

Ponce, E.; Ponce, D.; Andresen, M.; Ponce, M.; Barrio, L.<sup>5</sup>; León, D. (2023) Brain Injuries from Fisting. Front Impact Model. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte vol. X (X) pp. xx. <http://cdeporte.rediris.es/revista/>\_\_\_\*

**ORIGINAL**

## **TRAUMAS CEREBRALES POR GOLPE DE PUÑO. MODELO DE IMPACTO EN LA FRENTE**

### **BRAIN INJURIES FROM FISTING. FRONT IMPACT MODEL**

**Ponce, E.<sup>1</sup>; Ponce, D.<sup>2</sup>; Andresen, M.<sup>3</sup>; Ponce, M.<sup>4</sup>; Barrio, L.<sup>5</sup> y León, D.<sup>6</sup>**

<sup>1</sup> Ingeniero Mecánico. Doctor en Ciencias. Académico. Universidad de Tarapacá, Depto. Ingeniería Mecánica. Chile. [ermesto.arturo47@gmail.com](mailto:ermesto.arturo47@gmail.com)

<sup>2</sup> Ingeniero Mecánico. Doctor en Ciencias. Académico. Universidad Federal de Santa Catarina, Depto. Ing. Mecánica, sede Blumenao. Brasil. [danielpo25@gmail.com](mailto:danielpo25@gmail.com)

<sup>3</sup> Médico. MsC. Pontificia Universidad Católica de Chile. Facultad de Medicina, Chile. [andresen@med.puc.cl](mailto:andresen@med.puc.cl)

<sup>4</sup> Enfermera. Estudiante de post grado. Universidad de Tarapacá. Facultad Ciencias de la Salud. Departamento Enfermería. Chile. [muriel.ponce.saldias@gmail.com](mailto:muriel.ponce.saldias@gmail.com)

<sup>5</sup> Ingeniero Mecánico. Doctor en Ciencias Universidad Católica de Murcia, España. Académico. Universidad de Tarapacá, Departamento de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Facultad de Educación y Humanidades. Chile. [lm170161@gmail.com](mailto:lm170161@gmail.com)

<sup>6</sup> Médico. Doctor en Ciencias. Académico. Universidad de Tarapacá, Departamento de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Facultad de Educación y Humanidades. Chile. [daynerileon1@gmail.com](mailto:daynerileon1@gmail.com)

#### **AGRADECIMIENTOS**

Esta investigación fue financiada por la Universidad de Tarapacá. Proyecto DIEXA 8711-15.

**Clasificación Consejo de Europa / Council of Europe classification:** 11  
Medicina del deporte / Sports Medicine

**Código UNESCO / UNESCO code:** 9915 Medicina del Deporte /Sports Medicine

**Recibido** 2 de abril de 2021 **Received** April 2, 2021

**Aceptado** 31 de julio de 2021 **Accepted** July 31, 2021

#### **RESUMEN**

El boxeo y otros deportes de combate están asociados a traumas repetitivos en la cabeza, que pueden relacionarse con daños en el sistema nervioso central. El objetivo de este trabajo fue modelar el efecto de un golpe de puño en la frente, dado por un boxeador de peso pesado. Metodología: se utilizó el Método de Elementos Finitos (MEF). La investigación se basó en simular los efectos de un impacto

dinámico y de esta forma predecir, localizar y cuantificar cambios en el cerebro debido al golpe. Para validar esta simulación, se comparó con investigaciones médicas sobre lesiones cerebrales, causadas por impactos en la cabeza. Resultados: Las predicciones matemáticas demostraron grandes efectos cerebrales: cifras que superan el 100% de riesgo. El MEF aparece pudiera ser una herramienta de cálculo práctica, universal, económica y rápida, con importantes aplicaciones para detectar evidencia de traumas cerebrales.

**PALABRAS CLAVE:** boxeo, trauma cerebral, modelación matemática, deportes de combate

## ABSTRACT

Boxing and other combat sports are associated with repetitive head trauma, which can be related to damage to the central nervous system. The objective of this work was to model the effect of a punch to the forehead, given by a heavyweight boxer. Methodology: the Finite Element Method (FEM) was used. The research was based on simulating the effects of a dynamic impact and thus predicting, locating and quantifying changes in the brain due to the blow. To validate this simulation, it was compared with medical research on brain injuries caused by impacts to the head. Results: The mathematical predictions showed great brain effects: figures that exceed 100% risk. The MEF appears to be a practical, universal, inexpensive and quick calculation tool, with important applications to detect evidence of brain trauma.

**KEYWORDS:** boxing, brain trauma, mathematical modeling, combat sports.

## INTRODUCCION

Existe gran número de deportes en los que se producen impactos físicos de forma inevitable, trabajándose desde edades muy tempranas en el mejoramiento de los elementos técnicos tácticos con el fin de disminuir las lesiones o daños producidos por éstos (Guillen, Copello, Gutiérrez & Guerra, 2017; Hurel, Guillen, Gutiérrez, Sanabria, Formoso & Rosero, 2020). Sin embargo, muchas modalidades deportivas como el boxeo, se encuentran asociadas a traumas repetitivos en cabeza, los que se pueden relacionar a daños que involucran al Sistema Nervioso Central (SNC), tanto por impacto único como por traumas repetitivos.

Entre los daños cerebrales en la práctica del boxeo, se pueden encontrar los agudos, los que en ocasiones pueden relacionarse con la muerte en el ring o pocos días después del combate, y los daños crónicos, aquellos de menor impacto, estos últimos son ocasionados a largo plazo como pueden ser: la enfermedad de Alzheimer, enfermedad de Parkinson, demencia pugilística, disartria, ataxia, entre otras.

Se describen dos causas principales de daño cerebral atribuibles al boxeo, reconocidas por la Asociación Mundial de Boxeo (AMB) (WBA). Las lesiones inmediatas como resultado agudo y directo de un impacto severo y la segunda causa, reportada por los efectos acumulativos de los golpes de exposición sostenida en la cabeza (Fleming, 2006).

La escala de Lesión Cerebral Crónica (CBI) es una escala que representa el daño a largo plazo, calificándose como las consecuencias neurológicas acumulativas de traumas cerebrales repetitivos.

La escala contempla las siguientes variables: normal (CBI=0), bajo (CBI=1-2), moderado (CBI =3-4), y severo (CBI>4) [2]. El componente conductual de la escala CBI evalúa los dominios de la psicopatología descritos en el Inventario Neuropsiquiátrico (Cummings et al., 1994).

La Demencia Pugilística (DP) se encuentra dentro de las enfermedades que suelen hallarse a largo plazo en boxeadores, igualmente pueden presentarse en aficionados o profesionales, así como en deportistas de otras modalidades (artes marciales mixtas) que sufren conmociones cerebrales (Martínez, Paredes I., Munarriz, Paredes, J.F. & Alén, 2017). También se le llama encefalopatía crónica del boxeador, encefalopatía traumática del boxeador, demencia del boxeador, lesión cerebral traumática crónica asociada con el boxeo (CTBI-B) y síndrome de Punch. Esta enfermedad es una variante de encefalopatía traumática crónica, los síntomas y signos resultan similares a los de la DP, se desarrolla progresivamente durante un período largo de latencia, que a veces llega a décadas, con un tiempo promedio de inicio de 12 a 16 años después del comienzo de una carrera en el boxeo. Según lo planteado por Atha et al., 1985; Corsellis, 1989; Jordan, 2000, los daños en sujetos con antecedentes de traumas encefálicos repetitivos, se ubican preferentemente en la sustancia gris de la región temporal, donde se desarrollan neurofibrillas anormales (la llamada maraña de Alzheimer) sin placas neuríticas (seniles).

Resulta bien conocido que en los deportistas que reciben impactos frecuentes suelen presentar daños a corto y largo plazo (Cabeza, Guillen, Gutiérrez, Padrón, Vargas & Ortega (2019). En particular los traumatismos craneoencefálicos repercuten a nivel del Sistema Nervioso, produciendo alteraciones anatómicas y funcionales, sin embargo, se hace necesario determinar la relación existente entre el golpe producido y la posible variación o daño generado a nivel del cerebro, por lo cual se hizo necesario la realización del presente estudio que tuvo como objetivo: analizar, mediante un modelo matemático, la posible variación cerebral, producida por el efecto de golpe de puño de un peleador de peso pesado.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se modeló un impacto sobre la región frontal de un boxeador de peso pesado con una fuerza de 4903 N. El modelo de cabeza humana estuvo compuesto por unos 22.500 elementos y 25.000 nodos. Se utilizaron elementos tipo hexaedro de 6 lados

y 8 nodos. Se probaron tres mallas, cada una de un número diferente de elementos. La malla seleccionada fue la intermedia, con una diferencia del 4% en el número de elementos en comparación con la malla con el mayor número de elementos. Se consideraron cuatro capas diferentes: cuero cabelludo, cráneo, líquido cefalorraquídeo (LCR) y cerebro. Los primeros tres fueron modelados como capas de igual espesor, siendo el tejido interno la masa cerebral.

Se utilizó el programa Autodesk® (ALGOR). Dado que el cerebro está inmerso en el LCR, el modelo fue construido simulando el líquido que lo rodea (Figura 1), la Figura 2 muestra el cerebro aislado. Casi todos los materiales se consideraron de comportamiento elástico isotrópico y lineal, excepto el cerebro, que tiene propiedades visco-elásticas.

El cráneo se copió de una pieza real. Con la geometría de éste se modeló el interior del cerebro. Luego ese volumen se subdividió en los diferentes componentes macroscópicos: distintos lóbulos, cerebelo e hipotálamo, estas piezas fueron vueltas a ensamblar dentro de la bóveda craneana.

Después de comparar los diferentes criterios de magnitud de la lesión cerebral, como tensiones de von Mises, la aceleración lineal máxima y el criterio de lesión en la cabeza por presión máxima, se seleccionó la de tensiones de von Mises (Meyer et al., 2010) igual a 0,048 N/mm<sup>2</sup> a 50 % de riesgo de lesiones y 0.080 N/mm<sup>2</sup> a 100% de riesgo (48 000 N/m<sup>2</sup> y 80 000 N/m<sup>2</sup>, respectivamente).

El modelo se basó en publicaciones anteriores (Ponce & Ponce, 2011; Ponce et al., 2011).

La dirección de las cargas se simuló perpendicular a la frente. La Tabla I enumera los datos de entrada.

**Tabla 1.** Datos del material de la cabeza de un adulto

Material	Densidad	Módulo Elasticidad	Módulo Poisson
Unidades	Kg/ m <sup>3</sup>	N/m <sup>2</sup>	
Cuero cabelludo	1200	16700000	0.42
Hueso	1500	4500000000	0.2
Líquido cefalorraquídeo	1020	12000	0.46
Cerebro	1050	**	**

\*\* Los materiales viscoelásticos no tienen módulo elástico ni de Poisson.

Los datos de entrada de los materiales principales están descritos en los trabajos de autores como: (Belingardi et al., 2005; Khalil & Hubbard, 1997; Miller & Chinzei, 1997; Roth et al., 2008).

La ecuación constitutiva del cerebro se basó en un modelo no lineal de tensión-deformación, desarrollado a partir de la energía de deformación, suponiendo tejido isotrópico. Inicialmente fue formulado para modelado con elementos finitos (Khalil

& Hubbard, 1997), luego llevado a experimentos (Miller & Chinzei, 1997) y aplicado en programas informáticos especializados.

Actualmente, se puede incluir en programas comerciales que pueden cambiar las ecuaciones constitutivas.

La ecuación se definió básicamente como:

$$G(t) = G(\infty) + ((G(0) - G(\infty)) \exp(-\beta t)) \quad (1)$$

Dónde:

$G(t)$  = Módulo de corte

$G(0)$  = Módulo de corte a corto plazo = 490 kPa

$G(\infty)$  = Módulo de corte a largo plazo = 167 kPa

$\beta$  = Constante de retardo = 0,145 ms<sup>-1</sup>

$t$  = tiempo s

Esta información se obtuvo de Belingardi et al. (2005).

Basándose en la velocidad del puño de 90 km/h o 25 m/s y con un desplazamiento de la cabeza de 0,2 m, la duración del impacto simulado fue de 0,008 s.

La fuerza máxima que podría entregar un boxeador de peso pesado, según The Virtual Human Brain on Line (2011) es de 4903 N. En relación al impacto en la frente de un adulto: se modeló con ocho vectores de igual valor, los que fueron distribuidos en un área pequeña, simulando dos nudillos de un deportista profesional de pelea con contacto completo.

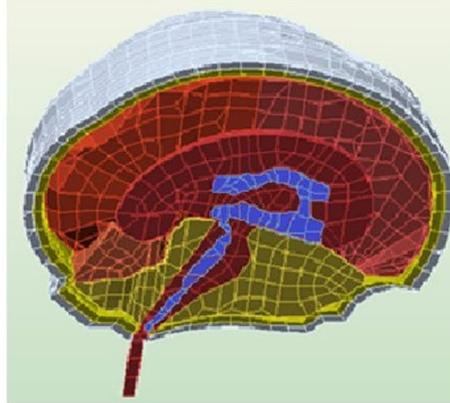
Esta versión se basó en el desplazamiento lineal de la cabeza hacia atrás, en la dirección de la fuerza aplicada, no girando alrededor del cuello (que sería producto de un golpe en la barbilla).

El efecto de amortiguación estimado por impacto en la cabeza, se ha documentado en pruebas realizadas en cadáveres, (Schneck & Bronzino, 2003): en los accidentes automovilísticos la piel del cráneo absorbe hasta el 70% de la energía del impacto. Desplazamiento del cuerpo atacado. La absorción se calculó como conservación de la cantidad de movimiento: masa del brazo por velocidad inicial = masa de la cabeza y cuello por velocidad final. Despejada esta velocidad final se determina la energía cinética final y se compara con la energía cinética inicial. Resulta una absorción aproximada del 20% de la energía del golpe. El cálculo se basa en el ejemplo del péndulo balístico, pero sin incluir la masa de la bala en el péndulo (como tampoco queda el puño pegado en la cabeza).

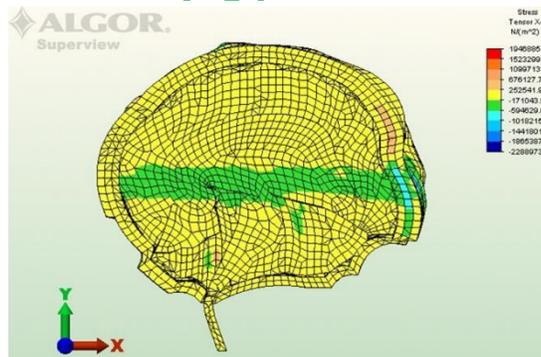
Hay otros efectos no determinados como la amortiguación hidráulica del líquido cefalorraquídeo y acción de frenado de tendones y músculos del cuello.

Si hay 70% + 20% de absorción de la energía inicial, entonces sólo pasa al cerebro un 10%. Luego las predicciones matemáticas de las tensiones tendrían que ser reducidas a lo menos al 10%. Habría un factor de corrección por la atenuación igual a 0,1.

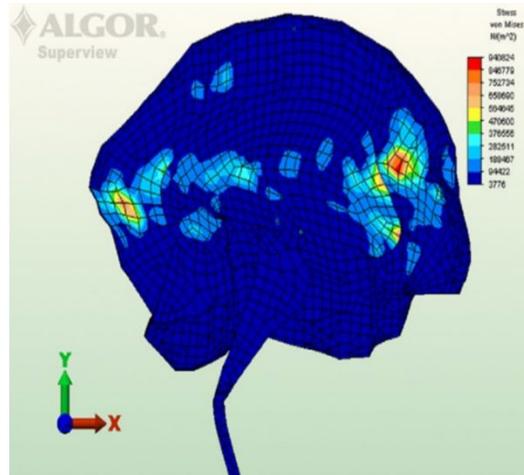
Modelo en 3D



**Figura 1.** Configuración de elementos finitos de una cabeza. Las capas visibles de tejido de afuera hacia adentro son: cuero cabelludo, hueso craneal, líquido cefalorraquídeo y cerebro.

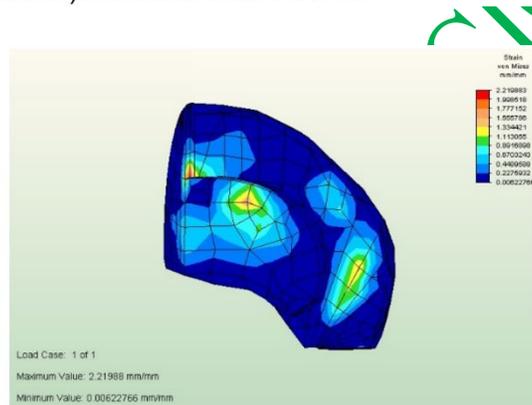


**Figura 2.** Sección longitudinal del cerebro. Esfuerzos cortantes internos en plano XY. Sin atenuación el máximo = - 171.043,9 N/m<sup>2</sup> (-0,17 N/mm<sup>2</sup>) en el cerebro y - 594.629,5 N / m<sup>2</sup> (-0,59 N/ mm<sup>2</sup>) en el FCR. Considerando la atenuación de 0,1 sería -17.104N/m<sup>2</sup> (0,017 N/mm<sup>2</sup>) en el cerebro y - 59.463N/m<sup>2</sup> (- 0,059 N/mm<sup>2</sup>) en el FCR.



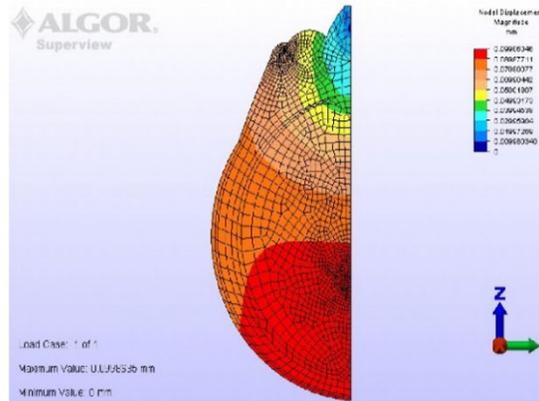
ALGOR

**Figura 3.** Sección longitudinal del cerebro. Tensiones de Von Mises en el interior del cerebro. Sin atenuación el máximo predicho = 940.824 N/m<sup>2</sup> (0,94 N/mm<sup>2</sup>). Considerando la atenuación de 0,1 sería 94.082N/m<sup>2</sup> (0,094 N/mm<sup>2</sup>) dentro del lóbulo frontal.



**Figura 4.** Deformación en el lóbulo frontal. Sin atenuación Valor máximo = 2,219 mm/mm. Con 0,1 de atenuación la deformación sería 0,2219 mm/mm.

PENDIENTE L



**Figura 5.** Desplazamiento nodal (mm) en 2D debido a un golpe concentrado en la frente.

## RESULTADOS

Las Tablas 2, 3 y 4 resumen los diferentes aspectos analizados:

**Tabla 2.** Tensiones cerebrales en el plano XY (0.048 N/mm<sup>2</sup> con 50% de riesgo de lesión)

Sector del cerebro	Tipo de Tensión	Figura	Tensión máx. N/mm <sup>2</sup>
Detrás del golpe			
FCR	Cortante	2	0.059
Cerebro	Cortante	2	0.017
Lóbulo Frontal	Compresión	3	0.094
Lóbulo Occipital	Compresión	3	0.075

**Tabla 3.** Deformación Cerebral y Desplazamiento

Sector del cerebro	Tipo de Movimiento	Figura	Máx. Movimiento
Lóbulo Frontal	Deformación	4	0.2219 mm/mm
Lóbulo Occipital	Desplazamiento	5	0.0998 mm *

**Tabla 4.** Lóbulo Frontal. Comparación de efectos de impacto, resultados con otros autores

Autor	Tipo de Impacto	Tiempo ms	Fuerza KN	Resultados N/mm <sup>2</sup>
Belingardi et al. (2005)	Choque automovilístico	7.3	7.56	200
Yang (2011)	Choque automovilístico	8	8	0.15
Ponce & Ponce, 2011; Ponce et al., 2011.	Golpe de puño	8	4.9	0.094

En la Figura 2, se puede ver una predicción del haz horizontal de tensiones cortantes, que se extiende desde la frente hasta la zona occipital. Fuera de esta zona, las tensiones son menores. La interpretación más simple es que al deformar el hueso frontal, las tensiones de compresión máximas ocurren en el eje XX. Según

el círculo de Möhr, la compresión pura debe generar tensiones de corte XY. Esta es una dirección paralela al plano de carga. Los esfuerzos de corte podrían cortar los axones de las neuronas, y su efecto es más peligroso que el de los esfuerzos de compresión. La mayor tensión cortante sería  $0,017\text{N/mm}^2$ .

En la Figura 3, sección longitudinal del cerebro, se indican las tensiones de von Mises. Se observan concentraciones de esfuerzos en áreas difusas. Hay grandes tensiones en el lóbulo frontal y el lóbulo occipital. Las tensiones de von Mises (atenuadas en 0,1) más relevantes son:  $0,094\text{ N/mm}^2$  en el lóbulo frontal; zona límbica  $0,037\text{ N/mm}^2$ ; el lóbulo occipital  $0,066\text{ N/mm}^2$ .

La Figura 4 muestra la deformación en el lóbulo frontal. Con 0,1 de atenuación la deformación sería  $0,22\text{ mm/mm}$ . Es un valor alto que puede dañar el tejido cerebral. La figura 5 muestra el desplazamiento nodal causado por un golpe concentrado en la frente. El efecto observado es tan significativo que los desplazamientos más grandes ocurren en el lado opuesto al impacto. Es razonable pensar que las lesiones también se producen en el lóbulo occipital (parte posterior del cerebro) por un efecto de rebote. Sin embargo se hace necesario señalar que respecto a los análisis en 2D, los resultados numéricos no son tan potentes como en 3D, por lo que sólo debe considerarse su valor cualitativo.

## DISCUSIÓN

Las tensiones predichas en los resultados superan con creces los límites permitidos: para un riesgo del 100%, las tensiones límites de criterio de von Mises son  $0,08\text{ N/mm}^2$ , pero el máximo alcanza  $0,094\text{ N/mm}^2$  en el lóbulo frontal, con la atenuación incluida. Las tensiones en el fluido céfalo raquídeo (FCR) no son de mayor importancia, ya que es un líquido que no forma parte del cerebro y una de sus funciones es la amortiguación.

Las crecientes fuentes de información indican una tendencia de los atletas que han sufrido repetidas lesiones en la cabeza a tener un mayor riesgo de enfermedades degenerativas como el Alzheimer o el Parkinson (Atha et al., 1985; Jordan, 2009; Jordan, 2000). Otros efectos de las lesiones fueron descritos por McDonald (1957). Debido a que el cerebro tiene una textura gelatinosa y una geometría compleja, el daño puede ser severo en el caso de una aceleración o desaceleración repentina (King et al., 2003). En este tipo de lesión, el daño no es externo sino interno (llamado lesión cerrada). En el caso de impacto, el cerebro puede rebotar contra el interior del cráneo (lado opuesto al golpe) ya que el espesor de líquido cefalorraquídeo es limitado y no es suficiente para absorber este evento (Sempere, Rodríguez, Boyero & Egea, 2019).

Las lesiones contusivas cerebrales se producen también en el lado opuesto al del choque directo, por impacto contra las paredes del cráneo (contragolpe).

Para evaluar esta simulación, se comparó indirectamente con la investigación médica sobre lesiones cerebrales causadas por impactos en la cabeza: Corsellis (1989), describió que de 11 casos analizados de un total de 13, los estudios post mortem en el microscopio demostraron que en el cerebelo había atrofia y fibrosis glial más pérdidas de células de Purkinje y en la sustancia negra habían lesiones obvias relacionadas al mal de Parkinson, lo que concuerda con la Figura 3 donde hay altas tensiones en el cerebelo. Además, este mismo autor señala que en el tálamo e hipotálamo, al microscopio se encontró que había severa gliosis (modificación de las células del tejido nervioso por reacción ante un traumatismo). Según Medicine Net (2020), los golpes repetidos sobre la cabeza, producen disminución en la capacidad cerebral: hay efectos en lóbulos frontales relacionados con razonamiento, personalidad y juicio. Algunos desórdenes post traumáticos afectarán la amígdala, la parte del cerebro que controla las emociones, y la corteza prefrontal, un área de toma de decisiones. Esto ha sido confirmado por autopsias y disección del cerebro.

Se confirma la predicción matemática: en el lóbulo frontal la tensión máxima supera el criterio de von Mises ( $0,080 \text{ N/mm}^2$ ) y en la zona límbica con la atenuación se alcanza a  $0,037 \text{ N/mm}^2$ .

Hay también concordancia con Cifu (2017), quien demuestra que los golpes repetitivos en la cabeza generan una variedad de condiciones neuro degenerativas incluyendo la del lóbulo frontal, las que fueron detectadas mediante imágenes escaneadas, así como diagnósticos post mortem.

Con respecto a las predicciones sobre la parte posterior del cerebro ( $0,066 \text{ N/mm}^2$  con atenuación) Blakemore (2003) indica que las anomalías del tronco encefálico, que conecta el encéfalo con la médula espinal, están asociadas con desórdenes cognitivos, dificultades para dormir, problemas de audición y de equilibrio. Hay concordancia con este autor.

Dominic (2020) señala disfunción del lóbulo frontal, relacionada con demencia pugilística, en plena concordancia con las predicciones de este trabajo.

Los neurólogos desde hace años determinaron que hay una correlación entre los daños a la corteza prefrontal y el comportamiento psicopático (Raine, 2000). Esta corteza hace las veces de un sistema instrumental que conecta con los otros sistemas, por medio de haces de fibras nerviosas. En el lóbulo frontal está el centro de las órdenes para las funciones ejecutivas. Si hay lesiones en esa zona se afecta la capacidad para procesar la información, resolver problemas, se disminuye la concentración, la memoria y el aprendizaje (Hardy & Khalil, 1994; Plassman et al., 2000). Estas determinaciones emanadas de otros autores, son coincidentes con la Figura 3 donde hay mayores tensiones en el lóbulo frontal y sus conexiones con la parte posterior y con el resto del cerebro.

Se comparó también con los resultados de investigaciones médicas sobre lesiones cerebrales causadas por impactos en la cabeza (Strassmann & Harper, 1968; Blakemore & Jennet, 2001; Homeier, 2004; Spriggs, 2004; Coles, 2007; Stern & Baugh, 2013; Gandy et al., 2014; Olson, 2014; y Lim et al., 2019), habiendo concordancia con las predicciones emanadas por el MEF.

Finalmente, los resultados obtenidos se compararon igualmente con los presentados por otros autores como Belingardi, 2005; Yang, 2011; Nahum, Adalberto, López, Rocha, 2017). Como no se disponía de publicaciones de predicción por MEF relacionadas a lesiones cerebrales pugilísticas, se emplearon las disponibles de protecciones en ciclistas y accidentes automovilísticos, con impactos en la frente.

## CONCLUSIONES

Se concluye que los traumas repetidos de alto impacto pueden causar alteraciones en el cerebro. Comprobándose que para un riesgo del 100%, las tensiones de von Mises son  $0,080 \text{ N/mm}^2$ , y la predicción matemática máxima es  $0,094 \text{ N/mm}^2$ .

El MEF puede usarse para simular los efectos producidos por el impacto del puño de un peleador de peso pesado en la cabeza y tiene el potencial de predecir la ubicación y el alcance de los cambios en el cerebro debido a un impacto.

El modelado de elementos finitos predeciría lesiones mecánicas por accidentes automovilísticos, bicicletas, fútbol, vibraciones de máquinas, pulsos de presión, entre otros. Esto se haría con un costo muy bajo.

El equipo de seguridad podría diseñarse en base a modelos matemáticos, validados con menos pruebas de laboratorio y con un diseño optimizado. Estos estudios pueden extrapolarse a otras lesiones en diferentes partes del cuerpo bajo diferentes condiciones de carga.

En este trabajo, el MEF ha demostrado ser una herramienta confiable para el cálculo y un método económico, que ofrece resultados en un tiempo razonable, importante en medicina deportiva, medicina forense y otras aplicaciones. La investigación presentada es un paso preliminar antes de analizar el impacto en la cabeza utilizando un modelo cerebral más complejo.

Se hace necesario destacar que, aunque los datos son prometedores necesitan la validación sobre modelos reales, antes de ser utilizado como método alternativo.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- Atha, J., Yeadon, M., Sandover, J. and Parksons, K. (1985). The Damaging Punch. *British Medical Journal*; 291(6511): 21-28. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/>. Date of visit: November 9. 2011.
- Belingardi, G., Chiandussi, G. and Gaviglio, I. (2005). Development and Validation of a New Finite Element Model of Human Head. *Proceedings 19th Enhanced Safety on Vehicles*. URL: <http://www-nrd.nhtca.dot.gov/pdf/esv/esv19/05-0441-O.pdf>. Date of visit: June 3, 2010.
- Blakemore. (2003). Boxing. The Oxford Companion of the Body. *Oxford University Press*. [www.oxfordreference.com/acref](http://www.oxfordreference.com/acref). Date of visit: August, 2020
- Blakemore, C. and Jennet, S. (2001). The Oxford Companion to the Body. URL: <http://www.encyclopedia.com/doc/1O128-boxing.html>. Date of visit: March 6, 2015.
- Cabeza, A., Guillen, L., Gutierrez, M., Padrón, L., Vargas, D., & Ortega, R. (2019). Sistema de ejercicios profilácticos para la prevención de las lesiones de rodilla en el Karate Do. *Retos*, (36): 487-496. <https://doi.org/10.47197/retos.v36i36.70918>.
- Cifu, D. (2017). Repetitive head injury Syndrome URL: [www.brainline.org/article](http://www.brainline.org/article) Date of visit: August, 2020
- Coles, J.P. (2007). Imaging after brain injury. *British Journal of Anaesthesia*. 99 (1): 49-60.
- Corsellis, J. (1989). Boxing and the Brain". *BMJ*; 298(6666):105-109.
- Cummings, J.L., Mega, M., Gray, K., Rosenberg-Thompson, S., Carusi, D.A. and Gorbain, J. (1994). *The neuropsychiatric Inventory: comprehensive assessment of psychopathology in dementia*. *Neurology*; 44(12): 2308-14.
- Dominic, C. (2020). Traumatic Brain Injury in Boxing and Mixed Martial Arts. URL: [www.cooperhealth.org/brochures](http://www.cooperhealth.org/brochures). Date of visit: November 2020.
- Fleming, H. (2006). "The Knockout in Boxing". Medical Articles. WBA. WBA Convention. Tokyo, September URL: [www.wbanews.com/box-medical-articles/the-knockout-in-boxing](http://www.wbanews.com/box-medical-articles/the-knockout-in-boxing). Date of visit: November 20, 2014.
- Gandy, S., Ikonovic, M., Mitsis, E., Elder, G., Ahlers, S., Barth, J., Stone, J. and DeKosky, S. (2014). Chronic traumatic encephalopathy: clinical biomarker correlations and current concepts in pathogenesis". *Molecular Neurodegeneration*. Doi:10.1186/1750-1326-9-37. URL: <http://www.moleculareneurodegeneration.com/content/9/1/37>. Date of visit: April 19, 2015.
- Guillen, L., Copello, M., Gutierrez, M., Guerra, J. R. (2017). Metodología para el perfeccionamiento del proceso de enseñanza-aprendizaje de los elementos técnicos-tácticos en los deportes de combate, *Retos*, (34): 33-39. <https://doi.org/10.47197/retos.v0i34.58752>.

- Hardy, W., Khalil, T. (1994). Literature review of head injury biomechanics. *Int.Journal Eng.*; 15: 561-586.
- Homeier, B., (2004). Head Injuries. *Anchorage School District*. URL: [http://www.asdk12.org/...te%20real%20text/Head\\_Injuries.html](http://www.asdk12.org/...te%20real%20text/Head_Injuries.html). Date of visit: December 3, 2014
- Hurel, O. E., Guillen, L. Gutierrez, M., Sanabria, J. R., Formoso, A. A., Rosero, M. F. (2020). Sistema de ejercicios específicos dirigidos al mejoramiento de la resistencia específica en la ejecución de la técnica de judo ippon seoi nage. *Retos*.(37): 247-257. <https://doi.org/10.47197/retos.v37i37.70924>.
- Jordan, B. (2009). "Brain Injury in Boxing". *Clinics in Sports Medicine*; 28 (4): 561–578.
- Jordan, B. (2000). Chronic Traumatic Brain Injury Associated with Boxing. *Semin. Neurol.*; 20(2):179-18.
- Khalil, T. and Hubbard, P. (1977). Parametric study of head response by finite element modeling. *J. of Biomechanics.*; 10: 119-132
- King, A., Yang, K., Zhang, L. and Hardy, W. (2003). Is head injury caused by linear or angular acceleration? *Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impact.*; 1–12. Lisboa.
- Lim, L., Ho, R., Ho, C. (2019). Danger on mixed martial arts in the development of chronic traumatic encephalopathy. *Int. Journal of Environmental Research and Public Health*.16 (2): 254
- Mac Donald, C. (1957). Medical Aspects of Boxing, Particularly From a Neurological Standpoint. *British Medical Journal.*; 1(5015): 358-362. URL: [www.ncbi.nlm.nih.gov](http://www.ncbi.nlm.nih.gov), NCBI, Literature, PubMed Central (PMC). Date of visit: March 5, 2015.
- Martínez, R, Paredes I, Munarriz, P.M., Paredes, B, Alén J. F. (2017). Chronic traumatic encephalopathy: The unknown disease. *Neurologic*. 32(3):185-191. doi: 10.1016/j.nrl.2014.08.009. Epub 2014 Dec 17. PMID: 25534950.
- Medicine Net. Repeated Boxing Head Injuries Cause Brain Shrinkage. URL: <http://www.medicinenet.com/script/main/art> Date of visit: January 2020
- Meyer, F., Roth, S. and Willinger, R. (2010). Three years old child head-neck finite element modeling: simulation of the interaction with airbag in frontal and side impact. *Int J of Vehicle Safety*; 4: 285-299.
- Miller, K. and Chinzei, K. (1997). Constitutive modeling of brain tissue: Experiment and theory. *J Biomech*; 30: 1115-1121.
- Nahúm, E., Castillo, J. A., Lopez, M. A., Rocha, E. (2017). Análisis de protección para casco de ciclista sometido a impacto virtual por método de elemento finito. *Investigación y Ciencia*, 25 (70): 44-49.
- Olson, D. (2014). Head Injury Workup. Laboratory Studies, Imaging Studies. URL: <http://www.emedicine.medscape.com/article/1163653-workup>. Date of visit: December 2015.
- Plassman, B., Havlik, R. J., Steffens, D. C., Helms, M. J., Newman, T. N., Drosdick, D., Phillips, C., Gau, B. A., Welsh–Bohmer, K. A., Burke, J. R., Guralnik, J. M. and Breitne, J.C. (2000). Documented head injury in early adulthood and risk of Alzheimer’s disease and other dementias. *Neurology.*; 8:1158-1166.

- Ponce, E., Ponce, D. (2011). Modeling Neck and Brain Injuries in Infants. *IEEE Computer Graphics and Applications*; 31 (6): 90-96.
- Ponce, E., Ponce, D., Andresen, M. (2011). Mathematical simulation of mild brain injury in children heading soccer balls. *Rev Med Chile.*; 139(8):1089-1096.
- Raine, A. (2000). Prefrontal Damage in People with Antisocial Personality Disorder. <http://www.crimetimes.org>. Link: Brain Dysfunction to Disorder/Criminal/Psychopatic
- Roth, S., Vappou, J., Raul, J. and Willinger, R. (2008). Child head injury criteria investigation through numerical simulation of real world trauma. *Computers Methods and Programs in Biomedicine*; 9: 32-45.
- Sempere, L., Boyero, L. y Egea, J. (2019). Principales modelos experimentales de traumatismo craneoencefálico: de la pre clínica a los modelos invitros. *Medicina Intensiva*, 43 (6): 362-372.
- Schneck, D. and Bronzino, J. (2003). Principles and applications. *Biomechanics*; Washington, CRC Press.
- Spriggs, M. (2004). Compulsory brain scans and genetic tests for boxers or should boxing be banned. *J Med Ethics*; 30: 515-516.. Doi:10.1136/jme.2003.003541.Sports ethics. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1733940/>. Date of visit: July 13, 2015.
- Stern, R., Daneshvar, D. and Baugh, C. (2013). Clinical presentation of chronic traumatic encephalopathy. *Neurology.*; 81: 1122-1129. DOI 10.1212/WNL.0b013e3182a55f7f. URL: <http://www.bu.edu/.../09/CTE-Neurology-2013-Stern-1122-9.pdf>. Date of visit: June 25, 2015.
- Strassmann, G. and Halpern, M. (1968). Fatal brain injuries in boxing. *Deutsche Zeitschrift für die gesamte gerichtliche Medizin.*; 63(2): 70-83.
- The Virtual Human Brain on Line. (2011). URL: <http://www.ikonet.com/...ual-human-body/virtualhumanbody.php>. Date of visit: March 5, 2011.
- Yang, J. (2011). Investigation of Brain Trauma Biomechanics in Vehicle Traffic Accidents Using Human Body Computational Models. In book: *Computational Biomechanics for Medicine* .5-14. URL: [www.researchgate.net>publication](http://www.researchgate.net/publication). Date of visit: March 2, 2021.

**Número de citas totales / Total references:** 40 (100%)

**Número de citas propias de la revista / Journal's own references:** 0 (0%)