



CURSO DE BIOMECÁNICA FORENSE





MÓDULO I. UNIDAD DIDÁCTICA I

TEMA 1

INTRODUCCIÓN. DESCRIPCIÓN DE LA BIOMECÁNICA Y EVOLUCIÓN HISTÓRICA

PROFESORES

D. Carlos Represa Vázquez

- Doctor en Medicina y Cirugía
- Especialista en Medicina Legal y Forense

D. Manuel S Moya Mir

- Doctor en Medicina y Cirugía
- Especialista en Medicina Interna



INTRODUCCIÓN

La proliferación de los accidentes de tráfico hace que cada vez sea más frecuente la necesidad de hacer una reconstrucción del accidente para conocer las circunstancias en las que se ha producido y aclarar diferentes aspectos sobre el mecanismo de producción de lesiones y/o la adecuación de utilización de dispositivos de seguridad.

Esta necesidad puede afectar a las partes intervinientes en un litigio por los daños ocasionados por el accidente que necesitan saber con la mayor precisión posible cómo se ha producido el accidente. Esta necesidad se trasmite al perito médico que ha de valorar el daño y los letrados que han de intervenir en la defensa de cualquiera de las partes y a las compañías aseguradoras.

La biomecánica es una subespecialidad de la mecánica que estudia la aplicación de los principios de la mecánica sobre los tejidos biológicos. La biomecánica forense intenta aplicar estos principios para reconstruir el mecanismo y forma de producción de una lesión.

Las diferentes profesionales que intervienen en la tramitación y valoración de un accidente deben conocer los principios

de esta subespecialidad para poder solicitar su aplicación en casos en los que se considere que puede ser necesaria

Por ello es necesario un curso que informe sobre la biomecánica forense, sus principios y utilidades, para lo cual hemos proyectado este curso.





MÓDULO I Y II. RESUMEN

BIOMECÁNICA FORENSE

Dr. Carlos Represas Vázquez

Doctor en Medicina y Cirugía

Especialista en Medicina Legal y Forense

BIOMECÁNICA FORENSE

(1) - Biomecánica: Aplicación de los principios de la mecánica sobre los sistemas biológicos.

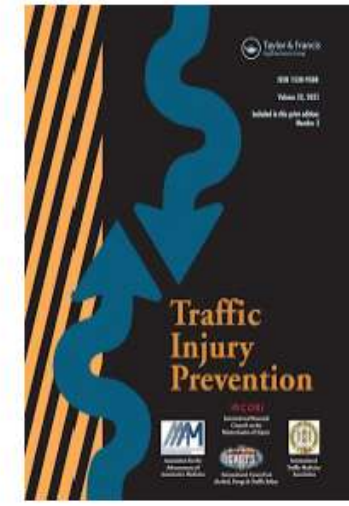
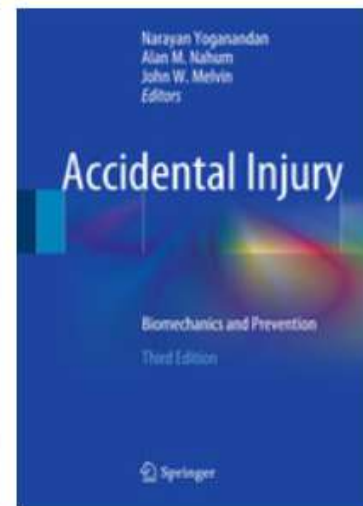
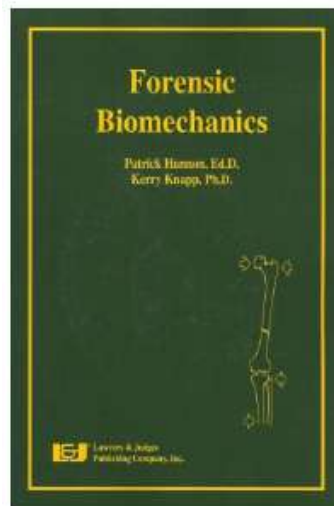
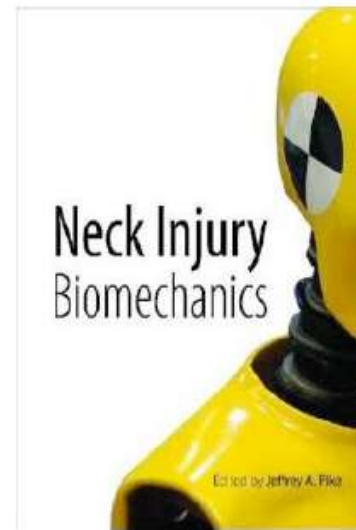
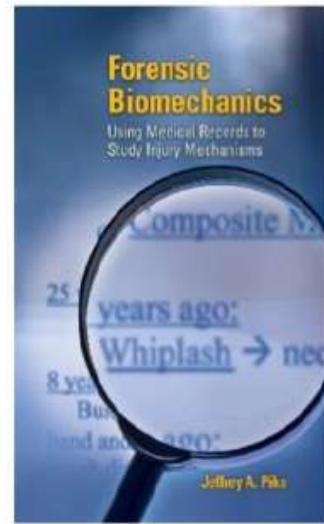
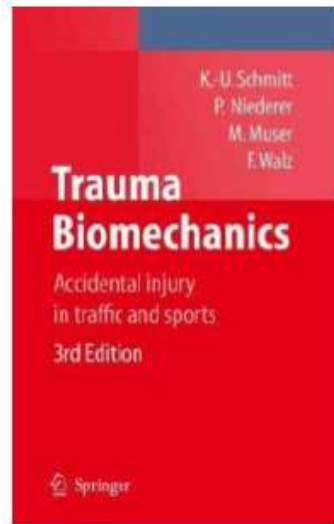
(2) - Biomecánica del impacto o de las lesiones:

Subespecialidad de la biomecánica que estudia los efectos de las fuerzas sobre los tejidos biológicos, en particular el cuerpo humano, centrándose en los tejidos dañados.

(3) - Biomecánica Forense: Consiste en la reconstrucción de una lesión por comparación entre el riesgo poblacional de lesión del mecanismo causante y la tolerancia del individuo. Tiene una finalidad médico-legal, el análisis de la causalidad.

(4) - Valoración biomecánica de las funciones corporales, como prueba médica.





- 1. Voluntarios humanos.** Restringido al estudio de colisiones en entornos alejados de los umbrales de lesión.
- 2. Cadáveres** (Post Mortem Human Surrogates – PMHS -). Su mayor ventaja es la biofidelidad y la mayor dificultad para su utilización está relacionada con cuestiones legislativas y bioéticas, además de la disponibilidad.
- 3. Animales.** A pesar de su escasa correspondencia anatómo-funcional, han sido muy útiles en la investigación de las lesiones axonales difusas por mecanismos de aceleración rotacional al ser modelos in vivo (subprimates, mamíferos de gran tamaño). La experimentación también está sujeta a cuestiones legislativas y bioéticas.
- 4. Maniqués antropomórficos** (dummies). Hasta la fecha es la herramienta de trabajo más importante en la industria de la automoción, habiendo evolucionado notablemente su biofidelidad. Existen diferentes variantes antropométricas en función del sexo y edad que pretenden representar.
- 5. Modelos numéricos humanos.** Los modelos computacionales representan el presente y el futuro en la investigación de las consecuencias de los accidentes de tráfico, pudiendo reproducirse cualquier escenario. La hora de hacer el informe y su ratificación debe decir la verdad sobre los hechos y la valoración de los mismos.

	Región corporal	Mecanismo de lesión	Tolerancia al impacto	
Cabeza	Cráneo	★★★★	★★★	Desconocido/ no disponible ★ Hipotético/ inadecuado ★★ Conocido en parte/ útil ★★★ Conocido/adecuado ★★★★
	Cara	★★★	★★	
	Cerebro	★★	★	
Columna	Vértebra	★★	★	
	Médula espinal	★★	★	
Tórax	Caja torácica	★★★★	★★★★	
	Corazón	★★★	★★	
	Pulmones	★★★	★	
Abdomen	Órganos sólidos	★★★	★★★	
	Órganos huecos	★★	★	
Extremidades	Fémur	★★★★	★★★★	
	Otros huesos largos	★★★	★★	
	Articulaciones	★★★	★★	
	Músculos	★★	★	
Órganos sensitivos	Piel	★★★	★★	
	Otros	★★★	★★	

ESTUDIO BIOMECÁNICA FORENSE

1. Taxonomía de las lesiones
2. Descripción del accidente
3. Magnitudes físicas
4. Criterio Biomecánico específico
5. Estudio de la causalidad



Región	Lesión	AIS	MAIS	ISS	NISS
Cabeza	TCE hematoma subdural moderado	4	4	29	34
Cabeza	TCE Fractura bóveda craneal, cerrada, no desplazada	2			
Tórax	Fractura 2 costillas	2			
Extremidad inferior	Fractura cerrada de diáfisis femoral	3			
Extremidad inferior	Fractura abierta distal de tibia, extra-articular	3			

Nota: $ISS = 4^2 + 3^2 + 2^2 = 29$ / $NISS = 4^2 + 3^2 + 3^2 = 34$

Tipo de lesión	AIS (MAIS)	ISS
Leve	1	≤ 3
Moderado	2	4 - 15
Grave	≥ 3	> 15



MALTA EU 2017

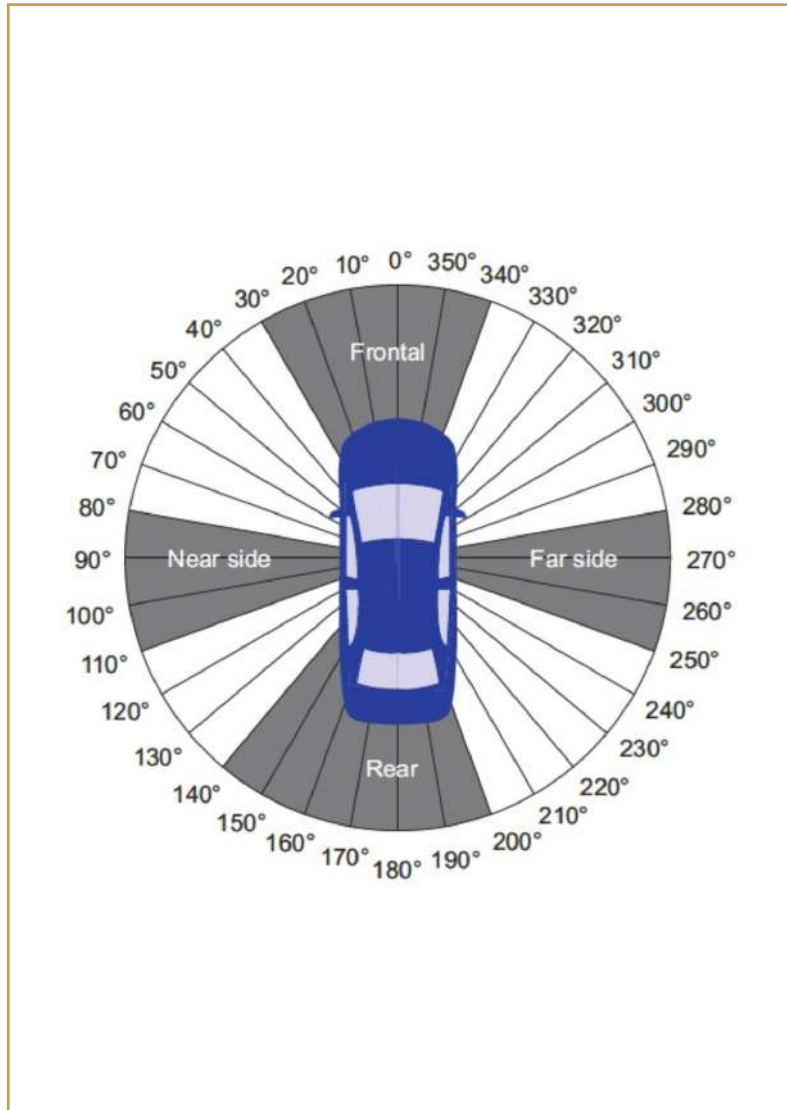
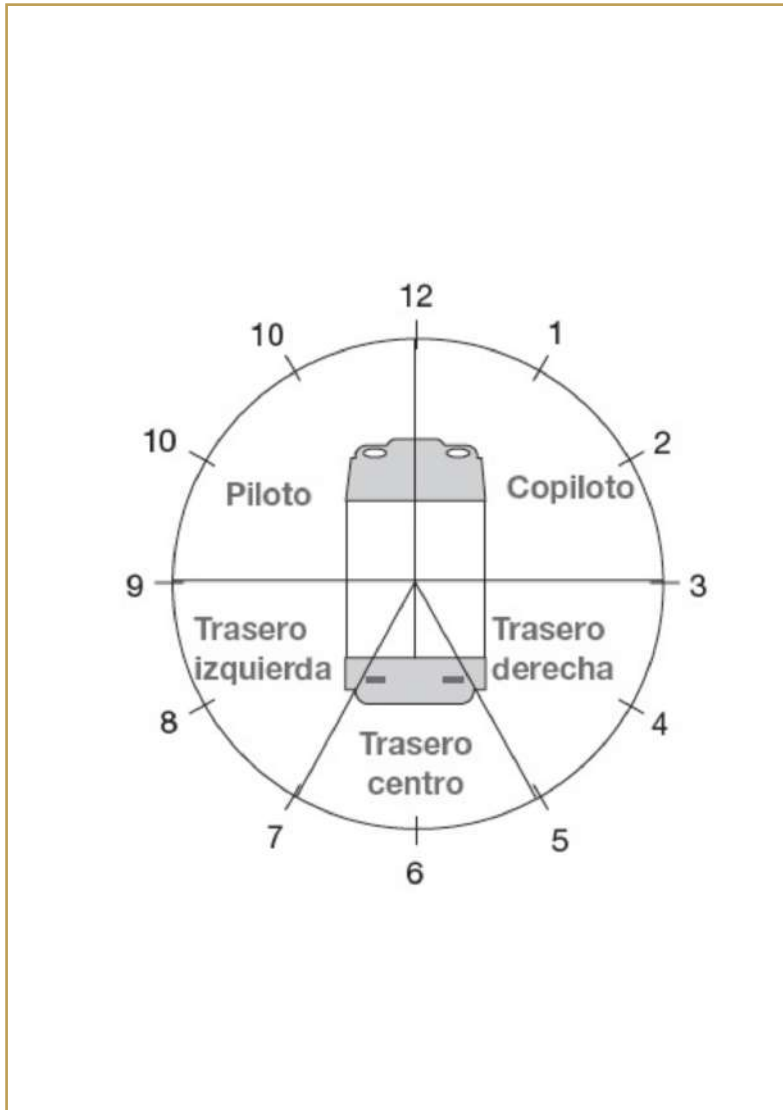
- h) continue, in parallel with our efforts towards reaching the 2020 fatality reduction target, with the work towards: (i) reducing the number of serious injuries in road traffic collisions, and (ii) reporting reliable and comparable data using a common definition based on the MAIS⁶3+ trauma scale by 2018;

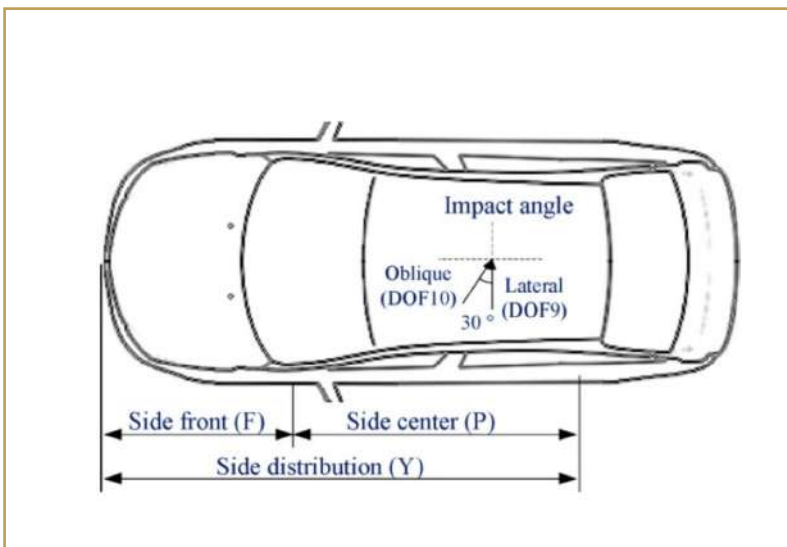
Valletta Declaration on Road Safety

29 March 2017
Valletta

Table 1 Overview of recent injury risk prediction models for MVC occupant injury risk

Category	URGENCY (2001) [10]	OnStar (2011) [11]	Bose (2011) [9]	Katagiri (2013) [8]	Lubbe (2014) [4]	Weaver (2015) [12]	Honda-Nihon (2016) [5]	Toyota-Nihon (2017) [6]	OTDA (2016) [7]
Vehicle	Seat belt use		X	X	X	X	X	X	X
	Airbag use			X	X				X
	Vehicle interior			X					
	Omni-vehicle coverage	X	X	X	X	X	X	X	X
Impact type	Crash pulse use			X					
	Impact angle				X				
	Impact modes		X		X	X	X	X	X
	Multiple impacts	X	X			X	X	X	X
	Oblique impacts	X	X		X	X	X	X	X
	Roll-over								X
Occupant	Posture			X					
	Gender	X	X	X					
	Age	X	X			X	X	X	
	Morphology			X	X				
	Multiple occupants		X						
	Body region injuries			X	X		X		
Methodology	Low-complexity	X	X		X	X	X	X	X
	Type	LR	LR	Multi-body model	LR	LR	LR	LR	LR
	Decision metric	MAIS3+	ISS15+	N/A	N/A	ISS15+	N/A	ISS15+/MAIS3+ Serious injury	ISS15+
	Database	NASS CDS	NASS CDS	NCAP	MB-FE	GIDAS	NASS CDS	ITARDA	ITARDA





Accident Analysis and Prevention 48 (2012) 442–450

Contents lists available at SciVerse ScienceDirect

Accident Analysis and Prevention

journal homepage: www.elsevier.com/locate/aap

Impact direction effect on serious-to-fatal injuries among drivers in near-side collisions according to impact location: Focus on thoracic injuries

Xinghua Lai^a, Chunsheng Ma^{a,*}, Jingwen Hu^b, Qing Zhou^a

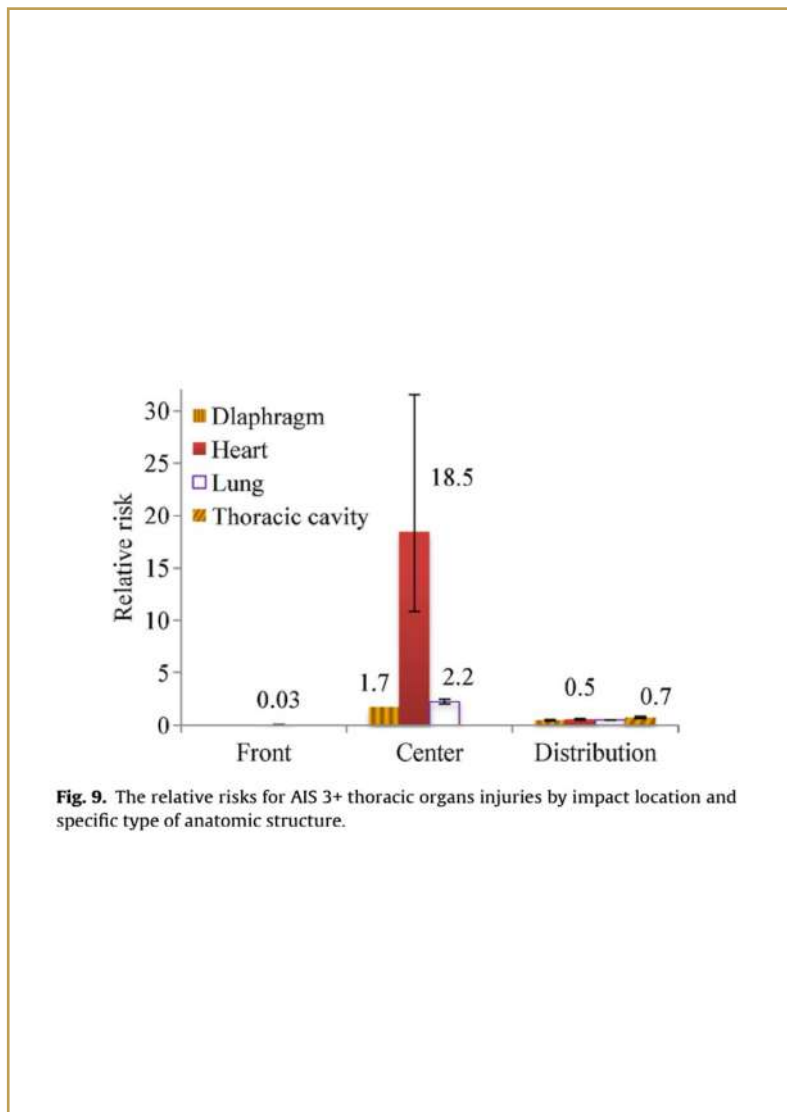
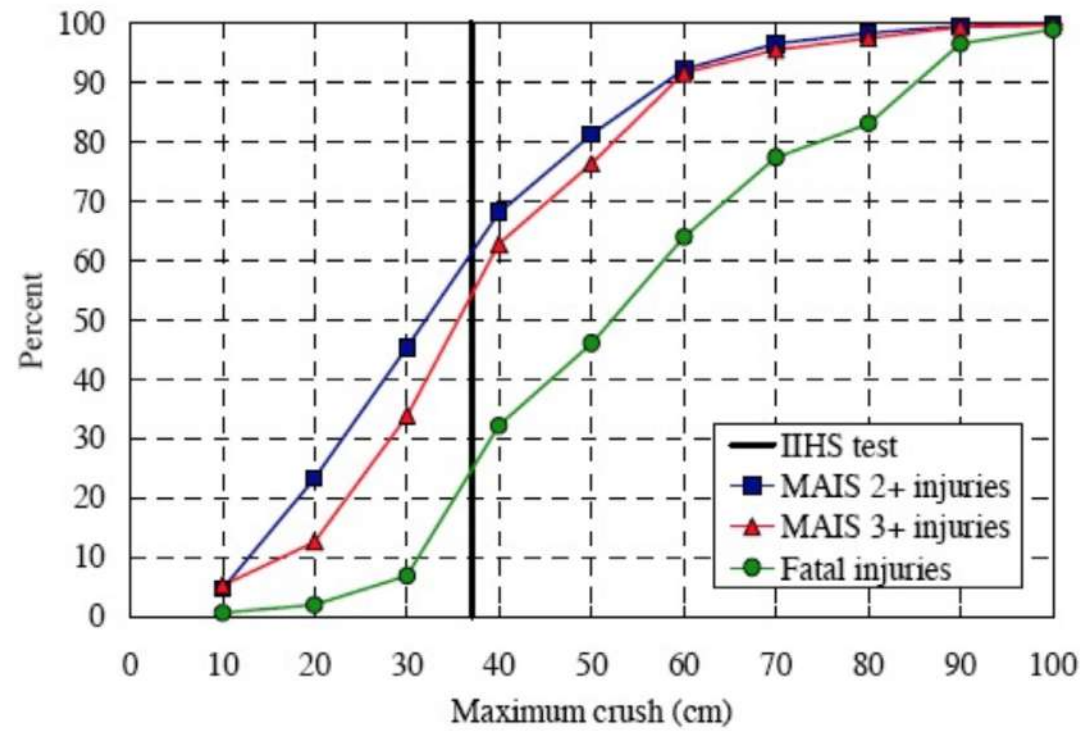


Fig. 9. The relative risks for AIS 3+ thoracic organs injuries by impact location and specific type of anatomic structure.



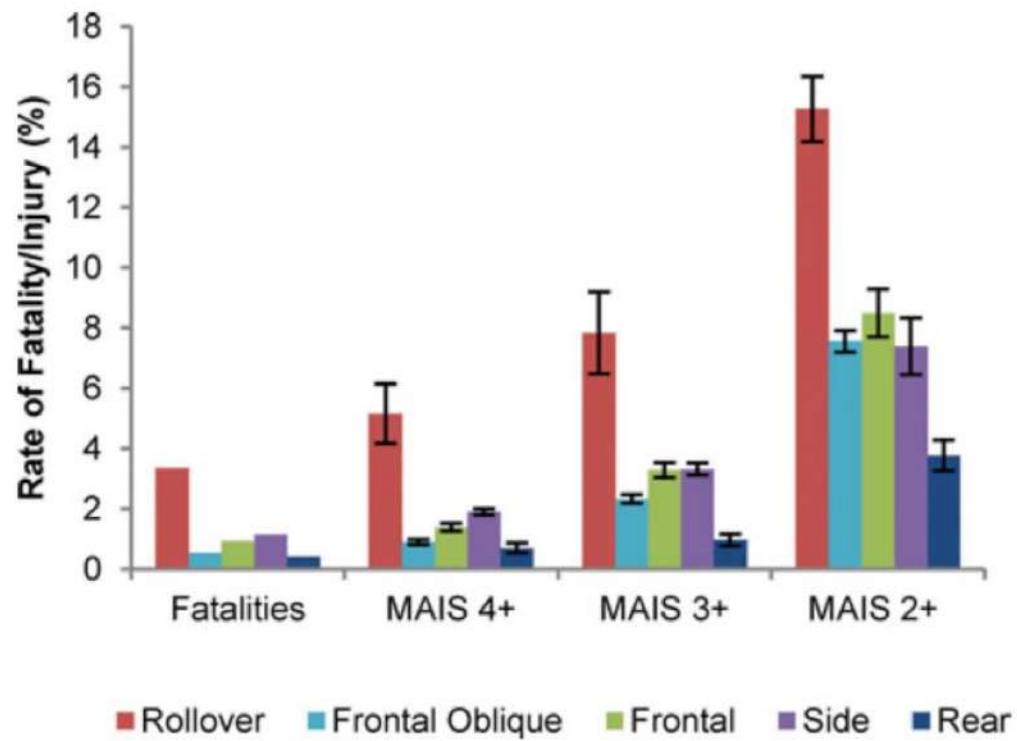


Figure 3. Rate of occupant injury by impact type and injury severity.

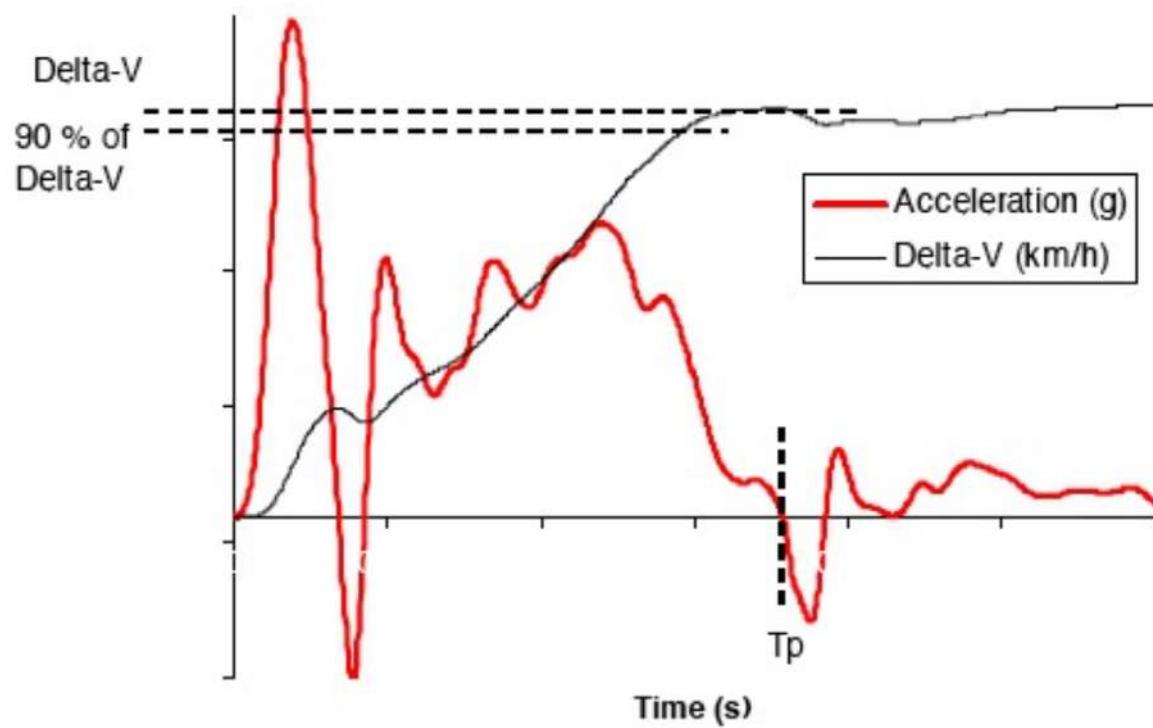
MAGNITUDES FÍSICAS

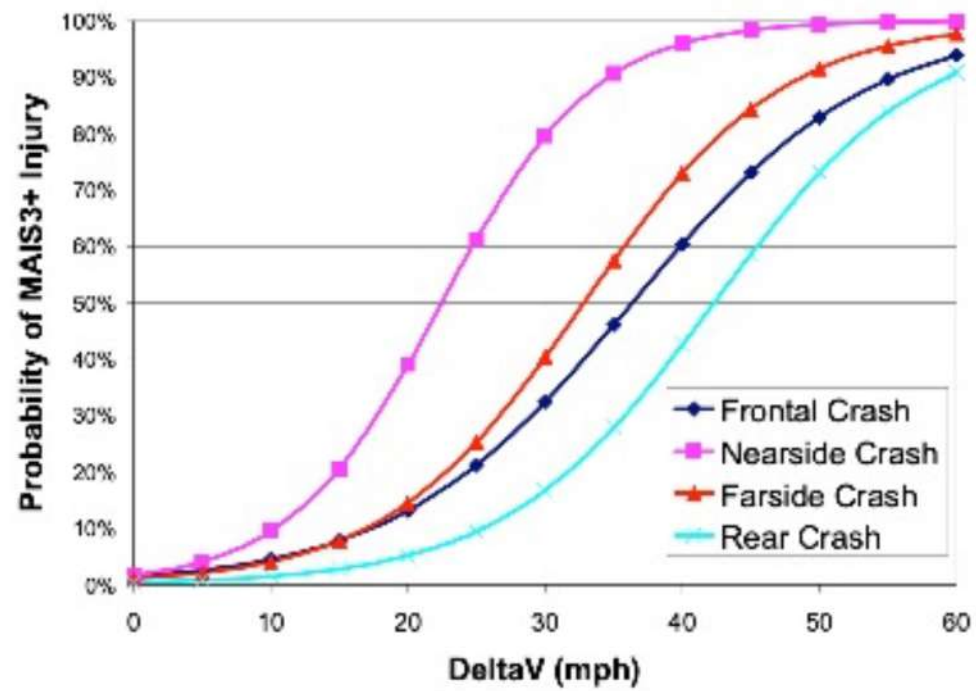
- 1. Fuerzas:** Restringida compresión, tensión, momento flectos, torsión, cizallamiento, ...
- 2. Tensión**
- 3. Velocidad**
- 4. Aceleración / deceleración**

COMPORTAMIENTO DE LOS TEJIDOS

- 1. Hueso**
- 2. Tejidos blandos**
- 3. Órganos / vísceras**







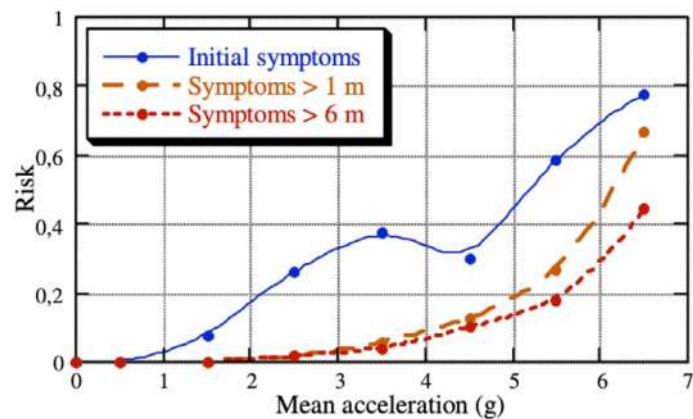


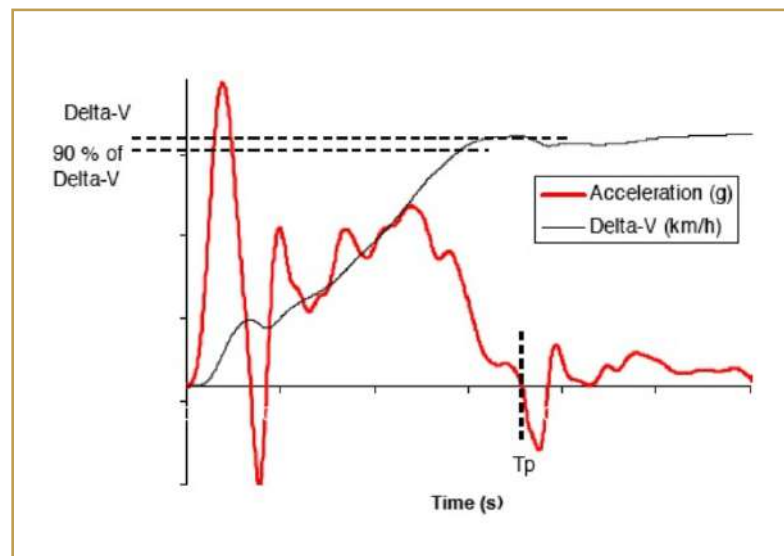
Figure 6. Injury risk in intervals of mean acceleration for occupants with initial and long-term symptoms.

INFLUENCE OF CRASH SEVERITY ON VARIOUS WHIPLASH INJURY SYMPTOMS: A STUDY BASED ON REAL-LIFE REAR-END CRASHES WITH RECORDED CRASH PULSES

Krafft M. et als.

Folksam Research and Karolinska Institutet, Sweden

https://www.researchgate.net/publication/237337269_Influence_of_crash_severity_on_various_whiplash_injury_symptoms_A_study_based_on_real-life_rear-end_crashes_with_recorded_crash_pulses





REVISTA ESPAÑOLA DE
MEDICINA LEGAL

www.elsevier.es/mlegal



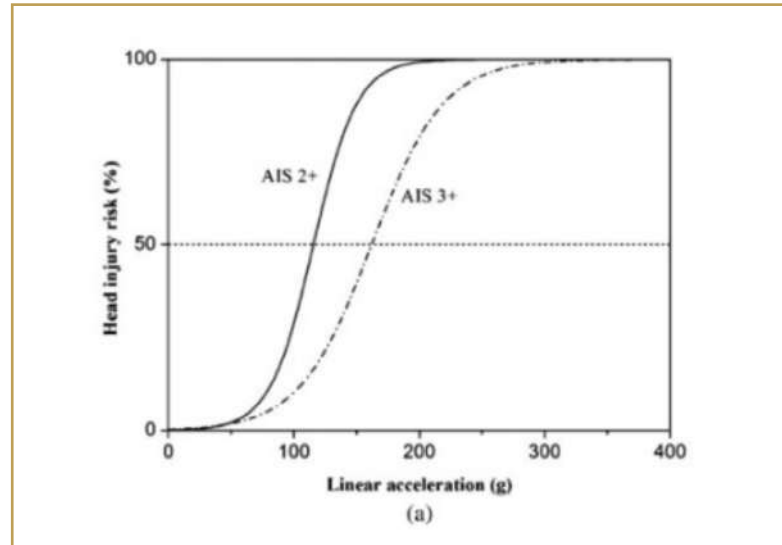
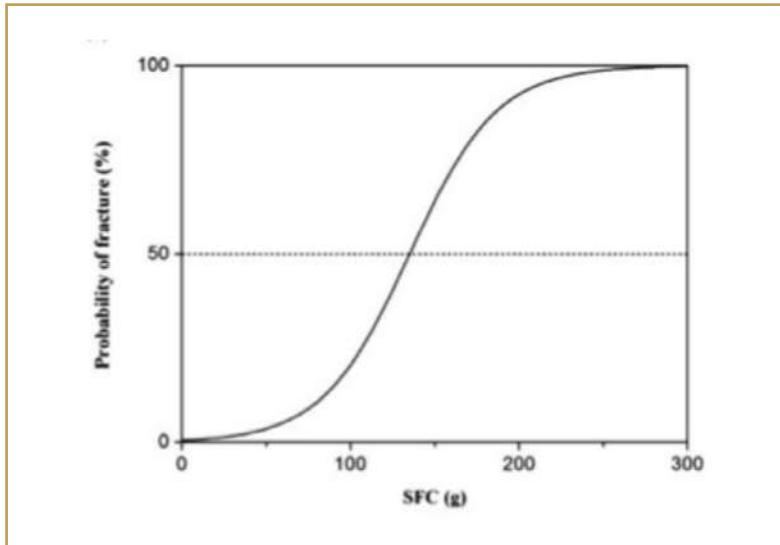
ARTÍCULO ESPECIAL

Importancia de la biomecánica del impacto en la valoración pericial del síndrome del latigazo cervical

Carlos Represas Vázquez^{a,*}, José Ignacio Muñoz Barús^b y Aurelio Luna Maldonado^c

Tabla 2 Umbrales recomendados para el criterio de intensidad en el estudio de la causalidad médico-legal del SPC

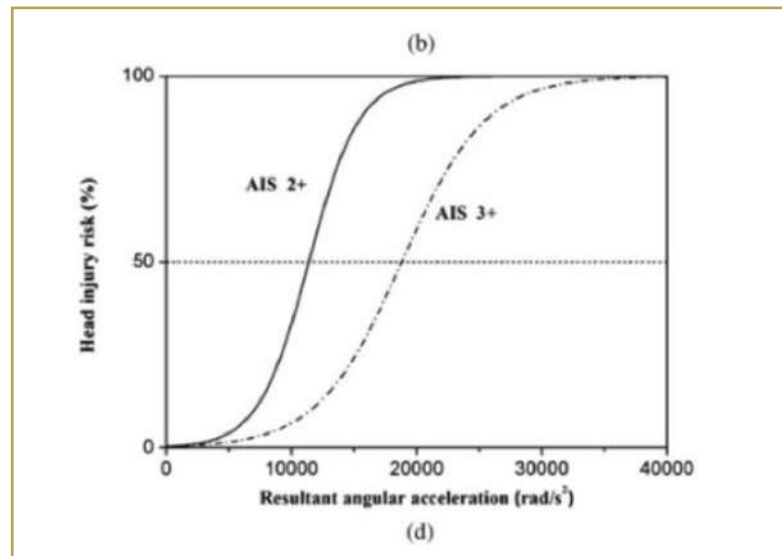
Delta v (Δv)	Aceleración media (\bar{a})	Significación
< 4 km/h	< 2 g	Deberían representar un valor absoluto para la inexistencia de lesiones. Como norma general no se justifica la existencia de lesiones/síntomas, pero no se puede descartar la existencia de molestias pasajeras (unas horas/2-3 días) fundamentalmente como consecuencia de factores psicológicos. Podría estar justificada la diferencia por sexos, teniendo más riesgo las mujeres de sufrir síntomas.
4 - 6 km/h	< 3 g	
6 a 10 km/h	3 a 5 g	No deberían existir lesiones estructurales y los síntomas serían pasajeros, menos de un mes. No obstante deben valorarse los factores de riesgo, sistemas de seguridad, y otros que se han visto relacionados con la disminución del riesgo de lesiones.



International Journal of Crashworthiness, 2013
<http://dx.doi.org/10.1080/13588265.2013.805290>

Taylor & Francis
 Taylor & Francis Group

Development of head injury risk functions based on real-world accident reconstruction
 Yong Peng^{a,b,c*}, Jikuang Yang^{b,d}, Caroline Deck^e, Dietmar Otte^e and Remy Willinger^e





Motorcyclist injury risk as a function of real-life crash speed and other contributing factors

Chengkai Ding^{a,*}, Matteo Rizzi^b, Johan Strandroth^c, Ulrich Sander^d, Nils Lubbe^e

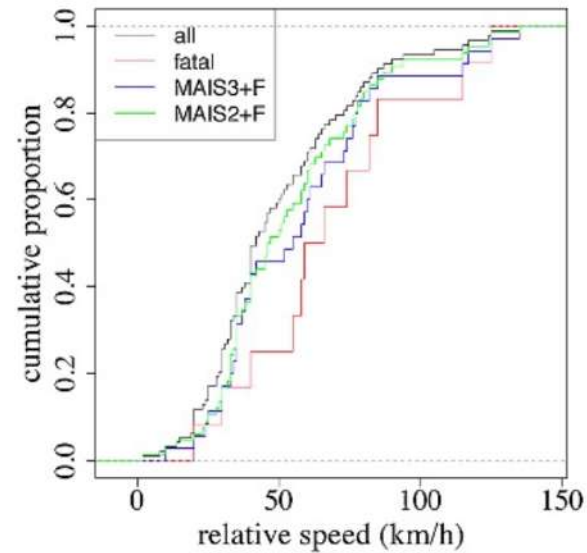


Fig. 4. Relative speed distribution for object impact cases.

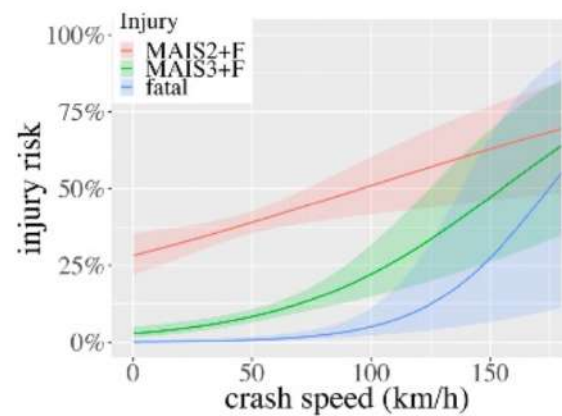


Fig. 5. Injury risk curves for ground impact cases.



The relationship between impact speed and the probability of pedestrian fatality during a vehicle-pedestrian crash: A systematic review and meta-analysis

Qinaat Hussain^{a,h,*}, Hanqin Feng^c, Raphael Grzebieta^d, Tom Brijs^b, Jake Olivier^c

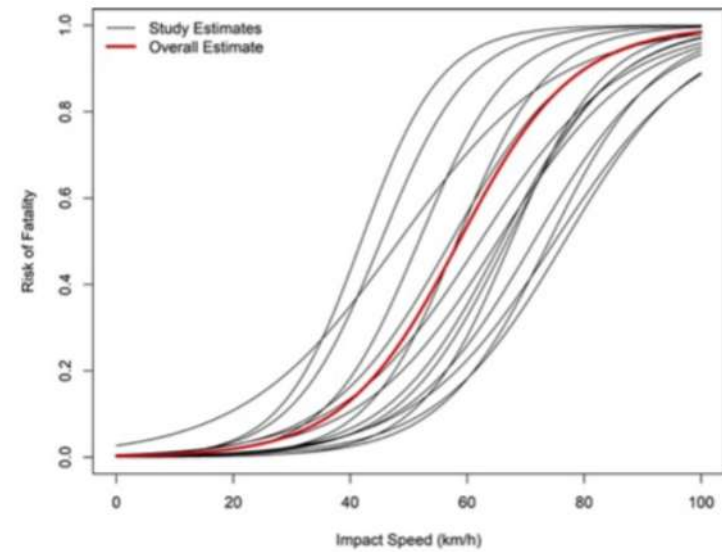


Fig. 5. Plot for S-shaped curves for pedestrian fatality risk by impact speed.

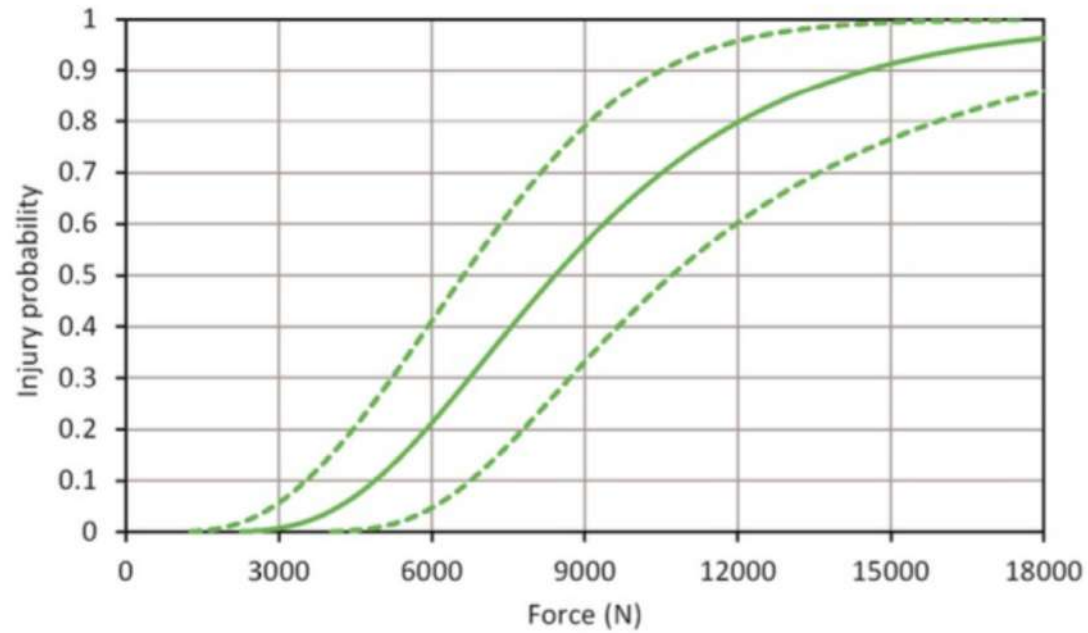


Figure 9: Probability curves for skull fracture based on force (Weibull optimal distribution for the force and lognormal distribution for the other variables)

Yoganandan N, Banerjee A. Survival Analysis-Based Human Head Injury Risk Curves: Focus on Skull Fracture. *J Neurotrauma*. 2018 Jun 1;35(11):1272-1279. doi: 10.1089/neu.2017.5356. Epub 2018 Mar 29.

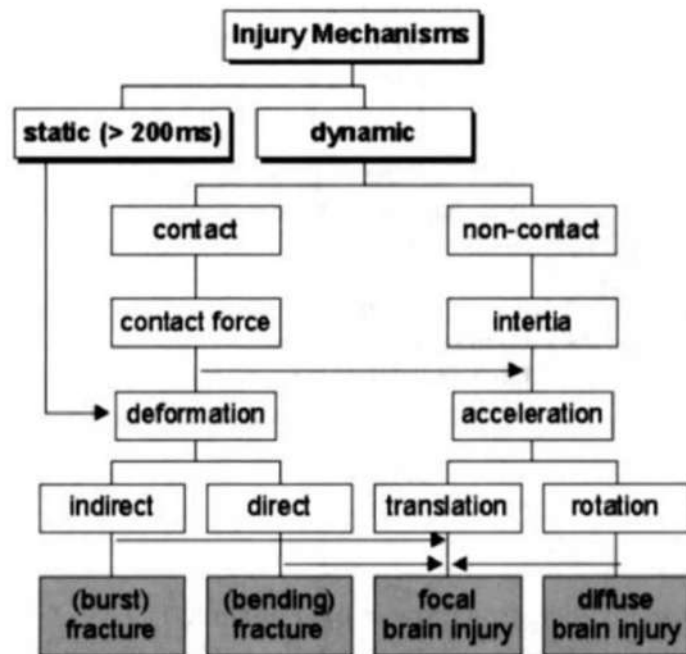


Table 3.2 Peak force for fracture at different regions of the skull.

impact area	force [kN]	reference
frontal	4.2	Nahum et al. 1968
	5.5	Hodgson et al. 1971
	4.0	Schneider and Nahum 1972
	6.2	Advani et al. 1975
	4.7	Allsop et al. 1988
lateral	3.6	Nahum et al. 1968
	2.0	Schneider and Nahum 1972
	5.2	Allsop et al. 1991
occipital	12.5	Advani et al. 1982

Table 3. Summary of Dynamic Experimental Studies and Reported Injury Tolerance Values

First Author	Year	Model	Exposed Level	Peak Force
Ochia	2003	Vertebral body	L4, L5	9.7±2.1 kN
Stemper	2015	Vertebral body	L2-L4	9.0±2.4 kN (lower rate, females)
				10.8±3.1 kN (higher rate, females)
				8.1±2.3 kN (lower rate, males)
				8.9±2.1 kN (higher rate, males)
Willen	1984	3-vertebra	L1	6.0-10.0 kN
Shono	1994	3-vertebra	L1	7.2 kN
Panjabi	1995	3-vertebra	T12, L1	6.7±2.0 kN (neutral)
				6.2±2.3 kN (pre-flexed)
Kifune	1995	3-vertebra	T12	5.3-6.8 kN
Langrana	2002	3-vertebra	L1	5.8±1.8 kN
Ochia	2002	3-vertebra	Not specified	4.2±1.7 kN
Duma	2006	Whole column	L1-L5	5.0-5.9 kN
Present study		Whole column	L1-L5	5.5±2 kN

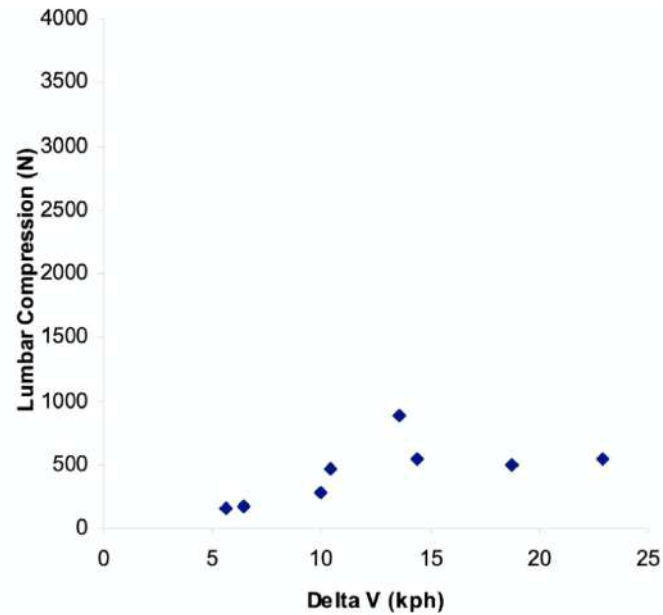


Figure 7 Maximum lumbar compression loads measured during frontal vehicle-to-vehicle and sled impacts.

INCIDENCE OF THORACIC AND LUMBAR SPINE INJURIES FOR RESTRAINED OCCUPANTS IN FRONTAL COLLISIONS

Darrin Richards, M.S. et als.

50th ANNUAL PROCEEDINGS

ASSOCIATION FOR THE ADVANCEMENT OF AUTOMOTIVE MEDICINE October 16-18, 2006

Biomechanics and Modeling in Mechanobiology
<https://doi.org/10.1007/s10237-020-01312-9>

ORIGINAL PAPER



Evaluation of injury thresholds for predicting severe head injuries in vulnerable road users resulting from ground impact via detailed accident reconstructions

Liangliang Shi¹ · Yong Han^{2,3} · Hongwu Huang^{1,2,3} · Johan Davidsson⁴ · Robert Thomson⁴

Received: 2 August 2019 / Accepted: 17 February 2020
 © Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2020

Fig. 6 Comparison of the capability of various criteria to predict severe head injuries

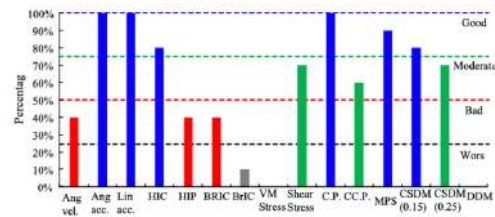


Table 2 Injury threshold values used for estimations of head injury criteria

Injury criteria	50% risk of injury threshold	AIS level	References
Ang. vel	46.5 rad/s	4+	Margulies and Thibault (1992)
Ang. acc	10,000 rad/s ²	4	Chinn et al. (2001)
Lin. acc	200–250 g	4	Chinn et al. (2001), Normalisation (2011)
HIC	1440	4	Administration (1995)
HIP	48 kw	5	Marjoux et al. (2008)
BRIC	1.1	4	Takhounts et al. (2011)
BrIC	1.06	4	Takhounts et al. (2013)
VM stress	38 kPa	4+	Willinger and Baumgartner (2003)
Shear stress	11–16.5 kPa	4	Kang et al. (1997)
Coup pressure	234 kPa	5	Ward et al. (1980)
Contrecoup pressure	– 234 kPa	5	Ward et al. (1980)
MPS	0.9	4	Takhounts et al. (2013)
CSDM _{0.15}	55%	4+	Takhounts et al. (2003)
CSDM _{0.25}	25%	4+	Takhounts et al. (2003)
DDM	7.2%	3	Takhounts et al. (2003)

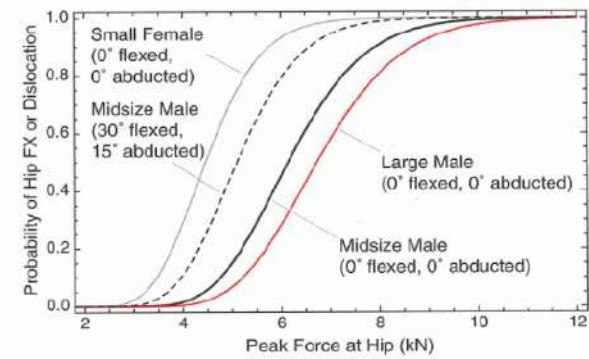


Fig. 17.7 Hip injury risk curve for small female (150 cm), midsize male (176 cm) and large male (186 cm) occupants in a standard automotive seated posture (0° flexion, 0° abduction) and a risk curve for the midsize male in a 30° flexed and 15° abducted hip posture

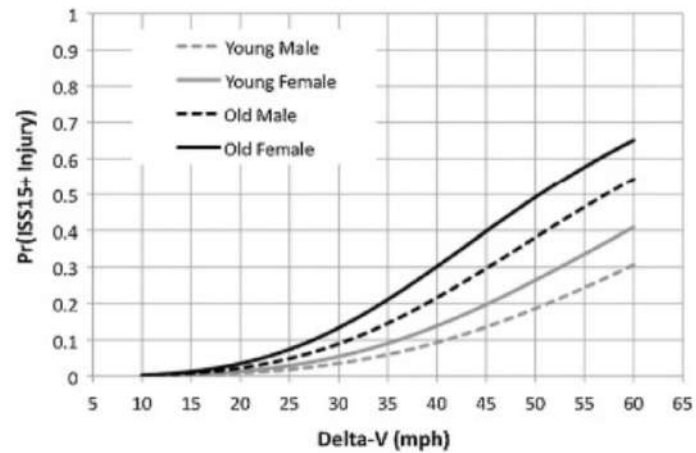


Fig. 5. Four curves showing model predictions for having an older occupant (55+) in a vehicle and having at least one female occupant on predicted risk as a function of ΔV (mph). For this example, other variables are fixed at: car, single impact, frontal impact, and all occupants belted.



Identification and validation of a logistic regression model for predicting serious injuries associated with motor vehicle crashes

Douglas W. Kononen^{a,*}, Carol A.C. Flanagan^b, Stewart C. Wang^c

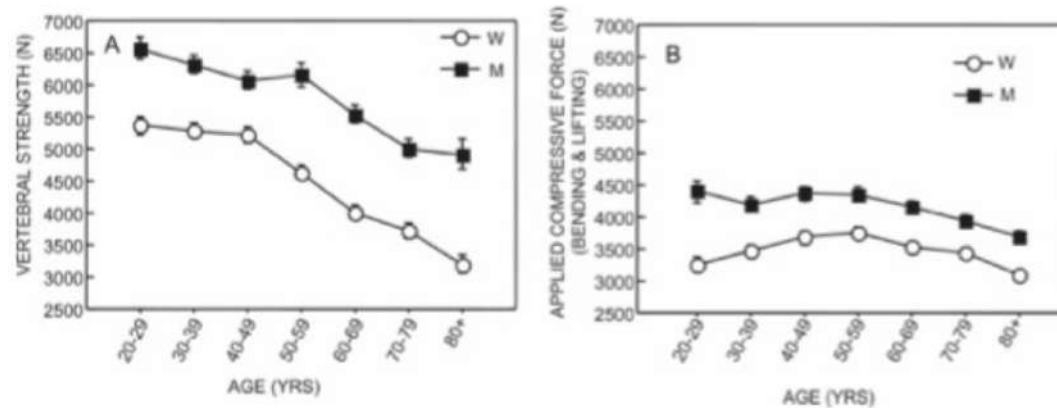


FIG. 1. Sex- and age-related differences in (A) vertebral compressive strength and (B) estimated compressive force applied to the vertebrae during bending and lifting (mean \pm SE per decade of age).

JOURNAL OF BONE AND MINERAL RESEARCH
 Volume 21, Number 9, 2006
 Published online on June 19, 2006; doi: 10.1359/JBMR.060606
 © 2006 American Society for Bone and Mineral Research

Age- and Sex-Specific Differences in the Factor of Risk for Vertebral Fracture: A Population-Based Study Using QCT*

Mary L Bouxsein,¹ L Joseph Melton, III,^{2,3} B Lawrence Riggs,³ John Muller,¹ Elizabeth J Atkinson,² Ann L Oberg,² Richard A Robb,⁴ Jon J Camp,⁴ Peggy A Rouleau,⁵ Cynthia H McCollough,⁵ and Sundeep Khosla³

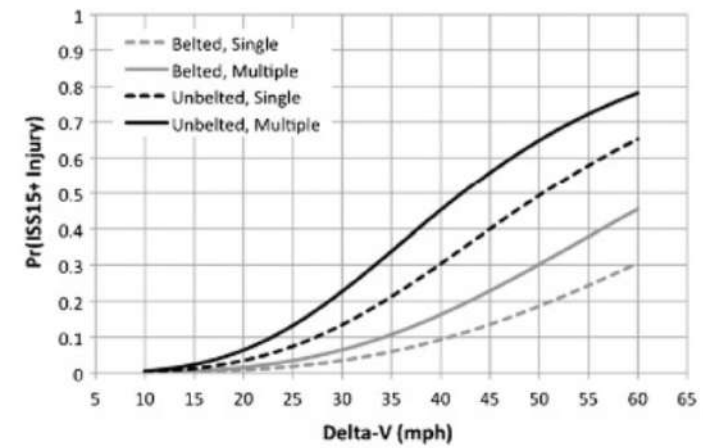
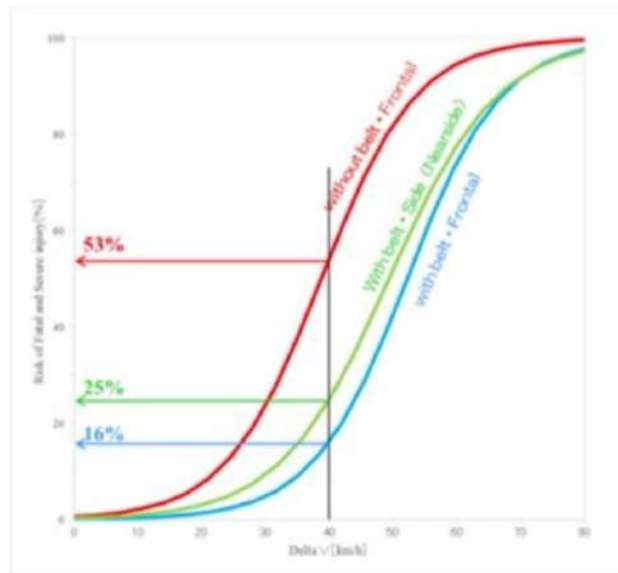


Fig. 8. Four curves showing model predictions as a function of dV (mph) by number of impacts and belt use. For this example, other variables are fixed at: car, front impact, no females, and no older occupants.

Traffic Injury Prevention, 9:382-392, 2007
 Copyright © 2007 Taylor & Francis Group, LLC
 ISSN: 1538-9608 print / 1538-957X online
 DOI: 10.1080/15389608.20158379

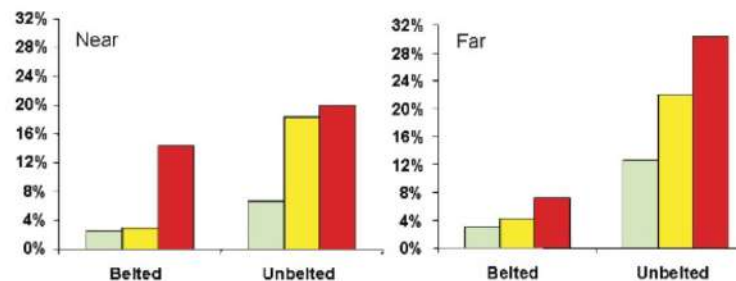


Rollover Injury: Effects of Near- and Far-Seating Position, Belt Use, and Number of Quarter Rolls

DAVID C. VIANO and CHANTAL S. PARENTEAU
 ProBiomechanics, LLC, Bloomfield Hills, MI, USA

MARK L. EDWARDS
 The Edwards Partnership, Inc., Lake Mary, FL, USA

All Adult Front Occupants (MAIS 3+F)



All Adult Front Occupants (Fatal)

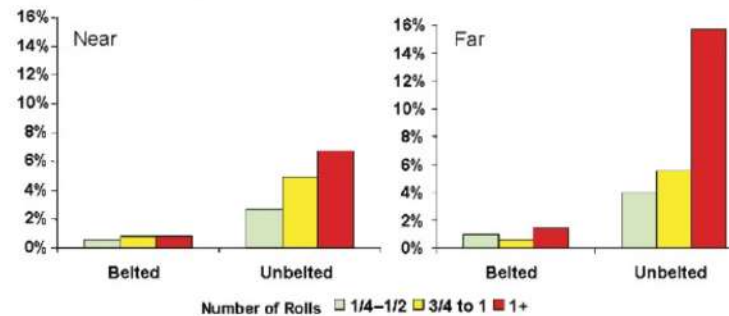


Figure 1 Near- and far-seated occupant risks for serious injury (top) and fatality (bottom) by number of quarter rolls and belt use.

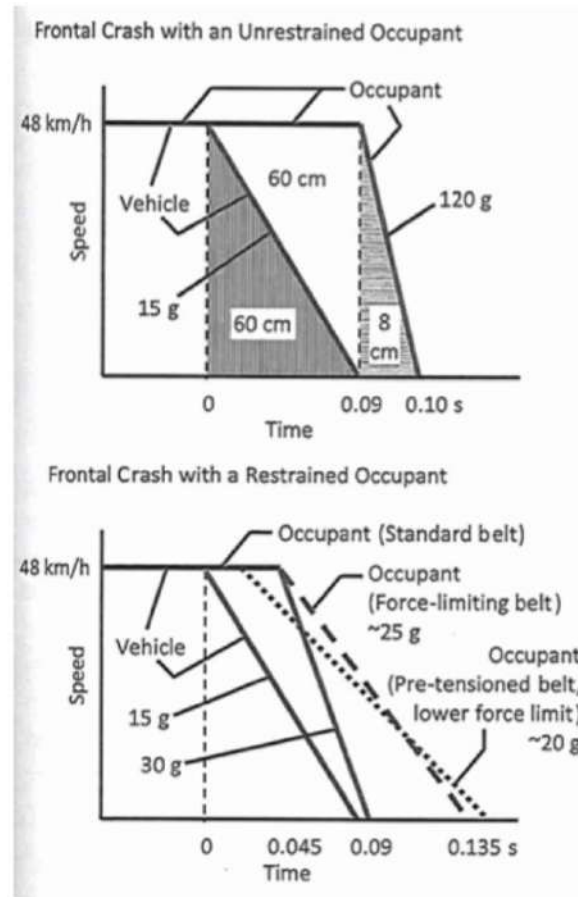


Figura 1. Ocupante sin cinturón de seguridad

Figura 2. Ocupante sin cinturón de seguridad

(Tomado de [Yoganandan N. Nahum A. Melvin J. Accidental Injury. Biomchanics and Prevention. Springer-Verlag. 3ª ed. New York 2015](#))

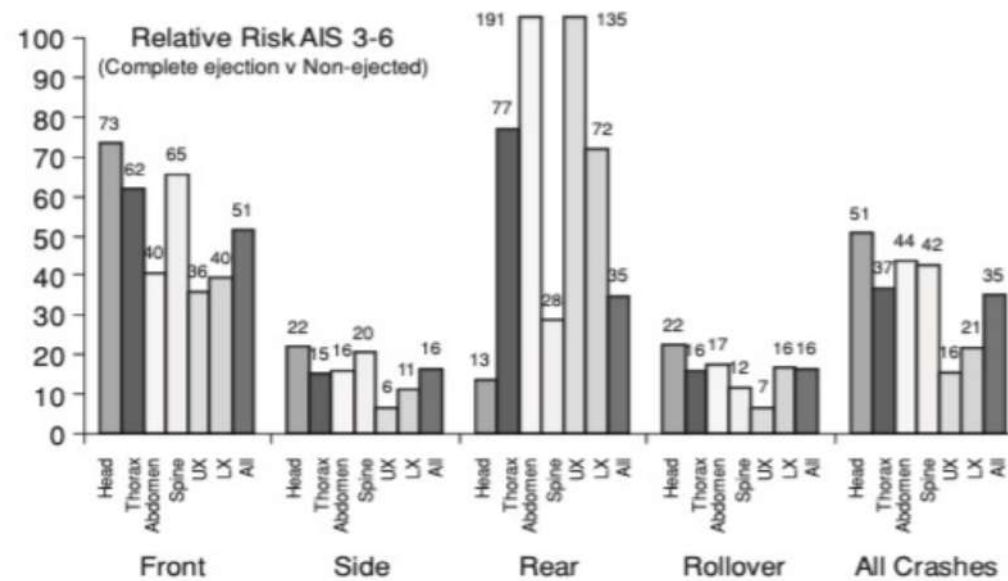


Figure 2 Relative risk for serious injury (AIS 3–6) with a completely ejected compared to a nonejected occupant by body region and type of crash.

Viano D. Parenteau Ch. (2010) Ejection and Severe Injury Risks by Crash Type and Belt Use With a Focus on Rear Impacts, Traffic Injury Prevention. 2010(11:1):79-86

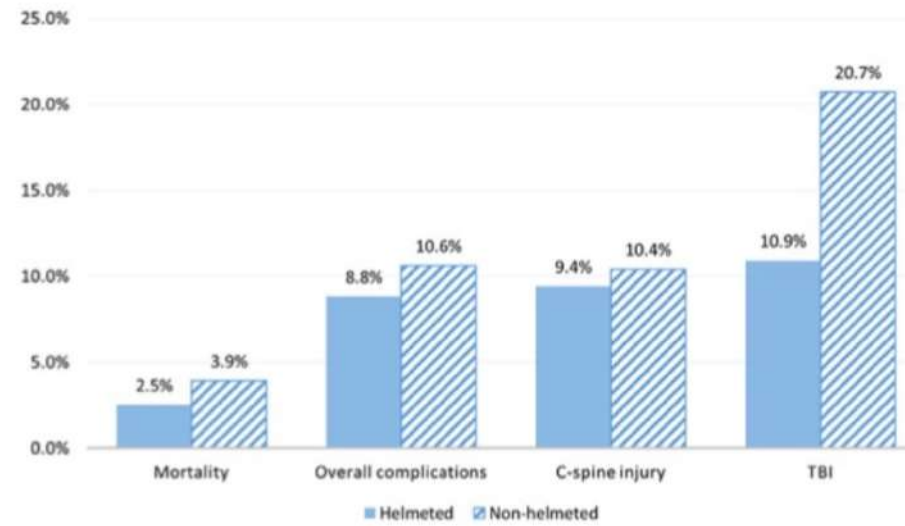


Fig. 2. Unadjusted comparison of mortality, overall complications, C-spine injuries and traumatic brain injury (TBI) with $p < 0.001$ in helmeted and non-helmeted motorcyclist.

Injury, Int. J. Care Injured 48 (2017) 1093–1097



Contents lists available at ScienceDirect

Injury

journal homepage: www.elsevier.com/locate/injury



The impact of helmet use on outcomes after a motorcycle crash



Desmond Khor, Kenji Inaba^{*}, Alberto Aiolfi, Samantha Delapena, Elizabeth Benjamin, Kazuhide Matsushima, Aaron M. Strumwasser, Demetrios Demetriades

BIOMECÁNICA FORENSE

1. Adecuada selección de las casuística

2. Inter-relación de los profesionales

3. Identificar los criterios de investigación

- **Mecanismo de producción de la lesión**
- **Índice de gravedad**
- **Especificidad de la lesión**
- **Parámetros biomecánicos a utilizar:** Delta v, aceleración g, Newtons, Julios, Pascales, Criterio biomecánico específico
- **Auxiliares: Genética, toxicología**



Somos referencia en peritaciones médicas

