











Artículo de investigación



# Modelo numérico de un maniquí cabeza-cuello para pruebas de choque

## *Numerical model of a head-neck dummy for crash tests*

Dariusz Szwedowicz<sup>1†</sup> , Quirino Estrada<sup>2</sup> , Elva Lilia Reynoso Jardón<sup>2</sup> , Julio Vergara-Vazquez<sup>3</sup> , Jesús Silva-Aceves<sup>2</sup> , Lara Wiebe Quintana<sup>2</sup> , Alejandro Rodríguez-Méndez<sup>4</sup> , José Alfredo Ramírez Monares<sup>2</sup> 

<sup>1</sup>Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (TecNM CENIDET), Interior Internado Palmira S/N, Palmira, 62490 Cuernavaca, Morelos, México

<sup>2</sup>Instituto de Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, México

<sup>3</sup>Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería, Campus Palenque (UPIIP)/IPN, México 199, Nueva Esperanza, 29960 Palenque, Chiapas, México

<sup>4</sup>Department of Mechanical Engineering, University of California Berkeley, Berkeley, California, United States

**Autor de correspondencia:** Quirino Estrada, Instituto de Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, México. E-mail: quirino.estrada@uacj.mx. ORCID: 0000-0003-0623-3780.

**Recibido:** 30 de Marzo del 2023

**Aceptado:** 5 de Junio del 2023

**Publicado:** 14 de Junio del 2023

**Resumen.** – Cuando un choque automotriz ocurre, la energía de impacto se transfiere a los pasajeros lo cual provoca lesiones graves y decesos. Con el objeto de analizar el efecto de las cargas dinámicas en el cuerpo humano, el uso de maniqués de impacto está en incremento. Sin embargo, su costo es demasiado alto, así como su accesibilidad. Por lo tanto, el presente artículo propone el diseño y desarrollo de un modelo discreto que representa la cabeza y cuello de un maniquí para pruebas de impacto utilizando el software de elemento finito Abaqus. El modelo está conformado por cabeza, región cervical (cuello) incluyendo discos cervicales y discos intervertebrales. La evaluación del conjunto cabeza-cuello se llevó a cabo a través de una prueba de péndulo. Durante la evaluación de parámetros tales como la aceleración, la fuerza de velocidad y posición angular de la cabeza fueron obtenidos. Finalmente, los resultados de la viabilidad del modelo fueron validados mediante el fenómeno de latigazo.

**Palabras clave:** Modelo antropomórfico; Maniquí de pruebas; Método de elemento finito; Prueba de péndulo; Cabeza-cuello.

**Abstract.** – When car crashes occur, the impact energy is transferred to passengers, provoking fatalities, and severe injuries. In this sense, the use of dummies to analyze the effect of dynamic loads on the human body is increasing. However, its cost is generally expensive and difficult to acquire. Thus, the current article proposes designing and developing a head-neck dummy using Abaqus finite element method software. The design of the dummy model is formed by the head, and neck which are formed by cervical and intervertebral plates. The assessment of the new head-neck model was carried out by a pendulum test. During the evaluation of parameters such as acceleration, velocity force, and angular position of the head were obtained. Finally, the results of the viability of the model were validated through the whiplash phenomenon.

**Keywords:** Anthropomorphic model; Crash dummy; Finite element simulation; Head-neck; Pendulum test.



## 1. Introducción

A partir de los altos estándares requeridos para la seguridad de los pasajeros el concepto de *crashworthiness* se ha priorizado entre ingenieros y diseñadores automotrices [1-2]. Tal concepto se refiere a la capacidad de las estructuras para soportar cargas de impacto a la vez que mantienen seguros a los ocupantes durante las colisiones [3-4]. Además, los impactos pueden ocurrir en forma frontal [5-6], trasero [7-8], y lateral [9-10]. En este sentido diversas zonas del cuerpo presentan un alto índice de riesgo que pueden ocasionar la muerte de los pasajeros. Sin embargo, las zonas con mayor afectación se encuentran entre la región cervical y la cabeza [11-14]. Con el objeto de estudiar la biomecánica el empleo de dispositivos antropomórficos denominados *dummies* está en incremento [15-17].

Los *dummies* son dispositivos con características similares en cuanto a masa y talla de los seres humanos [18]. Si bien los *dummies* físicos son una alternativa para el análisis de la biomecánica del cuerpo humano, presentando algunas desventajas tales como altos costos y limitada biofidelidad para condiciones de carga específicas. En contraparte el método de elemento finito llega a posicionarse como una herramienta efectiva, robusta y de bajo costo [19-20]. En este sentido, diversos modelos discretos de *neck dummy* han sido desarrollados y evaluados computacionalmente [21-24]. Nursherida et al. [25] desarrollaron y validaron un modelo numérico de *neck dummy* infantil durante choques automovilísticos utilizando LS-DYNA. Durante el estudio numérico se evaluaron parámetros tales como la flexión y la extensión del cuello en términos de la velocidad y momento. En conclusión, se determinó la biofidelidad del modelo discreto para representar la biomecánica del conjunto cuello-cabeza. Yu et al. [26] desarrollaron y validaron

experimentalmente un modelo tridimensional de un sub-ensamble cabeza-cuello de un *dummy* masculino (THOR 50th). Para proporcionar mayor biofidelidad al modelo discreto, el efecto de los ligamentos se representó a través de arreglos cables-resortes. La validación se realizó con datos experimentales para pruebas de trineo y péndulo. White et al. [27] estudiaron numérica y experimentalmente la respuesta de un modelo antropomórfico de la región cabeza-cuello durante el impacto de aeronaves de ala rotatoria. En todos los casos los modelos computacionales se usó el software LS-DYNA. La biofidelidad del modelo computacional (*head-neck dummy*) se validó experimentalmente a través de un ensayo de trineo. Como conclusión la efectividad y exactitud del modelo discreto fue corroborada. Finalmente, el desarrollo de modelos computacionales/FEM de dispositivos antropomórficos de la región cabeza-cuello (*neck dummy*) permite analizar la biomecánica de dicha región con una mayor precisión y con una reducción de tiempo y costos considerables.

Sin embargo, aún se encuentran limitaciones en el diseño de la región cervical e interacción de ligamentos y músculos. Por tanto, el presente proyecto propone el diseño de un modelo antropomórfico de un *head-neck dummy* empleando el software de elementos finitos Abaqus. Durante el análisis se puso principal énfasis en la biofidelidad del modelo mecánico, así como en las propiedades de los materiales. La evaluación del modelo se realizó a través de un ensayo de péndulo.

## 2. Anatomía del conjunto cabeza-cuello humano

El esqueleto óseo del cuello está conformado por siete vértebras cervicales y ocho pares de nervios cervicales los cuales se encuentran localizados entre el cráneo y la cavidad torácica [28]. El



objetivo de las vértebras cervicales es soportar el cráneo, brindar estabilidad durante los movimientos de la cabeza, así como proteger la médula espinal. Las vértebras cervicales están nombradas como C1, C2, C3, C4, C5 C6 y C7 (ver Figura 1). La vértebra C1 o atlas está ubicada en la parte inferior del cráneo su principal función es sostener el cráneo, presenta una forma anular con dos masas laterales reales [29]. La vértebra cervical C2 denominada axis brinda soporte y sobre esta rota la vértebra atlas en

conjunto con la cabeza. Por su parte las vértebras C3 a C7 forman parte de la región cervical inferior. En este sentido la vértebra C7 es una vértebra de transición y tiene características similares a las vértebras torácicas, también se denomina vértebra prominente. Finalmente, a partir de la interacción del esqueleto óseo, músculos y ligamentos, el cuello puede realizar movimientos de flexión (0-35°), extensión (0-35°), rotación y flexión lateral (0-45°).

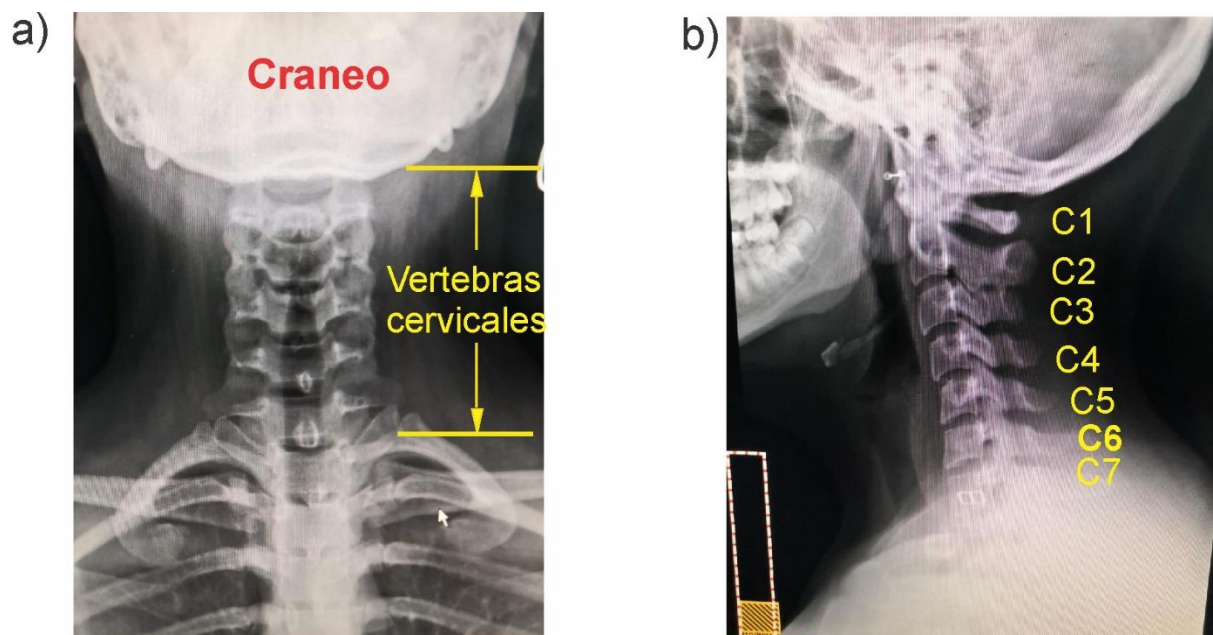


Figura 1. a) Anatomía del conjunto cabeza-cuello, b) vista lateral de vértebras

### 3. Diseño mecánico del conjunto cabeza cuello de maniquí antropomórfico

A partir de la anatomía y estudio de la cinemática del cuello y cabeza humana, se diseñó un sistema mecánico de la región cervical y cabeza de un adulto promedio. El diseño está conformado por discos de aluminio que representan las vértebras, así como platos de goma vulcanizada que incorporan los discos intervertebrales. El diseño de la cabeza se aproximó a la morfología humana

y fue unida a la región cervical a través de una unión de pasador, confiriéndole capacidad de movimiento de flexión y extensión. Por su parte la unión de los platos de goma y discos de aluminio (vértebras) es a través de pegamento epóxico desde que brinda versatilidad y resistencia en el proceso de unión. En este sentido, el sistema mecánico puede representar la cinemática, rigidez y amortiguamiento del conjunto cabeza-cuello. Detalles del diseño simplificado es presentado en la Figura 2.

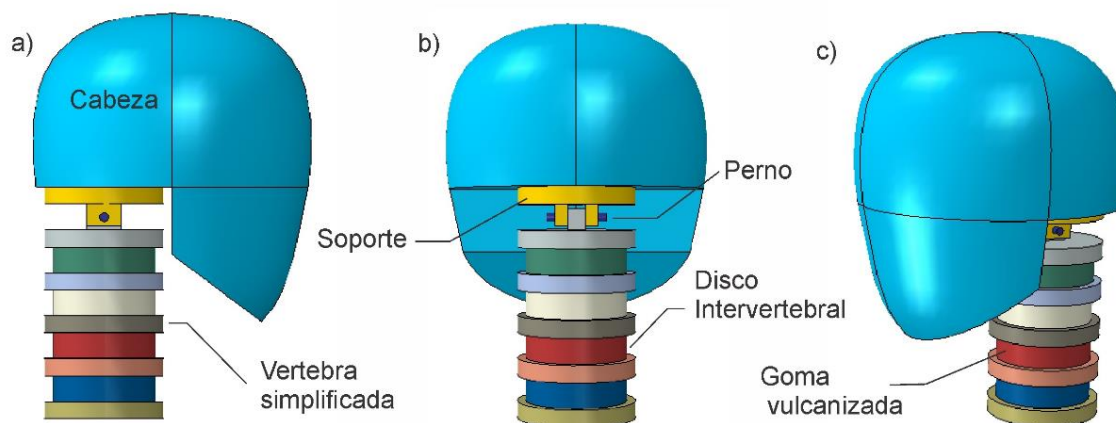


Figura 2. Diseño mecánico simplificado del maniquí cabeza-cuello

#### 4. Modelado de materiales empleados en el diseño del maniquí de pruebas

La efectividad del modelo discreto depende del correcto modelado de las propiedades mecánicas de los componentes del maniquí. En este sentido, modelos elastoplásticos isotrópicos fueron utilizados tanto para los discos cervicales (AL6063 T5) como para la cabeza fabricada con PVC. Por su parte los discos intervertebrales se modelaron con propiedades hiperelásticas, es decir un comportamiento elástico no lineal [30-31]. La hiperelasticidad se puede expresar en términos de la energía potencial de deformación  $W(E)$ , la cual describe la cantidad de energía de deformación almacenada por unidad de volumen bajo un estado de deformación dado [32-33].

$$W = W(E) \quad \text{tal que} \quad S = \frac{\partial W(E)}{\partial E} \quad (1)$$

Para el caso específico del presente artículo se utilizó el modelo de Marlow para el modelado de hiperelasticidad de la goma vulcanizada el cual

es definido a través de la Ec. 1. Donde  $I_1$  se refiere a la primera invariante del tensor de deformación,  $W_{dev}$  corresponde a la componente Devia teórica de la función de energía,  $W_{vol}$  es la componente volumétrica de la función de energía y  $J^{el}$  es, la razón de cambio de volumen [33].

$$W = W_{dev}(\bar{I}_1) + W_{vol}(J^{el}) \quad (2)$$

Desde que el comportamiento del maniquí es dominado por la acción de los discos intervertebrales, se validó el comportamiento de la goma vulcanizada a través de un ensayo a tensión experimental desarrollado previamente en [30] y comparado experimentalmente con la literatura [34]. La comparación de resultados se muestra en la Figura 3 donde una diferencia cercana al 1.5% es observada. El comportamiento del material es el esperado presentando al inicio una deformación inicial con una aceptable resistencia (0.4 MPa), para luego dar paso a la relajación del mismo.

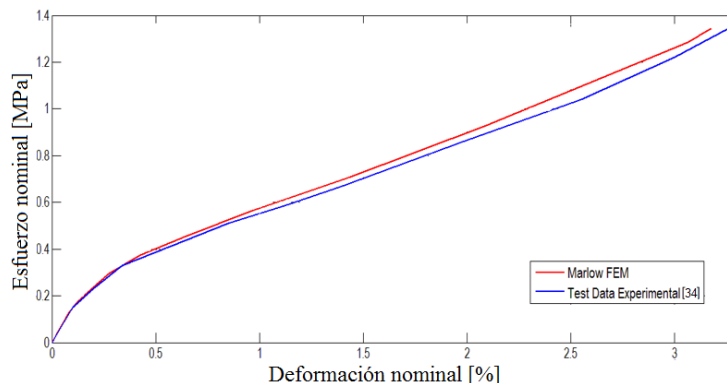


Figura 3. Curva esfuerzo vs deformación para un ensayo a tensión de goma vulcanizada

### 5. Modelo discreto y análisis por FEM

En la Figura 4 se presenta el modelo discreto del conjunto cabeza-cuello el cual se desarrolló en el software de elementos finitos Abaqus/Explicit. El modelo está conformado por discos de aluminio que representan las vértebras, platos de goma para modelar los discos intervertebrales. En todos los casos los componentes se modelaron con elementos C3D8R. Los discos cervicales fueron modelados con propiedades mecánicas para aluminio 6063-T5 con módulo de Young (E) de 66940 MPa, Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) de 0.33, límite de fluencia de 158.79 MPa y densidad ( $\rho$ ) de 2700 kg/m<sup>3</sup> [35]. La cabeza se

construyó con vinyl y se consideró el E igual a 3.0 MPa,  $\nu$  de 0.32 y densidad de 1700 kg/m<sup>3</sup>. Por su parte los discos intervertebrales fueron modelados a través del modelo hiperelástico de Marlow. Respecto a las condiciones de frontera, se aplicó una condición de pegado para la unión de discos cervicales y platos intervertebrales. La evaluación del modelo discreto se desarrolló a través de una prueba de péndulo. En este sentido, el maniquí es colocado en el extremo libre del péndulo el cual se deja caer desde una posición inicial de 75°. Al momento del impacto, el péndulo tiene una velocidad de 7.05 m/s. Detalles del modelo discreto de presenten en la Figura 4.

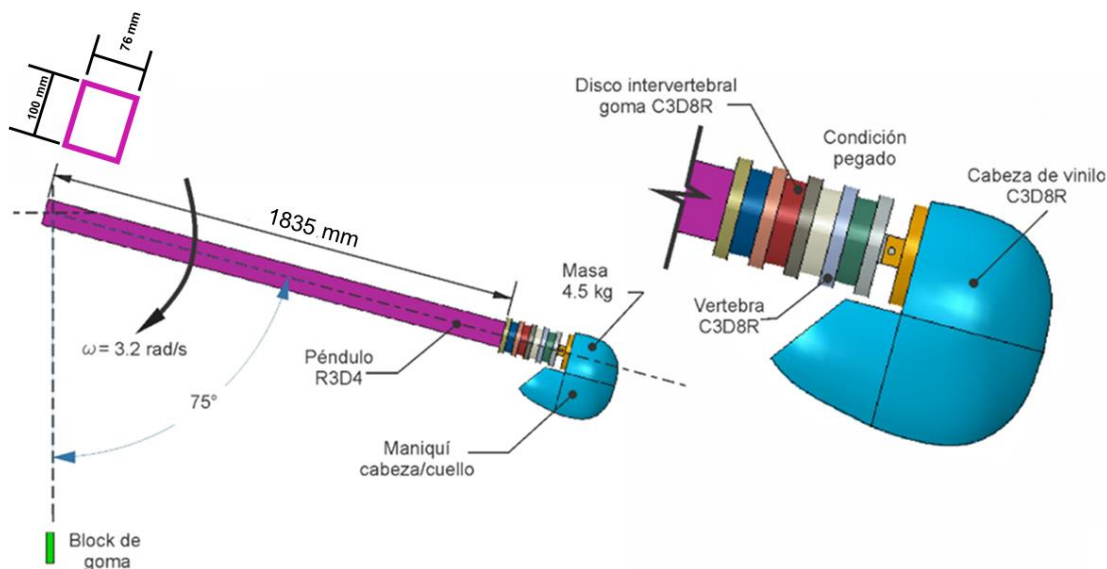


Figura 4. Detalles del modelo discreto y prueba de péndulo, unidades de longitud en mm.



## 6. Resultados y Discusiones

Los resultados obtenidos se presentan en las Figuras 5, 6, 7. En este sentido las principales variables a medir son la posición angular, aceleración y velocidad de la cabeza. Al momento del impacto péndulo/goma, el modelo discreto representa correctamente la cinemática característica del cuello y cabeza durante un choque frontal. El movimiento referido es caracterizado por un movimiento de

prolongación (hacia adelante) que a su vez provoca una hiperflexión del cuello más allá de los límites normales. Posteriormente se inicia una segunda etapa en la cual se produce un cambio de sentido del movimiento del cuello (retracción) que da lugar a un movimiento de extensión. Físicamente ocurre un cambio de aceleración que da origen al fenómeno de latigazo. En ambos casos la efectividad del modelo discreto es comprobada desde que es visible el fenómeno de latigazo/ whiplash.

Transición a flexión del cuello

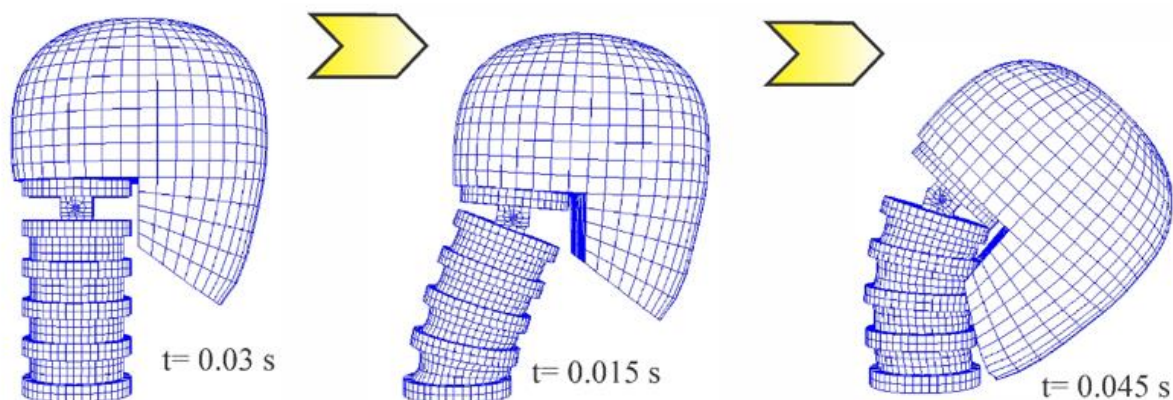


Figura 5. Fases del movimiento del maniquí cabeza - cuello durante choque frontal, I

Transición a extensión del cuello

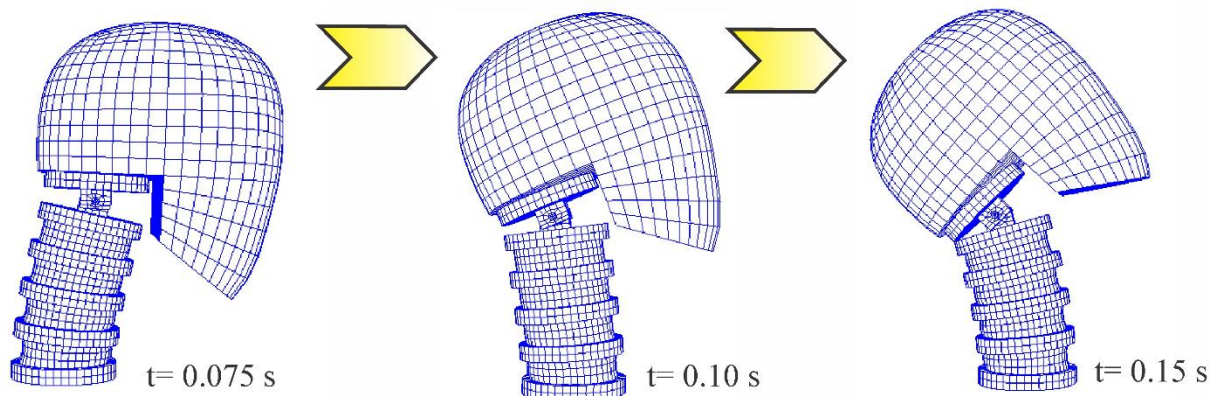
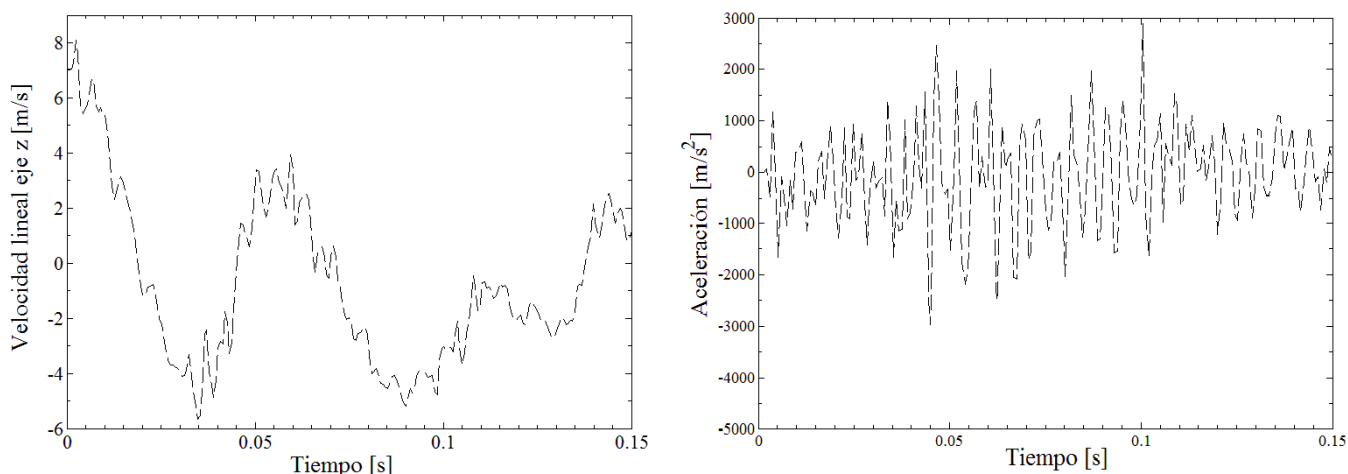


Figura 6. Fases del movimiento del maniquí cabeza-cuello durante choque frontal, II

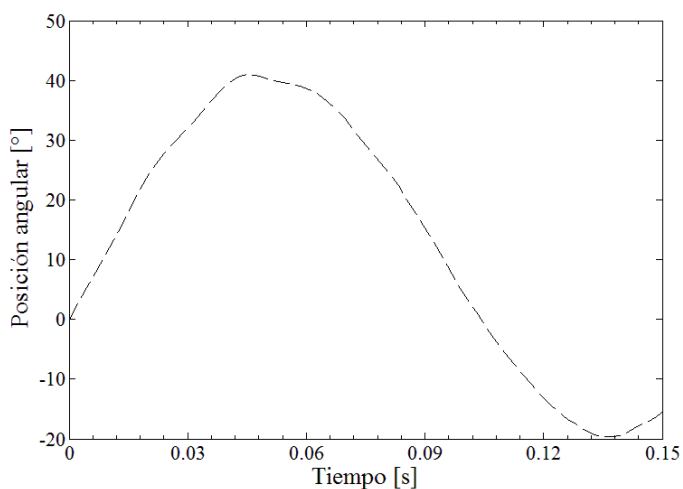


Respecto a los valores obtenidos, al inicio del impacto el maniquí tiene una velocidad inicial 7.05 m/s, posteriormente por acción de las fuerzas inerciales el maniquí continúa con su trayectoria (movimiento de flexión) hacia el frente aumentando su aceleración y velocidad hasta alcanzar los 3000 m/s<sup>2</sup> y 5.2 m/s, respectivamente. Una vez que se ha alcanzado la posición máxima medida respecto al eje vertical de 42° (ver Figura 7), el movimiento del maniquí cambia de dirección para convertirse en un movimiento de extensión hasta alcanzar una velocidad de 3.5 m/s y la aceleración en

promedio es de 1000 m/s<sup>2</sup>. Finalmente, la Figura 8 presenta la posición angular del cuello, medida respecto al eje vertical. Tal y como se puede observar la cabeza presenta un movimiento de flexión máximo hasta alcanzar aproximadamente 42°, posteriormente se inicia la transición hacia el movimiento de extensión donde se alcanza un máximo de 20°. A partir de lo anterior, el modelo discreto puede aproximar la cinemática de la cabeza y cuello en un choque frontal de manera satisfactoria desde que reproduce correctamente los movimientos de flexión y extensión



**Figura 7.** Respuesta mecánica del maniquí cabeza-cuello, donde a) velocidad medida en la base del cuello, b) aceleración lineal medida en la cabeza



**Figura 8.** Posición angular de la cabeza



#### 4. Conclusiones

Se desarrolló un modelo computacional de un maniquí cabeza-uello humano para pruebas de choque usando el software de elementos finitos Abaqus. A partir del análisis de la biomecánica y cinética del modelo discreto se concluye lo siguiente:

1. La biofidelidad del sistema depende en gran medida del sistema de articulación entre la cabeza y cervicales, propiedades inerciales y propiedades mecánicas de los discos de goma (discos intervertebrales).
2. La selección de goma vulcanizada para el modelado de la rigidez y propiedades de amortiguamiento del cuello fue correcta, desde que se obtuvo la cinemática y modelado del fenómeno de latigazo. Es decir, se reproduce correctamente los movimientos de hiperflexión y posterior retracción (latigazo).
3. La efectividad del modelo discreto fue corroborada a través de una prueba de péndulo. En este sentido el modelo discreto representó correctamente los movimientos de flexión y extensión, así como valores de velocidad, aceleración, y posición angular.
4. A partir del punto 3, el modelo discreto del maniquí cabeza-cuello presentado en este artículo, representa una herramienta útil para el análisis de la cinemática del cuello que permiten predecir las lesiones cervicales más recurrente en choques frontales, traseros.

#### 5.- Reconocimiento de autoría

*Quirino Estrada & Dariusz Szwedowicz:* Conceptualización; Análisis formal; Metodología. *Elva Lilia Reynoso Jardón:* Investigación. *Julio Vergara Vázquez:* Investigación. *Jesús Silva:* Borrador e ideas. *Lara Wiebe Quintana y Alejandro Rodríguez Méndez;* Análisis de datos; *José Alfredo Ramírez Monares:* Escritura y Metodología.

#### 6.- Reconocimiento especial

Este trabajo está dedicado a la memoria del Dr. Dariusz Szwedowicz, quienes trabajamos con él, amigos, colegas y estudiantes, expresamos nuestro agradecimiento y reconocimiento por su invaluable calidad humana, así como por su contribución en el diseño mecánico y campo de la Ingeniería Mecánica por más de 30 años en México. Formador de investigadores su legado continúa, Q.E.P.D amigo y muy querido Profesor.

#### Referencias

- [1] M. Ferdynus, P. Rozylo, and M. Rogala, "Energy absorption capability of thin-walled prismatic aluminum tubes with spherical indentations", *Mater J.*, vol. 13, no.19, pp.4304,2020.  
<https://doi.org/10.3390/ma13194304>
- [2] N. San Ha, and G. Lu, "Thin-walled corrugated structures: A review of crashworthiness designs and energy absorption characteristics", *Thin-Walled Struct J.* vol.157, pp.106995, 2020.  
<https://doi.org/10.1016/j.tws.2020.106995>
- [3] P. Hogström, and J.W. Ringsberg, (2013) "Assessment of the crashworthiness of a selection of innovative ship structures", *Ocean Engineering*, vol. 59, pp. 58-72,2013.  
<https://doi.org/10.1016/j.oceaneng.2012.12.024>
- [4] G. Gao, and S. Wang, "Crashworthiness of passenger rail vehicles: a review", *Int. J. Crashworthiness*, (2019).  
<https://doi.org/10.1080/13588265.2018.1511233>
- [5] A. Acharya, U. Gahlaut, K. Sharma, S.K. Sharma, P.N. Vishwakarma, and R.K. Phanden, "Crashworthiness analysis of a thin-walled structure in the frontal part of automotive





chassis", *Int. J. Veh. Struct. & Syst.*, vol.12, no. 5, pp. 517-520,2020.  
<https://doi.org/10.4273/ijvss.12.5.06>

[6] G. Wang, Y. Zhang, Z. Zheng, H. Chen, and J. Yu, "Crashworthiness design and impact tests of aluminum foam-filled crash boxes", *Thin-Walled Struct. J.*, vol.180, pp. 109937,2022.  
<https://doi.org/10.1016/j.tws.2022.109937>

[7] X. Shao, X. Ma, F. Chen, M. Song, X. Pan, and K. You, "A random parameter ordered probit analysis of injury severity in truck involved rear-end collisions", *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol.17, no.2, pp. 395,2020.  
<https://doi.org/10.3390/ijerph17020395>

[8] C. Wang, F. Chen, Y. Zhang, and J. Cheng, "Analysis of injury severity in rear-end crashes on an expressway involving different types of vehicles using random-parameters logit models with heterogeneity in means and variances", *Transportation Letters*, pp.1-12,2022.  
<https://doi.org/10.1080/19427867.2022.2086760>

[9] D.J. Kim, J. Lim, B. Nam, H.J. Kim, and H.S. Kim, "Design and manufacture of automotive hybrid steel/carbon fiber composite B-pillar component with high crashworthiness", *Int. J. Precis. Eng. Manuf. - Green Technol.*, vol.8, pp.547-559,2021.  
<https://doi.org/10.1007/s40684-020-00188-5>

[10] A. Ghadianlou, and S.B. Abdullah, "Crashworthiness design of vehicle side door beams under low-speed pole side impacts", *Thin-Walled Struct. J.*, vol. 67, pp.25-33,2013.  
<https://doi.org/10.1016/j.tws.2013.02.004>

[11] Q. Estrada, D. Szwedowicz, A. Rodríguez - Méndez, O.A. Gómez-Vargas, M. Elias-Espinosa, and J. Silva-Aceves, "Energy absorption performance of concentric and multi-cell profiles involving damage evolution

criteria", *Thin-Walled Struct. J.*, vol. 124, pp. 218-234, 2018.  
<https://doi.org/10.1016/j.tws.2017.12.013>

[12] A. Górnjak, J. Matla, W. Górnjak, M. Magdziak-Tokłowicz, K. Krakowian, M. Zawiaślak, and J.Cebula," Influence of a passenger position seating on recline seat on a head injury during a frontal crash", *Sens.*, vol.22, no.5, 2003. <https://doi.org/10.3390/s22052003>

[13] C.S. Parenteau, and D.C. Viano, (2021), "Serious head, neck and spine injuries in rear impacts: frequency and sources", In *IRC-21-10, IRCOBI Conference*, 2021.

[14] A. Balu Nellippallil, P.R. Berthelson, L. Peterson, and R.K. Prabhu, R. K," Head and neck injury risk criteria-based robust design for vehicular crashworthiness", In *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, vol. 84010, 2020.  
<https://doi.org/10.1115/1.0002187V>

[15] S. Miura, S. Takahashi, V.Parque, and T. Miyashita, (2020),"Small-Scale Human Impact Anthropomorphic Test Device Using the Similarity Rule", *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 68,no.8, pp.7188-7198, 2020.  
<https://doi.org/10.1109/TIE.2020.3003590>

[16] D. Carpanen, N. Newell, and S.D. Masouros, "Surrogates: Anthropometric Test Devices. In *Blast Injury Science and Engineering: A Guide for Clinicians and Researchers*", Cham: Springer International Publishing, pp. 333-341,2023.  
[https://doi.org/10.1007/978-3-031-10355-1\\_34](https://doi.org/10.1007/978-3-031-10355-1_34)

[17] D.A. Bruneau, and D.S. Cronin, "Head and neck response of an active human body model and finite element anthropometric test device during a linear impactor helmet test", *J. Biomech.*



Eng., vol.142, no.2,2020.  
<https://doi.org/10.1115/1.4043667>

[18] H.J. Mertz, "Anthropomorphic Test Devices. In Accidental Injury", New York, NY: Springer New York, pp. 72-88,2022.  
[https://doi.org/10.1007/978-0-387-21787-1\\_4](https://doi.org/10.1007/978-0-387-21787-1_4)

[19] K. Szklarek, M. Kotełko, and M. Ferdynus, "Crashworthiness performance of thin-walled hollow and foam-filled prismatic frusta-FEM parametric studies-Part 1", Thin-Walled Struct. J., vol. 181, no. 110046,2022.  
<https://doi.org/10.1016/j.tws.2022.110046>

[20] M.N.A.M. Asri, N.A.Z. Abdullah, and M.S.M Sani, "The effect of modal properties of crash box structures with trigger mechanisms towards the crashworthiness by using finite element analysis", J. Mech. Eng. Sci., vol.3, pp. 8459-8468, 2021.  
<https://doi.org/10.15282/jmes.15.3.2021.22.0666>

[21] M. Seyedi, S. Jung, J.Wekezer, J.R. Kerrigan, and B. Gepner, "Rollover crashworthiness analyses-an overview and state of the art", Int. J. Crashworthiness, vol.25, no.3, pp. 328-350,2020.  
<https://doi.org/10.1080/13588265.2019.1593290>

[22] M. Tot, T. Kapoor, W. Altenhof, W. Marino, W., and A. Howard, "Implementation of Child Biomechanical Neck Behaviour into the Hybrid III Crash Test Dummy", SAE Int. J. Passeng. Cars - Mech. Syst., vol., no.1, 2018.  
<https://doi.org/10.4271/2008-01-1120>

[23] S. Sankar, A. Baranski, E. Taylak-Tokcelik, G. Scarlet, M. Roswall, V. Oancea, and B. Grimes", Development of a New Finite Element Model for the BioRID II Crash Dummy".  
<https://doi.org/10.4271/2008-01-0509>

[24] P.Mohan, C.K.Park,D. Marzougui, C.D. Kan, S. Guha, C. Maurath, and D. Bhalsod, "LSTC/NCAC dummy model development", In 11th International LS-Dyna Users Conference ,2010.  
<https://lsdyna.ansys.com/wp-content/uploads/attachments/OccupantSafety-5.pdf>

[25] J.M. Nursherida, B.B. Sahari, A.A. Nuraini and A.Manohar, "Development and Validation of One-year-old Child Neck Numerical Model Dummy for Impact Simulations", Aust. J. Basic & Appl. Sci., vol.9, no.19, pp. 6-13, 2015.  
<http://www.ajbasweb.com/old/ajbas/2015/Special%20PGTS%20Langkawi/6-13.pdf>

[26] H.Yu, M.B. Medri, Q. Zhou, F.P. DiMasi, and F.A. Bandak, "Head-neck finite element model of the crash test dummy THOR", Int. J. Crashworthiness, vol. 9, no.2, pp. 175-186.2004.  
<https://doi.org/10.1533/ijcr.2004.0276>

[27] N.A. White, K.A. Danelson, F. Scott Gayzik, and J.D. Stitze, "Head and Neck Response of a Finite Element Anthropomorphic Test Device and Human Body Model During a Simulated Rotary-Wing Aircraft Impact", J. Biomech Eng., vol.136, no.11,2014.  
<https://doi.org/10.1115/1.4028133>

[28] M.Latarjet, and A.R. Liard , " Anatomía humana", Ed. Médica Panamericana, 2004.  
<https://books.google.co.ve/books?id=Gn64RKV Tw0cC&printsec=frontcover&hl=es#v=onepage&q&f=false>

[29] I.A.J. Sierra Rincón, L. L. Dávila, C. P. Mora, and C.T. Jens," Anatomía de la columna vertebral en radiografía convencional", Revista médica sanitas, vol.21, no.1, pp. 39-46,2018.  
<https://doi.org/10.26852/01234250.11>



[30] Q. Estrada, "Procedimiento numérico para el modelado de materiales hiperelásticos sometidos a tensión", XIX Congreso Internacional Anual de la somim, 2013.

[http://somim.org.mx/memorias/memorias2013/pdfs/A4/A4\\_158.pdf](http://somim.org.mx/memorias/memorias2013/pdfs/A4/A4_158.pdf)

[31] S.K. Melly, L. Liu, Y. Liu, and J. Leng, "A review on material models for isotropic hyperelasticity", Int. J. Mech. Syst. Dyn., vol.1, no.1, pp. 71-88.

<https://doi.org/10.1002/msd2.12013>

[32] R. Jarosław, and R. Marlena, "The Methodology of the Analysis of Elastomer Bearings Properties", Slovakia, 2010.

[33] Austrell, 1997, "Modeling of elasticity and damping for filled elastomers", PhD Thesis, Lund University, Sweden, 1997.

<https://lup.lub.lu.se/search/publication/9d8a1621-f34f-4e19-91a0-978c1e533e21>

[34] L. R. Treloar, "The physics of rubber elasticity", Oxford Univ. Press, New York, 1949. [https://www.eng.uc.edu/~beaucag/Classes/Properties/Books/The%20physics%20of%20rubber%20elasticity%20%20by%20L.R.G.%20Treloar-Oxford%20University%20Press,%20USA%20\(2005\).pdf](https://www.eng.uc.edu/~beaucag/Classes/Properties/Books/The%20physics%20of%20rubber%20elasticity%20%20by%20L.R.G.%20Treloar-Oxford%20University%20Press,%20USA%20(2005).pdf)

[35] Q. Estrada, J. Vergara-Vázquez, D. Szwedowicz, A. Rodríguez-Mendez, O.A. Gómez-Vargas, G. Partida-Ochoa, and M. Ortiz-Domínguez, "Effect of end-clamping constraints on bending crashworthiness of square profiles", Int. J. Adv. Manuf. Technol., vol. 116, pp. 3115-3134, 2021. <https://doi.org/10.1007/s00170-021-07678-z>

Derechos de Autor (c) 2023 Quirino Estrada, Dariusz Szwedowicz, Elva Lilia Reynoso Jardón, Julio Vergara-Vazquez, Jesús Silva-Aceves, Lara Wiebe Quintana, Alejandro Rodríguez-Méndez, José Alfredo Ramírez Monares



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Usted es libre para compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:

Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.

[Resumen de licencia](#) - [Texto completo de la licencia](#)