



Influencia del género en seguridad vial

Silvia Santos-Cuadros¹, María Garrosa Solana², José Luis San Román García³
Eva Herrero Curiel⁴, Patricia González Aldea⁵

^{1, 2, 3} Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Carlos III de Madrid, ¹ssantos@ing.uc3m.es,
²mgarrosa@ing.uc3m.es, ³jlsanro@ing.uc3m.es

^{4, 5} Departamento de Comunicación, Universidad Carlos III de Madrid, ⁴eherrero@hum.uc3m.es, ⁵pgaldea@hum.uc3m.es

La seguridad vial ha descuidado la variable de género en la investigación. La mayoría de los estudios se han basado en modelos masculinos, lo que ha llevado a una comprensión insuficiente de las necesidades específicas de las mujeres en situaciones de riesgo vial.

De manera alarmante, las estadísticas indican que las mujeres tienen un 47% más de probabilidad de sufrir lesiones graves en accidentes de tráfico que los hombres, y su riesgo de padecer un latigazo cervical es cinco veces mayor. A pesar de estas crudas estadísticas, muchos modelos biomecánicos empleados en laboratorio ignoran diferencias antropométricas clave entre mujeres y hombres. En consecuencia, las simulaciones de colisiones no reflejan ni predicen adecuadamente las lesiones potenciales en las mujeres. El sesgo predominante hacia los ocupantes masculinos en la eficacia de los dispositivos de seguridad de los ocupantes evidencia la urgente necesidad de abordar este tipo de desigualdades y adoptar un enfoque más inclusivo para mejorar la seguridad vial y garantizar una protección equitativa para todos y todas.

Las diferencias anatómicas y de comportamiento entre hombres y mujeres afectan directamente a la efectividad de los sistemas de seguridad. En respuesta a esta problemática, en este trabajo se presenta un proyecto que busca ampliar el conocimiento actual sobre la influencia del género en la seguridad vial. Para ello, se llevarán a cabo ensayos experimentales con una muestra de mujeres que represente una amplia diversidad antropométrica. Las participantes viajarán sentadas en un vehículo, donde se simularán frenados controlados en distintas configuraciones de ensayo. Uno de los objetivos es evaluar el riesgo de lesiones cervicales.

Es fundamental señalar que todos los ensayos se realizarán en condiciones completamente seguras, sin ningún riesgo de lesión para las participantes. Para analizar el movimiento de las pasajeras, se utilizarán sensores que registrarán su respuesta biomecánica, tanto la cinemática (movimiento esquelético) mediante sensores inerciales IMUs, como la actividad muscular mediante sensores de electromiografía de superficie.

Los datos obtenidos serán procesados junto con las características antropométricas de las pasajeras mediante herramientas de inteligencia artificial, con el fin de identificar y predecir patrones biomecánicos. Estos patrones hallados contribuirán al desarrollo de medidas de seguridad más inclusivas y efectivas, así como a la posibilidad de personalizar los sistemas de seguridad vial adaptándose a las características antropométricas de l@s pasajeras@s.

Además, está previsto que todos los datos cinemáticos recopilados formen parte de una base de datos de acceso abierto, facilitando que otros investigadores utilicen esta información para promover una movilidad más inclusiva y una sociedad más equitativa.

1. Introducción

En el ámbito de la seguridad vial, la investigación centrada en la influencia del género y, más concretamente, en la mujer ha sido escasa a lo largo de la historia, a pesar de que la evidencia científica sugiere diferencias significativas en la vulnerabilidad y las respuestas frente a siniestros viales [1-3]. Las investigaciones existentes suelen basarse en datos y modelos predominantemente masculinos [4-13], lo que limita la comprensión de cómo las diferencias biológicas y socioeconómicas influyen en la seguridad vial de las mujeres. Además, las regulaciones y estándares de seguridad han sido diseñados principalmente para hombres, lo que puede resultar en sistemas de protección menos efectivos para las mujeres en caso de accidente. Incluso la reglamentación sobre la homologación de vehículos en materia de protección a ocupantes utiliza únicamente maniqués masculinos en algunos casos de colisión (concretamente, el maniquí americano Hybrid III masculino adulto del percentil 50); y en aquellos casos en los que utiliza un maniquí femenino, es del percentil 5, por lo que la población femenina queda muy poco representada.

La falta de atención a la variable de género en la investigación de seguridad vial ha provocado un gran desconocimiento sobre los factores que afectan a la seguridad de las mujeres en la carretera. Las diferencias anatómicas, fisiológicas y de comportamiento entre hombres y mujeres pueden afectar sustancialmente a la eficacia de los dispositivos de seguridad, como los cinturones de seguridad, los airbags, los reposacabezas o la altura del asiento y del volante, entre otros. Por lo tanto, es urgente ampliar la investigación en este campo para desarrollar medidas de seguridad más inclusivas y eficaces que aborden las necesidades específicas de género y reduzcan las disparidades en los resultados de siniestros viales entre hombres y mujeres.

Es cierto que, hasta la fecha, las estadísticas de mortalidad en accidentes de tráfico suelen mostrar que, en general, la tasa de mortalidad de los hombres es más alta que la de las mujeres. Sin embargo, esta diferencia puede variar según la región y otros factores. En muchos países, los hombres tienden a tener tasas de accidentes más altas que las mujeres debido a que tienden a cometer más conductas de riesgo, como conducir a exceso de velocidad o bajo los efectos del alcohol. Estos comportamientos pueden aumentar la incidencia de accidentes graves y, por lo tanto, la mortalidad entre los hombres. En cambio, aunque las mujeres tienden a tener menos accidentes graves en comparación con los hombres, pueden enfrentar un mayor riesgo de lesiones graves o fatales debido a diferencias anatómicas y biomecánicas [14-15], así como a la falta de sistemas de seguridad adecuados y adaptados específicamente para ellas. Por ejemplo, se ha observado que las mujeres tienen una mayor propensión a sufrir latigazos cervicales en ciertas situaciones debido a esas diferencias anatómicas y biomecánicas. Las mujeres tienden a tener una estructura corporal diferente a la de los hombres, lo que puede influir en la forma en que experimentan las fuerzas durante un accidente. Por ejemplo, las diferencias en la masa muscular, la distribución de la grasa corporal y la forma del cuello pueden hacer que las mujeres sean más propensas a lesiones en el cuello durante un latigazo cervical. Además, la estatura y la ubicación de la cabeza en relación con el reposacabezas del vehículo también pueden influir en el riesgo de sufrir latigazos cervicales, y las mujeres tienden a ser más pequeñas y tener una estatura más baja de media. Sin embargo, los actuales reposacabezas presentan un rango de actuación que a menudo no se adapta a la población femenina, pues fueron diseñados basándose en percentiles masculinos.

Otro dispositivo que también puede influir significativamente en la seguridad vial de las mujeres y que se diseñó basándose en percentiles masculinos es el cinturón de seguridad [16-17]. Los cinturones actuales no se ajustan de manera adecuada a las diferencias anatómicas entre hombres y mujeres, como, por ejemplo, puntos de anclaje o pretensionadores y limitadores de carga ajustables que permitan adaptar la posición del cinturón a mujeres de constitución corporal diferente y minimizar el riesgo de lesiones en caso de colisión, o un diseño de cinturón que contemple la diferencia en cuanto a la protección del pecho para que el cinturón apoye sobre el esternón, que es donde debe descargar la fuerza al tratarse de un tejido duro. Una mala colocación de la banda superior del cinturón, ya que el diseño actual no tiene en cuenta las formas anatómicas de la mujer, puede invalidar la actuación de este importante sistema de seguridad cuyo fin es garantizar nuestra retención durante la dinámica del impacto. Esta colocación defectuosa de la banda superior debido a diferencias antropométricas puede aumentar el efecto submarino en caso de impacto, en el que el ocupante se desliza por debajo del cinturón, lo que aumenta significativamente la gravedad de las lesiones pélvicas y abdominales. Actualmente, se contempla la posibilidad de utilizar adaptadores de cinturones de seguridad diseñados específicamente para mujeres embarazadas, que incluyen un cinturón abdominal ajustable y un posicionamiento adecuado del cinturón diagonal. Estos podrían ser ajustables y minimizar el riesgo de lesiones.

Es importante tener en cuenta estas diferencias biológicas y sociales en el diseño y mejora de los sistemas de seguridad vial, así como en el desarrollo de estrategias y políticas de prevención de accidentes de tráfico para garantizar una protección adecuada a hombres y mujeres, puesto que la falta de sistemas de seguridad adaptados específicamente a las características biomecánicas de las mujeres también puede aumentar el riesgo. Hoy en día, aún persisten desafíos en la plena comprensión y consideración de estas diferencias de género en materia de seguridad vial. Históricamente, muchas políticas de seguridad vial y estándares de diseño de vehículos se han orientado a un perfil de usuario masculino, lo que puede resultar en sistemas de seguridad menos efectivos para las mujeres.

Para abordar las deficiencias observadas, el presente estudio propone la realización de ensayos experimentales con una muestra representativa de mujeres, con el objetivo de establecer patrones de comportamiento y necesidades específicas de seguridad en caso de frenado de emergencia. La elección de los experimentos de frenado de emergencia se fundamenta en la evidencia de que el cuello es una de las regiones anatómicas más sensibles a los cambios bruscos de aceleración. Estos cambios bruscos, incluso en situaciones de frenado repentino, podrían suponer un riesgo potencial para el daño cervical. Además, diversos estudios han demostrado que las mujeres tienen cinco veces más probabilidades de sufrir lesiones por latigazo cervical. Por lo tanto, el escenario del frenado de emergencia a baja velocidad ofrece la oportunidad de evaluar las diferencias de género en el riesgo de lesión cervical, al tiempo que se analiza la interacción con elementos de seguridad como el cinturón de seguridad y el reposacabezas.

2. Metodología

La metodología propuesta para diseñar las pruebas experimentales consta de las distintas fases que se muestran en la Figura 1 y que se describen a continuación.

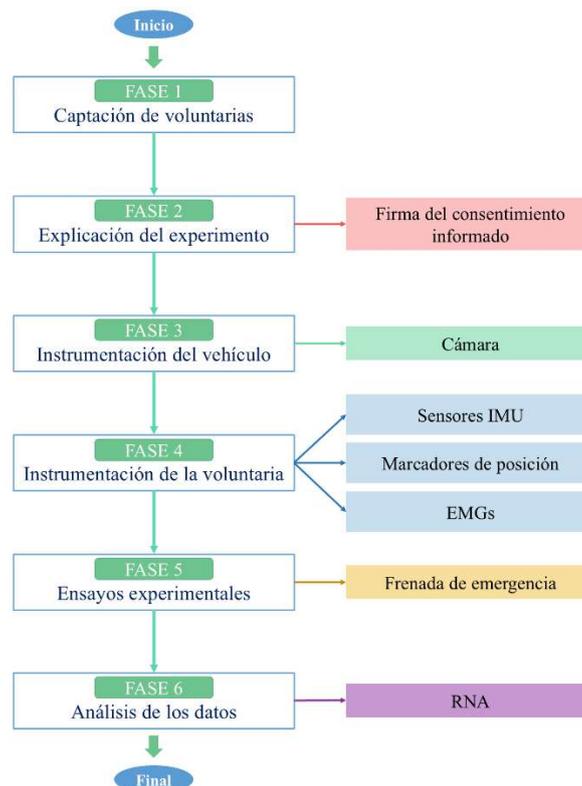


Figura 1: Metodología propuesta para diseñar los experimentos.

Fase 1. Captación de voluntarias para ensayos experimentales. El primer paso de la fase experimental consiste en seleccionar y captar a voluntarias con el objetivo de garantizar una muestra representativa de la población femenina actual. Este proceso es fundamental para obtener resultados concluyentes y extrapolables en los ensayos. Para ello, se han definido criterios de inclusión y exclusión basados en características antropométricas clave, con el fin de garantizar la diversidad dentro de la muestra. Los principales parámetros considerados son la edad, la altura, el peso, el índice de masa corporal (IMC), la circunferencia torácica, la circunferencia abdominal y el contorno de pecho, entre otros. La selección se realiza en función de los percentiles poblacionales para representar distintos perfiles dentro de la población femenina. Este proceso es esencial para garantizar la validez y fiabilidad de los resultados, ya que permite que los ensayos reflejen con precisión la influencia de las características antropométricas en la seguridad vial.

Fase 2. Explicación del experimento y consentimiento informado. Antes de realizar el experimento, se proporciona a las voluntarias una explicación detallada del trabajo para garantizar que comprendan los procedimientos, los objetivos y las posibles implicaciones de su participación. Este paso es fundamental para garantizar el cumplimiento de los principios éticos. Los sujetos firman un consentimiento informado en el que se explica lo siguiente: qué es lo que se va a hacer (definición de las pruebas de ensayo, el protocolo que se va a seguir y los sensores que se van a utilizar para la recolección de datos), cuál es el objetivo de la investigación y su relevancia en el contexto de la seguridad vial, qué riesgos supone participar, el modo en el que se van a tratar sus datos, etc. Se hace hincapié en que la participación es voluntaria y que las voluntarias pueden retirarse de las pruebas en cualquier momento.

Fase 3. Instrumentación del vehículo. Para la correcta recolección de datos durante los ensayos experimentales, se instrumenta el vehículo con cámaras estratégicamente ubicadas para registrar con precisión el movimiento de la ocupante durante las pruebas de frenado. Los vídeos capturados servirán como base para un análisis cinemático detallado, en el que se estudiará la respuesta biomecánica de la ocupante ante la desaceleración. Esta información es fundamental para comprender los patrones de movimiento y evaluar la eficacia de los sistemas de seguridad pasiva en función de las características antropométricas de la voluntaria.

Fase 4. Instrumentación de la voluntaria. Para obtener una caracterización detallada del comportamiento biomecánico de las voluntarias durante las pruebas de frenado, se procede a su instrumentación. Cada voluntaria se instrumenta con marcadores de posición, sensores inerciales y sensores de electromiografía de superficie (EMGs). Esta instrumentación permite registrar información sobre el comportamiento cinemático (posiciones, velocidades y aceleraciones) y la actividad muscular. Los sensores de electromiografía se colocan sobre músculos superficiales de la zona cervical, específicamente en el trapecio y el esternocleidomastoideo, y con ellos se pretende distinguir entre situaciones en las que el pasajero es consciente del instante del frenado y otras en las que no lo es. Esto implica una respuesta corporal diferente en caso de frenada, lo que conlleva un riesgo de lesión diferente. Conocer el comportamiento muscular del cuello también permite evaluar el posible riesgo de latigazo cervical, una lesión común en las frenadas de emergencia y en las colisiones entre vehículos. Los marcadores de posición y los sensores inerciales permiten conocer la respuesta cinemática completa del movimiento de la ocupante durante la frenada. Los acelerómetros/marcadores se colocarán en la cabeza (tragus), en la base del cuello (a la altura de la vértebra cervical C7), en el hombro (acromion), en el torso (a la altura del esternón), en la zona dorsal y lumbar de la espalda, en la pelvis y en la rodilla. En la Figura 2 se muestra la instrumentación de una voluntaria.



Figura 2: Ejemplo de instrumentación de una voluntaria.

Fase 5. Ensayos experimentales. Una vez completada la instrumentación del vehículo y de la voluntaria, y tras verificar la correcta sincronización de todos los dispositivos de medición, se procede a ejecutar los ensayos experimentales. Estos ensayos están diseñados para simular distintas condiciones de frenado y evaluar cómo diversos factores influyen en la respuesta biomecánica de la ocupante. Los escenarios de prueba son los siguientes:

- Influencia del uso del sistema de sujeción:
 - Pasajeras sujetas con el cinturón de seguridad correctamente colocado.
 - Pasajeras no sujetas, simulando una situación de riesgo en la que el sistema de retención no está en uso.
- Nivel de anticipación al frenado:
 - Pasajeras conscientes del instante de la frenada, que pueden preparar su cuerpo para absorber mejor la desaceleración.

- Pasajeras inconscientes del instante del frenado, lo que simula una situación realista en la que la ocupante no anticipa la desaceleración y genera una respuesta corporal distinta.
- Posición inicial de la cabeza en relación con el torso:
 - Cabeza alineada con el torso, que representa la postura estándar de un pasajero.
 - Cabeza con un ángulo relativo inicial, lo que permite analizar cómo una postura desalineada influye en la biomecánica del cuello y el riesgo de lesiones como el latigazo cervical.
- Sentido de la marcha:
 - Pasajera orientada en el mismo sentido de la marcha del vehículo, que es la disposición convencional en la mayoría de los automóviles.
 - Pasajera en sentido contrario a la marcha, lo que simula configuraciones específicas de transporte, como los asientos traseros de algunos vehículos o el transporte público.

En cuanto al procedimiento experimental, cada ensayo se realiza en condiciones controladas para garantizar la repetitividad y fiabilidad de los resultados. Se registran todos los parámetros cinemáticos y electromiográficos mediante los sensores instalados tanto en la voluntaria como en el vehículo. Para cada experimento, se verifica primero la correcta calibración y sincronización de los sensores y cámaras. A continuación, se coloca a la voluntaria en la postura correspondiente al escenario de prueba. A continuación, se inicia el protocolo de frenado según las condiciones establecidas. Por último, se registran los datos de movimiento, actividad muscular y respuesta postural de la voluntaria durante la frenada.

Fase 6. Análisis de los datos adquiridos. Una vez finalizados los experimentos y almacenados los datos de los sensores, se procesan las señales susceptibles de análisis (variables cinemáticas y señales musculares). Para detectar patrones de comportamiento asociados al género femenino, se emplean redes neuronales artificiales (RNA) como herramienta de aprendizaje automático. Estas redes permiten identificar correlaciones complejas entre las variables biomecánicas y las condiciones del experimento, clasificar respuestas corporales según diferentes escenarios de prueba y predecir comportamientos de riesgo en función de las características cinemáticas y musculares observadas. El modelo de RNA se entrena con los datos experimentales para garantizar su precisión y solidez. La interpretación de los resultados obtenidos permitirá extraer conclusiones relevantes sobre la influencia del género en la seguridad vial y el riesgo de lesiones en frenadas.

3. Resultados

En esta sección se presentan los resultados de las aceleraciones registradas por las IMUs ubicadas en la cabeza, el cuello, el torso y la zona lumbar de una ocupante en el asiento del copiloto durante ensayos de frenada de emergencia a 20 km/h. Se comparan las respuestas obtenidas en dos escenarios: uno en el que la ocupante fue avisada de la frenada inminente (escenario “con aviso”) y otro en el que no (escenario “sin aviso”). Las aceleraciones se midieron en los tres ejes: vertical (X), lateral (Y) y longitudinal (Z). La Figura 3 muestra las aceleraciones registradas en la cabeza para los escenarios “con aviso” y “sin aviso”, respectivamente.

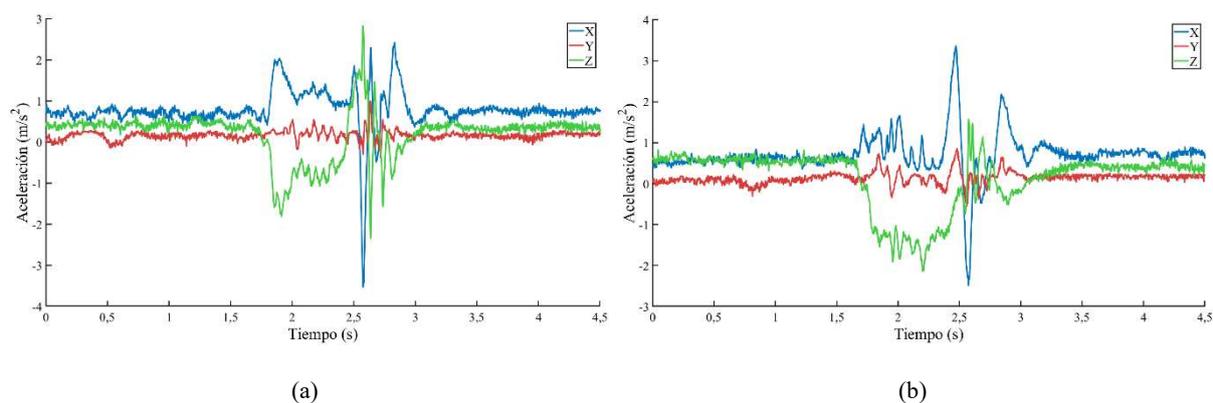


Figura 3: Aceleración de la cabeza (a) con aviso, (b) sin aviso.

La Figura 4 muestra las aceleraciones registradas en el cuello para los escenarios “con aviso” y “sin aviso”, respectivamente.

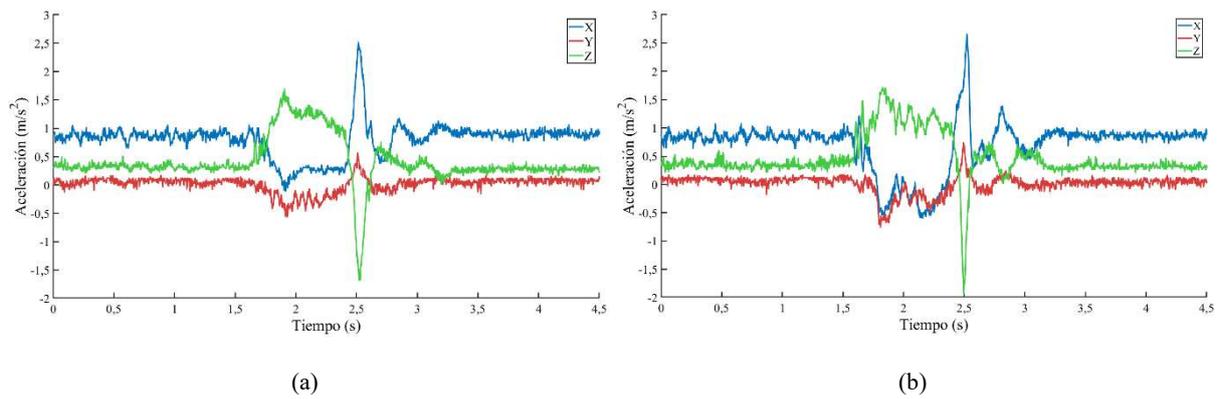


Figura 4: Aceleración del cuello (a) con aviso, (b) sin aviso.

La Figura 5 muestra las aceleraciones registradas en el torso para los escenarios “con aviso” y “sin aviso”, respectivamente.

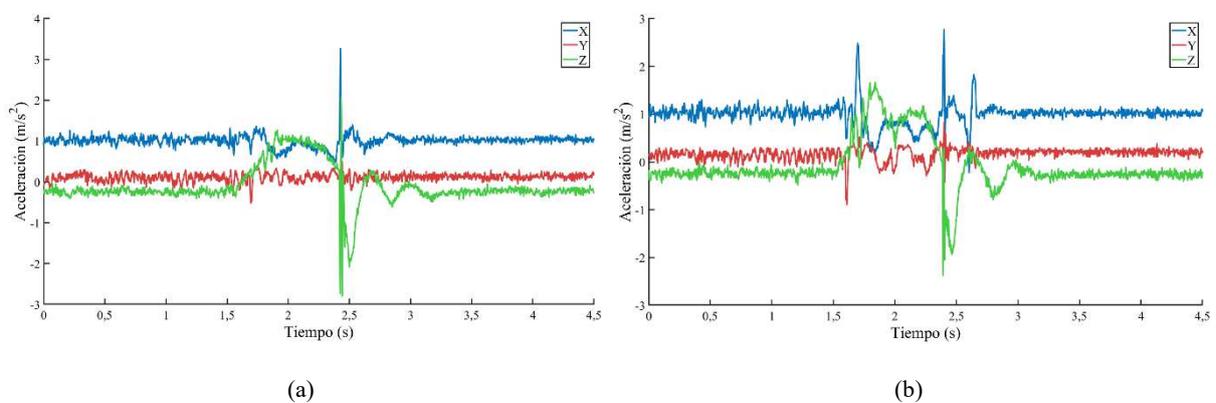


Figura 5: Aceleración del torso (a) con aviso, (b) sin aviso.

La Figura 6 muestra las aceleraciones registradas en la zona lumbar de la espalda para los escenarios “con aviso” y “sin aviso”, respectivamente.

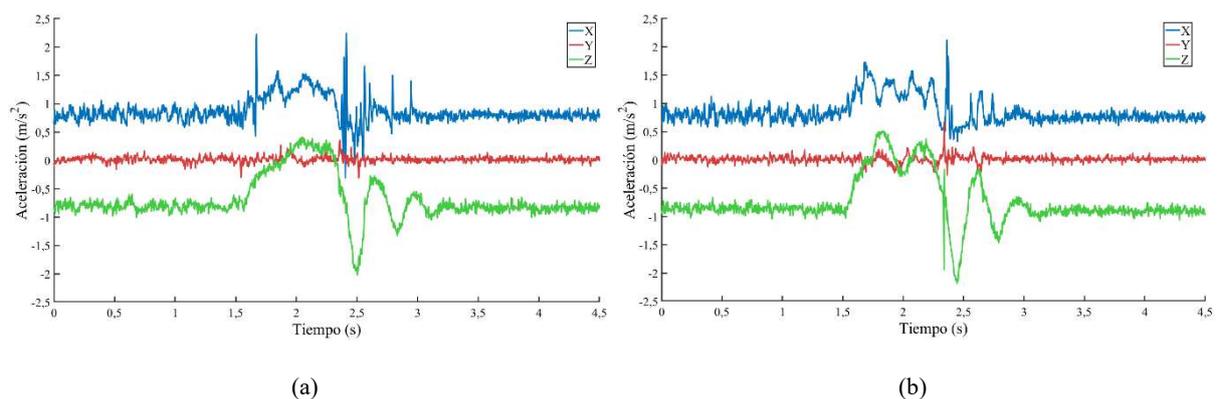


Figura 6: Aceleración de la zona lumbar de la espalda (a) con aviso, (b) sin aviso.

La comparación entre los escenarios “con aviso” y “sin aviso” revela diferencias significativas en la dinámica de respuesta de la ocupante, especialmente en la anticipación y la morfología de las curvas de aceleración, más allá de las magnitudes pico absolutas, que se producen particularmente en la cabeza y el cuello. La cabeza muestra las mayores diferencias en las magnitudes de los picos de aceleración en el eje X entre ambos escenarios, siendo el pico negativo más pronunciado en el caso “con aviso” y el rebote positivo más grande en el caso “sin aviso”. Las magnitudes de los picos de desaceleración en el cuello, el torso y la zona lumbar son más similares entre los dos escenarios.

4. Modelo de red neuronal artificial

En el presente trabajo se propone un modelo fundamentado en una red neuronal profunda (DNN, *Deep Neural Network*) en combinación con una red neuronal recurrente (RNN) de tipo LSTM (*Long Short-Term Memory*). Esta arquitectura híbrida posibilita la captura tanto de patrones estáticos en los datos antropométricos como de la dinámica temporal de las señales biomecánicas registradas durante las pruebas experimentales. Las DNN son empleadas para procesar las características antropométricas de cada voluntaria y extraer patrones complejos que puedan influir en su respuesta biomecánica ante frenadas de emergencia. Por otro lado, las LSTM son utilizadas para modelar la evolución temporal de las señales cinemáticas y EMG, lo que permite capturar cambios en la respuesta muscular y postural a lo largo del proceso de frenado.

Las entradas de la DNN consisten en las características antropométricas (edad, altura, peso, IMC, circunferencia torácica, circunferencia abdominal y el contorno de pecho), que representan datos estáticos. Por su parte, las entradas de la LSTM comprenden las señales cinemáticas, a saber: las posiciones angulares y los desplazamientos de la cabeza, el cuello, el torso y la pelvis, las velocidades y aceleraciones lineales y angulares, y el ángulo relativo entre la cabeza y el torso. Además, se emplean señales de EMG, que incluyen la activación muscular en el trapecio y el esternocleidomastoideo, la variación de la señal con el tiempo y las diferencias en la activación muscular entre pasajeros conscientes e inconscientes del instante de frenado.

En lo que respecta a la configuración de la red, la DNN presenta una capa de entrada constituida por 7 neuronas (una para cada variable antropométrica), una capa oculta 1 compuesta por 32 neuronas con activación ReLU (*Rectified Linear Unit*) y una capa oculta 2 integrada por 16 neuronas con activación ReLU. La capa LSTM 1 consta de 64 unidades con activación tanh, encargada de modelar las señales cinemáticas y de EMG. La capa LSTM 2 tiene 32 unidades con activación tanh, encargada de capturar patrones temporales más específicos en la respuesta biomecánica. En lo que respecta a la capa densa de fusión, esta se compone de 16 neuronas con activación ReLU que combinan la salida de la LSTM con la información procesada por la DNN. Por último, la capa de salida está formada por 3 neuronas con activación softmax, encargada de clasificar el comportamiento del pasajero en función de la resistencia al frenado (baja, media o alta). El nivel de riesgo de latigazo cervical se clasifica en bajo, moderado o alto, y la postura más segura se determina según el perfil antropométrico del sujeto y las condiciones del experimento. La Figura 7 muestra la configuración de la DNN y la LSTM.

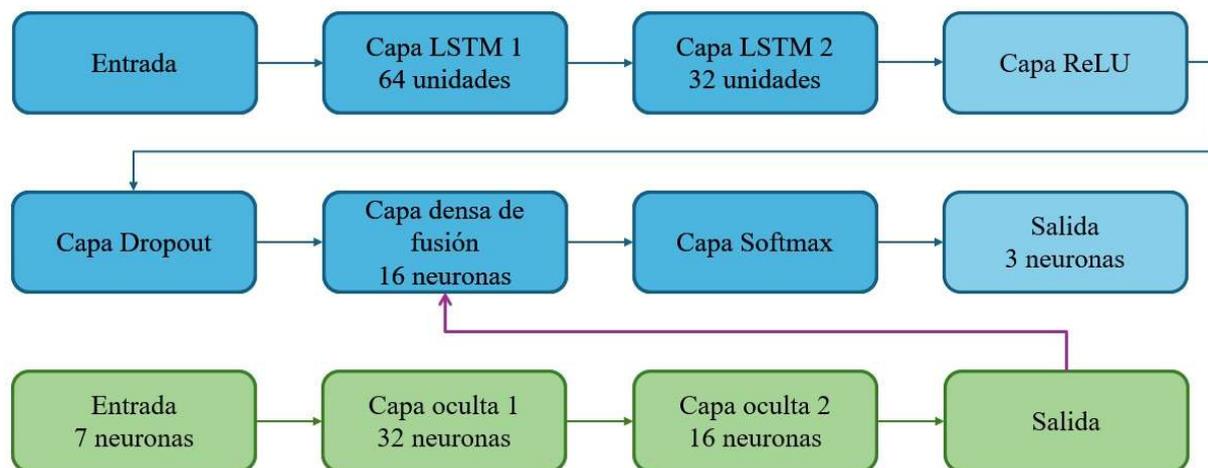


Figura 7: Configuración de la DNN y la LSTM.

En lo que respecta al entrenamiento del modelo, se implementa la función de pérdida *Categorical Cross-Entropy* para la clasificación multiclase. El optimizador Adam (*Adaptive Moment Estimation*) se configura con una tasa de aprendizaje inicial de 0,001. La métrica de evaluación se basa en la exactitud (*accuracy*) para la clasificación y el MSE (error cuadrático medio) para la predicción de variables cinemáticas continuas. Se implementan técnicas de regularización, tales como la técnica *Dropout* (0,3) en las capas LSTM, con el fin de evitar sobreajuste, y la técnica *Batch Normalization* en las capas densas, con el propósito de mejorar la estabilidad del entrenamiento. Se aplican técnicas de *data augmentation* en las señales EMG y cinemáticas, con el objetivo de mejorar la generalización del modelo.

Las capas DNN procesan los datos antropométricos y extraen patrones de riesgo basados en la morfología de la voluntaria, mientras que las capas LSTM analizan la evolución temporal de los datos dinámicos para identificar patrones de activación muscular y de movimiento durante la frenada. La capa de fusión integra ambas fuentes de información para proporcionar una predicción más precisa del riesgo de lesión y de las condiciones de seguridad óptimas para cada perfil de pasajero.

5. Conclusiones

Este trabajo ha examinado la repercusión del género en la seguridad vial mediante un enfoque experimental fundamentado en la evaluación biomecánica de pasajeras en situaciones de frenado. Para ello, se ha diseñado una metodología estructurada en seis fases, que abarca desde la captación de voluntarias hasta el análisis de los datos adquiridos mediante sensores inerciales y electromiografía de superficie. El análisis de los datos obtenidos proporcionará información para optimizar los sistemas de seguridad vehicular, considerando las particularidades biomecánicas del género femenino. En particular, permitirá proponer mejoras en el diseño de cinturones de seguridad, airbags y reposacabezas, adaptándolos a la diversidad antropométrica de la población y diseñar estrategias de prevención para reducir el riesgo de lesiones cervicales. Además, el estudio puede servir como base para la adaptación de modelos biomecánicos en futuras simulaciones de impacto en seguridad vial. En términos aplicados, los resultados de este trabajo pueden contribuir al desarrollo de sistemas de retención más adaptativos, considerando la diversidad antropométrica de la población femenina. Asimismo, este estudio refuerza la necesidad de incluir una mayor representación de mujeres en las pruebas de seguridad vehicular, con el fin de reducir las desigualdades en el nivel de protección ofrecido por los actuales sistemas de seguridad pasiva. Se plantea la posibilidad de que investigaciones futuras analicen la influencia de otras variables, tales como la rigidez de los cinturones de seguridad, la inclinación del respaldo del asiento o la distribución de las fuerzas de impacto en diferentes direcciones (frontal, lateral y trasera).

6. Referencias

- [1] Bose D., Segui-Gomez ScD M., Crandall J.R., “Vulnerability of Female Drivers Involved in Motor Vehicle Crashes: An Analysis of US Population at Risk”, *Am. J. Public Health* **101**, 2368–2373 (2011)
- [2] Santos-Cuadros S., Fuentes del Toro S., Olmeda E., San Román J.L., “Surface Electromyography Study Using a Low-Cost System: Are There Neck Muscles Differences When the Passenger Is Warned during an Emergency Braking Inside an Autonomous Vehicle?”, *Sensors* **21**, 5378 (2021). <https://doi.org/10.3390/s21165378>
- [3] Fuentes del Toro S., Santos-Cuadros S., Olmeda E., San Román J.L., “Study of the Emergency Braking Test with an Autonomous Bus and the sEMG Neck Response by Means of a Low-Cost System”, *Micromachines* **11**, 931 (2020). <https://doi.org/10.3390/mi111100931>
- [4] Kumar S., Ferrari R., Narayan Y., “Kinematic and electromyographic response to whiplash loading in low-velocity whiplash impact - A review”, *Clin. Biomech.* **20**, 343–356 (2005)
- [5] Roberts A.K., Hynd D., Dixon P.R., Murphy O., Magnusson M., Pope M.H. (2002, December). Kinematics of the human spine in rear impact and the biofidelity of current dummies. In *PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL CONFERENCE ON VEHICLE SAFETY 2002, HELD MAY 2002 AT THE IMECHE HEADQUARTERS, LONDON, UK*
- [6] Kallieris D., Schmidt G., “Neck response and injury assessment using cadavers and the Us-SID for far-side lateral impacts of rear seat occupants with inboard-anchored shoulder belts”. in SAE Technical Papers (SAE International, 1990). doi:10.4271/902313.
- [7] Trajkovski A., Hribernik M., Kunc R., Kranjec M. Krašna, S., “Analysis of the mechanical response of damaged human cervical spine ligaments”, *Clin. Biomech.* **75**, 105012 (2020)
- [8] Stemper B.D., Corner B.D., “Whiplash-associated disorders: Occupant kinematics and neck morphology”, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* **46**, 834–844 (2016). <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6846>
- [9] Kuo C., Fanton M., Wu L., Camarillo, D., “Spinal constraint modulates head instantaneous center of rotation and dictates head angular motion”, *J. Biomech.* **76**, 220–228 (2018)
- [10] Alvarez V.S., Halldin P., Kleiven S. “The Influence of Neck Muscle Tonus and Posture on Brain Tissue Strain in Pedestrian Head Impacts”, *Stapp Car Crash J.* **58**, 63–101 (2014)
- [11] Vavalle N.A., Davis M.L., Stitzel J.D. Gayzik F.S., “Quantitative Validation of a Human Body Finite Element Model Using Rigid Body Impacts”, *Ann. Biomed. Eng.* **43**, 2163–2174 (2015)
- [12] Wen J., Raison M. Achiche S., “Using a cost function based on kinematics and electromyographic data to quantify muscle forces”, *J. Biomech.* **80**, 151–158 (2018)
- [13] Kumar S., Narayan Y. Amell, T., “Role of awareness in head-neck acceleration in low velocity rear-end impacts”, *Accid. Anal. Prev.* **32**, 233–241 (2000)
- [14] Briggs A.M. et al. Reducing the global burden of musculoskeletal conditions. Bulletin of the World Health Organization 96 366–368 (2018) <https://doi.org/10.2471/BLT.17.204891>

-
- [15] NHTSA. A compilation of motor vehicle crash data from the fatality analysis reporting system and the general estimates system. Natl. Highw. Traffic Saf. Adm. DOT HS DOT HS 810, 205 (2005)
- [16] Cohen-Manheim I. et al. “Does gender make a difference? Seatbelt use and the risk of severe injuries among drivers hospitalized in Level-1 trauma centers”, *J. Transp. Heal.* **23**, 101281 (2021)
- [17] Kumar S., Ferrari R., Narayan Y., Jones T., “The effect of seat belt use on the cervical electromyogram response to whiplash-type impacts”, *J. Manipulative Physiol. Ther.* **29**, 115–125 (2006)