



GRADO EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE GRADO

Comparación de la traslación y rotación en tres dimensiones de la cabeza en ensayos de impacto simulando choques frontales de tráfico entre dummies y Post Mortem Human Subjects (PMHS)

Autor: Juan Vázquez Gutiérrez

Director: Francisco José López Valdés

Madrid

Julio de 2025

Declaración de originalidad

Declaro bajo mi responsabilidad que el Proyecto presentado con el título: Comparación de la traslación y rotación en tres dimensiones de la cabeza en ensayos de impacto simulando choques frontales de tráfico entre dummies y Post Mortem Human Subjects (PMHS), en la ETS de Ingeniería – ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el curso académico 2024/2025 es de mi autoría y no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos. El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido tomada de otros documentos está debidamente referenciada.

Uso de Inteligencia Artificial¹

Declaro bajo mi responsabilidad que (indicar la opción correcta):

No he utilizado Inteligencia Artificial en la elaboración del presente documento.

X He utilizado Inteligencia Artificial en la elaboración del presente documento y/o del Anexo B siempre en las condiciones permitidas por la Universidad Pontificia Comillas, es decir, aplicando el Nivel 2 de la [Escala de Evaluación de Perkins et al. \(2024\)](#): “La IA puede utilizarse para actividades previas a la tarea, como la lluvia de ideas, la descripción y la investigación inicial. Este nivel se centra en el uso de la IA para la planificación, las síntesis y la generación de ideas, pero las evaluaciones deben hacer hincapié en la capacidad de desarrollar y refinar estas ideas de forma independiente”. En concreto, la Inteligencia Artificial ha sido empleada para:

Traducción, lluvia de ideas, lectura y resumen de investigaciones previas sobre el tema, ayuda con programación en MATLAB

Firmado (alumno): Juan Vázquez Gutiérrez
--

Fecha: 20/07/2025

¹ Esta declaración se refiere al uso de la Inteligencia Artificial generativa para realizar los documentos del Proyecto (Anexo B y Memoria). No aplica a Proyectos donde, por su naturaleza, deban emplear inteligencia artificial como parte de los mismos (aplicación de técnicas de aprendizaje automático, redes neuronales, análisis de datos...)

Autorización para la entrega del Proyecto

El Director del Proyecto	El co-Director del Proyecto (si aplica)
Fdo:	Fdo:
Fecha:	Fecha:



GRADO EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE GRADO

Comparación de la traslación y rotación en tres dimensiones de la cabeza en ensayos de impacto simulando choques frontales de tráfico entre dummies y Post Mortem Human Subjects (PMHS)

Autor: Juan Vázquez Gutiérrez

Director: Francisco José López Valdés

Madrid

Julio de 2025

COMPARACIÓN DE LA TRASLACIÓN Y ROTACIÓN EN TRES DIMENSIONES DE LA CABEZA EN ENSAYOS DE IMPACTO SIMULANDO CHOQUES FRONTALES DE TRÁFICO ENTRE DUMMIES Y POST MORTEM HUMAN SUBJECTS (PMHS)

Autor: Vázquez Gutiérrez, Juan.

Director: López Valdés, Francisco José.

Entidad Colaboradora: Instituto de Investigación Tecnológica (IIT).

RESUMEN DEL PROYECTO

Introducción

1. Planteamiento del problema

Los accidentes de tráfico representan un grave problema de salud global, con aproximadamente 1.19 millones de fallecidos y entre 20-50 millones de heridos anuales, muchos de ellos con discapacidades permanentes. Las lesiones craneoencefálicas destacan entre las principales causas de mortalidad en estos eventos. En este contexto, los *Antropomorphic Test Devices* (ATDs o "dummies") se han utilizado durante décadas como herramienta estándar en ensayos de impacto para evaluar sistemas de seguridad vehicular. Sin embargo, estos dispositivos presentan limitaciones significativas en su capacidad para replicar fielmente la biomecánica humana, particularmente en lo referente a la cinemática de la cabeza durante impactos frontales. La rigidez estructural de los ATDs, especialmente en la columna vertebral, contrasta con la flexibilidad natural del cuerpo humano, donde toda la columna participa en el movimiento durante un impacto, mientras que en los maniqués solo la región cervical inferior presenta movilidad. Esta discrepancia fundamental plantea interrogantes críticos sobre la validez de los datos obtenidos mediante ATDs para predecir lesiones reales.

2. Estado de la cuestión

Investigaciones previas han evidenciado diferencias sustanciales entre las respuestas de ATDs y sujetos humanos post mortem (PMHS). Estudios como el de López Valdés y Lau demostraron que, a velocidades de impacto de 40 km/h, los ATDs subestimaban las fuerzas cervicales comparado con PMHS (López Valdés & Lau, 2010). En otros estudios se generaron corredores de respuesta cinemática para PMHS que posteriormente revelaron inconsistencias con datos de ATDs (Ash, y otros, 2012). Por último, otros profundizaron en las limitaciones inherentes a ambos métodos: mientras los ATDs priorizan repetibilidad sobre biofidelidad, los PMHS presentan desafíos logísticos y éticos, además de variabilidad anatómica (Crandall & Bose, 2011). A pesar de estos

avances, persiste un vacío en la literatura respecto a comparaciones directas a 50 km/h, velocidad relevante para estándares actuales de seguridad vehicular.

3. Objetivo del proyecto

Este trabajo tuvo como objetivo principal evaluar la biofidelidad de los ATDs como sustitutos del cuerpo humano en ensayos de choque frontal a 50 km/h. Para ello, se planteó un enfoque triple: primero, comparar cuantitativamente los patrones de traslación y rotación tridimensional de la cabeza entre ambos sujetos; segundo, elaborar corredores estadísticos de respuesta que permitieran visualizar las diferencias cinemáticas; y tercero, realizar un análisis económico comparativo que contextualizara los hallazgos biomecánicos en términos de costes y rentabilidad social.

Metodología

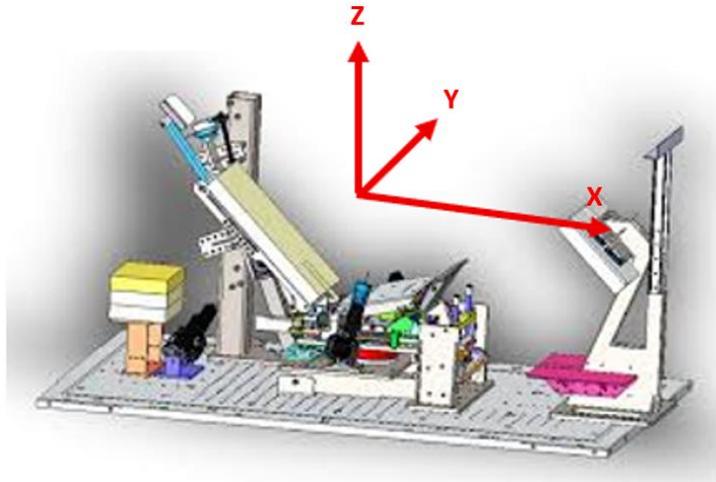
El estudio se desarrolló en el laboratorio MOBIOS del Instituto de Investigación Tecnológica (IIT) de la Universidad Pontificia Comillas (ICAI), combinando ensayos experimentales con análisis avanzado de datos. Se realizaron seis pruebas de impacto frontal: tres con ATDs Hybrid III (percentil 50% masculino) y tres con PMHS adultos (edades entre 37-76 años, peso promedio 75 kg, altura media 179 cm). Todos los sujetos se situaron en asientos de configuración SP2, con inclinación de 45° respecto a la horizontal, y se aseguraron con cinturones de tres puntos.

La captura de movimiento se realizó mediante el sistema Vicon Nexus, utilizando 16 cámaras de alta velocidad (1000 Hz) y marcadores reflectantes estratégicamente ubicados. Para los ATDs se emplearon cuatro marcadores craneales (*Head_Top*, *Head_Occiput*, *Head_R*, *Head_L*), mientras que en los PMHS se implantaron quirúrgicamente siete marcadores directamente en los huesos craneales para garantizar precisión. Esta instrumentación permitió registrar la cinemática tridimensional de la cabeza durante todo el evento de impacto.

El procesamiento de datos incluyó varias etapas rigurosas. Primero, se reconstruyeron las trayectorias en Vicon Nexus utilizando técnicas de interpolación como *pattern fill* (basado en patrones de marcadores adyacentes) y *rigid body fill* (especialmente útil en PMHS, donde tres marcadores permitían reconstruir un cuarto manteniendo distancias constantes). Posteriormente, se exportaron los datos a Excel para calcular la trayectoria del centro de gravedad craneal, obtenido como promedio de los marcadores izquierdo y derecho. Un desafío significativo surgió cuando un marcador crítico se desprendió durante un ensayo con ATD, lo que requirió un complejo proceso de reconstrucción mediante intersección de esferas y optimización con Solver de Excel y VBA.

La etapa analítica empleó la reparametrización por longitud de arco para normalizar las señales temporales, seguida de la generación de corredores estadísticos de respuesta mediante el script *Arcgen* en MATLAB. Estos corredores, que incluían un promedio característico y márgenes de variabilidad, se elaboraron para los planos XY, XZ e YZ,

utilizando coordenadas relativas al vehículo para eliminar artefactos de movimiento global.

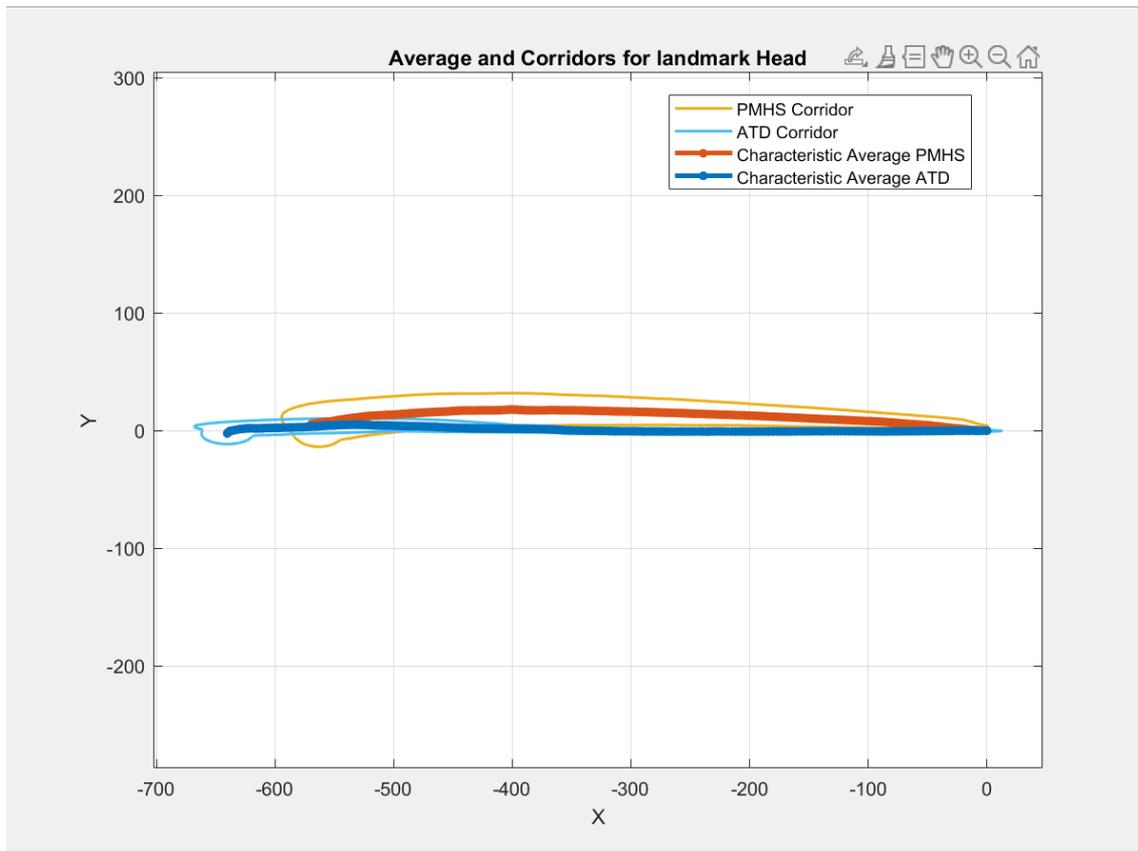


Complementariamente, se realizó un análisis económico detallado que cuantificó todos los costes asociados: adquisición y calibración de ATDs, transporte refrigerado de PMHS, estudios TAC, personal especializado, y procesos post-ensayo como autopsias instrumentadas e incineración. Estos costes se contrastaron con el Valor Estadístico de la Vida (1.9 millones de euros) para determinar la rentabilidad social de cada metodología.

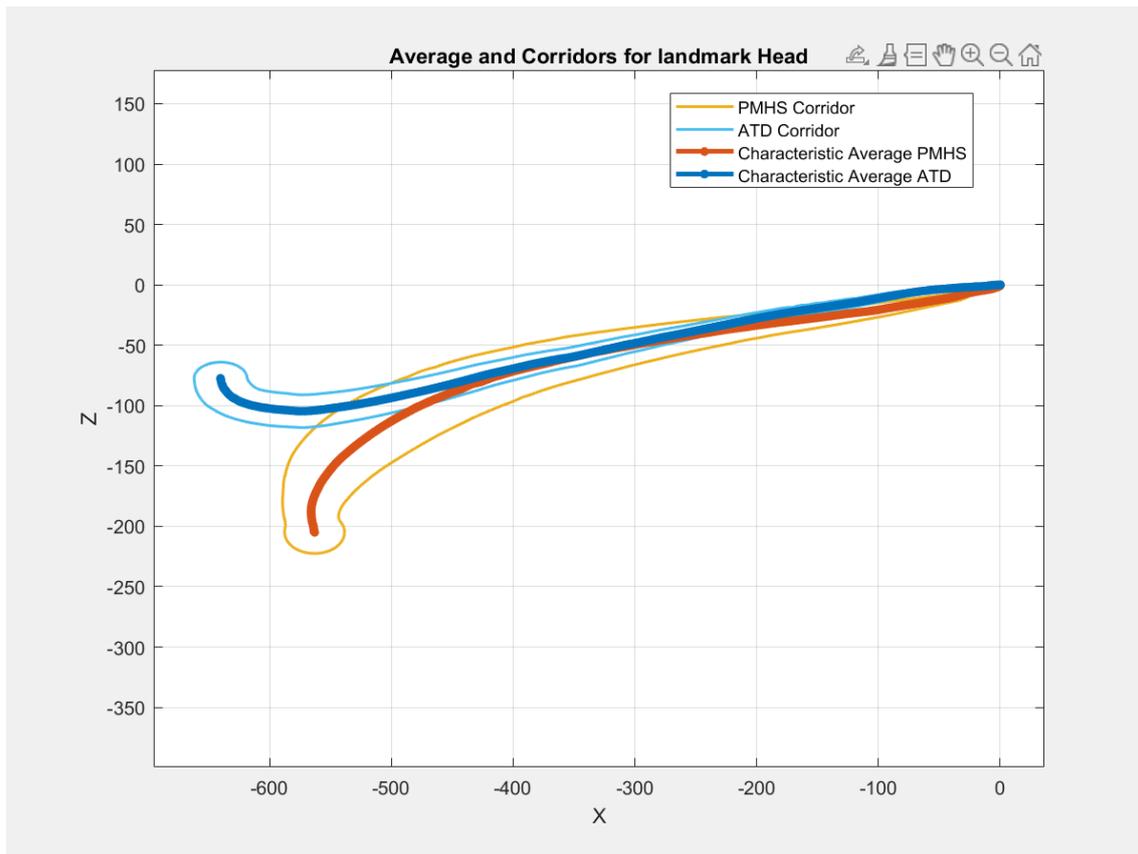
Resultados

1. Resultados biomecánicos

El análisis comparativo reveló diferencias sustanciales en la respuesta biomecánica entre ATDs y PMHS. En el plano frontal-lateral (XY), los PMHS exhibieron un desplazamiento lateral (eje Y) significativamente mayor que los ATDs. Esta divergencia fue particularmente evidente en las gráficas de trayectoria, donde los datos de PMHS permanecieron fuera de los corredores estadísticos de los ATDs durante más del 80% de la duración del impacto. El movimiento lateral en humanos mostró un patrón de "latigazo" cervical ausente en los ATDs, atribuible a su rigidez estructural. En la siguiente gráfica se pueden observar los resultados en este plano:



En el plano frontal-vertical (XZ), las diferencias fueron aún más pronunciadas. Mientras ambos grupos mostraron inicialmente un descenso vertical similar, tras el bloqueo del cinturón de seguridad los PMHS continuaron descendiendo bruscamente hasta alcanzar un desplazamiento vertical promedio de 185.88 mm, frente a los 75.89 mm de los ATDs, una diferencia de 110 mm (145%). Este desplazamiento cervical descendente en PMHS, relacionado con la flexibilidad espinal natural, contrastó con el rebote prematuro observado en ATDs debido a su columna rígida. La configuración SP2 del asiento (más reclinada que el estándar SP1) exacerbó estas diferencias, ya que los ATDs no estaban optimizados para esta ergonomía. En la siguiente gráfica se pueden observar los resultados en este plano:



2. Resultados económicos

El análisis de costes mostró diferencias abismales entre metodologías. Cada ensayo con ATDs requirió una inversión aproximada de 1,847 euros, considerando amortización del maniquí (350,000 euros), calibraciones anuales (30,000 euros), personal (3 personas \times 8 horas), y consumibles. Por contraste, los ensayos con PMHS alcanzaron 14,260 euros por prueba, incluyendo transporte refrigerado (2,500 euros), tres escáneres TAC (1,500 euros), incineración (1,500 euros), y costes de personal muy superiores (8 personas \times 14 horas durante el ensayo más 2 personas \times 5 horas para autopsia instrumentada).

Al relacionar estos costes con el potencial de salvar vidas mediante el Valor Estadístico de Vida (1.9 millones de euros), se determinó que los ensayos con ATDs requieren salvar al menos una vida por cada 1,030 pruebas para ser socialmente rentables, mientras que los PMHS necesitan salvar una vida por cada 133 ensayos. En el contexto español, con 1,145 muertes anuales en carretera, una mejora del 0.1% en sistemas de seguridad justificaría económicamente ambas metodologías.

Conclusiones

Este proyecto demuestra que los ATDs convencionales presentan limitaciones significativas para replicar la cinemática craneal humana en impactos frontales a 50 km/h. Su rigidez estructural, particularmente en la columna vertebral, les impide capturar

fenómenos biomecánicos críticos como el "latigazo" cervical lateral y vertical observado en PMHS. Estas diferencias no son marginales: los desplazamientos en PMHS superaron en más del 100% a los de ATDs en ejes clave para la seguridad (Y y Z), cuestión especialmente relevante en configuraciones de asiento reclinado (SP2) cada vez más comunes en vehículos modernos.

Los PMHS, aunque con mayor variabilidad anatómica y costes muy superiores (7.7 veces más por ensayo), proporcionan datos insustituibles para entender mecanismos lesivos complejos. Su valor radica en capturar respuestas biomecánicas que los ATDs actuales no pueden replicar, particularmente en fases avanzadas del impacto cuando sistemas como el cinturón de seguridad generan interacciones críticas con el cuerpo.

Las implicaciones prácticas son claras:

1. Los ATDs requieren rediseños urgentes que incorporen mayor flexibilidad espinal, especialmente en segmentos torácicos, y adaptaciones para configuraciones de asiento reclinado.
2. La validación final de sistemas de seguridad de alto impacto (como airbags y pretensores) debe incorporar datos de PMHS para garantizar biofidelidad.
3. Estratégicamente, los ATDs siguen siendo valiosos para desarrollo iterativo de bajo coste, mientras los PMHS deben reservarse para validación crítica de mecanismos lesivos.

Económicamente, ambos métodos son socialmente rentables cuando contribuyen a reducir la mortalidad vial, pero su implementación debe optimizarse: los ATDs aprovechando su bajo coste unitario para grandes volúmenes de pruebas, y los PMHS mediante estudios selectivos que maximicen su aporte al diseño de sistemas de protección. La sinergia entre ambas metodologías, complementada con modelos computacionales validados, representa el camino más robusto hacia vehículos más seguros.

Referencias

- Ash, J., Lessley, D., Forman, J., Zhang, Q., Greg Shaw, C., & Crandall, J. (2012). *Whole-Body Kinematics: Response Corridors for Restrained PMHS in Frontal Impacts*. Dublin: IRCOBI.
- Crandall, J., & Bose, D. (2011). *Human Surrogates for Injury Research*. New Jersey: Clinical Anatomy.
- López Valdés, F., & Lau, A. (2010). *Analysis of spinal motion and loads during frontal impacts. Comparison between PMHS and ATD*. PubMed.

COMPARISON OF THREE-DIMENSIONAL HEAD TRANSLATION AND ROTATION IN IMPACT TESTS SIMULATING FRONTAL TRAFFIC COLLISIONS BETWEEN DUMMIES AND POST-MORTEM HUMAN SUBJECTS (PMHS)

Introduction

1. Problem statement

Traffic accidents represent a severe global health problem, causing approximately 1.19 million fatalities and 20-50 million injuries annually, many resulting in permanent disabilities. Traumatic brain injuries stand out among the leading causes of mortality in these events. In this context, Anthropomorphic Test Devices (ATDs or "dummies") have been used for decades as standard tools in impact testing to evaluate vehicle safety systems. However, these devices present significant limitations in their ability to faithfully replicate human biomechanics, particularly regarding head kinematics during frontal impacts. The structural rigidity of ATDs, especially in the spinal column, contrasts with the natural flexibility of the human body, where the entire spine participates in movement during impact, whereas in dummies only the lower cervical region exhibits mobility. This fundamental discrepancy raises critical questions about the validity of data obtained through ATDs for predicting real injuries.

2. State of the art

Previous research has revealed substantial differences between ATD and Post Mortem Human Subject (PMHS) responses. Studies such as López Valdés and Lau (2010) demonstrated that at 40 km/h impact speeds, ATDs underestimated cervical forces compared to PMHS (López Valdés & Lau, 2010). Other research generated kinematic response corridors for PMHS that later revealed inconsistencies with ATD data (Ash et al., 2012). Finally, other studies examined the inherent limitations of both methods: while ATDs prioritize repeatability over biofidelity, PMHS present logistical and ethical challenges, in addition to anatomical variability (Crandall & Bose, 2011). Despite these advances, a gap persists in the literature regarding direct comparisons at 50 km/h, a relevant speed for current vehicle safety standards.

3. Objectives

This work aimed to evaluate the biofidelity of ATDs as substitutes for the human body in frontal crash tests at 50 km/h. To achieve this, a three-pronged approach was adopted: first, to quantitatively compare three-dimensional head translation and rotation patterns between both subjects; second, to develop statistical response corridors to visualize kinematic differences; and third, to conduct a comparative economic analysis contextualizing biomechanical findings in terms of costs and social profitability.

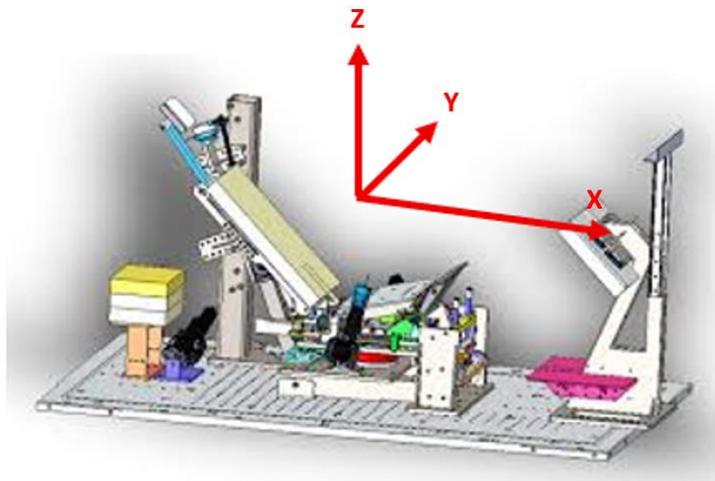
Methodology

The study was conducted at the MOBIOS laboratory of the Institute for Research Technology (IIT) at Comillas Pontifical University (ICAI), combining experimental testing with advanced data analysis. Six frontal impact tests were performed: three with Hybrid III ATDs (50th percentile male) and three with adult PMHS (ages 37-76 years, average weight 75 kg, mean height 179 cm). All subjects were positioned in SP2 configuration seats (reclined 45° relative to horizontal) and secured with three-point seatbelts.

Motion capture was performed using the Vicon Nexus system, with 16 high-speed cameras (1000 Hz) and strategically placed reflective markers. For ATDs, four cranial markers were used (Head_Top, Head_Occiput, Head_R, Head_L), while for PMHS, seven markers were surgically implanted directly into the cranial bones to ensure precision. This instrumentation allowed recording three-dimensional head kinematics throughout the impact event.

Data processing included several rigorous stages. First, trajectories were reconstructed in Vicon Nexus using interpolation techniques such as pattern fill (based on adjacent marker patterns) and rigid body fill (particularly useful for PMHS, where three markers enabled reconstruction of a fourth while maintaining constant distances). Subsequently, data was exported to Excel to calculate the trajectory of the head's center of gravity, derived as the average of left and right markers. A significant challenge arose when a critical marker detached during an ATD test, requiring a complex reconstruction process using sphere intersection and optimization with Excel Solver and VBA.

The analytical stage employed arc-length reparametrization to normalize temporal signals, followed by generation of statistical response corridors using the Arcgen script in MATLAB. These corridors, including a characteristic average and variability margins, were developed for the XY, XZ, and YZ planes, using vehicle-relative coordinates to eliminate global motion artifacts.



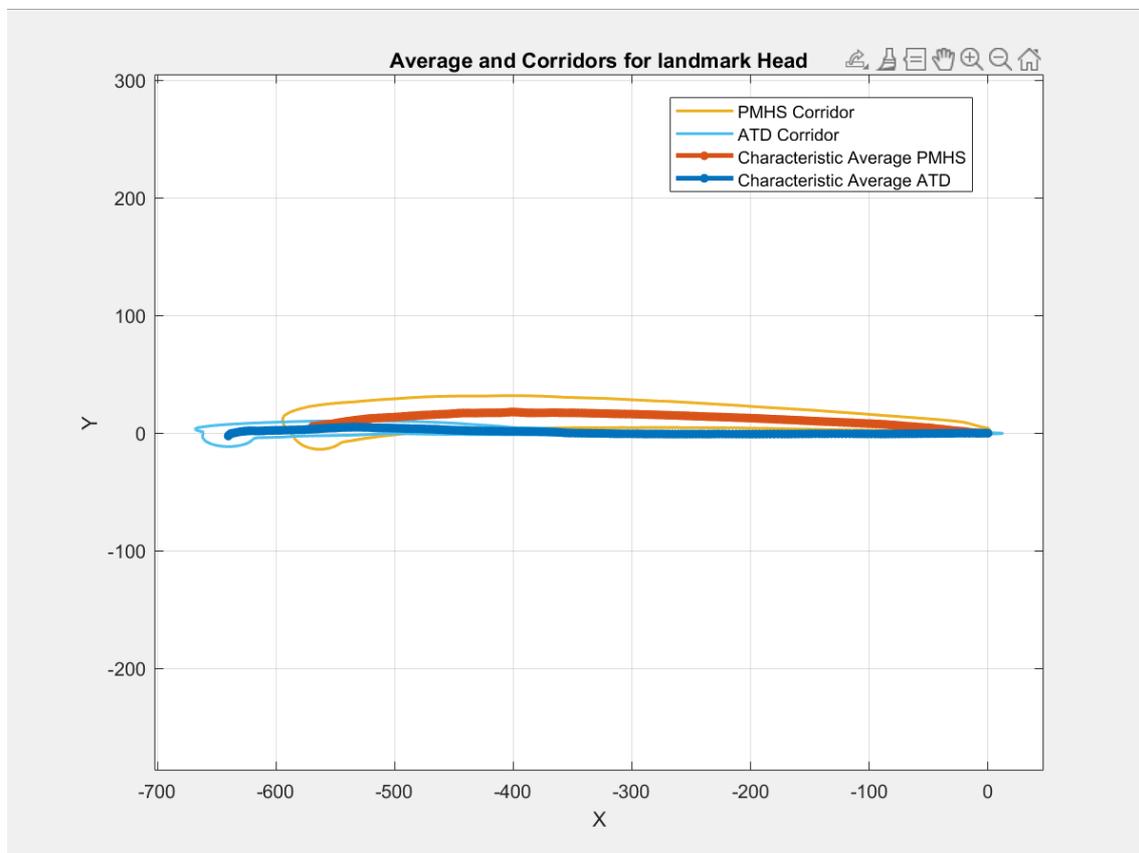
Complementarily, a detailed economic analysis quantified all associated costs: ATD acquisition and calibration, refrigerated PMHS transport, CT scans, specialized personnel, and post-test processes such as instrumented autopsies and cremation. These

costs were contrasted with the Statistical Value of Life (€1.9 million) to determine the social profitability of each methodology.

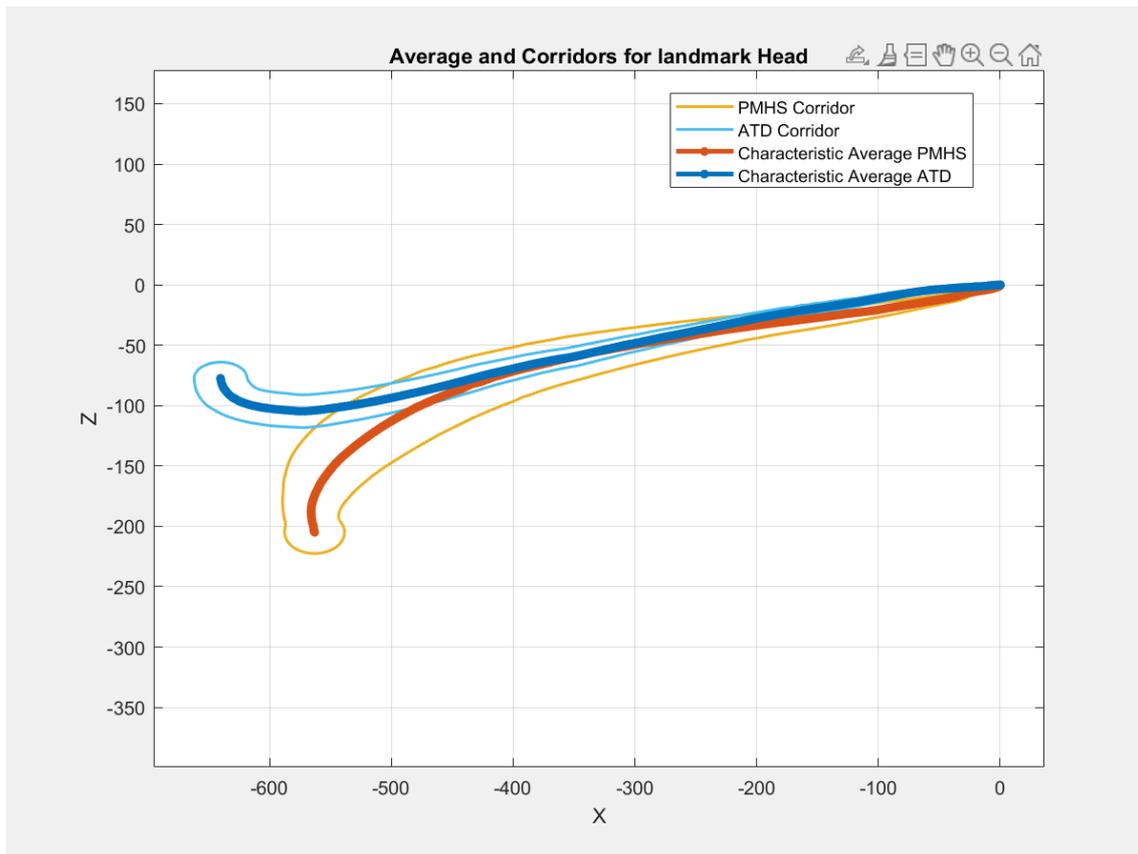
Results

1. Biomechanical results

The comparative analysis revealed substantial differences in biomechanical responses between ATDs and PMHS. In the frontal-lateral plane (XY), PMHS exhibited significantly greater lateral displacement (Y-axis) than ATDs. This divergence was particularly evident in trajectory plots, where PMHS data remained outside ATD statistical corridors for over 80% of the impact duration. Human lateral movement showed a "whiplash" pattern absent in ATDs, attributable to their structural rigidity. The following graph shows results in this plane:



In the frontal-vertical plane (XZ), differences were even more pronounced. While both groups initially showed similar vertical descent, after seatbelt locking, PMHS continued descending sharply to reach an average vertical displacement of 185.88 mm, compared to 75.89 mm in ATDs, a difference of 110 mm (145%). This downward cervical movement in PMHS, related to natural spinal flexibility, contrasted with the premature rebound observed in ATDs due to their rigid spine. The SP2 seat configuration (more reclined than standard SP1) exacerbated these differences, as ATDs were not optimized for this ergonomics. The following graph shows results in this plane:



2. Economic results

Cost analysis showed vast differences between methodologies. Each ATD test required approximately €1,847, considering dummy amortization (€350,000), annual calibrations (€30,000), personnel (3 people × 8 hours), and consumables. In contrast, PMHS tests reached €14,260 per test, including refrigerated transport (€2,500), three CT scans (€1,500), cremation (€1,500), and significantly higher personnel costs (8 people × 14 hours during testing plus 2 people × 5 hours for instrumented autopsy).

When relating these costs to life-saving potential through the Statistical Value of Life (€1.9 million), it was determined that ATD tests require saving at least one life per 1,030 tests to be socially profitable, while PMHS need to save one life per 133 tests. In the Spanish context, with 1,145 annual road deaths, a 0.1% improvement in safety systems would economically justify both methodologies.

Conclusions

This project demonstrates that conventional ATDs have significant limitations in replicating human head kinematics during frontal impacts at 50 km/h. Their structural rigidity, particularly in the spinal column, prevents them from capturing critical biomechanical phenomena such as the lateral and vertical cervical "whiplash" observed in PMHS. These differences are not marginal: displacements in PMHS exceeded those in

ATDs by over 100% in key safety axes (Y and Z), an issue especially relevant in increasingly common reclined seat configurations (SP2).

PMHS, despite greater anatomical variability and much higher costs (7.7 times per test), provide indispensable data for understanding complex injury mechanisms. Their value lies in capturing biomechanical responses that current ATDs cannot replicate, particularly in advanced impact phases when systems like seatbelts generate critical interactions with the body.

Practical implications are clear:

1. ATDs require urgent redesigns incorporating greater spinal flexibility, especially in thoracic segments, and adaptations for reclined seat configurations.
2. Final validation of high-impact safety systems (e.g., airbags and pretensioners) must incorporate PMHS data to ensure biofidelity.
3. Strategically, ATDs remain valuable for low-cost iterative development, while PMHS should be reserved for critical validation of injury mechanisms.

Economically, both methods are socially profitable when contributing to reduced traffic mortality, but their implementation must be optimized: ATDs leveraging their low unit cost for large test volumes, and PMHS through selective studies maximizing their contribution to protection system design. The synergy between both methodologies, complemented with validated computational models, represents the most robust path toward safer vehicles.

References

- Ash, J., Lessley, D., Forman, J., Zhang, Q., Greg Shaw, C., & Crandall, J. (2012). *Whole-Body Kinematics: Response Corridors for Restrained PMHS in Frontal Impacts*. Dublin: IRCOBI.
- Crandall, J., & Bose, D. (2011). *Human Surrogates for Injury Research*. New Jersey: Clinical Anatomy.
- López Valdés, F., & Lau, A. (2010). *Analysis of spinal motion and loads during frontal impacts. Comparison between PMHS and ATD*. PubMed.

Índice

Referencias.....	10
References.....	15
1. Introducción.....	17
2. Estado del arte.....	18
3. Metodología.....	30
3.1. Fase experimental.....	30
3.1.1. Ensayos con <i>Antropomorphic Test Devices</i>	32
3.1.2. Ensayos con <i>Post Mortem Human Surrogates</i>	33
3.2. Procesamiento de los datos.....	34
3.2.1. Reconstrucción con Vicon Nexus.....	34
3.2.2. Reconstrucción con Excel.....	38
3.2.3. Ejecución de Arcgen.....	41
4. Resultados.....	49
5. Discusión.....	52
5.1. Discusión biomecánica.....	52
5.1.1. Eje XY.....	52
5.1.2. Eje XZ.....	54
5.1.3. Limitaciones.....	57
5.2. Discusión económica.....	58
5.2.1. Datos de los ensayos de ATDs.....	59
5.2.2. Datos de los ensayos de PMHS.....	59
5.2.3. Comparación.....	61
6. Conclusión.....	62
7. Bibliografía.....	64

1. Introducción

En las últimas décadas, el ámbito de la seguridad vial ha experimentado notables avances, especialmente en lo que respecta a la seguridad pasiva de los vehículos. Esta evolución ha sido posible gracias a la incorporación de diversos sistemas de protección como los dispositivos de retención (cinturones de seguridad, airbags, pretensores, entre otros), así como a la mejora continua en el diseño estructural de los automóviles y al perfeccionamiento de las metodologías experimentales empleadas en los ensayos de impacto. Parte fundamental de este progreso ha sido el desarrollo y utilización de modelos físicos que permiten estudiar la respuesta biomecánica del cuerpo humano ante diferentes condiciones de colisión.

Entre estos modelos destacan los *Antropomorphic Test Devices* (ATD), comúnmente conocidos como *dummies*. Estos dispositivos han constituido una herramienta esencial en el desarrollo y estandarización de los protocolos de choque, permitiendo obtener medidas objetivas, repetibles y precisas de variables clave como aceleraciones, fuerzas y desplazamientos. Gracias a los ATD, ha sido posible simular de manera consistente diversos escenarios de impacto y evaluar la efectividad de los sistemas de seguridad pasiva, lo cual ha contribuido a salvar numerosas vidas.

No obstante, a medida que los requisitos normativos en materia de seguridad se han vuelto más estrictos y las expectativas de protección por parte de la sociedad han aumentado, han comenzado a evidenciarse limitaciones importantes en la capacidad de los ATD para replicar con precisión la biomecánica humana. En particular, se ha señalado su escasa biofidelidad para determinadas condiciones de impacto en la reproducción de ciertos comportamientos cinemáticos, como la dinámica de la columna vertebral y la cabeza, debido principalmente a la rigidez estructural de estos dispositivos.

Ante estas limitaciones, la comunidad científica continúa atendiendo a una herramienta experimental clásica que ofrece ventajas incomparables en términos de realismo: los *Post-Mortem Human Surrogates* (PMHS). Estos sujetos de prueba, al estar compuestos por tejido humano real, permiten estudiar con gran precisión los mecanismos lesivos, desde la secuencia de fracturas vertebrales hasta las deformaciones craneales, y ofrecen umbrales de daño basados en lesiones reales observadas tras el impacto. Así, los PMHS constituyen una referencia valiosa y necesaria para validar y calibrar modelos experimentales y computacionales.

Sin embargo, el uso de PMHS conlleva desafíos importantes: se presentan dificultades logísticas derivadas de la complejidad de preparación, conservación y manejo de estos cuerpos, así como una alta variabilidad en sus características anatómicas y fisiológicas, influida por factores como el sexo, la edad, la estatura o el estado de salud previo al fallecimiento. Además, ciertos tejidos experimentan degradación *post-mortem*, y la ausencia de respuesta muscular activa limita la representatividad de ciertos comportamientos dinámicos.

Este panorama plantea una dicotomía entre repetibilidad y representabilidad: mientras los ATD aseguran consistencia en los ensayos, los PMHS proporcionan una representación más fidedigna de la respuesta humana ante impactos. En este contexto, surge una cuestión central para la biomecánica aplicada a la seguridad vial: ¿son los ATD realmente buenos sustitutos de los PMHS, especialmente en situaciones críticas como los ensayos de choque frontal a alta velocidad?

Con el objetivo de abordar esta cuestión, el presente trabajo propone una comparación directa entre la cinemática de la cabeza, tanto en términos de traslación como de rotación en las tres dimensiones del espacio, en ensayos de choque frontal a 50 km/h, utilizando tanto ATD como PMHS. Para ello, se analizará el punto del centro de gravedad de la cabeza, calculado con la media de las coordenadas de los marcadores izquierdo y derecho, y se elaborarán corredores

estadísticos de respuesta basados en los resultados obtenidos con ATD, que actuarán como marco de referencia. A continuación, se analizará si los datos cinemáticos obtenidos a partir de los ensayos con PMHS se encuentran dentro de dichos corredores. En caso de que no sea así, se identificarán los momentos críticos y las discrepancias más significativas, con el fin de detectar los puntos en los que la biofidelidad de los ATD puede ser más cuestionable.

Este análisis permitirá no solo evaluar el grado de similitud entre ambos tipos de modelos, sino también proporcionar criterios objetivos para la mejora de los ATD y de los protocolos de ensayo actuales, contribuyendo así a una mayor precisión en la predicción y prevención de lesiones en accidentes de tráfico reales.

El objetivo de este trabajo es, por tanto, evaluar la biofidelidad de los ATDs como sustitutos del cuerpo humano en ensayos de choque frontal a 50 km/h, objetivo que se logrará mediante la realización de 3 ensayos de impacto frontal con cada tipo de sujeto (ATD y PMHS), comparando después la trayectoria del centro de gravedad de la cabeza mediante el uso de corredores de respuesta estadísticos.

2. Estado del arte

En este apartado del trabajo, se hará un análisis de distintas líneas de investigación y ensayos experimentales pertinentes al presente proyecto.

En primer lugar, se tendrán en cuenta investigaciones que hayan involucrado el uso de ATDs, PMHS o ambos, y posteriormente se explicará a través de otro estudio la función y funcionamiento de los corredores de movimiento que se usarán para la extracción de resultados.

El primer estudio relevante a esta investigación se titula “Maniqués Antropomórficos para Ensayos de Choque”, y fue publicado en 2007 por Francisco J. López Valdés, Michiel van Ratingen (López Valdés & van Ratingen, 2007).

La principal motivación de este estudio fue tratar de comprender y exponer en profundidad el papel fundamental que cumplen los *dummies* o maniqués antropomórficos en los ensayos de choque para el desarrollo de vehículos más seguros.

En la industria automotriz, los ATDs cumplen una serie de funciones muy relevantes, y permiten, entre otras cosas:

- Representar de manera relativamente fidedigna el comportamiento del cuerpo humano ante distintos tipos de colisiones
- Evaluar los distintos sistemas de seguridad o retención, como lo pueden ser los cinturones o airbags
- Estimar mediante métodos estadísticos y sensores de velocidad y aceleración el riesgo de lesiones en diferentes zonas del cuerpo ante impactos.

El artículo destaca que, a lo largo de los años, se ha buscado de muchas maneras incrementar la biofidelidad de estos dispositivos, ya sea mejorando su capacidad para replicar características físicas, o geométricas y dinámicas del cuerpo humano.

Visto esto, la investigación se realizó con la idea de cumplir los siguientes objetivos:

1. En primer lugar, describir la evolución histórica de los maniqués antropomórficos desde que empezaron a desarrollarse hasta los que más se utilizan a día de hoy (como el Hybrid III)
2. En segundo lugar, se pretende explicar en profundidad los criterios biomecánicos utilizados en la planificación y diseño de los maniqués antropomórficos.
3. En tercer lugar, el estudio busca analizar exhaustivamente la relación entre las mediciones del *dummy* y el riesgo real de lesión humana ante una colisión en un accidente de tráfico.
4. En cuarto lugar, la investigación pretende clasificar los distintos tipos de maniqués antropomórficos según el tipo de impacto, ya sea lateral, frontal o trasero, además teniendo en cuenta la población representada en cada caso, por ejemplo adultos promedio, mujeres pequeñas, niños, embarazada...
5. Por último, el artículo se dedica también a presentar los nuevos desarrollos tecnológicos de la industria en lo que se refiere a la mejora de maniqués antropomórficos, como por ejemplo explicando los nuevos modelos THOR o WorkdSID.

El texto no sigue una metodología experimental clásica, pero presenta una revisión técnica y evolutiva del diseño de *dummies* según criterios funcionales, normativos y biomecánicos.

En primer lugar, se centra en los requerimientos de diseño de los maniqués antropomórficos, expone los siguientes:

- Repetibilidad: se trata de que los maniqués antropomórficos den resultados parecidos en pruebas experimentales idénticas para facilitar la extracción de conclusiones según determinadas variables de control.
- Fiabilidad y sensibilidad: en este caso, consiste en registrar correctamente las fuerzas, aceleraciones, momentos... que sufren los *dummies* ante distintos estímulos físicos.
- Durabilidad: consiste en garantizar la resistencia ante múltiples pruebas de impacto, permitiendo así la reutilización de los maniqués antropomórficos en numerosas investigaciones. También se pretende que, ante posibles roturas, sea fácilmente reparable.
- Reproducibilidad: se trata de obtener resultados consistentes entre unidades diferentes del mismo modelo. Es decir, si se usaran distintos maniqués antropomórficos Hybrid III (por ejemplo) en el mismo experimento, que los resultados fueran consistentes entre sí.

En segundo lugar, habla de los requerimientos biomecánicos de los maniqués antropomórficos.

En este sentido, habla de características dirigidas a representar de la manera más fidedigna posible el cuerpo humano. Describe las siguientes:

- Antropometría: se trata de representar de manera fiel las medidas, forma, masa y distribución del cuerpo humano.
- Cinemática: en este caso, se trata de representar fidedignamente las trayectorias y respuestas de los sujetos de prueba ante los estímulos físicos a los que se les someten durante las pruebas de impacto.
- Respuesta biomecánica: consiste en generar valores de magnitudes físicas como la velocidad o la aceleración parecidos a los que podrían darse en un ser humano sometido al mismo tipo de impacto.

Todos estos criterios suelen ser revalidados mediante la comparación de los resultados obtenidos con maniqués antropomórficos y PMHS.

Lo siguiente que analiza el estudio es la correlación con mecanismos de daño. En este caso, explica que, para validar un *dummy*, hace falta desarrollar un proceso experimental de las siguientes características:

- Se realizan ensayos con PMHS o con animales.
- Se busca encontrar la correlación entre los daños internos a través de parámetros medidos, como lo pueden ser la velocidad, la fuerza o la aceleración.
- Es necesario definir un criterio de daño.
- Por último, se ajustan los elementos de medición o sensores integrados en el maniquí antropomórfico con el objetivo de detectar valores que representen umbrales lesivos para el ser humano.

Este estudio también habla del escalado de *dummies* a seres humanos, teniendo en cuenta sobre todo que los maniqués antropomórficos tienen medidas estándar que no tienen por qué representar a un ser humano en concreto, como es lógico. En este sentido, arroja una conclusión de bastante relevancia, y es que “el problema es que con frecuencia la hipótesis de que las propiedades geométricas y del material están ligadas mediante relaciones matemáticas simples no se cumple, por lo que el proceso de “escalado” no puede ser aplicado sin tener esto en cuenta. Además, hay que tener en cuenta que no se ha hablado de si un *dummy* obtenido por “escalado” de un 50% percentil, representa realmente un ser humano de ese tamaño. Dicho de otro modo, las propiedades mecánicas de los tejidos de un niño no guardan una relación de mera proporción con las de un adulto, por lo que un *dummy* que trate de representar a un niño y que se construya mediante “escalado” de un *dummy* adulto, proporcionaría resultados cuestionables.

Aparte de este relevante dato, el escrito cuenta con una serie de conclusiones:

1. En las últimas décadas, se ha visto un gran avance en la biofidelidad de los *dummies*. Estas mejoras se han visto en características como el número y la calidad de los sensores, el diseño modular de los maniqués antropomórficos, así como la instrumentación torácica, pélvica y cervical; y la representación de niños y mujeres pequeñas.
2. Destaca el desarrollo de nuevos modelos para la experimentación con ensayos de choque. Entre ellos, se encuentran principalmente los siguientes:
 - a. THOR (Test Device for Human Occupant Restraint): se trata de un modelo de varón adulto percentil 50%, con mejor simetría antropométrica, un nuevo modelo de dará deformable, columna menos rígida al tener articulación torácica, y nuevas pelvis y piernas. Existen el THOR-Alpha, THOR-NT, THOR-FT...
 - b. WorldSID: este sujeto está diseñado para ensayos de choque lateral, y existen de percentil 50% varón, y 5% mujer. Contiene instrumentación embarcada y costillas muy elásticas. Además, goza de una pelvis anatómicamente bastante realista y un cuello articulado, lo que le permite representar de manera bastante acertada la respuesta de los seres humanos ante choques laterales.
3. Además de los avances de los maniqués antropomórficos, este estudio también saca a relucir algunas de las problemáticas actuales a las que nos enfrentamos a día de hoy por el uso de estos sujetos. En primer lugar, y como está expuesto anteriormente, los maniqués antropomórficos no resultan útiles si se pretende escalar desde el percentil 50% masculino (modelo predominante) a otras características físicas. En esta línea, también destaca que los tejidos infantiles no escalan linealmente, lo que también da problemas. Por último, insta a incluir nuevos criterios de daño, además de una mejor representación de las poblaciones más vulnerables, que a día de hoy están muy carentes de representación en biomecánica de impacto.

El segundo estudio relevante que se analizará será el titulado "Analysis of spinal motion and loads during frontal impacts. Comparison between PMHS and ATD", publicado por Francisco J. Lopez-

Valdes, Anthony Lau, John Lamp, Patrick Riley, David J. Lessley, Andrew Damon, Matthew Kindig y Richard Kent en 2010. (López Valdés & Lau, 2010, pág. 5)

El estudio surge de una preocupación fundamental: la incapacidad de los muñecos de prueba (ATD, Anthropomorphic Test Devices), específicamente el Hybrid III 50th percentile male *dummy*, de reproducir adecuadamente el comportamiento biomecánico de la columna vertebral humana durante impactos frontales. Estudios anteriores (por ejemplo, Sherwood et al., 2003; Shaw et al., 2001) habían mostrado que el movimiento del cuello y la columna en ATDs no replicaba de manera muy fidedigna el cuerpo humano, debido a que su diseño rígido causaba sobreestimaciones de fuerzas y momentos en el cuello. Además, mostraba que las trayectorias de la cabeza en ATDs, aunque predecían bien la distancia máxima alcanzada, no seguían los mismos caminos que en humanos.

Los objetivos de esta investigación fueron, por tanto:

1. Describir la cinemática de la pelvis, columna y cabeza en PMHS en impactos frontales a dos velocidades diferentes (9 y 40km/h), y compararla con los resultados obtenidos en ATDs.
2. Evaluar si el ATD predice correctamente las fuerzas y momentos en la unión atlanto-occipital en comparación con los PMHS

Para este ensayo, se usó la siguiente metodología:

En primer lugar, fue necesario el uso de tres PMHS, cuyas edades oscilaban entre los 59 y los 69 años. Eran dos varones y una mujer, cuyos pesos promedio oscilaban en torno a los 82Kg, siendo la altura cercana a 179cm.

Para los ensayos con ATD, se usó un Hybrid III 50th percentil varón. El objetivo fue usar cuerpos lo más comparables posibles a un humano promedio adulto masculino.

Los ensayos se realizaron bajo las siguientes condiciones:

Cada sujeto de ensayo fue sometido a un impacto a baja velocidad no lesivo (9Km/h), y un impacto a alta velocidad (40Km/h). Para simular la situación de accidente, se usó un cinturón de tres puntos real. La configuración del asiento fue plano rígido, con respaldo 45° respecto a la horizontal. A alta velocidad, se añadió un knee bolster (almohadilla de rodilla rígida) para limitar el desplazamiento pélvico hacia delante.

Para la captura de movimiento, se utilizaron 16 cámaras Vicon MX operando a 1000Hz. Se prepararon arreglos de 4 marcadores reflectantes, que fueron directamente atornillados al hueso en el caso de los PMHS para evitar irregularidades debido al movimiento de la piel. Estos marcadores se atornillaron en el cráneo, en las vértebras T1, T8, L2, L4, en la pelvis, en el esternón y en las costillas. Esto permitió seguir los movimientos de los huesos reales en 6 grados de libertad.

En los ATDs, se colocaron marcadores en posiciones equivalentes, pero basados en geometría del hardware del maniquí.

Aparte de los instrumentos relacionados con Vicon, se usaron acelerómetros triaxiales en cabeza, T1, T8, L2 y pelvis. También sensores de velocidad angular en cabeza y T1, medidores de tensión en el cinturón, hombros, cadera interna y externa, y por último celdas de carga en el asiento, rodillera y reposapiés.

Los datos se registraron a 10000Hz mediante sistemas TDAS Pro.

Un punto clave de esta metodología fue la estimación indirecta de las fuerzas y momentos en el cuello de los PMHS. Para ello, se aplicó un modelo de dinámica inversa. Se consideraron: masa, CG, momento de inercia, y aceleraciones lineares y angulares medidas.

Los resultados se resolvieron en un sistema local de referencia ubicado en el centro de la unión atlanto-occipital (similar al sensor de cuello del ATD).

Las conclusiones de esta investigación fueron, por tanto:

1. Existen diferencias cinemáticas claras entre PMHS y ATD. En impactos a baja velocidad (9Km/h), los PMHS presentan un movimiento desincronizado entre la pelvis, la columna y la cabeza. Por el contrario, en los ATDs, el sujeto se comporta prácticamente como un bloque rígido. Esto dificulta mucho la comparación entre ambos tipos de sujeto, ya que la pelvis de los PMHS empezaba a retroceder mientras la cabeza aún se desplazaba hacia delante, cosa que no pasaba con los ATD. En impactos a alta velocidad (40Km/h), en los PMHS, la pelvis y el torso se movían más sincrónicamente, mientras que el ATD aún mostraba restricciones excesivas en la pelvis debido a su estructura rígida. Esta rigidez afectaba también al resto de la columna y al cuello, lo que se traducía en una traslación y rotación de la cabeza mucho menor.
2. Otra conclusión relevante concierne a las cargas en el cuello. En todos los escenarios de velocidad de impacto, los PMHS experimentaron fuerzas y momentos más elevados en la unión atlanto-occipital que los ATDs. Por ejemplo, a baja velocidad los PMHS experimentaban una fuerza axial de aproximadamente 407N, mientras que los ATD solamente de 80N. A alta velocidad, en PMHS ascendía a 4170N, mientras que en ATD a 1534N. Esta subestimación podría llevar a una evaluación errónea del riesgo de lesión cervical en accidentes reales.
3. En lo referente a la validación de métodos de carga cervical, el método de dinámica inversa aplicado fue válido para estimar las cargas en el cuello, siempre que no existiera contacto externo imprevisto con la cabeza.
4. En cuanto a las lesiones observadas: de los tres PMHS, dos no sufrieron fracturas, mientras que el tercero sufrió fracturas en vértebras cervicales y torácicas. Estas lesiones ocurrieron en impactos a alta velocidad y están asociadas a compresión y flexión severa del cuello y columna.
5. Sobre las limitaciones del estudio, se destacó la imposibilidad de garantizar la ausencia total de contactos externos en todos los PMHS. También se señalaron algunas diferencias iniciales en la posición entre ATD y PMHS que podían afectar a la comparación. Por último, se resaltó un error potencial del sistema de captura de movimiento (aproximadamente 2mm de error estándar en condiciones dinámicas)
6. Por último, concerniente a las implicaciones y recomendaciones, este estudio destacó que los actuales ATD (como el Hybrid III), no son suficientemente biofidelicos para representar la dinámica de la columna humana. También se recomendó el desarrollo de nuevos ATD o la modificación de los existentes, incorporando columnas más flexibles y segmentadas. Finalmente, se destacó la especial relevancia de todos estos resultados para el diseño de sistemas de seguridad y criterios de evaluación de lesiones cervicales.

El siguiente estudio relevante al TFG se titula “Human Surrogates for Injury Biomechanics Research”, escrito por J.R. Crandall, D. Bose, J. Forman, C.D. Untaroiu y C. Arregui-Dalmases en 2011. (Crandall & Bose, 2011)

Este estudio parte de una necesidad crítica en el campo de la biomecánica del trauma: entender cómo el cuerpo humano responde y se lesiona durante impactos, y desarrollar contramedidas

eficaces (como cinturones de seguridad, airbags o estructuras protectoras en vehículos) para reducir muertes y lesiones.

Para ello, los investigadores que formaron parte de este proyecto realizaron un estudio teórico detallado sobre los tipos de sujeto que se suelen usar en investigación biomecánica, dando información acerca de las ventajas, usos comunes y limitaciones de cada tipo de sujeto.

Los sujetos analizados fueron: PMHS, Animales, Maniqués de prueba (ATD) y modelos computacionales.

El texto destaca que ninguno de estos sujetos es perfecto, ni suficiente por sí solo para comprender los mecanismos de lesión, pero cada uno aporta conocimientos únicos necesarios para mejorar la seguridad en el transporte, el deporte, la milicia y la vida cotidiana.

El objetivo principal del artículo fue revisar críticamente los atributos de los diferentes tipos de sustitutos humanos usados en biomecánica de impactos. Esto se haría evaluando los siguientes factores:

- En primer lugar, la representatividad anatómica y fisiológica.
- En la misma línea, la biofidelidad.
- La utilidad en diferentes tipos de estudios
- Las limitaciones prácticas y éticas del proyecto.

El propósito, en resumidas cuentas, fue orientar el desarrollo futuro hacia combinaciones óptimas de sustitutos y modelos computacionales para avanzar en la prevención de lesiones.

La información proporcionada por el análisis dividida por tipo de sujeto (hay que tener en cuenta que este artículo no contenía experimentos, sino una revisión analítica profunda de la literatura y experiencias acumuladas en biomecánica del trauma) fue la siguiente:

1. PMHS

- a. Ventajas: Representan con exactitud la anatomía humana. Por otro lado, resultan útiles para estudiar tolerancias a lesiones y desarrollar modelos de daño. Han contribuido a avances en airbags y cinturones y estructuras de vehículos.
- b. Limitaciones: No tienen funciones fisiológicas como pueden ser la circulación, la respiración o el tono muscular. Además, los cambios post-mortem afectan propiedades de tejidos, especialmente los blandos (como lo puede ser el cuello, especialmente relevante para el presente trabajo de fin de grado). Para solventar esta limitación, se han desarrollado técnicas como lo pueden ser la presurización del sistema cardiovascular o el inflado pulmonar para simular condiciones de un humano vivo. Otra limitación importante tiene más que ver con el ámbito logístico: alto coste (obtención, conservación, instrumentación...) sumado a la necesidad de manejo bioseguro y a la selección limitada (edad avanzada, enfermedades...)

2. ATD

- a. Ventajas: En primer lugar, y similarmente al estudio anterior, este análisis destaca la reproducibilidad, seguridad y posibilidad de reutilización de los *dummies*. Además, están diseñados para simular antropometría y articulaciones humanas. Por último, incorporan sensores de aceleración, fuerza y desplazamiento.
- b. Limitaciones: Muchos diseños priorizan la repetibilidad sobre la biofidelidad. Por ejemplo, la columna torácica del Hybrid III es una pieza rígida de acero que

no permite flexión. Esto afecta a la cinemática del cuello y torso. Además, no presentan estructuras internas (órganos, tejidos blandos...), por lo que la predicción de lesiones debe inferirse mediante otros métodos como métodos estadísticos (probabilidades basadas en aceleración o fuerza). Sin embargo, esta desventaja en concreto no afecta a este ensayo ya que los órganos o las posibles lesiones que puedan sufrir no influyen en la traslación y rotación de la cabeza, que es precisamente lo que se estudia en el presente proyecto de fin de grado. Otra limitación es que no existen *dummies* omnidireccionales totalmente representativos, aunque se han diseñado modelos para choques frontales (THOR), laterales (WorldSID) etc. Por último, cabe destacar que, en los momentos previos a un accidente, las personas reales tienden a realizar movimientos de sujeción o ejerciendo fuerza sobre el entorno del vehículo como método defensivo, y los ATDs no pueden replicar estos comportamientos.

3. Modelos computacionales: se dividen en tres tipos. Masa-resorte (simples y rápidos pero limitados), modelos multibody (cuerpo rígido, útiles para cinemática general) y modelos de elementos finitos (detallados, con propiedades de tejidos. Simulan tensiones/daños)
 - a. Ventajas: En primer lugar, permiten simular una gran variedad de escenarios sin riesgos. Además, una vez completada la fase de desarrollo, suponen muy bajos costes. Por último, simulan detalles anatómicos y pueden predecir niveles locales de estrés o deformación.
 - b. Limitaciones: La primera y más importante es que, a pesar de que pueden ser un buen punto de partida, suelen requerir validación experimental, ya sea con ATDs o con PMHS. Además, requieren de una gran capacidad computacional y muchas veces están basados en suposiciones simplificadas y datos limitados.
4. Voluntarios humanos
 - a. Ventajas: Representan directamente la población real y permiten estudiar efectos musculares, cinemática sublesiva y percepción del impacto.
 - b. Limitaciones: Solo pueden exponerse a niveles sublesivos por razones éticas. Además, la instrumentación no puede ser invasiva. Solo se puede inferir lo que ocurre dentro del cuerpo, pero no se puede medir directamente. Normalmente se usa para estudios de latigazo cervical, desaceleración leve, respuesta postural...

Después de todo este análisis, el artículo presenta una serie de conclusiones concretas. De manera general, concluye que la comprensión de la biomecánica del trauma es un problema multifactorial donde intervienen muchos factores de índole intrínseca (edad, sexo, peso...) y extrínseca (tipo de colisión, dirección del impacto...) Visto esto, las conclusiones se pueden dividir en las siguientes:

1. Ningún sustituto es suficiente por sí mismo. Cada tipo de sujeto tiene sus fortalezas específicas, mencionadas anteriormente, así como limitaciones, y en muchos casos son complementarios.
2. El futuro de la investigación biomecánica está en la simulación. Llegará un momento en que se tendrá la tecnología suficiente como para elaborar modelos computacionales avanzados que integren datos anatómicos reales y probabilidades estadísticas. Sin embargo, por ahora su desarrollo depende de validación con ensayos realizados con *dummies*, ATDs, animales...

3. Es recomendable aumentar el acceso y la aceptación pública de los PMHS, así como mejorar la biofidelidad de los ATD, incorporando flexibilidad espinal y fragilidad que permita replicar lesiones o roturas humanas.

El siguiente estudio relevante se titula “Whole body kinematics: Response corridors for restrained PMHS in frontal impacts” y fue publicado por Joseph H. Ash, David J. Lessley, Jason L. Forman, Qi Zhang, C. Greg Shaw, Jeff R. Crandall en 2012 (Ash, y otros, 2012).

Este estudio, similarmente al resto, nace de la motivación para mejorar la seguridad de los integrantes de un vehículo en caso de que se produjera un accidente de tráfico (especialmente aquellos que están correctamente asegurados mediante el cinturón de seguridad). La investigación también destaca el envejecimiento generalizado de la población, lo que hace que el problema de los accidentes resulte más grave debido a la elevada fragilidad de personas mayores. La motivación clave según el artículo responde, por tanto a “This combination of societal aging and the associated vulnerability of older persons to restraint loading injuries is a principal motivation for continued passenger safety research” (Ash, y otros, 2012, pág. 1).

Una mejor protección hace necesario el entendimiento del movimiento del esqueleto humano durante un choque frontal, debido a que la cinemática del cuerpo dicta la relación con los sistemas de seguridad (cinturones) y el riesgo de que hubiera contacto con partes interiores del coche.

Este estudio se centra en el análisis de PMHS. Su principal objetivo es, por tanto, cuantificar la respuesta cinemática del cuerpo completo de 8 PMHS sometidos a la misma condición de impacto frontal a 40Km/h estando sujetos con un cinturón de 3 puntos.

Más específicamente, se pretendía:

1. Medir directamente el movimiento tridimensional de cabeza, columna, pelvis y hombro
2. Usar estos datos para construir corredores de respuesta (como los que se usarán en el presente trabajo) para evaluar la biofidelidad de maniqués ATD y modelos computacionales en futuros estudios.

Para ello, la experimentación siguió la siguiente metodología:

1. Sujetos y condiciones de prueba: se seleccionaron 8 PMHS adultos masculinos, próximos al percentil 50%, con edades entre los 37 y los 76 años, un peso promedio de 75Kg, y una altura media de 179cm. En cuanto a las condiciones de prueba, como se menciona anteriormente, se trata de choques frontales a 40Km/h, con desaceleración de 14 g. Se usan también knee bolsters y reposos de pies para restringir el movimiento de la pelvis y de las piernas.
2. Instrumentación y captura de movimiento: al igual que en el presente trabajo, se utilizó el sistema Vicon. En este caso se usaron 16 cámaras de 1000Hz. Además, se instrumentaron los PMHS quirúrgicamente para implantar los marcadores reflectantes que usa este sistema para que las cámaras los detecten en todo momento. Se implantaron en el cráneo, en las vértebras T1, T8, L2, y L4, en la pelvis y en ambos hombros. Por último, y usando todo esto, se midió la trayectoria 3D relativa al habitáculo del vehículo usando transformaciones de sólido rígido.
3. Construcción de corredores de respuesta: para cada marcador, a través de las cámaras se obtuvieron sus coordenadas en el tiempo en los 3 ejes del espacio. En este caso, el eje x fue la dirección del impacto frontal, el y el eje lateral, y el z el vertical. Con esto, se generaron 24 corredores para cada sujeto (los 3 planos del espacio para las 8 ubicaciones anatómicas de los marcadores reflectantes). Cada corredor estadístico tiene una curva media, y una región de desviación estándar para cada milisegundo.

Las conclusiones de estos experimentos se pueden dividir en varios ámbitos:

- En primer lugar, en lo que respecta a la contribución central, este estudio permitió (siendo pionero en ello) generar una referencia completa de los desplazamientos del cuerpo en 3D en choques frontales reales. Esto ha permitido utilizar los datos creados para su posterior comparación con pruebas tanto de ATD como de modelos computacionales, y crear directivas sobre la mejora de sistemas de retención.
- En cuanto a los resultados cinemáticos principales, se destaca que el pico de desplazamiento del eje frontal (x), se daba a los 120ms del comienzo del ensayo, y que las distintas trayectorias mostraron una clara progresión del movimiento desde la pelvis hasta la cabeza.
- En lo que respecta a la biofidelidad y la evaluación de sujetos, se destaca la importancia de este estudio para su posterior uso como “target” de biofidelidad en ensayos con ATD en las mismas condiciones
- Por último, y como limitaciones al estudio, se destaca que los PMHS no tienen tono muscular activo, lo cual puede llevar a errores si se pretenden usar los resultados para predecir el efecto de colisiones en seres humanos vivos. Además, solo se evaluó una condición de impacto frontal, y la muestra fue exclusivamente masculina y de percentil 50%.

Viendo todo esto, se puede afirmar que este ensayo es de las primeras bases de referencia cuantificable para evaluar y desarrollar los maniqués antropomórficos y los modelos computacionales.

Finalmente, y para la elaboración de los corredores estadísticos de movimiento, se siguió la metodología descrita por el paper “Arc-Length Re-Parametrization and Signal Registration to Determine a Characteristic Average and Statistical Response Corridors of Biomechanical Data” escrito por Devon C. Hartlen y Duane S. Cronin (Hartlen & Cronin, 2022).

Este artículo describe una nueva técnica para el registro de señales: la reparametrización por longitud de arco. Este método supone un alternativa a métodos tradicionales como lo pueden ser el *Dynamic Time Warping*, priorizando propiedades geométricas intrínsecas de las señales, lo que hace posible que se pueda realizar una comparación más significativa en términos de forma.

Los principales objetivos de este estudio fueron los siguientes:

- En primer lugar, introducir un nuevo método para el registro de señales basado en la reparametrización por longitud de arco.
- Para ello, se pretende también establecer un contexto y marco matemático sólido para poder llevar a cabo esta reparametrización.
- Una vez hecho todo esto, se pretende usar los resultados obtenidos y el método desarrollado para compararlo con métodos preexistentes como el DTW y otros enfoques de registro elástico.
- Por último, se quiso demostrar la efectividad o no del método propuesto en una variedad de señales, entre las que se tenían señales obtenidas tanto de manera experimental como por simulación.

A continuación, se dará una breve explicación del contexto y los fundamentos teóricos que se utilizaron para la redacción de este artículo.

En primer lugar, el registro de señales consiste en encontrar una transformación temporal con la que se pueda alinear una variedad de funciones, permitiendo de esta manera compararlas directamente y evaluar sus características relevantes.

Para ello, los métodos existentes hasta la fecha presentaban una variedad de limitaciones.

- El *Dynamic Time Warping* (DTW), resultaba muy flexible pero podía introducir artefactos no naturales al forzar coincidencias entre segmentos no similares.
- Los métodos basados en energía o elasticidad solían ser muy sensibles al ruido u otras interferencias que pudieran afectar a la recopilación de las señales.

Por estos motivos, se buscaba desarrollar en más profundidad la técnica de reparametrización por longitud de arco.

A continuación, se expone el marco metodológico de la técnica.

Consta de tres fases: reparametrización por longitud de arco, registro de señales y análisis estadístico.

Partimos de n señales, $y_i(x)$, ($i=1, \dots, n$) donde el punto j de la señal número i se define como $y_{i,j}$.

1. Reparametrización por longitud de arco de señales de entrada

En primer lugar, cada señal debía escalarse basado en el rango total de los datos, para lo que cada valor de $\hat{x}_{i,j}$ y $\hat{y}_{i,j}$ se divide entre la resta del valor máximo y mínimo de cada coordenada, donde $\bar{x}_{min} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n \min(x_i)$ y lo consecuente para los valores máximos e igual para y .

Este cálculo hace posible la comparación directa de los *datapoints* de diferentes señales.

Para el presente trabajo también se utiliza la coordenada z ya que se quiere evaluar la biofidelidad de las representaciones de la cabeza en las tres direcciones del espacio, por tanto habrá que hacer todos los cálculos 3 veces, para cada combinación de ejes (XY, XZ, YZ).

El siguiente paso sería calcular la longitud de arco s_i para cada unidad de tiempo j .

$$s_i(t_j) = \sum_{k=1}^j \sqrt{(\hat{x}_i(t_k) - \hat{x}_i(t_{k-1}))^2 + (\hat{y}_i(t_k) - \hat{y}_i(t_{k-1}))^2}$$

Luego hay que normalizar la longitud de arco dividiéndola entre la longitud de arco total para la señal i , $s_i(T)$. De modo que la longitud de arco que se usará es $\hat{s}_i(t) = \frac{s_i(t)}{s_i(T)}$

2. Registro de señales

- a. Definir funciones envolventes: se trata de definir una serie de funciones (función de la longitud de arco) para alinear características como picos y valles a través de las señales que podrían afectar a la exactitud de los resultados. Estas funciones son curvas cúbicas de Hermite monótonas con condiciones de frontera $h_i(0)=0$ y $h_i(1)=1$.
- b. Optimizar funciones envolventes: se hace para maximizar la relación cruzada entre las señales. El índice de correlación C viene dado por:

$$C = \frac{1}{n(n-1)} \left(\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n C_{ij} \right) - n$$

Donde C_{ij} es la relación cruzada entre la señales i y j , que a su vez viene dada por la expresión:

$$C_{ij} = \frac{n \sum_{k=1}^N x_{i,k} x_{j,k} - n \bar{x}_{i,k} \bar{x}_{j,k}}{\sqrt{\sum_{k=1}^N X^2_{i,k} - n \bar{x}_{i,k}^2} \sqrt{\sum_{k=1}^N X^2_{j,k} - n \bar{x}_{j,k}^2}}$$

A este resultado se le debe aplicar una función *penalty* para limitar la cantidad de envolventes. Se debe hallar el número óptimo de envolventes poniendo en una balanza el índice de correlación y la penalidad.

3. Análisis estadístico: este apartado está compuesto a su vez de tres fases:

- a. Obtener el promedio característico: se trata de obtener la media para las coordenadas x , y , z para cada longitud de arco normalizada \hat{s} . De este modo, quedaría:

$$\bar{x}(\hat{s}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i(h_i(\hat{s}))$$

$$\bar{y}(\hat{s}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i(h_i(\hat{s}))$$

$$\bar{z}(\hat{s}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n z_i(h_i(\hat{s}))$$

- b. Calcular la desviación estándar para las tres coordenadas:

$$SD_x(\hat{s}) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i(h_i(\hat{s})) - \bar{x}(\hat{s}))^2}$$

$$SD_y(\hat{s}) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i(h_i(\hat{s})) - \bar{y}(\hat{s}))^2}$$

c. Para calcular la incertidumbre, se usa la siguiente función:

$$f(x, y, z) = \left((2\pi)^{\frac{2}{3}} SD_x SD_y \right) * \exp \left(-\frac{1}{2} * \left[\left(\frac{x - \bar{x}}{SD_x} \right)^2 + \left(\frac{y - \bar{y}}{SD_y} \right)^2 \right] \right)$$

Y para hallar la región de confianza:

$$\chi_3^2(p) \geq \left(\frac{x - \bar{x}}{SD_x} \right)^2 + \left(\frac{y - \bar{y}}{SD_y} \right)^2$$

Donde $\chi_3^2(p)$ es el valor crítico de la distribución Chi cuadrado con 3 grados de libertad al nivel de confianza deseado.

4. Construir los corredores de respuesta:

Los corredores de respuesta se construyen con la envolvente de todas las elipses de confianza para cada longitud de arco reparametrizada. Se usan métodos numéricos.

Todo este proceso matemático se hace mediante una serie de scripts de MATLAB o un código de Python proporcionado como parte del *paper* de Devon C. Hartlen, con lo que a efectos del presente trabajo basta con procesar los datos de manera adecuada para poder introducirlos en el script y obtener los corredores de respuesta. El método de procesamiento de datos se explicará en apartados siguientes.

A pesar de todo, el estudio dio con ciertas limitaciones a este método, que se pueden resumir en dos principales:

1. Es posible que no se capturen correctamente los eventos de interés si estos no están relacionados con cambios de forma como pueden ser retrasos.
2. El método requiere que las señales sean diferenciables y con derivadas no nulas en la mayoría de su dominio, lo cual podría no cumplirse en todos los casos prácticos.

Por último, y como conclusión del artículo, se destaca que la reparametrización por longitud de arco es una herramienta efectiva para el registro de señales, y más todavía cuando el objetivo es comparar formas más que alineamientos temporales exactos. Se resalta también su aplicabilidad a una amplia gama de problemas y su ventaja conceptual sobre métodos clásicos como el DTW.

Además, se espera que en un futuro se pueda trasladar este método también a ensayos con ruido estructurado o saltos que interfieran con las señales, además de integrarlo en modelos estadísticos de inferencia funcional y aplicarlo en contextos de aprendizaje automático donde la comparación de formas sea crucial.

3. Metodología

En este apartado del trabajo, se describirán todos los procedimientos experimentales y de procesamiento de los datos del centro de gravedad de la cabeza que se utilizaron para la extracción de conclusiones y posterior discusión.

Se dividirá en un apartado experimental, y otro explicando cómo se usó el programa VICON, así como Excel y MATLAB, para sacar conclusiones a través de los datos brutos.



Diagrama 1: Proceso llevado a cabo para el ensayo

Todos los procedimientos explicados a continuación están destinados a obtener los corredores estadísticos de respuesta del centro de gravedad de la cabeza, tanto en ATDs como en PMHS. Este punto se obtendrá mediante la media de las coordenadas de los marcadores izquierdo y derecho de la cabeza:

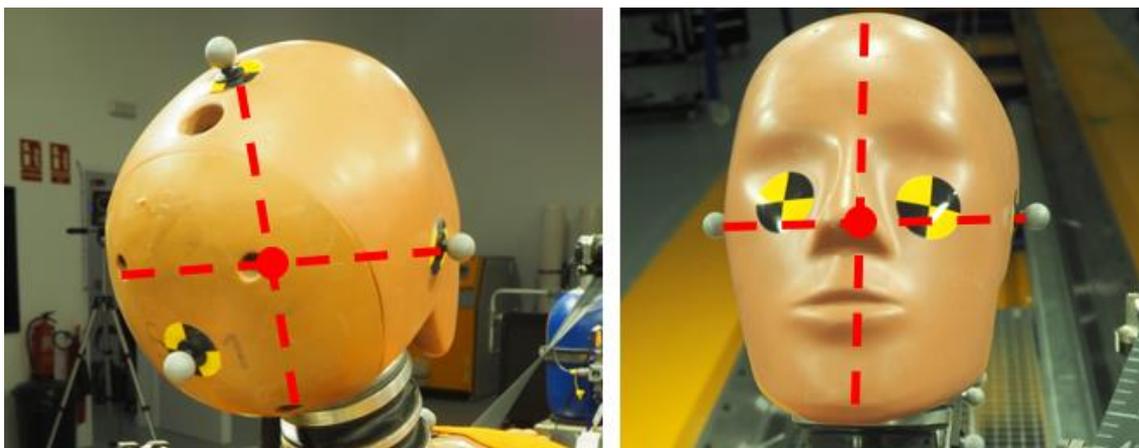


Figura 1: Centro de gravedad de la cabeza en ATDs

3.1. Fase experimental

En esta sección se detallan de forma pormenorizada todos los pasos empleados durante la elaboración y ejecución de los ensayos experimentales, cuya importancia resulta clave para el

desarrollo de este trabajo. La fase experimental, piedra angular de la investigación, proporcionó los datos empíricos imprescindibles para poner a prueba las hipótesis planteadas y para obtener las métricas cuantitativas que permiten caracterizar de manera rigurosa la cinemática de la cabeza en situaciones de choque frontal.

El diseño experimental se estructuró en dos bloques claramente diferenciados. En primer lugar, se llevaron a cabo tres ensayos utilizando *dummies* antropomórficos (ATD), con el objetivo de generar un conjunto de referencias repetibles y estandarizadas. Estos ensayos con ATD se realizaron siguiendo un protocolo de instrumentación y sujeción minuciosamente definido, de modo que cada maniquí quedara perfectamente posicionado y alineado en el habitáculo de prueba antes de la colisión. A continuación, en un segundo bloque de experimentos, se emplearon sujetos Post-Mortem Human Surrogates (PMHS), cuya preparación exige un grado de complejidad técnica y logística muy superior, dada su condición biológica. La instrumentación de los PMHS implicó no solo la colocación de marcadores sino también cuidados especiales para la conservación de los tejidos y para garantizar la trazabilidad anatómica a lo largo de cada ensayo.

La fase inicial de cada experimento consistió en la colocación de marcadores reflectantes del sistema VICON sobre puntos anatómicos estratégicos de la región craneal, así como en otros elementos de referencia que permitieran reconstruir con exactitud la orientación y la posición de la cabeza. En ambos casos, ATD y PMHS, se dedicó un tiempo considerable a comprobar la firmeza del anclaje de cada marcador (evitando desplazamientos indeseados por las vibraciones o por el propio impacto) y a garantizar que los sujetos permanecieran en la postura de prueba previamente definida. Una vez finalizada esta etapa de instrumentación, se procedió a los ensayos de choque en una bancada controlada, donde cada impacto se registró bajo condiciones de velocidad, ángulo y configuración de asiento estrictamente constantes. Se trata de ensayos de impacto a 50Km/h, en los que el sujeto de prueba está sentado en la bancada de ensayo, mirando al sentido opuesto del eje X. Esto es porque, para simular el choque, al sujeto se le transmite una fuerza en la dirección y sentido del eje X, lo que hace que el *sled* se mueva en ese sentido, mientras que el sujeto de prueba, por inercia, tiende a moverse en el sentido -X, como pasa en un choque real

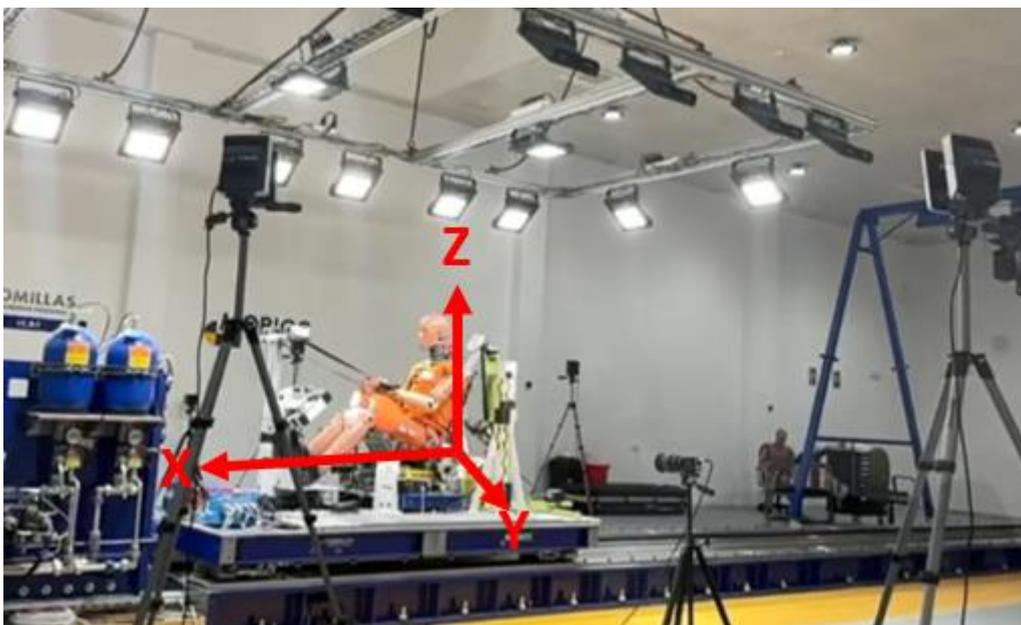


Figura 2: Estado inicial de los ensayos de impacto con ATD

Al concluir la ejecución de los choques, comenzó el procesamiento de los datos crudos a través del software Vicon Nexus. En esta fase, cada conjunto de coordenadas tridimensionales captadas por las múltiples cámaras del sistema se unió para reconstruir con fidelidad la trayectoria de los marcadores craneales en el espacio. Las herramientas de Nexus permitieron corregir eventuales pérdidas de señal, interpolar trayectorias y validar la coherencia cinemática de los movimientos registrados. De este modo, se obtuvieron series temporales de desplazamientos en los ejes X, Y y Z que, tras su depuración, sirvieron como base para los análisis estadísticos y para la generación de los corredores de respuesta. Todo este análisis estuvo enfocado en reconstruir el movimiento del punto de interés y que se utilizará para todos los análisis: el centro de gravedad de la cabeza. Para ello, se usaron los marcadores izquierdo y derecho y su media para obtener el punto de interés.

Gracias a esta cuidadosa organización de las etapas experimentales (desde la preparación de los sujetos hasta la captura y el posprocesamiento de las señales) se garantizó la integridad de los datos y la reproducibilidad de los ensayos. Este escrupuloso protocolo metodológico resulta esencial para extraer conclusiones fiables sobre las diferencias en comportamiento biomecánico entre ATD y PMHS y, por extensión, para proponer mejoras en el diseño de los maniqués y en los criterios de seguridad pasiva.

3.1.1. Ensayos con *Antropomorphic Test Devices*

En este apartado se explicará todo lo relativo a la fase experimental en los ATD. Al tratarse de maniqués, la preparación de los sujetos resulta más sencilla y corta que en el caso de los PMHS, como se verá a continuación.

3.1.1.1. Preparación de los sujetos

Esta fase del ensayo consiste fundamentalmente en colocar los marcadores del sistema de captura de movimiento VICON en los sujetos de prueba. Dichos marcadores permiten registrar con precisión la trayectoria y la cinemática de las distintas partes del cuerpo durante el impacto. Esta tarea, si bien parece sencilla, es crítica para garantizar la fiabilidad de los datos que se obtendrán posteriormente en el análisis.

En el caso de los ATD (*Anthropomorphic Test Devices* o *dummies*), el número de marcadores utilizados fue considerablemente menor que en el caso de los PMHS (*Post-Mortem Human Subjects*), ya que los ensayos con estos últimos están destinados a investigaciones más detalladas y multidisciplinarias que requieren una resolución espacial mucho más precisa. Por tanto, el número y la ubicación de los marcadores se planificaron cuidadosamente en función del tipo de análisis biomecánico que se pretende realizar.

En lo que concierne específicamente al presente trabajo, los marcadores VICON de interés se encuentran únicamente en la cabeza del ATD. Concretamente, se colocaron cuatro marcadores estratégicamente distribuidos: uno en la parte superior de la cabeza (denominado *Head_Top*), otro en la parte posterior (*Head_Occiput*) y uno a cada lado de la cabeza (*Head_R* y *Head_L*, correspondientes al lado derecho e izquierdo, respectivamente). Estos marcadores son los que el sistema de cámaras del programa seguirá de forma continua a lo largo de toda la trayectoria del movimiento durante el ensayo de choque, permitiendo su posterior reconstrucción tridimensional y utilización para cálculos cinemáticos.

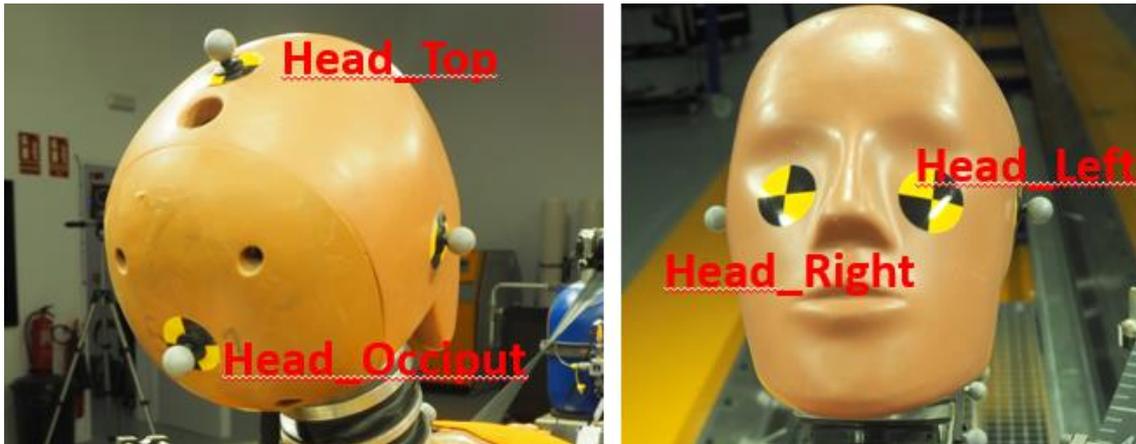


Figura 3: Posición de los marcadores Vicon en ATDs

Una vez concluida la instrumentación de los sujetos con los marcadores, se procedió a colocar al *dummy* en el asiento de pruebas. Este asiento puede configurarse de diferentes maneras, variando la inclinación del respaldo y la posición longitudinal. No obstante, todos los ensayos considerados en este estudio se realizaron utilizando la configuración estándar utilizada en vehículos comerciales, la SP2.

3.1.2. Ensayos con *Post Mortem Human Surrogates*

En este apartado se explicará todo lo relativo a la fase experimental en los PMHS. Al tratarse de sujetos orgánicos, la preparación de los mismos resulta más compleja y costosa que en el caso de los ATD, como se verá a continuación.

Los ensayos de impacto con Sujetos Humanos Post Mortem se llevan a cabo en condiciones cuidadosamente controladas para replicar escenarios realistas de colisión y estudiar la respuesta biomecánica del cuerpo humano. En los ensayos descritos, los sujetos se colocaron en una posición reclinada con un respaldo fijo a 45° respecto a la horizontal, utilizando un asiento semirrígido con una base inclinada 15° y una rampa anti-submarining de 32° . Antes del inicio del impacto, un respaldo rígido era retirado justo 20 milisegundos antes de la aceleración para asegurar una posición inicial repetible. El impacto se generó mediante un trineo hidráulico con una aceleración máxima de 35 g y una velocidad de cambio de 50 km/h durante aproximadamente 90 milisegundos. Los sujetos estaban asegurados con un cinturón de seguridad de tres puntos integrado al asiento, el cual incluía pretensores y limitadores de carga tanto en el cinturón torácico como en el pélvico, con tiempos de activación específicos para cada componente.

3.1.2.1. Preparación de los sujetos

Los PMHS deben trasladarse desde el hospital en vehículos refrigerados, así como conservarlos posteriormente en entornos refrigerados en el laboratorio de ensayos hasta su utilización experimental.

Previo al ensayo, los PMHS deben ser instrumentados con los marcadores del programa Vicon Nexus que posteriormente se usará para la digitalización de los resultados del experimento.

Para ello, se anclan piezas de impresión 3D en los huesos del PMHS en las que se colocarán los marcadores de Vicon. Esto se debe a la poca dureza de la piel de los PMHS, que hace que si se pusieran ahí los marcadores hubiera más interferencias o elementos externos que afectarían a la posterior reconstrucción de los ensayos.

3.2. Procesamiento de los datos

3.2.1. Reconstrucción con Vicon Nexus

Una vez realizados todos los ensayos experimentales, para poder utilizar los datos fue necesario reconstruirlos usando el software VICON Nexus.

Vicon Nexus es un software especializado para la captura y reconstrucción tridimensional del movimiento humano, ampliamente utilizado en biomecánica, medicina deportiva y ensayos de impacto. Su funcionamiento se basa en el uso de un conjunto de cámaras ópticas de alta velocidad y precisión, como las Vicon Vero, Vantage o Bonita, que emiten luz infrarroja y detectan la posición de marcadores retro reflectantes colocados estratégicamente sobre el cuerpo del sujeto. Estas cámaras están dispuestas alrededor del área de ensayo y sincronizadas entre sí para capturar simultáneamente la posición de los marcadores desde diferentes ángulos. A partir de esas múltiples vistas, el software realiza una triangulación para reconstruir con alta precisión las coordenadas espaciales de cada marcador en el espacio tridimensional. Vicon Nexus también permite definir segmentos corporales, crear modelos cinemáticos y aplicar filtros y correcciones a los datos recogidos, todo dentro de una interfaz gráfica que facilita la visualización en tiempo real del movimiento del cuerpo. Además, el sistema puede integrarse con otros dispositivos como plataformas de fuerza o sistemas de electromiografía, lo que permite un análisis biomecánico completo del comportamiento del cuerpo durante el impacto u otras actividades.

Como se explicó con anterioridad, las cámaras de VICON detectan en base a los reflejos los marcadores grises plateados incrustados en distintas zonas de los sujetos.

Cuando se abre un ensayo en VICON, lo primero que se ve es una pantalla negra cuadriculada con los marcadores grises captados por las cámaras. En la parte inferior de la pantalla, se puede observar una barra móvil que permite avanzar el ensayo a través del tiempo, y así ver la trayectoria de las esferas grises a medida que avanza el sujeto.

En la siguiente imagen se puede apreciar el estado inicial del ensayo antes de empezar la reconstrucción.

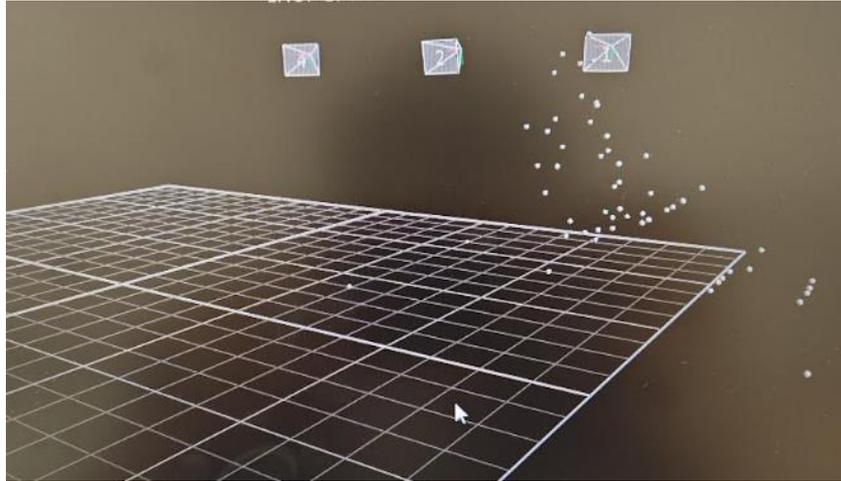


Figura 4: Estado de los marcadores previo a la reconstrucción

Sin embargo, al programa aún no identifica de qué se trata cada una de las esferas grises. Esto puede dar muchos problemas a la hora de analizar los resultados. En primer lugar, y lo más evidente, si no se le da nombre a la esfera, aunque se pueda intuir de qué parte del cuerpo se trata, no hay manera de estar seguros en todos los instantes de tiempo. Sin embargo, el problema más grande, y como se verá más adelante, es que las cámaras no suelen ser capaces de captar la trayectoria de una esfera desde el principio hasta el final del ensayo sin interrupciones. Esto conlleva que, al desaparecer y aparecer los marcadores en el programa, pueda haber mucha confusión acerca de qué parte del cuerpo es cada marcador en cada momento.

Para solventar este problema, se debe elaborar una plantilla con las distintas partes del cuerpo a las que los marcadores se están refiriendo.

Una vez hecho esto, se debe asignar al principio del ensayo uno de los elementos del cuerpo a cada marcador. Esto se consigue haciendo click en la parte del cuerpo que se considere en la plantilla, por ejemplo, Head_Occiput, y acto seguido haciendo click en la esfera gris que esté colocada en el occipital. De esta manera, y mientras el marcador sea visible, el programa identificará que ese marcador se trata, efectivamente, del Head_Occiput, y el marcador pasará a verse coloreado en la pantalla, indicando así que tiene un valor asignado.

Una vez asignadas las partes de la plantilla a los marcadores, quedaría de la siguiente manera:

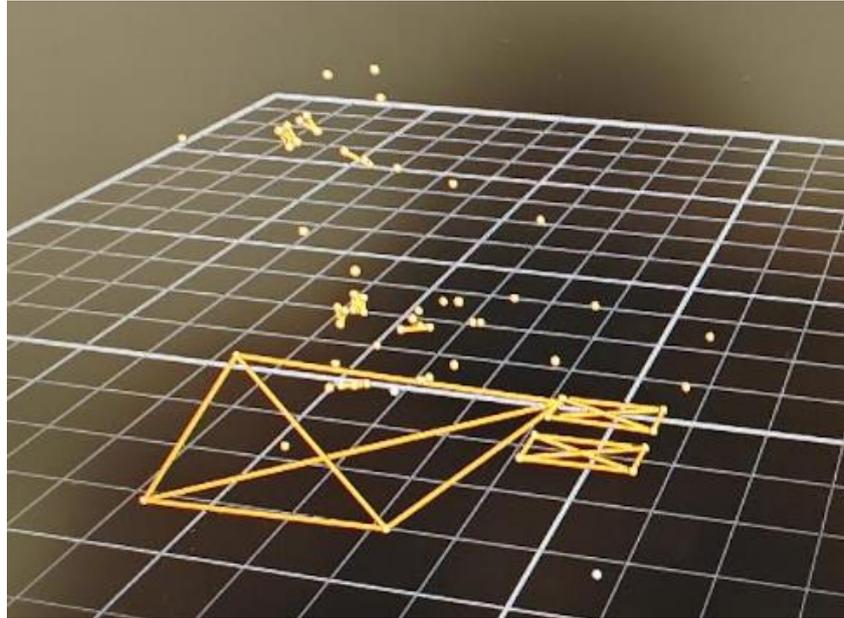


Figura 5: Estado de los marcadores tras la asignación de valores de la plantilla

Como se puede observar, hay marcadores que están unidos por rectas. Estos se llaman segmentos, y el programa permite definir una serie de marcadores como segmento. Esto es una ayuda visual más que otra cosa, porque permite seguir más fácilmente la trayectoria de esos marcadores a través del tiempo.

También se pueden cambiar el color de los segmentos para mayor clarificación. En la siguiente imagen se ve un ensayo con PMHS, en el que todo se ha organizado por segmentos. Los marcadores de la cabeza en amarillo, los de la columna en azul...

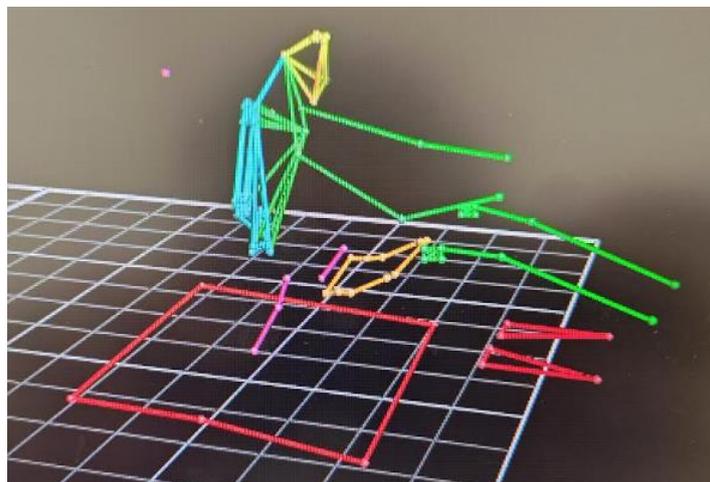


Figura 6: Estado de los marcadores organizados por segmentos y colores

El siguiente problema viene, como se ha mencionado con anterioridad, del hecho de que en muchas ocasiones las cámaras no pueden captar toda la trayectoria de un marcador de principio a fin, debido a otras partes del cuerpo bloqueando la visión, la alta velocidad, posibles reflejos que confundan al programa etc. Esto resulta en que, un marcador de color en un momento dado dejará de verse en la pantalla, y cuando reaparezca, volverá a hacerlo siendo gris, por lo que se debe volver a asignar el valor de la parte del cuerpo correspondiente. Esto debe hacerse para todos los

marcadores, y asegurándose de que para todos los instantes de tiempo en los que el marcador aparece por pantalla, esté asignado, y, por tanto, de color.

Una vez solucionado este problema, aún queda un último inconveniente, y eso son los instantes de tiempo en los que los marcadores no aparecen por pantalla debido a que las cámaras no los detectaron durante el ensayo.

Para solucionar esto, el programa cuenta con varias herramientas para rellenar estos huecos. Haciendo click en uno de los marcadores, en la parte inferior derecha de la pantalla hay una sección dedicada a los huecos en blanco de su trayectoria, y en la que se puede elegir la manera de rellenar cada hueco, y posteriormente pasar al siguiente si lo hubiera.

Para la reconstrucción de los ensayos, se usaron solamente cuatro de estas herramientas.

- La primera es el *spline fill*: se usa para huecos pequeños en movimientos suaves. Usa una curva *spline* (suavizada) para interpolar los datos entre los puntos anteriores y posteriores al hueco. Resulta útil debido a su rapidez y eficacia para huecos pequeños; sin embargo, no tiene en cuenta biomecánica ni movimiento real, por lo que puede dar resultados poco realistas en huecos grandes o movimientos complejos.
- La segunda es el *kinematic fill*: se usa cuando se tiene un modelo biomecánico calibrado. Usa las relaciones cinemáticas del esqueleto o segmento corporal para interpolar los datos faltantes. Utiliza la coherencia estructural del cuerpo. Requiere un modelo bien definido y calibrado; sensible a errores en otros marcadores del segmento
- La tercera es el *pattern fill*, y funciona de la siguiente manera: se selecciona el marcador en cuestión, se va a la parte de la trayectoria en la que se encuentra el hueco. Posteriormente, se selecciona la herramienta *pattern fill*, esto hará que el programa nos pida seleccionar otro marcador. Esto se debe a que, esta herramienta se basa en las trayectorias de otros marcadores para rellenar el marcador en cuestión en base a patrones de movimiento. De esta forma, esta herramienta resulta útil, por ejemplo, para rellenar un posible hueco en la mano izquierda en base a la mano derecha, ya que en principio el patrón que siguen no es muy distinto.
- La última es el *rigid body fill* y se trata de la herramienta más fiable a la hora de reconstruir trayectorias. El inconveniente es que, al igual que en el caso anterior, requiere de otros marcadores en los que basarse para reconstruir la trayectoria del marcador en cuestión, con la diferencia de que en este caso necesita 3. En lugar de tratarse de una identificación de patrones, como funciona es teniendo en cuenta de que el marcador desaparecido se encuentra en todo momento a la misma distancia de cada uno de los otros 3. Esto lo hace, por tanto, muy fiable, pero no se puede usar para todas las partes del cuerpo, sino resulta útil únicamente en partes rígidas. En el caso de los ensayos con ATD, solo se disponen de 4 marcadores en la cabeza, por lo que usar esta herramienta resulta complicado porque para cada instante de tiempo en el que falta uno de ellos, es raro que no falte otro, por lo que no se tendrían de 3 para reconstruir la trayectoria. Sin embargo, para los ensayos con PMHS, la cabeza está instrumentada con 7 marcadores, por lo que es rara la ocasión en la que no se tienen al menos 3 de ellos, permitiendo así usar esta herramienta en la mayoría de los casos.

Una vez reconstruidos todos los ensayos, se pueden exportar a Excel para proseguir con el procesamiento.

3.2.2. Reconstrucción con Excel

Una vez reconstruidos los ensayos con el software VICON Nexus, deben exportarse a Excel. Esto nos da como resultado CSVs en los que aparecerá todo en la misma columna, por lo que lo primero que se debe hacer es separar el texto en columnas. Esto da como resultado una hoja Excel como la que se puede apreciar en la siguiente imagen:

	A	B	C	D	E	F
1						
2						
3	ENOP-SP2-H3-I-01:Head_Top1			ENOP-SP2-H3-I-01:Head_CG_R1		
4	X	Y	Z	X	Y	Z
5	mm	mm	mm	mm	mm	mm
6	-244.011	450.2962	1064.659	-162.978	535.9622	977.5931
7	-244.007	450.3358	1064.654	-162.97	535.9579	977.5941
8	-244.015	450.3162	1064.645	-162.985	535.9376	977.587
9	-244.006	450.2963	1064.665	-162.991	535.939	977.5931
10	-244.013	450.3063	1064.646	-162.984	535.9309	977.5937
11	-244.016	450.294	1064.66	-162.989	535.9325	977.5896
12	-244.01	450.3306	1064.651	-162.979	535.9489	977.595
13	-244.003	450.306	1064.63	-162.974	535.9205	977.5972
14	-244.012	450.3136	1064.634	-162.993	535.9451	977.6021
15	-243.999	450.2937	1064.635	-162.993	535.9612	977.5955
16	-244.002	450.3062	1064.635	-162.985	535.9498	977.6147
17	-243.993	450.3415	1064.634	-162.986	535.9559	977.6074

Figura 7: Estado de los ficheros Excel tras separar los datos en columnas y eliminar las de tiempo

Como se puede apreciar, en las primeras columnas se tienen informaciones relativas al tiempo, y a partir de ahí las coordenadas en X, Y y Z de todos los marcadores, cuyos nombres (provenientes de VICON) incluyen el tipo y número de ensayo.

A partir de ahí, se debieron eliminar todas las columnas relativas a marcadores no relevantes para el presente trabajo, dado que los ensayos realizados incluyen marcadores por todo el cuerpo, que se usarán para otros trabajos e investigaciones.

Una vez hecha esta criba, se deben guardar para la trayectoria del centro de gravedad de la cabeza CSVs por planos, es decir, para cada uno de los tres ensayos con ATD, se debe guardar un CSV con dos columnas, siendo una de ellas la coordenada X y la otra la Y en el primer caso, la X y la Z en el segundo, y la Y y la Z en el tercero. De esta manera, para los ensayos con ATD quedan 9 CSVs.

3.2.2.1. Reconstrucción de datos faltantes

A la hora de llevar a cabo este procesamiento, surgió un problema. En el tercer ensayo con ATD, debido probablemente a una interferencia en la visión de las cámaras, o a un desprendimiento en el instante inicial del marcador, faltaba toda la trayectoria del marcador derecho de la cabeza. Este marcador es esencial, dado que, para los cálculos a realizar en este ensayo para la obtención de los corredores, es necesaria la trayectoria en las 3 dimensiones del centro de gravedad de la cabeza, y esta se obtiene haciendo la media de las trayectorias en cada coordenada de los marcadores izquierdo y derecho.

Para reconstruir la trayectoria de este marcador en Excel, se siguió el siguiente procedimiento:

Se trata de un método de intersección de esferas. Al ser la cabeza un cuerpo rígido, sabemos que la distancia entre los marcadores es siempre la misma. Por tanto, si cogemos, por ejemplo, el

marcador izquierdo, sabemos que el marcador derecho siempre estará en algún punto de una esfera con centro en el marcador izquierdo y radio constante. Lo mismo ocurre para los otros dos marcadores restantes.

Teniendo esto en cuenta, podemos intentar hallar la intersección de las 3 esferas, lo que daría como resultado dos puntos, siendo uno de ellos el punto deseado. Para ello, se usará un proceso iterativo con el *solver* de Excel, con valores base cercanos a lo que se espera que sea la solución, para que el *solver* converja al punto deseado. Para hacer que converja al punto de interés y no al otro, se debe hacer que las columnas que contienen los datos que se van a rellenar tengan datos de partida cercanos al punto deseado (y no al otro). Para ello, se usaron los datos de otros ensayos, y se calculó la media de la distancia en los 3 ejes desde otro marcador, para posteriormente usar esa misma distancia y sumarla al mismo marcador del ensayo en cuestión, obteniendo así unos datos de partida para comenzar a iterar hacia el punto de interés.

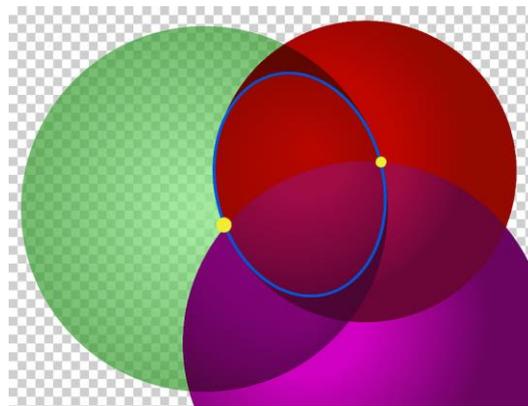


Figura 8: Intersección de 3 esferas

En primer lugar, los cálculos se basaron en las trayectorias del ensayo 01, del que se conocían todas las trayectorias, y se extendía mucho en el tiempo (en el 2 las trayectorias de la cabeza se perdían antes)

Se calculó, para todos los puntos de la cabeza, la distancia entre ese punto y el marcador derecho (el que faltaba en el ensayo 03).

Para ello, se hizo el siguiente cálculo para cada instante de tiempo:

$$Distancia = \sqrt{(X_{Marker_i} - X_{Head_R_i})^2 + (Y_{Marker_i} - Y_{Head_R_i})^2 + (Z_{Marker_i} - Z_{Head_R_i})^2}$$

Ecuación 1

Marker se refiere al marcador para el cual se está calculando la distancia con *Head_R* en cada caso, y “i” se trata de cada instante de tiempo, abarcando, según el ensayo, aproximadamente entre 280 y 300 filas (milisegundos).

Una vez calculada estas distancias, se calculará la media para cada par de marcadores. Esto es: la media de distancias entre el marcador derecho y el izquierdo, la media de distancias entre el marcador derecho y el superior, y la media de distancias entre el marcador derecho y el trasero. A estas distancias las llamaremos *Drl*, *Drt*, y *Dro* respectivamente (*left*, *top* y *occiput*)

Una vez halladas, se va al CSV del ensayo 03. Estando ahí, para cada instante de tiempo y para marcador conocido de la cabeza, se calcula la diferencia entre la distancia con el marcador derecho en ese ensayo, y la distancia media calculada del ensayo anterior (con la diferencia de que, de primeras esto no dará ningún resultado, ya que las columnas con las coordenadas del marcador derecho de la cabeza están vacías)

Esto es:

Diferencia de distancia con el marcador derecho =

$$Drl - \sqrt{(X_{Head_L_i} - X_{Head_R_i})^2 + (Y_{Head_L_i} - Y_{Head_R_i})^2 + (Z_{Head_L_i} - Z_{Head_R_i})^2}$$

Ecuación 2

Diferencia de distancia con el marcador *Top* =

$$Drt - \sqrt{(X_{Head_Top_i} - X_{Head_R_i})^2 + (Y_{Head_Top_i} - Y_{Head_R_i})^2 + (Z_{Head_Top_i} - Z_{Head_R_i})^2}$$

Ecuación 3

Diferencia de distancia con el marcador *Occiput* =

$$Dro - \sqrt{(X_{Head_Occ_i} - X_{Head_R_i})^2 + (Y_{Head_Occ_i} - Y_{Head_R_i})^2 + (Z_{Head_Occ_i} - Z_{Head_R_i})^2}$$

Ecuación 4

Una vez calculado esto para cada instante de tiempo, generamos otra columna cuyo contenido será el cuadrado de las diferencias anteriormente calculadas, es decir, el error al cuadrado.

Para hallar las trayectorias del marcador derecho, lo que habrá que hacer será minimizar este error mediante un proceso iterativo variando los valores de las columnas correspondientes a las trayectorias del marcador *Head_R*.

Para ello, se usa la herramienta “Solver” de Excel. Sin embargo, esta herramienta solo permite hacer este cálculo de uno en uno para cada instante de tiempo, por lo que, para automatizar el proceso, se elaboró un código de Excel en macros. El código es el siguiente:

```

Sub OptimizarFilasConSolver()
    Dim fila As Integer
    For fila = 6 To 305
        SolverReset
        SolverOptions AssumeNonNeg:=False
        SolverOk SetCell:="M" & fila, _
            MaxMinVal:=2, _
            ByChange:="D" & fila & ":F" & fila
        SolverSolve UserFinish:=True
    Next fila

```

Código 1

De esta manera, se consigue automatizar el proceso de iteración para todos los instantes de tiempo hasta minimizar los errores.

Usando esta técnica, nos queda que, para cada instante de tiempo, la suma de los 3 errores (diferencia al cuadrado entre los 3 marcadores con el derecho) queda, para todos los instantes de tiempo, comprendida entre las centésimas y las milésimas de milímetro, lo que supone un error muy asumible y demuestra mucha exactitud en el cálculo.

Este método, por tanto, resulta bastante exacto a la hora de resolver este cálculo. Hay que tener en cuenta que la intersección de tres esferas da como solución dos puntos, por lo que no se puede saber con error 0 la posición exacta del marcador.

Una vez tenemos esto, se puede comenzar con la extracción de gráficas y de corredores de movimiento para los ATD. Recuérdese que se han elaborado 3 CSVs para cada uno de los 3 ensayos, uno por cada plano.

3.2.3. Ejecución de Arcgen

Para obtener las gráficas, es necesario utilizar un script de MATLAB proveniente de un estudio publicado por Devon Hartlem, y titulado “Arc-Length Re-Parametrization and Signal Registration to Determine a Characteristic Average and Statistical Response Corridors of Biomechanical Data.” (Hartlen D. , 2022)

Este script funciona de la siguiente manera.

El programa está diseñado para procesar y analizar señales biomecánicas o de movimiento. Su propósito principal es calcular un promedio característico de las señales de entrada y generar corredores de variabilidad (*innerCorr* y *outerCorr*) que muestran la dispersión de las señales alrededor del promedio.

Este tipo de análisis es común en estudios biomecánicos para representar patrones de movimiento y evaluar la consistencia de las señales.

El programa recibe como entrada:

1. *inputSignals*: Un conjunto de señales que contienen datos de movimiento.
2. Parámetros opcionales, como '*nWarpCtrlPts*', que controlan la cantidad de puntos utilizados para la alineación temporal de las señales.

El objetivo inicial del programa es normalizar y alinear temporalmente las señales antes de calcular el promedio característico y los corredores de variabilidad.

Normalización de las señales:

1. Se eliminan desplazamientos iniciales restando el primer valor de cada señal.
2. Se recortan los datos para mantener solo un número determinado de filas (por ejemplo, 190). Para esto, se ha de tener en cuenta el instante de tiempo de máximo desplazamiento en el eje X de la cabeza, ya que es el punto más interesante y se cortará ahí.

Alineación temporal mediante warping:

3. Se utilizan técnicas de alineación para ajustar las señales a una referencia común.
4. La opción '*nWarpCtrlPts*', sugiere que se usa un número reducido de puntos de control para la deformación temporal.

Cálculo del promedio característico (*charAvg*)

5. Se obtiene una señal representativa del conjunto de señales de entrada.

Generación de corredores de variabilidad (*innerCorr* y *outerCorr*)

6. Se calculan bandas de confianza que muestran la dispersión de las señales en torno al promedio.
7. Estas bandas permiten visualizar la variabilidad inter-sujeto o inter-prueba.

El programa *arcgen* calcula dos tipos de corredores de variabilidad alrededor del promedio característico:

1. *InnerCorr* (corredor interno): Representa la zona donde se encuentra la mayor parte de las señales. Es una medida basada en percentiles o desviación estándar baja.
2. *OuterCorr* (corredor externo): Define los límites máximos de dispersión de las señales. Muestra la variabilidad más extrema dentro del conjunto de datos.

El cálculo de estos corredores se hace con técnicas estadísticas como:

- Cálculo de percentiles (e.g., 5% y 95%)
- Desviación estándar alrededor de la media
- Métodos de envolvente convexa

El propósito de estos corredores es visualizar la variabilidad en las señales y evaluar la coherencia de los datos.

Como se ha explicado con anterioridad, el input de este programa “*InputsSignals*” contiene los datos de movimiento. Se trata de un *struct* de datos en formato *.mat* que contiene en cada caso la trayectoria en un plano determinado de los 3 ensayos.

Para tener este fichero, es necesario transformar los 3 CSVs que se tienen para cada plano en estos ficheros, y para ello se usa otro script de MATLAB, llamado “*PreProcessInputSignals*”, cuyo código, proveniente del mismo estudio.

Tras ejecutar este script, como se ha explicado, el programa nos devuelve un fichero de MATLAB, aparte de guardar los datos en una variable de tipo *struct*. Tras esto, hay que usar un segundo script, llamado *Arcgen_Executer*. Este script “llama” al script *Arcgen*, y lo ejecuta, a la vez que define ciertos parámetros como el número de filas a conservar. Por último, ordena a MATLAB que represente los corredores en gráficas. Las partes más relevantes del código (de elaboración propia con ayuda de IA) son las siguientes:

```

%% Zero displacements for initial signals
% Define the number of rows to keep (215 ms)→Momento de máximo desplazamiento frontal
numRowsToKeep = 215;
% Create a temporary variable to store modified signals
tempSignals = inputSignals;
% Loop through each signal in the inputSignals struct
for i = 1:length(tempSignals)
    % Get the current signal data
    currentData = tempSignals(i).data;
    % Zero the displacements to the first value
    zeroedData = currentData - currentData(1, :);
    % Update the data field in tempSignals with the zeroed and chopped data
    tempSignals(i).data = choppedData;
end
%% Process additional CSV files requested from user
% Request all 3 CSV files at once
[filenames, pathname] = uigetfile('*.csv', 'Select 3 CSV files for additional signals', 'MultiSelect', 'on');
% Validate selection
if isequal(filenames, 0)
    error('User cancelled the file selection');
end
if ~iscell(filenames) || length(filenames) ~= 3
    error('Please select exactly 3 files');
end
additionalSignals = struct('data', cell(1, 3));
for i = 1:3
    % Read CSV file
    csvData = readtable(fullfile(pathname, filenames{i}));

```

```

% Convert to array and process (assuming columns are x and z coordinates)
signalData = table2array(csvData);

% Zero displacements and chop to same length
zeroedData = signalData - signalData(1, :);
choppedData = zeroedData(1:numRowsToKeep, :);

% Store in struct
additionalSignals(i).data = choppedData;

end

%% Execute arccgen for original signals (with corridors)
[charAvgATD, innCorrATD, outCorrATD, proCurveDataNorm] = ...
    arccgen(tempSignals,...
        'Diagnostics', 'on', ...
        'nWarpCtrlPts', 2,...
        'warpingPenalty', 1e-2);

%% Execute arccgen for additional signals (PMHS) with corridors
[charAvgPMHS, innCorrPMHS, outCorrPMHS, ~] = ...
    arccgen(additionalSignals,...
        'Diagnostics', 'off', ...
        'nWarpCtrlPts', 2,...
        'warpingPenalty', 1e-2);

%% Plot all signals with corridors for both groups
figure('Name','Normalization', 'Position', [100, 100, 800, 600]);
hold on;
title(['Average and Corridors for landmark ', landmarkName]);
xlabel(xLabel);
ylabel(zLabel);

% Plot ATD corridors (only outlines with solid lines)
pATD_inn = plot(innCorrATD(:,1), innCorrATD(:,2), '-',...
    'LineWidth', 1.5, 'Color', colorATD_corr,...
    'HandleVisibility','off');
pATD_out = plot(outCorrATD(:,1), outCorrATD(:,2), '-',...
    'LineWidth', 1.5, 'Color', colorATD_corr,...
    'DisplayName', 'ATD Corridor');

% Plot PMHS characteristic average

```

```

pPMHS_avg = plot(charAvgPMHS(:,1), charAvgPMHS(:,2), '-.',...
    'DisplayName', 'Characteristic Average PMHS',...
    'MarkerSize', 16, 'LineWidth', 2.5, 'Color', colorPMHS_avg);
% Plot ATD characteristic average
pATD_avg = plot(charAvgATD(:,1), charAvgATD(:,2), '-.',...
    'DisplayName', 'Characteristic Average ATD',...
    'MarkerSize', 16, 'LineWidth', 2.5, 'Color', colorATD_avg);

```

Código 2

Esta ejecución será la que nos devuelva las gráficas con los corredores de movimiento. De primeras, se usaron las coordenadas absolutas de los ensayos, lo que daba como resultado para el plano XY, por ejemplo:

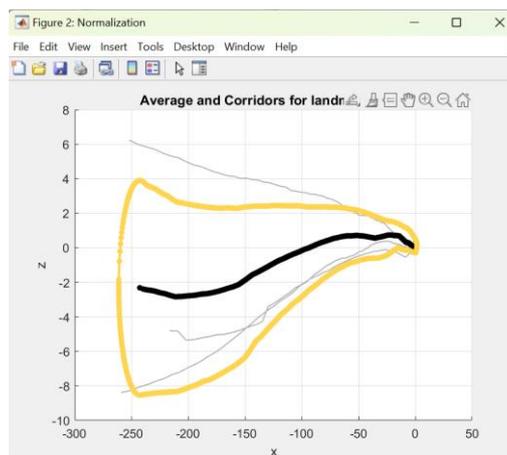


Figura 9: Gráfica de corredor para el plano XY con coordenadas absolutas

Viendo esta gráfica, se observa que trabajar en coordenadas absolutas no iba a resultar útil. En primer lugar, porque el punto de referencia que usa Vicon es un punto fijo del área de ensayos, no se mueve con el *sled* sobre el que va el asiento del *dummy*. Esto hace que el desplazamiento en la coordenada X (dirección del movimiento del “coche” en el momento del choque) sea mucho mayor de lo que realmente se mueve la cabeza en términos relativos al coche.

Además, el punto de mayor interés es el de mayor desplazamiento en el eje X de la cabeza, pero desplazamiento relativo, y así es difícil verlo.

Por tanto, se hicieron otros CSVs calculando las coordenadas relativas usando los datos temporales de uno de los marcadores del *sled* (que son siempre fijos) y se restaron.



Figura 10: Explicación puntos de referencia de Vicon

Usando estos nuevos CSVs, se obtuvieron las siguientes gráficas:

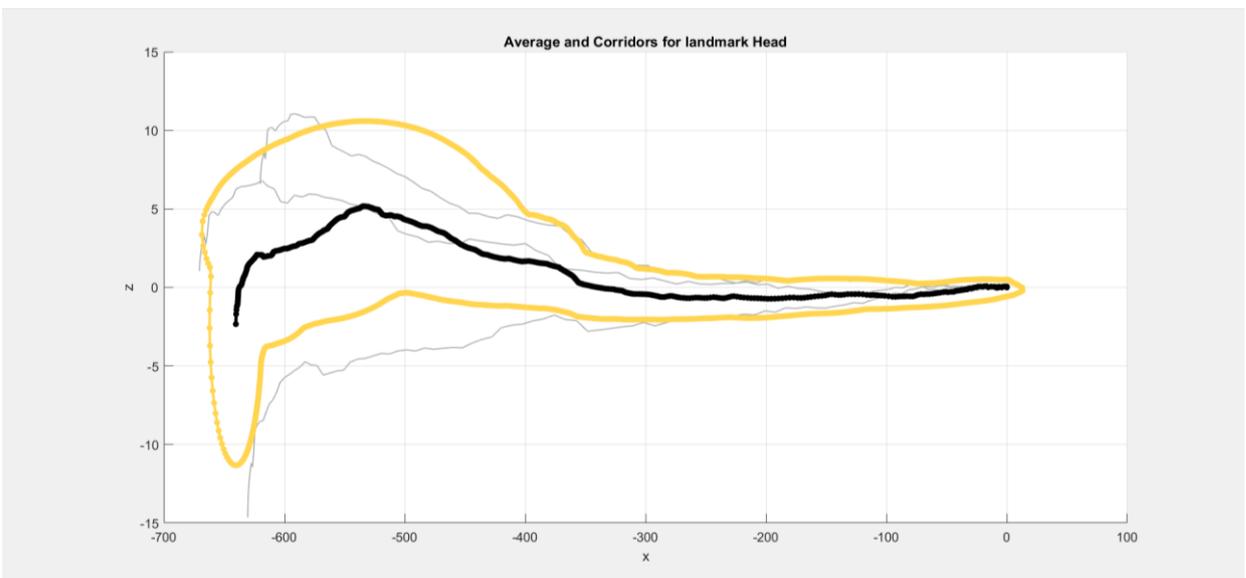


Figura 11: Gráfica de corredor para el plano XY con coordenadas relativas

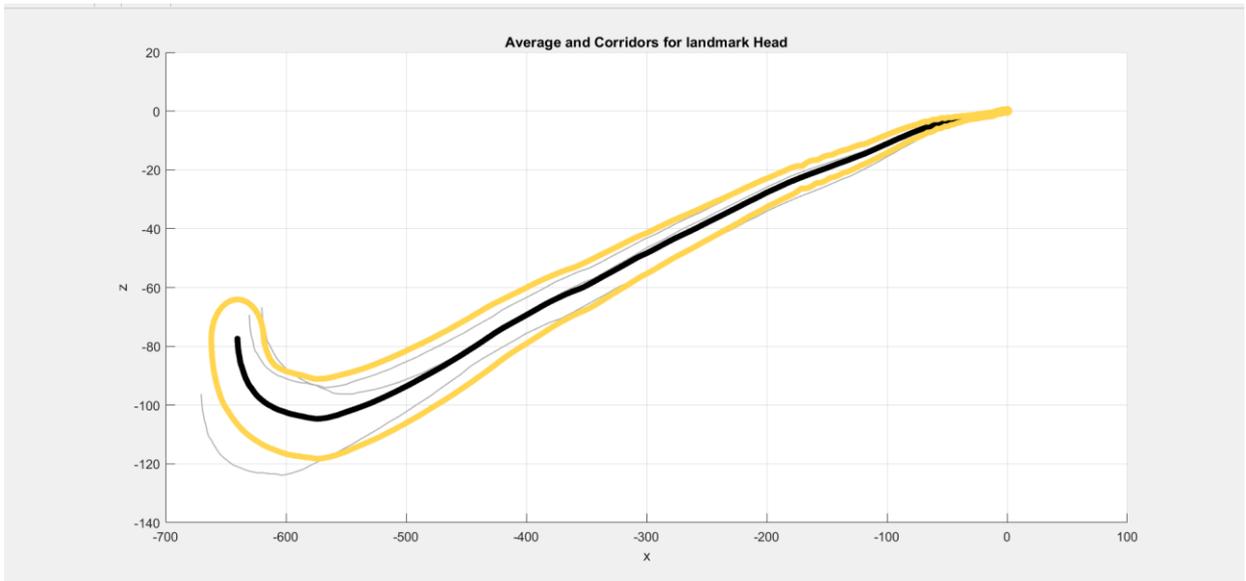


Figura 12: Gráfica de corredor para el plano XZ con coordenadas relativas

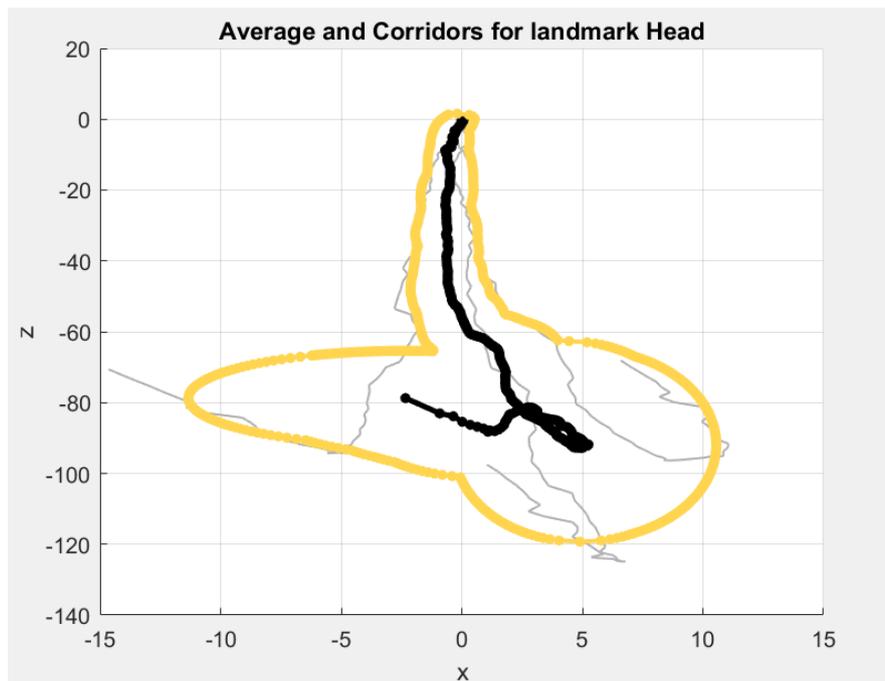


Figura 13: Gráfica de corredor para el plano YZ con coordenadas relativas

Como se puede observar, haciéndolo así se obtiene una representación mucho más útil, y se ve con mayor claridad lo que pasa en ese punto de mayor desplazamiento, que, en el caso de los ATDs, debido a su alta repetibilidad y consistencia, ocurre en todos los ensayos en el milisegundo 216 ± 1 .

El siguiente paso es representar la media característica de los ensayos con PMHS. Esta media característica (para los 3 planos) será la que luego se superpondrá con los gráficos de corredor de ATD para ver si se encuentra dentro de los mismos y así discutir su biofidelidad.

4. Resultados

A la hora de evaluar las gráficas, se vio que arrojaría conclusiones más interesantes incluir también los corredores estadísticos de los PMHS en la representación, y no solo los de los ATDs.

Esto se debe a que, al tener más variabilidad los PMHS debido a su menor rigidez, sería poco representativo poner solo la media ya que el corredor, al ser más distintos los ensayos, será más amplio que en el caso de los ATDs.

Aparte de esto, también se tomó la decisión de incluir las gráficas en dos escalas distintas para el plano XY: en primer lugar, la escala que viene por defecto en MATLAB, en la que se pueden apreciar las variaciones de movimiento en los dos ejes (resulta ventajosa por este potencial de observarlo todo, pero es poco representativa a la hora de comparar un eje con el otro), y en segundo lugar, poniendo la misma escala en los dos ejes, lo que permite una representación más fidedigna de la comparación entre ejes, pero hará que los desplazamientos se desdibujen más en la coordenada Y.

Por último, de cara a los resultados y la discusión, solo se representarán los planos XY y XZ, ya que el YZ ya queda representado implícitamente por los otros dos y es de menos interés.

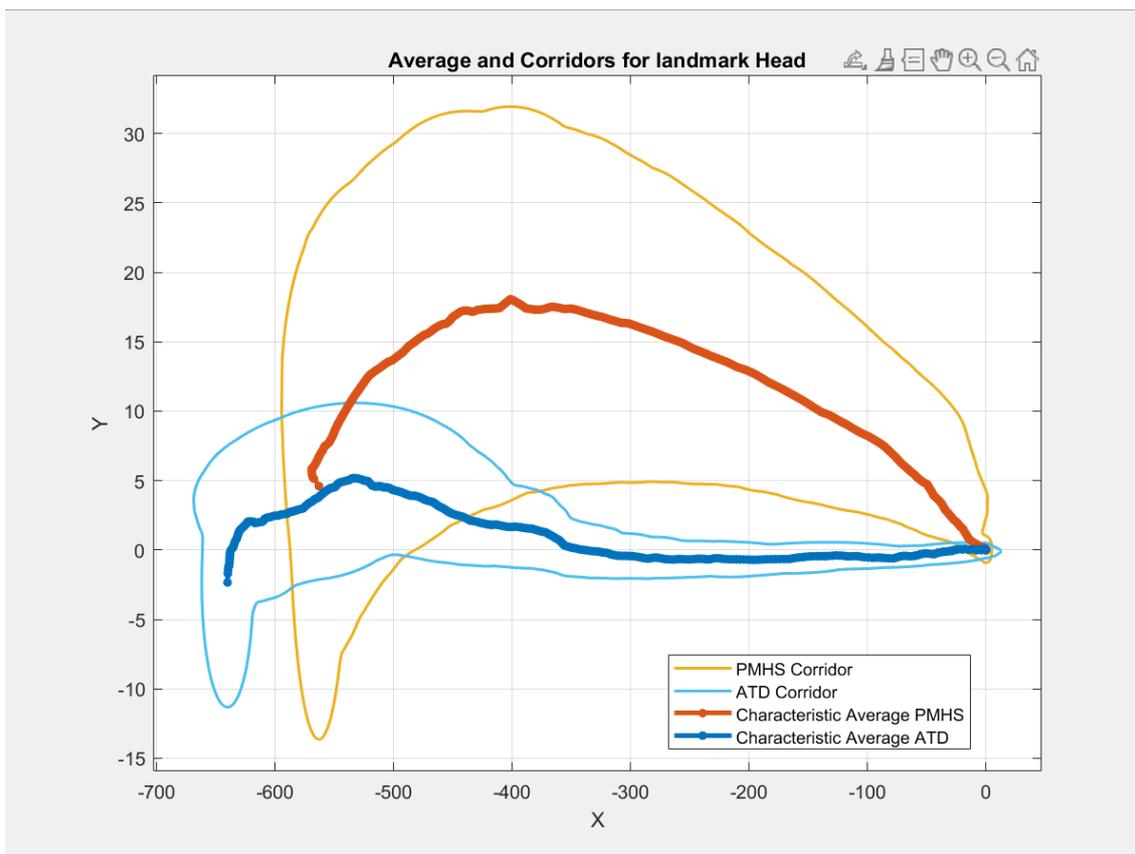


Figura 14: Gráfica de corredor para el plano XY con coordenadas relativas y media característica de los PMHS

Al ver esta gráfica, se observa que la escala de los ejes no es la misma, lo que hace que se sobreestimen las diferencias entre los dos tipos de sujeto. Aunque se usará este gráfico para discutir los resultados, se dará también la versión con los ejes en la misma escala:

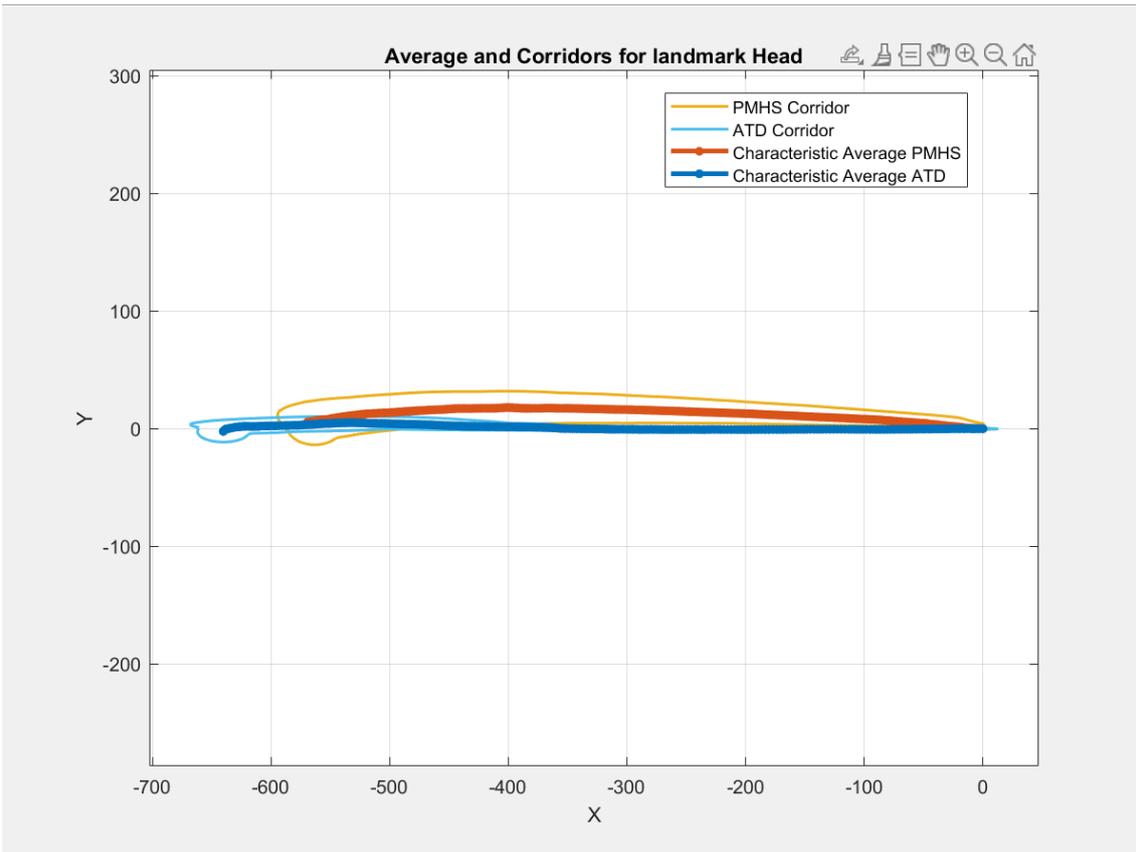


Figura 15: Gráfica misma escala de corredor para el plano XY con coordenadas relativas y media característica de los PMHS

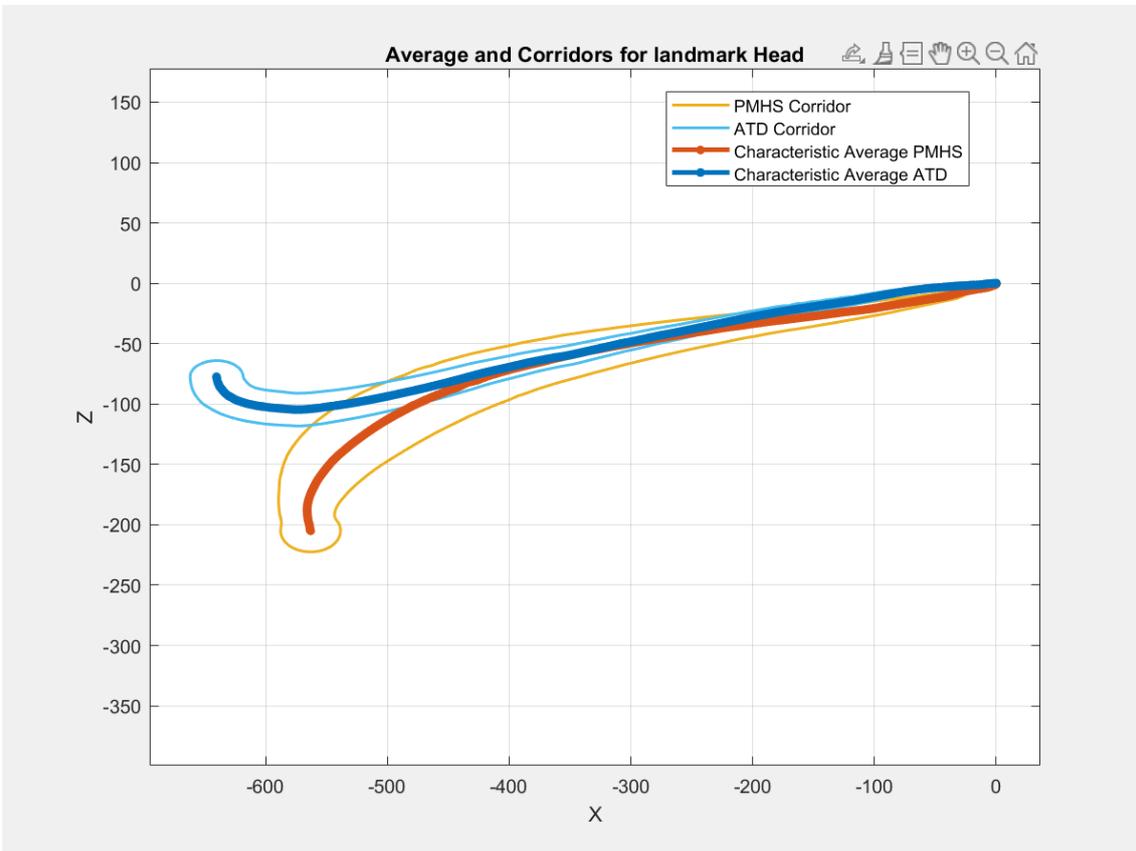


Figura 16: Gráfica de corredor para el plano XZ con coordenadas relativas y media característica de los PMHS

Tras ver las gráficas, se darán la media y la desviación típica de las medidas. Es relevante para evaluar la repetibilidad de los dos tipos de sujeto, así como si hay algún ensayo con resultados atípicos, evaluar la media y la desviación típica del desplazamiento máximo de la cabeza en cada par de ejes tanto para *dummies* como para PMHS.

A continuación, se expondrán las medidas estadísticas del eje XY tanto para ATD como para PMHS:

ATD máximo desplazamiento en mm		
	X	Y
Ensayo 1	670.47	6.79
Ensayo 2	630.41	5.58
Ensayo 3	620.07	10.21
Media	640.32	7.53
Desviación Típica	26.62	2.40

Tabla 1: Máximo desplazamiento en los ejes X e Y para los ensayos con ATD

PMHS máximo desplazamiento en mm		
	X	Y
Ensayo 1	547.12	19.35
Ensayo 2	599.85	34.46
Ensayo 3	566.72	20.11
Media	571.23	24.64
Desviación Típica	26.65	8.51

Tabla 2: Máximo desplazamiento en los ejes X e Y para los ensayos con PMHS

Y con el plano XZ:

ATD máximo desplazamiento en mm		
	X	Z
Ensayo 1	670.47	123.43
Ensayo 2	630.41	94.04
Ensayo 3	620.07	10.21
Media	640.32	75.89
Desviación Típica	26.62	58.75

Tabla 3: Máximo desplazamiento en los ejes X y Z para los ensayos con ATD

PMHS máximo desplazamiento en mm		
	X	Z
Ensayo 1	547.12	155.56
Ensayo 2	599.85	181.96
Ensayo 3	566.72	220.13
Media	571.23	185.8
Desviación Típica	26.65	32.46

Tabla 4: Máximo desplazamiento en los ejes X y Z para los ensayos con PMHS

5. Discusión

En la discusión, se discutirán los resultados obtenidos con las gráficas de corredores de ATDs y PMHS.

Los ámbitos de discusión serán dos, cada uno concerniendo a uno de los objetivos del trabajo. En primer lugar, y en lo que se refiere a la comparación de la biofidelidad de los *dummies*, se hará una discusión biomecánica para extraer conclusiones acerca de la comparabilidad o no de los dos tipos de sujetos.

En segundo lugar, y desde un punto de vista más orientado en la practicidad y buena administración de los recursos, se realizará un análisis económico comparando los gastos de los dos tipos de ensayo. Esta información, complementada con las conclusiones de la parte biomecánica, podrá en cierta manera determinar si la previsible ventaja biomecánica de los PMHS hace que merezca la pena su uso en base a su también previsible mayor costo.

5.1. Discusión biomecánica

En este apartado se analizará la biofidelidad de los ATD en comparación con los PMHS en base a los resultados obtenidos en las gráficas.

Los únicos planos de interés para el análisis serán el plano XY, y el plano XZ, ya que el eje X es de especial interés para analizar la biofidelidad, y el movimiento del plano YZ ya queda representado por los otros dos planos

5.1.1. Eje XY

A continuación, se considerará el desplazamiento en el eje X, correspondiente a la dirección longitudinal del movimiento del vehículo (es decir, la dirección del impacto), y el eje Y, que representa la dirección lateral, transversal al coche, correspondiente a su ancho. Estos dos ejes permiten observar con detalle las diferencias de comportamiento entre los maniqués de prueba y los sujetos humanos post mortem.

Al observar la gráfica que representa el desplazamiento de la cabeza en este plano, se evidencia una diferencia notable entre ambos modelos. En primer lugar, destaca que el desplazamiento lateral (eje Y) es significativamente mayor en los PMHS que en los ATD. Mientras que los ATD muestran un movimiento predominantemente en la dirección del impacto, es decir, a lo largo del eje X, los PMHS evidencian un desplazamiento lateral considerable desde los primeros instantes posteriores al impacto.

Más concretamente, se ha registrado que el desplazamiento máximo en el eje Y de los PMHS alcanza aproximadamente los 25 mm, mientras que en los ATD este valor es de solo 7 mm en el momento de mayor desplazamiento. Esto representa un incremento de casi 360% en el desplazamiento lateral de los PMHS respecto a los ATD, lo que pone de manifiesto una diferencia sustancial en el comportamiento biomecánico entre ambos modelos. Aunque 18 mm de diferencia podría parecer una cifra poco significativa en términos absolutos, en el contexto del eje lateral, esta variación puede tener consecuencias importantes. Un desplazamiento lateral de esta magnitud puede generar tensiones relevantes en las estructuras del cuello, tensiones que no se observan reflejadas con la misma intensidad en los ensayos realizados con ATD. Además, este desplazamiento lateral también puede influir en la interacción de la cabeza con los airbags laterales, con lo cual es altamente importante no subestimar este desplazamiento para que estos dispositivos de seguridad funcionen correctamente.

Además, al analizar la dispersión de los datos, se observa que la desviación estándar del desplazamiento lateral en los ATD es de aproximadamente 2,5 mm, mientras que en los PMHS es significativamente mayor, alcanzando los 8,3 mm. Este dato sugiere que, en algunos ensayos concretos, los PMHS llegaron a experimentar desplazamientos aún más pronunciados en el eje Y, lo que refuerza la hipótesis de que el comportamiento lateral humano no está siendo adecuadamente replicado por los maniqués ATD actuales.

Esta diferencia se refleja claramente en la representación gráfica, donde, durante buena parte del tiempo posterior al impacto, la curva de desplazamiento de los PMHS se sitúa fuera del corredor estadístico definido por los resultados de los ATD. Este corredor representa el rango de variabilidad esperado en los ensayos con maniqués, por lo que la salida constante de la curva de los PMHS indica una falta de correspondencia biomecánica entre ambos modelos durante gran parte del evento.

No obstante, se observa que hacia el final de la gráfica, cuyo límite se establece en el instante de tiempo en el que el desplazamiento longitudinal (eje X) de los ATD es máximo, la curva de los PMHS vuelve a entrar dentro del corredor estadístico. Esta coincidencia en los valores finales podría llevar a pensar, de forma superficial, que los ATD muestran una buena biofidelidad en este plano. Sin embargo, esta interpretación puede resultar engañosa. Es probable que, al haberse disipado previamente gran parte de la energía del impacto en el movimiento lateral (eje Y), la energía residual disponible para el desplazamiento en el eje X sea menor, tanto en PMHS como en ATD, lo que provoca una convergencia aparente de los desplazamientos finales. Por tanto, la similitud en los valores finales no necesariamente implica una similitud en el comportamiento biomecánico global.

Desde el punto de vista del diseño estructural de los ATD, este resultado resulta aún más cuestionable. En teoría, los ATD poseen cuellos y columnas con una rigidez considerablemente mayor que la de un cuerpo humano real. Por tanto, sería de esperar

que los desplazamientos en ambos ejes (pero especialmente en el eje Y, donde los movimientos son más complejos y menos guiados por la inercia directa) fueran siempre menores en los ATD en comparación con los PMHS. Sin embargo, lo observado en este análisis contradice esta expectativa, al menos parcialmente, ya que los desplazamientos en el eje X son similares en ambos casos, mientras que en el eje Y la diferencia es drástica.

Por todo ello, los datos obtenidos no permiten emitir una conclusión definitiva acerca de la biofidelidad general de los ATD en este plano específico. Lo que sí puede afirmarse con cierto grado de certeza es que la rigidez excesiva de estos dispositivos hace que su desplazamiento lateral sea casi nulo en comparación con el comportamiento más realista de los PMHS, lo que representa una limitación importante de los ATD actuales a la hora de simular con precisión la respuesta humana ante impactos laterales o con componentes laterales significativos.

5.1.2. Eje XZ

En el análisis del comportamiento biomecánico del movimiento craneal en el plano XZ, es decir, en el plano formado por la dirección longitudinal del vehículo (eje X) y la dirección vertical (eje Z), se pueden extraer conclusiones de especial interés, particularmente por su relevancia directa en el diseño de sistemas de seguridad pasiva como los airbags y los cinturones de seguridad.

Desde el punto de vista cuantitativo, los datos muestran una diferencia sustancial en el desplazamiento vertical máximo entre los maniqués de prueba (ATD) y los sujetos humanos post mortem (PMHS). Concretamente, el desplazamiento medio en el eje Z registrado en los ATD fue de 75,89 mm, mientras que en los PMHS alcanzó un valor medio de 185,88 mm. Esta diferencia, cercana a los 110 mm (más de 10 cm), es muy significativa, ya que se encuentra en un rango de magnitud que puede influir directamente en la eficacia del diseño y posicionamiento de los elementos de protección en el habitáculo del vehículo. Una variación de este calibre no puede considerarse marginal en términos biomecánicos ni de ingeniería aplicada.

Al examinar las gráficas de desplazamiento en el plano XZ, se observa que, durante los primeros instantes tras el impacto, el comportamiento de los dos tipos de sujeto es bastante similar. Ambos presentan un movimiento inicial de descenso de la cabeza en el eje Z combinado con un desplazamiento hacia delante en el eje X. Esta fase inicial del movimiento se desarrolla de manera casi idéntica en ATD y PMHS, lo que se refleja en que las respectivas gráficas de ambos se mantienen dentro de los corredores estadísticos del otro grupo. Esto sugiere que, en la fase temprana del impacto, los ATD son capaces de replicar con un grado de fidelidad aceptable la respuesta biomecánica humana en este plano.

Sin embargo, a medida que avanza el tiempo y se desarrolla el movimiento completo, comienzan a surgir diferencias importantes entre ambos modelos. En los ATD, tras alcanzar un punto de descenso máximo, la gráfica muestra un cambio de pendiente que indica el inicio del rebote de la cabeza hacia arriba. En contraste, en los PMHS, la trayectoria continúa hacia abajo, presentando incluso una aceleración del

desplazamiento vertical. Es decir, mientras que los maniqués invierten su dirección de movimiento, los cuerpos humanos post mortem siguen descendiendo.

Una explicación plausible de este comportamiento divergente se encuentra en las diferencias estructurales entre ambos modelos, concretamente en la rigidez de la columna vertebral. En los ATD, gran parte de la estructura espinal, especialmente la zona correspondiente a la espalda media, está compuesta por un sólido rígido no articulado. Solo las regiones correspondientes a la pelvis y el cuello contienen articulaciones o elementos flexibles, generalmente basados en discos de goma con constantes elásticas fijas.

En la siguiente imagen se puede observar un diagrama de la estructura vertebral de los ATDs comparados con PMHS:

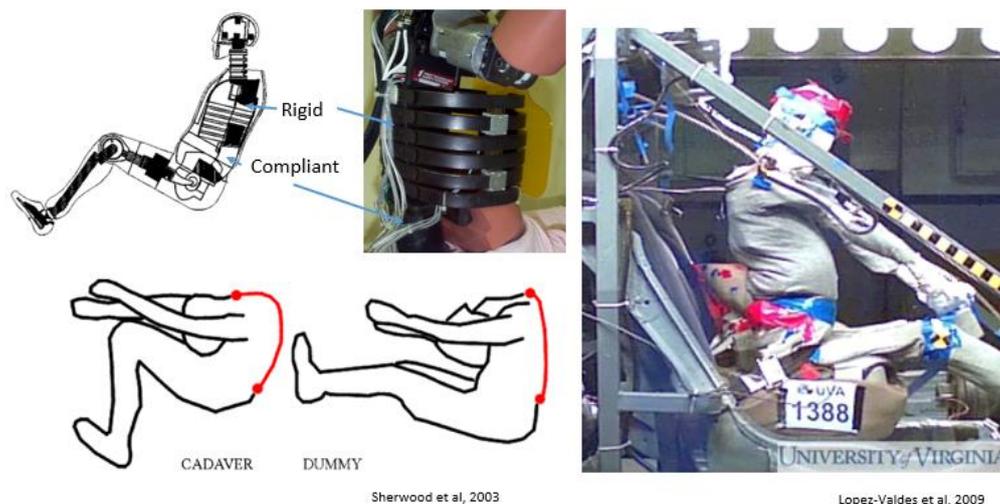


Figura 17: Diagrama de rigidez de la columna vertebral en ATDs y comparación con PMHS

Sin embargo, incluso estas zonas articuladas presentan una rigidez considerablemente mayor que sus equivalentes en un cuerpo humano. Este diseño podría explicar por qué la cabeza del ATD rebota hacia arriba en fases más tempranas: al alcanzar una cierta compresión, la estructura rígida actúa como un resorte, devolviendo la energía en forma de un movimiento de retroceso.

Por el contrario, en los PMHS se observa un comportamiento distinto. A medida que el desplazamiento progresa, la gráfica comienza a curvarse más intensamente hacia abajo. Este cambio no es arbitrario, sino que coincide con el momento en que el cinturón de seguridad se bloquea, limitando el desplazamiento del torso y la espalda media. En ese momento, al no poder continuar el desplazamiento del tronco, la energía restante del impacto se transfiere principalmente al cuello, que continúa su movimiento descendente. Esto produce un efecto de “latigazo” o flexión forzada que explica el incremento adicional en el desplazamiento vertical observado en los PMHS, y que no se reproduce en los ATD.

Además de la rigidez estructural de la columna y el cuello, hay otro factor que podría estar influyendo en esta diferencia: la configuración del asiento utilizada durante los ensayos. En este estudio se utilizó una configuración de asiento denominada SP2:

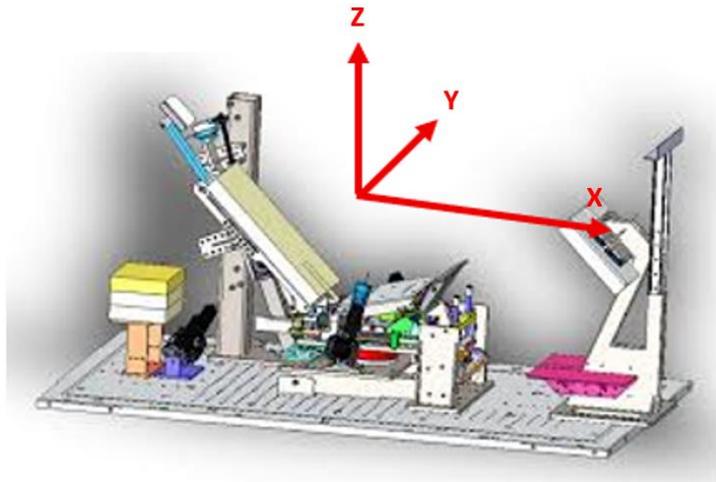


Figura 18: Configuración SP2 de la bancada de ensayo

Esta configuración presenta una mayor reclinación del respaldo respecto a la configuración estándar SP1, más habitual en vehículos en circulación actualmente. Esta elección se basa en las tendencias emergentes en la industria automotriz, que apuntan hacia diseños más ergonómicos y aerodinámicos en los nuevos modelos de vehículos.



Figura 19: Comparación configuración SP1 y SP2

No obstante, los ATD empleados en los ensayos fueron originalmente diseñados para funcionar correctamente en posición SP1. Al utilizarse en una posición más reclinada (SP2), la biomecánica del impacto cambia de forma significativa. Es posible que, combinada con la mayor rigidez cervical de los ATD, esta configuración haya impedido que se desencadenara en ellos el mismo “latigazo” hacia abajo observado en los PMHS tras el bloqueo del cinturón. De esta manera, la energía transmitida durante el impacto no resulta suficiente para vencer la rigidez del sistema cervical del ATD en una posición menos favorable para su deformación.

En conclusión, el análisis del plano XZ revela diferencias altamente relevantes entre los maniqués ATD y los cuerpos humanos post mortem. Estas diferencias no solo tienen implicaciones biomecánicas, sino también un impacto directo en el diseño y evaluación

de los sistemas de seguridad del vehículo. La incapacidad del ATD para reproducir el descenso adicional de la cabeza tras el bloqueo del cinturón, asociado al efecto de latigazo cervical, indica una posible limitación en su biofidelidad en este plano específico. Esto sugiere la necesidad de revisar tanto los parámetros de diseño del ATD como los procedimientos de prueba, incluyendo la posición del asiento y los sistemas de sujeción. Considerar estos aspectos podría resultar fundamental para ajustar los sistemas de seguridad como el airbag o el cinturón de seguridad de manera más precisa al comportamiento real del cuerpo humano durante un impacto, aumentando así la eficacia y la seguridad en situaciones reales.

5.1.3. Limitaciones

Por último, es importante resaltar que la metodología empleada tiene ciertas limitaciones que pueden haber afectado a los resultados del ensayo.

En primer lugar, la reconstrucción llevada a cabo con Vicon Nexus no es del todo certera. Es cierto que el programa tiene maneras de reconstruir los huecos en los que los marcadores no son captados por las cámaras, pero sobre todo en zonas de alta velocidad y desplazamiento (momentos cuya evaluación es de especial interés para los objetivos del trabajo) en ocasiones hay huecos grandes (llegando incluso a las decenas de milisegundos) que al ser tan notables pueden hacer que la reconstrucción no sea exacta.

En segundo lugar, y habiendo visto los resultados de los ensayos, se ha llegado a la conclusión de que para obtener resultados más interesantes habría sido útil realizar los mismos cálculos con los marcadores de la pelvis, para tener una visión global del movimiento de la columna y no solo usar la cabeza como punto de referencia. En el contexto de impactos frontales, especialmente en estudios que buscan evaluar la biofidelidad de dispositivos como los ATD en comparación con PMHS, el análisis exclusivo del movimiento de la cabeza ofrece una visión limitada que, aunque es relevante para el estudio de lesiones cervicales y la trayectoria de la cabeza, no permite entender con precisión cómo se articula y coordina el movimiento entre las distintas secciones de la columna vertebral durante el impacto.

La columna, al estar formada por múltiples segmentos interconectados (cervical, torácico y lumbar) actúa como una estructura flexible y dinámica.

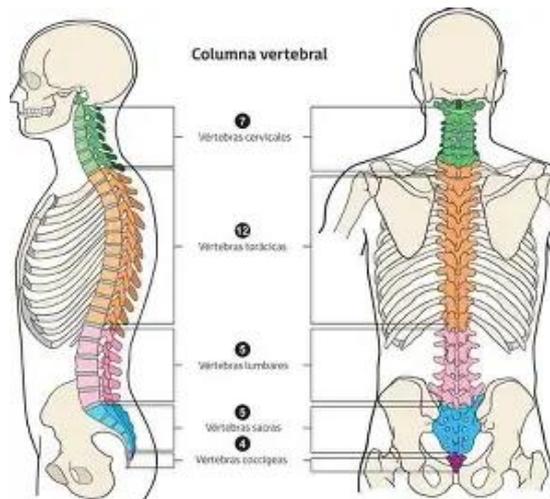


Figura 20: Estructura de la columna vertebral

En los PMHS, esta flexibilidad se manifiesta en desincronizaciones entre pelvis, torso y cabeza, tal como se ha descrito en investigaciones previas. Ignorar el comportamiento de la pelvis implica no solo perder información relevante sobre la cinemática del conjunto espinal, sino también limitar la capacidad del análisis para identificar posibles desacoplamientos entre las distintas regiones del eje vertebral, que podrían explicar parte de las diferencias observadas entre ATD y cuerpos humanos reales. Además, es precisamente desde la pelvis donde se inicia, en muchos casos, el desplazamiento del cuerpo durante una colisión, lo que convierte a esta estructura en un punto de referencia biomecánico clave para entender la transmisión de cargas y momentos a lo largo del tronco.

Haber incorporado los datos de los marcadores pélvicos habría permitido, por ejemplo, calcular la trayectoria relativa entre pelvis y cabeza, identificar rotaciones globales del tronco o analizar las diferencias de fase entre el inicio del movimiento en la base espinal y su repercusión en la parte superior. Esta información no solo habría enriquecido el análisis cinemático, sino que habría dado mayor profundidad la comparación con los ATD, cuya pelvis rígida impone restricciones artificiales al movimiento del tronco. Además, con una caracterización completa del esqueleto axial, se habría podido segmentar la cinemática por regiones anatómicas, calcular aceleraciones relativas entre segmentos, y evaluar así con mayor resolución si el ATD reproduce fielmente los patrones de deformación espinal observados en PMHS. En definitiva, integrar el movimiento pélvico en los cálculos no habría sido una mera extensión metodológica, sino un paso esencial hacia una evaluación más holística y robusta de la biofidelidad en contextos de impacto.

5.2. Discusión económica

Para este apartado, todos los datos concernientes al coste de los ensayos que se utilizarán han sido proporcionados por el director de MOBIOS Lab.

5.2.1. Datos de los ensayos de ATDs

En este caso, el ATD, al ser material inorgánico, está diseñado para ser reutilizado en distintos ensayos.

El coste de adquisición de un ATD Hybrid III, el utilizado en las pruebas de MOBIOS, es de 350.000€.

Según la información proporcionada, se puede usar entre 5 y 10 años, por lo que para los cálculos se usarán 7,5 años de amortización.

Además, el ATD requiere de una serie de calibraciones anuales por valor de 30.000€.

El día de un ensayo con ATD, se requiere de un equipo de 3 personas trabajando 8 horas cada una.

Se asume que se puede realizar un ensayo por cada día laborable del año. Esto supone aproximadamente 250 ensayos anuales.

Teniendo en cuenta todos estos datos, se pueden realizar los siguientes cálculos:

1. Coste de adquisición y calibraciones (amortización):

- Total invertido en *dummy* = 350 000 € (compra) + 7,5 años × 30 000 €/año = 350 000 + 225 000 = 575 000 €
- Ensayos totales en vida útil = 7,5 años × 250 ensayos/año = 1 875 ensayos
- Amortización por ensayo = 575 000 € / 1 875 = 306,67 €/ensayo

2. Coste de personal por ensayo:

- 3 personas × 8 h × 60 €/h = 1 440 €/ensayo

3. Costes variables adicionales:

- Mantenimiento menor o consumibles (cables, sensores...): 100 €/ensayo (asumido)

4. Coste total por ensayo (*dummy*):

- 306,67 + 1 440 + 100 = 1 846,67 €

5.2.2. Datos de los ensayos de PMHS

En el caso de los PMHS, estos cálculos resultan más complicados, ya que los sujetos, debido a su condición, son de un solo uso.

Es cierto que los PMHS son cuerpos donados a la ciencia, por lo que su obtención no tiene coste monetario. Sin embargo, tienen muchos costes asociados a la hora de realizar ensayos con ellos.

En primer lugar, hay gastos asociados al transporte de los PMHS. Al ser tejido orgánico, debe evitarse que comience el proceso de descomposición para hacer los ensayos, por lo

que el transporte desde el hospital de origen hasta el laboratorio, y de vuelta al hospital, debe ser refrigerado en todo momento, lo que hace que sus costes para un ensayo sean de en torno a 2500€ por la contratación de la empresa de transporte sanitario y flota frigorífica.

Previo a esto, deben realizarse tres escaneos TAC en el hospital, lo que supone un coste de 500€ por escaneo.

Posteriormente al ensayo, se deben cubrir los gastos de incineración y/o entierro del cuerpo, siendo estos costes cercanos a los 1500€.

Todo esto ya supone un coste considerablemente mayor al de los ensayos con ATD, pero lo que más encarece estos ensayos es la cantidad de horas de trabajo que necesitan. Antes de realizar las pruebas de impacto, se deben instrumentar los cadáveres con los sensores pertinentes, además de los marcadores VICON. Todo esto debe hacerse anclando piezas a los huesos de cuerpo, lo que conlleva un trabajo arduo y delicado que necesita de muchas horas. Es por esto que la preparación de un ensayo de PMHS requiere de 3 personas trabajando durante 8 horas.

El día del ensayo también requiere de más trabajo a la hora de llevarlo a cabo. La delicada manipulación de este tipo de sujetos hace necesario que su transporte de las cámaras frigoríficas del laboratorio del área de ensayo, así como su colocación en el asiento, requiera de más personal que en el caso del ATD, para el que se usaba un gancho.

Además, el día del ensayo se llevan a cabo también las últimas fases de la instrumentación, lo que también añade carga de trabajo.

Según el director de MOBIO Lab, el día de un ensayo con PMHS, se necesita un equipo de 8 personas trabajando durante 14 horas.

Finalmente, después del ensayo también es necesario realizar un análisis forense, o autopsia instrumentada, para la que hacen falta dos personas trabajando 5 horas.

En resumen:

1. Preparación y logística

- Preparación del PMHS:
 - $3 \text{ personas} \times 8 \text{ h} \times 60 \text{ €/h} = 3 \times 8 \times 60 = 1\,440 \text{ €}$
- Transporte:
 - Origen cadáver → laboratorio → hospital y vuelta = 2 500 € (empresa de transporte sanitario y flota frigorífica)
- TAC (3 escaneos):
 - $3 \times 500 \text{ €/TAC} = 1\,500 \text{ €}$
- Incineración/Entierro:
 - Incluye gestoría y licencia sanitaria = 1 500 €

2. Día del ensayo

- Personal en día de prueba:
 - $8 \text{ personas} \times 14 \text{ h} \times 60 \text{ €/h} = 8 \times 14 \times 60 = 6\,720 \text{ €}$
- Autopsia Instrumentada
 - $2 \text{ personas} \times 5 \text{ h} \times 60 \text{ €/h} = 2 \times 5 \times 60 = 600 \text{ €}$

Sumando todos estos costes, se obtiene que el coste de un ensayo con PMHS asciende aproximadamente a un valor de 14.260€.

5.2.3. Comparación

Como se ha desarrollado en los apartados anteriores, se estima que un ensayo con ATD cuesta aproximadamente 1 846,67 €, mientras que un ensayo con PMHS cuesta 14.260 €.

Por tanto, un ensayo con PMHS es 7,72 veces más caro que un ensayo con ATD.

Sin embargo, dadas las amplias diferencias biomecánicas que se han observado en ambos tipos de sujeto, siendo el PMHS mucho más representativo del cuerpo humano, no se puede descartar que esta gran diferencia de precio sea asumible, e incluso recomendable.

Para evaluar la respuesta a esta incógnita, se usará la métrica del Valor de la Vida Estadístico (VVE) Se trata de “el valor atribuido a las pérdidas o costes humanos que la siniestralidad vial impone a la sociedad. Se trata del valor monetario que la sociedad otorga al hecho de evitar que uno de sus miembros fallezca en accidentes de tráfico” (González, 2024)

La rentabilidad social de un ensayo se evalúa cuando el coste total de experimentación no excede el valor social generado por las vidas preservadas. Formalmente, para N ensayos que salvan V vidas, la condición es:

$$N \times \text{Coste unitario} \leq V \times \text{VVE}$$

Despejando V, el número mínimo de vidas salvadas para justificar N ensayos es:

$$V \geq (N \times \text{Coste unitario}) / \text{VVE}$$

Alternativamente, el número máximo de ensayos (Nmax) para salvar una vida manteniendo rentabilidad es:

$$N_{\max} = \text{VVE} / \text{Coste unitario}$$

Resultados Cuantitativos:

1. Umbrales de rentabilidad:

- ATD: Cada ensayo debe contribuir a salvar al menos 0,00097 vidas. Esto implica que 1.030 ensayos deben prevenir al menos una muerte para justificar un coste agregado de 1,9 millones de euros.
- PMHS: Cada ensayo debe preservar al menos 0,0075 vidas. Así, 133 ensayos deben salvar una vida para compensar su coste total de 1,9 millones de euros.

2. Relación coste-eficacia:

El coste marginal por vida salvada es idéntico en ambos casos (1,9 millones €), pero la intensidad de inversión difiere. Mientras los ATD requieren alto volumen de pruebas para lograr impacto, los PMHS concentran su potencial en menos intervenciones.

Si se contextualiza por datos de siniestralidad:

En 2023, España registró 1.145 muertes en carretera (DGT), con colisiones frontales (35%) y laterales (25%) como principales causas. Considerando estos datos, y poniendo números de ejemplo y asumiendo las vidas que se salvarían:

- Escenario ATD: Si 10.000 ensayos mejorasen sistemas de retención y seguridad y redujeran alrededor de un 2% las muertes (equivalente a 23 vidas/año), el beneficio social alcanza 43,7 millones de euros. El coste de ensayos (18,5 millones €) genera un retorno neto positivo de 25,2 millones €, demostrando rentabilidad.
- Escenario PMHS: En este caso, asumiendo que, según los resultados biomecánicos obtenidos, los PMHS tienen más potencial de salvar vidas, se tomará que 10.000 ensayos reducirían alrededor de un 10% las muertes (lo que equivaldría a 114,5 vidas/año, el beneficio sería de 217,6 millones de euros, y el coste de los ensayos sería 142,6 millones, por lo que habría un retorno neto positivo de casi 75 millones de euros.

Análisis Comparativo

La elección entre metodologías depende de la precisión requerida y la escala de implementación:

- ATD ofrece ventaja en aplicaciones iterativas de bajo riesgo, donde mejoras incrementales (ej.: optimización de airbags) aprovechan su bajo coste unitario. Su eficacia se maximiza en contextos de alta frecuencia de ensayos.
- PMHS es estratégico para investigación de alto impacto en lesiones complejas (ej.: traumatismos craneoencefálicos), donde su mayor coste se compensa con la calidad de datos. Justifica su empleo incluso con volúmenes moderados.

En resumen, la rentabilidad de ambos métodos está condicionada a su contribución tangible en reducción de mortalidad vial. Los ATD exigen salvar al menos una vida por cada 1.030 ensayos, mientras los PMHS requieren una vida preservada por cada 133 ensayos. En la práctica española, con 1.145 muertes anuales, una mejora del 0,1% en eficacia preventiva salvaría una vida anual, generando 1,9 millones € en valor social. Esta cifra supera el coste de 1.030 ensayos ATD (1,9 millones €) o 133 ensayos PMHS (1,9 millones €), validando la viabilidad económica de ambas aproximaciones. La sinergia entre métodos (ATD para desarrollo extensivo y PMHS para validación crítica) constituye el enfoque óptimo para políticas de seguridad vial basadas en evidencia.

6. Conclusión

En este Trabajo Fin de Grado se ha puesto a prueba la capacidad de los maniqués antropomórficos (ATD) para reproducir con fidelidad la respuesta biomecánica humana frente a choques frontales a 50 km/h, comparándolos directamente con sujetos humanos post mortem (PMHS). Para ello se instrumentaron ambos tipos de sujeto con sistemas de captura Vicon Nexus, acelerómetros y marcadores estratégicamente ubicados en cabeza y columna, reconstruyendo meticulosamente las trayectorias en los tres ejes del espacio mediante herramientas de interpolación en Excel y algoritmos de reparametrización por longitud de arco en MATLAB. Además, se realizó un análisis económico que cuantifica los costes de ensayo y el retorno social de cada metodología, expresado en vidas salvadas y valor económico asociado.

En el plano frontal-lateral (XY), las curvas de desplazamiento longitudinal (eje X) mostraron medias similares para ATD y PMHS, lo que sugiere que los dummies pueden captar adecuadamente la inercia principal del choque. Sin embargo, en el eje lateral (Y) surgieron discrepancias críticas: mientras los ATD apenas alcanzaron 7 mm de desplazamiento lateral, los PMHS llegaron a 25 mm, casi un 360% más de movimiento que refleja un auténtico “latigazo” cervical lateral ausente en los maniqués. Durante la mayor parte del ensayo, la trayectoria de los PMHS estuvo fuera del corredor estadístico de los ATD, lo que evidencia una rigidez excesiva de éstos y cuestiona su biofidelidad en impacto con componentes transversales.

El análisis en el plano longitudinal-vertical (XZ) profundiza aún más en las limitaciones de los ATD. En la fase inicial del choque, ambos tipos de sujeto descendieron la cabeza de manera prácticamente idéntica, avanzando al unísono en eje X y descendiendo en eje Z. No obstante, tras el bloqueo del cinturón de seguridad, los PMHS continuaron descendiendo de forma brusca, produciéndose un “latigazo” cervical adicional, elevando su desplazamiento medio en Z a 185,88 mm frente a 75,89 mm en los ATD, es decir, una diferencia de más de 10 cm. En contraste, los ATD rebotaron verticalmente antes, debido a la alta rigidez de su columna espinal y a la configuración SP2 del asiento, más reclinada de lo previsto para estos maniqués. Este rebote prematuro no solo impide replicar el comportamiento humano real, sino que puede llevar a conclusiones engañosas si se interpreta la convergencia final de desplazamientos como indicio de buena biofidelidad.

Nuestros resultados refuerzan la idea generalmente expuesta en la literatura de que los dummies antropomórficos capturan con bastante fidelidad la fase inicial de un choque frontal, pero que su rigidez estructural provoca una subestimación sistemática de los desplazamientos y las cargas cervicales en fases más avanzadas del impacto. En particular, mientras el comportamiento longitudinal de la cabeza se refleja adecuadamente en los ATD al comienzo del movimiento, los desplazamientos laterales y verticales, asociados al típico “latigazo” humano, quedan infravalorados, lo que coincide con la conclusión de que las actuales configuraciones de cuello y columna en los maniqués no reproducen la flexibilidad y las secuencias de deformación observadas en sujetos reales.

Más allá de la dimensión puramente biomecánica, el trabajo incluye un estudio económico que estimó un coste de aproximadamente 1850 € por ensayo con ATD y alrededor de 14260 € por ensayo con PMHS. Al aplicar un valor estadístico de la vida de 1,9 M€, se deduce que, en términos de vidas salvadas, un ATD debe contribuir directamente a salvar una persona por cada 1030 ensayos, mientras que un PMHS debe hacerlo en 133 ensayos para generar el mismo retorno social. Esta comparación revela que, si bien los ATD resultan más eficientes en operaciones masivas gratuitas de desarrollo iterativo (por ejemplo, en el diseño y ajuste de airbags), los PMHS se justifican plenamente cuando se buscan datos críticos sobre lesiones graves, donde la precisión de los umbrales de daño es imprescindible.

La integración de ambos enfoques (ATD para fases de prototipado extensivo y PMHS para validación de alto impacto) emerge como la estrategia óptima para maximizar tanto la eficiencia económica como la fiabilidad biomecánica de las pruebas de choque.

Por último, este trabajo podría servir de base para señalar áreas clave de mejora en el diseño de ATD: la inclusión de discos cervicales con constantes elásticas ajustables, la segmentación adicional de la columna torácica y lumbar, y la optimización de los protocolos de asiento para garantizar que los *dummies* reproduzcan fielmente la ergonomía de ocupantes reales. Asimismo, se recomienda ampliar la muestra de PMHS y explorar otras configuraciones de choque (lateral, oblicuo) así como el uso de PMHS con técnicas de presurización vascular o simulación de tono muscular para acercar aún más los resultados al comportamiento vivo.

En definitiva, los hallazgos de este TFG subrayan que, aunque los ATD constituyen una herramienta insustituible para el desarrollo agnóstico y seguro de sistemas de protección pasiva, su excesiva rigidez limita la reproducción de fenómenos de latigazo cervical en los tres planos. Solo mediante la combinación inteligente de ATD, PMHS y modelos computacionales validados podrá avanzarse hacia vehículos cada vez más seguros, basados en datos que reflejen con precisión la complejidad de la biomecánica humana en una amplia variedad de escenarios de impacto.

Visto todo esto, se puede afirmar que se han cumplido los objetivos del ensayo, en tanto que se ha evaluado la biofidelidad de los ATDs como sustitutos al cuerpo humano en ensayos de choque frontal a 50Km/h. El grado en el que se habría cumplido habría sido mayor de haber utilizado más marcadores, especialmente los de la pelvis, lo que podría haber dado una imagen más completa de estas diferencias entre sujetos.

7. Bibliografía

- Ash, J., Lessley, D., Forman, J., Zhang, Q., Greg Shaw, C., & Crandall, J. (2012). *Whole-Body Kinematics: Response Corridors for Restrained PMHS in Frontal Impacts*. Dublin: IRCOBI.
- Crandall, J., & Bose, D. (2011). *Human Surrogates for Injury Research*. New Jersey: Clinical Anatomy.
- Hartlen, D. (2022). *Arc-Length Re-Parametrization and Signal Registration to Determine a Characteristic Average and Statistical Response Corridors of Biomechanical Data.* Waterloo: Frontiers Media.
- Hartlen, D., & Cronin, D. (2022). *Arc-Length Re-Parametrization and Signal Registration to Determine a Characteristic Average and Statistical Response Corridors of Biomechanical Data*. Waterloo: Frontiers in Bioengineering and Biotechnology.
- López Valdés, F., & Lau, A. (2010). *Analysis of spinal motion and loads during frontal impacts. Comparison between PMHS and ATD*. PubMed.
- López Valdés, F., & van Ratingen, M. (2007). *Maniqués antropomórficos para ensayos de choque*. Madrid: Etrasa.