

Modelación Numérica de las lesiones producida en el Síndrome de Niño Sacudido

Numerical Modeling of the injuries produced in the Shaken Baby Syndrome

Fecha de presentación: Diciembre 2022.
Fecha de aceptación: Febrero 2023.

Omar Mireles Loera.
División de Ciencias Forenses del Centro de Estudios Experimentales.

“la modelación de las lesiones”

Resumen

La física aplicada en las ciencias forenses tiene la intención de demostrar cómo ocurrieron algunos hechos a partir de modelos simplificados de la naturaleza, con lo que se busca obtener resultados similares a los observados en la realidad. Si a estos modelos los robustecemos con herramientas numéricas y experimentos virtuales, estamos en condiciones de reconstruir cualquier hecho de manera no invasiva, inclusive un homicidio. En este trabajo se presentan los resultados del modelado de las lesiones que sufre un menor afectado por el síndrome del niño sacudido.

Palabras clave

Experimento virtual, modelos numéricos, oscilador armónico.

Abstract

Applied physics in forensic sciences intends to demonstrate how some events occurred from simplified models of nature, with which it seeks to obtain results similar to those observed in reality. If we strengthen these models with numerical tools and virtual experiments, we are able to non-invasively reconstruct any event, including a homicide. In this work, the results of the modeling of the injuries suffered by a minor affected by the shaken baby syndrome are presented.

Keywords

Virtual experiment, numerical models, harmonic oscillator

INTRODUCCIÓN

De todas las configuraciones de homicidios, en lo personal, considero que una de las más deleznable es la referente al síndrome del niño sacudido, ya que normalmente involucra a que un adulto maltrate criminalmente a un infante. En este ataque, el adulto sacude violentamente al infante repetidas veces, lo que provoca que el cerebro del menor se mueva dentro de su cavidad craneal, colisionando repetidas veces con las paredes de la misma, lo que provoca hematomas y lesiones que pueden poner fin a la vida del infante.

Para hacer frente a investigaciones de homicidios donde se sospecha del síndrome del niño sacudido como la causa del deceso, conviene recurrir a la experimentación virtual con la intención de probar diferentes escenarios violentos hasta que se logre igualar de manera virtual las lesiones presentes en el menor con las presentes en la vida real, lo que cabe destacar se hará de manera no invasiva.

Desde una óptica matemática, el movimiento de la masa encefálica del infante puede ser modelado como si fuera un oscilador amortiguado acotado por fronteras sólidas. Este modelo matemático cuenta con la ventaja de que ha sido ampliamente estudiado en diversas ramas de la física y la ingeniería, lo que nos proporciona una herramienta sólida y documentada que podremos judicializar de manera natural y técnicamente justificada.

Al considerar este modelo matemático, el libre movimiento de la masa encefálica dentro de la cavidad craneal se ve limitado y afectado por la morfología del mismo cerebro, el cual está compuesto de diversas capas que sirven entre otras cosas como amortiguadores de los movimientos oscilatorios.

El sistema de amortiguamiento del cráneo, consiste en una membrana que rodea al sistema nervioso central, le brinda protección y nutrición al mismo tiempo. La mayor parte de los autores dividen esta membrana en tres, la duramadre, la aracnoides y la piamadre (Thollon, et al, 2016). Este sistema de amortiguamiento se ve severamente afectado cuando el cráneo es impactado por otro cuerpo, generando un trauma que puede ser una fractura de hueso o cambio en la presión intracraneal (Wanyura, et al, 2012).

Otro elemento importante que se debe de tener en cuenta cuando se quiere realizar la modelación de las lesiones presentes en casos donde se sospecha de síndrome de niño sacudido es el cráneo del infante, ya que este es quien acota el movimiento de la masa encefálica del menor. El cráneo se encuentra compuesto por huesos planos y huesos irregulares, dependiendo de su posición anatómica se dividen en huesos del neurocráneo encargados de proteger el encéfalo y huesos del esplanocráneo o huesos de la cara encargados de la protección del sistema respiratorio y digestivo (Putz, 2000).

Los huesos craneales conforman una bóveda, también llama-

mada techo y una base o piso, encargada de proteger el encéfalo. Los huesos que componen a la bóveda del cráneo son el hueso frontal que se sitúa en la parte anterior del cráneo, forma parte de la frente y una parte del techo de la bóveda craneal, dos huesos más llamados parietales que se encuentran en las partes laterales y forman parte de la bóveda craneal, uniéndose entre sí en la sutura sagital y con el hueso frontal por medio de un espacio membranoso denominado fontanela lambdaidea (Carrasco, 2011).

Debajo de estos últimos se encuentran los huesos temporales que forman parte de la base craneal, mientras que el hueso occipital forma parte de la base y cara posterior del cráneo, por debajo de este hueso se encuentra el agujero magno donde se conecta la columna vertebral, mientras que el hueso esfenoidal forma la parte anterior y media de la base del cráneo en su cara endocraneal y también forma parte de las paredes laterales. Finalmente se encuentra el hueso etmoidal el cual está situado en la parte anterior central del cráneo, forma parte del tabique nasal (Suarez, et al, 2012).

La organización de los huesos de la bóveda tiene una estructura muy particular que le proporciona propiedades mecánicas muy características. Esta estructura consta de la unión de huesos compactos y hueso esponjoso, el primero forma la superficie periférica del cráneo, mientras que el hueso esponjoso se encuentra

por debajo de esta superficie (Sánchez y García, 2006).

Finalmente, la masa encefálica dentro de la cavidad craneal del menor, al considerar que las condiciones iniciales del modelo son una secuencia de sacudidas, solo tiene movimiento en una dimensión, ya que por cuestiones inerciales y por las componentes de la fuerza presente en dicha masa encefálica, está no puede moverse hacia arriba y hacia abajo, sino solo hacia adelante y atrás, con lo que de antemano se explican las lesiones observadas en la vida real en este tipo de agresiones y que son hematomas en la zona del cerebro al frente y atrás del mismo.

Antecedentes

El uso de modelos numéricos para simular la respuesta de diversas partes del cuerpo humano a diferentes fuerzas, velocidades, energías, tensiones, entre otros factores físicos, no es nuevo, ya que ingenieros, físicos, matemáticos, biólogos y médicos han echado mano a diversas técnicas de modelado numérico para predecir resultados de manera no invasiva que permi-

"síndrome del niño sacudido"

tan a los tomadores de decisiones contar con mejor información.

A pesar de que existen muchos trabajos publicados al respecto, este estudio se apoya en los resultados de trabajos como el de Aare y Kleiven (2004), que utiliza el método de elementos finitos para analizar la energía de disipación en impactos balísticos, con lo que demuestran que dicho método tiene la flexibilidad necesaria para poderse adaptar a fines de investigación forense.

Otro estudio base tomado en consideración para la realización de este trabajo es el publicado por Ruiz (2017), en el cual se recrea por medio del uso de herramientas computacionales los daños sufridos en el cráneo por impactos con diferentes tipos de placas metálicas a distintas velocidades, esto con el objetivo de analizar su efecto y de alguna manera concientizar a la población a seguir las normas de seguridad.

Fue especialmente ilustrativo el estudio publicado por Cortés-Vásquez, et al (2016), ya que este trabajo se centra en el estudio de los efectos resultantes tras un accidente automovilístico, el cual también suele ser causante de lesiones del tipo "niño sacudido" en infantes. En esta publicación se considera el Criterio de Lesión Encefálica (HIC).

Se podrían seguir enunciando estudios en la materia, muchos de los cuales son brillantes y pioneros, sin embargo, el espacio es limitado por lo que se ampliará estos antecedentes en la sección de referencias bibliográficas.

Desarrollo

Para fines de contextualizar los siguientes cálculos, el Comité de Trauma del Colegio Americano de Cirujanos (CTCAC), define a la cinemática del trauma como aquel mecanismo lesional que da origen a las fuerzas que producen deformaciones mecánicas y respuestas fisiológicas que causan una lesión anatómica o un cambio funcional en el organismo del paciente traumatizado (Bernar & Gotman, 2002).

Los traumatismos se producen por la transmisión de energía que al ser aplicadas sobre el cuerpo provocan distintos tipos de lesiones, esta energía se clasifica en cinética, térmica, eléctrica, química, mecánica y radiante (Sahoo, et al., 2013).

Se sabe que una fractura en el cráneo ocasionada por energía cinética requiere entre 3560 y 5340 N (363 a 544 kg) (Sahoo, et al., 2015). El trauma de alta energía es considerado como el intercambio de una gran cantidad de energía entre dos o más cuerpos durante un evento accidental que actúa contra el objeto, el sujeto (paciente) y sus órganos (Marruecos – Sant, 2001). El trauma ortopédico de alta energía es el que se produce a una velocidad de 40 a 50 km/h (11.11 m/s a 13.89 m/s) (Guerra, et al., 2018).

Finalmente, de acuerdo con la CTCAC, un trauma es cerrado o contuso en lesiones que pueden ser producidas por mecanismos múltiples y que pueden corresponder a compresión por golpe contuso directo, aceleración/desaceleración que puede ser horizontal

en caso de impactos frontales o laterales en incidentes vehiculares o verticales en caso de caídas de altura. Con relación a caídas, lo más importante a tener en cuenta es que dicho mecanismo hace que el paciente sea clasificado como crítico cuando la altura de la caída supera tres veces la propia altura del paciente (Ramírez, et al., 2008).

Una aceleración o desaceleración en sentido horizontal o vertical del cerebro, también puede provocar lesiones en especial en lugares críticos como en la unión de la médula

con el cerebro o el de las arterias meníngeas y el parénquima cerebral produciendo hematoma extradural (Mendoza, 2017).

Para analizar el efecto que tiene una sacudida en un infante vamos a suponer que este podía mover libremente su cabeza hacia delante y hacia atrás, así como sus brazos. Estas condiciones producen tres configuraciones diferentes, las cuales son: (1) al infante se le tomó por las axilas y se le sacudió, (2) al infante se le tomó por los hombros y se le sacudió o (3) al infante se le tomó por la ropa a la altura del pecho y se le sacudió.

Estas tres configuraciones se pueden modelar matemáticamente de la misma manera, por lo que solo ejemplificamos una.

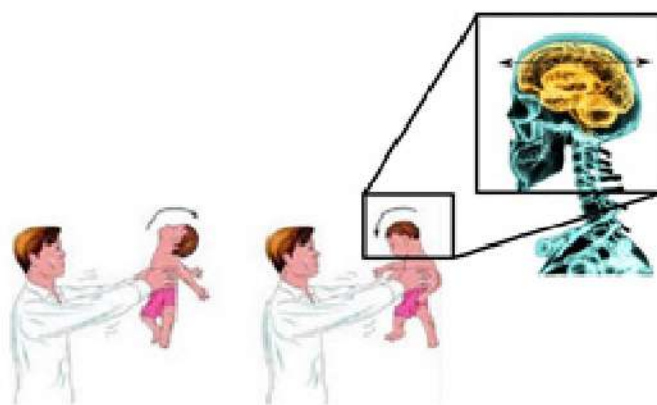


Figura 1. Dinámica general de una sacudida a un infante.

Como se puede observar en la figura anterior en una sacudida violenta el cerebro dentro de la bóveda craneal solo tiene un grado de libertad en el eje x, por lo que en términos de oscilaciones se puede escribir como:

$$F = -kx$$

donde k es una constante que en el cerebro valdría aproximadamente 3.8 estando arriba del valor k para el agua (3.1) y abajo del valor k para la miel (4.7) (Escalante, et al, 2016), y x es la dirección del movimiento que no puede ser más grande que el diámetro de la bóveda craneal.

La masa del cerebro se puede desplazar lateralmente sin resistencia alguna (o en un caso más real con una resistencia baja causada por los mecanismos de amortiguamiento naturales descritos en secciones anteriores). Aplicando la segunda Ley de Newton en la dirección del movimiento se tiene:

$$-kx = m\ddot{x}$$

o despejando

$$m\ddot{x} + kx = 0$$

Esta ecuación diferencial rige pues el movimiento de la masa m del cerebro dentro de la bóveda craneal del infante al momento de ser sacudido y la cual es una ecuación lineal y de coeficientes constantes donde su ecuación característica se puede representar como:

$$s^2 + (k/m) = 0$$

siendo la solución general de la forma:

$$x = A_1 \cos(\omega_n t) + A_2 \sin(\omega_n t)$$

donde $x=x(t)$ es la llamada elongación del movimiento y

$$\omega_n = \sqrt{k/m}$$

es la frecuencia angular natural o propia del sistema.

La solución general contiene dos constantes arbitrarias de integración y como en todo problema dinámico, éstas habrán de determinarse mediante las condiciones iniciales del problema.

En nuestro caso, consideramos que en el instante inicial $t=0$, se dan la posición $x = x_0$ y la velocidad inicial $v = v_0$ de la masa m. Y en el instante final $t=t_f$ se dan la posición final $x=D$ y la velocidad final $v = v_f$ de la masa m, donde D es la suma del diámetro de la duramadre, el aracnoide y la piamadre, que en nuestro caso oscila entre los 0.2 y 0.5 mm (Arango, 2014).

Entonces para obtener los valores de A_1 y A_2 se determina la expresión general para la velocidad que es:

$$v(t) = -A_1 \omega_n \sin(\omega_n t) + A_2 \omega_n \cos(\omega_n t)$$

Introduciendo las condiciones iniciales anteriores en esta expresión se obtiene:

$$x_0 = A_1$$

y

$$v_0 = A_2 \omega_n$$

Con lo que se concluye que el movimiento del cerebro dentro de la bóveda craneal del infante está dado por:

$$x(t) = x_0 \cos(\omega_n t) + v_0/\omega_n \sin(\omega_n t)$$

Gráficamente la solución anterior tiene la forma:

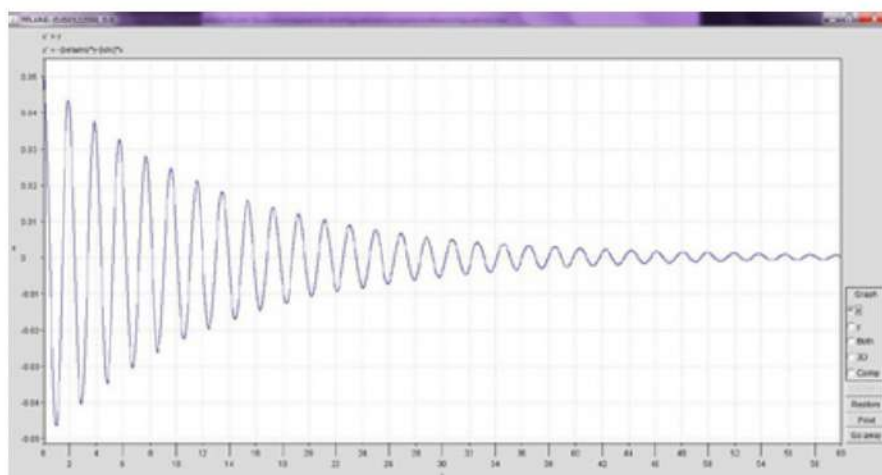


Figura 2. Forma de onda amortiguada del movimiento del cerebro del infante al ser sacudido.

Con todo lo anterior se determina que se necesita de una fuerza mínima de 529.74 N (lo equivalente a 54 kg fuerza) para que en el cerebro del infante se presente un gradiente de presión de 91×10^{-3} MPa y una energía umbral cercana a los 0.6 J.

La energía anteriormente señalada es suficiente para que se formen lesiones en la parte del frente y trasera de la masa encefálica del infante, que son las zonas que chocan la pared craneal. Además de las lesiones descritas, un análisis del daño cerebral que se produce en el síndrome del niño sacudido demuestra que los niveles de velocidad y aceleración de la cabeza que se describen comúnmente generan fuerzas que son demasiado grandes para lo que puede sopor-

tar el cuello del niño, y que la sacudida que produce la aceleración de la cabeza puede potencialmente causar en un alto porcentaje de los casos, una lesión severa o letal del cordón espinal cervical, o del tronco del encéfalo, (Bandak, 2005).

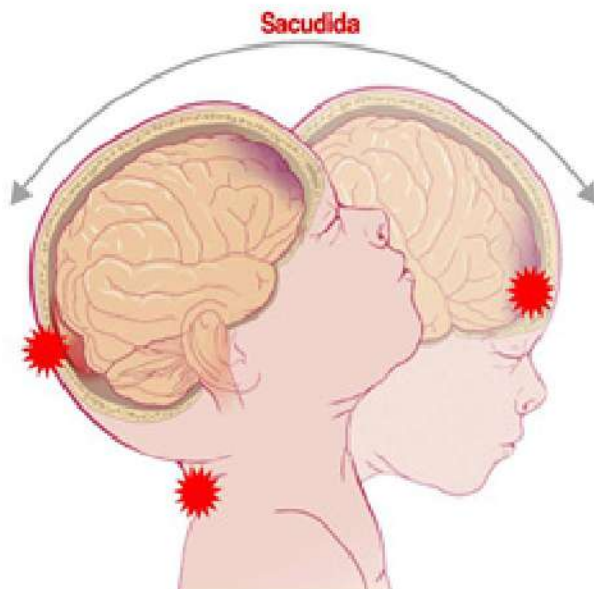


Figura 3. En rojo las zonas donde el modelo numérico señala lesiones corporales en el infante.

Discusión

Entre los parámetros que intervienen en la modelación numérica se consideró el cráneo de un infante de año y medio aproximadamente, del que se sospechaba había sido víctima del síndrome del niño sacudido, sin embargo, el modelo es adaptativo y puede utilizarse incluso para adultos que sufran una desaceleración en un hecho de tránsito.

Como no se podía exhumar el cuerpo del infante se procedió a realizar una reconstrucción de su cavidad craneal a partir de datos obtenidos de tomografías que le habían realizado antes de su muerte, para lo que se utilizó el método propuesto por Gavidia, et al (2010), el cual consiste en tomar las tomografías como base para la realización de un modelado 3D, para lo que se utilizó el software BLENDER e InVensalius.

Para lograr este modelo 3D la edición se realiza en dos etapas: la primera de ellas consiste en la selección del umbral lo que implica tejido blando, hueso esponjoso, masa encefálica y hueso cortical; la segunda etapa es la selección del área de interés donde se requieren eliminar o agregar algunos elementos que pueden causar problemas en los siguientes pasos, la gran mayoría de los elementos eliminados se encuentra en la parte nasal, ya que estos no afectan al libre movimiento de la masa encefálica dentro de la cavidad craneal.

El modelo 3D obtenido en la fase anterior tiene defectos, los cuales necesitan ser reparados, estas fallas se encuentran en la

forma y tamaño de la malla que sirve para establecer los detalles finos del modelo 3D. Los defectos en la forma son ocasionados por la geometría propia del modelo tridimensional por lo que presenta en algunas secciones una malla no uniforme, por lo que se busca reparar estos errores con herramientas basadas en Numpy.



Figura 4. Fases del modelado del cráneo del infante a partir de tomografías.

Ya con la base 3D terminada se procede a simular diferentes intensidades de sacudidas con la intención de poder explicar las lesiones localizadas en el infante en la vida real, por lo que este trabajo se complementa con diferentes salidas del modelo numérico.

En las condiciones iniciales se considera que la masa encefálica está dentro de un cuerpo en reposo, por lo que su $v_0 = 0$ y de manera intempesti-

va sufre una sacudida, lo que ocasiona movimiento en el eje x con una duración de 0.33 segundos, esto para solo contar con una oscilación completa, que es el tiempo que tarda la masa encefálica en tocar la pared trasera y la delantera de la cavidad craneal. Las condiciones de frontera vienen representadas por el diámetro de la cavidad craneal del infante. Los factores de amortiguamiento están limitados por la estructura y densidad de las capas que componen la duramadre, la aracnoides y la pia-madre, así como la consideración de que los huesos del cráneo están caracterizados como sólidos viscoelásticos anisotrópicos.

También se toman en cuenta las propiedades mecánicas de los huesos del cráneo, así como que la densidad del mismo ronda los 2100 kg/m³ (Nieto, et al, 2005) y que la presión interna que es provocada por distintos componentes como lo es la sangre, el líquido cefalorraquídeo y el líquido extracelular, en condiciones normales ronda entre los 10 hasta los 15 mm de mercurio (Zhang, et al, 2001), dando como resultado la siguiente salida:

permite un marco experimental no invasivo basado en experimentos virtuales.

El modelo aplicado en este trabajo es flexible y adaptativo no solo a sacudidas de infantes, sino al movimiento de la masa encefálica de personas de cualquier edad sometidos a aceleraciones y deceleraciones en una enorme cantidad de circunstancias, por ejemplo caídas de cama, accidentes vehiculares, caídas ocasionadas por otro tipos de golpes, entre otras, lo que proporciona al investigador forense una robusta herramienta que le permitirá probar hipótesis vinculadas a su teoría del caso.

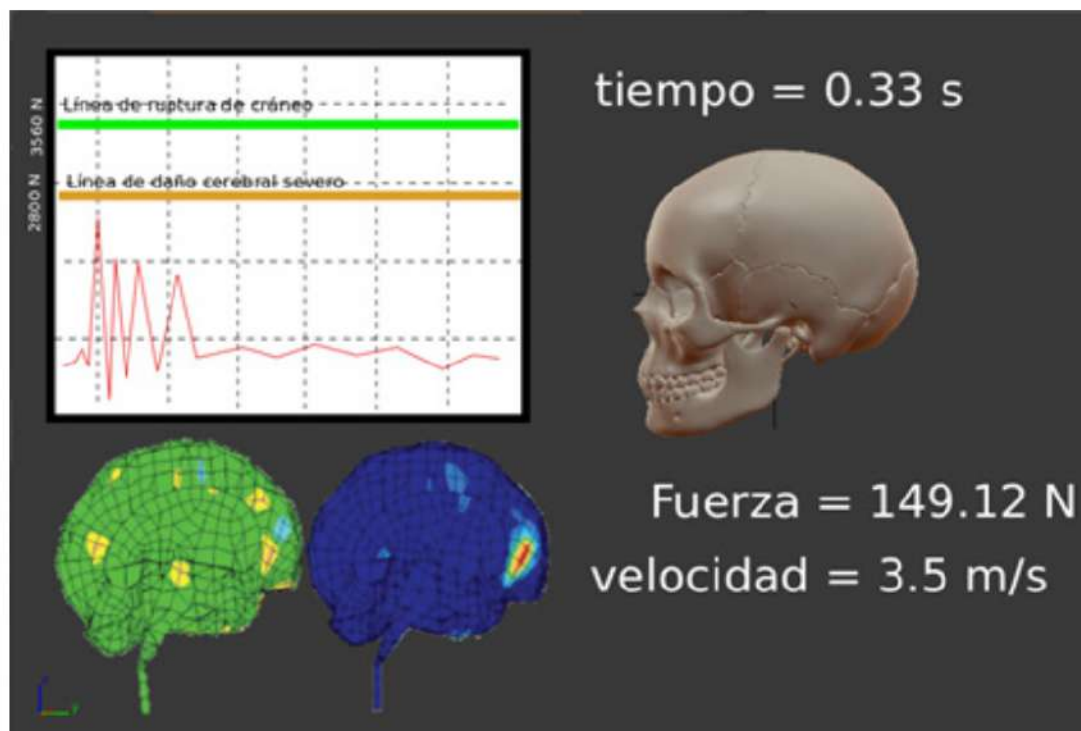


Figura 5. Salida del modelo numérico donde se observan los valores de estrés y zonas de lesiones.

En esta salida se observa que una sacudida es suficiente para producir una lesión en la parte frontal de la masa encefálica.

CONCLUSIONES

Los resultados anteriores refrendan a la modelación numérica como una herramienta que puede ser útil en cuanto a sus aplicaciones relacionadas con la investigación criminal, ya que

REFERENCIAS

- Aare, M., Kleiven, S. (2004) Evaluation of head response to ballistic helmet impacts using the finite element method. *International Journal of Impact engineering*.
- Arango, M. (2014) Implantes personalizados de polimetilmetacrilato para aplicaciones en craneoplastia. Tesis de Maestría. Facultad de Medicina. Uni-

- versidad Nacional de Colombia. Colombia.
- Bandak, F.A. (2005) Shaken baby syndrome: A biomechanics analysis of injury mechanisms. *Forensic Science International*; 151:71-79.
- Bérnar, C., Gotman, J. (2002) Modeling of post-surgical brain and skull defects in the EEG inverse problem with the boundary element method. *Rv. Jour. Clinical Neurophysiology*. Cánada.
- Carrasco, F. (2011) Análisis numérico de cargas de impacto sobre el cráneo humano. Tesis de Maestría. Instituto Politécnico Nacional. Unidad Zacatenco. México.
- Córtés-Vásquez, O., Cruz-Jaramillo, I., Torres-San Miguel, C., Reyes-Jiménez, G., Verduzco-Cedeño, V., Rodríguez-Martínez, R., Romero-Ángeles, R., y Urriolagoitia-Sosa, G. (2016) Simulación numérica del índice de lesión encefálica provocado por un accidente vehicular en diferentes escenarios de colisión. *Científica*, Vol. 20, núm. 2, pp. 93 - 101.
- Escalante, M.J., Laguna, C.J., Gómez, A.J. y Calderón, R.C. (2016) Análisis del coeficiente de amortiguamiento viscoso en un sistema masa-resorte-amortiguador utilizando PPLANE y GEOGEBRA. *Revista Mexicana de Física*. Vol. 62. pp. 66 - 72.
- Gavidia, G., Martín-Landrove, M. y Cerrolaza, M. (2010) Anatomía computacional: una metodología mejorada basada en imágenes médicas para la generación de modelos 3D. Tesis de Maestría. Universidad Central de Caracas. Venezuela.
- Guerra, J.J., Posada, U.J. y Giraldo, S.O. (2018) Morbimortality of High-energy orthopedic trauma: a descriptive retrospective study. *Rev. Fac. Nac. Salud Pública*. Vol. 36, No. 2. mayo - agosto
- Marruecos-Sant (2001) El paciente politraumatizado. *Biomecánica del trauma*. Revista Digital Medicina Intensiva. Vol, 5 No. 46, pp 11 - 28.
- Mendoza, A. (2017) Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo. Tesis Doctoral. Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería. Colombia.
- Nieto, J., Minor, A., Álvarez, M., Alonso, M. y Algorri, M. (2005) Determinación de esfuerzos en el cráneo humano por medio del elemento finito. *Revista Biomecánica y Tecnologías de apoyo*, Vol. 2, No. 1. México.
- Putz, R., Pabst, R. Sabotta, R. (2000) Atlas de anatomía humana. Ed. Médica Panamericana.
- Ramírez, A., Duque-Daza, C. y Garzón-Alvarado, D. (2011) Modelo computacional preliminar de la formación de la superficie cerebral. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*.
- Sahoo, D., Deck, C., Yoganandan, N., Willinger, R. (2013) Anisotropic composite human skull model and skull fracture validation against temporo-parietal skull fracture. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.
- Sahoo, D., Deck, C., Yoganandan, N., Willinger, R. (2015) Development of skull fracture criterion based on real-world head trauma simulations using finite element head model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.
- Suarez, J.; Crespo, E.; Crespo, A. (2012) Morfología de la cabeza humana. Tesis de grado. Departamento de Ciencias Morfológicas, Universidad de Santiago de Compostela.
- Sánchez, A., García, U. (2006) Osteoplastia en fractura de hueso frontal secundaria a traumatismo. Hospital Clínico Universitario. Zaragoza. España.
- Thollon, L., Llari, M., André, L., Adalian, P., Leonetti, G., Piercecchi-Marti, M. (2016) Biomechanical analysis of skull fractures after uncontrolled hanging release. *Forensic Science International*. Vol 2, Núm 38. 26 - 45 pp.
- Ruiz, A. (2017) Modelado de fractura del cráneo bajo condiciones de impacto. Tesis de Grado. Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional Autónoma de México.
- Wanuyra, H., Kowaloczyk, P., Bossak, M., Sammolczyk-Wanyura, D., Stopa, Z. (2012) Finite element method for analysis of stresses arising in the skull after external loading in cranio-orbital fractures, *Neurologia i Neurochirurgia Review*. Polonia.
- Zhang, L., King, Y., Ramesh, G., Kiyishi, O., Tieliang, L., Kun, C., Warren, H., Tom, K. y Albert, K. (2001) Recent advances in brain injury research: a new human head model development and validation. *Satp car Journal*. Vol. 45.