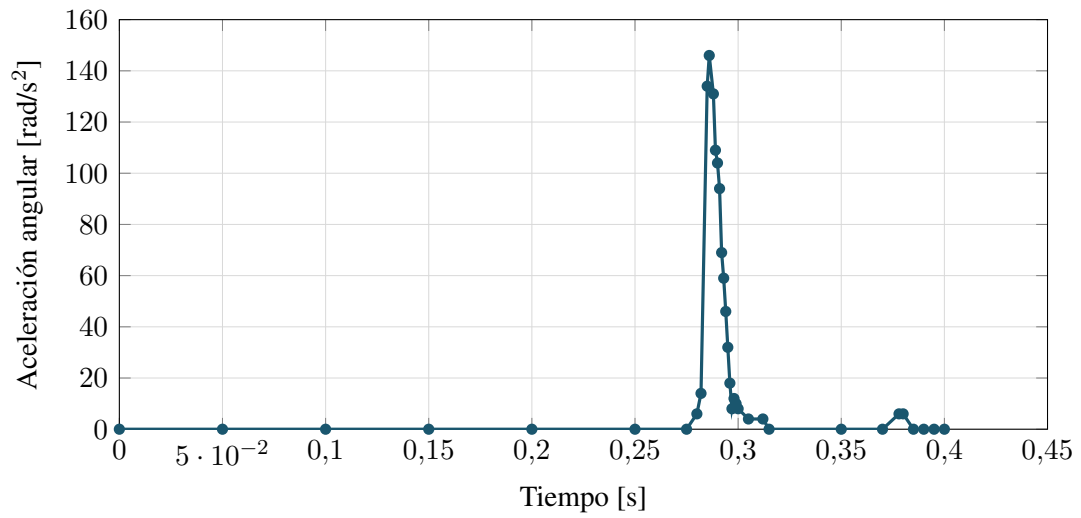


Figura A.4: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 60° .

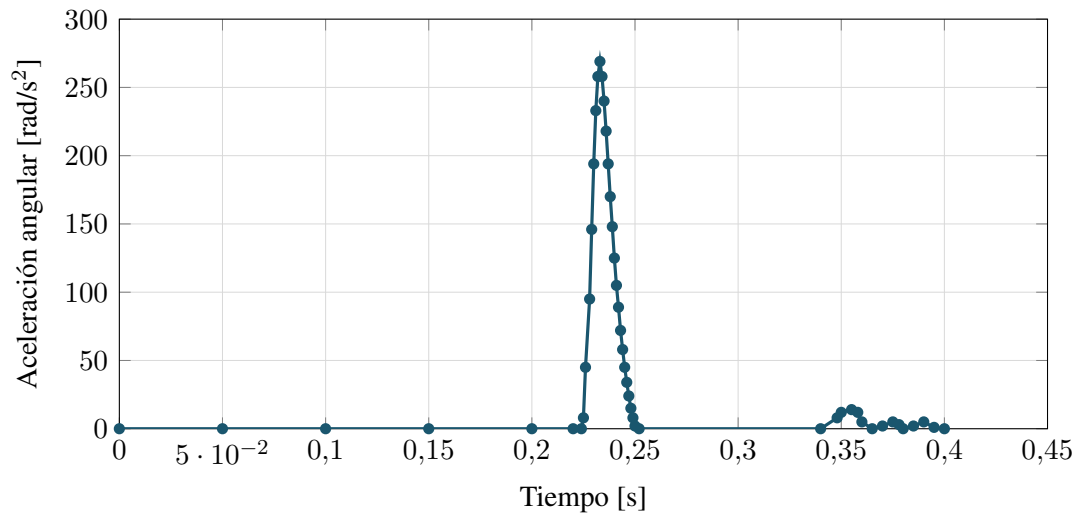


Figura A.5: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 90° .

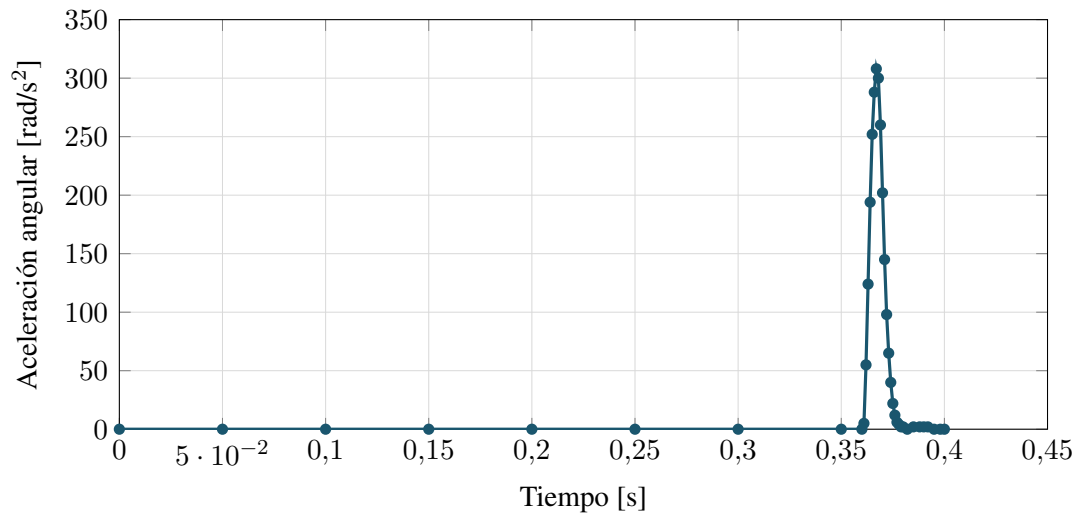


Figura A.6: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 90°.

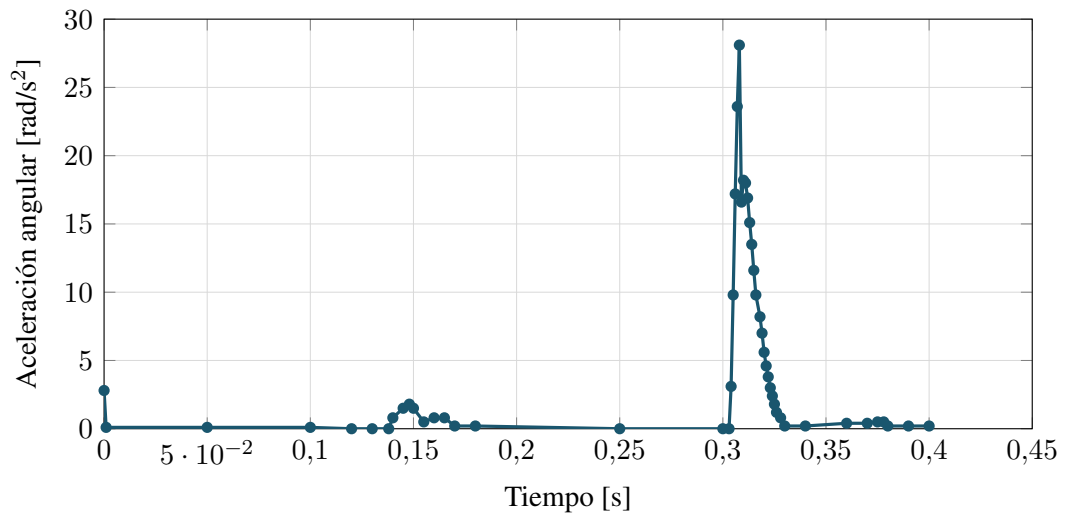


Figura A.7: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 120°.

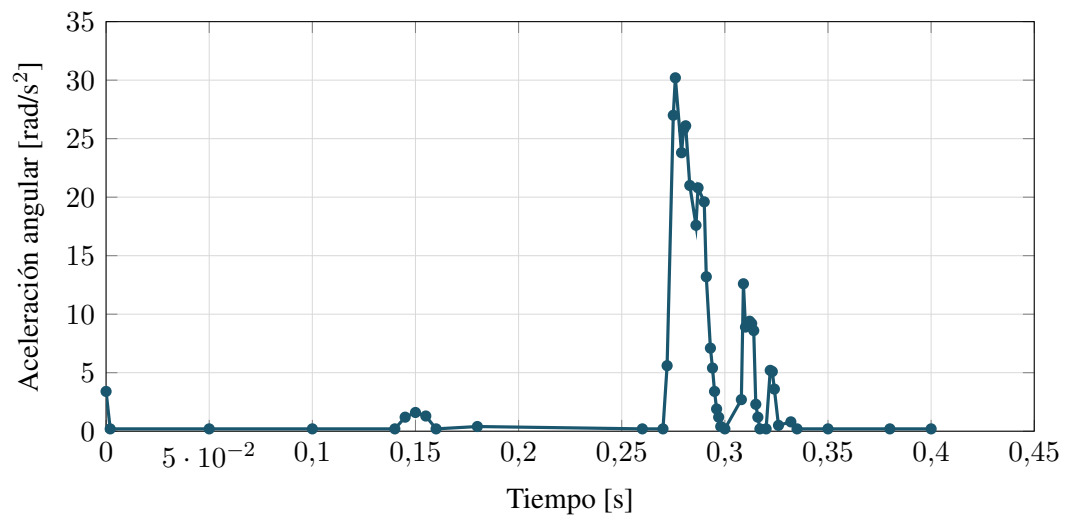


Figura A.8: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 120°.

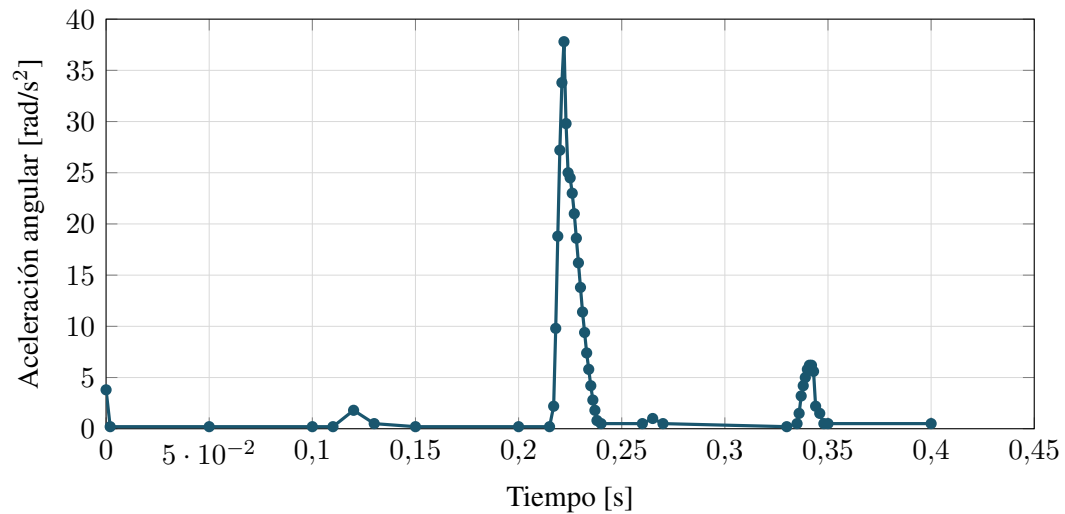


Figura A.9: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 150°.

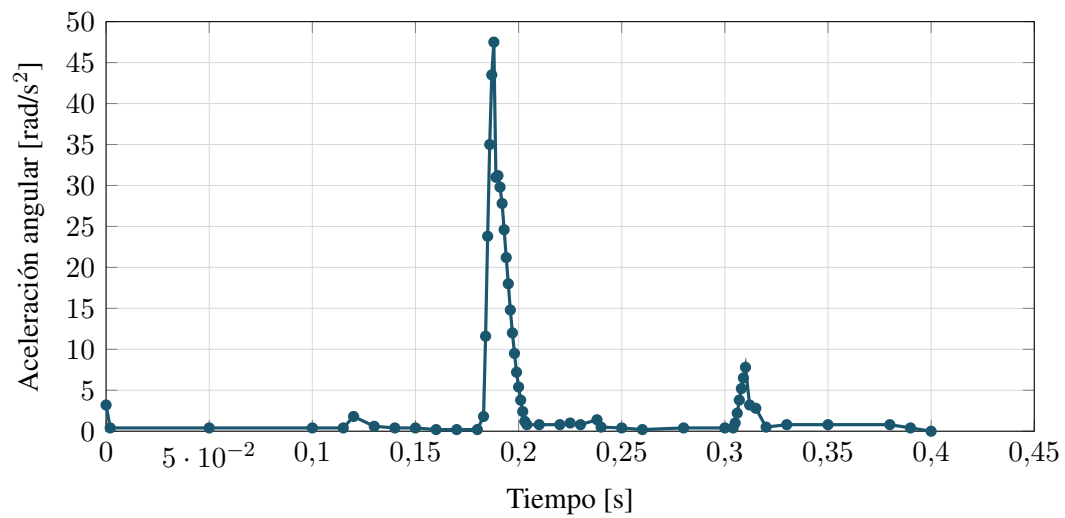


Figura A.10: Gráfico de aceleración angular a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 150°.

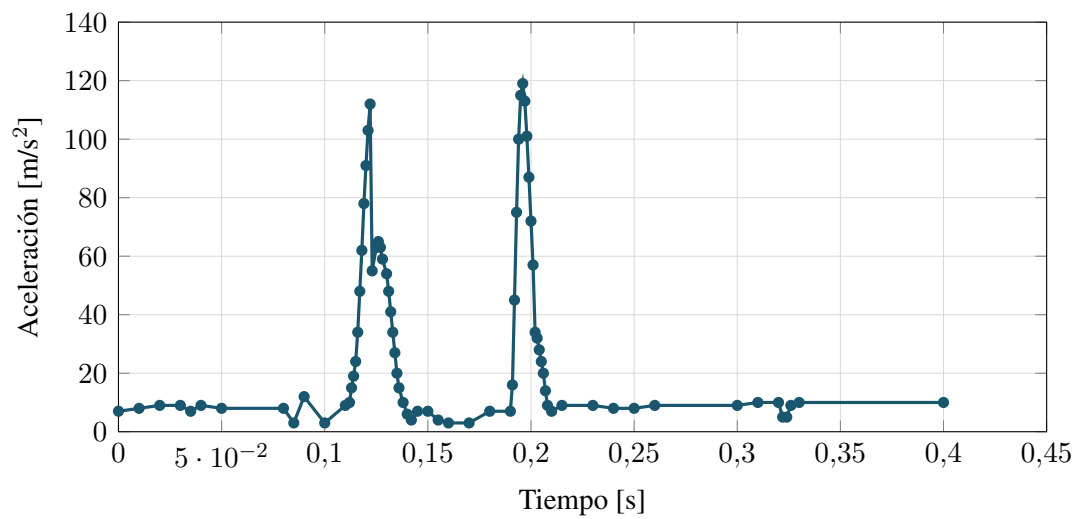


Figura A.11: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 0°.

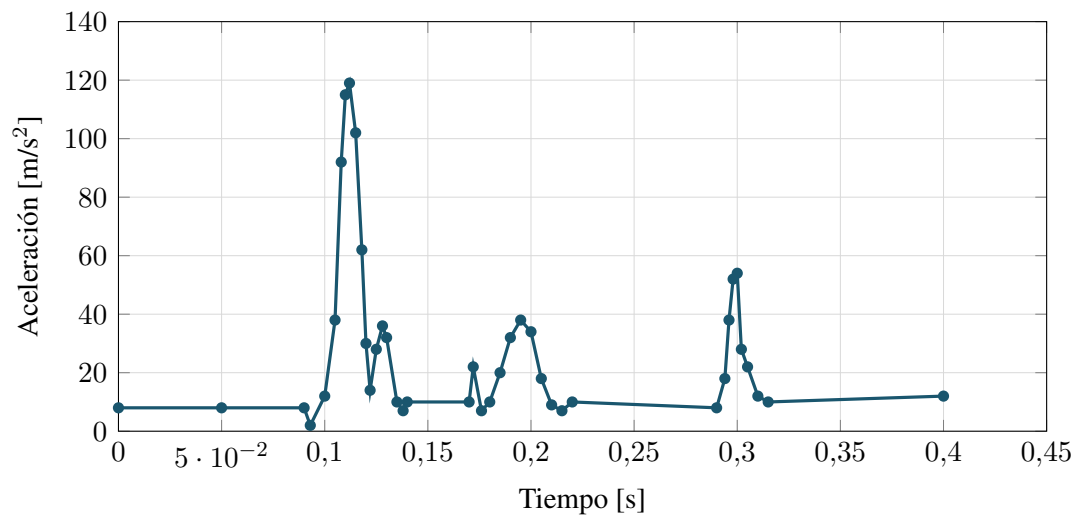


Figura A.12: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 0° .

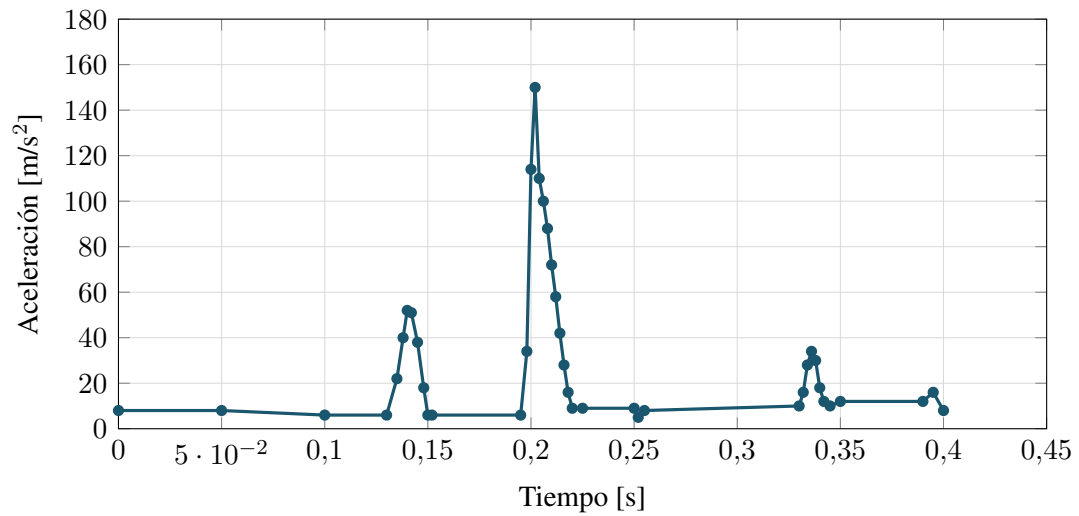


Figura A.13: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 30° .

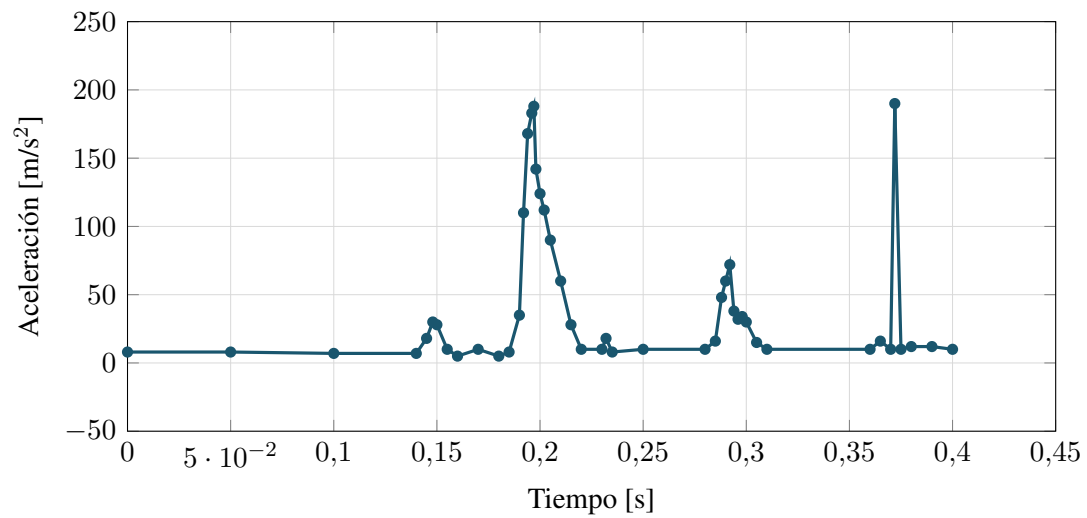


Figura A.14: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 30° .

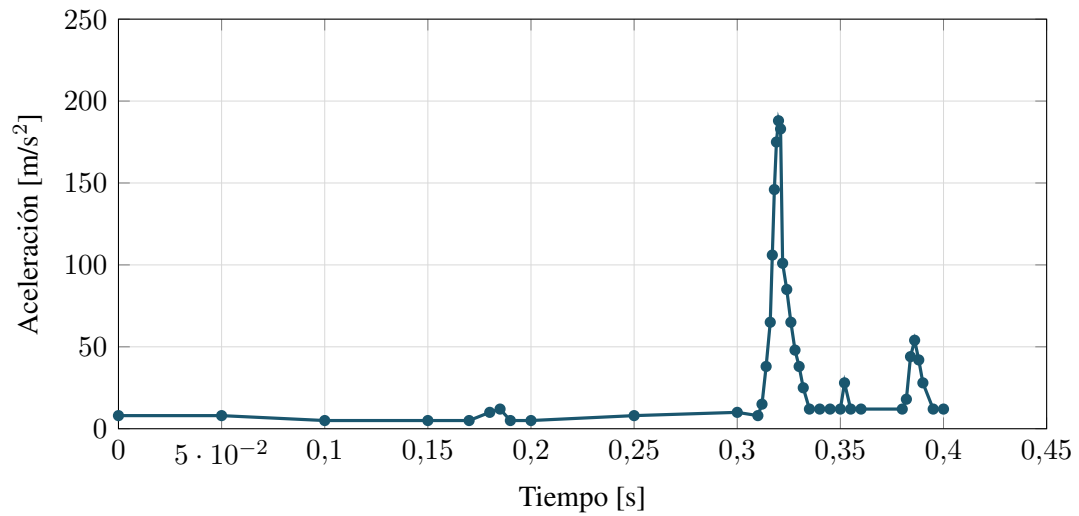


Figura A.15: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 60° .

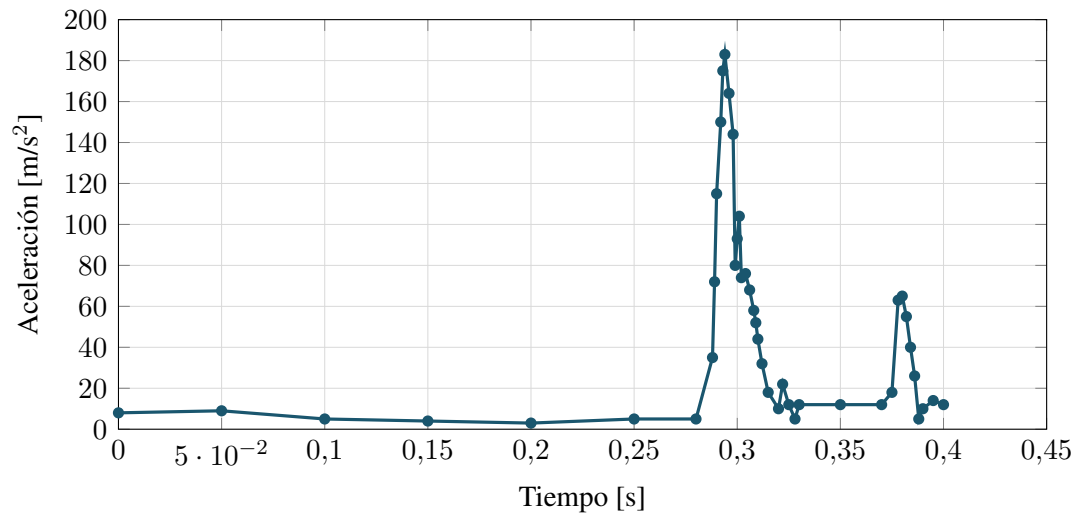


Figura A.16: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 60° .

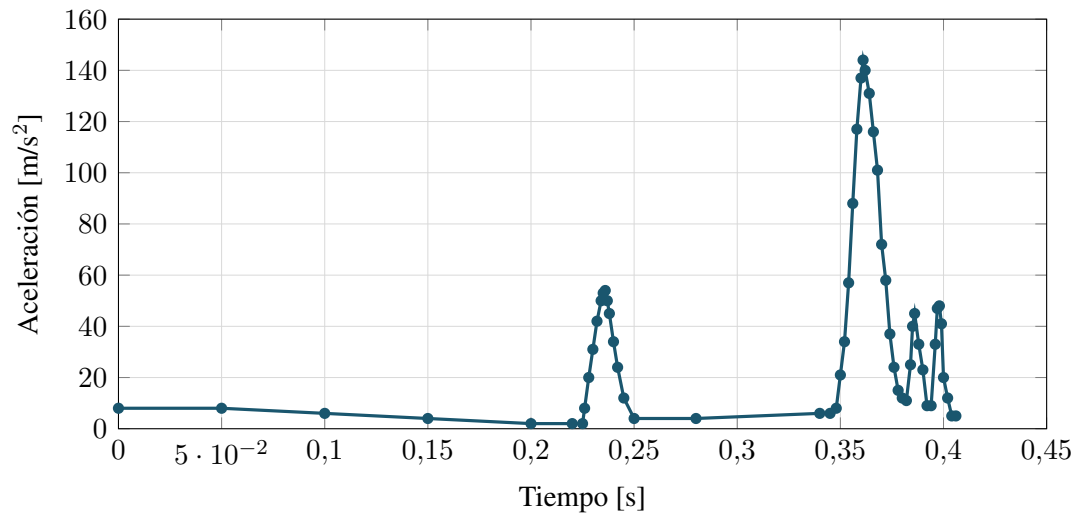


Figura A.17: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 90° .

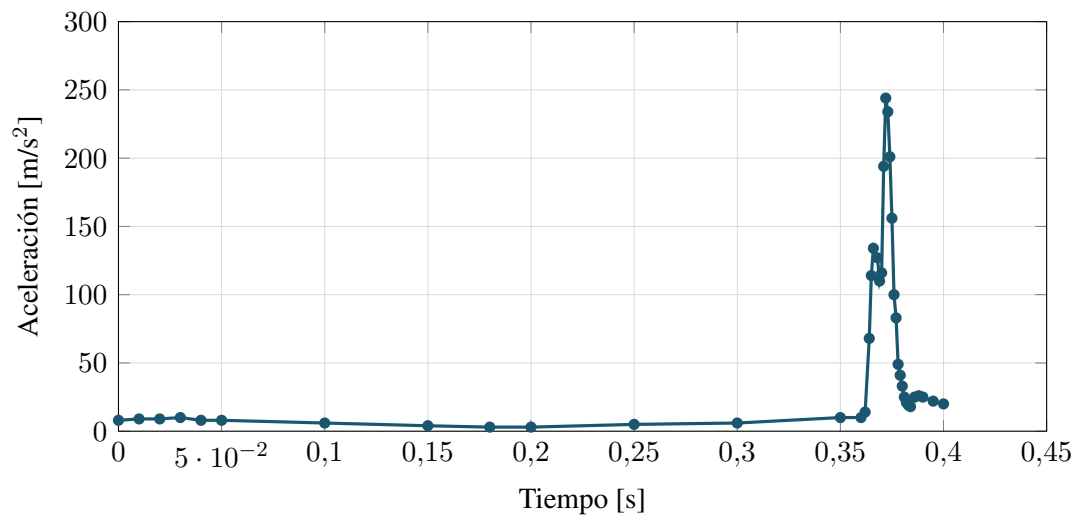


Figura A.18: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 90° .

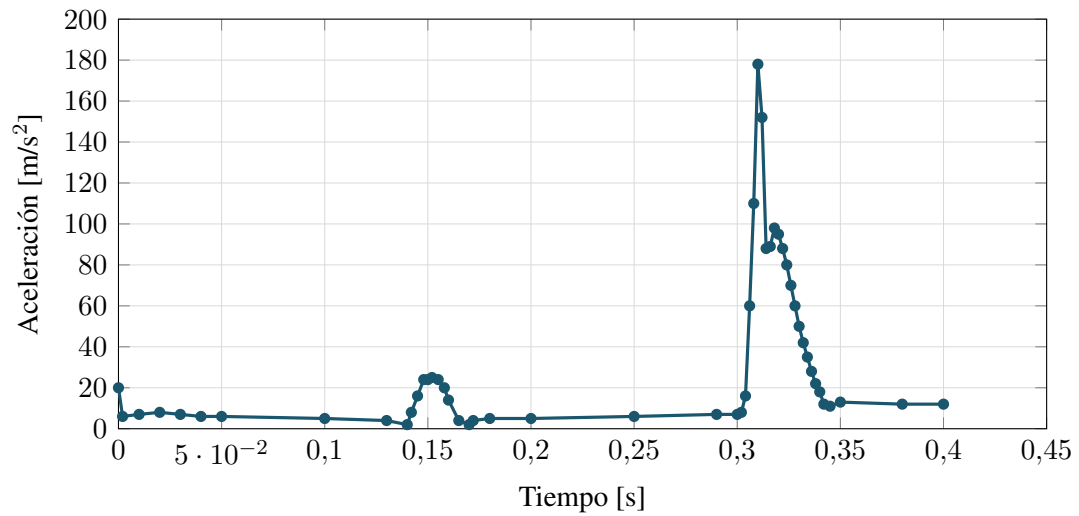


Figura A.19: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 120° .

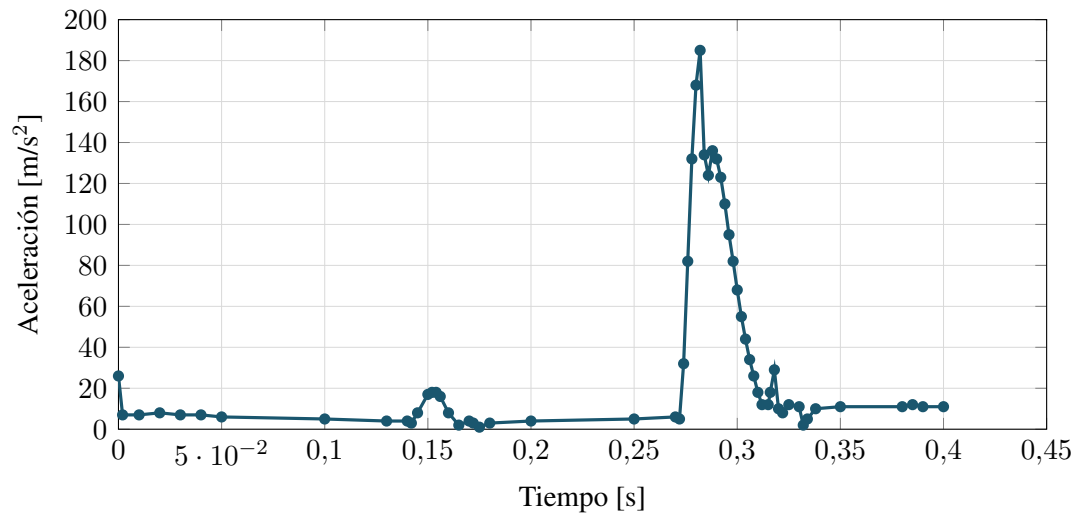


Figura A.20: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 120° .

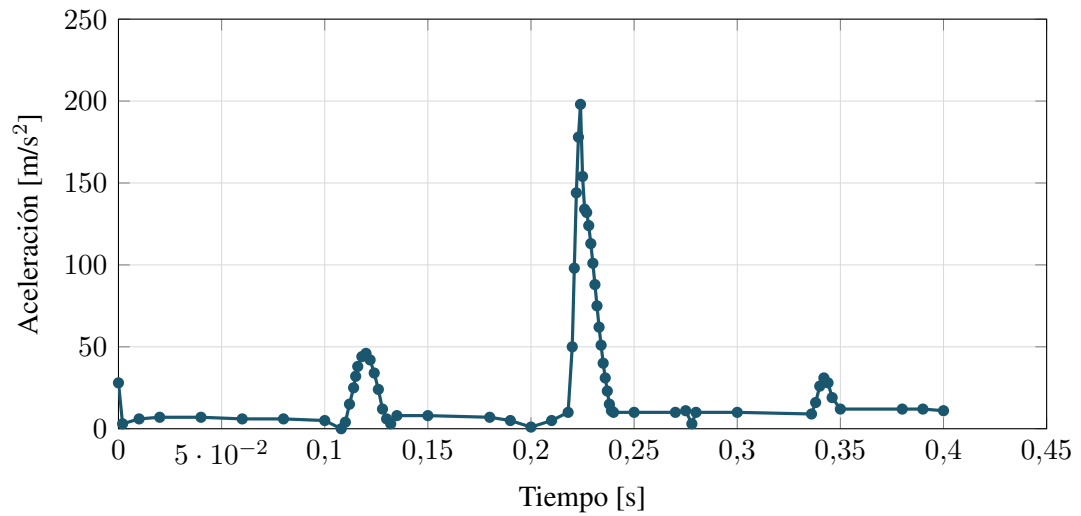


Figura A.21: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 0.8 [m/s] y 150° .

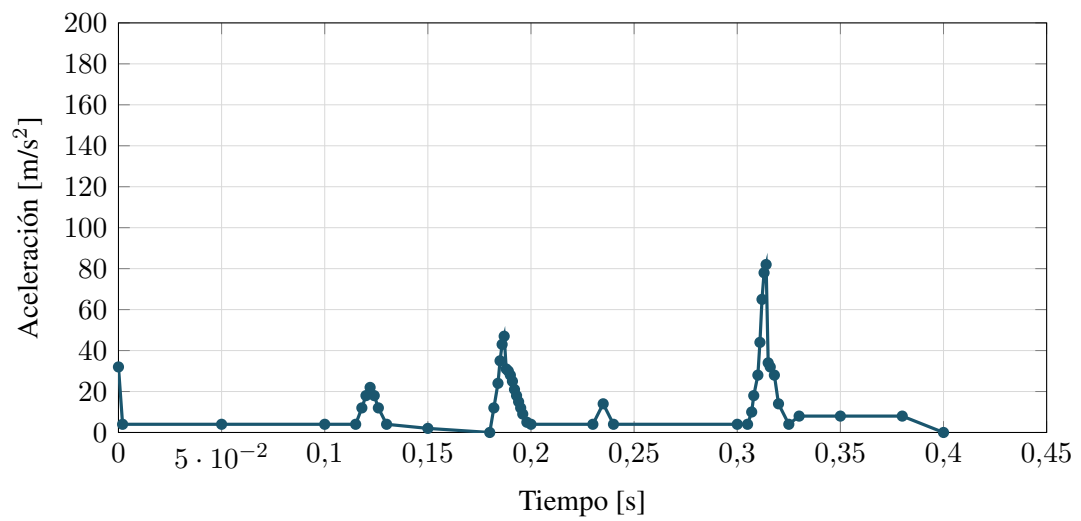


Figura A.22: Gráfico de aceleración lineal a través del tiempo con velocidad inicial de 1.2 [m/s] y 150°.