



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO ESTUDIO 3D DEL MOVIMIENTO DE LA CABEZA Y EL CUELLO EN EL RANGO FISIOLÓGICO

Autor: Pablo Zubiaga Gardeazabal
Director: Francisco José López Valdés

Madrid
Agosto de 2025

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
Estudio 3D del movimiento de la cabeza y el cuello en el rango fisiológico
en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el
curso académico 2024/25 es de mi autoría, original e inédito 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.



Fdo.: Pablo Zubiaga Gardeazabal

Fecha: 24/08/2025

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO



Digitally signed by LOPEZ
VALDES FRANCISCO JOSE -
09437440B
Date: 2025.08.26 11:40:58 +02'00'

Fdo.: Francisco José López Valdés

Fecha: 24/08/2025



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO ESTUDIO 3D DEL MOVIMIENTO DE LA CABEZA Y EL CUELLO EN EL RANGO FISIOLÓGICO

Autor: Pablo Zubiaga Gardeazabal
Director: Francisco José López Valdés

Madrid
Agosto de 2025

Agradecimientos

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mi profesor y tutor, Francisco José López Valdés, por su constante apoyo, orientación y dedicación durante el desarrollo de este trabajo. Su experiencia y paciencia han sido fundamentales para completar este proyecto.

Asimismo, agradezco profundamente a mi familia, por su comprensión, ánimo y respaldo incondicional en cada etapa de mi formación académica. Su confianza en mí ha sido una fuente constante de motivación.

Finalmente, deseo extender mi gratitud a todas aquellas personas que, de una u otra manera, han contribuido a la culminación de este trabajo. A cada uno de ustedes, gracias por haber formado parte de este camino académico y personal, que hoy se ve reflejado en la finalización de este proyecto.

ESTUDIO 3D DEL MOVIMIENTO DE LA CABEZA Y EL CUELLO EN EL RANGO FISIOLÓGICO.

Autor: Zubiaga Gardeazabal, Pablo.

Director: López Valdés, Francisco José.

Entidad Colaboradora: Mobios Lab.

RESUMEN DEL PROYECTO

Palabras clave: Lesiones cervicales, Biomecánica, Trayectoria vertebral, Captura de movimiento, Vicon, Radiografía cervical, 3D Slicer, Matlab, Transformación de coordenadas, Ensayos fisiológicos.

1. Introducción

En los últimos años, el análisis de las lesiones de la columna vertebral, especialmente en la región cervical, se ha consolidado como una prioridad dentro del ámbito de la biomecánica debido a su alta prevalencia y gravedad en accidentes de tráfico. Se estima que en más del 50% de los accidentes de tráfico se producen lesiones cervicales, las cuales representan entre el 20% y el 25% de las muertes relacionadas con estos eventos. Además de la elevada mortalidad y discapacidad permanente asociadas, estas lesiones generan un impacto socioeconómico considerable, afectando la autonomía funcional de los pacientes y suponiendo una carga significativa para los sistemas de salud y protección social. En este contexto, este proyecto se enmarca en un estudio más amplio cuyo objetivo es analizar la trayectoria de las vértebras cervicales bajo distintos estímulos, utilizando tecnologías avanzadas de captura de movimiento y procesamiento de datos para contribuir al desarrollo de modelos más precisos y efectivos de prevención y tratamiento de lesiones cervicales.

2. Definición del proyecto

Este trabajo se centra en el desarrollo de una metodología experimental para analizar la trayectoria de las vértebras cervicales humanas durante movimientos fisiológicos, con el objetivo de aportar datos fiables y detallados que permitan mejorar la comprensión y prevención de lesiones cervicales en accidentes de tráfico. Para ello, se emplea un sistema avanzado de captura de movimiento Vicon, que permite registrar con alta precisión la posición de marcadores colocados en la región cervical de los sujetos durante la realización de ensayos controlados. Los datos obtenidos se complementan con información anatómica extraída de radiografías, lo que posibilita la transformación de las coordenadas de los marcadores al sistema anatómico de referencia de cada vértebra. Con estos datos, se desarrolla un código en Matlab con el que se obtiene la trayectoria tridimensional de las vértebras estudiadas en cada instante.

3. Descripción del modelo/sistema/herramienta

El sistema experimental utiliza el sistema Vicon, una de las herramientas más precisas y extendidas en biomecánica, que permite registrar en tres dimensiones la posición de marcadores reflectantes colocados en puntos anatómicos clave del cuello. Estos marcadores

se comportan como un sólido rígido junto a los sujetos y aseguran que el movimiento registrado refleje fielmente el desplazamiento de las vértebras estudiadas.

Para correlacionar los datos de los marcadores con la anatomía real de las vértebras, se emplea una radiografía de la región cervical, que permite identificar la posición exacta de los marcadores respecto a las estructuras óseas. Mediante el software *3D Slicer*, se digitalizan las coordenadas anatómicas necesarias para definir un sistema de referencia propio para cada vértebra, siguiendo las recomendaciones de la *International Society of Biomechanics*.

El procesamiento de los datos se realiza con un programa desarrollado en Matlab, que integra la información obtenida por el sistema Vicon y la radiografía. Este código permite transformar las coordenadas de los marcadores al sistema anatómico de cada vértebra para cada instante de tiempo, utilizando algoritmos de cambio de coordenadas y transformaciones rígidas. Así, se obtiene una reconstrucción precisa y dinámica de la trayectoria tridimensional de las vértebras cervicales durante los ensayos.

4. Resultados

Los resultados obtenidos a partir del procesamiento de los datos permiten visualizar la trayectoria tridimensional de las vértebras cervicales C4, C5 y C7 durante ensayos del movimiento de la cabeza y el cuello en el rango fisiológico del movimiento. Para cada vértebra se ha logrado representar su movimiento en función del tiempo en un espacio tridimensional, así como proyectar su desplazamiento en diferentes planos (X-Y, X-Z), lo que proporciona una visión detallada de la cinemática cervical.

Las trayectorias mostraron una coherencia anatómica con los patrones esperados de movimiento fisiológico, validando así la precisión de la metodología empleada. Asimismo, se identificaron pequeñas variaciones en el rango y dirección del movimiento entre las diferentes vértebras, lo que resalta la importancia de realizar análisis independientes para cada segmento cervical.

La integración de los datos Vicon con la referencia anatómica extraída de radiografías permitió una estimación precisa del centro de cada vértebra, reduciendo el error asociado a movimientos relativos entre la piel y el hueso. El código implementado en Matlab demostró ser una herramienta eficaz para la transformación y análisis de los datos, ofreciendo resultados fiables y representativos del comportamiento biomecánico real de la región cervical.

5. Conclusiones

El presente trabajo ha demostrado la viabilidad de una metodología combinada basada en captura de movimiento y datos anatómicos para analizar el movimiento de las vértebras cervicales con alta precisión. La transformación de coordenadas al sistema anatómico de cada vértebra, junto con la visualización tridimensional de las trayectorias, permite estudiar de forma más realista la biomecánica cervical durante movimientos fisiológicos.

Esta metodología representa un paso relevante hacia la mejora en la caracterización de los mecanismos que provocan lesiones cervicales, especialmente en contextos como los accidentes de tráfico. La herramienta desarrollada puede ser aplicada en estudios futuros para evaluar distintos tipos de movimientos, así como para analizar la variabilidad entre sujetos o la influencia de factores externos.

En conclusión, se ha establecido una base sólida para futuros desarrollos en el análisis dinámico de la columna cervical, con aplicaciones potenciales tanto en investigación clínica como en el diseño de dispositivos de seguridad y rehabilitación.

6. Referencias

- [1] Y. Wu, Z. Zhang, F. Wang, y W. Wang, «Current status of traumatic spinal cord injury caused by traffic accident in Northern China», *Sci. Rep.*, vol. 12, p. 13892, ago. 2022, doi: 10.1038/s41598-022-16930-9.
- [2] D. F. Huelke, J. O'Day, y R. A. Mendelsohn, «Cervical injuries suffered in automobile crashes», *J. Neurosurg.*, vol. 54, n.o 3, pp. 316-322, mar. 1981, doi: 10.3171/jns.1981.54.3.0316.
- [3] M. G. Fehlings et al., «A Clinical Practice Guideline for the Management of Acute Spinal Cord Injury: Introduction, Rationale, and Scope», *Glob. Spine J.*, vol. 7, n.o 3 Suppl, pp. 84S-94S, sep. 2017, doi: 10.1177/2192568217703387.
- [4] A. Singh, L. Tetreault, S. Kalsi-Ryan, A. Nouri, y M. G. Fehlings, «Global prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury», *Clin. Epidemiol.*, vol. 6, pp. 309-331, sep. 2014, doi: 10.2147/CLEP.S68889.
- [5] Gianikellis, K., «Características técnicas y prestaciones de los sistemas optoelectrónicos más difundidos en el campo de la biomecánica del movimiento humano. Estado actual de conocimientos», *Revista Motricidad, Facultad de Ciencias del Deporte, Universidad de Extremadura*, vol. 2, pp. 191-210, 1996.

A 3D STUDY OF HEAD AND NECK MOVEMENT WITHIN THE PHYSIOLOGICAL RANGE.

Author: Zubiaga Gardeazabal, Pablo.

Supervisor: López Valdés, Francisco José.

Collaborating Entity: Mobios Lab

ABSTRACT

Keywords: Cervical injuries, Biomechanics, Vertebral trajectory, Motion capture, Vicon, Cervical radiography, 3D Slicer, MATLAB, Coordinate transformation, Physiological tests.

1. Introducción

In recent years, the analysis of spinal injuries, particularly in the cervical region, has become a priority in biomechanics due to their high prevalence and severity in traffic accidents. It is estimated that over 50% of traffic accidents result in cervical injuries, accounting for 20% to 25% of related fatalities. Beyond the high mortality and permanent disability rates, these injuries carry significant socioeconomic impacts, compromising patients' functional autonomy and imposing substantial burdens on healthcare and social protection systems. Within this context, this project is part of a broader study aiming to analyze cervical vertebrae trajectories under various stimuli using advanced motion capture and data processing technologies. The goal is to contribute to developing more precise and effective models for cervical injury prevention and treatment.

2. Definición del Proyecto

This project focuses on developing an experimental methodology to analyze human cervical vertebrae trajectories during physiological movements. The goal is to provide reliable, detailed data to enhance understanding and prevention of cervical injuries in traffic accidents. For this purpose, an advanced Vicon motion capture system is used to record with high precision the position of markers placed on subjects' cervical regions during controlled trials. The acquired data is supplemented with anatomical information extracted from radiographs, enabling the transformation of marker coordinates into each vertebra's anatomical reference system. Using this data, MATLAB code is developed to obtain the three-dimensional trajectory of studied vertebrae at each instant.

3. Descripción del modelo/sistema/herramienta

The experimental setup uses the Vicon system—one of biomechanics' most precise and widely adopted tools—to 3D-record the position of reflective markers placed on key anatomical neck points. These markers behave as a rigid body relative to subjects, ensuring recorded motion faithfully reflects the displacement of studied vertebrae.

To correlate marker data with actual vertebral anatomy, cervical radiography identifies the exact marker positions relative to bony structures. Using 3D Slicer software, anatomical coordinates are digitized to define a vertebra-specific reference system following International Society of Biomechanics guidelines.

Data processing employs a custom MATLAB program integrating Vicon and radiography data. This code transforms marker coordinates into each vertebra's anatomical system at every timepoint using coordinate-change algorithms and rigid transformations. The result is a precise dynamic reconstruction of cervical vertebrae 3D trajectories during trials.

4. Resultados

The results obtained from data processing allow for the visualization of the three-dimensional trajectory of the cervical vertebrae C4 and C5 during controlled physiological trials. For each vertebra, its movement over time was represented in a three-dimensional space, as well as projected onto different planes (X-Y, X-Z, Y-Z), providing a detailed view of cervical kinematics.

The trajectories showed anatomical consistency with expected physiological motion patterns, validating the accuracy of the methodology used. Additionally, small variations were identified in the range and direction of movement between different vertebrae, highlighting the importance of performing independent analyses for each cervical segment.

The integration of Vicon data with anatomical reference points extracted from radiographs enabled precise estimation of the center of each vertebra, reducing errors associated with skin-to-bone movement discrepancies. The Matlab code implemented proved to be an effective tool for data transformation and analysis, delivering reliable and representative results of the actual biomechanical behavior of the cervical region.

5. Conclusiones

This study has demonstrated the feasibility of a combined methodology based on motion capture and anatomical data to analyze cervical vertebrae motion with high precision. The transformation of coordinates into the anatomical reference system of each vertebra, along with the three-dimensional visualization of their trajectories, enables a more realistic study of cervical biomechanics during physiological movements.

This methodology represents a significant step forward in improving the understanding of injury mechanisms in the cervical spine, particularly in scenarios such as traffic accidents. The developed tool can be applied in future studies to evaluate different types of motion, as well as to analyze inter-subject variability or the influence of external factors.

In conclusion, a solid foundation has been established for future developments in the dynamic analysis of the cervical spine, with potential applications in both clinical research and the design of safety and rehabilitation devices.

6. Referencias

- [1] Y. Wu, Z. Zhang, F. Wang, y W. Wang, «Current status of traumatic spinal cord injury caused by traffic accident in Northern China», *Sci. Rep.*, vol. 12, p. 13892, ago. 2022, doi: 10.1038/s41598-022-16930-9.
- [2] D. F. Huelke, J. O'Day, y R. A. Mendelsohn, «Cervical injuries suffered in automobile crashes», *J. Neurosurg.*, vol. 54, n.o 3, pp. 316-322, mar. 1981, doi: 10.3171/jns.1981.54.3.0316.
- [3] M. G. Fehlings et al., «A Clinical Practice Guideline for the Management of Acute Spinal Cord Injury: Introduction, Rationale, and Scope», *Glob. Spine J.*, vol. 7, n.o 3 Suppl, pp. 84S-94S, sep. 2017, doi: 10.1177/2192568217703387.
- [4] A. Singh, L. Tetreault, S. Kalsi-Ryan, A. Nouri, y M. G. Fehlings, «Global prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury», *Clin. Epidemiol.*, vol. 6, pp. 309-331, sep. 2014, doi: 10.2147/CLEP.S68889.
- [5] Gianikellis, K., «Características técnicas y prestaciones de los sistemas optoelectrónicos más difundidos en el campo de la biomecánica del movimiento humano. Estado actual de conocimientos», *Revista Motricidad, Facultad de Ciencias del Deporte, Universidad de Extremadura*, vol. 2, pp. 191-210, 1996.

Índice de la memoria

Capítulo 1. Introducción.....	6
1.1 Motivación del proyecto	8
1.2 Objetivos del proyecto	9
Capítulo 2. Estado de la Cuestión	10
Capítulo 3. Justificación del proyecto	14
Capítulo 4. Metodología.....	17
4.1 Descripción de las tecnologías.....	17
4.1.1 Sistema Vicon	18
4.1.2 Tomografía Axial Computarizada (TAC).....	21
4.2 Método utilizado	22
4.3 Obtención de datos a través de los marcadores Vicon	30
4.4 Obtención de datos a través de la radiografía	34
4.5 Desarrollo del código.....	36
Capítulo 5. Resultados	39
Capítulo 6. Conclusiones y Trabajos Futuros	56
Capítulo 7. Bibliografía	57
ANEXO I: Código Desarrollado.....	61
ANEXO II: Alineación con los objetivos de desarrollo sostenible.....	71

Índice de figuras

Figura 1. Marcadores VICON.....	8
Figura 2: Crash Test Dummy (ATD).....	11
Figura 3: HBM.....	12
Figura 4: Dummy utilizado para ensayos de impacto.....	15
Figura 5: Ejemplo de reconstrucción a través de los marcadores Vicon.	19
Figura 6: Ejemplo de posibles marcadores capturados por las cámaras Vicon.	20
Figura 7: TAC realizado.	22
Figura 8: Mounts.....	23
Figura 9: Diagrama de Flujos.	24
Figura 10: Imagen frontal del sujeto 0027.....	26
Figura 11: Imagen lateral del sujeto 0027.	26
Figura 12: TAC del sujeto 0028M.....	28
Figura 13: Centro de coordenadas consensuado de las vértebras.	29
Figura 14: Visualización de la radiografía en el software <i>3D Slicer</i>	35
Figura 15: Encabezado datos del Excel.	37
Figura 16: Interpretación Matlab con el uso de la función <i>FixViconHeaders</i>	37
Figura 17: ODS 3.....	72

Índice de gráficos

Gráfico 1: Representación del marcador C5_1 en los ejes X-Z.....	31
Gráfico 2: Representación del marcador C5_2 en los ejes X-Z.....	31
Gráfico 3: Representación del marcador C5_3 en los ejes X-Z.....	32
Gráfico 4: Representación del marcador C5_4 en los ejes X-Z.....	32
Gráfico 5: Test1-trial1-C5.	39
Gráfico 6: Test1-trial2-C5.	40
Gráfico 7: Test1-trial3-C5.	40
Gráfico 8: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y, punto de equilibrio	42
Gráfico 9: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z, punto de equilibrio	43
Gráfico 10: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y a tracción suave	44
Gráfico 11: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z a tracción suave	44
Gráfico 12: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y, tensión forzada.....	45
Gráfico 13: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z, tensión forzada.....	46
Gráfico 14: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y, compresión forzada.....	46
Gráfico 15: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z, compresión forzada.....	47
Gráfico 16: Trayectorias en movimiento de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y, compresión forzada.....	47
Gráfico 17: Trayectorias en movimiento de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z, compresión forzada	48

Gráfico 18: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Y, tracción suave	49
Gráfico 19: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Z, tracción suave	49
Gráfico 20: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Y, tracción suave	50
Gráfico 21: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Z, tracción suave	50
Gráfico 22: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Y, tensión forzada.....	51
Gráfico 23: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Z, tensión forzada.....	51
Gráfico 24: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Y, tensión forzada.....	52
Gráfico 25: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Z, tensión forzada.....	52
Gráfico 26: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Y, compresión forzada.....	53
Gráfico 27: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Z, compresión forzada.....	53
Gráfico 28: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Y, compresión forzada.....	54
Gráfico 29: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Z, compresión forzada.....	54

Índice de tablas

Tabla 1. Coordenadas de la vértebra C4 del sujeto 0028M desde el TAC	36
Tabla 2. Coordenadas de los marcadores C4_test1_trial1 desde el nuevo sistema de coordenadas	36

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

Durante los últimos años el análisis de las lesiones de la columna vertebral ha sido una prioridad en el ámbito de la biomecánica. Se puede estimar que los accidentes con vehículos motorizados son la duodécima causa de muerte a nivel global, siendo las lesiones de la columna vertebral y la médula espinal las más prevalentes. En países como España y Estados Unidos, los accidentes de tráfico son la principal causa de lesiones en la columna cervical. Se estima que en un 51.6% de los accidentes de tráfico tienen lesiones cervicales [1] y son la causa del 20-25% de las muertes relacionadas [2]. Dichas lesiones traumáticas de la médula espinal cervical no solo implican una alta carga de mortalidad y discapacidad permanente, sino que también generan gastos sanitarios muy elevados debido a la complejidad de su manejo clínico y rehabilitación [3]. Estas condiciones, frecuentemente asociadas a la pérdida de autonomía funcional, tienen consecuencias significativas en el ámbito laboral, con tasas elevadas de desempleo y dependencia económica a largo plazo [4]. Además, su impacto trasciende lo individual, las consecuencias de estas clase de lesiones comprometen también el bienestar psicosocial de las familias y suponen desafíos estructurales para los sistemas de salud y protección social [5].

Teniendo en cuenta el impacto que tienen las lesiones traumáticas de la médula espinal cervical en los ámbitos clínicos, económicos y sociales, la necesidad de investigar en esta área se hace evidente. Profundizar en el entendimiento de los mecanismos de lesión, los factores de riesgo y las mejores estrategias de intervención, puede no solo marcar una diferencia en el manejo de estos casos, sino que además ayudará a la creación de sistemas preventivos. De esta forma la investigación continua de las lesiones cervicales no solo contribuirá a una optimización de los resultados clínicos y reducción de los costes sanitarios, sino que la calidad de vida de las víctimas de dichas lesiones se verá mejorada. Por ello estos estudios son necesarios en el avance de una sociedad más segura.

Este proyecto es parte de un estudio más amplio titulado *Human Cervical Spine Intradiscal Pressure Response During Non-Injurious Quasistatic Motion: A Feasibility Study*, cuyo objetivo es analizar la trayectoria de las vértebras bajo distintos estímulos. En particular este proyecto está centrado en analizar y procesar las imágenes obtenidas por las cámaras Vicon, un sistema ampliamente utilizado en biomecánica para el seguimiento y análisis de movimientos 3D en alta resolución, a partir de las cuales se obtendrá una representación precisa de la trayectoria de las vértebras cervicales en los ensayos.

El código desarrollado en este Trabajo de Fin de Grado se implementará en un proyecto de investigación centrado en el estudio de las lesiones cervicales en accidentes motores, que, debido a la incidencia de estos, es de gran importancia. El objetivo general de la investigación es mejorar las funciones de riesgo de lesión en la columna cervical, utilizando nuevas tecnologías, como los sensores de presión intradiscal (IVD), para complementar y mejorar los datos existentes relacionados con la biofidelidad de los maniqués de pruebas (ATD) y los modelos de elementos finitos (FE/HBM) utilizados en la simulación de impactos.

Con este enfoque, se espera avanzar en el entendimiento de los mecanismos de lesión de la columna cervical con el propósito de desarrollar modelos más precisos y efectivos que permitan predecir el comportamiento de la columna cervical. A partir de esas predicciones se espera poder diseñar sistemas de prevención de riesgos más efectivos, que tengan el potencial de salvar más vidas y reducir la gravedad de las lesiones en las víctimas.

Para entender los mecanismos de lesión de la columna cervical hay que conocer los desplazamientos relativos entre las vértebras. Para ello, como estas no son visibles y por lo tanto no se pueden medir, se han utilizado unos marcadores Vicon. Estos son unos marcadores reflectantes, que han sido unidos rígidamente a las vértebras estudiadas como se puede observar en la Figura 1. Al ser visibles estos marcadores, es posible medir los desplazamientos de estos y al ser tratada como una unión rígida la relación de los marcadores con la vértebra, se pueden obtener la trayectoria de las vértebras utilizando métodos algebraicos de transformación de coordenadas. Para obtener esta transformación se ha

requerido el uso de un código de Matlab. Estos datos posibilitarán una representación más fiel de los movimientos y las deformaciones de las vértebras.

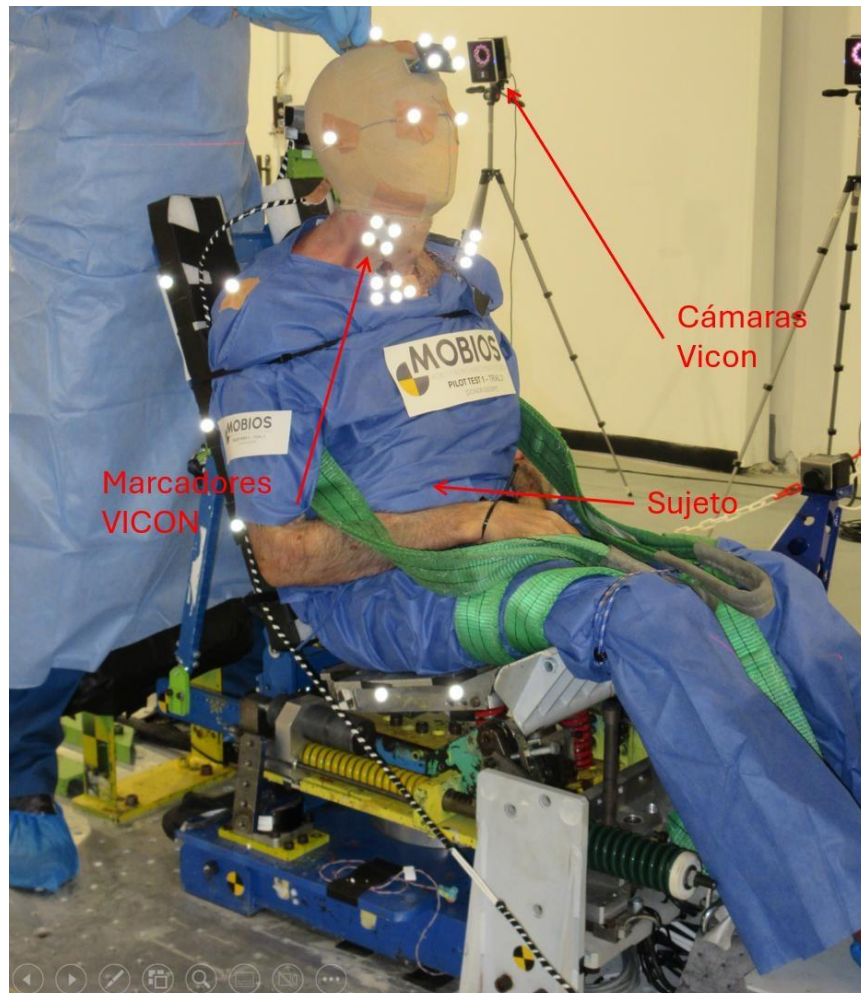


Figura 1. Marcadores VICON

1.1 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

La columna cervical es una de las áreas más vulnerables del cuerpo humano en situaciones de impacto, especialmente en accidentes vehiculares. Las lesiones en esta región pueden ir desde esguinces y fracturas hasta daños más graves en los discos intervertebrales (IVD) que pueden reducir la movilidad de las personas afectadas. Por esta razón, es crucial ser capaces de desarrollar modelos realistas del movimiento que puedan sufrir las vértebras de la columna cervical bajo un impacto dinámico. Con esto se podrían mejorar las estrategias de

prevención y tratamiento. Sin embargo, pese a los avances de la tecnología, hoy en día siguen existiendo importantes desafíos relacionados con esto, puesto que es muy difícil reflejar con exactitud las complejidades biomecánicas del cuerpo humano.

La motivación principal de este proyecto es hallar información que permita el desarrollo de estos modelos realistas. Se espera con esta información conseguir diseñar unos sistemas de prevención más efectivos y seguros, que permitan evitar lesiones en las cervicales en su máxima medida y en caso inevitable reducir la gravedad de las lesiones.

Para hallar esta información que permita el desarrollo de estos modelos realistas se harán distintos ensayos. Estos se realizarán para obtener la trayectoria de las vértebras cervicales y saber la presión intradiscal entre las vértebras cervicales, con la finalidad de en un futuro obtener modelos predictivos y así poder crear sistemas de protección pasiva. Para que los resultados de estos ensayos sean fiables se han tenido que realizar con cadáveres, ya que estos recrearán de una forma más fiable el comportamiento de los humanos bajo las mismas circunstancias.

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

El objetivo principal de este proyecto es obtener la trayectoria de las vértebras cervicales estudiadas en los distintos sujetos, durante los ensayos. Para conseguir esto, el proyecto se dividirá en varios objetivos. Dado que, durante los ensayos, los marcadores Vicon se mueven y en instantes pueden estar tapados, el primer objetivo será reconstruir el máximo número de trayectorias posibles de estos marcadores utilizando el software de Vicon. Segundo, se obtendrán un sistema de coordenadas local de las cervicales con la utilización de una radiografía. Para obtener la trayectoria de las cervicales a partir de los marcadores, se tendrá que hacer un cambio de coordenadas para cada instante, por lo que el último objetivo será desarrollar un programa que permita esta transformación para cada instante.

Capítulo 2. ESTADO DE LA CUESTIÓN

Con el fin de mejorar la seguridad vehicular y reducir el riesgo de lesiones en los pasajeros, se han desarrollado durante las últimas décadas diferentes métodos con el objetivo de analizar la respuesta de la columna cervical a fuerzas dinámicas [6]. Las lesiones cervicales son una de las consecuencias más comunes en colisiones vehiculares y puedes generar desde molestias puntuales hasta daños permanentes en la médula espinal [7]. Como se ha mencionado anteriormente, se estima que en un 51.6% de los accidentes de tráfico se provocan lesiones cervicales [1] y son la causa del 20-25% de las muertes relacionadas [2].

Debido a esto, se considera crucial comprender los mecanismos biomecánicos que se encuentran por debajo de todo esto para diseñar sistemas de seguridad pasiva más eficaces. A pesar de los múltiples estudios que existen al respecto, debido a la complejidad biomecánica del cuello humano y a la gran variabilidad en las respuestas ante fuerzas externas que cada individuo puede presentar [8], no se ha llegado a encontrar un modelo que detalle con precisión los mecanismos de lesión cervical, en especial aquellos relacionados con la presión intradiscal (IVD) y la trayectoria de las vértebras durante un impacto [9].

En seguridad vehicular comúnmente se han utilizado los modelos antropomórficos de prueba (ATD, Anthropomorphic Test Devices), mostrado en la Figura 2 y estos han sido fundamentales a la hora de determinar la respuesta del cuerpo humano ante colisiones [10] [11].

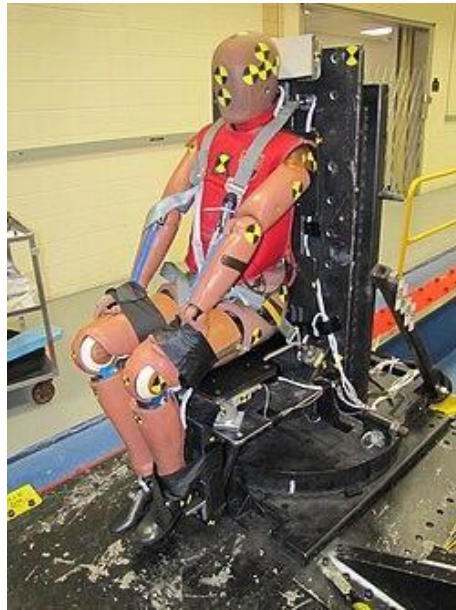


Figura 2: Crash Test Dummy (ATD).

Gracias a ellos se han podido regularizar las pruebas de choque y se han desarrollado normativas para la seguridad automovilística [12]. Sin embargo, para evaluar las lesiones a nivel del disco intervertebral y de las vértebras individuales, se han necesitado otras herramientas, ya que estos modelos presentan limitaciones significativas cuando se trata de identificar y evaluar lesiones específicas puesto que no dan el nivel de detalle necesario [13].

Para poder evaluar estas lesiones se han utilizado herramientas de simulación, como modelos de elementos finitos (FE) [14], [15], y los modelos humanos biomecánicamente realistas (HBM, Human Body Models) [16] [17].



Figura 3: HBM.

Estos modelos permiten evaluar con mayor precisión la respuesta ante impactos de los tejidos blandos, huesos y discos intervertebrales, de tal manera que proporcionan información más detallada sobre la causa de la lesión cervical estudiada. Sin embargo, para validar estos modelos, que son más detallados en la estructura interna de la columna, se precisan datos experimentales, resaltando la necesidad de estudios que detallen la cinemática cervical en condiciones de impacto.

Esta necesidad ha hecho que se desarrollen sistemas de captura de movimiento como Vicon y otros similares, que proporcionan datos de alta precisión sobre la trayectoria y el movimiento de la columna vertebral. Estas herramientas permiten facilitar los estudios tridimensionales del movimiento del cuerpo humano [18], mediante el seguimiento de la trayectoria de marcadores posicionados en puntos clave del cuerpo humano. No obstante, la falta de una metodología normalizada a la hora de transformar los sistemas de referencia representa uno de los principales desafíos para abalizar la información obtenida de los marcadores. Este problema ha limitado la integración de información entre estudios experimentales y modelos numéricos [19]. La inconsistencia en la forma en la que se obtienen y analizan los resultados de la simulación de los movimientos limita la capacidad de comparar estudios y de fusionar unos con otros para generalizar los descubrimientos. Por tanto, desarrollar un sistema que permita cambiar de un sistema de referencia a otro será clave para obtener una comprensión más profunda de las lesiones cervicales.

Combinar estas metodologías, de modelo de impacto cervical con los datos cinemáticos con medición de presión intradiscal, supondrá un avance a la hora de caracterizar los mecanismos de lesión cervical. Estos estudios supondrán una mejora en la precisión de los modelos biomecánicos y tendrán unas aplicaciones directas en el diseño de elementos de seguridad pasiva para reducir el riesgo de lesiones cervicales.

Capítulo 3. JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

Como se ha explicado previamente, el proyecto está centrado en el análisis de trayectorias vertebrales mediante cámaras Vicon y la posterior transformación de coordenadas a través de Matlab. El estudio presentado representa un avance crucial en la comprensión de las lesiones cervicales y en el desarrollo de nuevas tecnologías para su prevención. Las razones para desarrollar este Trabajo de Fin de Grado se pueden analizar desde dos puntos de vista: relevancia en la mejora de la seguridad vehicular e innovación en el campo de la biomecánica cervical.

Como se menciona en la introducción, las lesiones cervicales son una de las causas más comunes y graves en accidentes de tráfico, siendo responsables de hasta el 51.6% [1] de todas las lesiones en estos eventos y del 20-25% de las muertes relacionadas [2]. Los impactos que estas lesiones pueden llegar a tener sobre los pacientes van mucho más allá del ámbito médico, las lesiones cervicales pueden afectar a la capacidad laboral, la autonomía personal y la calidad de vida a largo plazo de los pacientes. Estas altas tasas junto a las limitaciones actuales de los sistemas de protección pasiva como los airbags subrayan la importancia de desarrollar tecnologías que permitan comprender y mitigar los daños en esta región del cuerpo. Por ello, es crucial desarrollar nuevas tecnologías que permitan estudiar con mayor precisión y facilidad las trayectorias de las vértebras durante impactos con el fin de mejorar los sistemas de protección vehicular y reducir el riesgo de lesiones de por vida.

Este proyecto aborda esta necesidad utilizando sistemas avanzados de captura de movimiento Vicon y algoritmos de transformación de coordenadas desarrollados en Matlab. Con estas herramientas, se consigue una evaluación precisa y detallada del comportamiento vertebral durante impactos dinámicos, como pueden ser accidentes vehiculares.

Por otro lado, el estudio realizado en este proyecto de fin de grado supera las limitaciones de estudios previos al integrar tecnologías avanzadas para el análisis de movimientos complejos. En primer lugar, este proyecto hace uso de un Sistema Vicon. Éste permite

capturar micromovimientos cervicales que escapan a la resolución de los sensores convencionales en *dummies*. Los *dummies*, que han sido el método más utilizado hasta ahora para el estudio de lesiones [13], [20], y por tanto la creación de sistemas de prevención pasivos, han demostrado tener limitaciones a la hora de representar anatómicamente la parte del cuello y las cervicales, como se puede observar en la Figura 4.

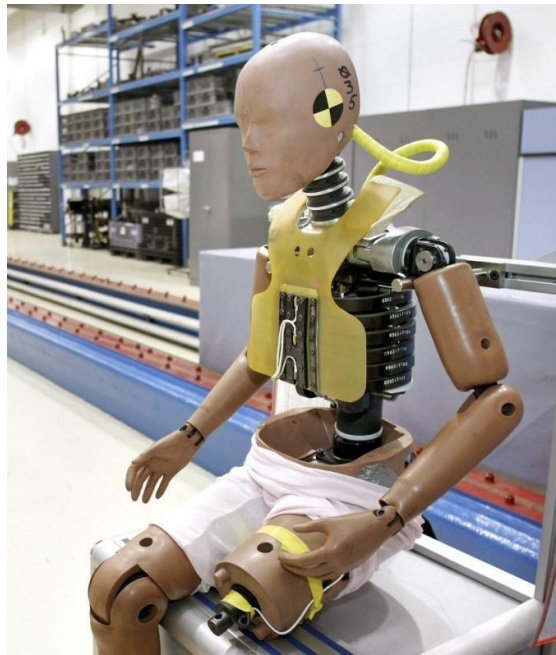


Figura 4: Dummy utilizado para ensayos de impacto.

Al no ser representativa la estructura cervical, tampoco lo son los comportamientos mecánicos ni dinámicos. Por esta razón los resultados conseguidos a partir de estos ensayos no permiten validar de manera aceptable los modelos numéricos, como son las simulaciones por elementos finitos. El hecho de no tener datos experimentales fiables para realizar comparaciones rigurosas imposibilita la utilización de dichos métodos.

Por otro lado, el desarrollo de algoritmos personalizados para la transformación de coordenadas entre sistemas Vicon y radiografías, desarrollados en Matlab, permiten correlacionar los datos recogidos con modelos estructurales específicos de las vértebras cervicales. Además, el código desarrollado para en este proyecto facilita la integración de

datos entre diferentes plataformas, mejorando la precisión de los modelos de elementos finitos (FE) y de dispositivos antropomórficos de prueba (ATD). Esto es relevante para la validación experimental de modelos computacionales y poder avanzar en el desarrollo de sistemas de prueba con mayor biofidelidad.

En definitiva, este proyecto es necesario, ya que las otras metodologías utilizadas hasta la fecha no ofrecen resultados fiables en cuanto a las cervicales. Gracias a este estudio, se podrá aumentar la base datos experimental fiable necesaria para la implementación de las técnicas de simulación mejorando su precisión y fiabilidad y así disminuyendo los costes necesarios para la evaluación de los distintos impactos.

Capítulo 4. METODOLOGÍA

4.1 *DESCRIPCIÓN DE LAS TECNOLOGÍAS*

Para el desarrollo de este proyecto se han utilizado e implementado distintas herramientas y recursos tecnológicos para el análisis del movimiento y procesamiento de datos biomecánicos. Por un lado, se han utilizado un sistema de captura de movimiento Vicon y marcadores Vicon y se ha estudiado una radiografía de la región cervical. Por otro, se ha utilizado el software matemático Matlab. A continuación, se explican cada uno de los recursos mencionados.

Para registrar la trayectoria del cuello en distintos movimientos se han empleado marcadores pasivos Vicon junto a un sistema de captura de movimiento. Gracias al sistema se obtienen datos de alta precisión sobre la posición de los marcadores en el espacio tridimensional, permitiendo un análisis detallado de la cinemática cervical.

Las coordenadas de las vértebras cervicales y de los marcadores de Vicon se han obtenido de manera precisa a través de una radiografía de la región cervical. La localización exacta de las vértebras ha sido fundamental para correlacionar los puntos de referencia físicos con los marcadores.

Por último, se ha utilizado MATLAB. Se ha desarrollado un programa en MATLAB cuya función es trasladar unas coordenadas de un sistema a otro. De esta manera se ha conseguido trasladar las coordenadas obtenidas por los marcadores Vicon a las coordenadas definidas por el TAC.

4.1.1 SISTEMA VICON

Vicon es una de las herramientas de captura de movimiento más avanzada y precisa. La captura de movimiento es una herramienta fundamental en la investigación biomecánica, la rehabilitación clínica y el análisis ergonómico. Vicon, en específico, es ampliamente utilizado en laboratorios de biomecánica, animación y medicina deportiva [21]. Este sistema combina hardware de alta precisión y software especializado para reconstruir el movimiento tridimensional de cuerpos en tiempo real, permitiendo un análisis exhaustivo y objetivo del comportamiento cinemático del sujeto.

El primer paso para el correcto funcionamiento de un sistema Vicon es la calibración de las cámaras que han de capturar el movimiento. Este proceso consiste en mover una varita de calibración en el entorno de captura. Las cámaras, que rodean el espacio de trabajo, registran la posición de la varita desde distintos ángulos. Los investigadores, que conocen las coordenadas de la varita, extraen los datos obtenidos por las cámaras y los comparan con la posición real de la varita. El proceso de calibración se lleva a cabo hasta que el error de las coordenadas obtenidas sea mínimo.

La precisión de la calibración es fundamental, ya que cualquier error se traducirá en imprecisiones durante la reconstrucción del movimiento. El objetivo, por tanto, es minimizar el error de reconstrucción que en sistemas Vicon modernos puede ser inferior a 1 mm si la calibración es óptima [22] [23] [24]. Hay que tener en cuenta que factores ambientales como la temperatura, la iluminación o la presencia de objetos reflectantes pueden afectar la calidad de la calibración y de la captura, por lo que se recomienda mantener condiciones constantes y controladas durante todo el proceso experimental.

Una vez calibrado el sistema, el siguiente paso es colocar los marcadores reflectantes en el sujeto de estudio. Éstos se fijan en puntos anatómicos clave para el estudio que se quiera realizar y en puntos de referencia. En particular, en este proyecto ha estudiado la trayectoria de las vértebras C4, C5 y C7, por lo que se han dispuesto cuatro marcadores en dicha zona del cuello y varios marcadores de referencia en prominencias óseas como el acromion, el esternón y las órbitas y en referencias fijas como la silla donde se encuentra el sujeto. Para garantizar que los datos recogidos representen fielmente el movimiento, los marcadores

suelen fijarse sobre soportes rígidos que se adhieren firmemente al cuerpo (o, en el caso de estudios con cadáveres, al segmento de interés), evitando así desplazamientos relativos entre marcador y hueso.

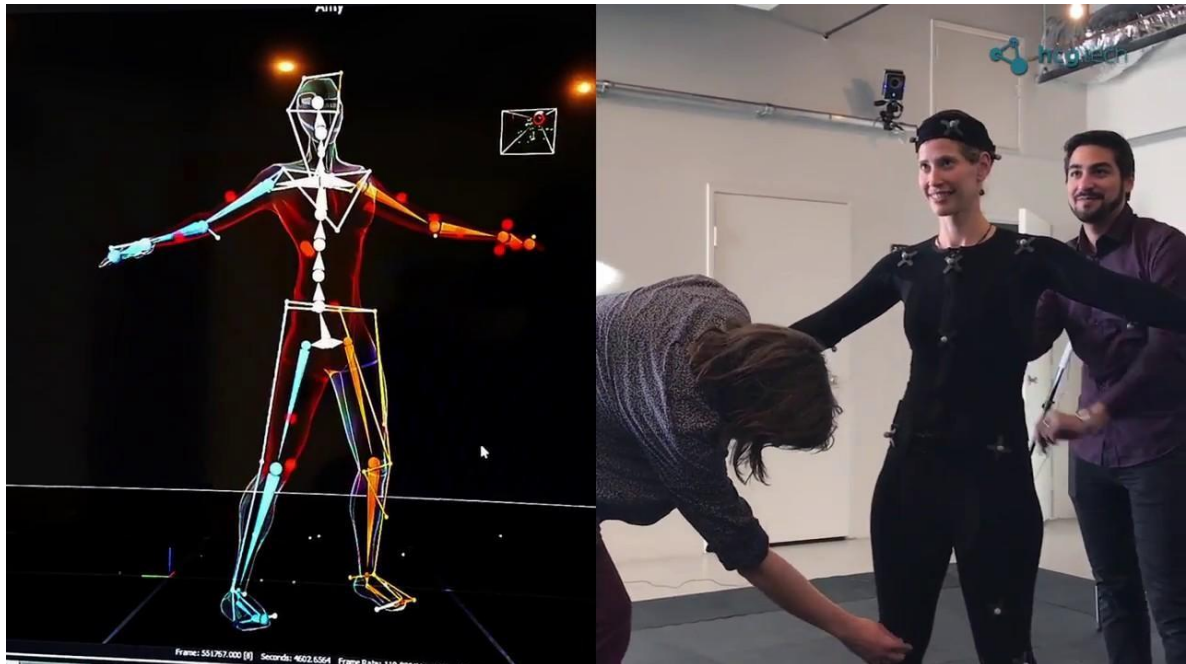


Figura 5: Ejemplo de reconstrucción a través de los marcadores Vicon.

Para una óptima configuración, cada marcador tiene que ser visible al menos por dos cámaras en todo momento, aunque se recomienda el uso de múltiples cámaras (8-12) para mejorar la fiabilidad de los datos obtenidos y reducir la pérdida de datos por oclusión [24]. En los ensayos realizados en este proyecto se utilizaron un total de 10 cámaras. Cuantas más cámaras se utilicen, mayor será la precisión y la robustez del sistema ante interferencias o movimientos complejos.

Durante el ensayo, las cámaras Vicon iluminan el volumen de captura y los marcadores reflejan esta luz. De esta manera, son detectados por las cámaras. Sin embargo, éstas detectan tanto los marcadores como otros reflejos de luz, por lo que los datos serán más fiables cuantos más marcadores y más cámaras haya. El software de Vicon reconstruye la posición tridimensional de cada posible marcador (todos los objetos reflectantes capturados) a partir de las imágenes capturadas. El sistema registra la posición de los posibles marcadores en cada *frame*, permitiendo obtener trayectorias precisas en el espacio y el tiempo.

Una vez terminada la captura de movimiento, empieza la fase de procesamiento de datos. La calibración y la grabación del ensayo se introducen en el software de Vicon. Éste presenta inicialmente las posiciones de los posibles marcadores sin etiquetar, por lo que la tarea del investigador es asociar cada marcador con la etiqueta correspondiente. Este proceso se realiza para cada *frame* del ensayo.

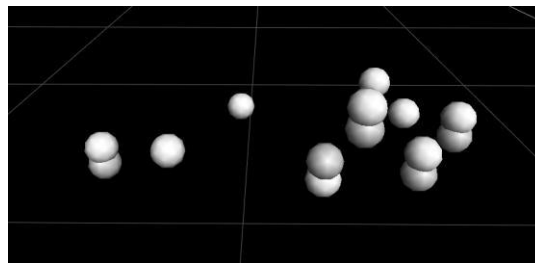


Figura 6: Ejemplo de posibles marcadores capturados por las cámaras Vicon.

Esta labor muchas veces presenta desafíos, el más frecuente es la pérdida temporal de marcadores, ya sea porque quedan ocultos por el propio sujeto o por otros objetos. Cuando esto ocurre, el software Vicon identifica el último *frame* en el que se localiza el marcador perdido y el primer *frame* en el que vuelve a estar etiquetado. Obtenidos estos dos instantes de tiempo, el sistema ofrece distintas técnicas para reconstruir las trayectorias perdidas, entre las que destacan:

- unir el último punto visible con el siguiente siguiendo una trayectoria recta;
- unir el último punto visible con el siguiente manteniendo la trayectoria del instante en el que se pierde la localización del marcador;
- reconstruir la trayectoria en los instantes perdidos basándose en la trayectoria de los marcadores cercanos de los que sí se tengan datos.

Una vez reconstruidas las trayectorias completas de los marcadores, los datos procesados se exportan a un Excel, lo que permite realizar un estudio sobre ellos. El investigador es el encargado de definir el sistema de referencia (origen de coordenadas) según las necesidades del estudio [25]. El Excel está distribuido de la siguiente manera, en la primera columna están los frames para los cuales pertenece cada dato, y para las demás columnas, en la tercera fila se designa el marcador al que pertenecen los datos, en la cuarta a que eje pertenece ese

dato, en la quinta se describen las unidades utilizadas y a partir de la sexta fila están escritos los datos de la localización de los marcadores en el espacio para cada frame.

El sistema Vicon ha demostrado ser una herramienta extremadamente precisa y versátil en numerosos campos. En biomecánica, permite analizar patrones de marcha, rangos articulares, cargas y momentos en las articulaciones, así como optimizar técnicas deportivas y prevenir lesiones. En el ámbito clínico, se utiliza para evaluar la eficacia de tratamientos de rehabilitación, diagnosticar alteraciones del movimiento y planificar intervenciones quirúrgicas.

Sin embargo, el sistema no está exento de limitaciones. Requiere un entorno controlado, una preparación meticulosa y un procesamiento de datos laborioso, especialmente en estudios con muchos marcadores o sujetos. Además, la pérdida de marcadores por oclusión puede comprometer la integridad de los datos, aunque los algoritmos actuales han mejorado notablemente la capacidad de reconstrucción automática.

En resumen, el sistema Vicon representa la referencia máxima en la captura de movimiento tridimensional gracias a su alta precisión, flexibilidad y capacidad de integración con otros dispositivos (plataformas de fuerza, EMG, etc.). Su correcto uso exige rigor metodológico, pero los resultados obtenidos permiten avanzar significativamente en la comprensión y el tratamiento de los trastornos del movimiento, así como en la optimización del rendimiento humano.

4.1.2 TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA (TAC)

El TAC, o Tomografía Axial Computarizada es una herramienta comúnmente utilizada en medicina para obtener imágenes detalladas del interior del cuerpo, con el uso de rayos X. A diferencia de las radiografías hallan imágenes del interior de cuerpos en un solo plano, el TAC lo hace en diversos planos paralelos, separados a una distancia previamente programa por el operador. Así utilizando un TAC se puede obtener una imagen muy detallada del cuerpo.



Figura 7: TAC realizado.

4.2 *MÉTODO UTILIZADO*

La metodología de este proyecto ha consistido en distintas etapas que quedan mostradas en el diagrama de flujos Figura 9. Para empezar, se han hecho unos ensayos con distintos sujetos. En estos se han colocado unos marcadores reflectantes Vicon en las vértebras cervicales que se pretendían estudiar. Éstos han sido fijados sobre los *mounts* diseñados previamente, mostrados en la Figura 8. A posteriori de haber sido preparados los sujetos, éstos han sufrido distintas manipulaciones hechas por un fisioterapeuta, siendo las trayectorias de los marcadores durante el ensayo, captadas por las cámaras. Posteriormente con el uso del software de Vicon Nexus y utilizando las imágenes captadas por las cámaras de este, se ha podido reconstruir la trayectoria de dichos marcadores. Tras haber reconstruido las máximas trayectorias posibles, se han conseguido las coordenadas de estos marcadores, para cada instante, desde el sistema coordenadas local de Vicon.

Por otro lado, utilizando una TAC, se ha creado un sistema de coordenadas para cada vértebra desde un marco anatómico de referencia. Utilizando este sistema de referencia local se han obtenido las coordenadas de los marcadores Vicon.

Finalmente, se ha escrito un programa de Matlab que permite transformar las coordenadas de los marcadores a las cervicales estudiadas para cada instante desde un sistema de coordenadas global.

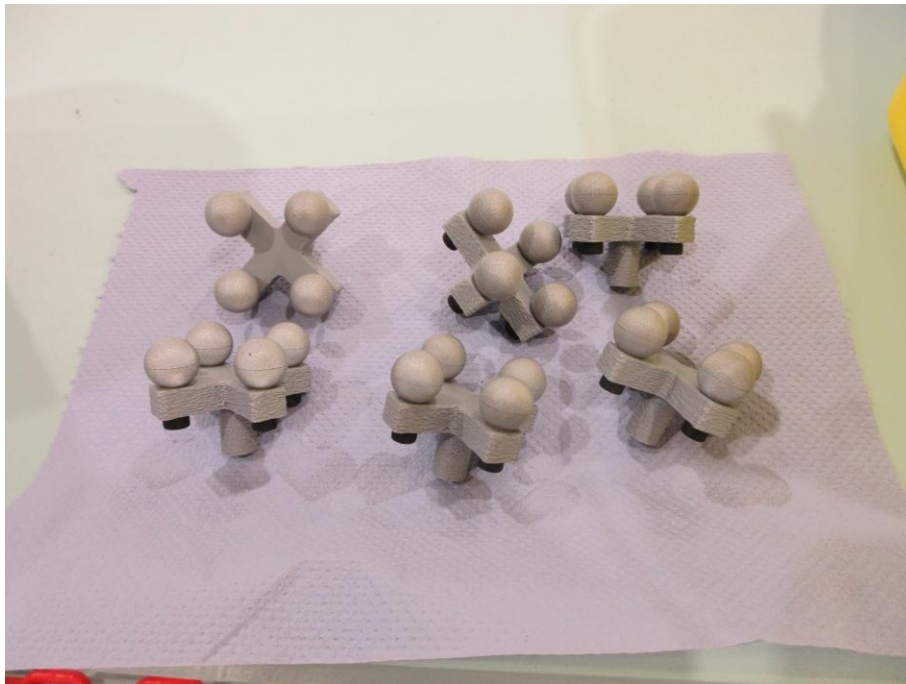


Figura 8: Mounts.

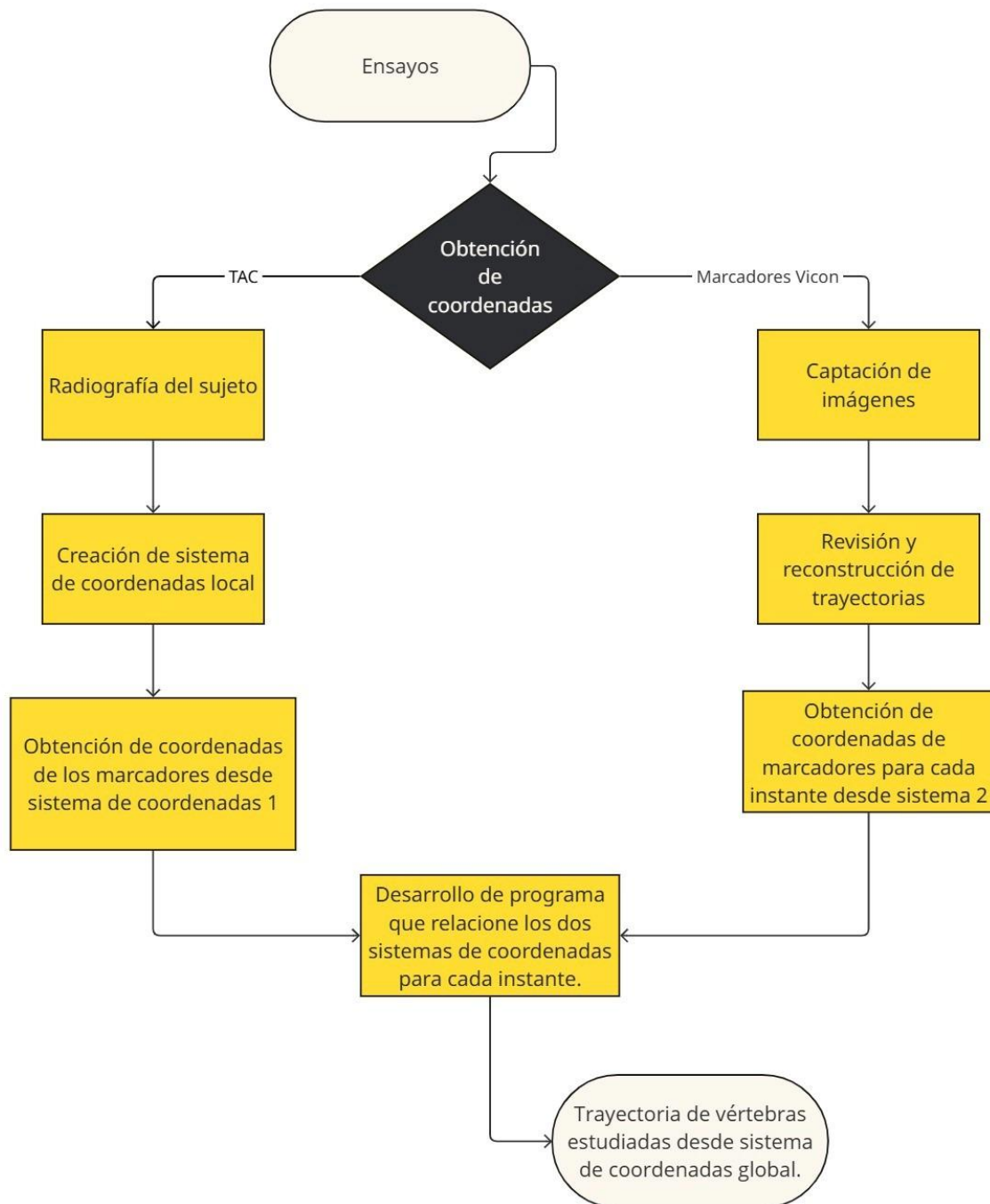


Figura 9: Diagrama de Flujos.

En la Figura 9 se muestra el diagrama de flujos del proceso para la obtención y análisis de coordenadas de marcadores y vértebras utilizando dos métodos principales: TAC y marcadores Vicon. El objetivo final es obtener la trayectoria de las vértebras estudiadas desde un sistema de coordenadas global.

El estudio comienza con la realización de los ensayos. Esta etapa se constituye por la realización de 3 ensayos por sujeto, ejecutados sobre dos sujetos de estudio: un hombre y una mujer. La inclusión de sujetos de ambos géneros es crucial para obtener datos representativos sobre las trayectorias de las vértebras estudiadas dado que los hombres y las mujeres tienen diferencias anatómicas y biomecánicas. Estas diferencias incluyen variaciones en la estructura ósea, la masa muscular, la flexibilidad articular y las dimensiones corporales y son factores que pueden influir significativamente en los patrones de movimiento estudiados.

Para realizar en el ensayo, primero hay que calibrar las 10 cámaras utilizadas para capturar el movimiento. Este proceso se realiza moviendo una varita de calibración en el entorno de captura, mientras las cámaras, que rodean el espacio de trabajo, registran la posición de la varita desde distintos ángulos. Los investigadores extraen los datos obtenidos por las cámaras y los comparan con la posición real de la varita. Este proceso de calibración se repite hasta encontrar el error mínimo de las coordenadas obtenidas.

Una vez calibrado el sistema, se procede a la colocación de los marcadores reflectantes en el sujeto de estudio. Estos se adhieren firmemente al cuerpo de los sujetos, haciendo que los marcadores y el sujeto se comporten como un sólido rígido. Para la realización del ensayo se disponen cuatro marcadores en el cuello en los puntos anatómicos clave para el análisis de la trayectoria de las vértebras y varios marcadores de referencia en prominencias óseas como el acromion, el esternón y las órbitas. Adicionalmente, se colocan marcadores en referencias fijas como la silla donde se sitúa el sujeto.

Finalmente, se procede a realizar el ensayo. La realización del ensayo consiste en el movimiento del cuello del sujeto dentro del rango fisiológico. Durante esta fase, las cámaras Vicon iluminan el volumen de captura y los marcadores reflejan esta luz, siendo detectados

por el sistema de cámaras. Este proceso permite la captura tridimensional del movimiento, generando los datos necesarios para las fases posteriores del análisis biomecánico.



Figura 10: Imagen frontal del sujeto 0027.



Figura 11: Imagen lateral del sujeto 0027.

En la Figura 10 y en la Figura 11 se muestran imágenes del ensayo realizado sobre uno de los sujetos. En la Figura 10 se muestra la vista frontal del sujeto una vez anclados los marcadores sobre su cuello. Se puede ver, como se ha mencionado anteriormente, que se

disponen cuatro marcadores en la zona cervical y varios marcadores de referencia en otros puntos anatómicos clave como las órbitas. Además, cabe destacar, la cruz marcada en el rostro del sujeto que se visualiza en ambas figuras. En la Figura 10 se observa cómo se alinea una cruz hecha con un rotulador, con otra que consiste en una luz infrarroja. Esto permite orientar al sujeto de la forma en la que se quiera estudiar. En la Figura 11, se puede ver cómo se posiciona el fisioterapeuta que lleva cabo en ensayo para mover al sujeto. Éste generará con sus manos un movimiento del cuello del sujeto en el rango fisiológico.

Una vez realizado en el ensayo, como se ve en el diagrama de flujos (Figura 9), se abren las dos ramas que se utilizaron para la obtención de las coordenadas: radiografía o marcadores Vicon. Primero se explicará la rama de la derecha “marcadores Vicon”.

Como se ha mencionado, durante el ensayo, las cámaras iluminan el área de trabajo y los marcadores reflejan esta luz. Sin embargo, las cámaras no solo capturan el reflejo de los marcadores, sino que también otros reflejos de luz. Como se ha explicado previamente en el capítulo 4.1.1, el investigador a raíz de las imágenes capturas por las cámaras ha de identificar y asignar manualmente cada marcador a su punto anatómico correspondiente para cada *frame* del ensayo. Como se mencionó en el capítulo anterior, esta labor muchas veces resulta complicada porque es frecuente la pérdida temporal de marcadores, ya sea porque quedan ocultos por el propio sujeto o por otros objetos. Cuando esto ocurre, el software Vicon identifica el último *frame* en el que se localiza el marcador perdido y el primer *frame* en el que vuelve a estar etiquetado. Obtenidos estos dos instantes de tiempo, el sistema ofrece distintas técnicas para reconstruir las trayectorias perdidas.

En función del tipo y extensión de los *gaps* identificados, se utilizaron diferentes métodos de reconstrucción. Por lo general se intentó reconstruir las trayectorias perdidas partiendo de la trayectoria de los marcadores cercanos de los que sí se tienen datos en esos instantes de tiempo. Sin embargo, esto no siempre fue posible debido a las características específicas de cada pérdida de información registrada. Finalizada la reconstrucción de los datos, el investigador obtiene las coordenadas de los marcadores para cada instante de tiempo y los exporta a un Excel para estudiarlos.

Como se muestra en la Figura 9, la obtención de de coordenadas se ha llevado a cabo por dos métodos. Una vez explicado cómo se obtienen las coordenadas a través del sistema Vicon, se procede a explicar la rama izquierda del diagrama de flujo: la obtención de las coordenadas de las vértebras a través de un TAC.

El primer paso consiste en realizar una tomografía axial computarizada (TAC) de la región cervical del sujeto, con los marcadores Vicon ya colocados en las posiciones anatómicas establecidas durante la fase de ensayos, como queda mostrado en la Figura 12. El objetivo de este TAC es establecer una correlación anatómica precisa entre los marcadores Vicon y las vértebras cervicales. Al estar los marcadores fijados en posiciones estáticas sobre el sujeto, las distancias relativas entre estos y las vértebras permanecen constantes. Esto permite tratar la relación entre los marcadores y la vértebra como un sólido rígido, vinculando los datos de movimiento proporcionados por las cámaras Vicon, con la trayectoria de dichas vértebras.

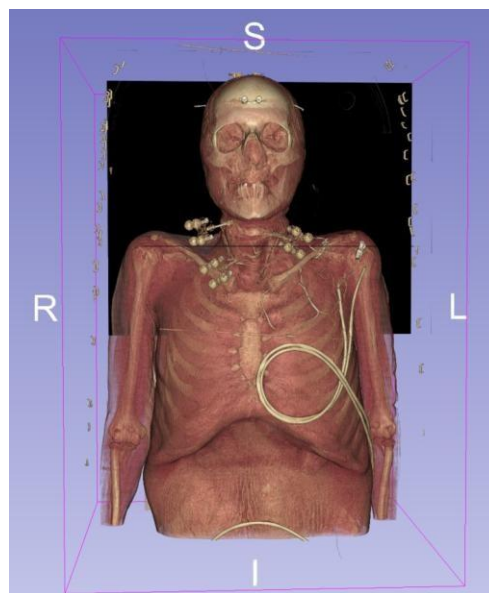


Figura 12: TAC del sujeto 0028M.

A la hora de obtener las coordenadas de los marcadores y vértebras a partir del TAC, no se conoce el sistema de referencia. Sin embargo, éste no es necesario puesto que con suficientes puntos se puede hacer un cambio de coordenadas a lo que se define como el centro de las vértebras estudiadas.

Para la obtención de las coordenadas del centro de las vértebras se ha empleado un método aceptado por la *International Society of Biomechanics (ISB)*. Como se ha descrito en este artículo de revista académica, *ISB recommendations on definitions of joint coordinates* [26], el método consiste en colocar el centro de coordenadas en el centroide de la vértebra. La dirección del eje Y es la línea que contiene al centroide y se une con el punto medio entre la placa terminal superior posterior y la placa terminal superior anterior, apuntando el sentido positivo a este último punto. El eje Z es aquel que es paralelo a línea que une los pedículos, con el sentido positivo apuntando hacia la derecha. El eje X es el resultante del producto vectorial, como queda mostrado en Figura 13:

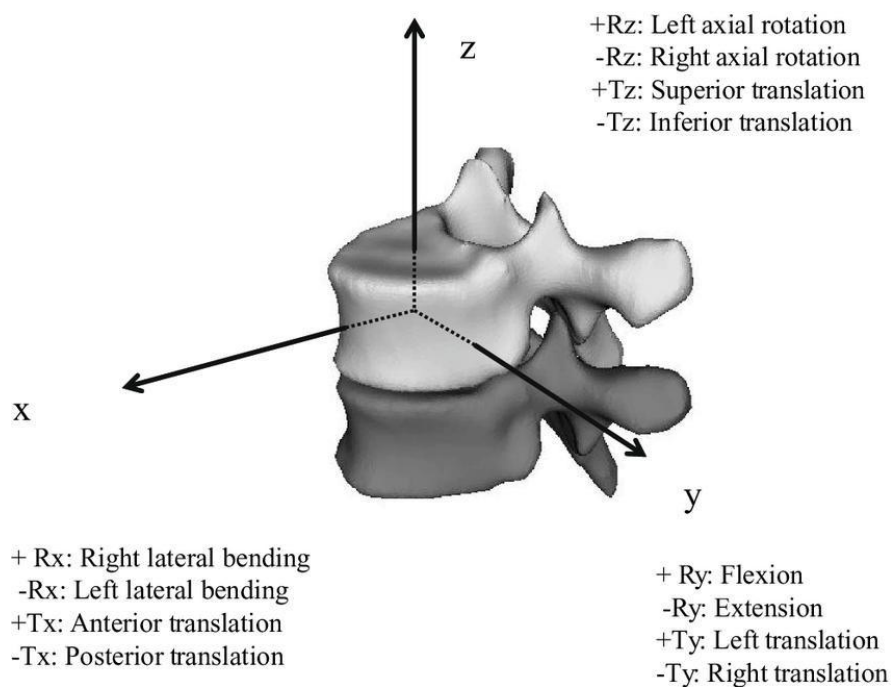


Figura 13: Centro de coordenadas consensuado de las vértebras.

Una vez hecho el TAC, se han digitalizado las coordenadas mediante software, *3D Slicer*, de análisis de imágenes y se ha obtenido el sistema de coordenadas a raíz de la misma.

Tras haber obtenido los sistemas de coordenadas con los dos métodos, se ha desarrollado un programa en Matlab que relaciona ambos sistemas de coordenadas para cada instante de

tiempo. Una vez hecho esto, se han simulado a través del mismo código las trayectorias de las vértebras estudiadas desde un sistema de coordenadas global.

4.3 *OBTENCIÓN DE DATOS A TRAVÉS DE LOS MARCADORES*

VICON

Como se ha establecido en el subapartado Parte I4.2, para obtener las coordenadas de los marcadores para cada instante de tiempo, el investigador debe etiquetar todos los posibles marcadores y reconstruir los datos perdidos. Este proceso se ha ejecutado meticulosamente en este proyecto para cada uno de los *trials* realizados. En total se han hecho dos *tests* y tres *trials* por *test* para la obtención de resultados más fiables, ya que al repetir los ensayos se reduce el margen de error.

Una vez completado el procesamiento de los datos en el software Vicon, se ha procedido a la exportación de los datos obtenidos a formato Excel, facilitando así el manejo y análisis posterior de la información. Con los datos, se han generado gráficos de dispersión para mostrar las trayectorias de los marcadores unidos rígidamente a las vértebras cervicales estudiadas. Estos gráficos han permitido visualizar de manera clara los patrones de movimiento durante los ensayos, proporcionando una representación de la cinemática cervical.

Para entender la relevancia de estos gráficos, a continuación, se muestran las trayectorias obtenidas de los marcadores unidos rígidamente a la vértebra C5 en el *trial 1* del primer *test*. En estos se puede observar el patrón de movimiento descrito por estos marcadores en el plano X-Z del sistema de coordenadas de Vicon, durante la ejecución del ensayo. Para el sistema de coordenadas Vicon el eje Z representa la línea perpendicular al suelo con sentido positivo hacia el cielo. El eje Y representa una línea paralela que une los hombros del sujeto

siendo positivo hacia la derecha y finalmente el eje X es el producto vectorial de estos dos ejes, que representa la profundidad.

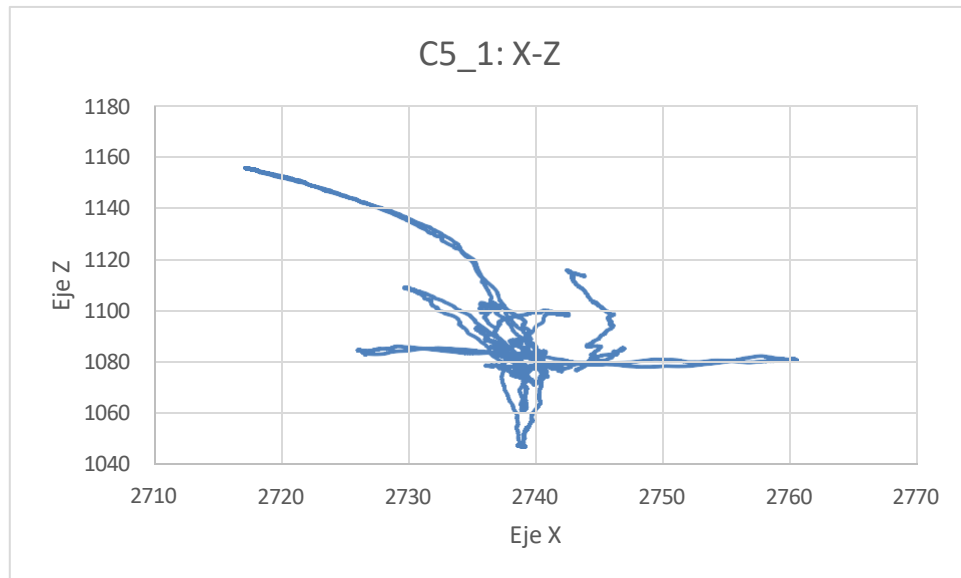


Gráfico 1: Representación del marcador C5_1 en los ejes X-Z.

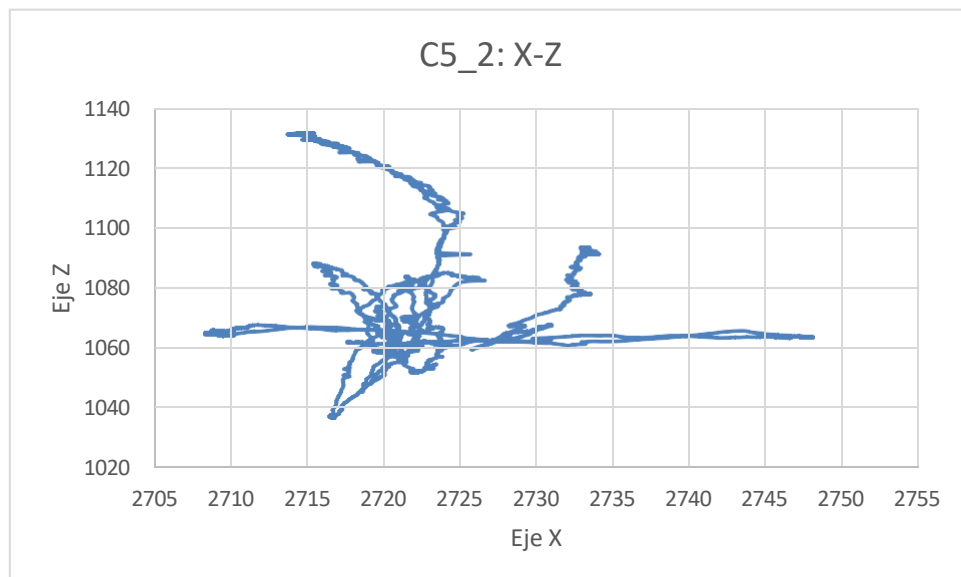


Gráfico 2: Representación del marcador C5_2 en los ejes X-Z.

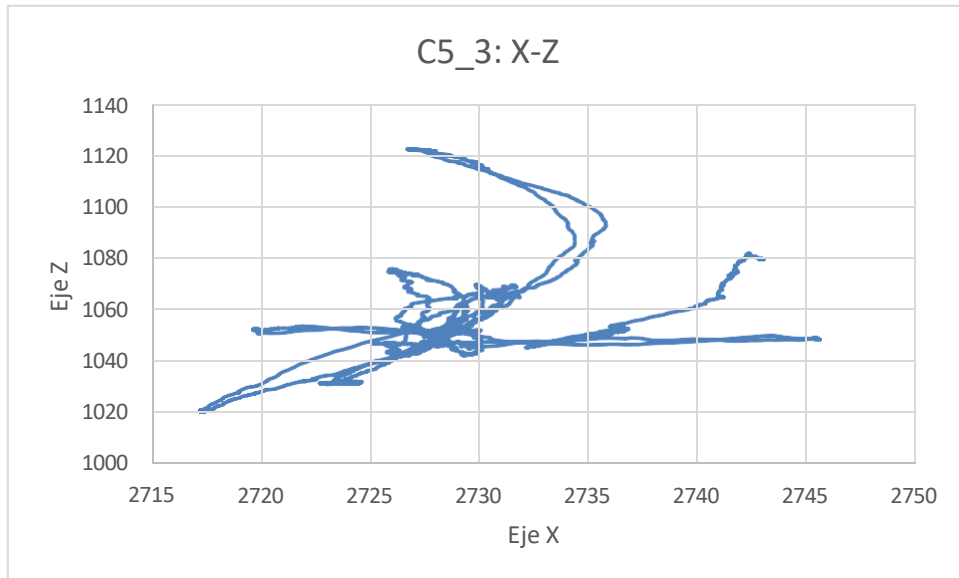


Gráfico 3: Representación del marcador C5_3 en los ejes X-Z.

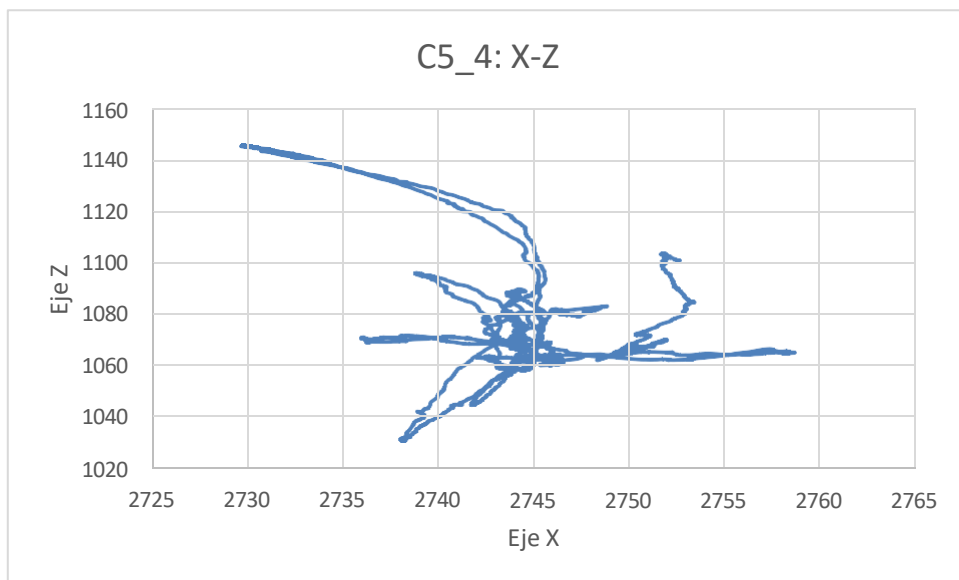


Gráfico 4: Representación del marcador C5_4 en los ejes X-Z.

Los cuatro gráficos de dispersión presentados muestran las trayectorias de la vértebra C5 en el plano X-Z para los cuatro marcadores anclados en la zona cervical durante el primer ensayo. Cada punto en los gráficos representa la posición espacial de la vértebra en un instante de tiempo, permitiendo visualizar el rango y el patrón de movimiento durante los ensayos.

Como se observa en los gráficos, en todos ellos se aprecia una concentración central de puntos, alrededor de la cual se extienden trayectorias que corresponden a los desplazamientos realizados durante el movimiento cervical. Este comportamiento indica que los movimientos han sido realizados alrededor de un punto de referencia, explorando el rango fisiológico de las vértebras.

El análisis conjunto de los cuatro gráficos revela una consistencia en el patrón de movimiento de la vértebra C5, con ligeras variaciones en la amplitud y dirección de las trayectorias. Estas discrepancias pueden atribuirse a pérdidas de datos durante la captación de imágenes y a posibles inconsistencias durante la reconstrucción de los datos. Además, una pequeña parte del error se debe a que cada uno de los marcadores parte de una posición inicial diferente, aunque cercanas entre sí.

Los gráficos C5_1 y C5_4 son los que presentan mayor similitud entre sí: ambos muestran una dispersión moderada, con trayectorias que se extienden principalmente hacia el eje negativo de Z y hacia la derecha en X, y una clara concentración central. Por otro lado, los gráficos C5_2 y C5_3 también guardan cierto parecido, ya que ambos presentan trayectorias más verticales y una dispersión algo mayor en el eje Z. En particular, C5_3 destaca por mostrar una mayor amplitud en el eje Z y trayectorias más complejas, posiblemente relacionadas con movimientos de mayor rango o con una mayor participación de desplazamientos laterales.

Pese a las ligeras variaciones entre unos gráficos y otros, los resultados confirman la validez del método de captura y procesamiento de datos, así como la capacidad del sistema para reproducir trayectorias coherentes y fisiológicamente relevantes de las vértebras cervicales.

La información obtenida a partir de estos gráficos será fundamental para los análisis cinemáticos posteriores y para la comparación con los datos obtenidos por otros métodos, como la radiografía.

4.4 *OBTENCIÓN DE DATOS A TRAVÉS DE LA RADIOGRAFÍA*

Una vez hecha la radiografía del sujeto donde se muestran tanto los puntos de las vértebras como los marcadores Vicon, se extraen los datos de ésta para obtener el nuevo sistema de coordenadas.

Con la utilización de la aplicación llamada *3D Slicer* un compañero ha sido capaz de hallar las coordenadas de los puntos requeridos. Estos puntos son los marcadores Vicon y los puntos anatómicos necesarios para hallar el nuevo centro de coordenadas descrito previamente en el Parte I4.2. Por un lado, las coordenadas de los marcadores Vicon son necesarias para hacer el cambio de coordenadas entre una base y otra puesto que para llevarla a cabo se requiere de tres puntos en común como mínimo. Por otro lado, los puntos anatómicos necesarios son: el centroide, el pedículo izquierdo, el pedículo derecho, la placa terminal superior posterior, la placa terminal superior anterior, la placa terminal inferior posterior y la placa terminal inferior anterior, que como se ha dicho son cruciales para definir el sistema de coordenadas.

A continuación, se puede observar una imagen del *outcome* que devuelve el programa *3D Slicer* utilizado para estudiar la radiografía.

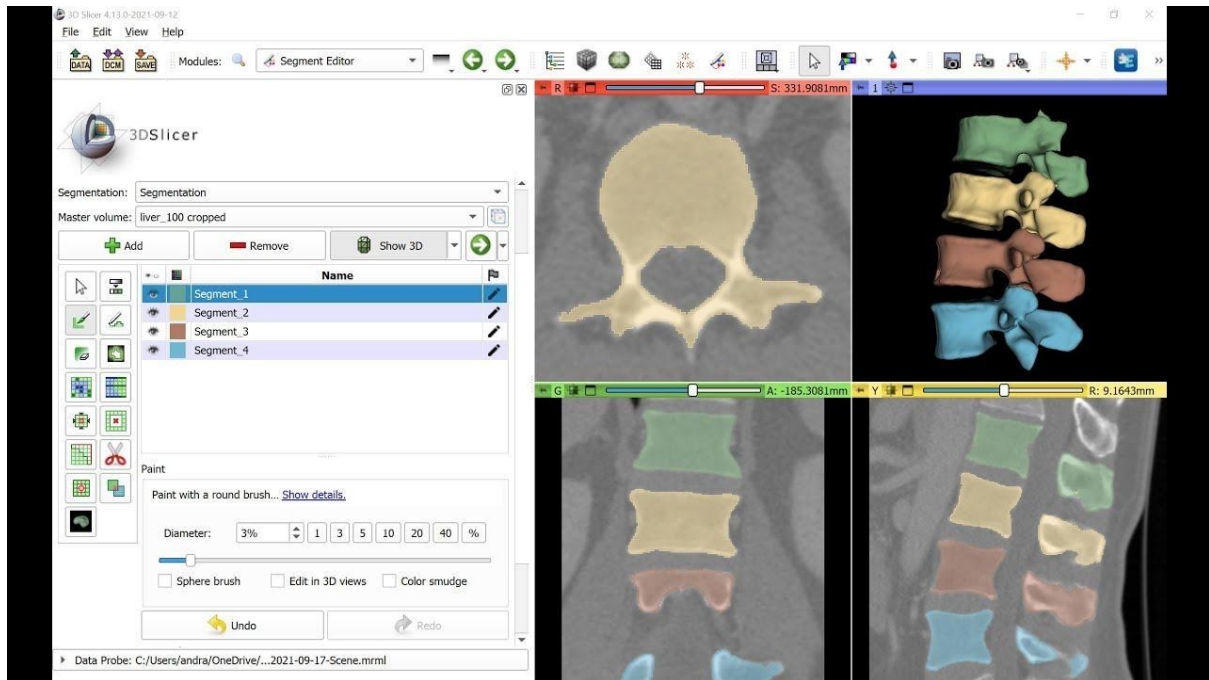


Figura 14: Visualización de la radiografía en el software *3D Slicer*.

Del estudio de la radiografía se obtienen los datos mostrados en la Tabla 1. En la tabla se ven las posiciones de los puntos anatómicos indicados y los marcadores utilizados referidas al sistema de coordenadas dado por la radiografía. Estos datos se han utilizado en los tres *trials* del *test* 1, puesto que, al tratarse de un sólido rígido, lo que implica que no se deforma ni cambian las distancias relativas al punto de estudio, y no cambiar de test, las coordenadas son válidas para los tres *trials*. Con estos datos y con el uso de Matlab se ha hecho el cambio de coordenadas creando el nuevo sistema de coordenadas descrito en el subapartado Parte I4.2. Utilizando este sistema se han hallado las coordenadas de los marcadores como se muestra en la

Tabla 2.

Tabla 1. Coordenadas de la vértebra C4 del sujeto 0028M desde el TAC

Nombre	X	Y	Z
C4ViconMarker1	91.1841	32.7928	15.7841
C4ViconMarker2	81.7125	54.7854	17.0499
C4ViconMarker3	74.8447	53.6465	-5.84296
C4ViconMarker4	84.4479	30.8554	-7.14531
C4BodyCentroid	-1.62601	-3.50088	32.4691
C4PediculeLeft	-16.551	-7.34763	37.3681
C4PediculeRight	10.3331	-10.0066	38.7201
C4SuperiorEndplateAnterior	-1.9441	4.94749	35.3644
C4SuperiorEndplatePosterior	-3.57913	-10.4686	40.484
C4SuperiorEndplateMid	-2.761615	-2.760555	37.9242
C4InferiorEndplateAnterior	-3.57913	4.48034	24.1336
C4InferiorEndplatePosterior	-2.71086	-11.4029	29.9215

Tabla 2. Coordenadas de los marcadores C4_test1_trial1 desde el nuevo sistema de coordenadas

Nombre	X	Y	Z
Marcador 1	47.3426	-30.1626	87.8423
Marcador 2	67.9548	-24.1241	76.3298
Marcador 3	68.6967	-45.1037	68.4716
Marcador 4	47.3131	-51.3095	80.1915

4.5 DESARROLLO DEL CÓDIGO

Una vez obtenidos los datos tanto de los marcadores Vicon como de las vértebras a través de la radiografía se ha unido toda la información en un código que permita relacionar ambos sistemas de coordenadas para cada instante de tiempo. Para el desarrollo del código, se ha procedido a hacer un código generalizado y se ha particularizado este mismo código para cada vértebra en cada *trial* de cada *test*. Esto es factible ya que los métodos utilizados para hacer los cambios de coordenadas son los mismos, tanto del sistema de coordenadas original del TAC, al requerido, como del requerido al sistema de coordenadas Vicon.

El código se puede dividir en distintas secciones. La primera de todas consiste en obtener los coordenadas originales del TAC, previamente obtenidas con el sistema *3D Slicer*, y

utilizando las coordenadas de los puntos anatómicos correspondientes (mostrados en la Tabla 1) se ha construido el nuevo sistema de coordenadas utilizando el método aceptado por el *International Society of Biomechanics*, publicado por el artículo, *ISB recommendations on definitions of joint coordinates* [26]. Al final de dicha sección utilizando la matriz de cambio de coordenadas se hallan las coordenadas de los marcadores en dicho sistema.

A continuación, Matlab mostró problemas a la hora de leer los archivos Excel que contenían los datos de los marcadores Vicon para cada *frame*, por lo que se creó otro código llamado *FixViconHeaders*. Este programa consistía en cambiar los nombres de los archivos que diesen problemas a Matlab e intercambiarlos por unos aptos a este. Por lo tanto, utilizando este programa se ha procedido a leer dichos archivos, obteniendo los marcadores correspondientes a la vértebra estudiada. Con este código se ha monitorizado como Matlab reconoce los nombres del archivo de Excel y con los interpreta, con el fin de poder llamar a los datos de forma correcta en los diferentes bucles del programa principal. En la Figura 15 y Figura 16 a continuación, se muestra como es el encabezado de los Excel de los que se dispone y como nombra Matlab a los mismos tras ejecutar la función *FixViconHeaders*.

Neck_Mobility_Pilot:R_IO			Neck_Mobility_Pilot:R_EAM			Neck_Mobility_Pilot:L_IO		
X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm

Figura 15: Encabezado datos del Excel.

3	4	5
Neck_Mobility_PilotR_IOX	Neck_Mobility_PilotR_IOY	Neck_Mobility_PilotR_IOZ
2.7816e+03	667.8347	1.2039e+03
2.7816e+03	667.8470	1.2039e+03

Figura 16: Interpretación Matlab con el uso de la función *FixViconHeaders*.

Una vez se han obtenido las coordenadas de los marcadores correspondientes, se comprueba que haya datos de las coordenadas de mínimo de 3 marcadores en cada instante, ya que en caso contrario no se dispondría de datos suficientes para hacer el cambio de coordenadas de dicho *frame*. Utilizando los datos de los *frames* válidos se llama a la función

rigid_transform_3D, que halla tanto la matriz de traslación como la de rotación para cada instante. Una vez se han obtenido dichas matrices, estas son utilizadas para convertir el centro de la vértebra previamente definido al sistema de coordenadas Vicon, así obteniendo la trayectoria de dicho punto para cada *frame*.

Capítulo 5. RESULTADOS

A continuación, se pueden observar los resultados obtenidos con la metodología explicada anteriormente en el Parte I Capítulo 4. Estas son las trayectorias proyectadas en el plano X-Z de los marcadores y del centro estimado de la vértebra C5, para cada trial del test 1.

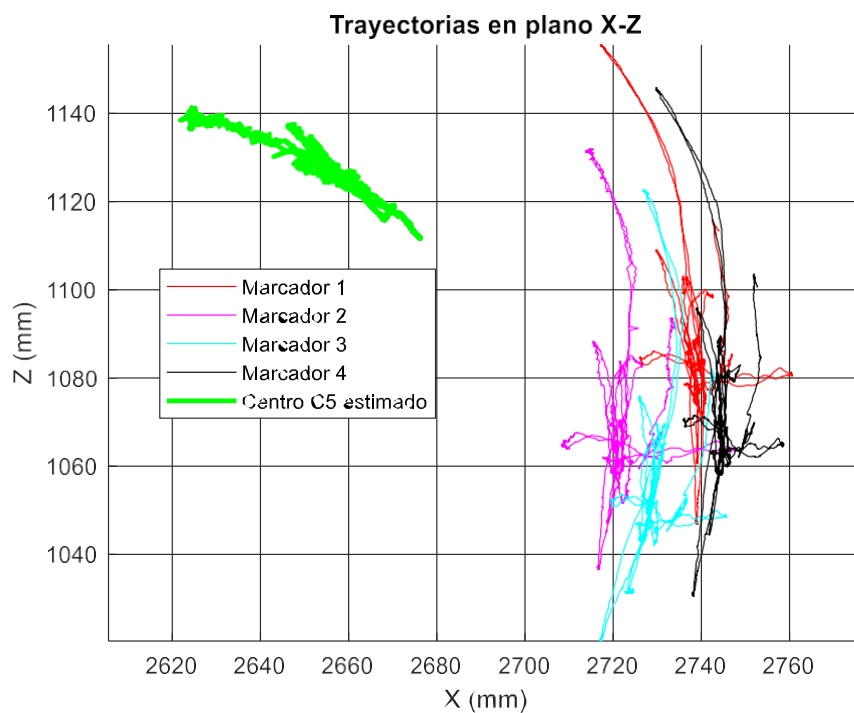


Gráfico 5: Test1-trial1-C5.

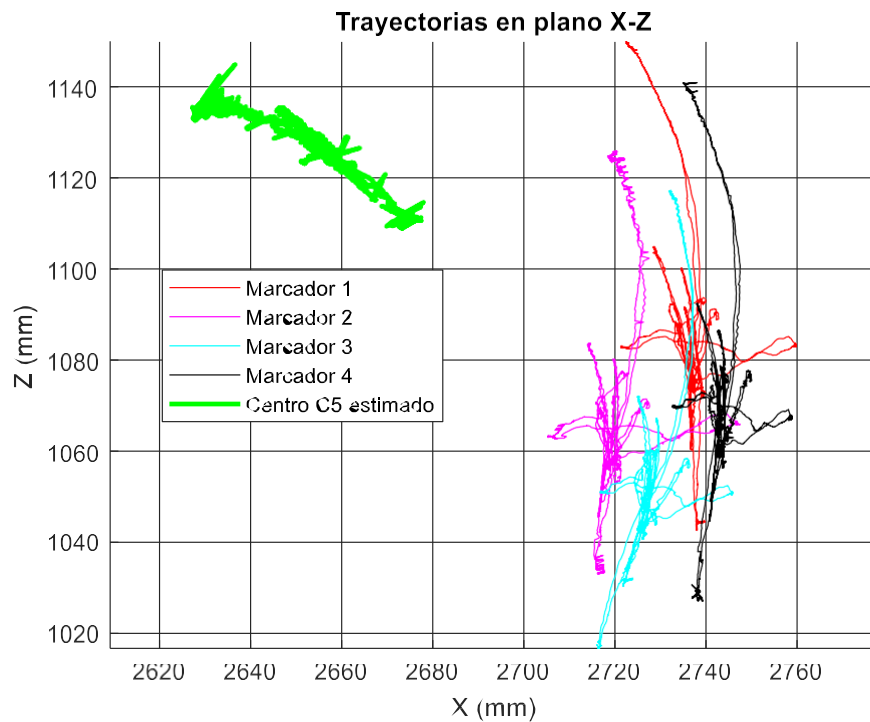


Gráfico 6: Test1-trial2-C5.

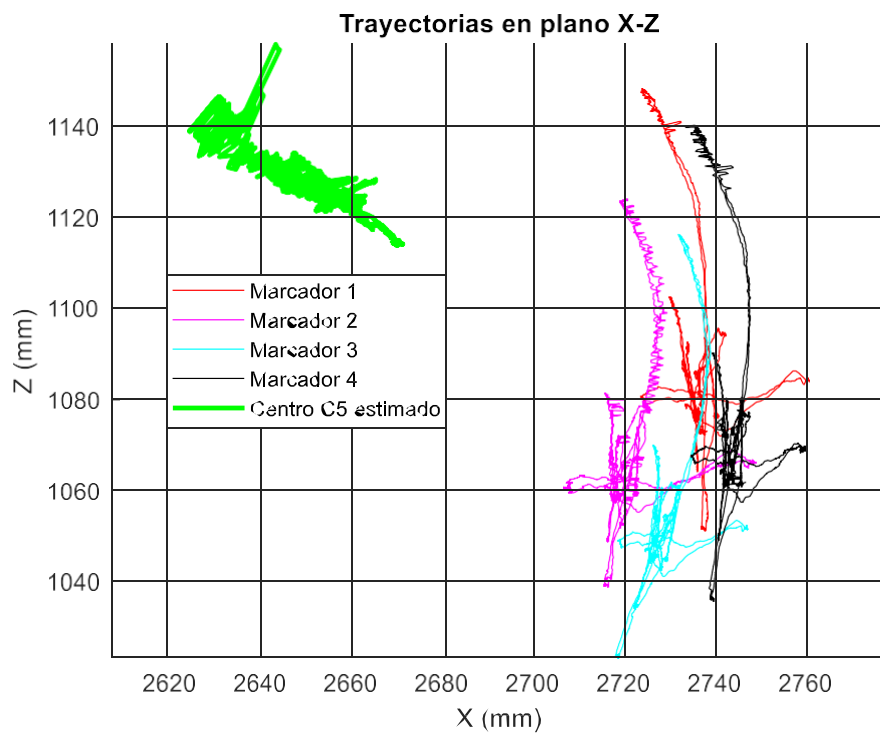


Gráfico 7: Test1-trial3-C5.

Como se puede observar, aunque no todas las gráficas sean exactamente iguales, son muy semejantes, ya que los movimientos del centro estimado oscilan todos entre los mismos valores. Las pequeñas diferencias entre las tres gráficas se pueden deber a distintos motivos como puede ser por una mala reconstrucción de los marcadores Vicon, por el ruido de medida, por la hipótesis de considerar la relación entre los marcadores y las vértebras cervicales como un sólido rígido, lo cual no es real, pero es una estimación fiable en dichas circunstancias o por el hecho de que las manipulaciones a los sujetos durante los ensayos hayan sido realizadas por un humano, lo cual significa que es imposible que replique cada movimiento exactamente igual. Teniendo esto en cuenta y observando las gráficas se puede apreciar la repetibilidad para trabajos futuros, especialmente si los futuros ensayos se realizan sin la intervención de una persona durante el ensayo, quitando ese error de factor humano.

Analizando el comportamiento del centro estimado en relación con el de los marcadores, se puede apreciar la similitud de las trayectorias estos, siendo los movimientos del centro estimado más pequeños que los de los marcadores, que era lo que cabía esperar. Teniendo en cuenta que los resultados eran lo que se esperaban y la similitud entre los *trials* para las mismas vértebras se puede concluir que estos resultados son fiables.

Para el análisis de resultados se ha analizado en detalle el movimiento de las vértebras durante algunos movimientos grabados durante los ensayos, para el sujeto 0027F en el test2-trial2. A continuación, se pueden observar las trayectorias de las vértebras C5 y C4 en los planos X-Y y X-Z durante las distintas manipulaciones. En estos gráficos el eje Z representa la línea perpendicular al suelo con sentido positivo hacia el cielo. El eje Y representa una línea paralela que une los hombros del sujeto siendo positivo hacia la derecha y finalmente el eje X es el producto vectorial de estos dos ejes, que representa la profundidad.

En los seis ensayos se repitieron exactamente los mismos movimientos, en particular 9. Estos son: tracción suave, flexión, extensión, flexión lateral izquierda, flexión lateral derecha, rotación axial izquierda, rotación axial derecha, tensión forzada y compresión forzada. Para realizar un análisis más claro de los movimientos de las cervicales se analizarán tracción suave, tensión forzada y compresión forzada, desde el momento en el que empieza el

movimiento (punto de equilibrio), hasta que se llegue al punto máximo del movimiento. Antes de analizar dichos resultados, hay que tener en cuenta que las manipulaciones fueron realizadas por una persona y existe el factor humano dentro de los errores. Por lo cual, si hay algún movimiento de las vértebras en algún eje que no se debería de dar se puede atribuir a este factor.

Para analizar bien los resultados se analiza el punto de equilibrio, mostrado en el Gráfico 8 y en el Gráfico 9, se estima que la distancia relativa de C4 a C5 es (2, 8, 16) mm.

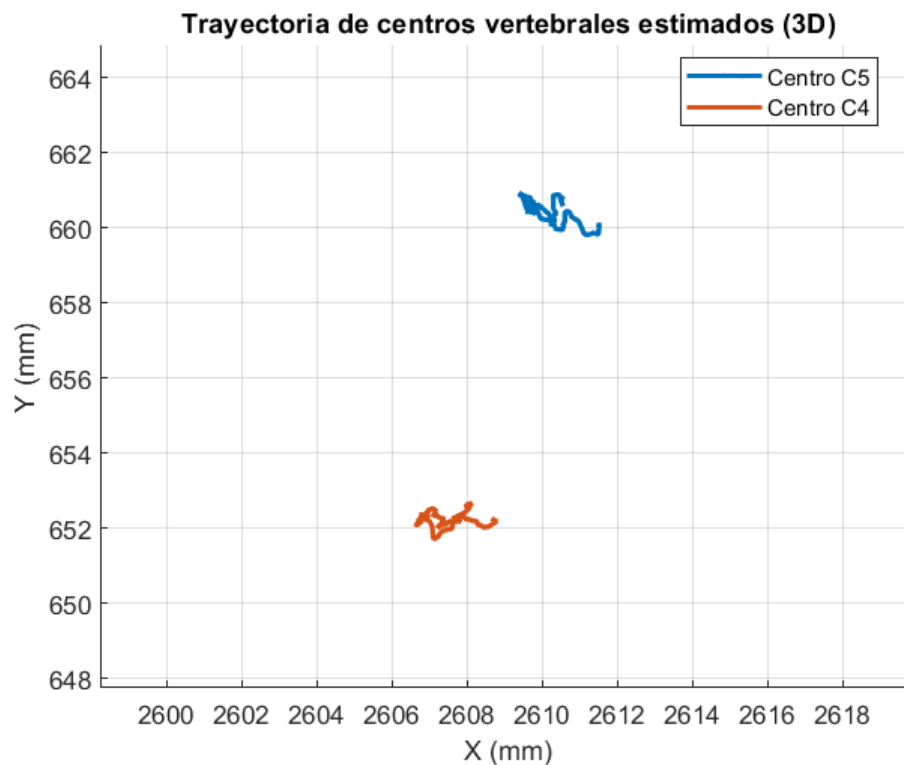


Gráfico 8: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y, punto de equilibrio

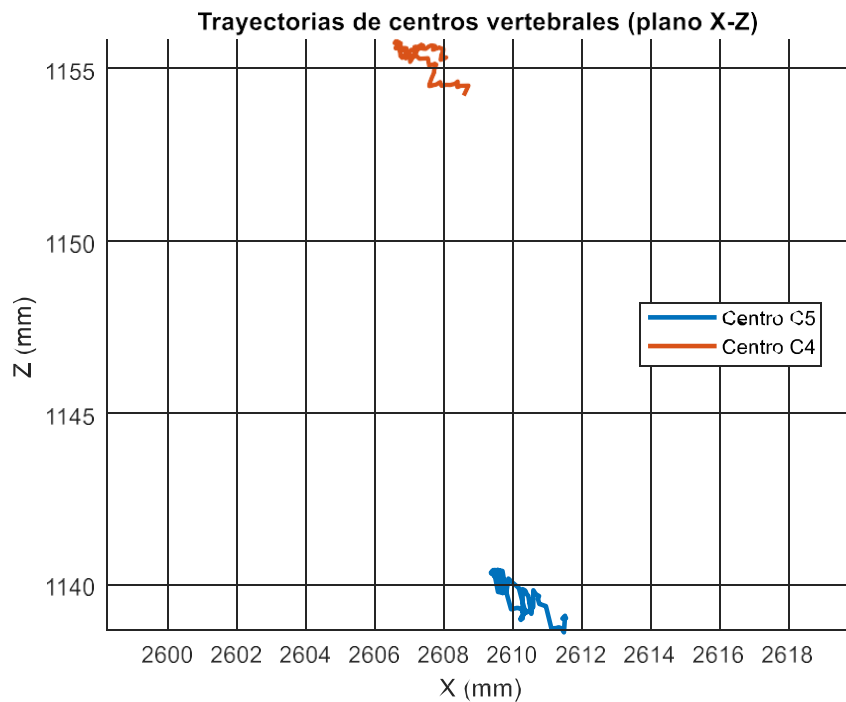


Gráfico 9: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z, punto de equilibrio

Como era de esperar en la tracción suave (Gráfico 10 y Gráfico 11) esencialmente el movimiento es vertical, siendo mayor el movimiento de la vértebra C4, lo cual era esperable ya que su movimiento consiste en la deformación que haya entre las vértebras C4 y C5 además de lo que se mueva C5. En el punto máximo del movimiento se puede apreciar una distancia entre las vértebras de alrededor de 16 mm. Considerando el punto equilibrio en 16 mm, se puede estimar que al final del movimiento no hay deformación de las vértebras.

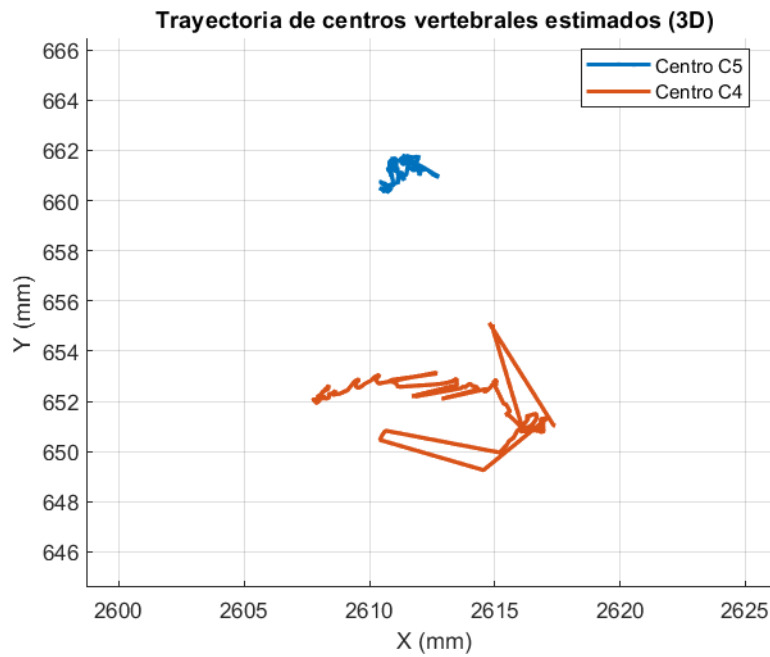


Gráfico 10: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y a tracción suave.

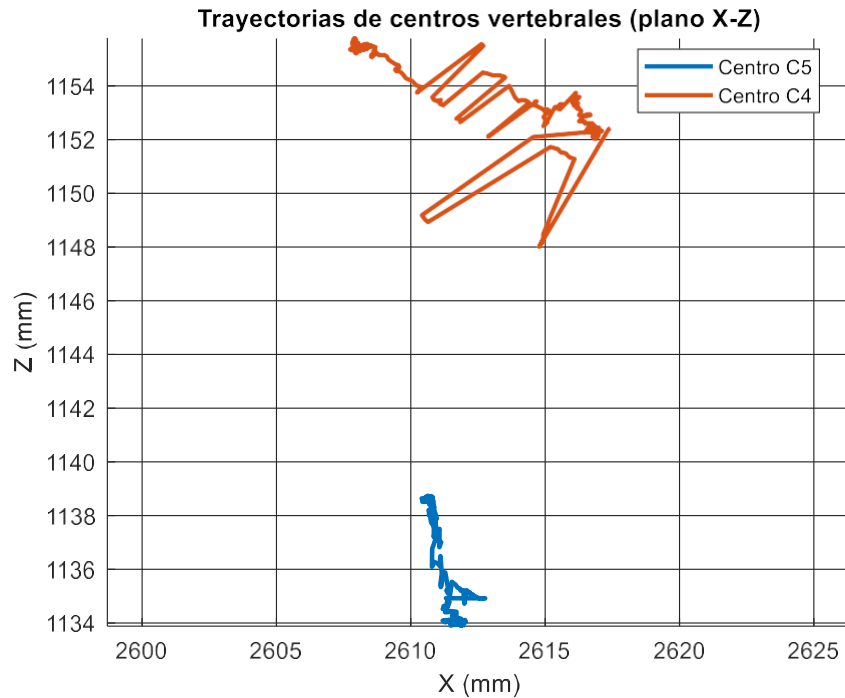


Gráfico 11: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z a tracción suave.

Observando, tanto en el movimiento de tensión forzada, mostrado en el Gráfico 12 y en el Gráfico 13 , como en el movimiento de compresión forzada mostrado en el Gráfico 14 y en el Gráfico 15 se puede apreciar como esencialmente afecta al eje Z. Al igual que en el movimiento de extensión suave la diferencia en el eje Z entre las vértebras C4 y C5 para ambos movimientos se estima en 16 mm. Esto es interesante ya que significa que una vez se ha dejado de producir un movimiento de la cabeza o el cuello, deja de haber una deformación entre las vértebras, independientemente de que deje de estar en el punto de equilibrio. Al contrario que, si está en movimiento que sí se produce una deformación entre las vértebras como se observa en el Gráfico 16 y en el Gráfico 17. Se aprecia una distancia en el eje Z entre ambas cervicales de 19 mm, habiendo una deformación de 3 mm en dicho instante.

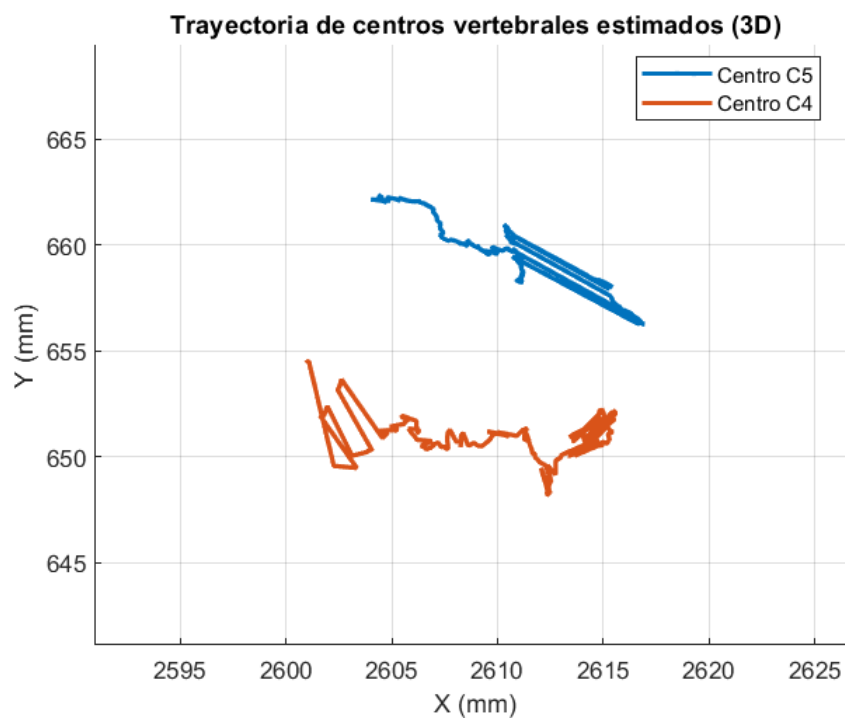


Gráfico 12: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y, tensión forzada.

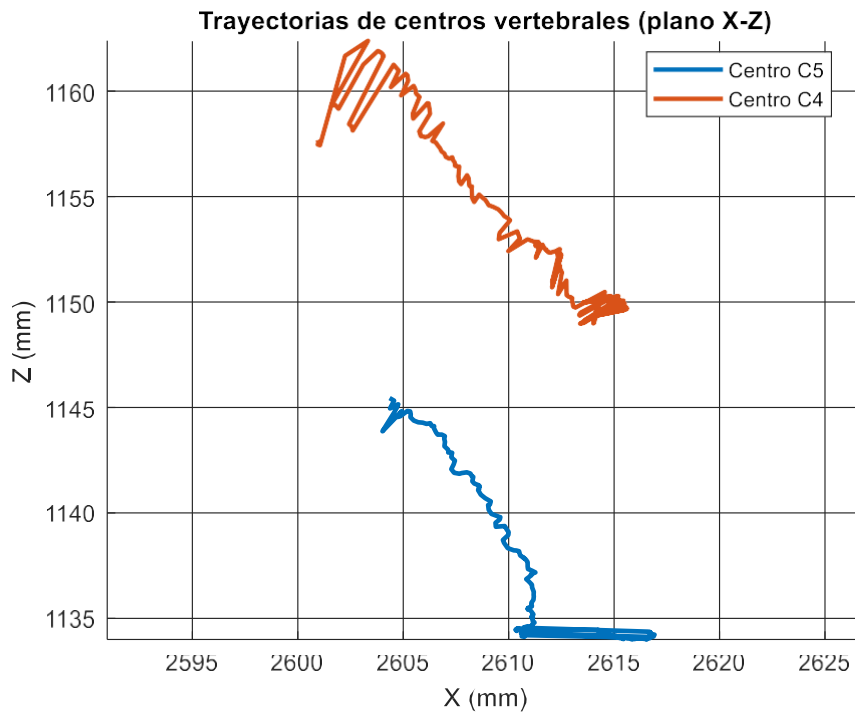


Gráfico 13: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z, tensión forzada.

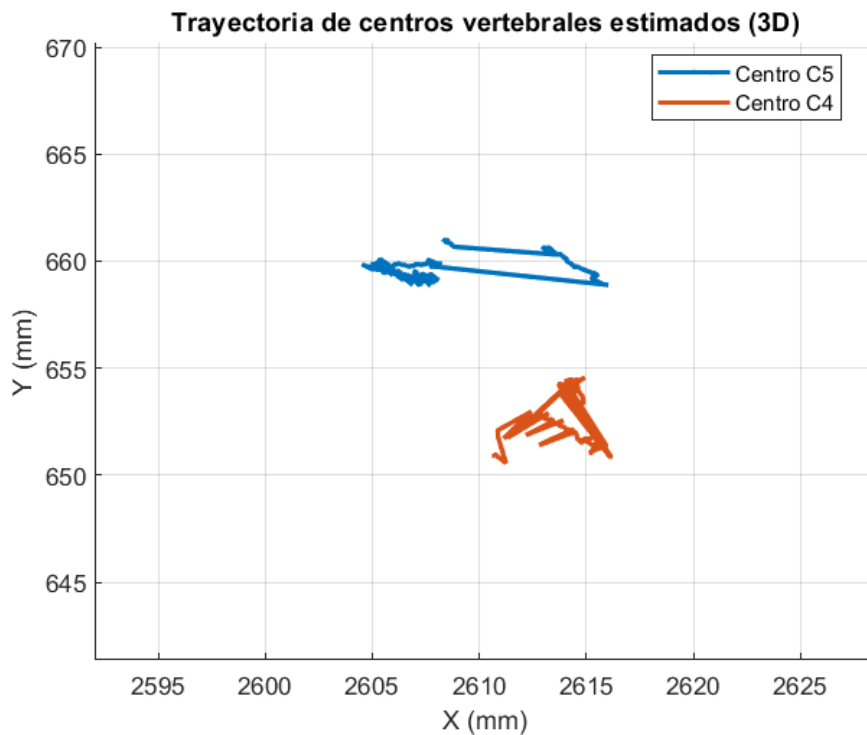


Gráfico 14: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y, compresión forzada.

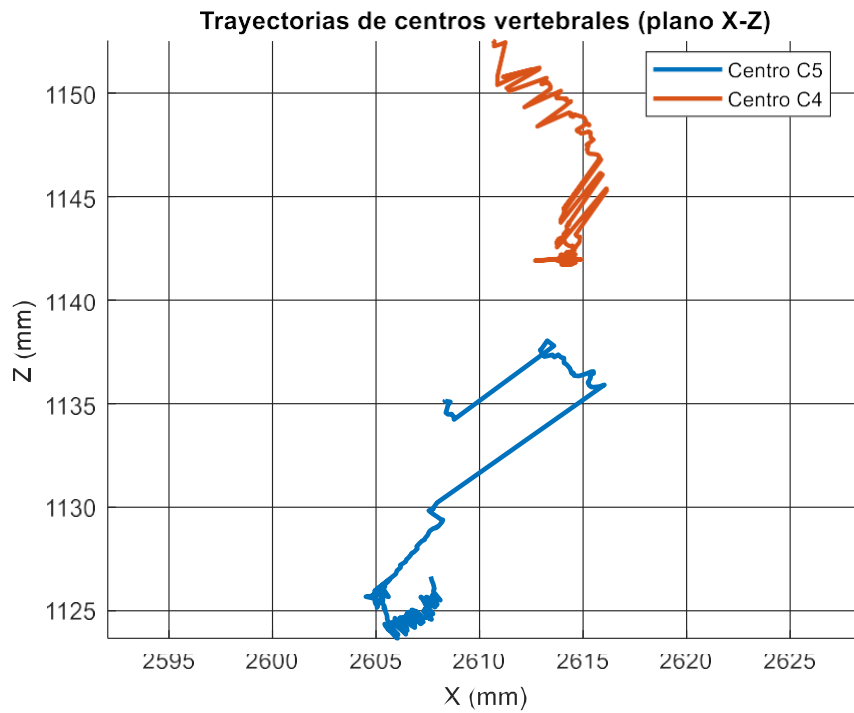


Gráfico 15: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z, compresión forzada.

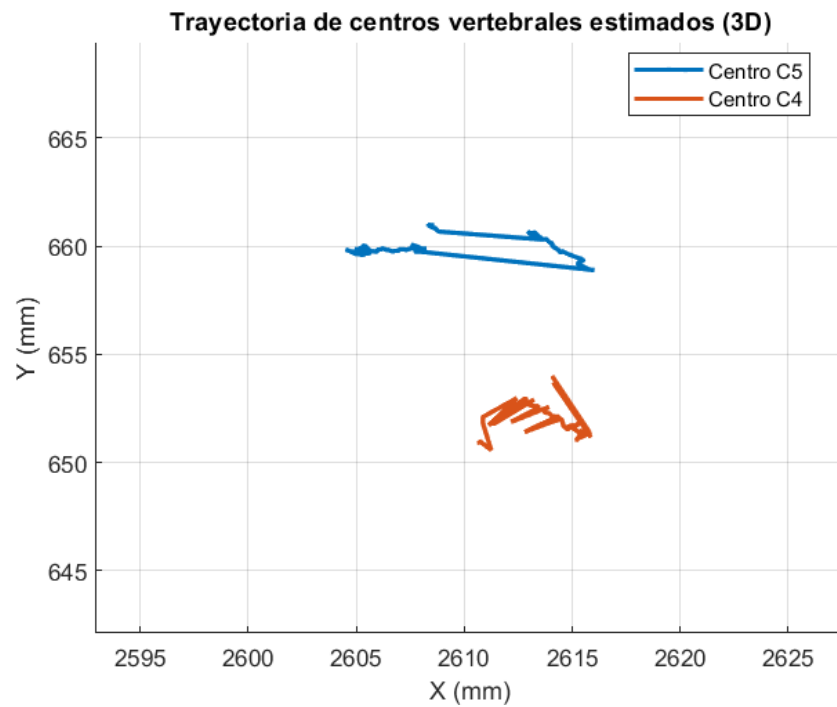


Gráfico 16: Trayectorias en movimiento de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Y, compresión forzada.

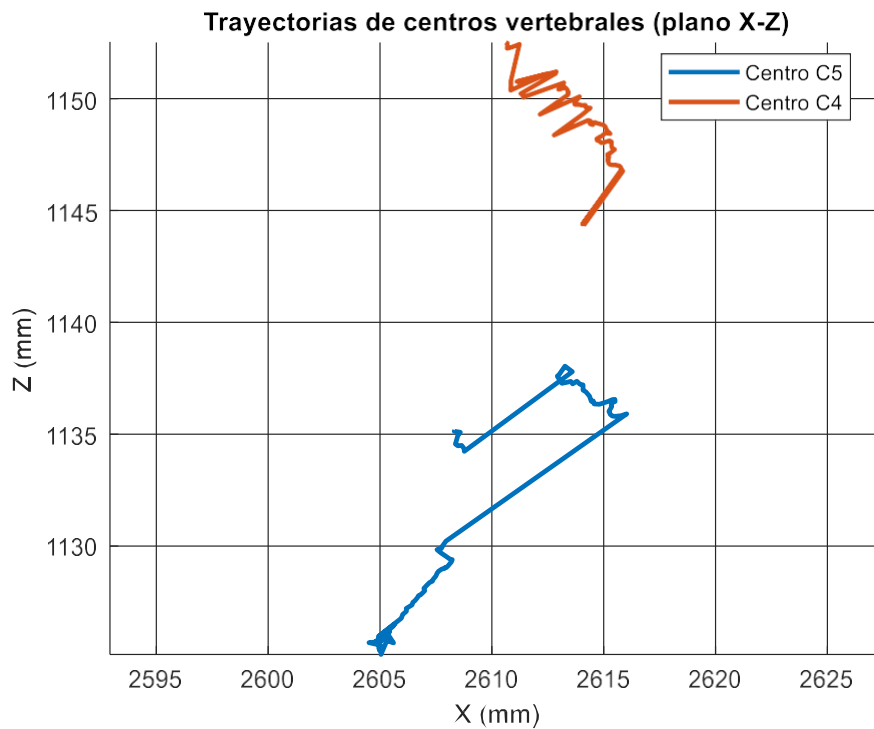


Gráfico 17: Trayectorias en movimiento de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial2 en el plano X-Z, compresión forzada.

A continuación, se muestran las mismas gráficas para los ensayos test2-trial1c y test2-trial3, con el objetivo de apreciar la repetibilidad ya establecida previamente, aumentando la fiabilidad del método. Comparando estos resultados con los anteriores se puede apreciar la semejanza entre sí, a pesar de las diferencias. Estas diferencias parecen deberse esencialmente al ruido de la medición o al factor humano, además de otros factores.

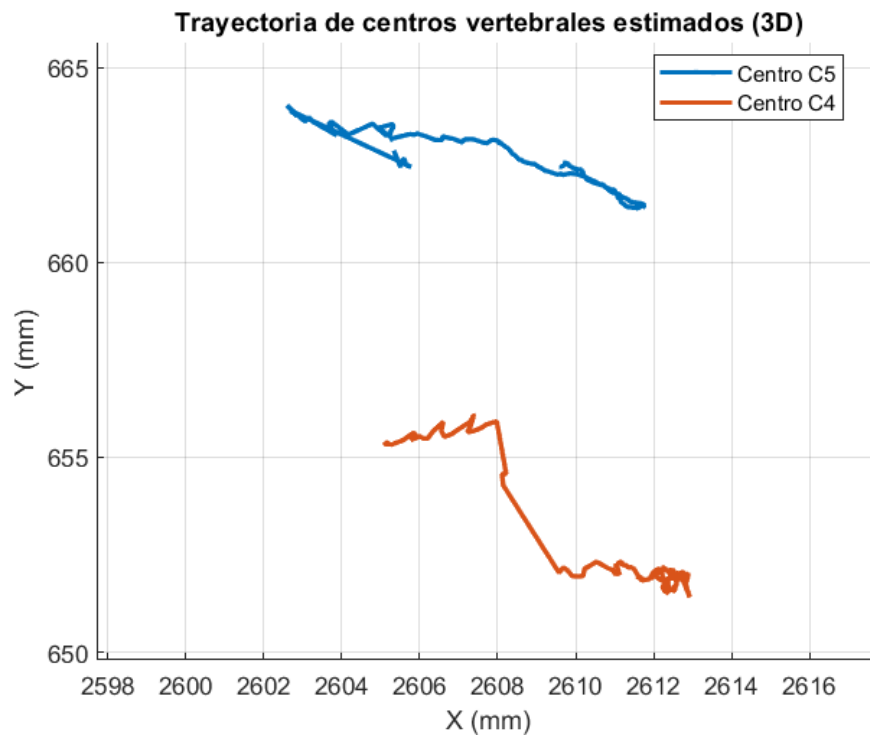


Gráfico 18: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Y, tracción suave.

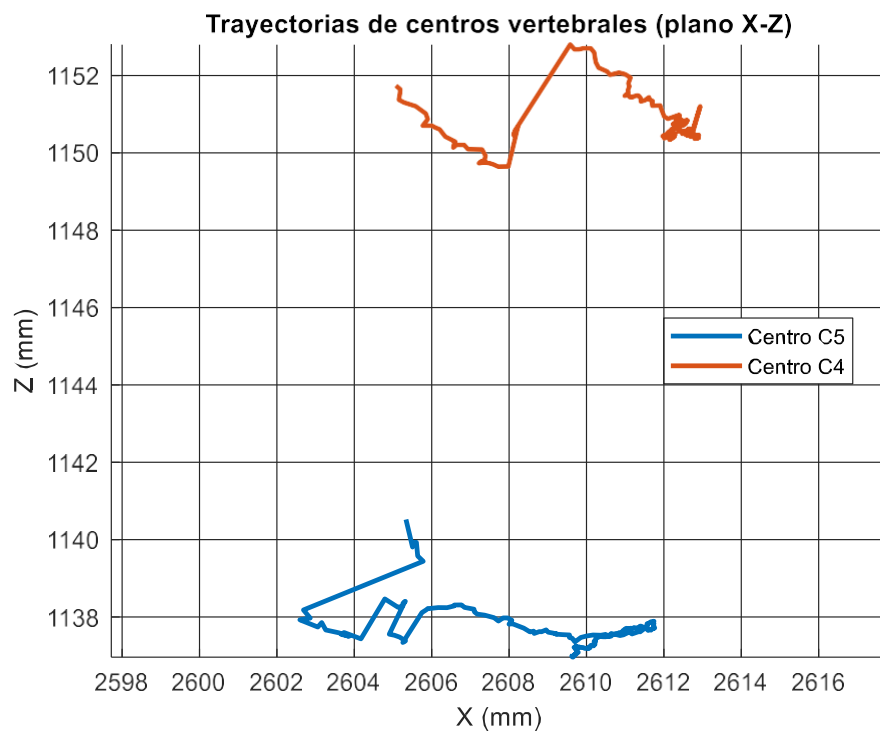


Gráfico 19: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Z, tracción suave.

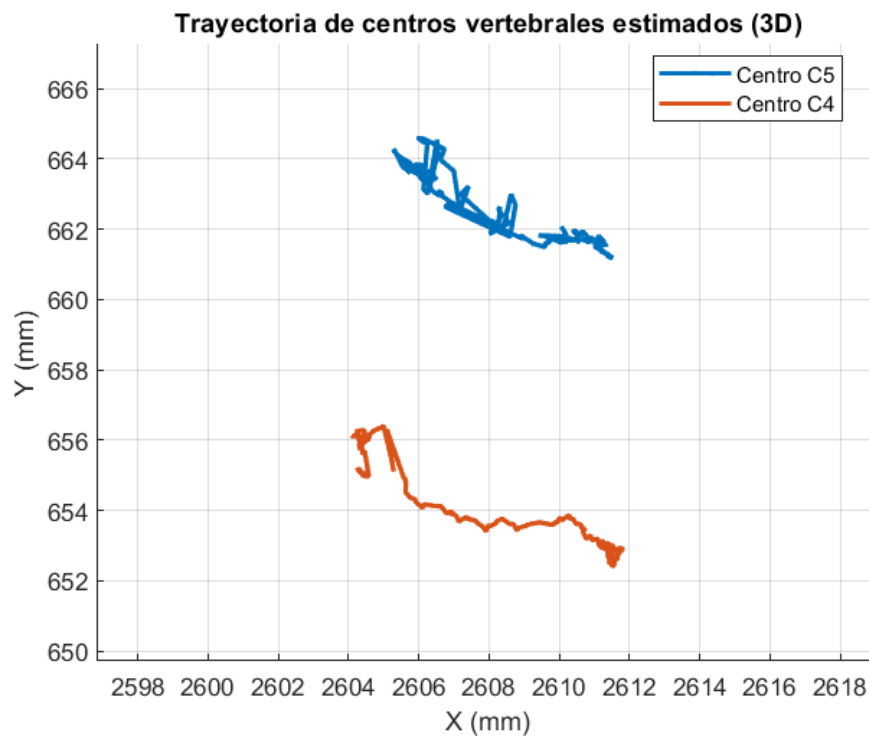


Gráfico 20: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Y, tracción suave.

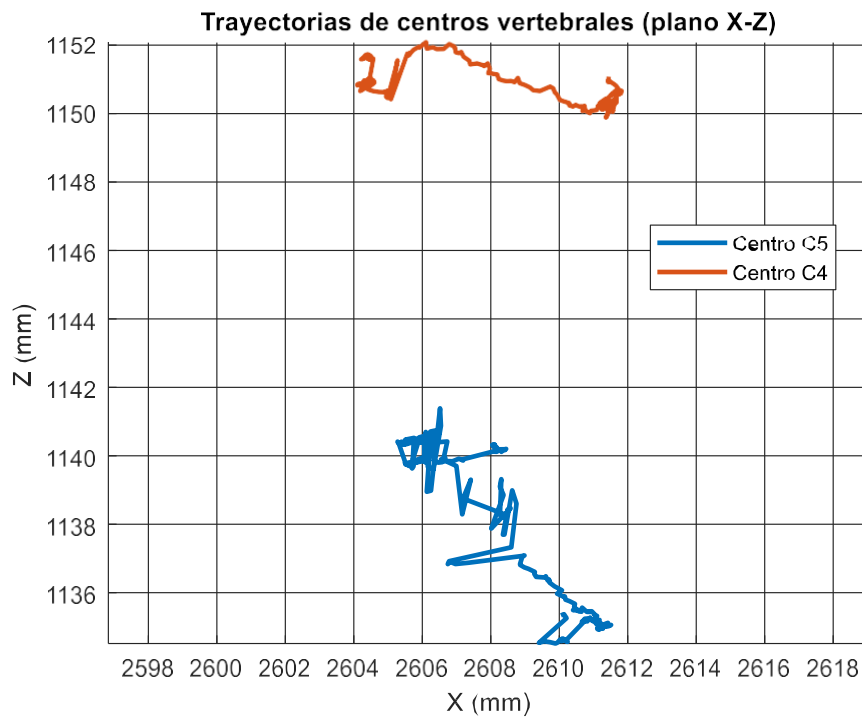


Gráfico 21: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Z, tracción suave.

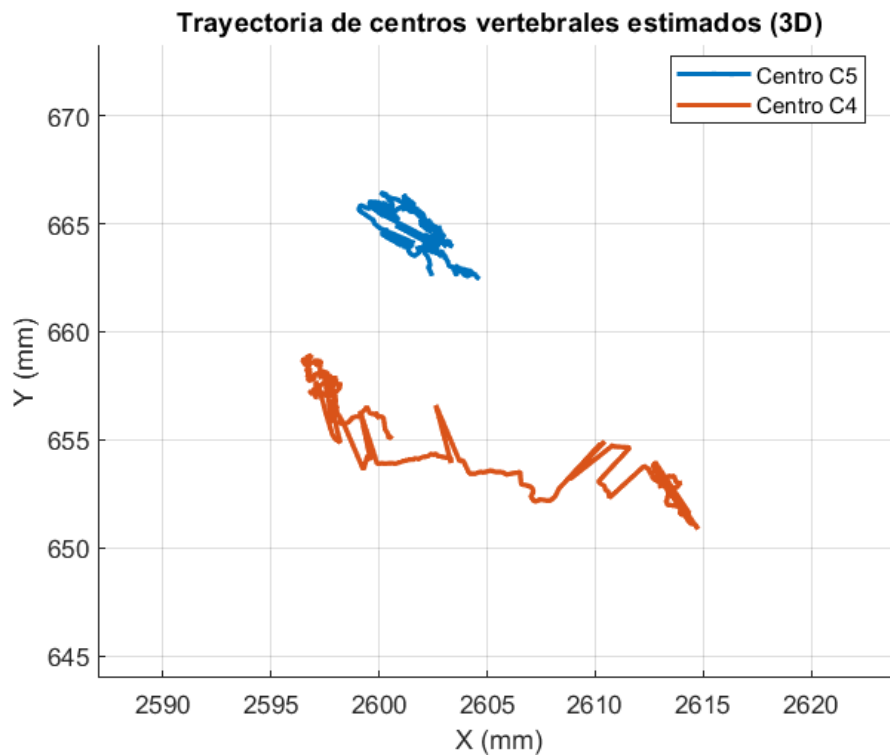


Gráfico 22: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Y, tensión forzada.

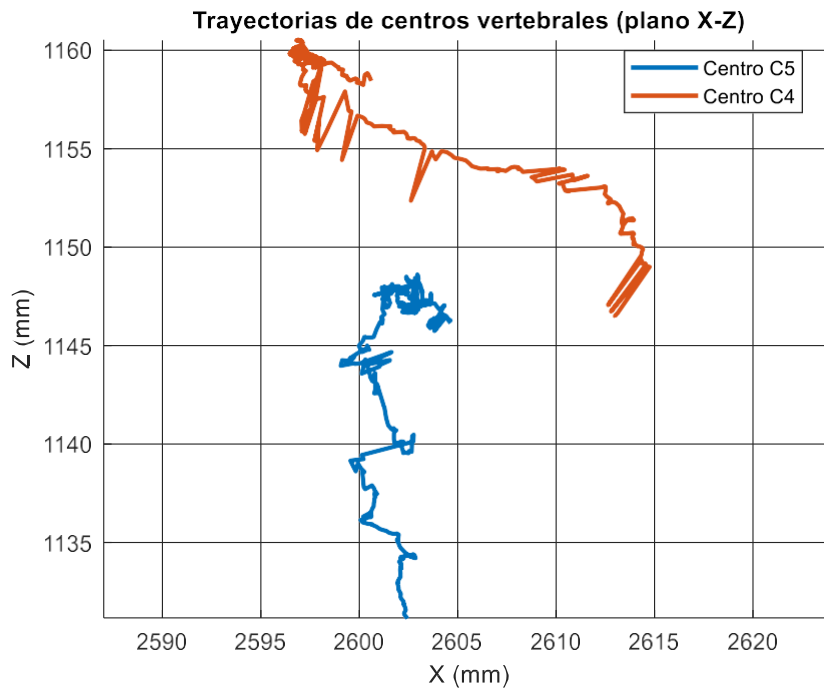


Gráfico 23: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Z, tensión forzada.

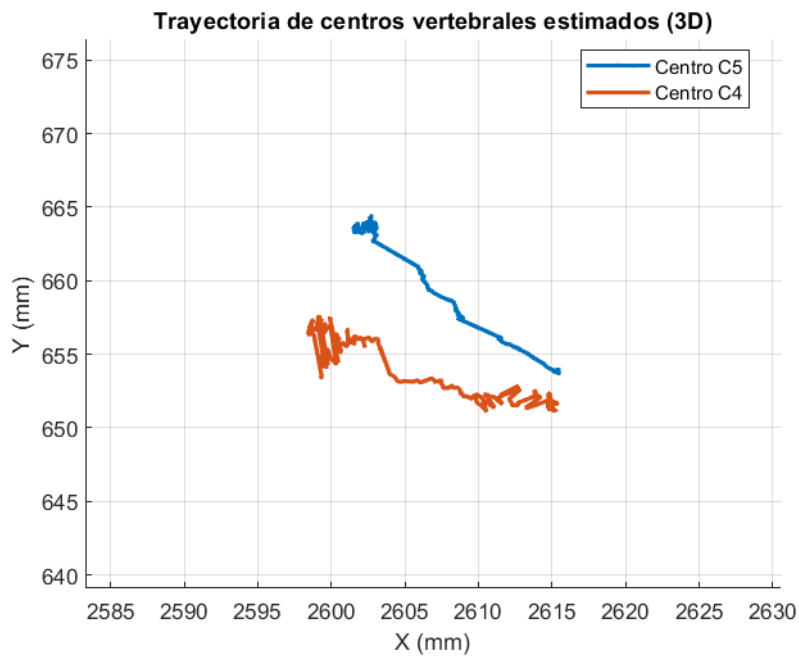


Gráfico 24: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Y, tensión forzada.

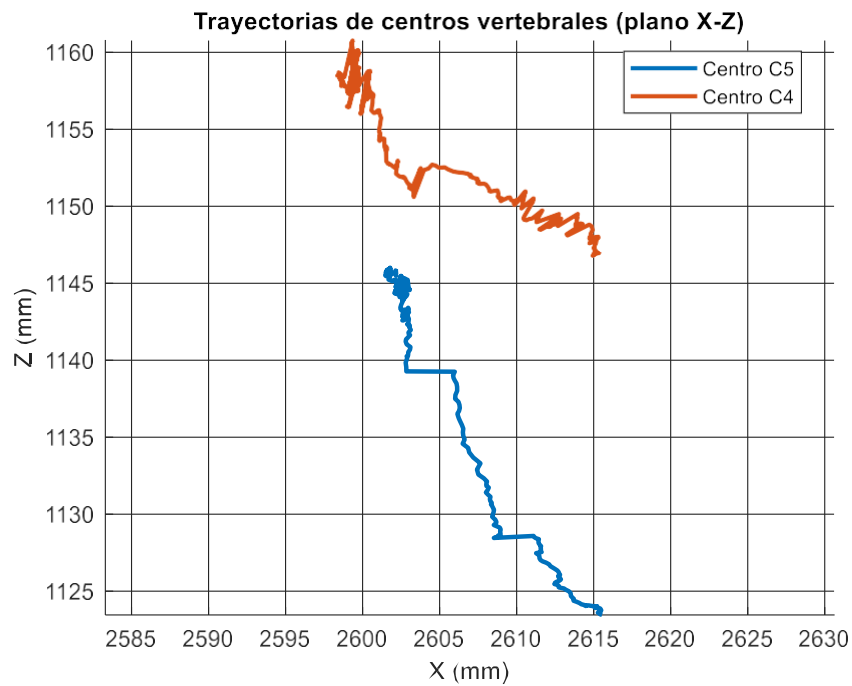


Gráfico 25: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Z, tensión forzada.

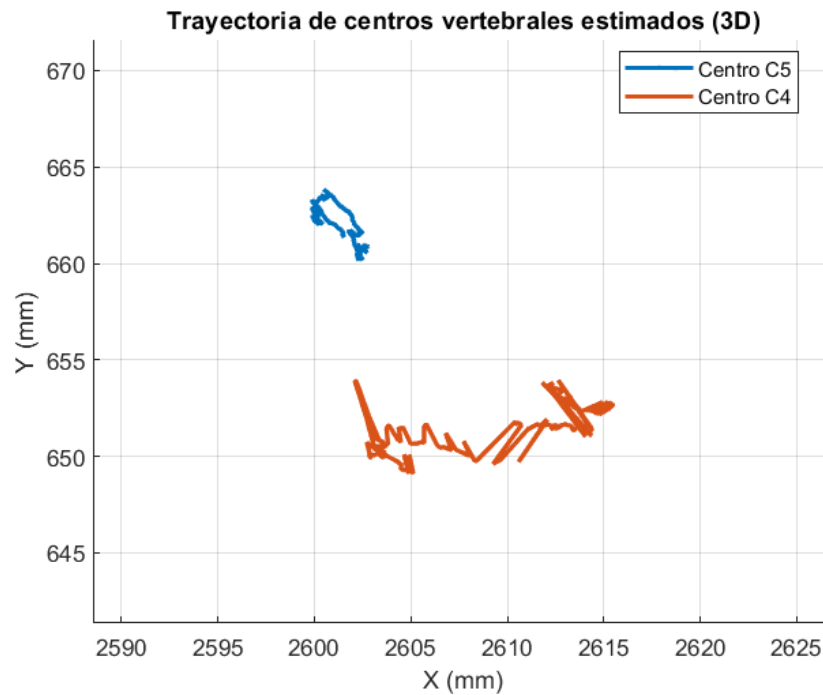


Gráfico 26: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Y, compresión forzada.

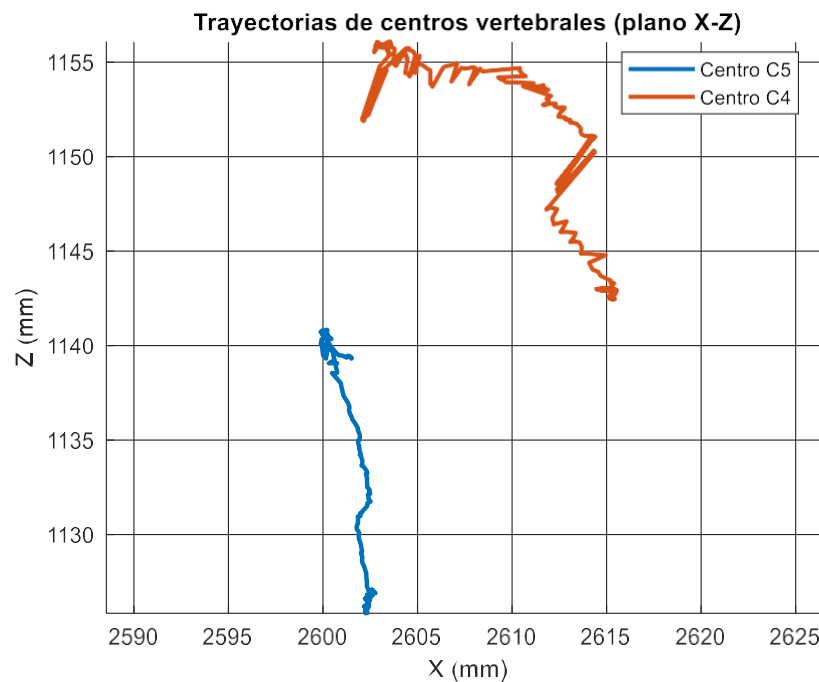


Gráfico 27: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial1c en el plano X-Z, compresión forzada.

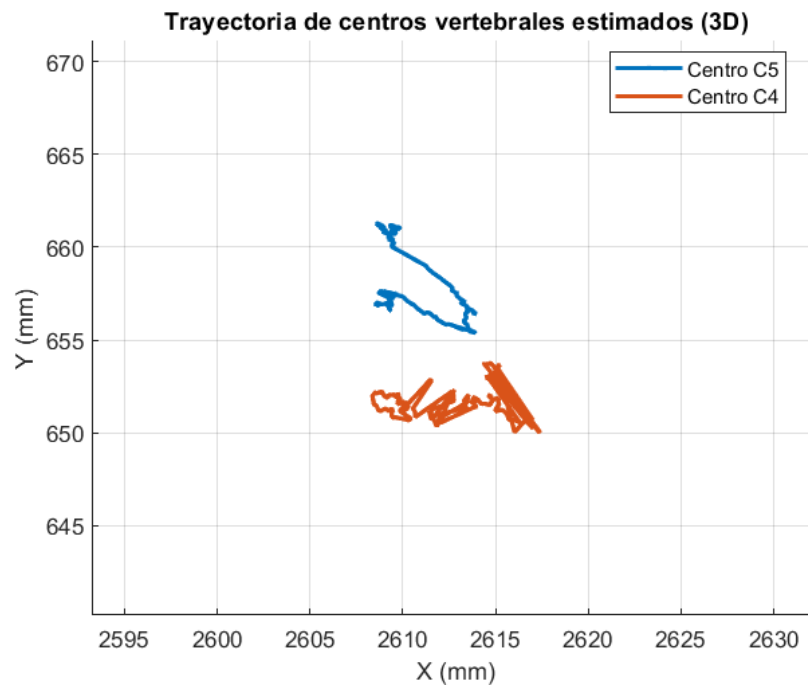


Gráfico 28: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Y, compresión forzada.

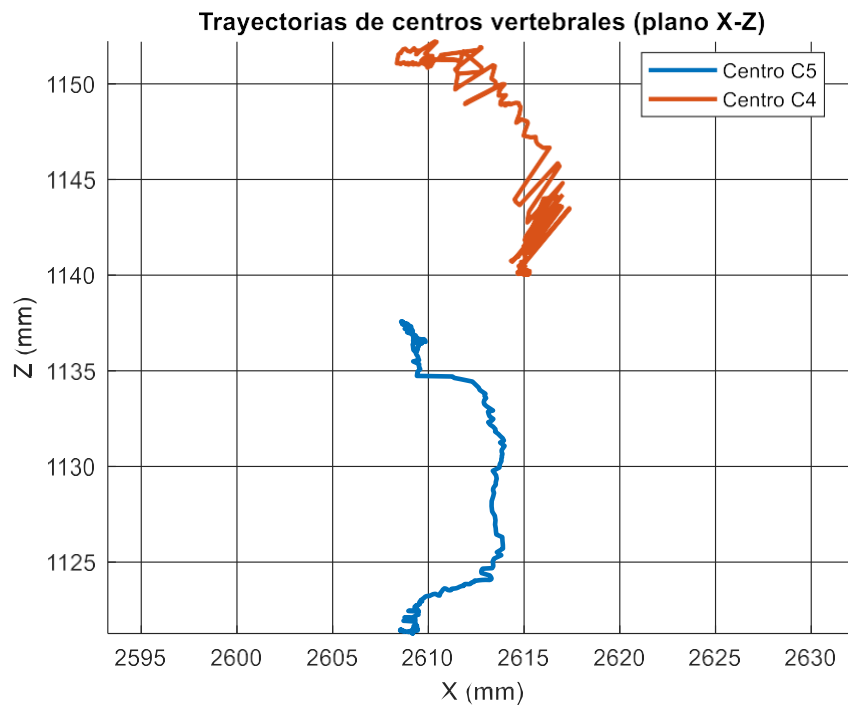


Gráfico 29: Trayectorias de las vértebras del sujeto 0027F test2-trial3 en el plano X-Z, compresión forzada.

A pesar de que los comportamientos no sean iguales, los movimientos de las vértebras oscilan entre los mismos valores, confirmando esa repetibilidad.

Capítulo 6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Se puede concluir que, a la vista de resultados, los objetivos propuestos inicialmente se han cumplido:

- Se logro construir un alto porcentaje de trayectorias de Vicon, en concreto se ha conseguido obtener un 100% de los marcadores reconstruidos para el test1_trial1, 99% para el test1_trial2, 97% para el test1_trial3, 88% para el test2_trial1c, 86% para el test2_trial2 y 86% para el test2_trial3.
- Se consiguió establecer un sistema de coordenadas local para las vértebras cervicales utilizando un TAC. Mediante el uso de dicha herramienta se han conseguido obtener los datos necesarios para esta transformación.
- Se obtuvieron las trayectorias de las vértebras estudiadas de forma exitosa utilizando un software de Matlab.

Para trabajos futuros el investigador encargado del proyecto del que forma parte éste, deberá hacer ensayos de impacto con distintos sujetos, o lo que es lo mismo fuera del rango fisiológico del movimiento. Con esos datos que se obtendrán se podrán comparar con los del rango fisiológico del movimiento y utilizando estadística se podrán utilizar dichos datos para la predicción de futuras lesiones y por tanto el entendimiento de estas.

Capítulo 7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Y. Wu, Z. Zhang, F. Wang, y W. Wang, «Current status of traumatic spinal cord injury caused by traffic accident in Northern China», *Sci. Rep.*, vol. 12, p. 13892, ago. 2022, doi: 10.1038/s41598-022-16930-9.
- [2] D. F. Huelke, J. O'Day, y R. A. Mendelsohn, «Cervical injuries suffered in automobile crashes», *J. Neurosurg.*, vol. 54, n.º 3, pp. 316-322, mar. 1981, doi: 10.3171/jns.1981.54.3.0316.
- [3] M. G. Fehlings *et al.*, «A Clinical Practice Guideline for the Management of Acute Spinal Cord Injury: Introduction, Rationale, and Scope», *Glob. Spine J.*, vol. 7, n.º 3 Suppl, pp. 84S-94S, sep. 2017, doi: 10.1177/2192568217703387.
- [4] A. Singh, L. Tetreault, S. Kalsi-Ryan, A. Nouri, y M. G. Fehlings, «Global prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury», *Clin. Epidemiol.*, vol. 6, pp. 309-331, sep. 2014, doi: 10.2147/CLEP.S68889.
- [5] «International perspectives on spinal cord injury». Accedido: 22 de mayo de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.who.int/publications/i/item/international-perspectives-on-spinal-cord-injury>
- [6] F. Tomé-Bermejo y J. F. Bartolomé Gómez, «Factores anatómicos y biomecánicos de la fractura vertebral osteoporótica y la aparición de las fracturas en cascada», *Rev. Esp. Cir. Ortopédica Traumatol.*, vol. 68, n.º 6, pp. 562-571, nov. 2024, doi: 10.1016/j.recot.2024.06.012.
- [7] L. Jakobsson, «Whiplash associated disorders in frontal and rear-end car impacts: biomechanical guidelines and evaluation criteria based on accident data and occupant modelling», Chalmers tekniska högsk, Göteborg, 2004.

- [8] N. Yoganandan, S. Kumaresan, y F. A. Pintar, «Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling», *Clin. Biomech.*, vol. 16, n.º 1, pp. 1-27, ene. 2001, doi: 10.1016/S0268-0033(00)00074-7.
- [9] C. Han *et al.*, «Rotation-traction manipulation induced intradiskal pressure changes in cervical spine—an in vitro study», *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 12, feb. 2024, doi: 10.3389/fbioe.2024.1322212.
- [10] «Cómo Las Pruebas De Choque Ayudan A Mejorar El Diseño De Los Vehículos», FasterCapital. [En línea]. Disponible en: <https://fastercapital.com/keyword/cómo-las-pruebas-de-choque-ayudan-a-mejorar-el-diseño-de-los-vehículos.html>
- [11] JAVIER VARELA, «Muñecos que salvan vidas», RACE. [En línea]. Disponible en: <https://www.race.es/revista-autoclub/motor/innovacion-al-volante/munecos-salvan-vidas/>
- [12] D. Parent, M. Craig, y K. Moorhouse, «Biofidelity Evaluation of the THOR and Hybrid III 50th Percentile Male Frontal Impact Anthropomorphic Test Devices», pp. 227-276, nov. 2017, doi: 10.4271/2017-22-0009.
- [13] C. R. Torres San Miguel, J. A. Perez Valdez, M. Ceccarelli, y M. Russo, «The Problems and Design of a Neck Dummy», *Biomimetics*, vol. 9, n.º 11, p. 661, oct. 2024, doi: 10.3390/biomimetics9110661.
- [14] J. A. DeWit y D. S. Cronin, «CERVICAL SPINE SEGMENT FINITE ELEMENT MODEL VALIDATION AND VERIFICATION AT TRAUMATIC LOADING LEVELS FOR INJURY PREDICTION».
- [15] M. Iwamoto, Y. Kisanuki, I. Watanabe, K. Furusu, K. Miki, y J. Hasegawa, «Development of a Finite Element Model of the Total Human Model for Safety (THUMS) and Application to Injury Reconstruction».
- [16] J. M. D. Clemente y F. P. Urquiza, «Tesis para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía del Programa»:

- [17] Portela Cameselle, Carmen, «Modelado de un mecanismo activo para reducir el riesgo de sufrir el Síndrome del Latigazo Cervical mediante la herramienta Working Model 2D.», abr. 2021.
- [18] D. A. Bravo M., C. F. Rengifo R., W. Agredo R., D. A. Bravo M., C. F. Rengifo R., y W. Agredo R., «Comparación de dos Sistemas de Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de Marcha», *Rev. Mex. Ing. Bioméd.*, vol. 37, n.º 2, pp. 149-160, ago. 2016, doi: 10.17488/rmib.37.2.2.
- [19] H. Yasin, S. Ghani, y B. Krüger, «An Effective and Efficient Approach for 3D Recovery of Human Motion Capture Data», *Sensors*, vol. 23, n.º 7, Art. n.º 7, ene. 2023, doi: 10.3390/s23073664.
- [20] T. Xu, X. Sheng, T. Zhang, H. Liu, X. Liang, y A. Ding, «Development and Validation of Dummies and Human Models Used in Crash Test», *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2018, p. 3832850, nov. 2018, doi: 10.1155/2018/3832850.
- [21] UFWebmasters, «El uso de sistemas de captura de movimiento Vicon en el análisis de la marcha humana: avances innovadores y su impacto social», Motion Tetris. Accedido: 13 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://motiontetris.com/el-uso-de-sistemas-de-captura-de-movimiento-vicon-en-el-analisis-de-la-marcha-humana-avances-innovadores-y-su-impacto-social/>
- [22] Gianikellis, K., «Características técnicas y prestaciones de los sistemas optoelectrónicos más difundidos en el campo de la biomecánica del movimiento humano. Estado actual de conocimientos», *Revista Motricidad, Facultad de Ciencias del Deporte, Universidad de Extremadura*, vol. 2, pp. 191-210, 1996.
- [23] L. L. Gómez Echeverry *et al.*, «Sistemas de captura y análisis de movimiento cinemático humano: una revisión sistemática», *Prospectiva*, vol. 16, n.º 2, pp. 24-34, dic. 2018, doi: 10.15665/rp.v16i2.1587.
- [24] M.J. Gómez García, C. Castejón Sisamón, J.C. García Prada, G. Carbone, y M. Ceccarelli, «Sistemas de captura de movimiento para el caminar humano. Análisis y

comparativa», en *XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*, Asociación Española de Ingeniería Mecánica, 2012, pp. 1-8.

[25] P. E. Barría Aburto, «Nuevas aproximaciones para la rehabilitación de pacientes con Accidente Cerebrovascular (ACV) mediante estimulación eléctrica funcional y exoesqueletos robóticos: Medición de efectos biomecánicos y clínicos.», Universidad Miguel Hernández de Elche, 2023. Accedido: 13 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.umh.es/handle/11000/31517>

[26] Wu, «ISB recommendation on definitions of joint coordinates», *Journal of biomechanics*, vol. 35, pp. 543-548, 2002.

ANEXO I: CÓDIGO DESARROLLADO

CÓDIGO PRINCIPAL

```
clc;
clear;
close all;

%% === 1. Cargar puntos TAC estáticos ===
tac_data = readtable("TAC-C5-0028M.xlsx", 'VariableNamingRule',
'preserve');

centro_TAC = getPointCoords(tac_data, "C5BodyCentroid");
pedicle_L = getPointCoords(tac_data, "C5PediculeLeft");
pedicle_R = getPointCoords(tac_data, "C5PediculeRight");
sup_endplate_mid = getPointCoords(tac_data,
"C5SuperiorEndplateMid");

Y_axis = sup_endplate_mid - centro_TAC;
Y_TAC = Y_axis / norm(Y_axis);
aux = pedicle_R - pedicle_L;
Z_TAC = aux/norm(aux)
X_TAC = normalize(cross(Y_TAC, Z_TAC));
R_TAC = [X_TAC' Y_TAC' Z_TAC'];

tac_markers_local = R_TAC' * (getC5Markers(tac_data) -
centro_TAC)';
tac_markers_local = tac_markers_local'; % asegurarse que quede 4x3
%disp(size(tac_markers_local)); % para verificar que sea [4 3]

%% === 2. Leer Vicon usando fixViconHeaders ===
vicon_data = fixViconHeaders("Test1_trial1.xlsx", 3, 4, 6); % Fila
3: nombres / 4: X,Y,Z / 6: datos
%disp(vicon_data.Properties.VariableNames');
marcadores = ["C5_1", "C5_2", "C5_3", "C5_4"];
T = height(vicon_data);
vertebra_C5_vicon = NaN(T, 3);

%% === 3. Loop de frames usando nombres corregidos ===
for t = 1:T
    vicon_markers_t = NaN(4, 3);
```

```
for i = 1:length(marcadores)
    for j = 1:3
        coord = ["X", "Y", "Z"];
        nombre_columna = "Neck_Mobility_Pilot" + marcadores(i)
+ coord(j);
        if ismember(nombre_columna,
vicon_data.Properties.VariableNames)
            valor = vicon_data{t, nombre_columna};
            if isnumeric(valor)
                vicon_markers_t(i, j) = valor;
            end
        end
    end
end

% Verifica qué marcadores están completos
valid_rows = all(~isnan(vicon_markers_t), 2);
num_valid = sum(valid_rows);

if num_valid < 3
    continue; % no hay suficientes marcadores para alineación
end

% Tomar solo los puntos válidos
A = tac_markers_local(valid_rows, :); % 3xN
B = vicon_markers_t(valid_rows, :); % 3xN

[R, T_vec] = rigid_transform_3D(A, B);

if ~isequal(size(T_vec), [3 1])
    warning("T_vec no es 3x1 en frame %d, tiene tamaño [%d
%d]", t, size(T_vec,1), size(T_vec,2));
    continue;
end

vertebra_C5_vicon(t, :) = T_vec';
end

% Asegurar que las matrices son 3xN (3 filas, N puntos)
tac_points = tac_markers_local;
if size(tac_points,1) ~= 3
```

```
tac_points = tac_points';
end

vicon_points = vicon_markers_t;
if size(vicon_points,1) ~= 3
    vicon_points = vicon_points';
end

[R, T_vec] = rigid_transform_3D(tac_points, vicon_points);

% Confirmar que T_vec es 3x1
if ~isequal(size(T_vec), [3 1])
    warning("T_vec no es 3x1 en frame %d, tiene tamaño [%d
%d]", t, size(T_vec,1), size(T_vec,2));
    continueA;
end

vertebra_C5_vicon(t, :) = T_vec';
% n_validos = sum(~isnan(vertebra_C5_vicon(:,1)));
%fprintf("Frames con datos válidos: %d de %d\n", n_validos,
T);

%% === 4. Mostrar resultado ===
disp("Coordenadas del centro TAC en sistema Vicon:");
disp(vertebra_C5_vicon);

%% === 5. Plot comparativo marcadores Vicon vs TAC transformado
===
% Usamos el último frame válido para comparar
ultimo_idx = find(~isnan(vertebra_C5_vicon(:,1)), 1, 'last');

if ~isempty(ultimo_idx)
    % Extraer marcadores Vicon
    vicon_markers_final = NaN(4,3);
    for i = 1:length(marcadores)
        for j = 1:3
            coord = ["X", "Y", "Z"];
            col_name = "Neck_Mobility_Pilot" + marcadore(i) +
coord(j);
            vicon_markers_final(i, j) = vicon_data{ultimo_idx,
col_name};
        end
    end
end
```

```
end

% Obtener transformación del último frame válido
tac_local = tac_markers_local;
if size(tac_local,1) ~= 3
    tac_local = tac_local';
end
vicon_final = vicon_markers_final;
if size(vicon_final,1) ~= 3
    vicon_final = vicon_final';
end

[R_plot, T_plot] = rigid_transform_3D(tac_local, vicon_final);
tac_transformado = R_plot * tac_local + T_plot;

figure;
hold on;
grid on;
axis equal;
title("Comparación de marcadores Vicon vs TAC transformado");
xlabel("X (mm)");
ylabel("Y (mm)");
zlabel("Z (mm)");

% Marcadores Vicon en rojo
plot3(vicon_final(1,:), vicon_final(2,:), vicon_final(3,:),
'ro', 'MarkerSize', 10, 'DisplayName', 'Vicon Markers');

% Marcadores TAC transformados en azul
plot3(tac_transformado(1,:), tac_transformado(2,:),
tac_transformado(3,:), 'bx', 'MarkerSize', 10, 'LineWidth', 2,
'DisplayName', 'TAC Transformado');

% Centro estimado de la vértebra en verde
centro_est = vertebra_C5_vicon(ultimo_idx, :);
plot3(centro_est(1), centro_est(2), centro_est(3), 'g*',
'MarkerSize', 12, 'DisplayName', 'Centro Vertebra Estimado');

legend('Location', 'best');
else
    warning("No se encontraron frames válidos para graficar.");
end

%%
```

```
% == 6. Plot en plano X-Z: marcadores y centro de vértebra ==
% Inicializar matrices para las trayectorias de los 4 marcadores
trayectoria_marcadores = NaN(T, 4, 3); % [frames x marcadores x
XYZ]

for t = 1:T
    for i = 1:length(marcadores)
        for j = 1:3
            coord = ["X", "Y", "Z"];
            col_name = "Neck_Mobility_Pilot" + marcadores(i) +
coord(j);
            if ismember(col_name,
vicon_data.Properties.VariableNames)
                val = vicon_data{t, col_name};
                if isnumeric(val)
                    trayectoria_marcadores(t, i, j) = val;
                end
            end
        end
    end
end

% == Plot en X-Z ==
figure;
hold on;
grid on;
axis equal;
title('Trayectorias en plano X-Z');
xlabel('X (mm)');
ylabel('Z (mm)');

% Trayectorias de cada marcador (X vs Z)
colors = {'r', 'm', 'c', 'k'};
for i = 1:4
    traj = squeeze(trayectoria_marcadores(:, i, :)); % [T x 3]
    plot(traj(:,1), traj(:,3), '-', 'Color', colors{i}, ...
'DisplayName', "Marcador " + i);
end

% Trayectoria del centro estimado de la vértebra (X vs Z)
validos = ~any(isnan(vertebra_C5_vicon), 2);
plot(vertebra_C5_vicon(validos,1), ...
vertebra_C5_vicon(validos,3), ...
'g-', 'LineWidth', 2, 'DisplayName', 'Centro C5 estimado');
```

```
legend('Location', 'best');

%% === FUNCIONES AUXILIARES ===

function coords = getPointCoords(tbl, label)
    idx = strcmp(tbl{:,1}, label);
    coords = [tbl{idx,2}, tbl{idx,3}, tbl{idx,4}];
end

function markers = getC5Markers(tbl)
    nombres = ["C5ViconMarker1",
"C5ViconMarker2", "C5ViconMarker3", "C5ViconMarker4"];
    markers = zeros(4,3);
    for i = 1:4
        idx = strcmp(tbl.Nombre, nombres(i));
        markers(i,:) = [tbl.X(idx), tbl.Y(idx), tbl.Z(idx)];
    end
end

function [R, T] = rigid_transform_3D(A, B)
    % A y B deben ser 3xN (3 filas, N puntos)
    if size(A,1) ~= 3
        A = A';
    end
    if size(B,1) ~= 3
        B = B';
    end

    centroid_A = mean(A,2);
    centroid_B = mean(B,2);

    AA = A - centroid_A;
    BB = B - centroid_B;

    H = AA * BB';

    [U,~,V] = svd(H);
    R = V * U';

    if det(R) < 0
        V(:,end) = -V(:,end);
        R = V * U';
    end
```

```
T = centroid_B - R * centroid_A; % T debe ser 3x1
end

function v = normalize(vec)
    v = vec / norm(vec);
end
```

FIXVICONHEADERS

```
function fixedTable = fixViconHeaders(filename, nameRow, coordRow,
dataStartRow)
    % Leer todo como celdas (más robusto)
    raw = readcell(filename, 'FileType', 'spreadsheet');

    % Extraer encabezados
    names = raw(nameRow, :);
    coords = raw(coordRow, :);

    headers = strings(1, length(names));
    lastValidName = "";

    for i = 1:length(names)
        name = names{i};
        coord = coords{i};

        % Convertir a string y validar 'name'
        nameStr = string(name);
        if strlength(nameStr) > 0 && ~ismissing(nameStr)
            lastValidName = nameStr;
        end

        % Convertir a string y validar 'coord'
        coordStr = string(coord);
        if strlength(coordStr) == 0 || ismissing(coordStr)
            coordStr = "";
        end

        % Asignar header
        if isempty(lastValidName) || isempty(coordStr)
            headers(i) = "Unnamed_" + i;
        else
```

```
        headers(i) = lastValidName + " " + coordStr;
    end
end

% Extraer parte de datos
data = raw(dataStartRow:end, :);

% Convertir celdas a números si es posible
for i = 1:numel(data)
    if ischar(data{i}) || isstring(data{i})
        str = strrep(string(data{i}), ",", "."); % coma por
punto
        num = str2double(str);
        if ~isnan(num)
            data{i} = num;
        end
    end
end

% Hacer nombres válidos para MATLAB
validHeaders = matlab.lang.makeValidName(headers,
'ReplacementStyle', 'delete');

% Eliminar duplicados añadiendo sufijos automáticamente
[~, idxUnique, ~] = unique(validHeaders, 'stable');
if length(idxUnique) < length(validHeaders)
    for i = 1:length(validHeaders)
        duplicates = find(strcmp(validHeaders{i},
validHeaders));
        if length(duplicates) > 1
            for d = 1:length(duplicates)
                validHeaders{duplicates(d)} =
validHeaders{duplicates(d)} + "_" + d;
            end
        end
    end
end

% Convertir a tabla
fixedTable = cell2table(data, 'VariableNames', validHeaders);
end
```

PLOT DE TRAYECTORIAS DURANTE MANIPULACIONES

```
%% === Parámetros de entrada ===
frame_ini = 7800;
frame_fin = 8000;

% Archivos a cargar (puedes cambiar nombres o añadir más)
archivos = {
    'Test1_trial1_C5.mat', 'C5';
    'Test1_trial1_C4.mat', 'C4';
};

colores = lines(size(archivos,1)); % colores únicos para cada vértebra

%% === Figura 3D de trayectorias ===
figure;
hold on;
grid on;
axis equal;
xlabel('X (mm)');
ylabel('Y (mm)');
zlabel('Z (mm)');
title("Trayectoria de centros vertebrales estimados (3D)");

for k = 1:size(archivos,1)
    archivo = archivos{k,1};
    nombre_vertebra = archivos{k,2};

    % Cargar el archivo .mat
    datos = load(archivo);
    nombre_var = fieldnames(datos);
    centro_vicon = datos.(nombre_var{1}); % extrae la única variable

    % Validar rango de frames
    total_frames = size(centro_vicon,1);
    ini = max(1, frame_ini);
    fin = min(total_frames, frame_fin);

    % Filtrar frames válidos y sin NaN
    sub_tray = centro_vicon(ini:fin, :);
    validos = ~any(isnan(sub_tray), 2);
    sub_tray = sub_tray(validos, :);

    % Dibujar trayectoria en 3D
    plot3(sub_tray(:,1), sub_tray(:,2), sub_tray(:,3), ...
        '-', 'LineWidth', 2, ...
        'Color', colores(k,:), ...
        'DisplayName', "Centro " + nombre_vertebra);
end

legend('Location', 'best');
```

```
%% === Figura en plano X-Z ===
figure;
hold on;
grid on;
axis equal;
xlabel('X (mm)');
ylabel('Z (mm)');
title("Trayectorias de centros vertebrales (plano X-Z)");

for k = 1:size(archivos,1)
    archivo = archivos{k,1};
    nombre_vertebra = archivos{k,2};

    datos = load(archivo);
    nombre_var = fieldnames(datos);
    centro_vicon = datos.(nombre_var{1});

    total_frames = size(centro_vicon,1);
    ini = max(1, frame_ini);
    fin = min(total_frames, frame_fin);

    sub_tray = centro_vicon(ini:fin, :);
    validos = ~any(isnan(sub_tray), 2);
    sub_tray = sub_tray(validos, :);

    % Solo X y Z
    plot(sub_tray(:,1), sub_tray(:,3), ...
        '-', 'LineWidth', 2, ...
        'Color', colores(k,:), ...
        'DisplayName', "Centro " + nombre_vertebra);
end

legend('Location', 'best');
```

ANEXO II: ALINEACIÓN CON LOS OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE

Los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) constituyen un ambicioso plan de acción global impulsado por la Organización de las Naciones Unidas (ONU), diseñado para abordar los principales desafíos sociales, económicos y ambientales que enfrenta la humanidad en el siglo XXI. Adoptados en septiembre de 2015 por los líderes mundiales, los ODS forman parte de la Agenda 2030, un marco de referencia universal que busca garantizar un futuro más justo, equitativo y sostenible para todas las personas y el planeta [27].

Los ODS son 17 objetivos interconectados que abarcan desde la erradicación de la pobreza y el hambre, hasta la promoción de la salud, la educación de calidad, la igualdad de género, el acceso a agua limpia, la acción por el clima y la protección de los ecosistemas terrestres y marinos, entre otros. Cada objetivo cuenta con metas específicas que deben alcanzarse para el año 2030, estableciendo así una hoja de ruta clara y medible para los países, las empresas, la sociedad civil y los individuos.

La esencia de los ODS radica en su enfoque integral e indivisible: reconocen que el progreso en un área repercute directamente en otras y que el desarrollo sostenible solo puede lograrse mediante la colaboración y el compromiso de todos los sectores de la sociedad. Su implementación exige la movilización de recursos, el intercambio de conocimientos y la innovación tecnológica, así como la adopción de políticas públicas inclusivas y responsables que no dejen a nadie atrás.

El proyecto presentado se alinea de manera directa y prioritaria con el Objetivo de Desarrollo Sostenible 3 (ODS 3): Salud y Bienestar, cuyo propósito es “garantizar una vida sana y promover el bienestar para todos en todas las edades” [28].



Figura 17: ODS 3.

Este objetivo reconoce que la salud es un pilar fundamental para el desarrollo sostenible y abarca una amplia gama de metas, entre las que se incluyen la reducción de la mortalidad materna e infantil, la lucha contra enfermedades transmisibles y no transmisibles, la promoción de la salud mental y la prevención de lesiones y accidentes.

En particular, la investigación sobre el movimiento cervical y la prevención de traumas musculoesqueléticos contribuye de manera significativa a este objetivo. Los trastornos musculoesqueléticos representan una de las principales causas de discapacidad y pérdida de calidad de vida a nivel mundial, afectando tanto a la población activa como a personas en procesos de rehabilitación. Mejorar las estrategias de prevención y tratamiento en ámbitos como la fisioterapia, la ergonomía y la rehabilitación no solo ayuda a reducir el riesgo de lesiones, sino que también promueve la autonomía, la productividad y el bienestar general de las personas.

Además, el proyecto se vincula de forma específica con la meta 3.6 del ODS 3, que plantea “reducir a la mitad el número de muertes y lesiones causadas por accidentes de tráfico en el mundo” para el año 2030 [29]. Los accidentes de tráfico constituyen una de las principales causas de mortalidad y lesiones graves a nivel global, y la prevención de daños musculoesqueléticos derivados de estos incidentes es un componente esencial para alcanzar dicha meta. El desarrollo de modelos predictivos y estrategias de prevención basadas en el estudio del movimiento cervical puede tener un impacto directo en la reducción de la siniestralidad vial y en la mejora de la atención a las víctimas de accidentes.

En este contexto, el proyecto no solo contribuye al avance científico y técnico en el área de la salud, sino que también responde a la llamada de la Agenda 2030 para fortalecer la prevención, la educación y la innovación como herramientas clave para garantizar el bienestar de la población. La implementación de los hallazgos de esta investigación puede traducirse en políticas públicas más eficaces, entornos laborales más seguros y una sociedad mejor preparada para enfrentar los retos relacionados con la salud y la seguridad vial.