



# MASTER EN INGENIERÍA DE AUTOMOCIÓN

## ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

### TRABAJO FIN DE MÁSTER

### PROPUESTA DE NUEVA REGULACIÓN DE PROTECTORES DE CUELLO Y ESPALDA PARA MOTOCICLISTAS

Autor: D. Víctor Frechoso Marcos  
Tutor: D. Aquilino Molinero Martínez

Valladolid, Septiembre de 2017

Escuela Ingenierías Industriales

Depto. Ing<sup>a</sup> Energética y Fluidomecánica

Paseo del Cauce 59

47011 Valladolid  
(España)



Fundación Cidaut

Parque Tecnológico de Boecillo, 209

47151 Boecillo (Valladolid)

España





# PROPUESTA DE NUEVA REGULACIÓN DE PROTECTORES DE CUELLO Y ESPALDA PARA MOTOCICLISTAS

## RESUMEN BREVE

En el presente documento se llevará a cabo una revisión en profundidad de la Bibliografía y las bases de datos sobre accidentes de motociclistas y los mecanismos lesionales dados en los mismos, con especial hincapié en los daños en cuello y columna y las normativas existentes en la actualidad para los protectores de estas partes del cuerpo. Asimismo, se analizarán las propuestas de ensayo para garantizar el correcto comportamiento frente a accidentes de futuros protectores de cuello y espalda, a la vez que se realizará un análisis ergonómico y de compatibilidad, de manera que continúen cumpliendo su función de protección.

## PROPOSAL OF NEW REGULATION OF NECK AND BACK PROTECTORS FOR MOTORCYCLISTS

### SHORT ABSTRACT

This paper will review the literature on in-depth national databases on motorcycle accidents and the injury mechanisms provided therein, with particular emphasis on neck and dorsal spine injuries and actually existing regulations for the protectors of these parts of the body. Likewise, the test proposals will be analysed to ensure the correct behaviour against accidents of future neck and back protectors, while an ergonomic analysis and compatibility will be carried out, so that they continue to fulfil their protection function.

**Palabras Clave:** Regulación, protector, cuello, espalda, motoristas.

**Key Words:** Regulation, protector, neck, spine, motorcyclists.



# PROPUESTA DE NUEVA REGULACIÓN DE PROTECTORES DE CUELLO Y ESPALDA PARA MOTOCICLISTAS

## RESUMEN EJECUTIVO

Dentro de la parte concerniente a la seguridad pasiva en el mundo de la automoción, y más en concreto de la parte que atañe a los motoristas, existen numerosos equipos de protección personal por todos conocidos (casco y protectores rígidos de diferentes partes del cuerpo, guantes, chaqueta, pantalones, botas...). El principal y en el que más se ha investigado hasta el momento es el casco. Sin embargo, haciendo un análisis detallado de las bases de datos sobre accidentes y sacando conclusiones se puede observar que, aunque siendo menos numerosas, las lesiones en las cervicales y la columna vertebral suelen ser más críticas y merecen ser estudiadas de manera específica.

Es por ello que en el presente trabajo fin de máster, se ha tratado de complementar la normativa que afecta a la forma de evaluar los equipos de protección personal para motoristas y pasajeros, en concreto los protectores de cuello y espalda. Para este fin, se ha enfocado el análisis primeramente en un estudio de accidentología y posteriormente la normativa existente sobre ensayos para evaluar el nivel de protección de los componentes.

Se ha examinado numerosa información sobre bases de datos de accidentes, en las que se recogen todos los parámetros necesarios para poder realizar un estudio a posteriori de estos y optimizar la protección del motorista y ocupantes de dos maneras: o tratando de prevenir las lesiones o intentando mitigar los daños en caso de producirse. Para este estudio se han consultado varias bases de datos y otras fuentes de información existentes. Es importante filtrar y definir que bases de datos son más representativas para permitirnos obtener mejores conclusiones. Se han utilizado 4 bases de datos principales: MAIDS, DIANA, LMU y CDS NASS, que se describirán y analizarán para poder sacar datos relevantes.

A partir de ahí, en una segunda parte del estudio se ha revisado la normativa existente acerca de ensayos y se han propuesto nuevos procedimientos que permitan estandarizar la evaluación de los componentes estudiados.

Para los protectores de cuello se han definido 4 tipos de ensayo, uno frontal, uno lateral y dos traseros (casco y tórax), aparte de los criterios lesivos para evaluar los resultados de los ensayos. En el caso de los protectores de espalda se han definido tres ensayos además de los criterios de daño. En ambos casos, definir estos ensayos permitirá al fabricante obtener mejores equipos de protección (protectores de cuello y espalda) y se optimizará y estandarizará una normativa de ensayo más completa que la existente.

Además de estos ensayos que se propone realizar mediante Dummies y masas impactadoras, es necesario completar el estudio con otro tipo de ensayos que nos proporcionen otro tipo de información complementaria. El primer caso es el test ergonómico, en el cual se evalúan una serie de ítems por parte de motoristas, para conocer la utilidad y confort de los equipos de protección. Se complementa además con un test de compatibilidad, en el que se analiza y evalúa el comportamiento de los equipos de protección entre sí.

Los motociclistas son un colectivo vulnerable, aunque cada vez más numeroso, sin embargo, sigue siendo una comunidad en la que no se realiza una gran campaña social de concienciación. En las conclusiones de este trabajo, se expondrá que se hace necesario que las empresas fabricantes de componentes centren sus inversiones en investigar y conseguir prendas que proporcionen una mayor protección, en vez de priorizar la estética. Además de esto, se hace necesario concienciar a los motoristas a la hora de realizar la elección de la ropa de protección.

# PROPOSAL OF NEW REGULATION OF NECK AND BACK PROTECTORS FOR MOTORCYCLISTS

## EXECUTIVE ABSTRACT

Within the part concerning passive safety in the world of the automotive, and more specifically of the part that concerns the motorists, there are numerous personal protective equipment by all known (helmet and rigid protectors of different parts of the body, gloves, jacket, pants, boots ...). The main and the most researched so far is the hull. However, by making a detailed analysis of accident databases and drawing conclusions, it can be observed that, although being less numerous, injuries to the cervical and spinal column tend to be more critical and deserve to be studied in a specific way.

This is why, in the present work, a master's degree has been tried to complement the regulations that affect the way of evaluating personal protective equipment for motorists and passengers, specifically neck and back protectors. To this end, the analysis was first focused on an accidentology study and later on the existing regulations on tests to evaluate the level of protection of the components.

Numerous information on accident databases has been examined, in which all the necessary parameters are collected to be able to carry out a posteriori study of these and to optimize the protection of the rider and occupants in two ways: either trying to prevent injuries or trying mitigate damage if it occurs. Several databases and other sources of information have been consulted for this study. It is important to filter and define which databases are more representative to allow us to obtain better conclusions. 4 main databases have been used: MAIDS, DIANA, LMU and CDS NASS, which will be described and analyzed in order to extract relevant data.

Since then, a second part of the study has revised the existing regulations on trials and new procedures have been proposed to standardize the evaluation of the components studied.

For the neck protectors 4 types of test have been defined, one frontal, one lateral and two rears (helmet and thorax), besides the harmful criteria to evaluate the results of the tests. In the case of back protectors, three tests have been defined in addition to the criteria of damage. In both cases, defining these tests will allow the manufacturer to obtain better protective equipment (neck and back protectors) and to optimize and standardize a more complete test standard than the existing one.

In addition to these tests that are proposed by means of dummies and impacting masses, it is necessary to complete the study with other types of tests that provide us with other complementary information. The first case is the ergonomic test, in which a series of items are evaluated by motorists, to know the usefulness and comfort of protective equipment. It is also complemented by a compatibility test, which analyzes and evaluates the behavior of protective equipment against each other.

Motorcyclists are a vulnerable group, although more and more, however, remains a community in which there is a large social awareness campaign. In the conclusions of this work, it will be explained that it is necessary that the component manufacturers concentrate their investments in investigating and obtaining garments that provide greater protection, instead of prioritizing aesthetics. In addition to this, it is necessary to raise awareness among motorists when making the choice of protective clothing.

*A mi familia y toda la gente que me ha apoyado en mi desarrollo profesional y personal, ya que sin ellos no hubiese sido posible llegar hasta aquí.*



## ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN .....	1
1.1	Antecedentes y justificación del TFM.....	1
1.2	Objetivos.....	1
1.3	Alcance y desarrollo del TFM.....	1
2	REVISIÓN DE LA BIBLIOGRAFÍA Y ANÁLISIS EN PROFUNDIDAD DE LAS BASES DE DATOS DE ACCIDENTES DE TRÁFICO .....	3
2.1	Revisión de la Bibliografía.....	3
2.2	Análisis en profundidad de las bases de datos .....	4
2.2.1	Descripción de las bases de datos analizadas.....	9
2.2.2	Resultados del análisis de las bases de datos en profundidad.....	11
2.2.3	Análisis detallado de dos zonas: Cuello y Columna.....	24
2.3	Conclusiones de la revisión bibliográfica .....	32
3	PROPUESTA DE NUEVAS NORMATIVAS DE PROTECTORES DE CUELLO Y ESPALDA.....	34
3.1	Protector de cuello .....	34
3.1.1	Prueba de Casco Frontal .....	35
3.1.2	Prueba de Casco Trasera .....	36
3.1.3	Prueba de Casco Lateral .....	37
3.1.4	Prueba de Tórax Trasero .....	38
3.2	Protector de espalda .....	38
3.2.1	Prueba de Absorción y Distribución en la Espalda con Hybrid III.....	39
3.2.2	Prueba de Absorción y Distribución con bloque.....	40
3.2.3	Prueba de Nivel Superior de Absorción con bloque (opcional) .....	40
4	PRUEBA ERGONÓMICA Y DE COMPATIBILIDAD .....	41
4.1	Prueba ergonómica.....	41
4.2	Prueba de compatibilidad.....	42
5	CONCLUSIONES DE LAS NUEVAS NORMATIVAS DE PROTECTORES DE CUELLO Y ESPALDA .....	45
5.1	Criterios Lesivos para las pruebas de protector de Cuello.....	45
5.2	Criterios Lesivos para las pruebas de Protector de Espalda.....	47
6	CONCLUSIONES GENERALES.....	48
7	BIBLIOGRAFÍA .....	50



# 1 INTRODUCCIÓN

## 1.1 *Antecedentes y justificación del TFM*

Según la OMS, en 2015, una de cada cuatro muertes en las carreteras a nivel mundial, correspondieron a motociclistas, los cuales son los usuarios más vulnerables. La tendencia del número de motociclistas en el mundo es ascendente, por lo que se hace necesario realizar un análisis de los métodos de protección de los usuarios para que, en caso de accidente, podamos mitigar las consecuencias.

En este trabajo fin de Máster, se presentan los resultados obtenidos en un proyecto de investigación en colaboración con la fundación CIDAUT y MOSAFIM (MOTORcyclists road SAFety IMprovement through better performance of the protective equipment and first aid devices) realizado para la Comisión Europea y en el que se detectó la necesidad de mejorar o definir determinadas normativas relacionadas con los sistemas de equipamiento de protección personal de los motociclistas como son los protectores de cuello y espalda. De esta forma, el usuario final (motociclista), podrá adquirir siempre en el mercado un equipamiento eficaz ante un posible accidente.

## 1.2 *Objetivos*

Tras realizar un análisis de la Bibliografía existente y de las bases de datos de accidentes, el principal objetivo de este proyecto es definir una metodología de ensayo para garantizar el correcto comportamiento de futuros protectores de cuello y espalda. Además se definirán los test de compatibilidad y ergonomía, para poder cumplir este objetivo.

## 1.3 *Alcance y desarrollo del TFM*

En la primera parte del desarrollo de este TFM, se ha llevado a cabo una revisión de los textos existentes y de las bases de datos de accidentes inherentes al tema estudiado. En la revisión bibliográfica se identifican las principales áreas de lesiones a tratar. Se han escogido 4 bases de datos principales de accidentes para el estudio, que se describirán individualmente: MAIDS, DIANA, LMU y CDS NASS. Aparte de estas bases de datos se han consultado otros informes como son Cost 327, APROSYS SP4, SIM, Administración Nacional de Tráfico Española (DGT) o el informe del Consejo Europeo de Seguridad de Tráfico (ETSC). Después del análisis de toda la información, se han obtenido unas conclusiones que servirán de punto de partida para el estudio.

En una segunda parte, se proponen una serie de pruebas parametrizadas para los protectores de cuello y espalda, estableciendo los valores de ensayo y se definen los criterios de lesiones. Estas pruebas se basan en la normativa existente, a la que se le añaden otros ensayos para completar la evaluación.

Por último y no menos importante, se proponen las pruebas ergonómicas y de compatibilidad para protectores de cuello y espalda, en las cuales se evalúa la utilidad y comodidad de los protectores por separado, y la ausencia de interferencia entre ellos.



## 2 REVISIÓN DE LA BIBLIOGRAFÍA Y ANÁLISIS EN PROFUNDIDAD DE LAS BASES DE DATOS DE ACCIDENTES DE TRÁFICO

### 2.1 *Revisión de la Bibliografía*

Se ha llevado a cabo una extensa revisión de la bibliografía para identificar patrones de lesiones comunes, así como los mecanismos de lesión, y también para identificar qué partes del cuerpo deben ser protegidas debido a un mayor riesgo de lesión, en términos de frecuencia y severidad de los daños.

Existe una gran cantidad de información acerca de este tema, y la mayor parte de los estudios y autores (EC 2009 MAIDS EU Project, EC 2004 APROSYS EU Project, EC 2006 SIM Project) coinciden en que las extremidades inferiores son la parte del cuerpo que se lesiona más frecuentemente, seguido de las extremidades superiores y la cabeza.

En cuanto a los mecanismos de lesión, se puede observar que los objetos contra los que los motoristas impactan más habitualmente son otros vehículos, seguido de la propia carretera o el mobiliario urbano y de carretera (señales, guardarrailles...), como resultado de la pérdida de control de la motocicleta por parte del propio conductor. Sin embargo, el objeto contra el que más impactos se producen, y el que más lesiones ocasiona para cualquier parte del cuerpo, es el propio terreno.

Por otra parte, al analizar la información existente, se pueden definir una lista de preguntas a ser respondidas, mediante la utilización de cuatro bases de datos principales: MAIDS (EC 2009 MAIDS EU Project), NASS (NASS 2009), LMU (Fatality Accident Database of Munich University) y DIANA (In-depth Accident Database of Cidaut Foundation).

Como resultado de un estudio preliminar de estas bases de datos y con el apoyo de las conclusiones anteriores extraídas de la bibliografía, se ha llegado a la conclusión de que principalmente, se necesita investigar más a fondo en tres partes del cuerpo:

- **Tórax:** Con respecto a los accidentes fatales o críticos (según LMU y DIANA), el tórax es la parte del cuerpo que obtiene puntuaciones máximas más frecuentemente en la escala de daño AIS (MAIS). Las lesiones torácicas suelen ser graves o críticas (del orden de MAIS3+) y son las principales causantes de reducir la probabilidad de sobrevivir, seguido de las lesiones en la cabeza. Como dato, se puede observar que alrededor del 30% de las lesiones de tórax a medias o altas velocidades tienen un valor AIS igual o superior a 4.

- **Cuello / Cervicales:** La mayoría de las lesiones en el cuello son de menor importancia, por lo general contusiones, heridas superficiales o magulladuras. Además, este tipo de lesiones no tienen un número muy representativo entre los motoristas. Sin embargo, en términos de severidad, este tipo de lesiones representan casi la mitad de las lesiones de nivel MAIS6 registradas en la base de datos MAIDS. Por otra parte, ni en EE.UU., ni en la Unión Europea existe un estándar de pruebas de rendimiento para los dispositivos de protección del cuello utilizados en motocicletas, y su uso es bastante limitado.

- **Columna vertebral:** Con respecto a las lesiones de la columna vertebral, se observa que las lesiones de la zona torácica (54%) y las lesiones lumbares suman el 90% de todas ellas. La zona dorso-lumbar no se lesiona tan a menudo como las cervicales, pero es susceptible de recibir puntuaciones más altas en cuanto a gravedad de las lesiones.

Además, se puede observar que los traumatismos indirectos, suponen el mecanismo más común de lesiones en el cuello y columna vertebral AIS2+, mientras que los traumatismos directos, son los mecanismos más frecuentes detectados en las lesiones de tórax AIS2+ (base de datos MAIDS).

Por último, las encuestas indican que, aunque los patrones de riesgo relativo de lesiones en diferentes partes del cuerpo son conocidos por los investigadores de accidentes, la elección de los

equipos de protección no refleja el conocimiento de estos patrones. Esto significa que esta información no parece haber sido filtrada a través de la comunidad de conductores o revistas de motociclismo (Liz de Rome & Guy Stanford). Por lo tanto, en este trabajo fin de master, se tratan las recomendaciones dirigidas a los conductores, proporcionándoles criterios para seleccionar el equipo más adecuado y más seguro y el asesoramiento acerca de cómo identificar, si cualquier equipo de protección es conforme a un estándar de seguridad específico o no.

## 2.2 *Análisis en profundidad de las bases de datos*

A continuación, se analizarán las lesiones sufridas por los motoristas y pasajeros, así como la ropa que se utilizó en el momento del accidente y el nivel de protección que otorgó esa ropa. Entre otros, se han revisado diferentes informes de proyectos europeos con base científica, y relacionados con la causalidad de accidentes de motocicleta y las lesiones de conductor:

- Informe del proyecto europeo MAIDS
- Informe del proyecto europeo Cost 327
- Informe del proyecto europeo APROSYS SP4
- Informe del proyecto europeo SIM
- Informe del proyecto europeo ROSA
- Informe de la Administración Nacional de Tráfico Española (DGT)
- Informe del Consejo Europeo de Seguridad de Tráfico (ETSC)

La mayoría de estos informes se basan en completas investigaciones de accidentes, permitiendo a los investigadores identificar las lesiones más frecuentes sufridas por conductores y acompañantes. Analizan la severidad de acuerdo a las seis diferentes niveles del sistema de codificación AIS (Escala Abreviada de Lesiones), que van desde lesiones menores (AIS = 1) a lesiones severas (AIS = 4), lesiones graves (AIS = 5) y de nivel máximo (AIS = 6), e investigan el nivel de protección de la ropa. Vale la pena analizar la biomecánica de lesiones, ya que es muy importante conocer las causas de lesiones específicas y la forma en que se producen con el fin de mejorar aquellos elementos específicos destinados a la protección de los pilotos.

Los informes coinciden en que, tanto las extremidades inferiores como las superiores, son las partes del cuerpo que más se lesionan, aunque estas lesiones a menudo consisten en heridas o abrasiones de poca gravedad, por lo que no es probable que produzcan daños peligrosos. Se ha observado que existe ropa de protección adecuada para reducir (aunque no eliminar por completo) muchas de estas lesiones menores (según informe MAIDS). La próxima figura, sacada del informe MAIDS muestra la distribución de las lesiones de los motoristas:

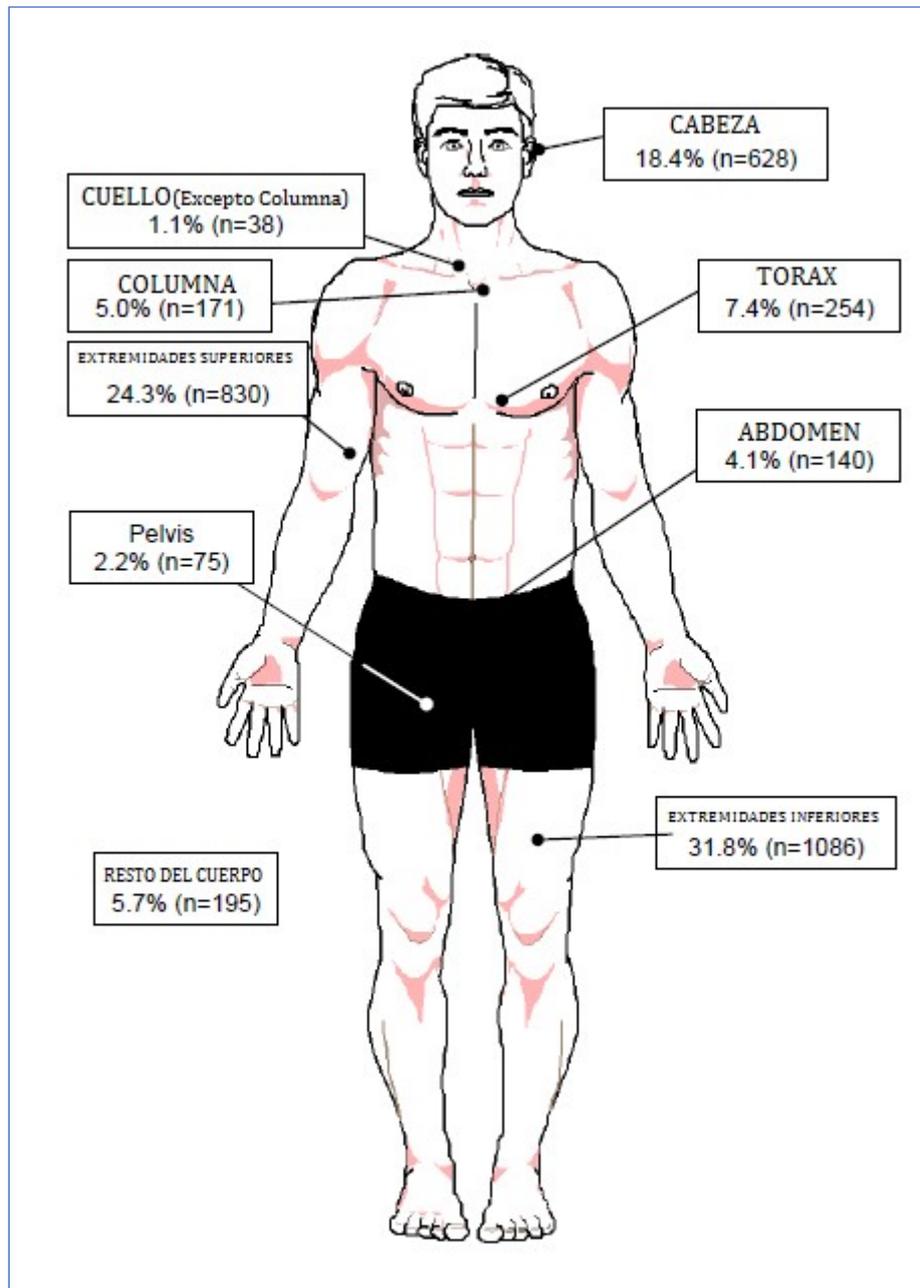


Figura 1.- Resumen de la distribución de daños de motoristas superiores a AIS=1 (el número entre paréntesis indica el número total de lesiones registradas para cada parte del cuerpo, siendo la muestra total de lesiones del piloto n = 3417). Informe Final MAIDS

Las lesiones en la cabeza son el tercer tipo más común de lesión registrada en accidentes de motocicleta, siendo más graves que las lesiones en las extremidades inferiores/superiores y obteniendo mayores puntuaciones de AIS. La conmoción cerebral es la lesión más comúnmente observada en la cabeza (en más de la mitad de los casos de lesiones de cabeza que tienen un nivel AIS mayor que 1). Además, en la mayoría de los casos que se produce conmoción cerebral (78%) no se muestra ninguna otra lesión en la cabeza. Entre las lesiones en la cabeza AIS3+ que podrían estar asignadas a un mecanismo de lesión, el 48% de éstas están asociadas con un mecanismo de impacto de traslación, y el 37% están relacionadas con un mecanismo de rotación (Forman et al, 2009). Independientemente de la relativa alta frecuencia y gravedad de las lesiones en la cabeza, el beneficio de los cascos en la reducción de la mortalidad se ha demostrado en la Bibliografía (Schuller et al, 1984., Latorre et al., 2002, Liu et al., 2009), y el resultado del esfuerzo en campañas de sensibilización de uso del casco, es una reducción de las muertes en todo el mundo, el cual es ampliamente utilizado en los países desarrollados y algunos en desarrollo (en torno al 90% -100% de usuarios lo utilizan). Como resultado de todo ello,

podemos ver que, para mejorar la seguridad del motociclista, se requiere volver a estudiar la distribución de las lesiones en accidentes, para identificar y definir las prioridades de investigación y acciones necesarias para reducir los daños (Liu et al., 2009).

Como muestra la siguiente figura recogida en el informe MAIDS, la mayoría de las lesiones en las extremidades inferiores consistieron en heridas o magulladuras leves (MAIS 1), que representan el 53.5% de todas las lesiones de extremidades inferiores registradas. El tórax fue el cuarto área de lesión más común y además se encontró que mostraba la tasa más alta (más del 50%) de lesiones de MAIS3+ (Figura 2). El abdomen también presenta un porcentaje significativo de lesiones MAIS3+. Las lesiones de la columna vertebral registradas fueron en su mayoría menores o moderadas; Sin embargo, hubo quince casos reportados de lesiones severas, críticas y máximas en la columna vertebral. Estas lesiones incluirían una fractura de columna severa, o lesiones y traumatismos de la médula espinal. Las lesiones máximas de la médula espinal tuvieron como diagnóstico del daño, la sección parcial de la médula o la ruptura completa y masiva de la médula espinal.

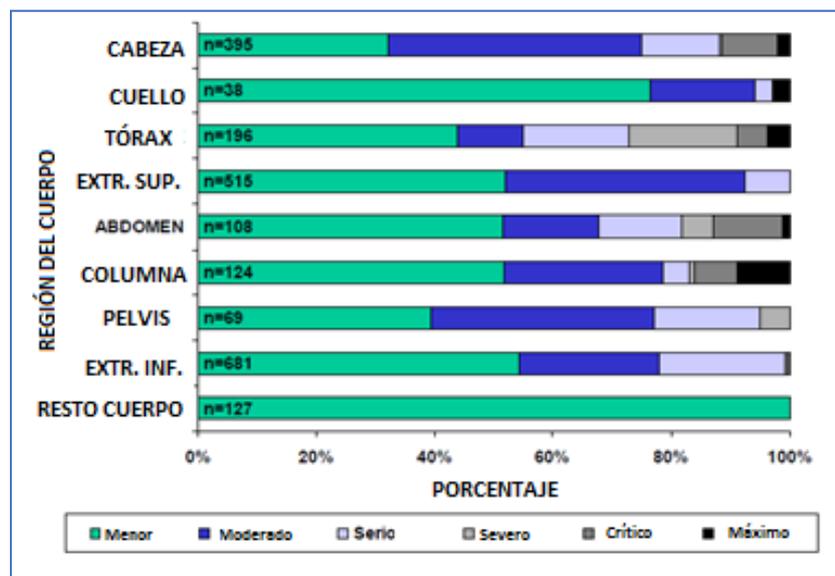


Figura 2.- Tabla de daño MAIS por partes del cuerpo. Informe Final MAIDS.

En cuanto a la velocidad de impacto y la gravedad de la lesión, las siguientes figuras (Figura 3 y Figura 4) muestran una visión general de las partes del cuerpo lesionadas durante los accidentes, dividiendo los datos en función de la velocidad de impacto (APROSYS SP4). Las cifras se basan en tres resultados de bases de datos de accidentes (GIDAS, MAIDS y COST 327). La base de datos COST 327 considera las lesiones de la columna como lesiones torácicas, mientras que GIDAS y MAIDS consideran estas lesiones dentro de la región de la columna vertebral, por lo que los resultados se presentan por separado.

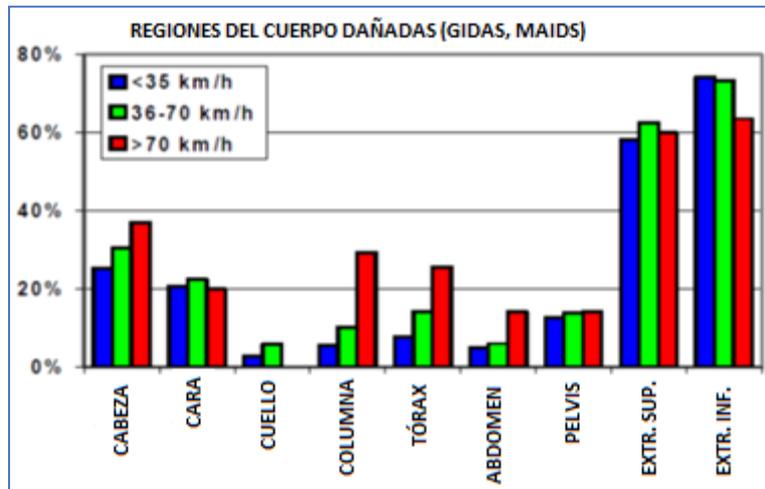


Figura 3.- Partes del cuerpo dañadas durante accidentes, dependiendo de la velocidad del impacto (GIDAS y MAIDS).

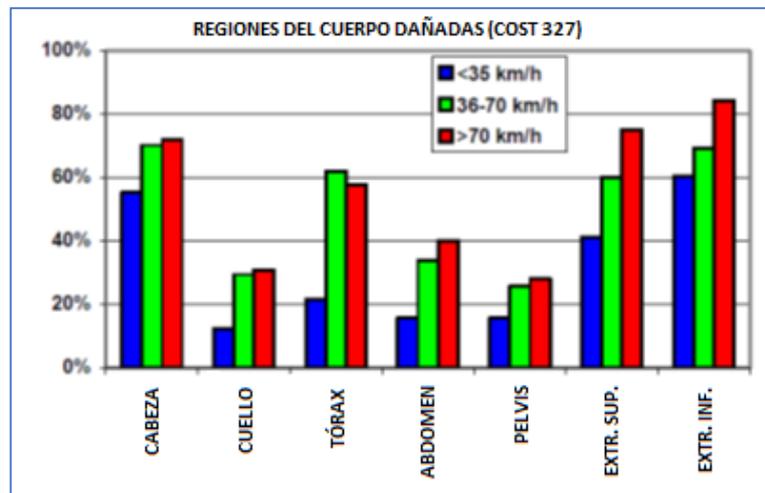


Figura 4.- Partes del cuerpo dañadas durante accidentes, dependiendo de la velocidad de impacto (COST 327).

En las bases de datos de GIDAS y MAIDS, las lesiones torácicas ocurren en el 7,8% de los impactos a baja velocidad, en el 14,3% de los impactos a velocidad media y en el 25,7% de los impactos de alta velocidad. En COST 327 las lesiones torácicas parecen ser más frecuentes, probablemente debido a la inclusión de lesiones de columna. Además, las lesiones torácicas, abdominales y de cuello aumentan significativamente a velocidades más altas. Este informe (APROSYS SP4 D4.3.3) también concluyó que alrededor del 30% de las lesiones de tórax a velocidad media o alta tienen un valor AIS igual o mayor que 4, es decir, lesiones severas, críticas o mortales. Además, en caso de lesiones del tórax los obstáculos más comunes a todas las velocidades son el suelo y la carretera. A velocidades inferiores a 35 km/h, se produce una considerable cantidad de impactos contra el piloto, mientras que por encima de los 70 km/h las barreras de seguridad representan un número bastante elevado de las lesiones generadas.

Como se ha señalado, el impacto más común causante de lesiones es el suelo/carretera, para todas las regiones del cuerpo. Para las extremidades superiores e inferiores, el tórax y el abdomen, particularmente a baja velocidad, generan una cantidad significativa de lesiones. Los automóviles son el elemento contra el que se producen colisiones de manera más frecuente (MAIDS) seguido por la carretera. El informe de MAIDS también indica que muchos conductores de motocicleta cayeron, rodaron o se deslizaron desde el punto de impacto hasta el punto final. En un pequeño porcentaje de estos casos, se produce impacto contra otros objetos en el punto final. Otros objetos que tienen un peligro significativo

de lesiones para el motociclista, son por ejemplo una acera, una valla o una farola. Por otra parte, los guardarriles en carretera suponen un peligro poco frecuente en número de casos, pero sustancial para los motociclistas, causando daños graves en extremidades inferiores y lesiones severas en la columna vertebral, así como en la cabeza. Estos hechos apoyan la importante recomendación de usar ropa protectora, ya que reduce la probabilidad de sufrir lesiones en las regiones del cuerpo antes mencionadas, como se muestra en diferentes estudios.

A partir de la revisión de la bibliografía y las bases de datos, se puede extraer la conclusión de que las regiones del cuerpo que pueden resultar heridas en accidentes de motociclistas y, por consiguiente, las que deben protegerse son las siguientes:

- Cabeza
- Cuello
- Tórax
- Extremidades superiores: Brazos y manos
- Abdomen
- Columna vertebral
- Pelvis
- Extremidades inferiores: Piernas y pies

Los equipos de protección están diseñados para ayudar a proteger al piloto en un accidente, y actualmente existen un gran número de ellos en el mercado. Además, se han realizado varias investigaciones con el objetivo de mejorar sus funciones. Se trabaja en nuevos materiales, mejores métodos de fabricación y controles de calidad optimizados para que tengan un efecto positivo sobre el producto final. A día de hoy, la mayoría de los artículos también incluyen algunos protectores de impacto para absorber o distribuir la fuerza en puntos de impacto específicos. Por lo tanto, el equipo protector se ha convertido en un elemento esencial, que proporciona un gran nivel de seguridad y protección y debe ser ampliamente utilizado. La siguiente figura muestra una lista de equipos de protección y la región del cuerpo correspondiente a ser protegida por cada producto.

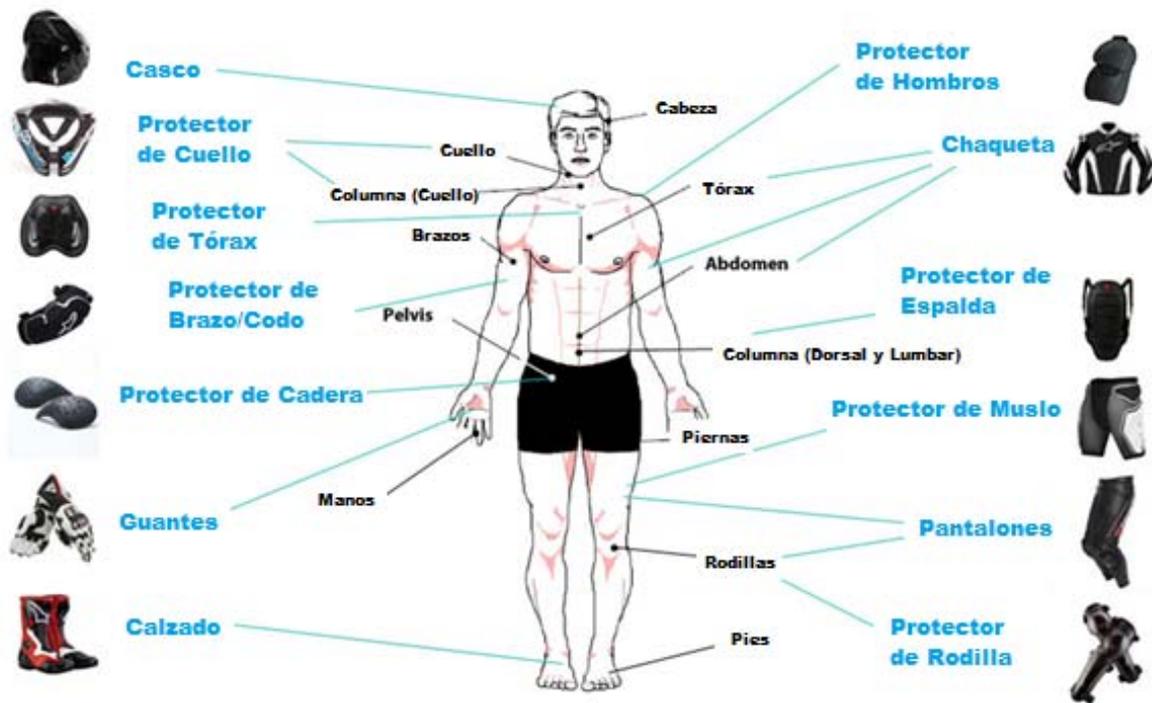


Figura 5.- Resumen de los elementos de protección y de las regiones del cuerpo protegidas por cada uno de ellos.

La mayoría de los informes describen los beneficios de la ropa de protección a la hora de reducir lesiones, con respecto a los tejidos blandos. También aparece en los informes la ropa protectora para prevenir o reducir lesiones tales como cortes y abrasiones, quemaduras con tubos de escape, quemaduras por fricción y desprendimiento de piel y músculos. La ropa protectora también puede reducir el riesgo de infección por la contaminación de la herida y las consiguientes complicaciones en la curación de lesiones graves. (Por ejemplo, se puede observar en Schuller et al., 1986, Pegg y Mayze, 1983, Otte y Middelhaue, 1987, Hell & Lob, 1993). Sin embargo, se observa que existen límites en el nivel en que la ropa puede prevenir lesiones, particularmente en choques de alto impacto, y está aceptado en los análisis científicos que la ropa apropiada para motoristas tiene un efecto mínimo sobre la reducción de muchas lesiones graves de motoristas (Noordzij et Al., 2001).

Como se mencionó anteriormente, hay muchas alternativas y productos en el mercado, algunos de los cuales tienen características avanzadas y su rendimiento ha sido probado. Sin embargo, todavía hay margen de mejora y es necesario alcanzar mayores niveles de seguridad y rendimiento debido a la vulnerabilidad del cuerpo humano. Algunos estudios de investigación usan diferentes bases de datos de accidentes para analizar los problemas de seguridad de los pilotos y las causas de lesiones con el fin de mejorar estos elementos de protección. En cuanto a las bases de datos son de carácter muy diferente y las regulaciones de codificación a veces no son comparables, no es fácil de extraer parámetros comunes o variables.

La bibliografía proporcionó una mayor conexión entre las lesiones producidas y el equipo de protección, y el análisis en profundidad de las bases de datos pretende obtener una visión más profunda de como la contribución de esta ropa de protección puede reducir las lesiones de los motociclistas y también identificar el desconocimiento de este tema y las necesidades de investigación

### 2.2.1 Descripción de las bases de datos analizadas

Las cuatro bases de datos que se han analizado, se describen a continuación:

## A. MAIDS

Con el fin de comprender mejor la naturaleza y causas de los accidentes de motocicleta, la Asociación de Fabricantes Europeos de Motocicletas (ACEM), con el apoyo de la Comisión Europea y otros socios, llevó a cabo un extenso estudio en profundidad de los accidentes de motocicleta y ciclomotor entre los años 1999 - 2000. El muestreo se llevó a cabo en cinco zonas situadas en Francia, Alemania, Países Bajos, España e Italia, que tuvo como resultado una gran base de datos de accidentes de motociclistas posteriormente llamada MAIDS (Motorcycle Accident In Depth Study). La metodología desarrollada por la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económico (OCDE) para la investigación en profundidad de accidentes de motocicleta en el lugar del siniestro fue utilizada por los cinco grupos de investigación con el fin de mantener la coherencia en los datos recogidos en cada área de muestreo. Se han investigado un total de 921 accidentes en detalle, que dan lugar a 2.000 variables que están codificadas para cada accidente. La investigación incluyó:

- Una reconstrucción completa del accidente
- Una inspección detallada de los vehículos
- Entrevistas con los testigos de los accidentes
- La recolección de los registros médicos de los hechos relacionados con los pilotos y pasajeros lesionados. Estos fueron filtrados por las leyes de privacidad aplicables y se obtuvieron con la plena cooperación y el consentimiento tanto de la persona lesionada y como de las autoridades locales.

La metodología aplicada es un estudio de casos y controles, en el que se recogen y analizan los diferentes casos de accidentes registrados, mientras que los controles son los datos de exposición y se relacionan con la población en situación de riesgo. Por medio de este tipo de estudio comparativo es posible identificar los factores de riesgo y sugerir posibles contramedidas.

## B. DIANA

CIDAUT cuenta con equipos de Investigación de Accidentes que viajan inmediatamente a la escena del accidente para llevar a cabo una "investigación a fondo" (cualquier tipo de accidentes con heridos leves, graves o mortales), en estrecha cooperación con las fuerzas de policía, servicios médicos, forenses y depósitos de chatarra. Cuando no es posible viajar inmediatamente al lugar del accidente, se realiza una investigación retrospectiva en caso de que haya sido posible recoger suficiente información. Toda la información recopilada se almacena en la base de datos DIANA para un mejor aprovechamiento junto con la información de otras bases de datos de accidentes.

La recolección de datos se lleva a cabo a través de la investigación de accidentes, inmediatamente después de ocurrir y en la escena de este, en la cual se registra una enorme cantidad de datos para cada elemento involucrado. Estas investigaciones comprenden el análisis de los tres factores clave: los ocupantes, los vehículos y las infraestructuras. Los datos abarcan la información general, información acerca de la infraestructura y el medio ambiente, información de los vehículos, de las carreteras y de la reconstrucción de los hechos. En el hospital se recoge información adicional con el fin de obtener tanto las declaraciones de las personas lesionadas como el informe de lesiones con la puntuación AIS.

## C. LMU

El Departamento de Biomecánica y Análisis de Accidentes está integrado en el Instituto de Medicina Legal y tiene una larga experiencia en la adquisición de datos, la reconstrucción de accidentes y el análisis de coches, peatones, bicicletas, motocicletas y accidentes de camiones y las víctimas de accidentes con lesiones severas, graves o menores. Los análisis de campo, cubren los accidentes y las causas de los daños y la investigación epidemiológica y biomecánica sobre los accidentes de tráfico.

El Instituto de Medicina Legal está trabajando constantemente para construir una base de datos en profundidad, que ya contiene un total de alrededor de 700 accidentes graves bien documentados

entre los años 2004 y 2010. Estos accidentes ocurrieron en distritos específicos de Baviera, Alemania. 48 de estos accidentes fueron de motocicletas y con víctimas.

#### D. CDS NASS

El National Automotive Sampling System (NASS) Crashworthiness Data System (CDS) es un programa de recogida de datos de accidentes en todo el país patrocinado por el Departamento de Transporte de EE.UU. Es comandado por el Centro Nacional de Estadísticas y Análisis (NCSA) de la Administración Nacional de Seguridad del Tráfico (NHTSA). NASS comenzó la recopilación de datos en 1979.

El programa NASS se volvió a evaluar a mediados de la década de 1980. Esta reevaluación dio lugar a cambios, los cuales fueron implementados por la NHTSA en enero de 1988. NASS ahora tiene dos componentes operativos principales: el Sistema General de Estimación (GES) que recoge datos sobre una muestra de todos los informes de accidentes de tráfico de automóviles registrados por la policía; y el Sistema de Datos Crashworthiness (CDS), que recoge la información adicional detallada sobre una muestra de todos los accidentes de tráfico de vehículos de motor ligeros registrados por la policía.

El CDS NASS proporciona una base de datos completa y automatizada de los accidentes de tráfico nacionales. La recolección de datos se lleva a cabo en 24 puntos geográficos, llamados unidades primarias de muestreo (PSUs). Estos datos fueron ponderados para poder representar todos los accidentes de tráfico registrados por la policía que ocurrieron en los EE.UU. durante el año, que involucraron vehículos de pasajeros, camiones ligeros y furgonetas.

### 2.2.2 Resultados del análisis de las bases de datos en profundidad

En este análisis se utilizan dos enfoques diferentes. En primer lugar, las bases de datos se analizan con el objetivo de obtener resultados básicos y generales, que se supone son un aporte valioso para limitar y definir las zonas específicas que se estudiarán en el siguiente paso de este análisis.

#### A. MAIDS

##### A.1.- Eficacia general del equipo de protección personal

En esta base de datos, se recoge el tipo de ropa protectora para los motoristas y acompañantes. Los materiales de protección de la ropa son diferentes dependiendo de la prenda específica: chaqueta, pantalones, casco, guante y calzado. Por ejemplo, los materiales de protección del tronco y extremidades superiores se clasifican de la siguiente manera:

- Ninguno
- Ligeros (p. ej. algodón delgado)
- Medios (p. ej. denim, nylon)
- Pesados (p. ej. Kevlar o imitación de cuero)
- Cuero
- Desconocido / otro

Los cascos están excluidos del análisis de efectividad de este PPE ya que hay muchos estudios en profundidad sobre este dispositivo de seguridad, como COST 327. Por lo tanto, se ha decidido no incluir esta investigación adicional dentro de este proyecto.

Además, los protectores del cuello no se consideran en la base de datos de MAIDS ya que su uso probablemente no se extendió en los comienzos del proyecto MAIDS.

Por otra parte, la base de datos MAIDS estudió la capacidad del PPE (Equipo de Protección Personal) para "prevenir" o "reducir" lesiones, utilizando la siguiente clasificación:

- Protección no presente y lesión ocurrida
- La protección no tuvo efecto para prevenir las lesiones
- Sí, protección presente y reducción de la lesión
- Sí, protección presente y lesión prevenida
- Sin lesiones producidas en la zona de contacto
- Desconocido

La efectividad de la ropa se clasifica en relación a la protección que proporciona sobre las lesiones de nivel AIS 1. Al analizar el accidente desde el punto de vista cinemático se vio que se produjo contacto directo con superficies que podrían causar lesión de nivel AIS 1 (por ejemplo, la calzada), pero por el contrario en el informe médico no aparecen tales lesiones, entonces se considera que la ropa impidió la lesión de nivel AIS 1. Si hubo una lesión de AIS 1, pero los investigadores consideraron que la ropa había reducido la magnitud y gravedad de las lesiones de nivel AIS 1, entonces el efecto de la ropa se clasificó como una reducción de la gravedad de la lesión. También se registró el caso en que no existía protección y se produjo una lesión. Esto incluye situaciones en las que se usó algún tipo de ropa, pero la ropa no cubrió toda la zona (por ejemplo, camisetas, pantalones cortos, sandalias, etc.). De forma similar, si se percibe que no hubo contacto en esta región (basado en el análisis cinemático), entonces se clasificó como "Sin lesiones producidas en la zona de contacto".

Sin embargo, la cantidad o el grado de reducción de lesiones no se especifica para que no se puedan extraer conclusiones sobre el nivel de protección o el rendimiento del equipo de protección.

Con el fin de analizar la efectividad de la ropa protectora, se evaluó su capacidad para proteger o reducir lesiones como se indica en la base de datos MAIDS en las Tablas 1 y 2 que se exponen a continuación, que clasifican el material de protección. En la Tabla 1, se muestra la efectividad de la prenda para cualquier material de protección (ligero, medio, pesado ...) mientras que en la Tabla 2, sólo muestra la efectividad de las prendas pesadas o de cuero, que se supone que proporcionan mayor nivel de protección.

Torso Superior				
	Conductor	Pasajero	Total	Porcentaje
Reducidas	384	19	403	62,10%
Prevenidas	155	13	168	25,89%
Sin efecto	73	5	78	12,02%
	612	37	649	100,00%

Torso Inferior				
	Conductor	Pasajero	Total	Porcentaje
Reducidas	412	22	434	67,71%
Prevenidas	88	6	94	14,66%
Sin efecto	102	11	113	17,63%
	602	39	641	100,00%

Calzado				
	Conductor	Pasajero	Total	Porcentaje
Reducidas	226	11	237	51,52%
Prevenidas	172	5	177	38,48%
Sin efecto	41	5	46	10,00%
	439	21	460	100,00%

Guantes				
	Conductor	Pasajero	Total	Porcentaje
Reducidas	190	9	199	50,00%
Prevenidas	170	7	177	44,47%
Sin efecto	20	2	22	5,53%
	380	18	398	100,00%

Tabla 1.- Efecto de PPE en conductores y pasajeros que usan alguna ropa protectora

De la Tabla 1, podemos extraer la conclusión de que la ropa del torso superior e inferior tiene un fuerte carácter reductor de lesiones, y el calzado y los guantes muestran efectos más equilibrados (reductor/preventivo). Por otra parte, la clasificación "Sin Efecto", tiene menor presencia para todos los tipos de prendas de vestir y es especialmente reducida para los guantes.

Como se mencionó anteriormente, la Tabla 2 muestra la efectividad de las prendas más resistentes. Las variables MAIDS utilizadas fueron:

- Material de la ropa de protección del torso superior y extremidades superiores:
  - Prenda de material 4 (pesado, es decir, Kevlar o imitación de cuero)
  - Prenda de material 5 (prenda de cuero).
- Material de la ropa de protección del torso Inferior y extremidades inferiores:
  - Prenda de material 4 (pesado, es decir, Kevlar o imitación de cuero)
  - Prenda de material 5 (prenda de cuero).
- Material o tipo del calzado:
  - Zapato o bota de material 5 (pesado)
  - Bota de trabajo de material 6 (reforzada) o bota de motocicleta.
- Material de los guantes:
  - Prenda de material 4 (pesado, es decir, Kevlar o imitación de cuero)
  - Prenda de material 5 (prenda de cuero).

Torso superior y Extremidades superiores				
	Conductor	Pasajero	Total	Porcentaje
Reducidas	224	8	232	71,60%
Prevenidas	66	5	71	21,91%
Sin efecto	20	1	21	6,48%
	310	14	324	100,00%

Torso inferior y Extremidades inferiores				
	Conductor	Pasajero	Total	Porcentaje
Reducidas	146	9	155	74,52%
Prevenidas	24	0	24	11,54%
Sin efecto	26	3	29	13,94%
	196	12	208	100,00%

Calzado				
	Conductor	Pasajero	Total	Porcentaje
Reducidas	141	8	149	54,78%
Prevenidas	104	2	106	38,97%
Sin efecto	15	2	17	6,25%
	260	12	272	100,00%

Guantes				
	Conductor	Pasajero	Total	Porcentaje
Reducidas	139	3	142	50,18%
Prevenidas	122	6	128	45,23%
Sin efecto	12	1	13	4,59%
	273	10	283	100,00%

Tabla 2.- Efecto de PPE en conductores y pasajeros que usan ropa pesada o de cuero/Kevlar como protección

Los resultados de la Tabla 2, son bastante similares a los obtenidos anteriormente (Tabla 1), destacando el efecto reductor los PPE de las extremidades inferiores y superiores frente a lesiones.

Por lo tanto, podría resumirse que los equipos de protección superior e inferior del torso necesitan más investigación para aumentar su carácter "preventivo", que es menor que su efecto "reductor".

Además, la base de datos MAIDS carece de información sobre la protección del cuello y el rendimiento de los equipos de protección del cuello, y, por lo tanto, existe la necesidad de una mayor investigación sobre la eficacia de este tipo de protección específico.

#### A.2.- Región del cuerpo y puntuación de la gravedad de la lesión

Las siguientes tablas muestran la frecuencia y gravedad de las lesiones en diferentes regiones del cuerpo utilizando tres enfoques diferentes:

Tabla 3.- Muestra la distribución de todas las lesiones registradas (n=3616) según la puntuación AIS y la región del cuerpo.

Tabla 4.- Muestra la distribución de todas las lesiones registradas en MAIS (lesión más grave para cada región del cuerpo) por puntuación de gravedad (MAIS 1-6) y región del cuerpo.

	TÓRAX		EXTREMIDADES SUPERIORES		ABDOMEN		PELVIS		COLUMNIA		EXTREMIDADES INFERIORES	
	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL
CONDUCTOR	MAIs1	44	73	85	244	21	51	10	28	19	88	322
	MAIs2	11	18	89	188	3	14	5	21	13	50	128
	MAIs3	10	27	18	32	5	11	2	7	1	43	114
	MAIs4	13	24	0	0	3	5	2	2	1	2	4
	MAIs5	3	10	0	0	5	7	0	0	3	1	1
	MAIs6	1	4	0	0	0	1	0	0	0	0	1
PASAJERO	MAIs1	2	4	8	21	1	4	0	0	4	8	20
	MAIs2	0	1	4	7	0	0	0	3	0	3	9
	MAIs3	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	9
	MAIs4	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	MAIs5	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
	MAIs6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Total	MAIs1	46	77	93	265	22	55	10	28	23	94	342
	MAIs2	11	17	93	195	3	14	5	24	13	53	135
	MAIs3	11	28	18	32	5	12	2	7	1	43	123
	MAIs4	13	25	0	0	3	5	2	2	1	2	4
	MAIs5	3	10	0	0	5	8	0	0	3	1	1
	MAIs6	1	4	0	0	0	1	0	0	0	0	1
Total	85	181	202	482	38	95	19	58	41	193	606	
%AIS3+/AIS2+	7.2%	80%	15%	14%	81%	65%	44%	27%	-	28%	46%	49%
%AIS4+/AIS2+	4.4%	46%	0%	0%	50%	35%	22%	6%	-	22%	3%	2%
%AIS5+/AIS2+	1.0%	17%	0%	0%	31%	23%	0%	0%	-	17%	1%	1%
%AIS6+/AIS2+	3%	5%	0%	0%	0%	3%	0%	0%	-	0%	0%	0%

Tabla 5.- Muestra la distribución de todas las lesiones MAIS registradas según la intensidad, zona del cuerpo y material protector.

Debe señalarse que la zona de la columna está dividida en dos áreas diferentes (cervicales y zonas torácico-lumbares) para evaluar específicamente por separado los daños en las cervicales. Esta distinción es provocada por la necesidad de investigar más a fondo las lesiones de cuello previamente detectadas.

Además, las cuatro filas inferiores de las tablas muestran tipos de intensidad para cada zona del cuerpo. Por ejemplo, la primera (AIS3+/AIS2+) el porcentaje general de las lesiones AIS3+ de la cantidad total de lesiones de AIS2+ para cada parte del cuerpo. Por lo tanto, cuanto más alto sea el porcentaje de las filas inferiores, más alta será la tasa de intensidad asociado a cada zona del cuerpo.

Como se indicó previamente, las tres tablas siguientes recogen que las lesiones de las extremidades superiores e inferiores están suficientemente representadas (más del 50%), aunque muestran los resultados de intensidad más bajos de todas las zonas del cuerpo. La mayoría (60%) son lesiones menores AIS1 y las tasas AIS4+/AIS2+, AIS5+/AIS2+ y AIS6+/AIS2+ son cercanas al 0%.

Por el contrario, las cervicales no sufren daños frecuentemente (alrededor del 5%), pero se registran lesiones graves, críticas o máximas con relativa frecuencia (alrededor del 5%). Las cervicales muestran las tasas más altas de AIS5+/AIS2+ y AIS6+/AIS2+ de todas las zonas del cuerpo, lo que significa que a pesar de no sufrir daños comúnmente, es habitual que estos daños sean de un nivel más intenso y en consecuencia las lesiones de las cervicales no se deben de infravalorar. Esto se puede observar en la Tabla 3, pero sobre todo en la Tabla 4 (33% AIS4+/AIS2+; 33% AIS5+/AIS2+; 25% AIS6+/AIS2+). Estos datos indican la necesidad de una investigación más a fondo en las lesiones de las cervicales y el cuello y sus respectivos equipos de protección mencionados anteriormente.

En el caso de la zona de la columna dorso-lumbar, podemos ver que se muestran problemas similares a los de las cervicales, ya que no se suelen dañar, pero las tasas de intensidad al final de las Tablas 3 y 4 indican que las lesiones en estas zonas pueden ser potencialmente graves.

Es importante señalar que a pesar de que las lesiones de la columna dorso-lumbar son mucho más frecuentes que las lesiones de las cervicales, son menos severas. Además, en las tablas 3 y 4 se puede observar un aumento de la severidad de las lesiones torácicas y abdominales detalladas en análisis previos, ya que tienen las mayores tasas AIS3+/AIS2+ y AIS4+/AIS2+. Además, el tórax es la cuarta zona más comúnmente dañada después de las extremidades y la cabeza. Así el tórax y el abdomen son consideradas zonas críticas y necesitan ser protegidas correctamente.

Finalmente, la Tabla 5 muestra la distribución de todas las lesiones MAIS registradas, clasificadas por intensidad, parte del cuerpo y material de protección. Los materiales de protección se clasifican del siguiente modo:

- Prenda de cualquier tipo: Pilotos y ocupantes con equipo de protección de cualquier material (ligero, medio, pesado...)
- Prenda pesada: Pilotos y ocupantes con equipo de protección de material "pesado" o más resistente (pesado, Kevlar/reforzado/cuero).

Independientemente de que los ocupantes utilicen prendas de cualquier tipo, o prendas pesadas, la mayoría de ellos (44%-58%) presentan lesiones MAIS1 en las diferentes zonas del cuerpo.

	AI S1	CABEZA	CUELLO	TÓRAX	EXTREMIDADES SUP.	ABDOMEN	PELVIS	COLUMNA (SIN CERVICAL)	COLUMNA CERVICAL	EXTREMIDADES INF.	RESTO CUERPO	Total	
CONDUCTOR	AI S1	256	29	107	514	58	33	19	66	678	125	1885	
	AI S2	201	7	23	277	32	29	20	31	253	16	889	
	AI S3	71	3	47	38	21	11	3	6	142	0	342	
	AI S4	38	0	44	0	9	2	1	0	5	0	99	
	AI S5	30	0	14	0	9	0	3	3	0	1	60	
	AI S6	5	1	4	0	1	0	0	8	1	1	20	
PASAJERO	DESCONOCIDO	29	5	21	8	18	7	8	7	11	0	114	
	AI S1	23	0	5	32	5	0	8	1	45	7	128	
	AI S2	21	0	1	8	0	3	0	0	17	0	50	
	AI S3	5	0	1	0	1	0	0	0	11	0	18	
	AI S4	2	0	1	0	0	0	0	0	0	0	3	
	AI S5	2	0	0	0	0	1	0	0	0	0	3	
Total	AI S6	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	2	
	DESCONOCIDO	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	5	
	AI S1	279	29	112	546	63	33	27	67	723	132	2011	
	AI S2	222	7	24	285	32	32	20	31	270	16	939	
	AI S3	76	3	48	38	22	11	3	6	153	0	360	
	AI S4	40	0	45	0	9	2	1	0	5	0	102	
Total	AI S5	32	0	14	0	10	0	3	3	1	0	63	
	AI S6	6	1	4	0	1	0	1	8	1	0	22	
	DESCONOCIDO	30	5	21	9	18	7	8	7	11	3	119	
	Total	685	45	268	878	155	65	185	122	1164	151	3816	
	%AI S3+AI S2+	41%	38%	82%	12%	57%	29%	29%	29%	35%	37%	0%	37%
	%AI S4+AI S2+	21%	9%	47%	0%	27%	4%	4%	18%	23%	2%	0%	13%
%AI S5+AI S2+	10%	9%	13%	0%	15%	0%	0%	14%	23%	0%	0%	6%	
%AI S6+AI S2+	2%	9%	3%	0%	1%	0%	0%	4%	17%	0%	0%	1%	

Tabla 3.- Todas las lesiones registradas, clasificadas por nivel de daño AIS y parte del cuerpo.

	MAIS1	MAIS2	MAIS3	MAIS4	MAIS5	MAIS6	MAIS1	MAIS2	MAIS3	MAIS4	MAIS5	MAIS6	MAIS1	MAIS2	MAIS3	MAIS4	MAIS5	MAIS6	Total	COLUMNA (SIN CERVICAL)	COLUMNA CERVICAL	EXTREMIDADES INFERIORES	RESTO DEL CUERPO	TOTAL
CONDUCTOR		95	25	73	244	51	26	19	60	322	101	1016												
		124	6	16	188	14	21	13	20	126	0	528												
		36	1	27	32	11	7	1	4	114	0	233												
		23	0	24	0	5	2	0	0	4	0	59												
		24	0	10	0	7	0	0	3	1	0	48												
		4	1	4	0	0	1	0	0	8	1	0	19											
PASAJERO		8	0	4	21	4	0	4	0	20	6	67												
		14	0	1	7	0	3	0	0	9	0	34												
		3	0	1	0	1	0	0	0	9	0	14												
		1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	2												
		1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	2												
		1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	2											
Total		103	25	77	265	55	26	23	60	342	107	1083												
		138	6	17	195	14	24	13	20	135	0	562												
		39	1	28	32	12	7	1	4	123	0	247												
		24	0	25	0	5	2	1	0	4	0	61												
		25	0	10	0	8	0	0	3	1	0	50												
		5	1	4	0	0	1	0	0	9	1	21												
Total	334	33	161	492	95	59	41	96	606	107	2024													
%AIS3+/AIS2+	40%	25%	80%	14%	65%	27%	28%	44%	49%	40%														
%AIS4+/AIS2+	23%	13%	46%	0%	35%	6%	22%	33%	2%	14%														
%AIS5+/AIS2+	13%	13%	17%	0%	23%	0%	17%	33%	1%	8%														
%AIS6+/AIS2+	2%	13%	5%	0%	3%	0%	0%	25%	0%	2%														

Tabla 4.- La mayoría de las lesiones graves para cada zona del cuerpo por MAIS.

	TÓRAX		EXTREMIDADES SUPERIORES		ABDOMEN		PELVIS		COLUMNA		EXTREMIDADES INFERIORES	
	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL	PESADA	NORMAL
CONDUCTOR	MAIs1	44	73	85	244	51	10	26	19	88	322	
	MAIs2	11	16	89	188	3	5	21	13	50	128	
	MAIs3	10	27	16	32	5	11	7	1	43	114	
	MAIs4	13	24	0	0	3	5	2	1	2	4	
	MAIs5	3	10	0	0	5	7	0	3	1	1	
	MAIs6	1	4	0	0	0	1	0	0	0	0	
PASAJERO	MAIs1	2	4	8	21	4	0	0	4	8	20	
	MAIs2	0	1	4	7	0	0	3	0	3	9	
	MAIs3	1	1	0	0	0	1	0	0	0	9	
	MAIs4	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	
	MAIs5	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	
	MAIs6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Total	MAIs1	46	77	93	265	22	10	26	23	94	342	
	MAIs2	11	17	93	195	3	14	5	13	53	135	
	MAIs3	11	28	16	32	5	12	7	1	43	123	
	MAIs4	13	25	0	0	3	5	2	1	2	4	
	MAIs5	3	10	0	0	5	8	0	3	1	1	
	MAIs6	1	4	0	0	0	1	0	0	0	1	
Total	85	161	202	492	38	95	19	59	41	193	608	
%AIS3+/AIS2+	72%	80%	15%	14%	81%	65%	44%	27%	28%	48%	49%	
%AIS4+/AIS2+	44%	48%	0%	0%	50%	35%	22%	6%	22%	3%	2%	
%AIS5+/AIS2+	10%	17%	0%	0%	31%	23%	0%	0%	17%	1%	1%	
%AIS6+/AIS2+	3%	5%	0%	0%	0%	3%	0%	0%	0%	0%	0%	

Tabla 5.- La mayoría de las lesiones graves para cada parte del cuerpo clasificadas por MAIS y material de protección.

El tórax es la única zona que muestra un descenso de los daños MAIS3+ cuando los ocupantes visten equipo protector “pesado”. Esto no significa que el equipo pesado tenga un efecto adverso en la gravedad de la lesión, pero existen muchos factores que pueden incrementar los resultados en cuanto a la intensidad de la lesión, como son la velocidad de impacto, la edad, el tipo de colisión... Por ejemplo, los pilotos que llevan protección pesada es probable que conduzcan en autopistas así que son propensos a ir más rápido y a impactar a mayores velocidades. La siguiente gráfica muestra un promedio a grandes velocidades de impacto cuando los pilotos visten protecciones pesadas en cualquier parte del cuerpo.

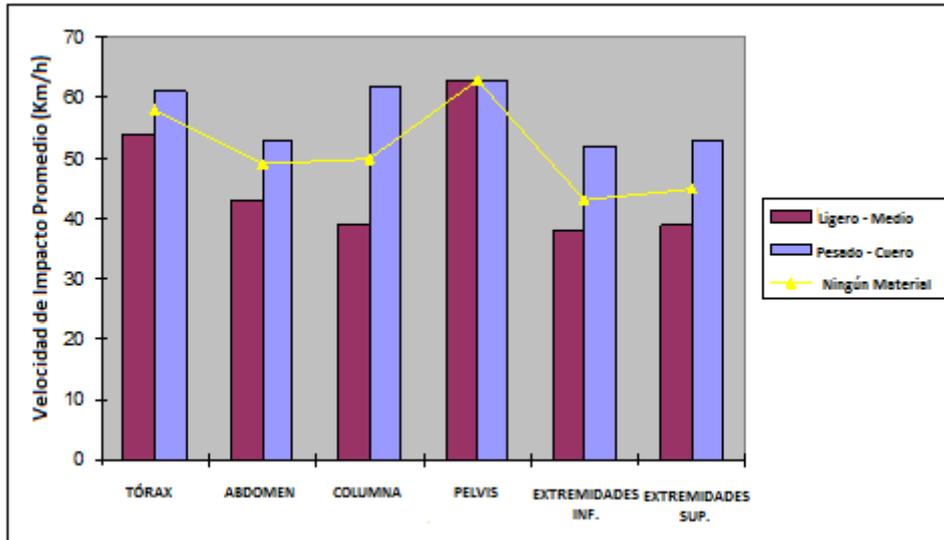


Figura 6.- Velocidad de Impacto Promedio por zona del cuerpo dañada y material

La Figura 7 muestra resultados similares para lesiones MAIS3+. Se puede observar que para causar lesiones MAIS3+, se requiere mayor velocidad de impacto cuando los ocupantes llevan puestos equipos pesados/de cuero.

Este hecho se identifica claramente en las extremidades superiores e inferiores y también en el tórax, donde existen diferencias de velocidad (de hasta 30 km/h) entre los pilotos que visten equipos ligeros/medios y pesados/de cuero. Así la indumentaria pesada/de cuero proporciona mayor protección que la indumentaria ligera/media, especialmente en las extremidades, pero también en el resto del cuerpo. El equipo de protección específico (tórax, espalda, cuello...) es fundamental para lograr una mejor protección en las respectivas zonas del cuerpo (tórax, columna...)

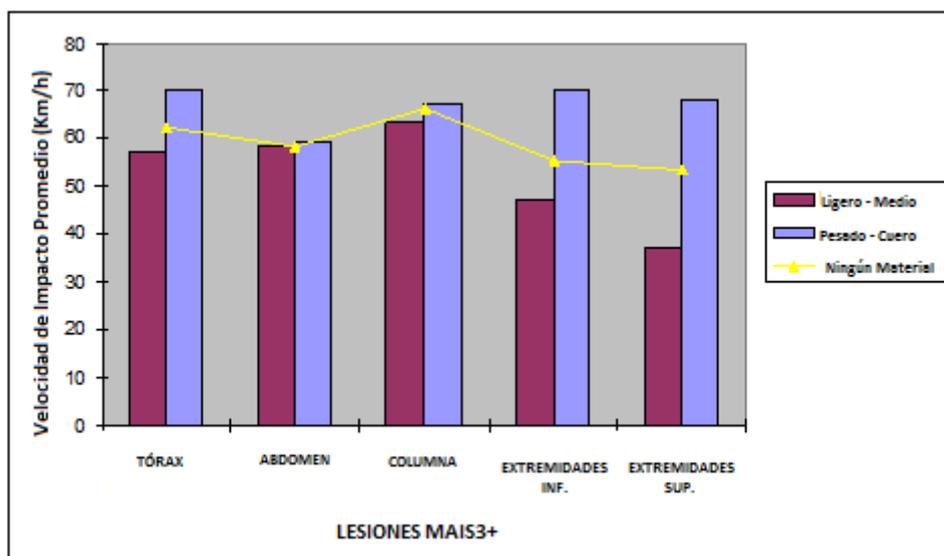


Figura 7.- Promedio de velocidad de impacto por zona del cuerpo dañada y material PPE (lesiones MAIS3+).

## B. LMU Y DIANA

Las bases de datos LMU y DIANA han sido estudiadas conjuntamente (n=66) ya que los casos proporcionados son similares con respecto a la intensidad (solo accidentes mortales de moto con un promedio MAIS cercano a 5) y también en relación a la tipología de accidente. La base de datos LMU principalmente consiste en colisiones de motoristas con otros vehículos, mientras que los accidentes de motoristas por sí mismos son más representativos en la base de datos DIANA.

La mayor parte de los accidentes registrados son choques con otros vehículos (73%) y los automóviles con pasajeros aparecen más comúnmente en las colisiones (56%).

Tal como muestra la siguiente imagen, todas las zonas del cuerpo presentan altos valores MAIS, y el tórax se encuentra entre las áreas más frecuentes (47%), soportando los máximos resultados de intensidad, seguido por la cabeza y el abdomen.

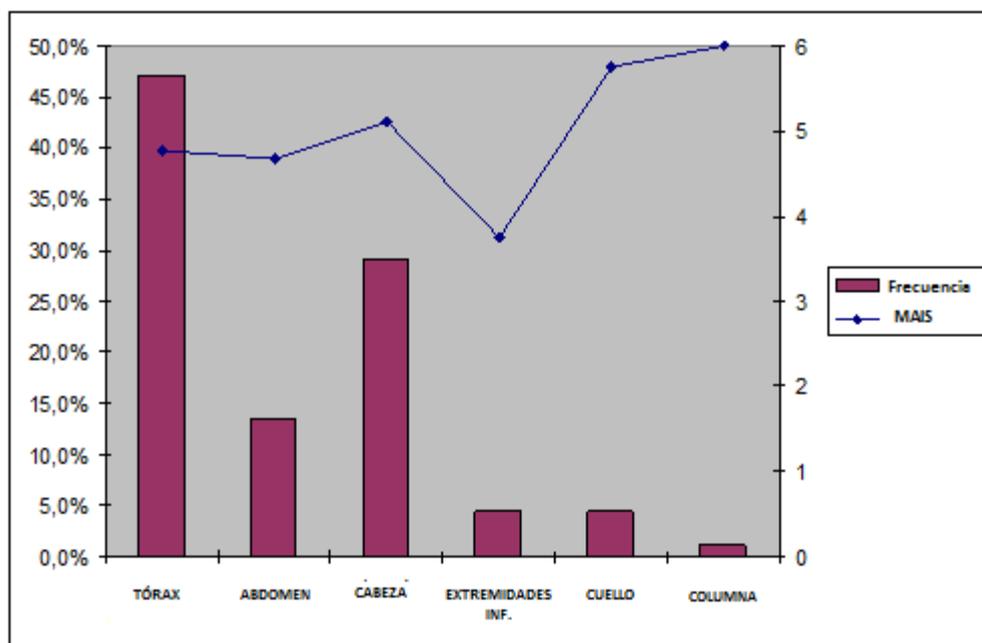


Figura 8: Máximo resultado de intensidad (MAIS) por zona del cuerpo.

A pesar de que el cuello y la columna, no suelen soportar los niveles máximos de AIS, sí muestran los valores promedio más altos. Se debe mencionar que MAIS es una escala ordinal así que los valores promedio MAIS con números decimales no son estrictamente apropiados.

Sin embargo, los valores promedio MAIS están siendo usados en el contexto de este informe (Figuras 8, 10, 11, 17 y 24) para visualizar mejor las diferencias de intensidad entre las zonas afectadas.

A continuación, en el Figura 9 se muestran las partes del cuerpo que soportan los máximos niveles de intensidad por tipo de accidente. Se puede observar que los accidentes individuales suponen daños MAIS en el tórax (29%), abdomen (50%) y la cabeza (15%).

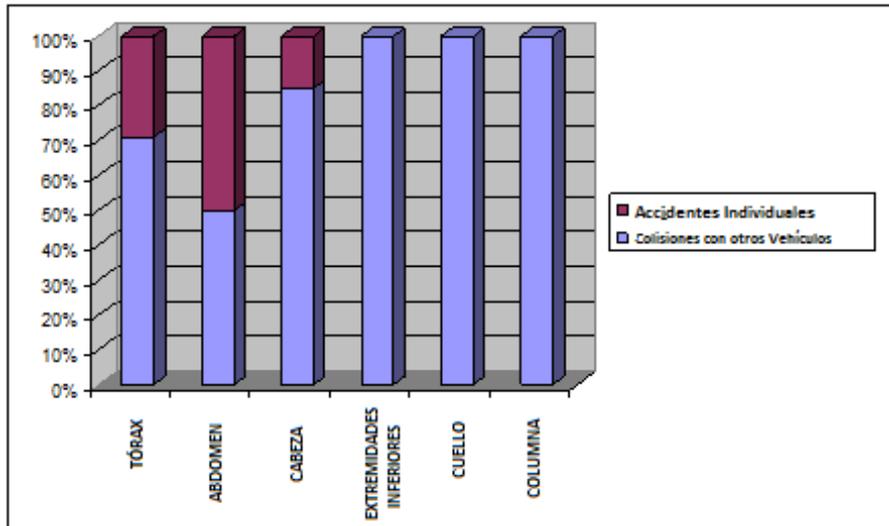


Figura 9.- Máximo resultado de intensidad (MAIS) por zona del cuerpo por tipo de accidente.

En los Figuras 10 y 11 se muestra el promedio de la velocidad de impacto y MAIS por zona del cuerpo, según el tipo de accidente.

Los accidentes individuales suelen tener una alta velocidad media de impacto en el motorista (>70 km/h) y altos resultados MAIS para tórax, abdomen y cabeza.

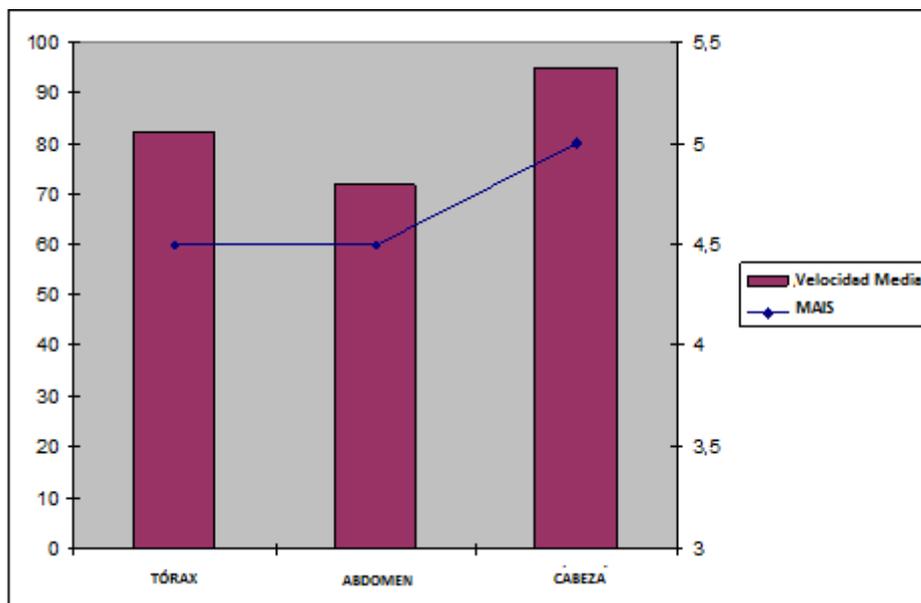


Figura 10.- Promedio de velocidad de impacto y MAIS por zona del cuerpo; Accidentes individuales.

En relación a los impactos con otros vehículos (Figura 11), la cabeza, tórax y abdomen muestran promedios similares para la velocidad de impacto (velocidad del motorista resultó cercana a los 60 km/h y velocidad del otro vehículo entre 35 y 40 km/h) y el resultado MAIS entre 4 y 5. La columna vertebral y las extremidades inferiores muestran una velocidad de impacto más alta.

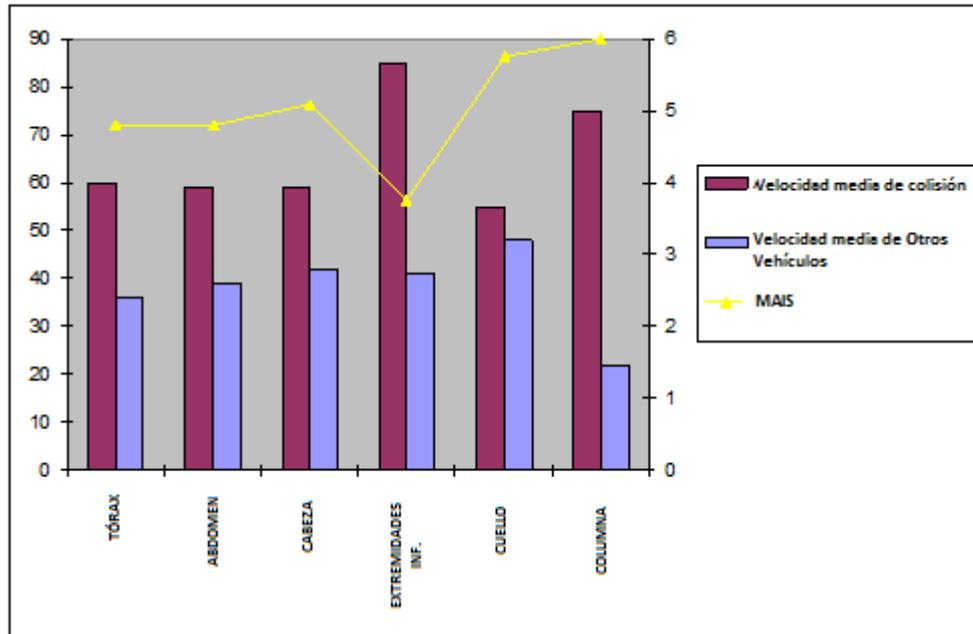


Figura 11.- Promedio de la velocidad de impacto y MAIS por zona del cuerpo; Colisiones con otros vehículos.

Con respecto a los equipos de protección personal (PPE), no hay pruebas de uso de protectores de cuello o tórax, y parte de los motoristas llevaban puestos equipos pesados. El resto de ocupantes llevaban puesta indumentaria ligera o material de un nivel de protección desconocida.

El peso y altura promedio de los motoristas es de 85 kg y 175 cm respectivamente.

### C. NASS CDS

La base de datos NASS CDS, recoge 5000 muestras de impactos de vehículos cada año. Cada caso incluye fotografías e información detallada de características de los choques y pre-choques, tipo de vehículo, trayectorias, tipos de impacto y otra información pertinente sobre la calzada y la escena del impacto, permitiendo una profunda investigación de los mecanismos de impacto. Sin embargo, el proceso de muestreo NASS CDS se centra específicamente en los pasajeros de los accidentes de coche, así que los casos de motoristas solo corresponden a impactos, en los cuales estuvieron involucrados un pasajero de vehículo y una moto.

Además, la información de motoristas es básica e incompleta, solo aparecen datos sobre vehículos tales como especificaciones y resultados oficiales. La información de los daños del motorista y su equipo de protección no está disponible, así que NASS no permite análisis en profundidad de choques que impliquen a motoristas y sólo permite análisis descriptivos.

Como resultado de una exploración preliminar de estas bases de datos y con el apoyo de conclusiones previas recogidas en la bibliografía, se concluye que se necesita profundizar en la investigación en tres zonas del cuerpo:

- **Tórax:** Con respecto a accidentes mortales o muy graves (LMU&DIANA), el tórax es la zona del cuerpo que más frecuentemente soporta el máximo nivel de AIS (MAIS). Los daños torácicos son a menudo muy graves o críticos (MAIS3+) y son los mayores causantes de reducir la posibilidad de supervivencia tras un traumatismo craneoencefálico. Se ha descubierto que esta zona es susceptible de sufrir daños mortales, por ejemplo, alrededor del 30% de las heridas de tórax a media o alta velocidad tienen un valor AIS igual o superior a 4.

- **Cuello/cervicales:** La mayor parte de las lesiones de cuello son menores, normalmente contusiones, quemaduras o cortes. Además, los daños en la columna vertebral están poco representados entre los motoristas.  
Sin embargo, las lesiones en la columna vertebral son la causa de casi la mitad de los daños MAIS6 registrados en la base de datos MAIDS. Además, ni en los Estados Unidos ni en la Unión Europea, hay un estudio representativo común para los equipos de protección de cuello usados en motocicletas, y su uso es ciertamente limitado.
- **Columna:** Con respecto a las lesiones de columna, las torácicas (54%) y lumbares representan el 90% de los daños vertebrales. Las cervicales, zona lumbar y las dorsales no suelen dañarse a menudo, pero muestran gravedad con un cierto índice de probabilidad.

### 2.2.3 Análisis detallado de dos zonas: Cuello y Columna

La etapa final de los análisis de esta base de datos solo concierne a estas dos zonas.

El objetivo de estos análisis es conseguir información acerca de los mecanismos lesivos, configuración del accidente o datos antropométricos de los motoristas que sufren lesiones de gravedad AIS2+ en estas dos zonas del cuerpo. Las siguientes variables serán examinadas en MAIDS; hasta la fecha, la mayor base de datos de accidentes de motocicleta.

- Descripción del accidente:
  - Integrante de la colisión: (Conductor de coche, motorista, camión / autobús, bicicleta / peatón, objeto fijo, calzada, vehículo aparcado, animal...)
  - Tipo de accidente (Configuración del accidente)
  - Postura (ángulo de postura → 0 - 90 grados)
  - Ángulo de partida (Como define MAIDS)
  - Actuación del piloto durante el impacto "ninguna"/"frenado", "otro"/"giro brusco", "otro"/"frenado y giro brusco", "otro"/"otro solo"/" desconocido")
  - Tipo de motocicleta.
  - Velocidad de impacto (km/h)
  - Ángulo de impacto
- Datos del motorista:
  - Edad
  - Género (masculino/femenino)
  - Altura (cm)
  - Peso (kg)
  - Punto de impacto en el cuerpo, procedencia de las lesiones en el área considerada:
    - Ubicación del punto de impacto.
    - Tipo de lesiones en esa zona.
    - Nivel de protección (ropa).
    - Modo de impacto (impacto directo/ aplicación inercial de fuerza/deceleración...)
- Área dañada:
  - AIS máximo (MAIS)
  - Tipo de lesiones.
  - Nivel de protección (ropa)
- Descripción del objeto:
  - Objeto de impacto (frontal, parabrisas, pilar A, lado izquierdo/derecho, calle, árbol, ...)
  - Nivel estimado de fijaciones
  - Características de la superficie (plano/angular/redondo)
  - Características del material (duro/blando)

Para identificar las causas y consecuencias del accidente, la investigación incluye una completa revisión de informes de interés para identificar cómo sucedió este. Las escenas del accidente son documentadas con detalle para identificar cualquier dato que pueda aclarar circunstancias inciertas en el choque.

Se prestó atención específica a las condiciones pre-impacto, y también a las condiciones iniciales del impacto como la posición del conductor, ángulos de impacto, etc.

**Análisis especial sobre Cuello/ Cervicales:** En primer lugar, es esencial evaluar los mecanismos de lesión de esta zona específica del cuerpo. Las lesiones podrían ser clasificadas como consecuencia de un traumatismo directo (por ejemplo, contacto directo con una superficie u objeto) o traumatismo indirecto (por ejemplo, como resultado de un contacto aislado con una superficie u objeto o por otra parte del cuerpo). Adicionalmente, se evalúan dos mecanismos diferentes de lesión que no son tenidos en cuenta en MAIDS. Los mecanismos de lesión posibles en el cuello son los siguientes:

- Traumatismo directo.
- Traumatismo indirecto: Impacto en otras partes del cuerpo (cabeza, tórax, etc.) que se transmite al cuello.
- Mecanismos inerciales por aceleración o deceleración. Ausencia de impacto.
- Contracturas generadas al forzar (por ejemplo, estiramiento máximo del cuello; hiperflexión o hiperextensión forzadas) y posiciones estáticas.

De acuerdo con la base de datos MAIDS y muchos estudios como COST 327, la mayoría de las lesiones del cuello son debidas a traumatismos indirectos. La cabeza está conectada al cuerpo por el cuello, así que en caso de que la cabeza sufra un esfuerzo, este se transmite al cuello y es la principal causa de traumatismos indirectos. Por lo tanto, este análisis también se centra en los daños del casco para comprender mejor los mecanismos de lesiones en el cuello.

Como muestra la siguiente imagen, MAIDS utiliza un código posicional para explicar los daños del casco.

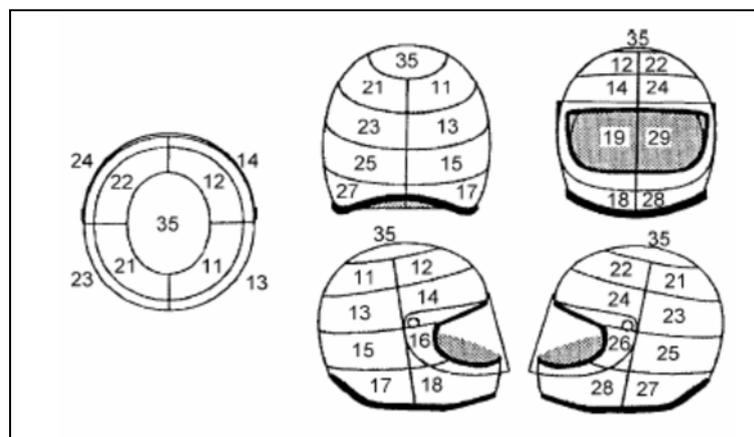


Imagen 1.- Código posicional del casco (MAIDS).

Los códigos de posición, la dinámica del accidente, los códigos de contacto y los análisis de lesiones de todas las zonas del cuerpo permiten que los puntos de impacto en el casco sean determinados como se clasifican en la actual normativa R22/05:

- En la zona frontal, punto B
- En la zona trasera, punto R
- En la zona lateral, punto X

- En la parte superior, punto P
- En el área de protección de la barbilla, si existe, punto S

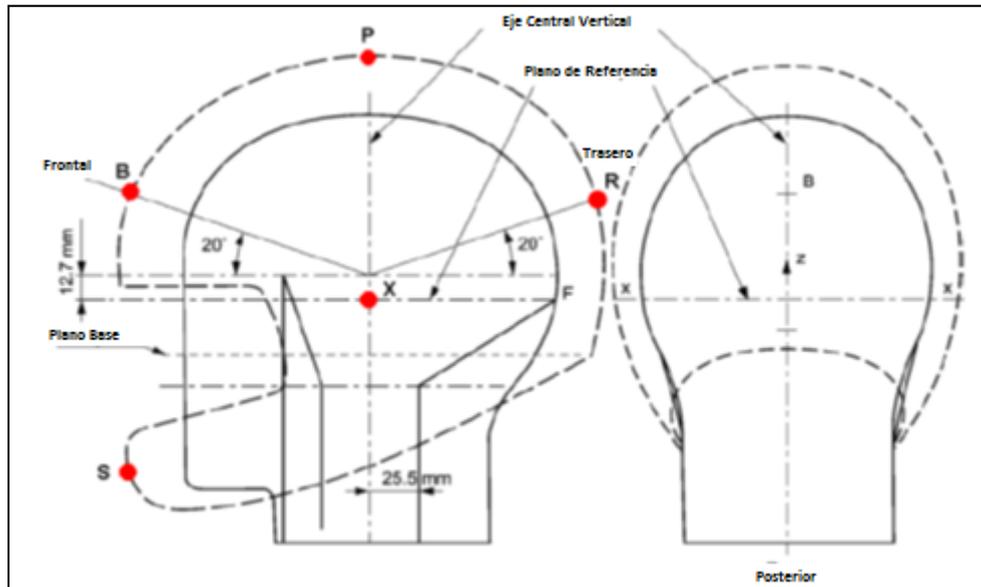


Imagen 2.- Puntos de impacto definidos en la normativa R22/05.

Se seleccionaron pilotos y acompañantes de una muestra (n=36) con daños AIS2+ en las cervicales en la base de datos MAIDS, para evaluar las causas de la lesión. Los mecanismos de traumatismo directo o inercial no son estudiados, mientras que el tórax (5%) y principalmente la cabeza (95%) se muestran como las causas del traumatismo indirecto del cuello.

Como muestra el Figura 12, el área de protección de la barbilla (punto S) responde al 25% de todos los puntos de impacto cifrados. Los puntos B, R y X muestran frecuencias de impacto similares, y entre todas ellas responden a más del 60% de todas las causas indirectas de lesión. Los impactos en la parte superior (Punto P) son mínimos.

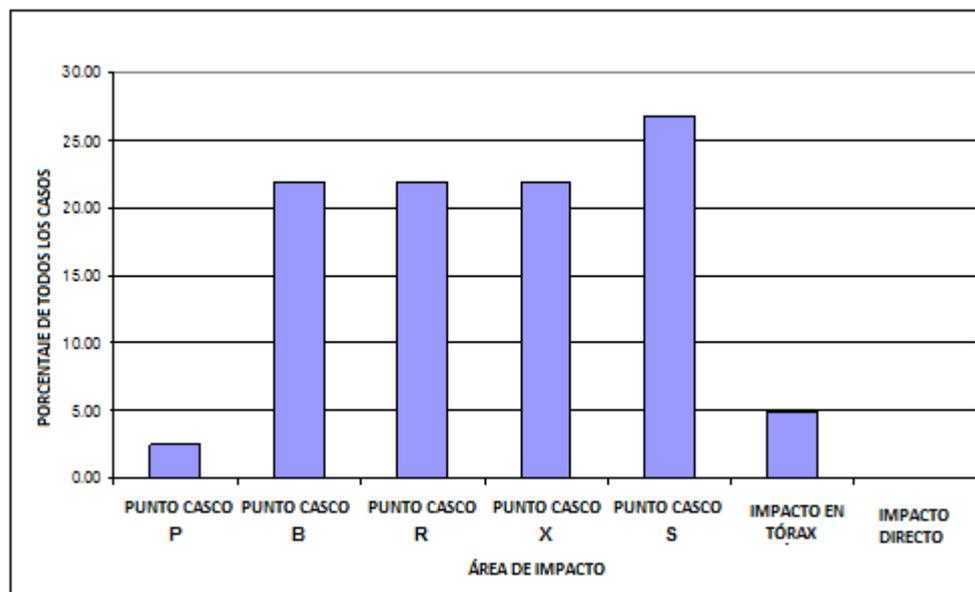


Figura 12.- Mecanismos lesivos en la zona cervical.

Por otra parte, las imágenes 13, 14 y 15 están destinadas a mostrar el promedio de motociclistas/copilotos involucrados en estos accidentes por mecanismos de lesión.

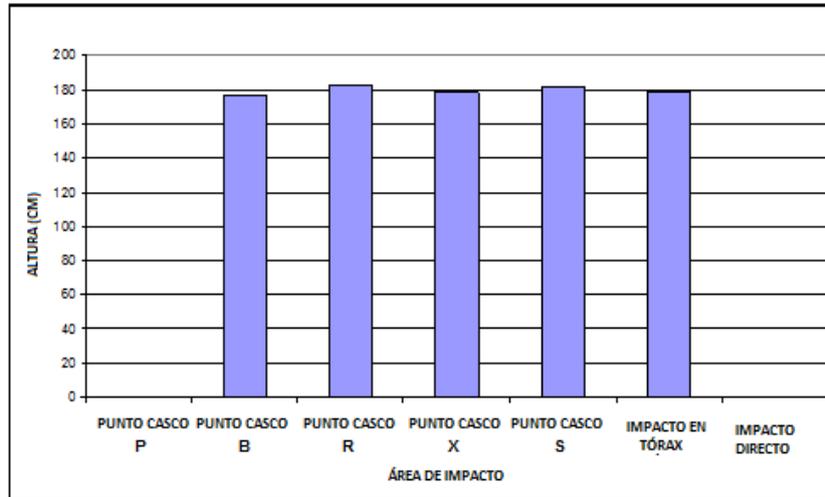


Figura 3.- Promedio de altura por cada tipo de caso.

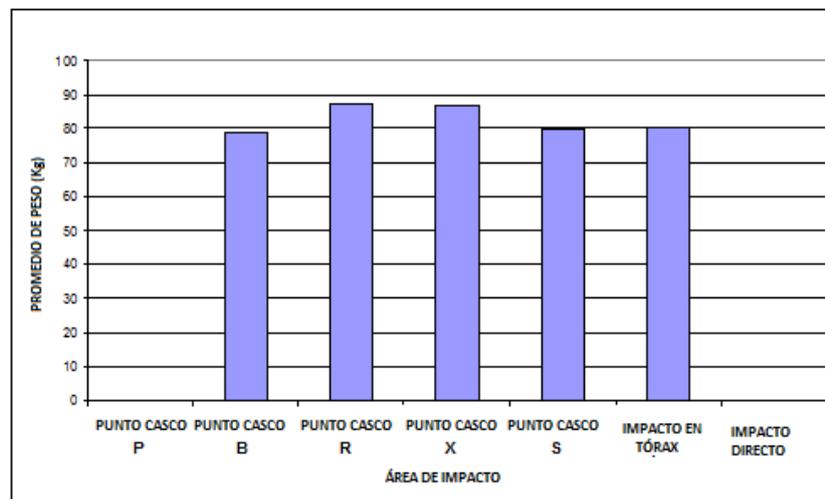


Figura 14.- Promedio de peso por cada tipo de caso

Para cada mecanismo de cuello, el promedio de peso y altura está por encima de los 75kg y los 175 cm respectivamente, y en algunos puntos (B, S y tórax), los pilotos y copilotos combinan las características del Dummy para test tipo Hybrid III 50 percentil.

La media de los pilotos son hombres comprendidos entre los 30 y 35 años.

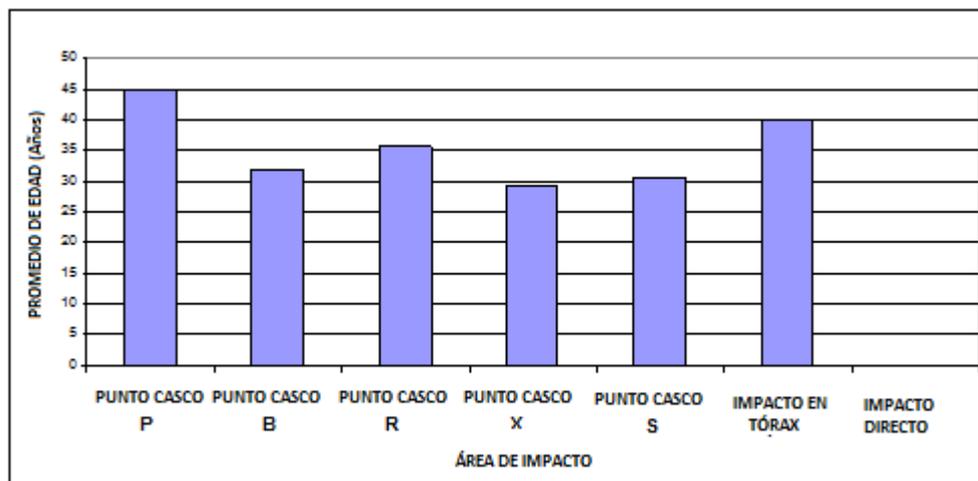


Figura 15.- Promedio de edad para cada tipo de caso

Finalmente, en los Figuras 16 y 17, se muestra la velocidad de impacto y el nivel de intensidad MAIS por cada mecanismo de lesión.

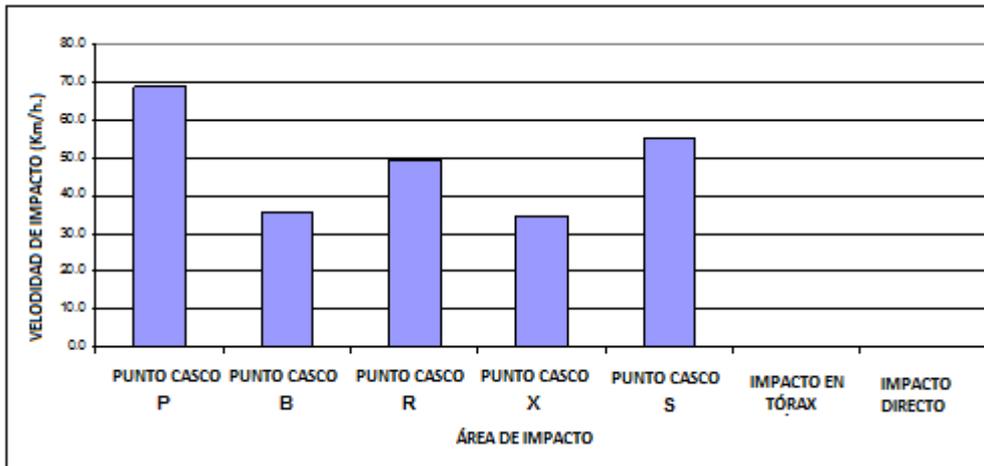


Figura 16: Promedio de velocidad de impacto por cada tipo de caso

Aunque en la mayoría de los casos se observa una velocidad después del primer impacto al casco/tórax y, en consecuencia, la energía de la colisión no es enteramente absorbida por el cuerpo en esta fase del choque, la velocidad de impacto todavía es muy elevada para el cuerpo humano.

La velocidad de impacto (Figura 16) es consecuente con los resultados de intensidad MAIS (Figura 17), y vislumbra que velocidades más altas dan lugar a lesiones más graves. Debe señalarse de nuevo que ningún piloto/copiloto estaba usando un protector de cuello.

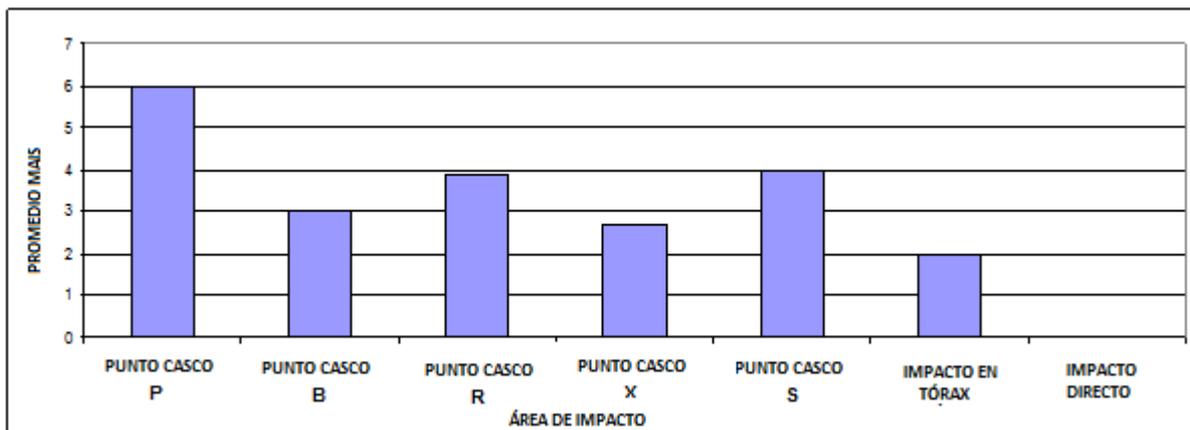


Figura 14.-Promedio de resultados de intensidad MAIS para cada mecanismo lesivo.

Ambos Figuras 16 y 17 son también consecuentes con los resultados de COST 327 (Figura 18), donde se demostró que el 50% de todas las lesiones graves de cuello AIS2+ ocurrieron a velocidad superior a los 56 km/h, ya que las velocidades medias en los puntos de impacto en el casco P, R y S (suponen el 50% de las lesiones de cuello AIS2+, ver Figura 12) son superiores a los 50 km/h.

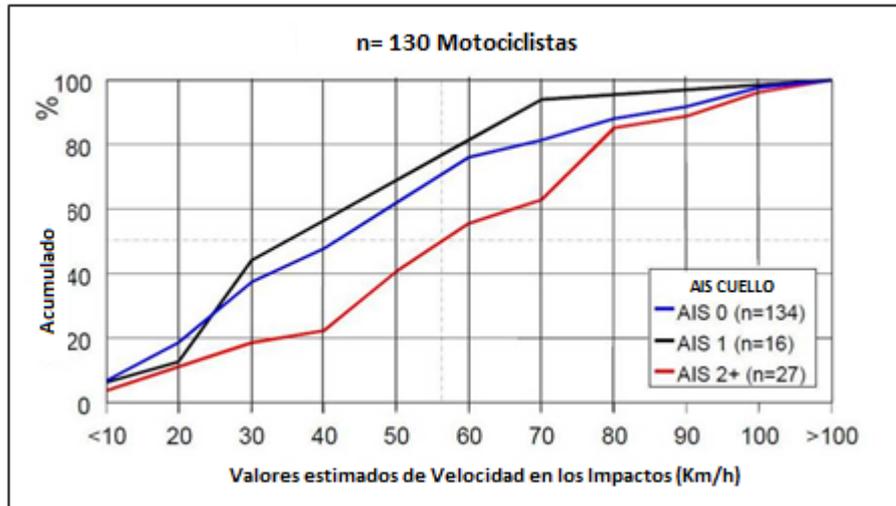


Figura 18.- Porcentaje acumulado de impactos en la cabeza frente AIS en cuello (COST 327).

Respecto a la geometría de la superficie de impacto, la gran mayoría de los impactos son contra objetos planos o redondos fijos. Los puntos de impacto X y B son a menudo contra superficies en carretera.

**Análisis especial sobre la Columna:** Se realizaron análisis similares en la zona lumbar y dorsal, incluyendo un nuevo mecanismo de lesión: el traumatismo directo en las posiciones de máximo estiramiento de la columna.

- Traumatismo directo.
- Traumatismo directo en las posiciones de máximo estiramiento de la columna.
- Traumatismo indirecto: Impacto en otras partes del cuerpo (cabeza, tórax, pelvis, etc.) y después transmitidas a la columna.
- Mecanismos inerciales por aceleración o deceleración. Ausencia de impacto.
- Contracturas generadas al forzar (Por ejemplo: extensión máxima de la columna: hiperflexión o hiperextensión forzadas) y posiciones estáticas.

Se ha estudiado el caso siguiendo la misma selección de criterios que se hizo para el anterior caso, con una muestra de n=19 pilotos para evaluar las lesiones de columna en las zonas lumbar y dorsal.

Se comprueba que el traumatismo indirecto es el mecanismo lesivo más frecuente (50%) y las zonas más comunes son la pelvis (20%) seguida de la cabeza (15%).

Además, el traumatismo directo se convierte en especialmente relevante y representa el 40% de todos los casos seleccionados.

Las contracturas en posiciones de máxima extensión (llamados "posición" en los Figuras 19 a 24) representan el 10% restante.

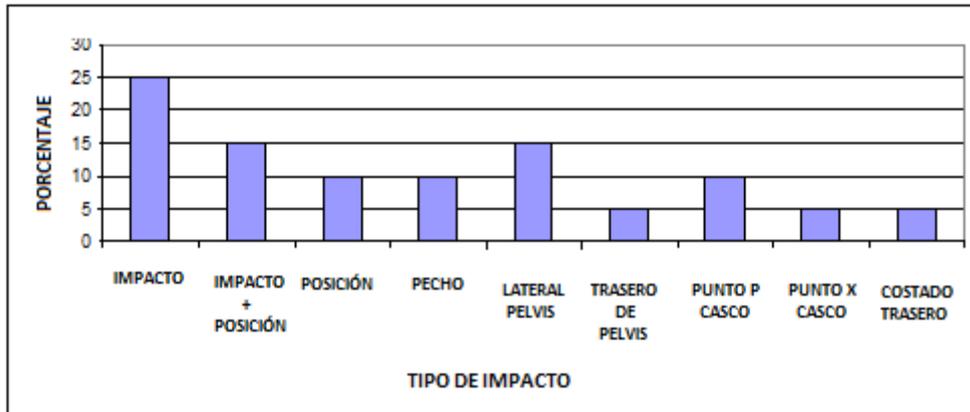


Figura 19.- Mecanismos lesivos en las columnas lumbar y dorsal

Como se muestra en los Figuras 20 y 21, el promedio total de altura (1'84m) y peso (86kg) de las personas que tienen lesiones de columna AIS2+ es ligeramente superior a la altura (1'80m) y al peso (82kg) de los pilotos que tienen lesiones en el cuello.

Este hecho es particularmente notorio en algunos puntos de impacto como el pecho, la parte trasera de la pelvis y el punto P del Casco, donde algunos pilotos están más cercanos a coincidir con las características masculinas del Hybrid III 95th percentil que con las características masculinas del Hybrid III 50th.

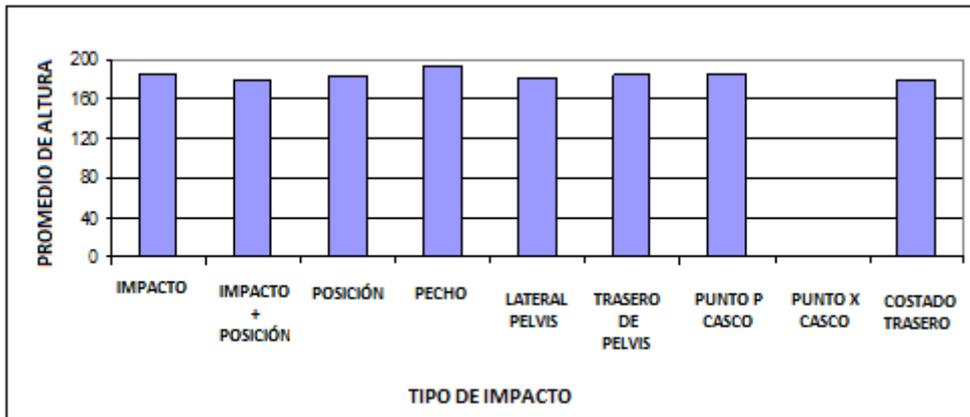


Figura 20: Promedio de altura para cada mecanismo lesivo.

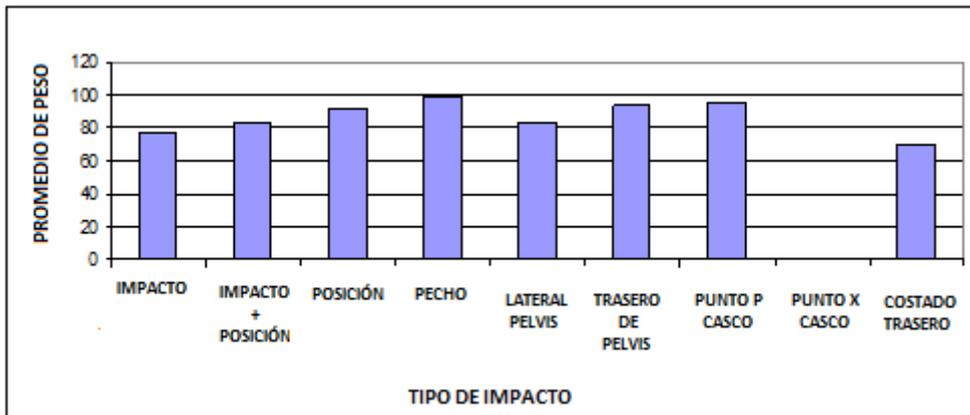


Figura 21: Promedio de peso para cada mecanismo lesivo.

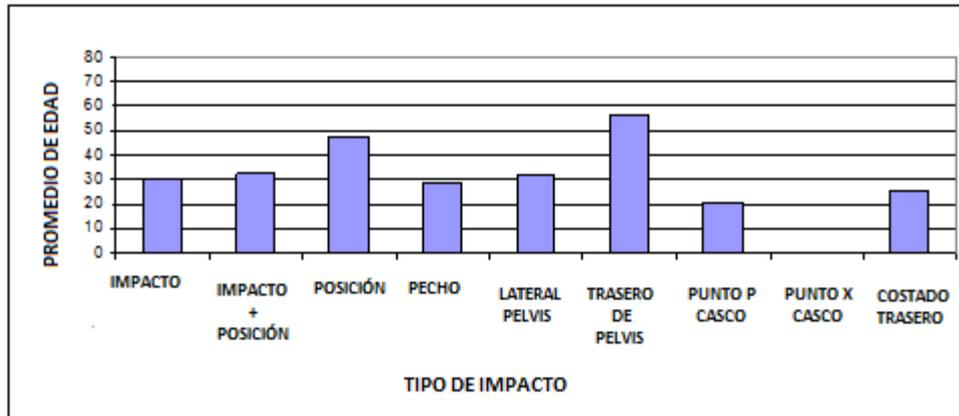


Figura 22: Promedio de edad para cada mecanismo lesivo.

El promedio de edad de los pilotos es: hombres comprendidos entre los 25 y los 35 años, y algunos mecanismos de lesión específicos, (Estiramiento estático máximo e impacto en la parte posterior de la pelvis), parecen tener un efecto especial en usuarios de mediana edad.

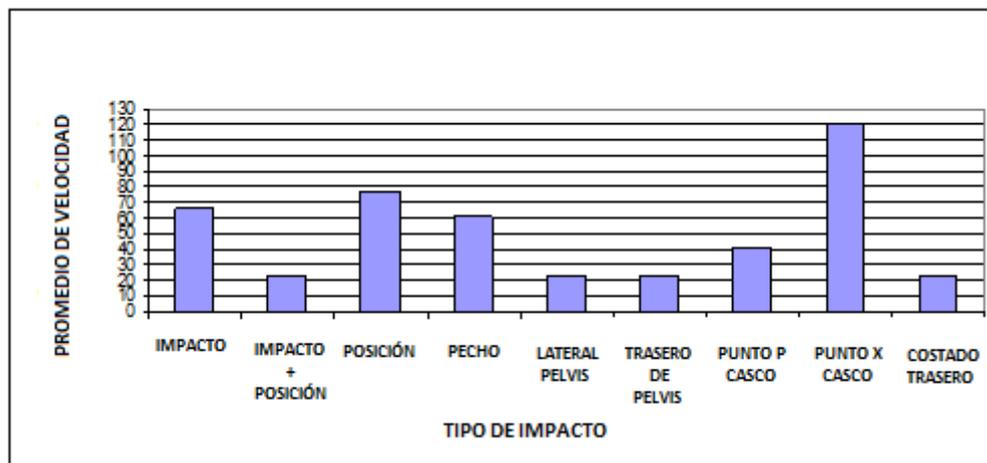


Figura 23: Promedio de la velocidad de impacto por cada mecanismo lesivo.

En el Figura 23 se pueden observar cuatro tipos de mecanismos de lesión con un promedio de velocidad superior a 60km/h. El punto X del casco muestra la velocidad más alta (120 km/h), pero la cantidad de energía absorbida durante el impacto no era tan grande como el incremento de velocidad. La cantidad de energía era baja y el piloto se deslizó a una larga distancia desde el punto del impacto al punto de parada.

Por el contrario, los impactos en la espalda, la pelvis o la columna en posiciones de máximo estiramiento registraron un bajo promedio de velocidad (20/25km/h).

A pesar de estos impactos a baja velocidad en la espalda/lateral, se observa un promedio MAIS3, que es un signo indicativo, de que la espalda necesita ser protegida para prevenir daños serios en la columna.

Además, los impactos en casco y tórax se ha demostrado que causan graves lesiones AIS3+ en la columna.

Los impactos en el casco (X, P) presentan la más alta velocidad de impacto y valores Delta-V de todos los casos seleccionados, así que es probable que muestren resultados de alta gravedad. Por consiguiente, estas averiguaciones enfatizan el carácter crítico del tórax como propenso a sufrir lesiones graves y se mostraría como causa indirecta de lesiones serias también.

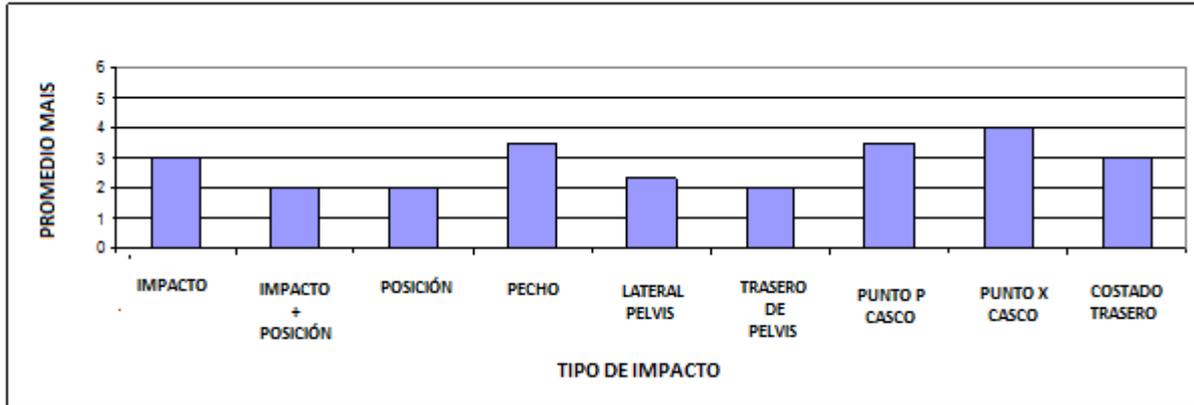


Figura 24: Resultados promedio de intensidad MAIS para cada punto de impacto en cada mecanismo lesivo.

Las lesiones graves de columna son normalmente provocadas por fuerzas axiales debidas a impactos en la cabeza, o fuerzas de giros causados por impactos en los hombros, caderas, tórax y otras partes del cuerpo. La gravedad de las lesiones en la columna podría ser reducida por sistemas protectores de impacto destinados a absorber la energía de choque, así como a distribuir y atenuar la fuerza transmitida a la columna. Por ejemplo, los protectores de pelvis, cuello y tórax son capaces de reducir la gravedad de las lesiones en la columna distribuyendo las fuerzas cuando esas partes del cuerpo reciben un impacto directo.

Por otra parte, los protectores de espalda, proporcionan protección contra magulladuras y esguinces provocados por golpes en las lumbares y la espina dorsal.

La mayoría de los impactos son contra objetos planos rígidos. Se observaron también impactos aislados contra objetos circulares en el pecho o en puntos de impacto directo.

### 2.3 Conclusiones de la revisión bibliográfica

Hay multitud de textos y escritos acerca de las lesiones de motociclistas y biomecánica, y muchos estudios tratan acerca de zonas del cuerpo cruciales como el tórax o la cabeza. La revisión bibliográfica llevada a cabo dentro del apartado anterior lo confirma, y muestra la cabeza y el tórax como zonas clave por la frecuencia y gravedad de sus lesiones. Además, las extremidades inferiores y superiores demuestran ser las zonas del cuerpo más frecuentemente heridas, aunque a menudo no heridas de gravedad.

Como resultado de la revisión bibliográfica y la exploración preliminar en profundidad en tres bases de datos (MAIDS, LMU y DIANA), se ha concluido que se necesita una investigación más a fondo en tres zonas del cuerpo:

- **Tórax:** Con respecto a accidentes críticos o mortales (LMU&DIANA), el tórax es la parte del cuerpo que más frecuentemente recibe el máximo nivel AIS (MAIS). Las lesiones torácicas son a menudo graves o mortales (MAIS3+) y son las mayores responsables de reducir la supervivencia después de una lesión en la cabeza. Se ha averiguado que esta zona tiene probabilidad de registrar lesiones con daños críticos, por ejemplo, alrededor del 30% de las lesiones de tórax a media o alta velocidad tienen un valor AIS igual o superior a 4.
- **Cuello/Cervicales:** Muchas de las lesiones de cuello son leves, normalmente contusiones, quemaduras o cortes. Además, los daños en las cervicales están poco presentes entre los pilotos de motocicleta. Sin embargo, las lesiones de las cervicales representan casi la mitad de las lesiones MAIS6 registradas en la base de datos MAIDS.

- **Columna:** Con respecto a las lesiones de columna, las torácicas (54%) y lumbares suponen el 90% de todas las lesiones vertebrales. A pesar de que las cervicales, la lumbar y la espina dorsal no son dañadas, tienen probabilidad de mostrar altos resultados de gravedad.

Por consiguiente, la zona de la columna y la zona torácica fueron analizadas a fondo utilizando la base de datos MAIDS. Los traumatismos indirectos se hallaron en cada lesión de nivel AIS2+ de las cervicales. Los impactos en la cabeza fueron la mayor causa directa de traumatismos en el cuello. Además, los traumatismos indirectos (50%) y los directos (40%) fueron el mecanismo lesivo más común en los daños de espina dorsal y lumbares AIS2+. Finalmente, más de la mitad de las lesiones torácicas AIS2+ fueron causadas por un impacto directo en las costillas, mientras que los impactos en el esternón representaron alrededor del 40%.

Este análisis aporta una visión diferente a los estudios existentes, en cuanto a que no se estudia tan en profundidad la cabeza o el tórax. Además, la columna ha sido dividida en dos zonas diferentes: las cervicales y la columna dorso-lumbar, para estudiar lesiones y biomecánica en cada zona individualmente y realizar progresos en sus respectivos equipamientos de protección específicos.

Por lo tanto, se puede concluir, que este estudio aporta un nuevo conocimiento sobre las lesiones de motociclistas y biomecánica, al igual que se ha detectado que existen lagunas en el conocimiento actual sobre lesiones de la columna, en especial aquellas referidas a las cervicales.

### 3 PROPUESTA DE NUEVAS NORMATIVAS DE PROTECTORES DE CUELLO Y ESPALDA

Se han realizado pruebas empleando Dummies para saber el nivel de daños en el ser humano. Los criterios lesivos se establecen para evaluar de un modo cuantitativo, el nivel de la lesión. Los criterios son obtenidos para comparar el nivel de daño entre voluntarios (inofensivo)/ víctimas (lesiones severas) y Dummies cuando son puestos a prueba en situaciones idénticas. Los estándares lesivos definen los niveles de tolerancia que están estadísticamente asociados con una escala de daños. La escala de lesiones abreviada AIS, es uno de los códigos más importantes, y es empleado internacionalmente en la evaluación y clasificación de las diferentes lesiones producidas en el ser humano debido a los accidentes de tráfico. Creado por la Asociación para el Desarrollo de la Medicina Automotriz, AAAM, en 1971, este código se revisa y actualiza periódicamente. Esta escala inicialmente se empleó como un código numérico de siete dígitos para cifrar las más de dos mil lesiones registradas. El último de los siete dígitos se utiliza para valorar la gravedad del daño. Los seis niveles de intensidad son definidos como:

- AIS 1: Menor
- AIS 2: Moderado
- AIS 3: Serio
- AIS 4: Severo
- AIS 5: Crítico
- AIS 6: Máximo (o Mortal).

Los niveles del umbral de daño están normalmente establecidos entre AIS 2 y AIS 4.

Estos niveles de umbral serán aplicados para predecir el nivel de protección del equipo. Si la reacción del Dummy no excede el nivel de tolerancia, es improbable registrar lesiones, aunque es posible que aparezca la lesión dependiendo de la tipología de persona (fisonomía, anatomía...) entre otros factores. Del mismo modo, los valores por encima del límite de tolerancia no implican necesariamente que el ser humano resulte herido, aunque la probabilidad de lesión aumenta. Debido a estas restricciones, el umbral de valores se puede emplear solo como valores de referencia para diseñar y comparar equipos protectores y no como una herramienta de predicción.

Si el comportamiento esperado de un equipo protector bajo estudio es conocido y los parámetros que se comprueban están claramente definidos, se recomienda realizar estudios parciales usando un simple Dummy. Los test parciales son más sencillos que los test completos y tienen una alta repetibilidad.

Este es el caso, por ejemplo, de la parte 2 de la normativa EN 1621 que consiste en dejar caer una masa controlada y medir la fuerza transmitida en un bloque ubicado en el lado opuesto al punto de impacto.

Este método de estudio se emplea para evaluar la capacidad de absorción/transmisión del protector sin necesidad de utilizar un Dummy. El principal problema de los estudios parciales es que implican una falta de información sobre los parámetros excluidos de los exámenes completos y a causa de las nuevas tecnologías y los nuevos conceptos de protección, estos test deberían ser desarrollados incluyendo los nuevos parámetros. Este es el caso, por ejemplo, de la redistribución de la fuerza en los protectores de espalda. La redistribución requiere cambios en los test parciales (como forma sencilla de adaptación a los nuevos requerimientos) o cambiarlos completamente; desarrollando un nuevo test en el peor de los casos.

#### 3.1 *Protector de cuello*

La principal función del protector de cuello es evitar que éste se gire cuando se desarrollan momentos como la flexión, extensión y flexión lateral. Los giros e inclinaciones en el cuello se pueden evitar limitando el recorrido del casco con respecto al tórax. Como se ha explicado anteriormente, una

de las principales causas de las lesiones de cuello se debe a impacto indirecto, fundamentalmente a los impactos en el casco.



Imagen 3: Ejemplo de protector de cuello para motorista

Hay una relación cercana entre los análisis del casco en los accidentes y el comportamiento del protector de cuello. Es esencial definir una serie de pruebas basadas en la normativa europea de cascos (ECE 22.05)

Hasta la fecha, la Normativa 22 define el estándar de cascos para para representar el actual análisis de accidentes. Se definen cinco puntos de impacto como se muestra en la Imagen 2. El punto S fue incorporado en la última revisión del modelo por la amplia frecuencia (mostrado en la Figura 12 también). El principal problema de este punto en relación al cuello, es la extrema importancia de la tensión de corte que se genera en la base de la cabeza, mientras que el giro es menos importante.

En este punto S, la protección del cuello no está contemplada. En la misma situación, pero con una tensión compresiva longitudinal, podemos ver que para el punto P es insignificante. En otros puntos también se generan fuerzas longitudinales y rompen las fuerzas del cuello, pero son iguales o menos importantes en relación a los efectos de flexión.

Las pruebas se basan en los puntos B, X y R que cita la Normativa 22 para análisis de los protectores de cuello. Sin embargo, se pueden incluir los puntos S y P si fuese necesario.

Por otra parte, se propone a mayores un test de calibración del Dummy BioRID, basado en la normativa R-22. La zona de impacto es el área del tórax, la cual provoca una flexión casi total. El Dummy BioRID tiene mejor biofidelidad de cuello y columna vertebral y es la mejor opción para estudiar las torceduras de cuello. Los parámetros para esta prueba se obtienen de las pruebas de protectores de espalda.

Finalmente, se añade un último estudio basado en el test sobre el impacto trasero en el tórax. Se comprueba la efectividad de los protectores de cuello en casos con lesiones de menor gravedad como traumatismos cervicales.

### 3.1.1 Prueba de Casco Frontal

La prueba incluye un lanzador con una masa impactadora de 8,75 kg. La masa impactadora tiene una geometría similar a la masa plana del estándar europeo de la normativa R-22 (impacto de yunque circular, con diámetro 130 mm).

El impactador se lanza contra la cabeza de un Dummy completo ("Hybrid III 50th Percentile Male"): que está protegido con un casco convertible definido (en este caso, el ensayo emplea un casco convertible marca NZI II).

La velocidad inicial de impacto debe ser de 7.5 m/s y el punto de impacto es el punto B, descrito en la Imagen 2. La dirección de impacto se describe en la normativa 22.



Imagen 4: Test en el punto B

El Dummy está sentado con la posición del cuello en  $-7^\circ$  de extensión. Este Dummy está equipado con acelerómetros individuales en la parte superior e inferior del cuello.

Los principales valores a ser comprobados son la fuerza longitudinal en el cuello ( $F_z$ ), la correspondiente a la dirección de impacto ( $F_x$ ) y la medida del momento  $M_y$ .

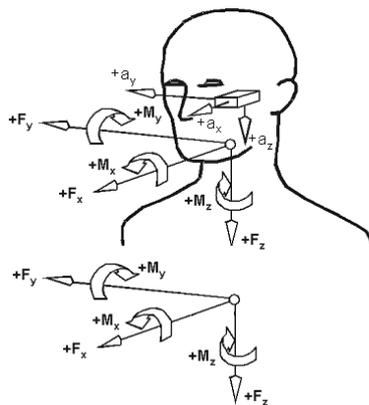


Figura 25. Sistema de coordenadas

### 3.1.2 Prueba de Casco Trasera

La prueba incluye un lanzador con una masa impactadora de 8,75 kg. La masa impactadora tiene una geometría similar a la masa plana del estándar europeo de la normativa R-22 (impacto de bloque circular, con diámetro 130 mm).

El impactador se lanza contra la cabeza de un Dummy completo ("Hybrid III 50th Percentile Male"): que está protegido con un casco no convertible definido (en este caso el ensayo emplea un casco NZI Eurus 600). Se emplea un casco no convertible porque los cascos convertibles tienen un enganche de barbilla débil que puede conducir a resultados erróneos.

La velocidad inicial de impacto debe ser de 7.5 m/s y el punto de impacto es el punto R, descrito en la Imagen 2. La dirección de impacto se describe en la Normativa 22.

El Dummy está sentado con la posición del cuello en  $-7^\circ$  de extensión. Este Dummy está equipado con acelerómetros individuales en la parte superior e inferior del cuello.

Los principales valores a ser comprobados son la fuerza longitudinal en el cuello ( $F_z$ ), la correspondiente a la dirección de impacto ( $F_x$ ) y la medida del momento  $M_y$ .



Imagen 5: Test en el punto R.

### 3.1.3 Prueba de Casco Lateral

La prueba incluye un lanzador con una masa impactadora de 8,75 kg. La masa impactadora tiene una geometría similar a la masa plana del estándar europeo de la normativa R-22 (impacto de bloque circular, con diámetro 130 mm).

La masa se lanza contra la cabeza de un Dummy completo ("Hybrid III 50th Percentile Male"): que está protegido con un casco no convertible definido (en este caso, el ensayo emplea un casco NZI Eurus 600). Se emplea un casco no convertible porque los cascos convertibles tienen un enganche de barbilla débil que puede conducir a resultados erróneos.

La velocidad inicial de impacto debería ser de 7.5 m/s y el punto de impacto es el punto X, descrito en la Imagen 2. La dirección de impacto se describe en la Normativa 22.

El Dummy está sentado con la posición del cuello en  $-7^\circ$  de extensión. Este Dummy está equipado con acelerómetros individuales en la parte superior e inferior del cuello.

Los principales valores a ser comprobados son la fuerza longitudinal en el cuello ( $F_z$ ), la correspondiente a la dirección de impacto ( $F_z$ ) y la medida del momento  $M_x$ .



Imagen 6: Test lateral en el punto X.

### 3.1.4 Prueba de Tórax Trasero

La prueba está basada en el test de calibración BioRID, pero con una velocidad de impacto más alta, en concreto 6m/s. La velocidad se extrae de las pruebas de protector de espalda que se explicarán a continuación.

El Dummy se coloca como se utiliza para su calibración, excepto para el caso de los sensores de rotación externa que son insuficientes con la posición de protector de cuello. El casco está definido también, en este caso es: Modelo Activy HX, con un peso de alrededor de 1250 gramos.

Los valores a controlar son las fuerzas y momentos en las partes superior e inferior del cuello.

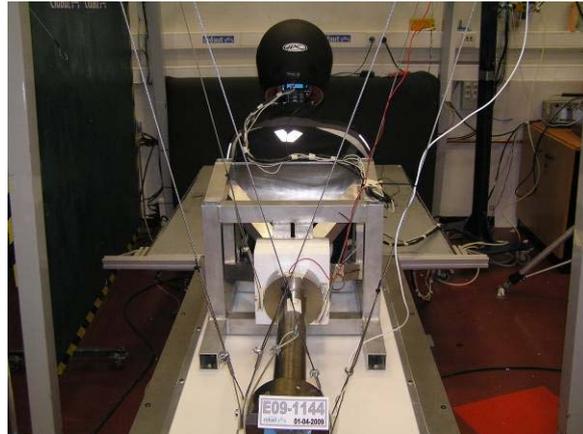


Imagen 7: Test trasero de tórax a 6 m/s

## 3.2 Protector de espalda

La mayoría de las investigaciones científicas en las normativas actuales vienen de los estudios del Dr. Roderick Wood en la Universidad de Cambridge. El Dr. Woods ha publicado numerosos artículos sobre la protección de motociclistas con especial atención en los mecanismos lesivos. Inicialmente se utilizó un Dummy cayendo de un vehículo en movimiento a varias velocidades. Después, él desarrolló un método de prueba que aporta una buena correlación entre las pruebas con Dummy y los accidentes reales. Este trabajo fue publicado en "Performance of protective clothing: Fifth Volume" y condujo a la publicación de la normativa de ropa para motociclista de Cambridge. Estas normas son el inicio para definir el estándar EN 13595.



Imagen 8: Ejemplo de protector de espalda para motoristas

Estudios como el de Levine en 1998, dicen que la mayoría de las lesiones de espalda suceden debido a flexiones y torsiones. Estos daños son difíciles de proteger sin inmovilizar el cuerpo del

motociclista por el actual estado de la técnica. Es por ello que el estudio se centrará en el análisis de la causa lesiva por la transmisión perpendicular de fuerzas a la espalda y no debido a causas inerciales. Por ejemplo, el impacto en la cadera y después las fuerzas transmitidas a la espalda a través de la columna vertebral.

Por otra parte, debemos ser conscientes de que las diferentes zonas de la espalda tienen diferentes límites de tolerancia. En caso de lesiones en la columna producidas por impactos directos, el nivel de tolerancia de fuerza que puede soportar es de 4 kN (CEN/TC 162/WG 5 Documento N657, 2002), mientras que para los omóplatos la lesión ocurre alrededor de 9 kN (EN 1621-2, 2001).

La protección contra impactos directos, perpendicular a la espalda, puede ser obtenida por dos métodos. La primera es incrementar la duración del impacto y disminuir el pico máximo de fuerza. Estas condiciones pueden darse empleando espumas que absorban la energía. El otro método es intentar distribuir la fuerza de impacto en un área más grande, que reduce el esfuerzo en cada parte del cuerpo. La segunda opción a menudo sugiere utilizar materiales rígidos que dirigen las fuerzas evitando la deformación de la superficie de protección.

La parte 2 de EN 1621 analiza la posibilidad de reducir la fuerza transmisora a través del protector. Este estándar considera un valor de 9kN de fuerza media transmitida como un umbral mínimo para ser clasificado como nivel 2. El segundo método no se analiza en este estándar, pero sería necesario. EN 1621-2 se utiliza para evaluar los protectores de espalda mediante las siguientes pruebas propuestas:

### 3.2.1 Prueba de Absorción y Distribución en la Espalda con Hybrid III

Un máximo de 4kN se considera que es un valor seguro para prevenir lesiones de columna y riñón en impactos directos y un valor de 9kN proporciona protección para otras partes de la espalda. Esto es debido a que el estudio fue llevado a cabo en la columna, considerando que el resto de la espalda está bien protegida con el estándar actual EN1621-2.

La prueba propuesta es lanzar una masa de 12 kg en la espalda del Dummy, específicamente a 3 cm por debajo de la unión torácico-lumbar. La forma de la masa impactadora está definida en el estándar EN 1621-2. La velocidad de impacto se establece en 6 m/s. La espalda del Dummy tiene que ser normal a la dirección de la prueba y el Dummy debería estar dentado en una lámina de teflón para prevenir fricción incontrolada.

Empleando estos valores, el Dummy debería alcanzar un nivel máximo de lesión sin el protector de espalda.



Imagen 9: Prueba realizada en Hybrid III sin protector de espalda.

### 3.2.2 Prueba de Absorción y Distribución con bloque

En una revisión bibliográfica de EN 13158 se encuentran Chaquetas protectoras, protectores de cuerpo y hombros para pilotos. Este estándar proporciona el concepto de distribución. Utiliza pruebas bastante similares a EN 1621, pero los dispositivos de prueba cambian un poco: un anillo de acero situado alrededor del bloque y con mayor altura (1cm).

La forma del impactador es diferente también. Se trata de un impactador rectangular 80 x 20mm, que representa la parte superior de las vallas. Este tipo de impactador es muy crítico debido a la incorporación de bordes que centran la intensidad en una zona que puede romper el protector de espalda. Los bordes afilados se pueden dar en carretera en elementos como señalización, barreras y postes verticales o incluso el parte superior de los guardarrailles.

La velocidad de impacto es superior en accidentes de motocicleta, y se elige el nivel estándar más alto de ensayo, nivel 3 o 45 julios. La velocidad de impacto se establece en 6m/s. Los puntos de impacto y la manera de llevar a cabo la prueba, se definen en EN 13158.



Imagen 10: Prueba de absorción y distribución en bloque

### 3.2.3 Prueba de Nivel Superior de Absorción con bloque (opcional)

La prueba es básicamente un test definido en EN 1621-2, pero con una masa impactadora de 3.3 kg y una velocidad de 6 m/s. Con estos parámetros, la prueba tendrá una energía de 60 julios, o lo que es lo mismo un 20% más que en el estándar EN 1621-2. Los puntos de impacto y la manera de llevar a cabo la prueba, se definen en EN 1621-2.



Imagen 11: Ejemplo de prueba de nivel superior de absorción.

## 4 PRUEBA ERGONÓMICA Y DE COMPATIBILIDAD

### 4.1 *Prueba ergonómica*

Una de las razones principales para estudiar la ergonomía es evitar una limitación de la seguridad activa.

Dentro de esta seguridad activa, lo más importante es la comodidad del piloto. La incomodidad provocada por ropa y protectores es un hándicap porque puede incrementar el riesgo de accidentes. Crea una sensación negativo derivada de limitaciones en el movimiento o reducción de la precisión de movimientos y al final, crea un retraso en las respuestas. Se debe añadir también que esta incomodidad aumenta el cansancio físico.

Una encuesta de Robertson y Porter (1987) mostró que el origen de esta incomodidad era causado en el 60% de los casos por un esfuerzo muscular, en un 33% por condiciones higrotérmicas, 27% por ruido y 22% por vibración.

La incomodidad muscular puede ser causada por una mala posición de la moto, pero también por ropas o protectores demasiado ajustados o no suficientemente ergonómicos. Las condiciones de temperatura son determinantes para la limitar el grosor y aislamiento de la ropa y protectores y la cantidad de aire estático situado entre el ellos y el propio cuerpo.

Las aberturas que permiten la circulación del aire aumentan la incomodidad en invierno mientras provocan la situación opuesta en verano. La incomodidad por vibración y ruido se evita estudiando directamente la causa que lo produce. Normalmente se debe a vibraciones causadas por la holgura de la ropa que ondean especialmente cerca de la cabeza.

El protocolo de prueba para el test de ergonomía se propone para protectores de cuello como el estándar EN 1621 hace para protectores de espalda (Tabla 7).

El probador debe ser capaz de realizar todos los movimientos descritos en la lista sin ningún impedimento causado por el protector. Las pruebas se pueden llevar a cabo de forma estática, pero es preferible que sean realizadas en una prueba dinámica, donde se puede comprobar de una manera más óptima la ausencia de vibraciones.

Este protocolo recoge aspectos básicos que deben comprobarse en el uso de protectores de cuello. Sin embargo, requiere un aprendizaje de la técnica de utilización, y una buena elección de la talla.

	SI	NO
<b>AJUSTE</b>		
Es facil de poner y quitar		
Está equipada con sistema de cierre		
El sistema de cierre es ajustable		
El sistema de cierre es facil de manejar		
La fijación del protector permite la respiración correctamente		
Es comodo en todo tipo de motocicletas		
Es compatible con otros protectores, especialmente con protectores de espalda y pecho		
Otros		
<b>UTILIDAD</b>		
Impedimentos con actividades habituales cerca de la motocicleta:		
- Estando levantado, mirarse los pies		
- Levantar los brazos horizontalmente		
- Poner la mano sobre la cabeza (Flexión de hombro)		
- Girar el cuerpo (torsion y lateral)		
- Puede ser utilizado o estar integrado con otras ropas existentes, como chaquetas.		
Otros		
<b>SEGURIDAD ACTIVA</b>		
Impedimentos con una conducción normal:		
- Para montarse y bajarse		
- Para hacer los movimientos propios de la conducción		
- Para girar la cabeza intentando mirar atrás mientras el usuario sostiene el manillar		
- Para mirar a la pata de cabra cuando el usuario está en la moto		
- Para señalar maniobras manualmente		
Otros		
<b>CONFORT</b>		
Se evitan las partes duras, ásperas. No se producen irritaciones o heridas.		
Esta diseñado teniendo en cuenta el sexo y la talla		
Ventila y transpira correctamente (en verano e invierno)		
Es fácil de llevar		
Es ligero		
Todos los movimientos son posibles al mismo tiempo que el protector está ajustado		
Proporciona al usuario un cierto grado de sensación de seguridad		
Es cómodo despues de un uso prolongado		
Otros		

Tabla 6.- Protocolo de prueba para test de ergonomía

## 4.2 Prueba de compatibilidad

La prueba propuesta en el estándar actual UNE 135900 parece ser la mejor forma para estudiar la seguridad motociclista global. Por una parte, la compatibilidad entre los diferentes protectores como los de cuello o espalda está propuesta y, por otra parte, permite observar cambios en los mecanismos lesivos. Los cambios en los mecanismos de lesión son importantes porque es posible reducir el daño en las zonas protegidas, pero incrementarlo en otras partes del cuerpo que no son analizadas en la prueba parcial.

También tiene la ventaja de reproducir un accidente a gran escala, confirmando los resultados de las pruebas realizadas en líneas anteriores.

Se realiza una prueba sin protector, otras con el protector estudiado y finalmente otras completamente equipadas.



Imagen 32: EN 1359000 Fotografía pre-prueba

Con respecto a las lesiones de cuello, la prueba de los mecanismos lesivos en el cuello es la compresión y flexión lateral y, dependiendo de la evolución de la prueba, también la extensión o estiramiento del cuello.

El protector de espalda, aunque de una forma indirecta, se espera también que tenga influencia beneficiosa en la columna vertebral, limitando la flexión lateral. Este valor puede ser medido por la carga de la célula T9 en el Hybrid III.



## 5 CONCLUSIONES DE LAS NUEVAS NORMATIVAS DE PROTECTORES DE CUELLO Y ESPALDA

Las normativas de equipos de protección más recientes y avanzadas se han analizado para proponer enmiendas a las normativas actuales, si fuera necesario, o proponer nuevos criterios si se detecta una falta de estandarización de cualquier equipo protector. Se han empleado tres enfoques diferentes:

- Revisión bibliográfica: Los textos revisados permiten identificar mejoras en la normativa.
- Resultados de revisar las normativas de equipos de protección en base a las lesiones que presentan los pilotos.
- Cuestionarios que versan sobre la ropa protectora fueron enviados a expertos de seguridad en carretera, los cuales sugirieron como se podría mejorar la normativa sobre equipos de protección.

Se ha contribuido a detectar mejoras en seis regulaciones que contienen los requerimientos de actuación de hasta trece mecanismos de protección diferentes. Además, ha sido detectada la necesidad de protectores de espalda para cumplir con las nuevas normativas.

Además, se ha desarrollado un nuevo protocolo de ensayo para evaluar los protectores de cuello. Se propone una prueba de calibración BioRID con una mayor velocidad de impacto que en la prueba original de calibración. Parece útil porque la prueba se valida directamente por sustitutos humanos de autopsias y el Dummy BioRID se ha desarrollado específicamente para este tipo de pruebas, comprobándose su repetibilidad y reproducibilidad.

Finalmente, se proponen pruebas adicionales para protocolos de protección de cuello basados en el Dummy Hybrid III. Se proponen tres puntos de impacto para complementar la prueba del BioRID que comprueba la flexión del cuello en diferentes situaciones.

A continuación se expone la conclusión sobre los criterios lesivos para poder evaluar las pruebas propuestas.

### 5.1 *Criterios Lesivos para las pruebas de protector de Cuello*

Las lesiones de cuello pueden suceder por una fuerza individual en una dirección o rotación o por cargas combinadas. El criterio del cuello es el resultado de fuerzas combinadas, Criterio Nij o a veces viene de valores obtenidos de forma simple, como corte, tensión, compresión, flexión, extensión y torsión, ignorando los efectos entre ellos.

Además, estos valores están generalmente basados en las estadísticas biomecánicas aplicables al fallo mecánico de la parte superior del cuello, con ajustes realizados en algunos casos por condiciones de carga dinámica y en otros, por datos estadísticos como información de sujetos promedio. Se realiza de esta manera debido a la gran variabilidad en los resultados, especialmente cuando la acción de los músculos no ha sido considerada influyente en muchos de los estudios.

A día de hoy, hay dos criterios de cuello en la normativa actual que utilizan el Dummy Hybrid III. El criterio Nij es ampliamente empleado en el estándar americano, mientras en Europa se emplea un criterio basado en las curvas de Mertz. Todos los criterios sobre las lesiones de cuello actuales están basados en los impactos frontales.

Las pruebas laterales y fuera de posición emplean los criterios frontales. La norma UNE 1359000 también se basó en la evaluación del comportamiento de los sistemas de protección para motociclistas en barreras de seguridad que emplean los criterios Mertz.

Todos los valores han de ser medidos con un acelerómetro localizado en la parte superior del cuello y deben ser corregidos por la siguiente fórmula SAE:

$$M_x = M_{xmedida} + F_y \cdot 0,01778$$

Las mediciones del acelerómetro de la parte inferior del cuello también deben corregirse mediante la siguiente fórmula:

$$M_x = M_{xmedida} - F_y \cdot 0,028575$$

El valor  $F_y$  se obtiene de la aproximación del valor  $F_x$  basado en los estudios realizados por Mertz (2003). De modo similar, los valores del acelerómetro de la parte inferior del cuello serán tomados como un valor al menos dos veces superior que la parte superior del cuello, excepto  $M_z$  que no será considerado en este estudio. Aunque hay sugerencias que dicen que los momentos de extensión y flexión son mayores para el acelerómetro de la parte inferior del cuello, se prefiere tomar valores más conservadores.

En resumen, en la tabla 6 se muestran los valores límite a utilizar en el cuello del Hybrid III, los cuales se aplicarán a las primeras tres pruebas propuestas.

Una vez expuestos los criterios lesivos a considerar con el Hybrid III, del siguiente modo, se estudiarán tres criterios a utilizar en el Dummy BioRID. Estos criterios se emplean para evaluar los traumatismos cervicales en impactos traseros.

Nivel de intensidad en el cuello					
Fx,y (N)	Fz tracción (N)	Fz compresión (N)	My extensión (N.m)	My flexión. (N.m)	Mx (N.m)
Parte superior del cuello					
3100	3300	4000	57	190	134
Parte inferior del cuello					
3100	3300	4000	114	380	268

Tabla 7.- Niveles de tolerancia en el cuello del Hybrid III

Los criterios seleccionados en el Dummy BioRID están caracterizados porque cada uno representa una parte específica del cuello (parte superior o inferior, como se hizo con el Hybrid III). Esta es la mejor forma de distinguir la mejoría en la parte superior del cuello y como afecta a la parte inferior.

El criterio Nkm se emplea en la célula de la parte superior del cuello. Se centra en la fuerza de corte en la dirección de impacto,  $F_x$  y en el momento de flexión-extensión que origina  $M_y$ :

$$Nkm = \frac{|F_x|}{F_{int}} + \frac{|M_{yoc}|}{M_{int}}$$

donde:

$$F_{int} = 845 \text{ N}$$

$$\text{Si } M_{yoc} > 0 \rightarrow M_{int} = 88.1 \text{ Nm}$$

$$\text{Si } M_{yoc} < 0 \rightarrow M_{int} = 47.5 \text{ Nm}$$

Por otra parte, el criterio LNL se utiliza en la posición inferior del cuello. Se basa no solo en la fuerza de corte,  $F_x$  y en el momento extensor,  $M_y$ , sino también en la fuerza de tensión  $F_z$ :

$$LNL = \frac{|F_x|}{250} + \frac{|M_{yoc}|}{15} + \frac{|F_z|}{900}$$

Donde la unidad de momento es  $N \cdot m$  y la unidad de fuerza es  $N$ .

Ambos criterios de lesión tienen que tener los valores más bajos posibles. Finalmente, la fuerza no axial se analiza con el criterio Nkm. El criterio  $N_{ij}$  se empleará en la parte superior del cuello para darnos información sobre la fuerza axial. El criterio  $N_{ij}$  se define como:

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{int}} + \frac{M_{yoc}}{M_{int}}$$

donde:

$F_z > 0$ ,  $F_{int} = 6806 \text{ N}$

$F_z < 0$ ,  $F_{int} = 6160 \text{ N}$

$M_{yoc} > 0$ ,  $M_{int} = 310 \text{ Nm}$

$M_{yoc} < 0$ ,  $M_{int} = 135 \text{ Nm}$

## 5.2 Criterios Lesivos para las pruebas de Protector de Espalda

El Dummy Hybrid III ofrece la posibilidad de medir la dirección de impacto en la columna, así como la compresión en la columna empleando dos acelerómetros, uno localizada aproximadamente en las vértebras lumbares inferiores (L4-L5) y otra ubicada aproximadamente en la vértebra T9 (zona torácica).

Desde este TFM, se proponen como valores de referencia una fuerza de corte de  $4 \text{ kN}$  y una fuerza de compresión de  $6.7 \text{ kN}$ . Los momentos deben medirse. Se establecen  $25 \text{ kN}$  como límite de tolerancia en las pruebas de bloque con anillo, al igual que en EN 13158. Finalmente, se utilizarán  $18 \text{ kN}$  como límite de tolerancia en pruebas de nivel superior de absorción, como se emplean en EN 1621.

## 6 CONCLUSIONES GENERALES.

Existe mucha bibliografía sobre las lesiones de pilotos de motocicleta y biomecánicas, y muchos estudios tratan acerca de zonas cruciales del cuerpo como el tórax o la cabeza. La primera parte de este Trabajo, contribuye a una aproximación diferente a los estudios existentes, enfatizando la necesidad de una investigación más profunda en la columna, que no se estudia tan a fondo como la cabeza o el tórax.

Además, la columna ha sido dividida en dos zonas diferentes: las cervicales y la columna dorso-lumbar para estudio de lesiones y estudios biomecánicos en cada zona individual y realiza progresos en su equipo protector específico.

Por lo tanto, puede concluirse que este estudio contribuye a otorgar nuevos conocimientos sobre biomecánica y lesiones en motociclistas, al detectarse que había una laguna relativa al conocimiento existente sobre lesiones de columna, especialmente aquellas concernientes a las cervicales.

Las lesiones cervicales se muestran como la mayor contribución a lesiones mortales (AIS6+) a pesar de su relativa baja frecuencia. Así, es paradójico que ni en los Estados Unidos ni en la Unión Europea haya una prueba estándar para realizar en los dispositivos de protección de cuello utilizados en motocicletas, y su uso es ciertamente limitado. Se debe realizar hincapié en definir las pruebas comunes para estos protectores e igualmente debe promoverse su utilización debido a sus efectos beneficiosos.

Además, los mecanismos lesivos en tórax y columna se han analizado empleando el código de localización de impacto como se define en la actual normativa R22.05, así que las comparaciones entre los accidentes reales y las condiciones de la prueba son factibles y se pueden sugerir las modificaciones de los estándares.

En la segunda parte del trabajo, se ha contribuido a detectar mejoras en seis regulaciones que contienen los requisitos de actuación de hasta trece dispositivos protectores diferentes.

Además, se ha detectado la necesidad de protectores de espalda para cumplir con las nuevas normativas. Se han sugerido complementos a las actuales normativas y además de se ha propuesto un nuevo protector de espalda. Adicionalmente se han propuesto también modificaciones en la normativa de protectores de espalda.

Por otra parte, la comunidad de motociclistas no parece ser consciente de los patrones comunes de lesiones y a menudo escogen los sistemas protectores buscando ergonomía, comodidad y moda. Recientemente, algunas iniciativas han hecho relativas recomendaciones sobre los equipos, pero quizás las tareas de difusión no son tan efectivas como se esperaba y las recomendaciones no parecen haber estado adecuadamente filtradas pensando en los pilotos.

Las directrices de este estudio son herramientas útiles para identificar si el sistema protector cumple con los estándares o no y como elegir el sistema protector más seguro.

Los motoristas entendieron las pautas y fueron capaces de elegir el equipo protector más seguro después de leerlas, aunque no todos ellos estuvieron dispuestos a aceptar los consejos dados, ya que a veces priorizan la ergonomía y el confort, a la seguridad.

Finalmente, los fabricantes deberían alcanzar un compromiso entre seguridad, moda, comodidad y ergonomía y promocionar sus productos de acuerdo al equipo de protección personal, directriz que permite a los conductores diferenciar con facilidad qué prendas son protectoras y cuáles no.



## 7 BIBLIOGRAFÍA

- AAAM, Association for the Advancement of Automotive Medicine Committee on Injury Scaling. (1990). The abbreviated injury scale – 1990 revision (AIS-90). Des Plaines, IL: Association for the Advancement of Automotive Medicine.
- AAAM, Association for the Advancement of Automotive Medicine Committee on Injury Scaling. (1998). The abbreviated injury scale – 1998 update (AIS-98). Association for the Advancement of Automotive Medicine.
- AAAM, Association for the Advancement of Automotive Medicine Committee on Injury Scaling. (2005). The abbreviated injury scale – 2005 revision (AIS-2005). In: Gennarelli, T.A., Wodzin, E. eds.: Association for the Advancement of Automotive Medicine.
- ACEM, 2004. MAIDS in-depth investigation of accidents involving powered two wheelers: Final report 1.2. Association of European Motorcycle Manufacturers (ACEM), Brussels.
- Bonnevie, S., Samaha, R.R., Digges, K.H., (2009). Factor in NASS CDS motorcycle crashes with passenger cars. George Washington Institute, Ashburn.
- Christmas, S., Young, D., Cookson, R., Cuerden, R., 2009. Passion, performance, practicality: motorcyclists' motivations and attitudes to safety. Transport Research Laboratory. ISBN: 978-1-84608-828-5
- de Rome, L., 2006. The injury reduction benefits of motorcycle protective clothing. NTSB Public Forum on Motorcycle Safety, September 12-13 2006. National Transport Safety Board [http://www.nts.gov/events/symp\\_motorcycle\\_safety/symp\\_motorcycle\\_safety.htm](http://www.nts.gov/events/symp_motorcycle_safety/symp_motorcycle_safety.htm)., Washington DC.
- de Rome, L., Stanford, G., 2006. Motorcycle protective clothing: Fashion or function. The 2006 International Motorcycle Safety Conference <http://www.msf-usa.org/imsc/index.html>. Motorcycle Safety Foundation, Long Beach.
- de Rome, L., 2009. The Good Gear Guide for Motorcyclists and Scooters Riders. National Road Safety Council, Australia.
- de Rome, L., et al., 2011. Motorcycle protective clothing: Protection from injury or just the weather. Accident Analysis and Prevention DOI:10.1016.
- DGT Report: Comportamiento y aprovechamiento de las barreras de seguridad con postes IPN en carreteras de titularidad provincial, su posible adaptación para Sistemas de Protección de Motociclistas y evaluación de la protección y compatibilidad del equipamiento de protección personal de motociclistas mediante ensayos a escala real. Contract 0100DGT13658.
- European Committee for Standardization. EN 1621-1:2012 Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact. Requirements and test methods for impact protectors. Brussels.
- European Committee for Standardization. EN 1621-2:2003 Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact. Motorcyclists back protectors. Requirements and test methods. Brussels.
- DIANA. In-depth Traffic Accident Database of CIDAUT Foundation. Valladolid, Spain.
- European Committee for Standardization. EN 1621-4:2013 Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact - Part 4: Motorcyclists' inflatable protectors - Requirements and test methods. Brussels.
- EC 2001. COST 327. Motorcycle Safety Helmets, Final report. European Commission. Directorate General for Energy and Transport, Brussels.
- EC 2002. SIM EU project (Safety in Motion) D 2.1. Report on analyses of motorcycle accidents databases. European Commission. Directorate General for Research.
- EC 2004. APROSYS EU project (Advanced Protection Systems) SP4. D 4.1.2. Report on accidentology analyses for motorcycles/riders impacts against vehicles. State of the art of motorcycle protective devices. Future research guidelines. European Commission. Directorate General for Research.

- EC 2004. APROSYS EU project (Advanced Protection Systems) SP4. D 4.1.3. Report on accident scenarios for motorcycle-motorcyclist-infrastructure interaction. State of the art. Future research guidelines. European Commission. Directorate General for Research.
- EC 2004. APROSYS EU project (Advanced Protection Systems) SP4. D 4.1.4. Report on the performance of riders protective devices and the corresponding injuries of riders. State-of-the-art regarding motorcyclist's helmets and clothing. Future research guidelines. European Commission. Directorate General for Research.
- EC 2004. APROSYS EU project (Advanced Protection Systems) SP4. D 4.3.1.A. Description Optimisation methodologies to improve existing protective equipment. Analysis from in-depth data studies and simulated reconstructions. European Commission. Directorate General for Research.
- EC 2004. APROSYS EU project (Advanced Protection Systems) SP4. D 4.3.2.C. Suggestions for the modification of ECE R22/05 standard. Directorate General for Research.
- EC 2004. APROSYS EU project (Advanced Protection Systems) SP4. D 4.3.3. Description of new thorax protector development. European Commission. Directorate General for Research.
- EC 2004. APROSYS EU project (Advanced Protection Systems) SP4. D 4.3.3.C. Demonstration of the implementation of the new thorax protector in the existing garments. European Commission. Directorate General for Research.
- EC 2006. SIM Project (Safety In Motion). European Commission.
- EC 2008. ESUM EU project. (European Safer Urban Motorcycling). Protective Equipment for riders. European Commission, Directorate General for Energy and Transport.
- EC 2009. MAIDS EU Project (Motorcycle Accidents In Depth Study). European Commission.
- EC 2010. ROSA EU project (Road safety for motorcyclists. European handbook of best practices on powered-two-wheeler's safety. European Commission. Directorate General for Mobility and Transport.
- EC 2012. MOSAFIM European Project. Deliverable D1 "Injury typology and biomechanics of motorcyclists impacts. Standards for protective equipment for motorcyclists. Correct selection of safety equipment. Brussels.
- ECE 22.05 Helmet Safety Standard
- EN 13158: 2009. Protective Jackets, Body, & Shoulder Protectors for Horse Riders. General requirements. European Committee for Standardization, Brussels.
- EN 13594:2002 Protective gloves for professional motorcycle riders. Requirements and test methods. European Committee for Standardization, Brussels.
- EN 13595-1:2002 Protective clothing for professional motorcycle riders. Jackets, trousers and one piece or divided suits. General requirements. European Committee for Standardization, Brussels.
- EN 13595-2:2002 Protective clothing for professional motorcycle riders. Jackets, trousers and one piece or divided suits. Test method for determination of impact abrasion resistance. European Committee for Standardization, Brussels.
- EN 13595-3:2002 Protective clothing for professional motorcycle riders. Jackets, trousers and one piece or divided suits. Test method for determination of burst strength. European Committee for Standardization, Brussels.
- EN 13595-4:2002 Protective clothing for professional motorcycle riders. Jackets, trousers and one piece or divided suits. Test methods for the determination of impact cut resistance. European Committee for Standardization, Brussels.
- EN 13634:2010 Protective footwear for professional motorcycle riders. Requirements and test methods. European Committee for Standardization, Brussels.
- EN 13921:2007. Personal protective equipment. Ergonomic principles.
- EN 1938:2010: "Personal eye protection - Goggles for motorcycle and moped users"
- EN 1621-1:2012 Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact. Requirements and test methods for impact protectors. European Committee for Standardization, Brussels.

- EN 1621-2:2003 Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact. Motorcyclists back protectors. Requirements and test methods. European Committee for Standardization, Brussels.
- EN 1621-4:2013 Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact - Part 4: Motorcyclists' inflatable protectors - Requirements and test methods. European Committee for Standardization, Brussels.
- ETSC, 2008. Vulnerable riders, Safety implications of motorcycling in the European Union. European Traffic Safety Council, Brussels.
- EU, 1998. Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact: Requirements and test methods for impact protectors. . European Committee for Standardization, Brussels.
- EU, 2002. Protective clothing for professional motorcycle riders: Jackets, trousers and one piece or divided suits - general requirements. . European Committee for Standardization, Brussels.
- EU, 2003. Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact: Motorcyclists back protectors - requirements and test methods. . European Committee for Standardization, Brussels.
- ERSO, 2011. Traffic Safety Facts 2011. European Road Safety Observatory.
- Forman, J.L., et al., 2011. Injuries among powered two-wheeler users in eight European countries: a descriptive analysis of hospital discharge data. Accident Analysis and Prevention DOI:10.1016.
- Hell, W. & Lob, G. (1993), Typical injury patterns of motorcyclists in different crash types- Effectiveness & improvement of countermeasures. In proceedings 37th Annual Proceedings Association for the Advancement of Automotive Medicine, 77-86, Nov 4-6, San Antonio, Texas.
- Hurt, H. H. Jr., Ouellet, J.V. & Wagar, I.J. (1981), Effectiveness of motorcycle safety helmets and protective clothing, Proceedings of the Annual Conference of the American Association for Automotive Medicine, San Francisco pp 223-235.
- Latorre, G., Bertazzoni, G., Zotta, D., Van Beeck, E., Ricciardi, G., 2002. Epidemiology of accidents among users of two-wheeled motor vehicles. European Journal of Public Health 12, 99-103.
- Liu, BC., Ivers, R., Norton, R., Boufous, S., Blows, S., Lo SK., 2009. Helmets for preventing injury in motorcycle riders (Review). Cochrane Database of Systematic Reviews 1. Art. No.: CD004333. DOI: 10.1002/14651858.CD004333.pub3.
- LMU (Ludwig-Maximilians-Universität München). Fatalities Traffic Accident Database. Munich.
- MSF, 2001. Personal protective gear for the motorcyclist. Motorcycle Safety Foundation, USA.
- Molinero A. et col, 2008. Estudio de Accidentes con implicación de Motocicletas en España. Dirección General de Tráfico (DGT), Spain.
- Namiki, H., T. Nakamura, and S. Iijima, "A Computer Simulation for Motorcycle Rider-Motion in Collision," SAE 2003-32-0044, 2003.
- NASS (National Automotive Sampling System), 2009. National Highway Traffic Safety Administration, United States.
- NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration). 2015. Traffic safety facts, 2013: motorcycles. Report no. DOT HS-812-148. Washington, DC: US Department of Transportation.
- Noordzij, P.C., Forke, E., Brendicke, R. and Chinn, B. 2001. Integration of needs of moped and motorcycle riders into safety measures. Report D2001-5, SWOV Institute for Road Safety Research.
- Otte, D. & Middelhaue, V (1987), Quantification of protective effects of special synthetic protectors in clothing for motorcyclists, 1987 International IRCOBI Conference of the Biomechanics of Impacts, Birmingham, pp.1-18.
- Pegg, S.P. & Mayze. T.D (1983), Burn Injuries associated with motorcycles, Burns Vol. 9(40) pp 288-91 March.
- PrEN 1621-3:2012: "Motorcyclists' protective clothing against mechanical impact. Motorcyclists' chest protectors. Requirements and test methods. European Committee for Standardization, Brussels.

- Road safety in the European Union. 2015. Trends, statistics and main challenges. European Commission, Directorate-General Mobility and Transport, Unit C.4 – Road Safety.
- Schuller, E.; Beier, G. & Spann, W. (1984), Effectiveness of protective clothing in Munich area motorcycle accidents, Proceedings 26th Stapp Car Crash Conference, Ann Arbor, SAE Technical Paper 821162, pp.259-267.
- Schuller, E.; Beir, G. & Spann, W. (1986), Disability and impairment of protected and unprotected motorcycle riders, Proceedings of the SAE International Congress and Exposition - Crash Injury Impairment and Disability: Long Term Effects, Detroit, MI, Warrendale, PA, pp.51-56, ISBN 0-89883-932-7.
- SHARP, 2012. The helmet safety scheme. Safety Helmet Assessment and Rating Programme. <http://sharp.direct.gov.uk/content/fitting-guide>
- THINK, 2010. The essential guide to protective gear for bikers. Department for Transport, UK
- UNE 135900. "Evaluación del comportamiento de los sistemas para protección de motociclistas en las barreras de seguridad y pretilas". AENOR
- VICROADS, 2006. The right stuff. Guide to protective riding gear. State Government of Victoria, Australia.
- VICROADS, 2010. The complete skin care range for motorcyclists. State Government of Victoria, Australia.
- WHO (World Health Organization). 2015. World report on road traffic injury prevention: summary.



