

Lesiones cervicales, oculares y faciales en usuarios de gafas por despliegue del airbag a baja velocidad.

Carmen Rodríguez Burgos

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

UNIVERSITAT INTERNACIONAL DE CATALUNYA

Facultat de Medicina i Ciències de la Salut



**LESIONES CERVICALES, OCULARES Y
FACIALES EN USUARIOS DE GAFAS POR
DESPLIEGUE DEL AIRBAG A BAJA VELOCIDAD**

Tesis doctoral

Presentada por:

Carmen Rodríguez Burgos

Co-dirigida por:

Dr. Carlos Ruiz Lapuente

Dr. Miguel Roig Cayón

Barcelona, 2016

AGRADECIMIENTOS

A lo largo de la realización de este trabajo he recibido el apoyo la colaboración de muchas personas a las que debo agradecer su tiempo, esfuerzo y buenos consejos. En particular, deseo agradecer al Dr. Roig Cayón su tutela, su empeño y sus consejos para desarrollar la proyección científica de esta tesis. También agradezco a la Fundación Mapfre su excelente apoyo en la parte de experimentación y en el material y métodos. Sumo a mis agradecimientos a la Dra. Blanca Piedrafita, a Laura Gómez, a Carmina Sanchís y a Víctor Sanchís, sin cuya visión científica y apoyo a la hora de editar esta memoria no hubiera podido concretar todo el trabajo de la tesis. Agradezco al Dr. Juan Carlos Mesa Gutiérrez sus aportaciones en la planificación de la tesis; a las Dras. Ana Muñoz y Alicia Plazas su valiosa colaboración con la búsqueda bibliográfica y su dedicación en el enfoque inicial de los trabajos; y a José Antonio Domínguez y M^ª José Sopena, personal de Enfermería encargado de la recogida constante de datos de la encuesta epidemiológica, su magnífica labor de base, sin la cual no habríamos podido desarrollar algunas hipótesis. Finalmente, agradezco a M^ª Ángeles Ruiz Lapuente su inestimable apoyo en el estudio epidemiológico.

INDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	19
1.1. LA MAGNITUD DEL PROBLEMA DE LOS ACCIDENTES DE TRÁFICO	19
1.2. IMPACTOS Y LESIONES EN LAS COLISIONES DE TRÁFICO	20
1.2.1.....	L
AS LESIONES CÉRVICO-FACIALES EN LAS COLISIONES FRONTALES DE TRÁFICO	20
1.2.2.....	L
ESIONES FACIALES Y OCULARES.....	21
1.3. VALORACIÓN DE LAS LESIONES FACIALES EN LOS ACCIDENTES DE TRÁFICO. 22	
1.3.1.....	L
A VALORACIÓN ÓCULO-ORBITARIA	23
1.3.2.....	L
AS LESIONES ÓCULO-ORBITARIAS EN LA INVESTIGACIÓN EN ACCIDENTOLOGÍA	23
1.4. IMPLICACIONES DE LAS OPCIONES CORRECTIVAS DE LA VISIÓN (GAFAS, LENTES, CIRUGÍA) EN LOS ACCIDENTES DE COLISIÓN FRONTAL.....	24
1.4.1.....	L
A UTILIZACIÓN DE GAFAS COMO ELEMENTO QUE SE DEBE CONSIDERAR EN LA INVESTIGACIÓN SOBRE LESIONES ÓCULO-ORBITARIAS.....	24
1.4.2.....	E
EFFECTOS SOBRE LOS OJOS OPERADOS	24
1.4.3.....	L
AS LENTES DE CONTACTO RÍGIDAS Y SU ASIMILACIÓN A LA CATEGORÍA DE LAS GAFAS. LOS DISTINTOS TIPOS DE GAFAS Y CRISTALES	25
1.5. ABORDAJES DE INVESTIGACIÓN DE LAS LESIONES EN LOS ACCIDENTES DE TRÁFICO.....	25
1.5.1.....	L
OS DISTINTOS ABORDAJES EXPERIMENTALES. EVOLUCIÓN DE LAS TÉCNICAS Y DE LAS TECNOLOGÍAS.....	26

1.5.2.....	M
ANIQUEÉS ESTANDARIZADOS PARA LOS ESTUDIOS DE ACCIDENTOLOGÍA	27
1.5.3.....	L
A INVESTIGACIÓN CON LA NUEVA CABEZA INSTRUMENTADA “FOCUS”	27
1.5.4.....	L
A DISPERSIÓN METODOLÓGICA Y LA FALTA DE REFERENCIAS ESTANDARIZADAS EN EXPERIMENTACIÓN DE IMPACTO.....	28
1.6. EL AIRBAG COMO ELEMENTO DE SEGURIDAD PASIVA	28
1.6.1.....	D
ISEÑO DEL AIRBAG	29
1.6.2.....	L
A CONTROVERSIA SOBRE LA CONTRIBUCIÓN DEL AIRBAG EN LA REDUCCIÓN DE LA MORTALIDAD	29
1.6.3.....	E
STUDIOS SOBRE LA SEGURIDAD DEL AIRBAG	30
1.6.4.....	L
A EVOLUCIÓN DE LOS AIRBAG.....	30
1.6.5.....	L
A NORMA EUROPEA Y LA ESTANDARIZACIÓN DE PRUEBAS.....	31
1.7. JUSTIFICACIÓN DE ESTE TRABAJO	33
2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	33
2.1. HIPÓTESIS	34
2.1.1.....	P
PRINCIPALES:	34
2.1.2.....	O
OPERATIVA (TRADUCCIÓN A TEST INSTRUMENTAL CON MANIQUEÉS):	35
2.2. OBJETIVOS Y PLANIFICACIÓN DEL ESTUDIO.....	37
3. MATERIAL Y MÉTODOS.....	39
3.1. FASE I: ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO SOBRE LOS HÁBITOS DE CONDUCCIÓN .	39
3.2. FASE II: ESTUDIO EXPERIMENTAL EN BANCO DE PRUEBAS.....	41

3.2.1.....	C
CONFIGURACIÓN GENERAL DEL ENSAYO.	42
3.2.2.	I
INSTRUMENTACIÓN DEL MANIQUÍ Y DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA Y DEL PROCESADO DE SEÑALES .	45
3.2.3.....	D
DESCRIPCIÓN DE GAFAS UTILIZADAS EN LOS ENSAYOS.....	45
3.3. FASE III: ESTUDIO DINÁMICO CON ENSAYOS DE CHOQUE FRONTAL	45
3.3.1.....	C
CONFIGURACIÓN GENERAL DEL ENSAYO E INSTRUMENTACIÓN	45
3.3.2.....	D
DESCRIPCIÓN INDIVIDUAL DE LOS ENSAYOS DINÁMICOS	46
3.4. ANÁLISIS CUALITATIVO DE LOS DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO	51
3.4.1.....	A
ANÁLISIS CUALITATIVO	51
3.4.2.....	A
ANÁLISIS ESTADÍSTICO	52
4. RESULTADOS	52
4.1. FASE I: ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO SOBRE LOS HÁBITOS DE CONDUCCIÓN .	52
4.2. FASE II: ESTUDIO EXPERIMENTAL EN BANCO DE PRUEBAS.....	53
4.2.1.....	R
RESULTADOS DEL ENSAYO ESTÁTICO SOBRE LOS HUESOS DE LA CARA.....	54
4.2.2.....	A
ANÁLISIS DE LAS FUERZAS EJERCIDAS SOBRE LOS GLOBOS OCULARES EN LOS ENSAYOS	
ESTÁTICOS	55
4.2.3.....	A
ANÁLISIS DE LAS FUERZAS Y DEL MOMENTO EN EL RAQUIS CERVICAL	56
4.3. FASE III: ENSAYOS DE CHOQUE DINÁMICOS.....	57
4.3.1.....	
TEST DE CHOQUE CONTRA MURO RÍGIDO NÚMERO 1: 20 KM/H SIN ACTIVACIÓN DEL	
AIRBAG	57

4.3.2.....	
TEST DE CHOQUE CONTRA MURO RÍGIDO NÚMERO 2: 30 KM/H CON ACTIVACIÓN DEL AIRBAG	58
4.3.3.....	
TEST DE CHOQUE CONTRA MURO RÍGIDO NÚMERO 3: 25 KM/H CON ACTIVACIÓN DEL AIRBAG.	58
4.3.4.....	T
TEST DE CHOQUE CONTRA MURO RÍGIDO NÚMERO 4: 26 KM/H CON ACTIVACIÓN DEL AIRBAG Y GAFAS DE MONTURA AL AIRE	59
4.3.5.....	A
ANÁLISIS GLOBAL DE LAS FUERZAS MÁXIMAS EXPERIMENTADAS EN LOS ENSAYOS DINÁMICOS	59
4.3.6.....	A
ANÁLISIS DE LAS FUERZAS PRODUCIDAS POR LA DECELERACIÓN DEL VEHÍCULO	60
5. DISCUSIÓN.....	61
5.1. FASE I: ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO SOBRE LOS HÁBITOS DE CONDUCCIÓN .	61
5.1.1.....	L
A PREVALENCIA DEL USO DE GAFAS DURANTE LA CONDUCCIÓN	62
5.1.2.....	E
EL PROBLEMA DE LA DISTANCIA ENTRE EL CONDUCTOR Y EL VOLANTE.....	62
5.1.3.....	L
A FALTA DE CONCIENCIACIÓN SOBRE POSIBLES EFECTOS LESIVOS DEL AIRBAG	62
5.1.4.....	L
A SITUACIÓN ESPECIAL DE LOS OJOS OPERADOS	63
5.2. FASE II: ESTUDIO EXPERIMENTAL EN BANCO DE PRUEBAS.....	67
5.2.1.....	O
OBSERVACIONES GENERALES SOBRE LOS ENSAYOS EN EL BANCO DE PRUEBAS	67
5.2.2.....	L
A FUERZA DE DESPLIEGUE DEL AIRBAG COMO POSIBLE MECANISMO DE LESIÓN OCULAR Y EL PAPEL DE LAS GAFAS	67
5.2.3.....	L
A FUERZA DE DESPLIEGUE DEL AIRBAG COMO POSIBLE MECANISMO DE LESIÓN EN LOS OJOS OPERADOS.....	68

5.2.4.....	L
A FUERZA DE DESPLIEGUE DEL AIRBAG COMO POSIBLE MECANISMO DE LESIÓN DE LOS HUESOS DE LA CARA.....	69
5.2.5.....	L
A FUERZA DE DESPLIEGUE DEL AIRBAG COMO POSIBLE MECANISMO DE LESIÓN CERVICAL	70
5.3. FASE III: ESTUDIOS DINÁMICOS EN PRUEBA DE CHOQUE	71
5.3.1.....	C
UESTIONES GENERALES RELACIONADAS CON LAS PRUEBAS DE CHOQUE CON MANIQUÉES	71
5.3.2.....	O
BSERVACIONES GENERALES SOBRE LOS ENSAYOS DINÁMICOS DE COLISIÓN FRONTAL	71
5.3.3.....	C
OLISIÓN FRONTAL CON DESPLIEGUE DEL AIRBAG Y LESIONES OCULARES. EL PAPEL DE LAS GAFAS.....	72
5.3.4.....	C
OLISIÓN FRONTAL CON DESPLIEGUE DEL AIRBAG Y FRACTURAS DE HUESOS DE LA CARA...	73
5.3.5.....	C
OLISIÓN FRONTAL CON DESPLIEGUE DEL AIRBAG Y LESIÓN CERVICAL	74
6. CONCLUSIONES	76
7. BIBLIOGRAFÍA.....	77

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Esquema del movimiento cabeza-cuello durante una colisión por detrás (efecto latigazo)	19
2.	Esquema del movimiento cabeza-cuello durante una colisión frontal.....	19
3.	Estructura de los huesos faciales.....	20
4.	El maniquí Hybrid III, estándar en ensayos de colisión. Detalle de su falta de sensores facial.....	20
5.	Imagen de la cabeza FOCUS y su estructura de simulación de huesos del cráneo. Módulo de ojo y órbita ocular	21
6.	Montaje de acelerómetros/sensores de la cabeza FOCUS	22
7.	Esquema de despliegue de un airbag.....	23
8.	Estructuras del ojo que pueden verse dañadas en un despliegue de airbag.....	23
9.	Gafas con la montura y la óptica rota por impacto que produjeron perforación del globo ocular en una paciente.....	24
10.	Imágenes de una prueba estática con la cabeza instrumentada para estudios experimentales en el banco de pruebas.....	24
11.	Detalle de las marcas sobre las gafas utilizadas en los ensayos.....	24
12.	Preparación para ensayos de choque frontal.....	25
13.	Detalle de las gafas utilizadas y preparación previa con marcas.....	25
14.	Detalle de las marcas coloreadas en gafas y rostro en ensayos posteriores	26
15.	Colocación de conducción del maniquí en las pruebas dinámicas	27
16.	Posición de cámaras de filmado durante las pruebas dinámicas.....	27
17.	Distancias de conducción según el tipo/tamaño de vehículo.....	28

18.	Análisis de correlación entre la estatura del conductor y las distancias de conducción	28
19.	Resumen de cargas de los huesos faciales en ensayo con gafa Tipo 1.....	29
20.	Resumen de cargas de los huesos faciales en ensayo sin gafas.....	29
21.	Análisis descriptivo de las fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos nasal, frontal y cigomático	30
22.	Fuerzas resultantes detectadas sobre el hueso maxilar y la mandíbula con cada una de las configuraciones de gafas analizadas.....	30
23.	Fuerzas resultantes detectadas sobre los globos oculares con cada una de las configuraciones de gafas analizadas	31
24.	Ensayo estático de despliegue de airbag con gafa montura al aire y cristal de policarbonato.....	33
25.	Ensayo de gafas con montura metálica y lentes de policarbonato.	33
26.	Fuerzas resultantes y momento en el raquis cervical	34
27.	Imagen del momento del impacto de la cabeza del maniquí con el volante, sin despliegue automático del airbag, en la colisión a 20 km/h	34
28.	Detalle de las gafas e imagen del momento del impacto de la cabeza del maniquí con el airbag en colisión a 30 km/h.....	35
29.	Detalle de cabeza FOCUS con bandas adhesivas y marcas de pintura con las gafas utilizadas en el ensayo 3	37
30.	Marcas del impacto de las gafas tras la colisión del ensayo 3.....	39
31.	Marcas de pintura causadas por el impacto de la gafa con montura al aire tras explosión del airbag en ensayo 4	39
32.	Fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos nasal, frontal y cigomático en los ensayos dinámicos	41
33.	Fuerzas resultantes detectadas sobre el hueso maxilar y la mandíbula en los ensayos dinámicos	42

34.	Fuerzas resultantes sobre los globos oculares en los ensayos dinámicos	45
35.	Fuerzas resultantes y momento en el raquis cervical en los ensayos dinámicos	45
36.	Ejemplo de función paramétrica del riesgo de lesión calculado desde la bibliografía para el desarrollo de la cabeza FOCUS	45
37.	Resumen cualitativo de riesgos de lesión causado por la interposición de las gafas entre el volante y la cara, o el airbag y cara en los ensayos dinámicos.....	45

ÍNDICE DE TABLAS

1. Instrumentación del maniquí de cabeza FOCUS en los experimentos estáticos	19
2. Descripción del tipo de filtro aplicado a cada señal registrada durante el ensayo para el procesamiento de datos.....	19
3. Tipos de gafas utilizadas en los ensayos estáticos de despliegue del airbag.....	20
4. Datos demográficos y resultados de la encuesta de conducción.....	20
5. Regresión múltiple. Factores relacionados con la distancia entre el arco nasal y el centro del volante	21
6. Análisis descriptivo de las fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos nasal, frontal y cigomático.....	22
7. Análisis descriptivo de las fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos maxilares y en la mandíbula	23
8. Fuerzas resultantes detectadas sobre los globos oculares con cada una de las configuraciones de gafas analizadas.....	23
9. Fuerzas resultantes y momento en el raquis cervical.....	24
10. Valores máximos y mínimos de fuerza de impacto sobre el maniquí y tiempo en el que se producen en el ensayo 1.....	24
11. Resultados de las señales registradas en la cabeza FOCUS en impacto a 30 km/h con gafas de montura rígida.....	24
12. Resultados de señales registradas en la cabeza FOCUS en impacto a 25 km/h con gafas de montura rígida.....	25
13. Resultados registrados en las células de la cabeza FOCUS tras impacto a 26 km/h y gafas con montura al aire	25
14. Análisis descriptivo de las fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos nasal, frontal y cigomático en los ensayos dinámicos.....	26

15. Fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos maxilares y en la mandíbula	27
16. Fuerzas resultantes sobre los globos oculares en los ensayos dinámicos	27
17. Fuerzas resultantes y momento en el raquis cervical en los ensayos dinámicos.....	28
18. Fuerzas máximas resultantes en los huesos nasal, frontal y cigomático causadas por la deceleración del vehículo	28
19. Fuerzas máximas resultantes en los huesos maxilares y en la mandíbula causadas por la deceleración del vehículo	29
Tabla 18. Fuerzas máximas resultantes en los globos oculares causadas por la deceleración del vehículo.....	29
20. Fuerzas máximas resultantes y momento en la columna cervical causadas por la deceleración del vehículo	30

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. La magnitud del problema de los accidentes de tráfico

Tal y como establece el informe de 2009 de la Organización Mundial de la Salud (OMS) sobre la seguridad en las carreteras a nivel mundial, las lesiones de tráfico son un problema de salud y desarrollo a nivel mundial.¹ Las lesiones sufridas en colisiones de tráfico son responsables de la muerte de más de 3000 personas cada día en el mundo y esto representa la muerte de aproximadamente 1,21 millones de personas al año. Según los datos de la OMS en su informe del 2008, las colisiones de tráfico son la décima causa de muerte (2,1 % de muertes al año) y hasta 50 millones de personas quedan discapacitadas o sufren heridas cada año por accidentes en todo el mundo.^{2,3} Las lesiones permanentes y las muertes causadas por los accidentes de tráfico tienen enormes repercusiones en nuestra sociedad y, además de su importancia en el entorno familiar y social, los accidentes también suponen una carga económica, tanto en los presupuestos de los sistemas nacionales de salud, como por los gastos relacionados con las subvenciones a los afectados y otros costes derivados. Este coste está cuantificado en cerca del 3% del producto interior bruto (PIB) de los países desarrollados, llegando al 4% en algunos de ellos.² Sólo en España, el coste asociado a los accidentes de tráfico es de más de 15 mil millones de euros anuales. Pero estas cifras, claramente importantes en nuestro país, aún son pequeñas en comparación con las de los EE.UU., donde la cifra en el año 2000 era de 230 000 millones de dólares anuales.⁴

Los datos de siniestralidad a nivel internacional han ido mejorando la última década, incluso alcanzando cifras cada vez mejores en la reducción de muertes por accidente de tráfico en algunos países. Este descenso de muertes ha ido asociado a la incorporación de una serie de legislaciones sobre el uso obligatorio del cinturón de seguridad por todos los ocupantes del vehículo, así como la prohibición del uso de teléfonos móviles durante la conducción en cada vez más países.⁵

En el caso de España, el último informe de la Dirección General de Tráfico (DGT) con los datos provisionales del año 2011 indicaba un recuento de 1479 víctimas mortales en carretera y 7069 heridos graves durante dicho año, lo cual suponía una disminución de más de 13000 víctimas con respecto al año 2000. Sin embargo, este sigue siendo un número muy alto en cuestiones de coste económico, social y, particularmente, respecto a la reducción de la calidad de vida de los afectados.⁶

Sin duda, la reducción de la mortalidad y de las lesiones graves en los accidentes de tráfico es una cuestión de máxima importancia para todos los gobiernos y, particularmente, para el gobierno español, tal y como se demuestra en las políticas y programas desarrollados por la DGT.

1.2. Impactos y lesiones en las colisiones de tráfico

Al describir la biomecánica de la colisión, con frecuencia se diferencian tres tipos de impacto. El primer impacto es el del vehículo contra un objeto indeterminado, que puede ser rígido, deformable e inamovible. Respecto a esto, la gravedad del impacto queda determinada por las características físicas del objeto y su comportamiento. El segundo impacto es el del ocupante respecto al interior del vehículo, el cual depende de las leyes físicas del movimiento y de la posición de los diferentes elementos con los que chocará. El abanico de posibles lesiones asociado a este segundo impacto es muy amplio y depende de la energía involucrada en los choques con las diferentes superficies. El tercer impacto es el que sufren los órganos del ocupante debido a su movimiento relativo con respecto al cuerpo del sujeto. Esto da lugar a diferentes lesiones viscerales y de los grandes vasos, que son muy frecuentes en los accidentes de tráfico.⁷

1.2.1. Las lesiones cérvico-faciales en las colisiones frontales de tráfico

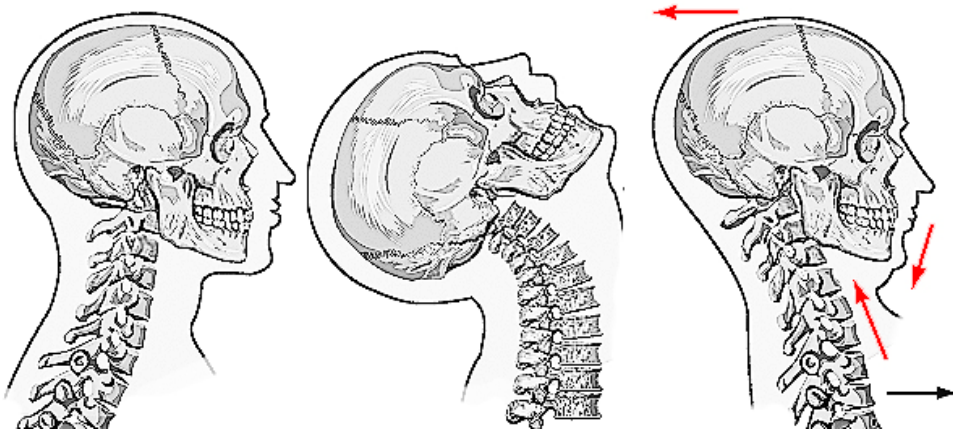
Antes de la década de los 90, cuando la instalación del airbag empezó a ser común en los automóviles (obligatoria en los EE.UU. a partir de 1984 en los vehículos de nueva construcción),⁸ las causas más frecuentes de muerte en los accidentes de tráfico eran los traumatismos craneoencefálicos, los torácicos y los abdominales. El traumatismo facial en estas víctimas tenía una incidencia de entre un 30 % y un 70 %, siendo las lesiones faciales con bastante frecuencia las más graves, pues conllevan secuelas estéticas y funcionales que dificultan la readaptación social del individuo.

1.2.1.1. Base patológica de las lesiones cérvico-faciales

La lesión cervical debida accidentes de tráfico mejor descrita en la bibliografía es la conocida como «síndrome de latigazo». Es una lesión asociada a impactos traseros del vehículo, principalmente.⁹ Los síntomas incluyen dolor, debilidad y respuestas anormales de diferentes partes del cuerpo que están conectadas al sistema nervioso central a través de las raíces de los nervios cervicales (principalmente el cuello, los hombros y la espalda dorsal). También se han descrito problemas de visión, dolores de cabeza, mareos, pérdida del conocimiento y síntomas neurológicos en las extremidades superiores.¹⁰ El conocimiento actual sobre el mecanismo de esta

lesión se basa en la realización de pruebas controladas de los movimientos producidos por la cabeza en colisiones traseras en vehículos. Se utilizan videocámaras de alta velocidad, acelerómetros, cineradiografía y electromiografía que permiten obtener los detalles de los movimientos de la cabeza y del cuello con gran precisión, por lo que actualmente tenemos un conocimiento profundo de los movimientos vertebrales en las primeras centésimas de segundo después del impacto (Figura 1). Hoy en día, se sabe con certeza que las lesiones en la columna cervical pueden aparecer incluso en accidentes producidos a bajas velocidades (20 km/h).^{9,11,12} También se sabe que entre el 75 % y el 90 % de las lesiones cervicales se producen en accidentes con velocidades inferiores a 25 km/h¹³ y que su gravedad depende, en gran medida, de las condiciones mecánicas del vehículo, de la velocidad en el momento del impacto, de llevar o no puesto el cinturón de seguridad, del sexo, de la edad y de la condición física de los ocupantes. La cinemática del cuello en estos casos está relacionada con su sujeción al torso, lo que la hace muy compleja.⁹

1. Esquema del movimiento cabeza-cuello durante una colisión por detrás (efecto latigazo)

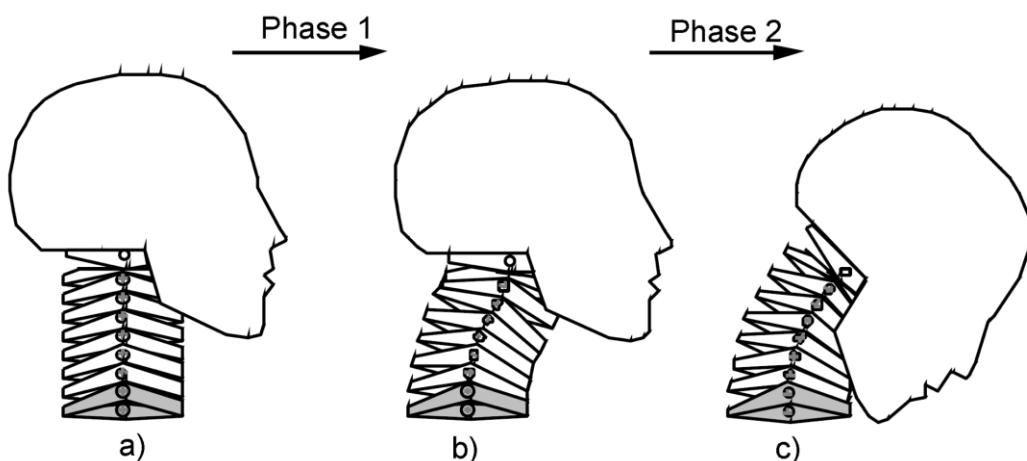


1) Inicialmente, el respaldo del asiento empuja hacia delante el torso del ocupante. La cabeza permanece en la posición original. 2) Hay un desplazamiento relativo del cuerpo principalmente en dirección horizontal que provoca que la cabeza gire hacia atrás. 3) Una vez se ha alcanzado la máxima extensión hacia atrás del cuello, la cabeza gira hacia delante de modo aún más brusco, reproduciendo en conjunto un movimiento similar a un "latigazo". Todo esto se describe como un movimiento en S.

La bibliografía sobre el síndrome de latigazo es extensa, pues son lesiones de larga duración y de mecanismo complejo que se producen en colisiones aparentemente menores, dada la baja velocidad a la que se producen. Sin embargo, las lesiones cervicales por colisión frontal no son tan frecuentes o de tanta duración,^{12,14} lo que posiblemente haya contribuido que haya menos estudios

sobre el tema, junto con el hecho de que los impactos frontales provocan con frecuencia otro tipo de lesiones graves que podrían estar acaparando la atención, pues pueden amenazar la vida o causar discapacidad. No obstante, en este trabajo nos centramos en impactos frontales, y debemos recordar que la lesión cervical también tiene cabida en este caso, aunque el mecanismo de lesión es diferente al del latigazo por impacto trasero. Teniendo en cuenta sólo la cabeza y el cuello, los choques frontales tienen el potencial de producir lesiones de mayor gravedad en choques a velocidad normal que los choques por alcance posterior. Esto es debido a que pueden producir fracturas y dislocaciones de huesos de la cara y de la columna cervical. Sin embargo, sus daños cervicales asociados suelen ser de menor duración.¹⁴ La bibliografía describe que un tercio del total de lesiones de la columna cervical se producen en colisiones frontales y,¹⁵ aunque ya hemos comentado que son de menor gravedad y duración, son muy similares a los del síndrome de latigazo.^{12,14,16,17}

2. Esquema del movimiento cabeza-cuello durante una colisión frontal



Fase 1: Movimiento de protracción. **Fase 2:** movimiento de flexión. Figura de Svensson et al.¹⁶

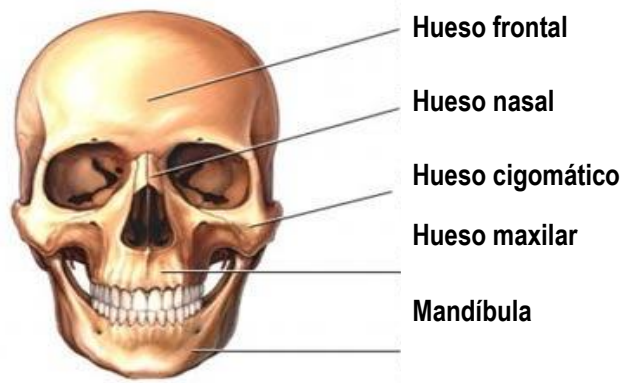
Todos los estudios coinciden en que el choque frontal a bajas velocidades no es tan lesivo a nivel cervical para el ocupante como el que se produce desde atrás del vehículo.^{12,17} Esto podría explicarse porque, en un choque frontal, se produce una aceleración de la cabeza 2,8 veces menor que la causada por un golpe desde atrás a la misma velocidad y con una sucesión de movimientos más sencilla y menos fisiológica (Figura 2). En las colisiones frontales a baja velocidad, susceptibles de generar una lesión cervico-facial y objeto de este trabajo, el cuello experimenta un movimiento hacia delante debido a la inercia de la cabeza, en forma de desplazamiento horizontal en relación al torso. Esto induce un movimiento de protracción que expone al cuello a cargas mecánicas significativas cuando se alcanza el final del rango natural de protracción, y puede causar lesiones transitorias menores incluso a baja velocidad.^{12,16-18} Es decir,

en una colisión frontal, el cuello y la cabeza continúan desplazándose hacia delante, mientras que el cuerpo se detiene bruscamente a causa del cinturón de seguridad, por lo que la cabeza se detiene cuando la barbilla contacta con el pecho o con el airbag. Este movimiento de flexión produce la elongación de los tejidos blandos de la columna cervical. Por lo tanto, en el choque frontal, el movimiento de la columna alberga únicamente un movimiento de flexión y la lesión se produce cuanto esta supera los límites fisiológicos. Además, en este tipo de lesión puede haber menor amplitud o magnitud del movimiento por la contracción muscular al prever la colisión, como se comenta en la discusión de nuestros resultados.

1.2.2. Lesiones faciales y oculares

Antes de la aparición del airbag, el área facial era la zona corporal más frecuentemente lesionada en accidentes de tráfico, tanto en el caso del conductor como en el de los otros ocupantes del vehículo.¹⁹ Hay que tener en cuenta que la tolerancia de los huesos faciales (Figura 3) al impacto es relativamente baja, tal y como muestran los estudios de laboratorio.²⁰ Aunque la aparición del airbag ha modificado los patrones de lesión,²¹ existen todavía cuestiones que quedan sin resolver en relación a traumatismos que el airbag no podría prevenir y que incluso podría causar, como son lesiones químicas o abrasiones. Este nuevo elemento de seguridad pasiva genera nuevas posibilidades de daño, particularmente sobre las estructuras oculares, como se desarrollará en la sección 1.6.3.2, una vez hayamos introducido en detalle las características del airbag. Hay que tener en cuenta que las lesiones faciales pueden derivar en lesiones craneales y daños graves a otras estructuras.²² La fractura más frecuente debida a colisiones de vehículos en los servicios de urgencias de los EE.UU. es la fractura de hueso cigomático, seguida de fracturas orbitarias.²³ Finalmente, un detalle a tener en cuenta en el contexto del presente trabajo es que un estudio del 2009 determinó que aproximadamente el 50% de las fracturas faciales suceden a velocidades menores de 35 km/h.²⁴

3. Estructura de los huesos faciales



1.3. Valoración de las lesiones faciales en los accidentes de tráfico

1.3.1. La valoración óculo-orbitaria

La valoración de la lesión óculo-orbitaria es una asignatura pendiente en las pruebas de choque, pues queda olvidada tanto en la norma europea como en la americana, así como en los estándares EuroNCAP.²⁵ En los gráficos de las pruebas se puede observar que ofrecen una valoración de riesgos corporales obtenida tras el análisis de los resultados de las fuerzas soportadas, incluyendo la aceleración y la deceleración. En los informes se incluyen todo tipo de estructuras corporales y son bien conocidos los valores que pueden provocar una fractura esternal o costal en el tórax, así como los que producen una lesión cervical o los que fracturan una extremidad. Sin embargo, las lesiones específicas de la cara y los ojos no son analizadas, pues incluso el muñeco estándar utilizado en estas pruebas (modelo Hybrid III, ver sección 1.5.2) carece de sensores para ello, pese a estar altamente instrumentalizado y avanzado para estas lesiones. Podemos suponer que a esto contribuye una ponderación entre mortalidad y morbilidad de las lesiones. Las valoraciones de estas entidades empiezan por lesiones que amenazan la vida o causan graves discapacidades y, posiblemente, las lesiones óculo-faciales salgan perdiendo en esta escala, como comentamos en la siguiente sección. Precisamente, uno de los intereses en este trabajo es abordar esta carencia utilizando instrumental adecuado para este tipo de valoración.

1.3.2. Las lesiones óculo-orbitarias en la investigación en accidentología

Las lesiones oculares causadas por colisión frontal con o sin airbag pueden parecer *a priori* de menor importancia con respecto a la posibilidad de muerte u otras discapacidades, lo que quizás ha dado origen a la deficiencia descrita en el apartado anterior. Sin embargo, en realidad estas

lesiones no tienen menor importancia para el individuo, su entorno social y familiar o la rehabilitación, todo ello acompañado de costes económicos en forma de atención sanitaria o social. En este sentido, la posibilidad de perder parcial o totalmente la visión en uno o ambos ojos en una colisión merece un esfuerzo tecnológico de valoración y esto es evidente cuando la bibliografía menciona sistemáticamente las lesiones óculo-orbitarias, incluyendo las lesiones químicas que pueden sobrevenir en el caso del despliegue del airbag (ver sección 1.6.3.2).

Aunque las lesiones óculo-orbitarias están muy documentadas, la posibilidad de ceguera por un accidente en el que el papel del airbag pueda ser considerado lesivo y no protector es un tema menos frecuente en la bibliografía. Una posible explicación es que quizás se haya considerado la pérdida de visión en un solo ojo un problema de menor importancia, al ser los ojos una estructura duplicada, y porque las lesiones asociadas a ceguera (traumatismos importantes) son un porcentaje menor de este grupo.²⁶ A pesar de ello, llama la atención su ausencia en la clasificación utilizada en la valoración de las lesiones tras un accidente: la AIS (*Abbreviated Injury Scale*)^{27,28} o incluso en la MAIS, la versión máxima de la AIS. En resumen, esta clasificación de traumatismos contempla las siguientes regiones: cabeza/cuello, cara, tórax, abdomen, extremidades y lesiones externas con puntuaciones de 1 a 5 según gravedad creciente de las lesiones. En el caso de lesiones óculo-orbitarias (que quedarían englobadas en “cara”, se contemplan lesiones en la úvea/iris, en la órbita y roturas de hueso cigomático. Esta escala carece de definición para un gran número de lesiones oculares de gravedad variable y que pueden ocasionar ceguera total o parcial,²⁹ mientras que es evidente el detalle en la clasificación y gradación de lesiones corporales. Es posible que la falta de atención otorgada a la pérdida de visión en la literatura sobre el tema se deba a la falta de una gradación y mención específicas de las lesiones oculares en las escalas de valoración.

1.4. Implicaciones de las opciones correctivas de la visión (gafas, lentes, cirugía) en los accidentes de colisión frontal

1.4.1. La utilización de gafas como elemento que se debe considerar en la investigación sobre lesiones óculo-orbitarias

Los vehículos actuales cuentan con grandes mejoras en sus elementos de seguridad pero, aún en el caso de que se incorporara a las pruebas de seguridad el análisis de seguridad pasiva de la cara y, particularmente, un análisis óculo-facial, seguiría faltando el abordaje de la utilización de las gafas en la conducción, teniendo en cuenta que son un elemento interpuesto entre la cara y

un airbag en violento despliegue. La prevalencia del uso de gafas en la conducción es muy alta, si bien difícil de estimar. En el 2009, la Federación Española de Asociaciones del Sector Óptico (FEDAO) estimó que el 50,6 % de la población española usaba corrección óptica (gafas o lentillas),³⁰ y se estima que en el 24,4 % son deficiencias visuales que afectan a la conducción (unos seis millones de personas).³¹ Esta cifra aumenta considerablemente con el uso de gafas de sol en algunos momentos del año y, particularmente, en horas de luminosidad ortogonal (amanecer y ocaso), con proyección directa de la luz sobre los ojos, por parte de aquellos conductores que no precisan lentes correctoras y habitualmente no llevarían gafas, siendo esta práctica muy recomendada por asociaciones de conductores y la DGT.

La bibliografía ya refleja la incidencia de las lesiones oculares también en usuarios de gafas y establece sus primeras consideraciones generales acerca de la protección que ofrecen respecto a las lesiones químicas, si bien también se ha sugerido el potencial incremento del riesgo de traumatismos de tipo perforante por el desprendimiento de partes de las gafas o lentes, en vez de traumatismos contusos. Estos últimos no son menos graves en muchas ocasiones, pero sí podemos considerarlo así en una valoración global.³²

1.4.2. Efectos sobre los ojos operados

Además de las posibilidades de lesión antes mencionadas, es decir, impactos que tendrían un efecto determinado en ojos sanos, las investigaciones recientes²⁶ indican deberíamos tener en cuenta los efectos que el despliegue del airbag puede tener sobre los ojos operados, una situación cada vez más frecuente en la sociedad actual. Es indudable que en los últimos años ha habido un incremento en el porcentaje de población que se ha sometido a este tipo de procedimientos y la resistencia mecánica de los ojos operados cambia notablemente en algunos casos.³³⁻³⁵ Los ojos recientemente operados, en los que todavía no ha habido una correcta cicatrización, serían particularmente sensibles.³⁵ En la bibliografía podemos encontrar ya trabajos que abordan los posibles problemas de resistencia de los ojos tras diferentes tipos de cirugía: queratotomía radial,³⁶ ablación laser (Lasik o PRK),^{33,37,38} queratomileusis,³⁹ cirugía filtrante de glaucoma y ojos suturados o con lentes suturadas.^{40,41} Muchas de estas cirugías se realizan a pacientes con más de 64 años, que presentan presbicia y catarata. Según el Instituto Nacional de Estadística, el mayor incremento poblacional previsto en la próxima década se producirá, precisamente, en los mayores de 64 años, con un crecimiento de 1 290 000 personas (un 16,9 %). Eso supone que este grupo de edad pasaría a representar el 19 % del total de habitantes en España en el año 2019, frente al 16,6 % en la actualidad. Parte de estos pacientes no se limitarán a llevar gafas correctivas para la presbicia, pues el desarrollo de implantes intraoculares y las

mejoras en la cirugía de la catarata han supuesto un aumento en el número de intervenciones y, previsiblemente, esto seguirá aumentando en los próximos años. Los resultados indican que estos ojos son susceptibles de mayores daños en caso de impacto, lo que apoya la necesidad de tener en cuenta estas situaciones especiales que podrían derivar en recomendaciones concretas dirigidas a estos pacientes operados. Aparte de los cambios en las propiedades biomecánicas de los tejidos del ojo tras algunos procedimientos, también deberemos abordar la resistencia de las suturas oftálmicas como factor a tener en cuenta durante el posoperatorio.^{42,43}

1.4.3. Las lentes de contacto rígidas y su asimilación a la categoría de las gafas. Los distintos tipos de gafas y cristales

La utilización de lentes de contacto rígidas se podría asimilar al mismo riesgo de fractura y consecuente perforación ocular por cuerpo extraño que pueda comportar una gafa cuya óptica se astille por impacto,⁴⁴ si bien esta cuestión no aparece apenas abordada en la literatura. En principio, las lentes blandas estarían fuera de esta consideración.

Para la corrección con gafas, en el mercado se pueden conseguir diversos tipos de cristales orgánicos y minerales de diversos fabricantes. Inicialmente, nuestro grupo de investigación consideró que los cristales minerales, que en sus principios no soportaban una caída al suelo sin fracturarse, serían los máximos candidatos a presentar resultados desfavorables en los casos de impacto del airbag en expansión contra los ojos, con la hipótesis de que generarían pequeños cristales perforantes. No obstante, también habíamos visto en la práctica gafas con cristales orgánicos rotos, traídas por los pacientes, cuando teóricamente tenían un módulo de elasticidad mayor y presentarían menor riesgo de fractura. De esto se derivó la necesidad de tener en cuenta ambos tipos de lentes en nuestra investigación, dado su uso indistinto en la fabricación de ópticas para gafas. En la literatura no se llegan a establecer particularidades respecto a tipos de cristal o monturas en relación a roturas o riesgos, salvo la excepción de los trabajos de Newsom en el *British Journal of Ophthalmology* (2000),⁴⁵ cuyos estudios coincidieron con la generalización de las monturas «al aire» o «gafas sin marco». A éstas últimas se les atribuye cualitativamente una mayor incidencia de fractura y potencial transformación en cuerpos extraños intraoculares.

1.5. Abordajes de investigación de las lesiones en los accidentes de tráfico

1.5.1. *Los distintos abordajes experimentales. Evolución de las técnicas y de las tecnologías.*

El valor de las investigaciones sobre seguridad de vehículos en túnel de choque es enorme y a dichos trabajos les debemos gran número de vidas salvadas. Pero no es menos cierto que las circunstancias reales de choque rara vez reproducen aquellas ensayadas en el laboratorio.

Puesto que el objetivo es conocer los efectos del impacto sobre los ocupantes del vehículo, estos ensayos se realizan, evidentemente, con ocupantes. Hasta que fueron prohibidos de forma generalizada, algunos fabricantes y laboratorios utilizaban cadáveres en sus experimentos⁴⁶ y los tests actuales se realizan con maniqués antropomorfos estandarizados para cada tipo de ocupante (modelos con diferentes percentiles de peso, anatomías femenina, masculina, embarazada, niño,...). Aparte de la investigación de impacto con vehículos o piezas concretas de estos, algunos trabajos de investigación sobre lesiones faciales utilizan modelos experimentales con animales. En relación al tema que nos ocupa, estos trabajos tienen como objeto ensayos de fractura orbitaria o investigación de la resistencia de la córnea al despliegue por contusión tras cirugía refractiva.⁴⁷⁻⁵³ Hay que mencionar que hay cierta controversia asociada a la investigación con animales o tejido humano, por lo que también hay ciertas restricciones respecto a los modelos *ex vivo*, en los que se utilizan globos oculares humanos procedentes de donaciones. En este caso, los globos se enuclean y se incorporan de forma aislada del resto del cuerpo al modelo experimental. Cualquier técnica o modelo de este tipo ha estado fuera de los métodos de esta tesis. Existen también otros abordajes, como los análisis matemáticos en modelos computarizados de análisis de elementos finitos que han ofrecido información básica sobre la resistencia del globo ocular sano y en diversas situaciones postquirúrgicas.^{36,37,41,54}

1.5.2. *Maniqués estandarizados para los estudios de accidentología*

Los maniqués antropomorfos que popularmente se conocen como «dummies» (por su apelativo en inglés *crash test dummies*) son réplicas a escala natural de personas y han sido creados para comportarse como el cuerpo humano en una colisión de un vehículo. Se trata de instrumentos estandarizados y homologados (tanto por el Gobierno Federal de los EE. UU. como por la Comisión Europea) y representan diferentes características del cuerpo humano como son la altura y el peso, con las dimensiones antropométricas adecuadas, y ciertas adaptaciones para las diferentes situaciones de impacto, ya sea este frontal, lateral, posterior, impactos a peatón o accidentes aéreos. Estos maniqués están instrumentados para recopilar toda la información

necesaria sobre el impacto y su comportamiento, incluyendo las variables de dirección, sentido, velocidad, compresión, torsión y aceleración/deceleración durante una colisión.

Desde que los primeros maniqués empezaron a sustituir a los cadáveres, a los voluntarios y a los animales tras la II Guerra Mundial en las pruebas de vehículos y sistemas de seguridad en desarrollo, estos instrumentos han estado en constante evolución. Los primeros interesados en que esto fuera así fueron los fabricantes de vehículos. El primer *dummy* que cumplió con el estándar americano de seguridad (*American Federal Motor Vehicle Safety Standard-FMVSS*) fue el Hybrid II en los 70.

Actualmente, el más avanzado y en uso en los test de colisión frontal es el Hybrid III (Figura 4), que vio la luz en 1976 y fue diseñado por la General Motors.⁵⁵ Desde entonces ha sido desarrollado en modelos femenino, infantil y dos percentiles diferentes de altura y peso masculino.



4. El maniquí Hybrid III, estándar en ensayos de colisión. Detalle de su falta de sensores facial.

Se trata de un diseño modular que es comprobado y calibrado antes de cada ensayo, pudiéndose reemplazar piezas que tengan un mal funcionamiento. Si bien es un equipo altamente instrumentado con numerosos sensores, en el trabajo que nos ocupa su importancia radica únicamente en que resulta ser el soporte adecuado para la cabeza FOCUS instrumentada de la que hablamos a continuación, ya que su comportamiento en colisión está comprobado y es un maniquí estándar, pero carece de la capacidad de registrar daños faciales u oculares.⁵⁶

1.5.3. La investigación con la nueva cabeza instrumentada “FOCUS”

Como hemos mencionado con anterioridad, la atención a las lesiones faciales y oculares en accidentología ha sido escasa hasta hace poco tiempo. Los maniqués empleados en los test de accidente con vehículos carecían de la capacidad de cuantificar los impactos en la cara y la órbita ocular. Tenemos como ejemplo la cabeza del Hybrid III, el maniquí más avanzado, que sólo cuenta con un acelerómetro en las tres dimensiones del espacio en el centro de gravedad de la cabeza y en la base del cuello. La incorporación de estas áreas corporales a estos estudios ha

sido sólo posible tras el desarrollo de una cabeza de maniquí específica, la cual ha sido denominada *Facial and Ocular Countermeasures Safety (FOCUS) Headform*.^{57,58}

Este desarrollo, conseguido mediante el trabajo conjunto de investigadores del ejército estadounidense, el Instituto Virginia Tech (Universidad Estatal de Blacksburg en Virginia, EE. UU.) y la compañía especializada en maniqués de estudio Robert A. Denton, ha mostrado una capacidad inigualable para el estudio de las lesiones que nos ocupan. El trabajo de dicho equipo respondió en inicio al estudio de las lesiones faciales causadas por diversos proyectiles y situaciones de riesgo en la actividad militar.⁵⁶ Sin embargo, se previó su utilización en otras situaciones, como ha sido la investigación sobre la peligrosidad de juegos tipo «paint ball»,⁵⁹ o incluso el estudio del impacto de pelotas pequeñas a gran velocidad como son las del béisbol.

5. Imagen de la cabeza FOCUS y su estructura de simulación de huesos del cráneo. Módulo de ojo y órbita ocular



*Imágenes de Kennedy et al.*⁵⁶

El diseño de FOCUS responde a la cabeza de un individuo masculino percentil 50 y se ha procurado respetar las características antropométricas de la cabeza y la cara (Figura 5). Tiene en cuenta la división de los huesos craneales correspondientes a la cara, así como el grosor de la piel y la musculatura en las diferentes áreas, todo simulado mediante un polímero plástico de características físicas similares en cuanto a la absorción de impactos y la flexibilidad sobre el cráneo.⁵⁶ Este modelo incorpora además dos diseños modulares con ojos sintéticos, que van en soportes que simulan tanto la grasa extraocular como las estructuras biológicas de soporte que forman parte de la órbita ocular.⁵⁷

6. Montaje de acelerómetros/sensores de la cabeza FOCUS

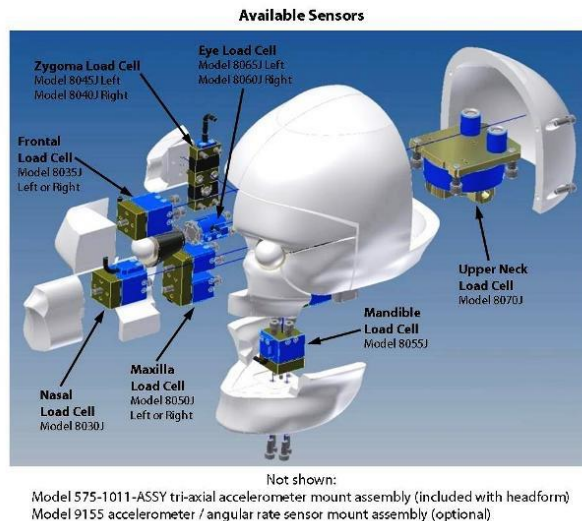


Imagen de <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/headforms/focus-head-form>

El sistema fue validado por partes: Los módulos oculares se probaron de forma aislada con proyectiles metálicos y graduados según los datos previamente obtenidos *ex vivo* en ojos humanos sobre la fuerza necesaria para provocar una lesión^{57,60} para luego proceder al validado de todo el modelo.⁵⁸

Todo el sistema cuenta con sensores individuales en cada pieza que registran las cargas en cada momento y en los tres ejes del espacio (Figura 6).

1.5.4. La dispersión metodológica y la falta de referencias estandarizadas en experimentación de impacto.

Los test de seguridad normalizados y obligados para la comercialización de los vehículos cuentan con unos parámetros estándar. En este sentido, las referencias de seguridad que los fabricantes utilizan incluyen unas distancias estándar de conducción al volante que resultan reproducibles en las pruebas de choque. No podemos olvidar que los conocimientos que se adquieren y utilizan en accidentología van encaminados a la homologación de los vehículos y no a reproducir elementos de riesgo en la conducción habitual que se den por no cumplir una normativa o unas recomendaciones, pues estos son puntos en los que la industria no tiene por qué invertir. No obstante, la realidad es que las costumbres de los conductores poco saben de estandarización^{61,62} y, con frecuencia, los propios conductores sobreestiman la distancia a la que se colocan respecto al volante^{62,63} y pocos parecen ser conscientes de la importancia de esto, como veremos más adelante. En definitiva, estas referencias utilizadas en las pruebas de choque probablemente no sean representativas de la gran variedad que se puede encontrar en una

investigación epidemiológica o en cualquier análisis pericial una vez que se ha producido el accidente. Evidentemente hay recomendación oficial, y las autoridades españolas recomiendan un mínimo de 25 cm entre el tronco y el volante.⁶⁴ A nivel práctico, en las autoescuelas españolas se enseña a conducir con el cuerpo a una distancia establecida por la colocación de las dos muñecas sobre el arco superior del volante. Como es de suponer, las personas con estatura menor de 155 cm representan un perfil con mayor dificultad de cumplimiento de estas recomendaciones⁶¹ y, de hecho, se referencian como un subgrupo en mayor situación de riesgo, incluso riesgo vital, ante el despliegue del airbag.^{49,61,65-67} La distancia habitual de conducción al volante es una variable que incide directamente sobre la eficiencia de los mecanismos de seguridad pasiva, especialmente del airbag.^{48,68,69} La velocidad de expansión y la energía del despliegue de la bolsa son máximas entre los 80 ms y los 100 ms y a una distancia de unos 15 cm del volante. Por otro lado, hay una serie de variables bien difíciles de referenciar, pues estas velocidades y tiempos, muy variables ya entre los distintos modelos, se ven afectadas también por el ángulo de despliegue y el lugar de inicio de inflado, que dependen totalmente de los distintos fabricantes.

Aun conociendo datos reales que permitan establecer un diseño experimental que se aproxime al máximo a la realidad, existe la dificultad añadida de la diversidad metodológica y de registro de resultados de los diferentes investigadores a la hora de revisar datos de la bibliografía sobre las lesiones faciales u oculares por impacto. No hay una homogeneidad que nos permita comparar resultados y establecer conclusiones y parámetros metodológicos. Las medidas utilizadas para los estudios experimentales por los distintos autores presentan problemas de reproducibilidad por la disparidad de superficies sobre la que se considera que se aplica la fuerza y unidades utilizadas, no siempre convertibles y comparables al faltar, a veces, algún parámetro esencial. En este sentido, hay autores que expresan el impacto como la velocidad del agente contra la estructura en metros por segundo, otros en kilogramos aplicados hasta la fractura orbitaria o fuerza en Newtons, sin referir la superficie, presión en Pascales o mmHg, entre otras disparidades metodológicas.^{38,57,59,70-73} Por otro lado, también es preciso determinar el tiempo en el que se produce el traumatismo y la superficie sobre la que se aplica la carga para poder comparar. En este sentido, cuando el traumatismo es inciso, la carga va aplicarse sobre una mínima superficie, favoreciendo la penetración del agente. Mientras que, con una fuerza igual pero distribuida en una superficie mucho mayor, el traumatismo es contuso y no habrá penetración.⁷⁴

En este trabajo se utilizó una metodología que permitiera registros de fuerza internacionalmente reconocidos sobre una superficie constante conocida en la cabeza FOCUS. Por ello, una de las posibles aplicaciones del diseño y resultados de este trabajo podría ser el

ofrecer cierta referencia para establecer condiciones experimentales para estudios futuros en el sector.

1.6. El airbag como elemento de seguridad pasiva

El airbag es un elemento de seguridad incorporado a los automóviles desde hace escasamente tres décadas. Fue puesto a punto por Daimler-Benz e instalado por primera vez en un vehículo suyo destinado al público en 1981. Considerado el último gran avance en seguridad, el airbag se incorporó progresivamente al parque móvil de todos los fabricantes, siendo el del conductor obligatorio en los EE.UU. en todos los vehículos fabricados desde 1984.⁸ Esta iniciativa la han seguido numerosos países que han ido sumándose progresivamente a esta normativa, instaurada en España en 1992. Tras su forma inicial como airbag del conductor, que se incorpora al volante, la invención se desarrolló en múltiples variantes y en la actualidad encontramos airbag de pasajero delantero, versiones laterales, airbags para las piernas, etc. que se han ido instalando en algunos modelos de automóvil. La proporción actual de automóviles en la carretera que van equipados con airbag ha aumentado espectacularmente desde que los fabricantes empezaron a instalarlos en todas las gamas. El resultado positivo es que muchas personas están sobreviviendo a choques y accidentes que de otra forma muy probablemente habrían sido fatales. Sin embargo, el grado en el que esta reducción se debe al airbag o a otros elementos de seguridad que actúan simultáneamente es aún fuente de debate.⁷⁵ Por otro lado, se ha visto que el despliegue del airbag, sobre todo en impactos leves del vehículo, parece ser la causa de otras lesiones que son difíciles de valorar y que detallaremos más adelante.

1.6.1. Diseño del airbag

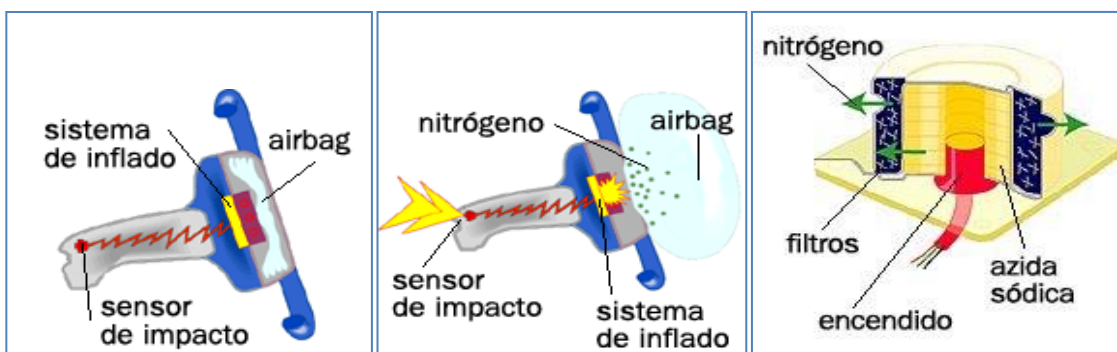
El airbag (en la forma original que nos ocupa en este trabajo) es una especie de saco o bolsa de tela alojada en un compartimento en el centro del volante que se infla de forma automática y prácticamente instantánea cuando el vehículo choca frontalmente contra un obstáculo. En principio el sistema está ideado para minimizar el riesgo de sufrir fracturas nasales y de tórax causadas por el impacto contra el volante. Hemos mencionado antes el peso dado a las lesiones con alto riesgo de causar la muerte en las valoraciones de lesiones de tráfico y no resulta sorprendente el interés por la región torácica en el diseño inicial. En cuanto a la cara, si bien las fracturas de huesos faciales son frecuentes en las colisiones de tráfico,^{76,77} las fracturas faciales, incluyendo las nasales, son indicativas de un alto riesgo de mortalidad, por lo que no es sorprendente que en principio cierta intención se centrara en este aspecto.^{76,78} En caso de impacto, el airbag se despliega e infla en 20 centésimas de segundo y su activación está controlada por un sistema

electrónico capaz de discernir entre un choque ligero, un gran bache y la brusca deceleración causada por un impacto que pueda poner en peligro al conductor.

El sistema electrónico consta de un microsensar que mide la deceleración y envía los datos a un procesador para su análisis. Si hay colisión, un impulso eléctrico inflama una pequeña cantidad de pólvora situada debajo de la bolsa plegada y que está en contacto con un recipiente que contiene unas pastillas de azida sódica (NaN_3). La detonación de la pólvora genera calor y se liberarán hasta 30 litros de nitrógeno, inflando el airbag en microsegundos (Figura 7).

Un detalle importante a tener en cuenta es que el sistema sólo dispone del espacio existente entre el conductor y el volante para inflarse y detener el impacto, además de un periodo de tiempo de centésimas de segundo. La rapidez del proceso es tal, que el volumen de gas producido hace que el airbag salga de su alojamiento a una velocidad que puede llegar a ser de unos 300 km/h (aunque no es una constante entre fabricantes). Una vez cumplido su cometido, el nitrógeno producido comienza a escapar a través de pequeños orificios en la tela, permitiendo la movilidad de los ocupantes.

7. **Esquema**



de despliegue de un airbag

Imagen de la web del Instituto Nacional de Técnica Aeroespacial (<http://www.inta.es/>)

Los airbags (al menos los de estándar europeo), están diseñados para complementar la función de los cinturones de seguridad y el cinturón de seguridad ayuda a mantener al conductor en la posición apropiada para lograr la mayor efectividad.

1.6.2. La controversia sobre la contribución del airbag en la reducción de la mortalidad

Desde que los airbags aparecieron en el mercado en los 80 y se generalizaron en los 90 en los países desarrollados, diferentes agencias e investigadores han mostrado estadísticas a favor de su capacidad de salvar vidas.⁷⁹ Ya desde su aparición se sucedieron estudios epidemiológicos que establecieron su contribución positiva en la reducción de la mortalidad de algunos tipos de accidentes.⁸⁰⁻⁸⁶ No obstante, si bien en sus inicios se afirmaba que reducía la mortalidad en un 2530 %, esta estimación se ha reducido al 10 % en publicaciones más recientes.⁸⁷ Otros factores relacionados con los sucesos en caso de accidente y los medios de contención sugieren que esta cuestión merecería un análisis más profundo.⁸⁸

Estos estudios que citamos refieren reducciones de mortalidad más altas (25-30 %) cuando el airbag se ha desplegado en una colisión frontal y el conductor o pasajero no llevaba el cinturón de seguridad puesto⁸¹ teniendo en cuenta que, en los EE. UU., el estándar incluye que sea capaz de realizar su función aún sin cinturón. Pero esta llamativa cifra no tiene en cuenta la morbilidad asociada al propio acontecimiento del despliegue del airbag y el ulterior contacto con la cabeza del conductor u ocupante. Dados los detalles del funcionamiento de este dispositivo, habría que acotar los beneficios del airbag en esta protección, trabajo que se realiza en conjunción con los cinturones de seguridad de tensión automática,^{84,89} los pretensores y la tensión pirotécnica en caso de colisión. Particularmente, cabe recordar que dicho beneficio se limita a las colisiones estrictamente frontales u ortogonales con el plano de colisión (vehículo o muro). Esta situación, que es un paradigma experimental en estos estudios, se da únicamente entre el 30 y el 35 % de los casos reales, e incluso puede verse reducida si contabilizamos las situaciones en las que el vehículo alcanza al percutido en una colisión en cadena. En la frecuente situación de accidente por salida de la vía, la tipología de colisión suele variar hacia fronto-lateral o bien vuelco. Por lo tanto, el efecto de cada elemento de seguridad implantado en un vehículo merecerá un análisis segregado y ponderando el resto de factores también. En conclusión, algunos datos recientes indican que, cuando combinamos todos los elementos de seguridad pasiva de un vehículo, la contribución del airbag se reduciría a menos del 10%.⁸⁶ Esto hace que debamos plantearnos su valor relativo en relación a la morbilidad que parece asociarse a su uso, como comentamos a continuación.

1.6.3. Estudios sobre la seguridad del airbag

Ciertas investigaciones y publicaciones han puesto de manifiesto que el despliegue del airbag en ocasiones conlleva diversas lesiones significativas en los ocupantes de los vehículos, incluyendo la muerte en algunos casos extremos por un macrotrauma craneo-cervico-mandibular directo.^{90,91} Esto se debe a su potencia de inflado, pues la víctima en movimiento hacia delante por

la deceleración del vehículo es golpeada por la bolsa, que lleva igualmente una aceleración muy rápida y en sentido contrario.⁹² Algunos autores han sugerido que estas lesiones, la mayoría clasificadas como de carácter leve, son «males menores» en relación a la muerte que este elemento de seguridad pasiva contribuye a prevenir,⁹³ pero la realidad es que se han documentado lesiones de carácter permanente y gran incapacitación del sujeto.

Las posibilidades de lesión de los ocupantes de un vehículo por despliegue del airbag no se pueden asociar a una constante. La forma en la que un airbag impacta el rostro y el cráneo es el resultado de la interacción de muchos factores, incluyendo la estatura del conductor del vehículo, la postura de su cabeza, de su cuello y de su torso en el momento de la colisión, la utilización simultánea de los cinturones de seguridad u otros elementos de restricción de movimiento y la distancia entre el conductor y el volante o salpicadero, entre otras cosas.^{62,63,88,94,95}

1.6.3.1. Lesiones cervicales causadas por el airbag en colisiones frontales

En choques a velocidad normal, se ha demostrado que el airbag protege al cuello de una hiperflexión y, por lo tanto, reduciría el número y las consecuencias de las lesiones cráneo-cervicales.^{95,96} Sin embargo, también se ha documentado en gran medida que el despliegue de los airbags, en choques frontales a bajas velocidades, puede generar una fuerza de impacto excesiva y suficiente como para causar lesiones sustanciales de los tejidos duros y blandos, con daños en las estructuras craneales, cervicales y faciales.^{90,94,97,98}

También es importante considerar que, en un choque frontal, es muy probable que la cabeza del ocupante se encuentre con algún tipo de inclinación lateral. Según un estudio del Centro Zaragoza,⁹⁹ la mayoría de las veces que se ha detectado que el airbag ha producido lesiones a los ocupantes es porque estaban en una posición incorrecta dentro del vehículo (demasiado cerca del volante o de la guantera). Por tanto, este riesgo puede minimizarse utilizando siempre el cinturón de seguridad y sentándose con el pecho a más de 25 centímetros del volante, como recomiendan las autoridades.

1.6.3.2. Lesiones oculares y orbitarias causadas por el airbag

En la literatura hay abundantes publicaciones que describen de un gran número de lesiones oculares relacionadas con el despliegue del airbag, clasificadas en químicas y físicas.

Entre las **lesiones químicas**, producidas por los productos químicos incorporados para generar el gas de llenado que salen en forma de polvo tras el despliegue, encontramos:

- Abrasión epitelial¹⁰⁰
- Tatuaje subepitelial- estromal anterior¹⁰⁰
- Quemadura conjuntival por álcali⁴⁷
- Quemadura de anejos por álcali¹⁰¹
- Descompensación endotelial corneal por penetración del álcali¹⁰²
- Uveítis anterior química¹⁰³
- Leucoma corneal¹⁰⁴

Estas lesiones son más prevalentes en pacientes que no llevan gafas,³² ya que la lente ofrece cierta protección a la entrada de estos productos. La actuación de emergencia en el lugar del accidente para estos casos es la irrigación con suero para arrastrar las partículas hasta normalizar el pH (7-7.5) en el fondo de saco conjuntival. Esta actuación es perentoria para evitar lesiones de gravedad en los ojos, aún en el caso en el que las frecuentes crisis asmáticas¹⁰⁵ pueden derivar a los equipos de emergencia hacia otro tipo de actuación en ese momento.

8. Estructuras del ojo que pueden verse dañadas en un despliegue de airbag

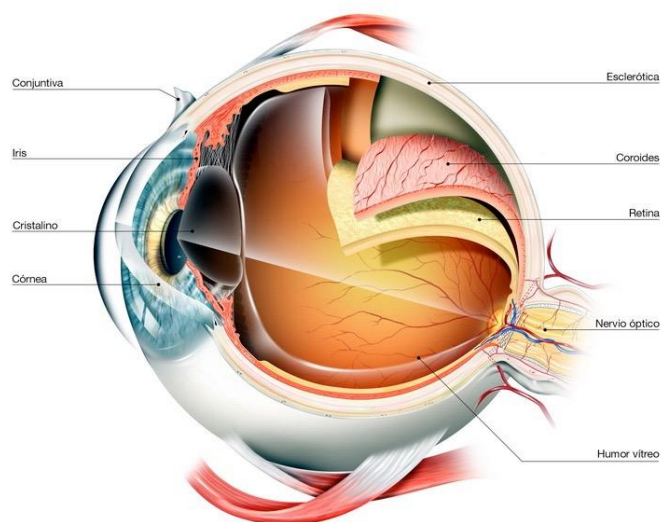


Imagen de: <http://drsoler.com/como-funciona-el-ojo/>

En cuanto a las **lesiones traumáticas** o físicas, debidas al traumatismo contuso o a laceraciones causadas por la tela del airbag, se han publicado casos de:

- Ulcera corneal¹⁰⁶
- Miopía transitoria¹⁰⁷
- Pérdida de células endoteliales¹⁰²
- Rotura corneal en un caso de cirugía previa¹⁰⁸
- Luxación o subluxación del cristalino¹⁰⁹
- Iritis traumática⁵¹
- Desinserción del iris⁵¹
- Glaucoma secundario⁵¹
- Hifema⁵⁰
- Hematocórnea¹⁰⁶
- Retinopatía postcontusiva, Purtscher, perdigonada, Sd Berlin
- Agujero macular¹¹⁰
- Desgarros retinianos¹¹¹
- Hemovítreo¹¹²
- Desprendimiento de la retina⁵²
- Ruptura coroidea¹¹³
- Fractura orbitaria¹⁰⁸
- Hemorragia orbitaria preseptal⁵²
- Hemorragia postseptal e incluso retrobulbar: compromiso del nervio óptico¹¹⁴
- Parálisis oculomotoras¹¹⁵

□ Parálisis facial⁷³

En caso de rotura de unas gafas, cualquier laceración o perforación es posible, incluyendo lesiones en párpados y vía lagrimal, así como la presencia de cuerpos extraños intraoculares.¹¹⁶ En cualquier caso, la mayor parte de las lesiones aquí recogidas son potencialmente cegadoras.

1.6.4. La evolución de los airbag

El airbag es una tecnología que también ha evolucionado en estos años, mejorando sus prestaciones y procurando contribuir a la reducción de la morbilidad asociada a su despliegue en un escenario de colisión a baja velocidad. Los umbrales de velocidad (deceleración) a los que se despliega el airbag no están referenciados por los fabricantes ni normalizados, ni tampoco su velocidad de despliegue, que se halla entre los 200 km/h y un máximo de 320 km/h.

Las tendencias de los fabricantes han sido reducir el volumen de inflado y multiplicar el número de airbags en el vehículo, con unidades adicionales situadas en diferentes localizaciones para adaptar la protección a distintos tipos de colisión. También se ha atendido la cuestión de las lesiones causadas por los componentes químicos, buscando modificaciones en la composición del polvo movilizado en el despliegue,¹¹⁷ así como la desaparición de las costuras y la búsqueda de tejidos más suaves que pueden seguir mejorando la situación evitando abrasiones.⁴⁶ Otros cambios de diseño son la dirección de salida de los poros para el escape del aerosol del airbag, tratando de evitar la superficie de contacto con la cara para dirigirse en su lugar hacia zonas inferiores o laterales.^{47,101,118} Una última tendencia de desarrollo es intentar regular la expansión de airbag proporcionalmente a la magnitud del impacto.²⁹

Todo lo comentado sobre el despliegue del airbag nos lleva a la conclusión de que no es deseable que éste se active si no es realmente necesario, pues existiría el riesgo de producir lesiones mayores que las que pudiera prevenir. Por esta razón, la programación de su disparo es muy compleja y cada fabricante, basándose en sus experiencias, desarrolla distintos algoritmos destinados a regular el momento de disparo del airbag, evaluando la violencia de la colisión (frontal, pues en otro caso no se activa, ya que tampoco ofrecería protección adicional). Es decir, la activación del mecanismo de inflado de un airbag no depende sólo de la velocidad de colisión, sino que idealmente debería modularse en función de la evolución en el tiempo de la deceleración sufrida por el vehículo durante los primeros milisegundos del choque.

1.6.5. La norma europea y la estandarización de pruebas

La evaluación de la seguridad de un vehículo en el banco de pruebas está estandarizada para poder ser reproducible, tener un valor comparativo y también para constituir la base objetiva de las normativas de seguridad pasiva exigidas a los fabricantes de vehículos.

Actualmente existen dos normativas en las que se regulan las características del airbag del conductor como parte del sistema de retención del vehículo, las cuales definen las prestaciones mínimas del sistema de retención de un automóvil. Estas son:

- La normativa europea ECE-R12 (www.unece.org)
- La normativa americana FMVSS-208 (www.nhtsa.gov)

La principal diferencia entre estas dos normativas reside en el hecho de que, mientras la normativa europea entiende el airbag como un «complemento» del cinturón de seguridad y, por lo tanto, sus características se definen en relación a esta situación, la normativa americana exige también unas prestaciones de retención que otorguen protección ante colisiones sin cinturón de seguridad, lo que en la práctica se traduce en que el airbag de conductor es componente obligatorio para la venta de un automóvil en los EE. UU. desde 1984.

A esto se une la directiva europea 96/79/CE del Parlamento Europeo y del Consejo de 16 de diciembre de 1996, relativa a la protección de los ocupantes de los vehículos de motor en caso de colisión frontal, que establece criterios para los ensayos de choque frontal, en particular criterios biomecánicos, con el objeto de garantizar un elevado nivel de protección en caso de colisión frontal.¹¹⁹ El fin de la directiva 96/79/CE es reducir el número de víctimas en accidentes de carretera en Europa introduciendo medidas legislativas que mejoran, en la medida de lo posible, la protección de los ocupantes de los vehículos de motor en caso de colisión frontal. Así pues, es un documento que regula tanto las condiciones que han de darse en la ejecución del ensayo como los resultados que han de obtenerse a partir de él.

Aparte de estas normativas oficiales, el público conoce mejor la clasificación por estrellas del «EuroNCAP» (*European New Car Assessment Programme* en www.euroncap.com), pero hay que puntualizar que tanto el EuroNCAP como el US-NCAP (versión norteamericana), así como otros sistemas populares en otros países desarrollados, no son normativas legales que se deban cumplir para la venta de un vehículo. Estas asociaciones independientes otorgan puntuaciones definidas por un conjunto de ensayos sobre los vehículos para evaluar y comparar el comportamiento de diferentes automóviles frente a unas condiciones de colisión fijas.²⁵ Los ensayos normalizados de estas entidades pretenden reproducir la mayoría de las situaciones de

colisión con automóviles en la vida real y, sin ser norma legal, se han convertido en un factor comercial muy importante para la venta de vehículos y son el baremo comparativo entre vehículos en lo que respecta a la seguridad de los ocupantes en caso de accidente.

1.7. Justificación de este trabajo

A raíz de la experiencia clínica, quirúrgica y rehabilitadora documentada en los casos de accidente por colisión frontal con despliegue de airbag, resulta importante establecer en una secuencia experimental la realidad esperable en una colisión a baja velocidad que cause despliegue del airbag frente a usuarios de gafas.

Este estudio ha tratado de centrarse en una posición ecléctica y lo más próxima posible a la realidad. Es decir, se decidió usar vehículos nuevos con soluciones de seguridad actuales, el cuerpo de maniquí Hybrid III vigente actualmente, y la cabeza FOCUS instrumentada para establecer las fuerzas recibidas en los tres ejes por cada uno de los huesos faciales, el cuello y también el globo ocular. Como base de la investigación, la distancia del conductor al volante debía tener relación con la comúnmente utilizada en nuestra población y no sencillamente con las distancias recomendadas. Según la bibliografía, debíamos mantener el centro del estudio de los riesgos sobre el eje X (anterior-posterior), dado que la información disponible analiza problemas orbitarios y oculares en ese eje,³² que es el que se estandariza en la investigación de choque frontal.

Los elementos justifican este esfuerzo investigador son los siguientes:

1. Importancia del problema:

- a. Por su *magnitud*, pues este elemento de seguridad pasiva se halla en prácticamente todos los automóviles del parque actual.
- b. Por las *consecuencias individuales* que un accidente con lesiones causadas por el despliegue del airbag puede tener, incluyendo una posible ceguera.
- c. La lesión permanente o a largo plazo del individuo por estas causas tiene también *consecuencias sociales y económicas* porque puede crear dependencia y requerir subsidios, siendo además agravada en el caso de ciudadanos jóvenes.

2. **Las carencias en la normativa actual:** Este problema no está siendo recogido actualmente en los programas de validación experimental de la seguridad pasiva de los automóviles, lo

que limita la futura inversión en desarrollo de sistemas de protección perfeccionados que reduzcan la morbilidad óculo-orbitaria.

3. **La realidad de las distancias de conducción:** En este trabajo mostramos en primer lugar los resultados del estudio piloto realizado previamente para determinar las costumbres reales de posición y distancia al volante de los conductores en nuestro entorno que, según la literatura, eran previsiblemente menores de lo recomendado y testado en las pruebas de choque. Dado que las pruebas de choque están enfocadas a establecer cuestiones objetivas de seguridad (en relación a lesiones que comporten riesgo vital) y se basan en estas recomendaciones, el abordaje de la seguridad según la realidad de los conductores tiene interés. Es importante comprobar las condiciones de seguridad en caso de uso de gafas y conducción a una distancia que no coincidiría con la estandarizada.
4. **Prevalencia de la conducción con gafas y de la cirugía ocular:** La realidad cotidiana nos sitúa en una gran prevalencia de la conducción con gafas en algún momento del día, incluyendo las gafas de sol, recomendadas por la DGT. Su comportamiento dinámico en una colisión a baja velocidad no está suficientemente documentado en la bibliografía existente hasta la fecha.¹¹⁶ A esto se suma también el creciente número de ciudadanos que se someten a algún tipo de cirugía ocular, pues algunas debilitan la resistencia del globo ocular temporal o permanentemente.
5. **Diversidad de tipos de gafas como variable dinámica en esta situación:** Era interesante conocer si podría establecerse un factor protector o un factor de agrupamiento en el uso de determinado tipo de gafas (p. ej. monturas al aire, que dejan aristas vivas en caso de desensamblarse) por su comportamiento ante el despliegue del airbag en una colisión a baja velocidad, como las que prevalecen en las grandes ciudades, por si fuera necesario formular recomendaciones al respecto. En este sentido, la experiencia profesional sugería al abordar este trabajo que las gafas pueden ser, en algunas ocasiones, el actor principal de una lesión ocular grave por impacto. En la Figura 9 se ilustra el estado de las gafas en un caso en el que la rotura de la montura y las lentes fue causante de una perforación del globo ocular.

9. Gafas con la montura y la óptica rota por impacto que produjeron perforación del globo ocular en una paciente



OBJETIVOS

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1. Hipótesis

2.1.1. Principales:

- La existencia de airbag del conductor en los vehículos requiere que se respete una distancia segura del conductor al volante y los conductores en la práctica podrían estar a distancias menores que las probadas en los ensayos estandarizados.
- Los ojos y/o la órbita ocular reciben impactos de magnitud significativa por el despliegue del airbag en situaciones de colisión frontal del vehículo que pueden comprometer la visión, especialmente en el caso de ojos operados.
- Las distintas combinaciones de gafas, monturas y cristales producen distinto tipo de perfil traumático para el globo ocular y/o para la órbita ocular en caso de impacto facial por el despliegue del airbag.
- Las colisiones frontales a baja velocidad pueden producir lesiones cervicales.

2.1.2. Operativa (traducción a test instrumental con maniqués):

- Una distancia menor a la establecida como segura reducirá el espacio disponible para el despliegue del airbag.
- La magnitud máxima de la fuerza experimentada por alguno de los sensores electrónicos (células captadoras) correspondientes a la forma y localización de los distintos huesos que configuran la órbita se traduce en un riesgo de fractura orbitaria o de hematoma orbitario cuya gravedad referenciaremos con respecto a valores experimentales conocidos.
- La interposición de la gafa entre la cara y el airbag detraerá fuerza de impacto sobre el globo ocular para repartirlo sobre el marco orbitario, si las gafas permanecen en su lugar durante el impacto.
- Se deben cuantificar los valores de fuerza en la región cervical en condiciones cotidianas.

2.2. Objetivos y planificación del estudio

Para abordar los planteamientos justificativos de este trabajo y estudiar las hipótesis planteadas, se requiere un planteamiento en tres fases, con la resolución de sus respectivos objetivos.

FASE I: Estudio epidemiológico.

Para poder desarrollar los ensayos de choque dinámicos, esta investigación se inició con un estudio epidemiológico de los hábitos de conducción.

Objetivo 1. Estudiar las circunstancias reales de conducción con referencia a la distancia al volante y variables concurrentes y la epidemiología del uso de gafas en algún momento del día y, particularmente, durante la conducción, en una muestra de conductores. Este objetivo cubrirá los siguientes puntos:

- Establecer la distancia habitual de conducción en nuestro medio y compararla con las de los estudios disponibles en la bibliografía.
- Averiguar si el sexo, la altura, la edad o el tamaño del vehículo influyen sobre la distancia de conducción.
- Conocer la prevalencia del uso diario de gafas en la conducción.

FASE II: Estudio experimental en banco de pruebas.

El banco de pruebas tenía por objetivo dar información sobre la combinación óptima de gafas (óptica o cristal y montura) que se debía utilizar en los ensayos de choque a baja velocidad, para establecer los comportamientos tipo de las gafas más prevalentes en la población.

Objetivo 2. Estudiar del efecto de distintas combinaciones de óptica y montura de la gafa sobre la lesividad óculo-orbitaria en un modelo instrumental estático de despliegue de airbag

Objetivo 3. Cuantificar la fuerza absoluta ejercida sólo por el despliegue del airbag sobre los huesos faciales y sobre la región cervical en relación a las diferentes combinaciones de gafas y contextualizarla según los umbrales de lesión descritos en la literatura.

FASE III: Estudios experimentales dinámicos

Esta fase dependía de los datos obtenidos en las fases anteriores. De la casuística obtenida en la Fase I se utilizaron los valores cotidianos de conducción para reproducirlos el ensayo dinámico y de los datos obtenidos en la Fase II se completó el modelo experimental.

Objetivo 4. Estudiar en túnel de pruebas el efecto del despliegue del airbag en colisión a bajas velocidades sobre la magnitud del traumatismo soportado por el globo ocular y la órbita con los tres tipos de gafas seleccionadas en la Fase II por su tipo de cristal y montura y con la posición del *dummy* según las variables obtenidas en el estudio epidemiológico.

Objetivo 5. Estudiar las magnitudes de las fuerzas absolutas soportadas por todos los huesos de la cara, la órbita y la región cervical en estas situaciones y contextualizarla según los umbrales de lesión descritos en la literatura.

Las Fases II y III serán un estudio abierto con componente cualitativo del comportamiento de la cabeza instrumentada (maniquí) con distintos tipos de gafas soportando la expansión del airbag añadido a la variable velocidad, siempre dentro de magnitudes menores o iguales a 30 km/h (8,33 m/s).

La homogeneidad de los resultados vendría dada por la tendencia a la reproducibilidad de los valores entre lado derecho e izquierdo, si bien eran esperables algunas variaciones por no tratarse de una situación estática, sino dinámica, con el movimiento propio de la gafa entre la cabeza instrumentada y el airbag en expansión.

MATERIAL Y MÉTODOS

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1. FASE I: Estudio epidemiológico sobre los hábitos de conducción

El estudio epidemiológico tuvo lugar en el entorno urbano de Sevilla y su conurbación entre los meses de abril, mayo y junio, en una franja horaria entre las siete de la mañana a las diez de la noche. Se seleccionó una amplia franja de tiempo que permitiera dar buena representatividad a los desplazamientos en los que, en caso de accidente, éste se consideraría accidente laboral y también a los momentos del día de máxima luminosidad en los que la utilización de gafas de sol sería evidente. Se entrevistó a los conductores solicitando su colaboración en el momento en el que conducían sus vehículos y tomando medidas y datos *in situ*. Dada la ausencia de datos previos para el cálculo muestral, se entrevistó primero a una pequeña muestra inicial de conductores para estimar el porcentaje que podrían estar conduciendo a < 25 cm de distancia entre el torso y el volante, distancia recomendada por las autoridades. En base a estos resultados iniciales, se realizó el cálculo muestral para detectar un 81% de conductores en esta situación con un error de precisión del 5% y un intervalo de confianza del 99%. El tamaño muestral para este supuesto fue de 408 sujetos. Asumiendo una tasa de no respuesta del 2%, el tamaño de la muestra ascendió a 416 individuos.

Este estudio epidemiológico contaba con el consentimiento de las autoridades administrativas del Hospital Virgen del Rocío, Sevilla. No se recogieron datos identificativos de los participantes y se mantuvo la confidencialidad en todo momento, respetando la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

Se recogieron los siguientes datos sobre las costumbres de conducción:

- Distancia del centro del volante al punto medio entre ambos ojos
- Distancia mínima del tronco hasta el volante
- Uso de gafas durante la conducción en una jornada

Los vehículos se clasificaron en diferentes categorías según su tamaño (de menor a mayor):

- Utilitario
- Compacto
- Berlina media y break

- Monovolumen, 4x4 y grandes berlinas

3.2. FASE II: Estudio experimental en banco de pruebas

El estudio experimental en banco de pruebas se realizó con un con una cabeza instrumentada modelo FOCUS anclada de forma estática a un soporte fijo. Las pruebas se realizaron en las instalaciones de Vázquez y Torres Ingeniería (VTI) en Madrid.

3.2.1. Configuración general del ensayo.

Estos estudios se realizaron con la cabeza instrumentada FOCUS (Robert A. Denton, Inc. Rochester Hills, MI, EE.UU.) descrita en el apartado 1.5.3 de la introducción, cuya función específica es permitir la valoración de daños faciales y oculares en ensayos de impacto.

Con el objetivo de analizar la interacción entre distintos tipos de gafas y la cabeza instrumentada FOCUS durante el despliegue de un airbag, se realizaron 10 ensayos de despliegue de airbag con diferentes modelos/configuraciones de gafas (descrito en detalle más adelante, ver 3.2.3).

Para la realización de los ensayos, la cabeza de maniquí se mantuvo inmóvil sobre un soporte específicamente diseñado, anclado a una estructura rígida y fija al suelo. El modelo estaba compuesto por una cabeza FOCUS acoplada a un cuello de maniquí modelo Hybrid III percentil 50 (ver Figura 10). El maniquí Hybrid III ha sido también descrito en la introducción (1.5.2) y es de uso universal en las pruebas estandarizadas de choque. Frente a la cabeza se colocó, fijado al suelo, un simulador de generador de gas para inflado de airbags. En el simulador se instaló un saco de airbag frontal idéntico al de un puesto de conductor de un coche comercial (ver Figura 10).

10. Imágenes de una prueba estática con la cabeza instrumentada para estudios experimentales en el banco de pruebas



Izda.: efecto del despliegue del Airbag sobre cabeza estática con uno de los tipos de gafa seleccionados. Centro: efecto del despliegue del airbag sobre la cabeza del dummy estático y sin gafas, para servir de base de comparación (control). Dcha.: detalle de la cabeza y de la estructura de sujeción al suelo.

Sobre el maniquí se colocaron 9 combinaciones distintas de gafas: distintos tipos de cristales y monturas y, dentro de un mismo tipo de montura, dos tipos de apriete de la óptica a la montura: laxo y más firme (ver apartado 3.2.3 y Tabla 3).

Los datos recabados en el estudio piloto de la Fase I ofrecían una distancia media desde el rostro al centro del volante de 43 cm (ver en Resultados, apartado 4.1). Sin embargo, en esta fase la cabeza FOCUS se emplazó a 20 cm de la boca de expansión del saco del airbag, con los ojos a la altura de la salida del saco (Figura 10 Dcha.). El motivo de esto fue una decisión de los ingenieros colaboradores en este estudio, tomada por dos razones: a) A 20 cm se compensaba la presumible menor velocidad de despliegue del airbag en el banco de pruebas con respecto a los datos con los que contábamos, que no eran oficiales y que el fabricante declinó confirmar; y b) la desaceleración de la cabeza, con su masa, eran estáticos en el banco de pruebas.

3.2.2. Instrumentación del maniquí y descripción del sistema y del procesado de señales

Tal y como se ha descrito con anterioridad, la cabeza FOCUS está completamente instrumentada con los sensores necesarios para evaluar las características del impacto sobre los huesos faciales. La Tabla 1 detalla la instrumentación utilizada en la cabeza, con su localización y

las coordenadas de la fuerza que registran, junto con el código ISO utilizado para identificar el canal. Todas las señales fueron registradas a una frecuencia de 20 kHz y prefiltradas con una frecuencia de corte de 4000 Hz.

1. Instrumentación del maniquí de cabeza FOCUS en los experimentos estáticos

Descripción del canal	Código ISO	Sensor	Nº de serie
Hueso nasal fuerza X	11HEADNA00H3FOXP	Robert Denton 8030JFL	77
Hueso nasal fuerza Y	11HEADNA00H3FOYP		
Hueso nasal fuerza Z	11HEADNA00H3FOZP		
Hueso frontal derecha fuerza X	11HEADFBRIH3FOXP	Robert Denton 8035JFL	80
Hueso frontal derecha fuerza Y	11HEADFBRIH3FOYP		
Hueso frontal derecha fuerza Z	11HEADFBRIH3FOZP		
Hueso frontal izquierda fuerza X	11HEADFBLEH3FOXP	Robert Denton 8035JFL	81
Hueso frontal izquierda fuerza Y	11HEADFBLEH3FOYP		
Hueso frontal izquierda fuerza Z	11HEADFBLEH3FOZP		
Hueso cigomático derecha fuerza X	11HEADZYRIH3FOXP	8040AJFL	77
Hueso cigomático derecha fuerza Y	11HEADZYRIH3FOYP		
Hueso cigomático derecha fuerza Z	11HEADZYRIH3FOZP		
Hueso cigomático izquierda fuerza X	11HEADZYLEH3FOXP	8045AJFL	77
Hueso cigomático izquierda fuerza Y	11HEADZYLEH3FOYP		
Hueso cigomático izquierda fuerza Z	11HEADZYLEH3FOZP		
Hueso maxilar derecha fuerza X	11HEADMXRIH3FOXP	8050JFL	79
Hueso maxilar derecha fuerza Y	11HEADMXRIH3FOYP		
Hueso maxilar derecha fuerza Z	11HEADMXRIH3FOZP		
Hueso maxilar izquierda fuerza X	11HEADMXLEH3FOXP	8050JFL	80
Hueso maxilar izquierda fuerza Y	11HEADMXLEH3FOYP		
Hueso maxilar izquierda fuerza Z	11HEADMXLEH3FOZP		
Hueso mandíbula fuerza X	11HEADMD00H3FOXP	8055JFL	77
Hueso mandíbula fuerza Y	11HEADMD00H3FOYP		
Hueso mandíbula fuerza Z	11HEADMD00H3FOZP		
Ojo derecho fuerza X	11HEADEYRIH3FOXP	8060JFL	77
Ojo izquierdo fuerza X	11HEADEYLEH3FOXP		

Descripción del canal	Código ISO	Sensor	Nº de serie
Cuello superior fuerza X	11NECKUP00H3FOXP	8070JFL	75
Cuello superior fuerza Y	11NECKUP00H3FOYP		
Cuello superior fuerza Z	11NECKUP00H3FOZP		
Cuello superior momento X	11NECKUP00H3MOXP		
Cuello superior momento Y	11NECKUP00H3MOYP		
Cuello superior momento Z	11NECKUP00H3MOZP		

2.

Se fijó la polaridad de todos los sensores para facilitar el posterior análisis de los resultados registrados durante el ensayo. El criterio de signos utilizado fue X para movimientos adelante y atrás, Y para movimientos laterales de la cabeza (ambos en el plano horizontal, según colocación del maniquí) y Z para movimientos arriba y abajo en el plano vertical.

En el momento del procesado de señal, las señales registradas se filtraron con un filtro CFC (*Channel Frequency Class*) propio de cada canal que presentamos detallado en la Tabla 2.

2. Descripción del tipo de filtro aplicado a cada señal registrada durante el ensayo para el procesamiento de datos

Descripción canal	Código ISO	Filtro aplicado al canal
Hueso nasal fuerza X	11HEADNA00H3FOXP	CFC180
Hueso nasal fuerza Y	11HEADNA00H3FOYP	
Hueso nasal fuerza Z	11HEADNA00H3FOZP	
Hueso frontal derecha fuerza X	11HEADFBRIH3FOXP	CFC180
Hueso frontal derecha fuerza Y	11HEADFBRIH3FOYP	
Hueso frontal derecha fuerza Z	11HEADFBRIH3FOZP	
Hueso frontal izquierda fuerza X	11HEADFBLEH3FOXP	CFC180
Hueso frontal izquierda fuerza Y	11HEADFBLEH3FOYP	
Hueso frontal izquierda fuerza Z	11HEADFBLEH3FOZP	
Hueso cigomático derecha fuerza X	11HEADZYRIH3FOXP	CFC180
Hueso cigomático derecha fuerza Y	11HEADZYRIH3FOYP	
Hueso cigomático derecha fuerza Z	11HEADZYRIH3FOZP	

Descripción canal	Código ISO	Filtro aplicado al canal
Hueso cigomático izquierda fuerza X	11HEADZYLEH3FOXP	CFC180
Hueso cigomático izquierda fuerza Y	11HEADZYLEH3FOYP	
Hueso cigomático izquierda fuerza Z	11HEADZYLEH3FOZP	
Hueso maxilar derecha fuerza X	11HEADMXRIH3FOXP	CFC180
Hueso maxilar derecha fuerza Y	11HEADMXRIH3FOYP	
Hueso maxilar derecha fuerza Z	11HEADMXRIH3FOZP	
Hueso maxilar izquierda fuerza X	11HEADMXLEH3FOXP	CFC180
Hueso maxilar izquierda fuerza Y	11HEADMXLEH3FOYP	
Hueso maxilar izquierda fuerza Z	11HEADMXLEH3FOZP	
Hueso mandíbula fuerza X	11HEADMD00H3FOXP	CFC180
Hueso mandíbula fuerza Y	11HEADMD00H3FOYP	
Hueso mandíbula fuerza Z	11HEADMD00H3FOZP	
Ojo derecho fuerza X	11HEADEYRIH3FOXP	CFC180
Ojo izquierdo fuerza X	11HEADEYLEH3FOXP	CFC180
Cuello superior fuerza X	11NECKUP00H3FOXP	CFC1000
Cuello superior fuerza Y	11NECKUP00H3FOYP	
Cuello superior fuerza Z	11NECKUP00H3FOZP	
Cuello superior momento X	11NECKUP00H3MOXP	CFC600
Cuello superior momento Y	11NECKUP00H3MOYP	
Cuello superior momento Z	11NECKUP00H3MOZP	

3.

Todos los resultados se representaron en gráficas con el tiempo en el eje de las X y comenzando en el momento de inicio del ensayo por una señal automática del sistema. Las gráficas representan los primeros 300 ms del ensayo. Así mismo, se realizaron gráficas compuestas con los resultados en los ejes XYZ de cada pieza equivalente a hueso y su resultante matemática de fuerza absoluta, que se utilizó para las estimaciones de riesgo de lesión según los datos disponibles en la bibliografía.

3.2.3. Descripción de gafas utilizadas en los ensayos

En total se realizaron 10 ensayos (9 tipos de gafas y un control sin gafas). Las gafas utilizadas se recogen en la Tabla 3, caracterizadas según su combinación de tipo de monturas, cristales y par de apriete.

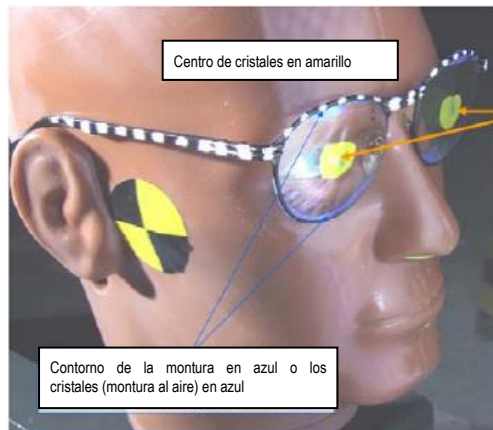
3. Tipos de gafas utilizadas en los ensayos estáticos de despliegue del airbag

ENSAYO	MONTURA	CRISTAL	MONTAJE
1	Rígida	Mineral	Apretada
2	Rígida	Mineral	Laxa
3	Aire	Policarbonato 1.4	Apretada
4	Rígida	Policarbonato 1.4	Apretada
5	Rígida	Policarbonato 1.6	Apretada
6	Rígida	Policarbonato 1.6	Laxa
7	Rígida	Policarbonato 1.4	Laxa
8	Rígida	Policarbonato 1.6	Laxa
9	Rígida	Policarbonato 1.6	Media
10 (Control)	Sin gafas	Sin gafas	Sin gafas

1.6 y 1.4 son indicativos del índice de refracción de la lente de policarbonato

4.

11. Detalle de las marcas sobre las gafas utilizadas en los ensayos.



Con el fin de identificar los posibles puntos de impacto de las gafas en la cabeza, se aplicó pintura azul en el borde de los cristales y pintura amarilla en la zona central del cristal (Figura 11).

Los ensayos se filmaron con una cámara de alta velocidad (Speedcam Visario G1; Weinberger AG Dietikon, Suiza) que registró las imágenes a una velocidad de 1000 imágenes por segundo y a una resolución de 768 × 512 píxeles. Todos los ensayos se analizaron con la combinación de los datos proporcionados por el instrumental de la cabeza FOCUS y análisis de los vídeos y fotogramas adquiridos durante la prueba.

3.3. FASE III: Estudio dinámico con ensayos de choque frontal

Tras obtener los parámetros de los ensayos en banco de pruebas, se realizaron 4 ensayos de choque de vehículo completo contra muro rígido. Los ensayos se realizaron en las instalaciones especializadas del Instituto Nacional de Técnica Aeroespacial (INTA) en Madrid.

3.3.1. Configuración general del ensayo e instrumentación

Se prepararon cuatro vehículos Smart modelo *For-two*, con motor de gasolina de tres cilindros en línea, cambio manual de cinco velocidades y volante a la izquierda. Los sistemas de retención del vehículo incluían cinturones de tres puntos con pretensores y airbags para conductor y acompañante. Se desconectó el airbag del acompañante. Antes de la prueba, cada vehículo fue revisado y acondicionado con la presión de neumáticos según su manual, vaciado del depósito de combustible y rellenado con 30 litros de agua, vaciado del líquido de refrigeración, montaje interno del sistema de adquisición de datos y desmontaje del embellecedor trasero izquierdo del exterior para permitir el paso del cableado de comunicación con el sistema de control (Figura 12). En el parachoques delantero se instaló un sensor de banda para detectar el contacto con el muro.

El asiento del conductor se colocó en la posición media y el respaldo con 13° de inclinación. Las alturas de la banqueta, del apoyacabezas y del reenvío del cinturón no eran regulables y permanecieron sin modificaciones. En el asiento del conductor se instaló un maniquí estandarizado modelo Hybrid III tamaño percentil 50 sobre el que se montó una cabeza instrumentada FOCUS (Robert A. Denton, Inc. Rochester Hills, MI, EE.UU.). Se seleccionaron tres tipos de gafas para estas pruebas tras los resultados de los ensayos estáticos: montura rígida y cristal mineral (Tipo 2), montura rígida y cristales de policarbonato 1.6 (Tipo 6) y montura al aire con cristal de policarbonato 1.4 (Tipo 3), que se colocaron en la cabeza FOCUS del maniquí tal y como las lleva el usuario normal (ver Figura 12). Todas las pruebas se realizaron con el cinturón de seguridad puesto, ya que su uso se tiene en cuenta en la norma europea del diseño de airbag.

12. Preparación para ensayos de choque frontal

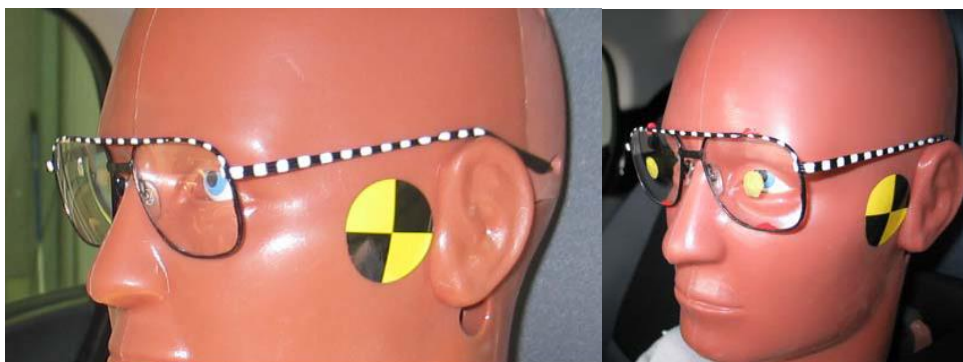


En los ensayos se instrumentó únicamente la cabeza del maniquí y no el cuerpo, puesto que el objetivo era conocer las cargas soportadas por la cara y el cuello por el despliegue de airbag en el choque frontal. La instrumentación de la cabeza fue idéntica a la descrita para los ensayos estáticos, que se ha proporcionado en la Tabla 1 y con los mismos criterios de signos para los ejes XYZ descritos para los ensayos estáticos.

Tal y como se describe para las pruebas estáticas, con el fin de identificar los posibles puntos de impacto de las gafas en la cabeza, en la parte interior de las gafas en el ensayo 1 (ver apartado siguiente) se utilizaron unos puntos de pintura roja sobre el borde de los cristales y de pintura amarilla en el interior de la zona central del cristal, como se puede observar en la Figura 13, con el objetivo de que quedaran marcados los puntos de impacto de las gafas sobre las estructuras de la cara, además del registro de fuerzas, para un análisis cualitativo.

Tras la experiencia ganada en estos primeros ensayos, los siguientes dos ensayos con explosión de airbag se programaron además con un marcaje de pintura coloreada sobre el hueso nasal, en la barbilla y en el arco ciliar (Figura 14), lo que permitió ampliar las observaciones cualitativas sobre los puntos de impacto.

13. Detalle de las gafas utilizadas y preparación previa con marcas



14. Detalle de las marcas coloreadas en gafas y rostro en ensayos posteriores

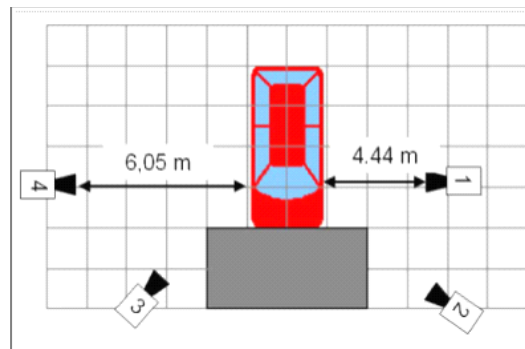
La colocación de conducción del maniquí respondió a los datos obtenidos en el estudio epidemiológico de la Fase I sobre las costumbres de conducción de la población, en el cual determinamos que la posición era demasiado cercana para ser segura. Se midieron las distancias a los distintos puntos, tal y como se muestra en la Figura 15. Las manos se colocaron en el volante, el pie izquierdo sobre el apoya pie y el pie derecho en el pedal del acelerador como en un caso real.

15. Colocación de conducción del maniquí en las pruebas dinámicas



Las pruebas se filmaron con cuatro cámaras de alta velocidad de forma simultánea en diferentes posiciones respecto al vehículo para registrar distintos planos (Figura 16). Estas cámaras, modelo Speedcam Visario G1 (Weinberger AG Dietikon, Suiza) y graduadas con enfoque 28 y apertura 2,8 grabaron a 500 imágenes por segundo y a una resolución de 1536 ×1024.

16. Posición de cámaras de filmado durante las pruebas dinámicas



La señales registradas por las células de la cabeza instrumentada fueron filtradas de forma similar a lo descrito para las pruebas estáticas, utilizando los filtros CFC indicados en la Tabla 2.

Todos los resultados se representaron en gráficas con el tiempo en el eje de las X y comenzando en el momento de inicio del ensayo por una señal automática del sistema. Las gráficas representan los primeros 300 ms del ensayo. Así mismo, se realizaron gráficas compuestas con los resultados en los ejes XYZ de cada pieza equivalente a hueso y su resultante matemática.

3.3.2. Descripción individual de los ensayos dinámicos

Las pruebas programadas, que comparten los preparativos antes descritos, fueron:

- **Ensayo 1:** Choque frontal contra muro rígido a 20 km/h. Se trata de una velocidad subumbral en la que el airbag, según su programación de fábrica, no se despliega. El maniquí llevaba gafa de montura rígida y cristal mineral (Tipo 2 en los ensayos estáticos).
- **Ensayo 2:** Choque frontal contra muro rígido a 30 km/h con despliegue de airbag. El maniquí llevaba gafa de montura rígida y cristal mineral (Tipo 2 en los ensayos estáticos).
- **Ensayo 3:** Choque frontal contra muro rígido a 25 km/h con despliegue de airbag. El maniquí llevaba gafa de montura rígida y cristal de policarbonato 1.6 (Tipo 6 en ensayos estáticos).
- **Ensayo 4:** Choque frontal contra muro rígido a 26 km/h con despliegue de airbag. El maniquí llevaba gafa de montura al aire y cristal de policarbonato (Tipo 3 en ensayos estáticos).

3.4. Análisis cualitativo de los datos y análisis estadístico

3.4.1. Análisis cualitativo

Se recopilaron los datos cualitativos de los impactos de las gafas sobre la cara tras el despliegue del airbag, facilitado por el marcaje con colores, que quedó almacenado en registro fotográfico tras cada prueba. Así mismo, se realizó un análisis visual de las gráficas de las fuerzas experimentadas por cada sensor de hueso de la cara, globo ocular y base del cuello en todas las pruebas para establecer un patrón.

A continuación se procedió a calcular variables y parámetros de estudio a partir de los datos en bruto recogidos en los ensayos para poder llevar a cabo el análisis descriptivo de las variables de los ensayos estáticos y de los ensayos dinámicos. Debido al número de pruebas realizadas y que cada una correspondía a una hipótesis diferente (modelo de gafa y velocidad) no se planearon análisis en conjunto.

3.4.2. *Análisis estadístico*

En la Fase I se realizó un análisis descriptivo y se calcularon medidas centrales y de dispersión de las variables continuas, que se presentan como media y desviación estándar, medianas y rangos intercuartílicos. Las variables cualitativas se presentan como frecuencias mediante porcentajes. La estadística inferencial incluyó comparaciones entre grupos mediante test de U de Mann Whitney, en el caso de variables que no superaron las pruebas de normalidad, y ANOVA de un factor para comparar las variables de distancia al volante en relación a tipo de vehículo. Las variables de frecuencia se compararon mediante el test de χ^2 . Se realizó análisis multivariante, correlaciones y análisis de regresión con las distancias como variable dependiente y la edad, el sexo, la estatura, la categoría de vehículos y el uso de gafas como variables independientes. Los datos se recogieron y analizaron con el programa estadístico SPSS versión 17.

En las fases II y III se calcularon los valores máximos en valor absoluto de la fuerza resultante registrada por los sensores instalados en la cabeza FOCUS instrumentada. Este valor refleja la fuerza total absoluta máxima que se ha alcanzado en cada uno de los puntos anatómicos de la cabeza que han sido objeto de análisis en este estudio. Los valores finales de todos los sensores y en cada ensayo se ofrecen en Newtons. Debido a que cada ensayo se realizó con una configuración diferente, no se pudieron realizar comparaciones estadísticas entre ellos, pero se presentan en paralelo.

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. FASE I: Estudio epidemiológico sobre los hábitos de conducción

El estudio sobre hábitos de conducción incluyó a 416 conductores, que los cuales 208 eran varones y 208 mujeres.

4. Datos demográficos y resultados de la encuesta de conducción

	HOMBRES n = 208	MUJERES n = 208	TOTAL n= 416	Valor p
Edad (años, media \pm DE) [§]	37,0 \pm 9,7	35,8 \pm 10,8	36,4 \pm 10,2	0,107
Estatura (cm, media \pm DE) [§]	172,4 \pm 4,8	166,0 \pm 5,4	169,2 \pm 6,0	< 0,0001
Lleva gafas durante la conducción (%) ^{*†}	69,2%	74,5%	71,9%	0,230
Distancia mínima del torso al volante (cm)[§]				
Media \pm DE	21,4 \pm 4,5	20,6 \pm 4,7	21,0 \pm 4,6	0,760
Mediana (RIC)	21 (19-23)	21 (19-24)	21 (19-23)	
Mínimo y Máximo	(10 – 44)	(5 – 43)	(5 – 44)	
Porcentaje que conduce a < de 25 cm [†]	89,9%	87,5%	88,7%	0,599
Distancia entre el puente nasal y el centro del volante[§]				
Media \pm DE	47,1 \pm 3,8	43,8 \pm 3,8	45,5 \pm 4,1	< 0,0001
Mediana (RIC)	47 (44-50)	43 (41-46)	45 (42-48)	
Mínimo y Máximo	(37 – 59)	(33 – 58)	(33 – 59)	
Porcentaje que conduce a < de 42 cm [†]	6,7%	28,3%	17,5%	< 0,0001
Tipo de vehículo (% que lo conduce)[†]				
Utilitario	10,1%	46,6%	28,4%	< 0,0001
Compacto	19,2%	10,1%	14,7%	
Berlina media y break	52,4%	33,2%	42,2%	
Monovolumen, 4x4 y grandes	18,3%	10,1%	14,2%	
Distancia mínima del torso al volante según tipo de vehículo (cm, media \pm DE)[‡]				
Utilitario	23,4 \pm 3,7	21,3 \pm 3,3	21,7 \pm 3,5	n.s.
Compacto	20,6 \pm 4,9	18,4 \pm 5,3	19,9 \pm 5,1	
Berlina media y break	21,3 \pm 4,5	20,5 \pm 5,2	21,0 \pm 4,7	
Monovolumen, 4x4 y grandes	21,7 \pm 2,4	21,7 \pm 2,4	21,4 \pm 3,7	
Distancia mínima del arco nasal al volante según tipo de vehículo (cm, media \pm DE)[‡]				

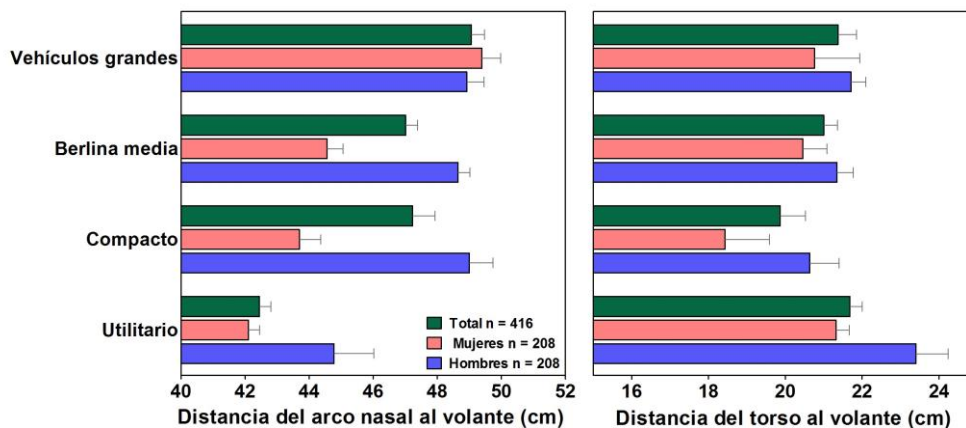
Utilitario	44,8 ± 3,8	42,1 ± 2,7	42,5 ± 3,0	< 0,0001
Compacto	49,0 ± 3,3	43,7 ± 2,1	47,2 ± 3,9	
Berlina media y break	48,6 ± 2,9	44,6 ± 3,1	47,0 ± 3,6	
Monovolumen, 4x4 y grandes	48,9 ± 2,6	49,4 ± 1,8	49,1 ± 2,4	

* incluye gafas con lentes correctivas y gafas de sol; DE = desviación estándar; RIC = rango intercuartílico; §Test de U de Mann-Whitney, distribución no normal; †Test de χ^2 ; ‡Test ANOVA; n.s. no significativo (no se puede ofrecer valor p exacto).

5.

En esta muestra, el 71,9% de los conductores entrevistados usaba gafas en el automóvil durante la conducción. Los conductores se colocaban a una distancia media de 45,5 centímetros del volante (distancia el arco nasal y centro del volante). La distancia media del torso al volante fue de 21,0 centímetros. No obstante, destaca en esta Tabla 4 que hubo distancias mínimas de 19 cm en todos los grupos y que un 88,7% se colocaron a una distancia del volante menor de los 25 cm recomendados. En este sentido, no hubo diferencias entre hombres y mujeres. Se observaron diferencias significativas entre los conductores de diferentes tipos de vehículos y, mientras que el conductor de un utilitario se situaba a 42,5 centímetros de media, medidos desde el arco ciliar al centro del volante, el de un vehículo grande lo hacía a una distancia significativamente más lejana, a 49,1 cm (Figura 17, resultados estadísticos en la Tabla 4). Sin embargo, esta diferencia no era significativa en el caso de la distancia entre el torso y el volante.

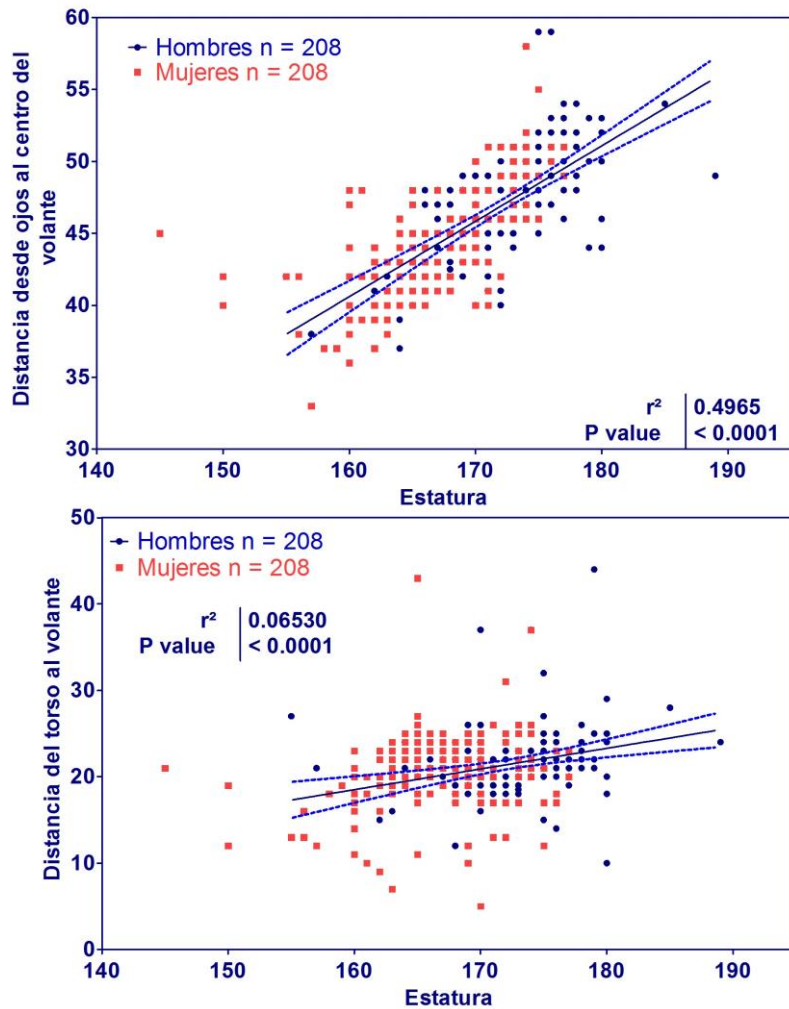
17. Distancias de conducción según el tipo/tamaño de vehículo



Así mismo, se observó que más de la mitad de los hombres conducía vehículos de categoría (y tamaño) superiores, mientras que el 56,7% de las mujeres conducían utilitarios o compactos, y la diferencia relacionada con el tamaño del vehículo influía en las posibilidades de colocación. El sexo no era el determinante en las distancias de conducción, pero la altura sí influía, como se puede observar en la Figura 18.

Aquí también podemos observar que tanto hombres como mujeres se colocan de forma correlacionada con su altura pero, dado que la media de altura de las mujeres es menor (Tabla 4), las mujeres en general conducían a menor distancia del volante (43,8 cm). Así pues, el 17 % de la población conduce a menos de 42 cm, una distancia considerada muy insegura.

18. Análisis de correlación entre la estatura del conductor y las distancias de conducción



La estatura y las distancias de conducción se expresan en centímetros

En un análisis de regresión múltiple para determinar los factores que influían en la distancia de conducción, se introdujeron las variables edad, vehículo, uso de gafas, sexo y la estatura categorizada en 4 grupos. La variable independiente fue la distancia del arco nasal al volante. La altura y la categoría del vehículo se asociaron positivamente con la distancia al arco nasal. Este modelo explicaba el 49,1% de la variable. Los resultados fueron menos determinantes con la distancia del torso, donde se relacionaron altura y edad, pero sólo explicando el 14,9% de la variabilidad.

5. Regresión múltiple. Factores relacionados con la distancia entre el arco nasal y el centro del volante

Variables	B	Error típico	Beta	t	Valor p
Constante	36.12	1.182		30.564	< 0.0001
Sexo	0.085	0.356	0.010	0.240	0.811
Altura categorizada	3.800	0.264	0.634	14.369	< 0.0001
Uso de gafas	0.130	0.336	0.014	0.386	0.700
Categoría de vehículo	0.595	0.156	0.151	3.811	< 0.0001
Edad	0.006	0.15	0.016	0.434	0.664

6.

Las preguntas realizadas a los conductores revelaron que, en general, no parecen recibir instrucción (o no recuerdan haberla recibido) en cuanto a cuál es la distancia correcta respecto al volante durante la conducción. Así mismo, las respuestas indicaron que los conductores usuarios de gafas no se han planteado la eventualidad de un choque a baja velocidad con despliegue de airbag y las consecuencias que la interposición de las gafas pudiera tener durante el despliegue de un airbag.

4.2. FASE II: Estudio experimental en banco de pruebas

Como recordatorio para la interpretación de los resultados, mostramos de nuevo la tabla de los tipos de gafa utilizados en los ensayos estáticos. Es la Tabla 3 en Métodos:

GAFA/ENSAYO	MONTURA	CRISTAL	MONTAJE	CÓDIGO
Tipo 1	Rígida	Mineral	Apretada	R/M/A
Tipo 2	Rígida	Mineral	Laxa	R/M/L
Tipo 3	Aire	Polycarbonato 1.4	Apretada	A/P1.4/A
Tipo 4	Rígida	Polycarbonato 1.4	Apretada	R/P1.4/A
Tipo 5	Rígida	Polycarbonato 1.6	Apretada	R/P1.6/A
Tipo 6	Rígida	Polycarbonato 1.6	Laxa	R/P1.6/A
Tipo 7	Rígida	Polycarbonato 1.4	Laxa	R/P1.4/L
Tipo 8	Rígida	Polycarbonato 1.6	Laxa	R/P1.6/L
Tipo 9	Rígida	Polycarbonato 1.6	Media	R/P1.6/M
10 (Control)	Sin gafas	Sin gafas	Sin gafas	Control
1.4 y 1.6 indican índices de refracción de la lente				

A nivel general, es interesante destacar que ninguna de las combinaciones se desensambló en las pruebas estáticas o dinámicas de este estudio.

4.2.1. Resultados del ensayo estático sobre los huesos de la cara

En las siguientes tablas se ofrece un resumen del análisis de cargas de los diferentes huesos de la cara y el cuello, según las coordenadas XYZ, en el ensayo con la gafa Tipo 1 y en la 10 el ensayo sin gafas, donde se puede apreciar la diferencia en la distribución de cargas, particularmente en los huesos cigomáticos. Es una imagen más ilustrativa del tipo de información obtenida que informativa. La siguiente tabla muestra los resultados de fuerzas máximas registradas (en Newtons) en los huesos nasal, frontal y cigomático.

6. Análisis descriptivo de las fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos nasal, frontal y cigomático

Gafas/Ensayo	Combinación Gafas*	Fuerzas máximas resultantes (N)				
		Nasal	Frontal Derecho	Frontal Izquierdo	Cigomático Derecho	Cigomático Izquierdo
Ensayo 1	R/M/A	104,204	26,020	12,784	2,442	2,393
Ensayo 2	R/M/L	134,771	56,589	9,870	3,267	3,161

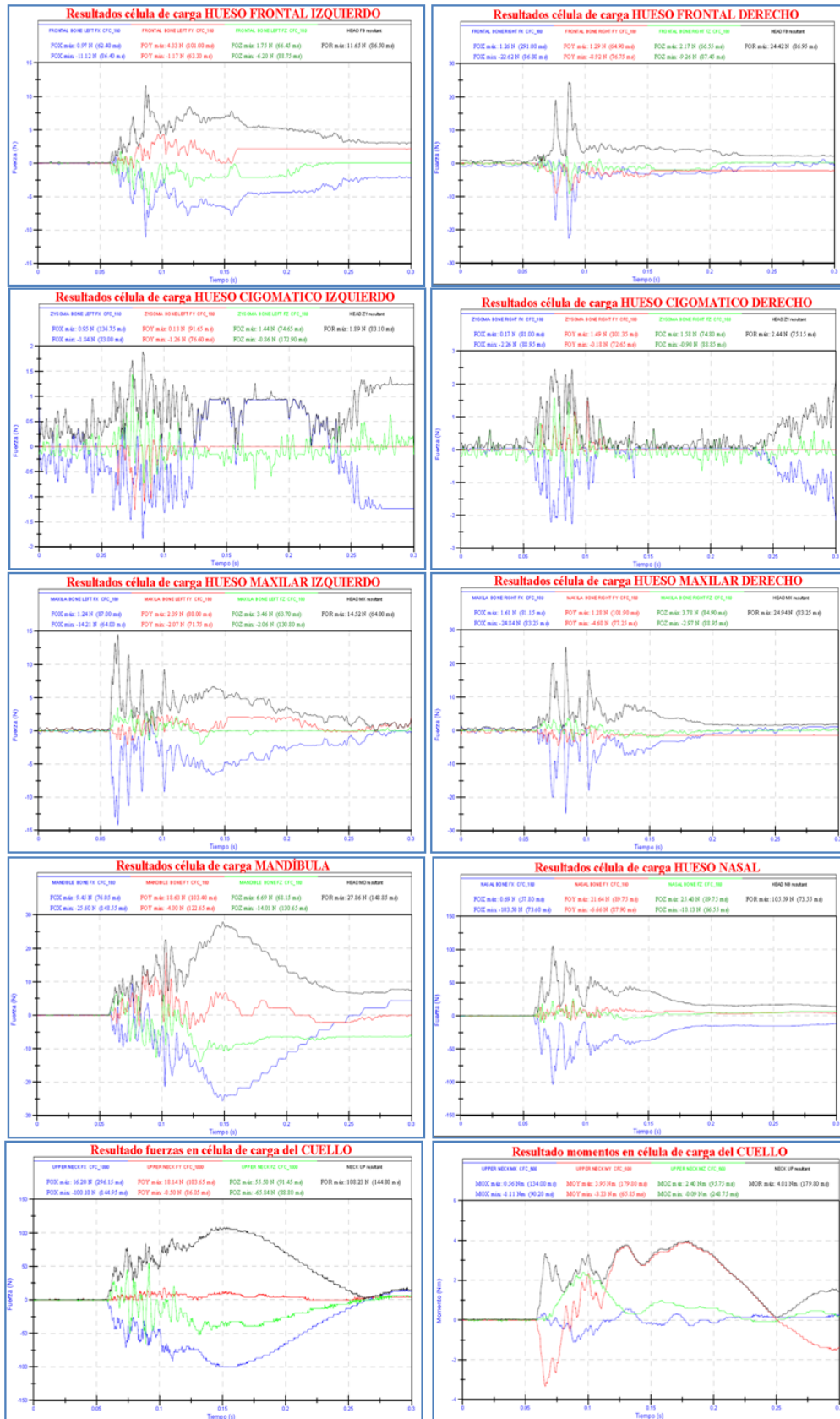
RESULTADOS

Ensayo 3	A/P1.4/A	104,806	48,598	19,957	3,936	3,330
Ensayo 4	R/P1.4/A	99,677	59,557	11,779	2,570	3,016
Ensayo 5	R/P1.6/A	112,709	39,984	6,158	2,229	3,069
Ensayo 6	R/P1.6/A	77,698	24,927	6,032	2,438	2,535
Ensayo 7	R/P1.4/L	139,298	19,428	16,953	2,581	3,188
Ensayo 8	R/P1.6/L	84,204	70,392	28,710	3,134	2,796
Ensayo 9	R/P1.6/M	62,742	62,221	42,906	3,400	2,866
Ensayo 10	Control	55,101	39,083	8,517	2,926	2,974
*Resumen de combinaciones de tipo montura/lente/par de apriete: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P1.X, tipo de lente de policarbonato; L, apriete laxo; M, apriete medio; A, apretado						

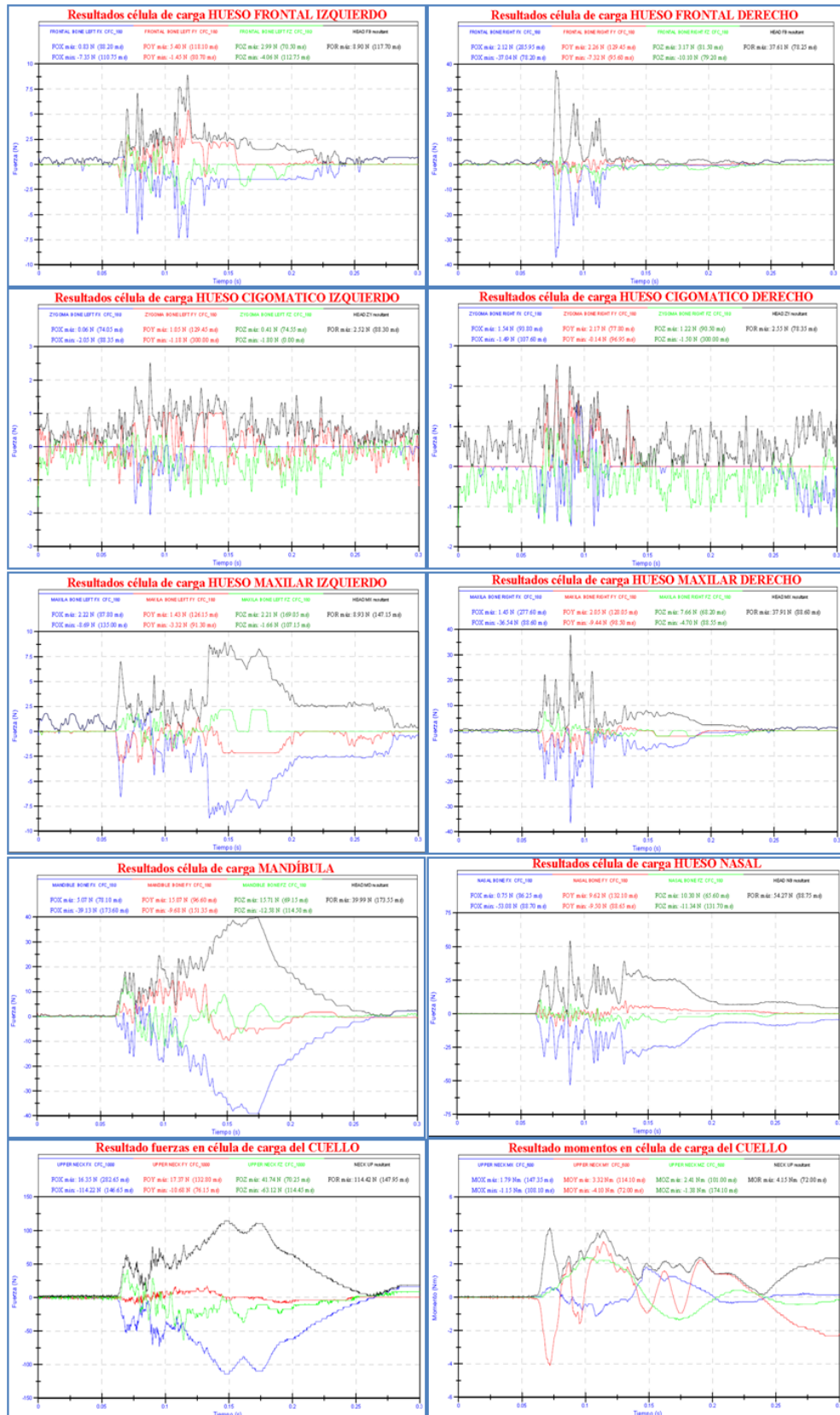
7.

19. Resumen de cargas de los huesos faciales en ensayo con gafa Tipo 1

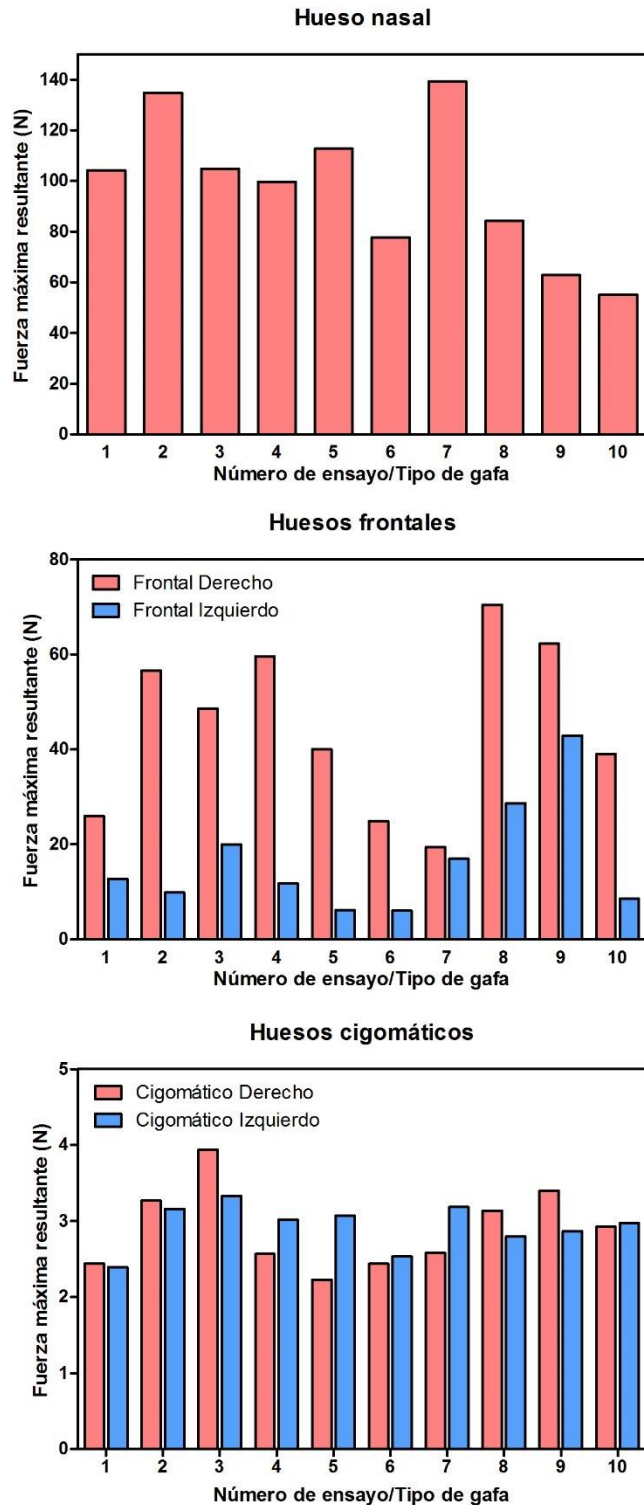
RESULTADOS



20. Resumen de cargas de los huesos faciales en ensayo sin gafas.



21. Análisis descriptivo de las fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos nasal, frontal y cigomático



Los resultados muestran que las fuerzas máximas registradas sobre el hueso nasal dependen del tipo de montura, de cristal y de montaje de las gafas que se coloquen sobre el maniquí instrumentado. De este modo, en la siguiente figura (Figura 21) se puede observar que la configuración que produce una menor carga sobre el hueso nasal es la configuración del Ensayo 10, que se corresponde a la configuración sin gafas, seguida de las configuraciones 9 y 6, que se

corresponden a: «Rígida/Policarbonato/1.6-Media» y «Rígida/Policarbonato1.6/Laxa». Las configuraciones 2 y 7 son las que producen mayores cargas sobre el hueso frontal y son «Rígida/Mineral/Laxa» y «Rígida/Policarbonato 1.4/Laxa», respectivamente. Además, en los huesos dobles y bilaterales, se observa que las fuerzas detectadas en el lado derecho son superiores a las del lado izquierdo. En la Figura 21 se puede observar como las configuraciones 6, 7 y 10 son las que resultaron en menores fuerzas en el hueso frontal izquierdo, pero las fuerzas no se ejercían de forma simétrica o coherente en ambos lados en las diferentes pruebas, entendiéndose por «coherente» que fuera proporcional en ambos lados entre sí. Finalmente, en el hueso cigomático no se observan grandes diferencias entre las distintas configuraciones, pero se puede apreciar que la configuración 3 («Aire/Policarbonato 1.4/Apretada») produce una mayor carga en el hueso cigomático que el resto de configuraciones.

Continuando con la mitad inferior de la cara, a continuación se muestran los resultados de los huesos maxilar y mandíbula.

7. Análisis descriptivo de las fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos maxilares y en la mandíbula

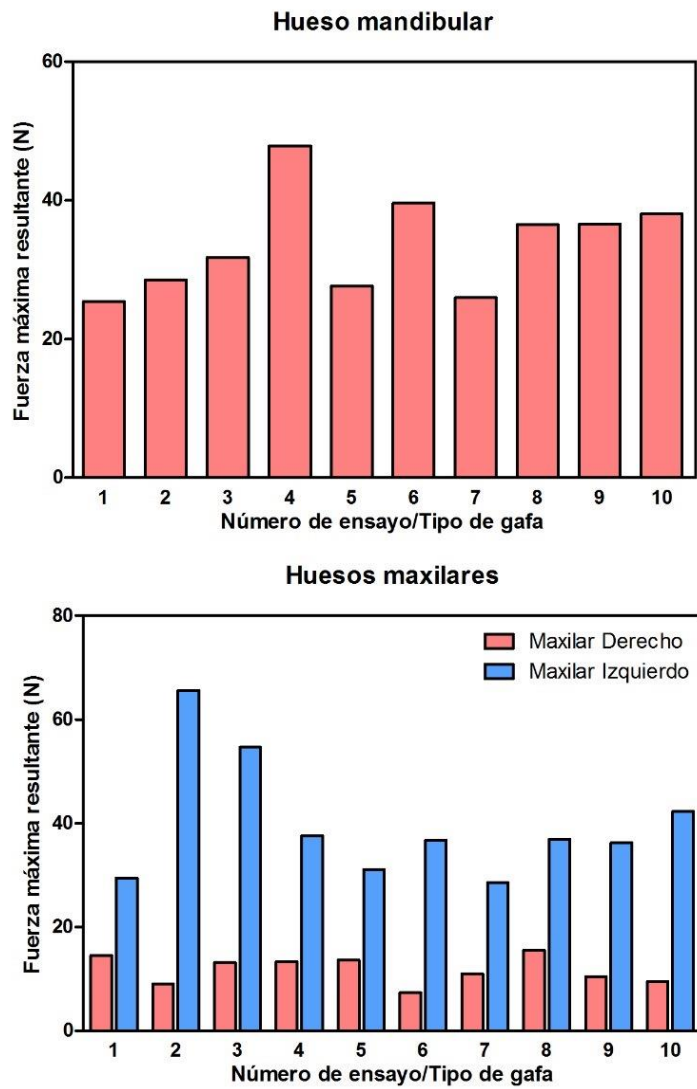
Gafas/Ensayo	Combinación Gafas*	Fuerzas máximas resultantes (N)		
		Maxilar derecho	Maxilar izquierdo	Mandíbula
Ensayo 1	R/M/A	25,438	14,508	29,456
Ensayo 2	R/M/L	28,557	9,061	65,525
Ensayo 3	A/P1.4/A	31,765	13,174	54,664
Ensayo 4	R/P1.4/A	47,878	13,300	37,586
Ensayo 5	R/P1.6/A	27,635	13,661	31,111
Ensayo 6	R/P1.6/A	39,671	7,342	36,704
Ensayo 7	R/P1.4/L	26,013	11,029	28,560
Ensayo 8	R/P1.6/L	36,469	15,490	36,896
Ensayo 9	R/P1.6/M	36,591	10,431	36,261
Ensayo 10	Control	38,033	9,449	42,226

*Resumen de combinaciones de tipo montura/lente/par de apriete: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P1.X, tipo de lente de policarbonato; L, apriete laxo; M, apriete medio; A, apretado

8.

Mostramos de nuevo los datos en forma de gráfica (Figura 22) para que se pueda apreciar que los valores obtenidos en los huesos maxilares reflejan de nuevo que en el lado derecho se producen mayores cargas que en el lado izquierdo. Se puede observar cómo la configuración que provocó mayores cargas sobre el hueso maxilar es la 4, que se corresponde a «Rígida/Polycarbonato1.4/ Apretada». Las configuraciones que produjeron menores cargas en el hueso maxilar son la 1, la 5 y la 7. Por otro lado, los valores de fuerza obtenidos en la mandíbula son muy similares en todas las configuraciones, excepto la 2 y la 3, que presentan valores de fuerza absoluta muy superiores al resto.

22. Fuerzas resultantes detectadas sobre el hueso maxilar y la mandíbula con cada una de las configuraciones de gafas analizadas



4.2.2. Análisis de las fuerzas ejercidas sobre los globos oculares en los ensayos estáticos

El análisis de fuerzas soportadas por los globos oculares reveló que las configuraciones 9 y 10 supusieron mayores valores de fuerzas sobre los ojos, mientras que las configuraciones 1 y 7 produjeron las menores cargas. En este caso, además de los resultados en Newton que ofrece el sistema de detección, gracias a que conocemos la superficie del sensor de la cabeza FOCUS, que tiene un diámetro de 10 mm, se realizó también una transformación a Pascales para poder comparar los resultados obtenidos con algunos datos de la literatura sobre estallido del globo ocular. En la Tabla 8 se resumen los resultados sobre estos sensores.

8. Fuerzas resultantes detectadas sobre los globos oculares con cada una de las configuraciones de gafas analizadas

Gafas/Ensayo	Combinación Gafas*	Fuerzas máximas resultantes			
		Ojo Derecho		Ojo Izquierdo	
		N	MPa	N	MPa
Ensayo 1	R/M/A	6,723	0,672	3,681	0,368
Ensayo 2	R/M/L	11,349	1,135	1,704	0,170
Ensayo 3	A/P1.4/A	14,167	1,417	2,608	0,261
Ensayo 4	R/P1.4/A	11,348	1,135	2,215	0,222
Ensayo 5	R/P1.6/A	22,054	2,205	3,523	0,352
Ensayo 6	R/P1.6/A	18,414	1,841	1,980	0,198
Ensayo 7	R/P1.4/L	8,772	0,877	2,776	0,278
Ensayo 8	R/P1.6/L	25,857	2,586	4,435	0,444
Ensayo 9	R/P1.6/M	37,181	3,718	2,953	0,295
Ensayo 10	Control	35,704	3,570	2,034	0,203

*Resumen de combinaciones de tipo montura/lente/par de apriete: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P1.X, tipo de lente de policarbonato; L, apriete laxo; M, apriete medio; A, apretado

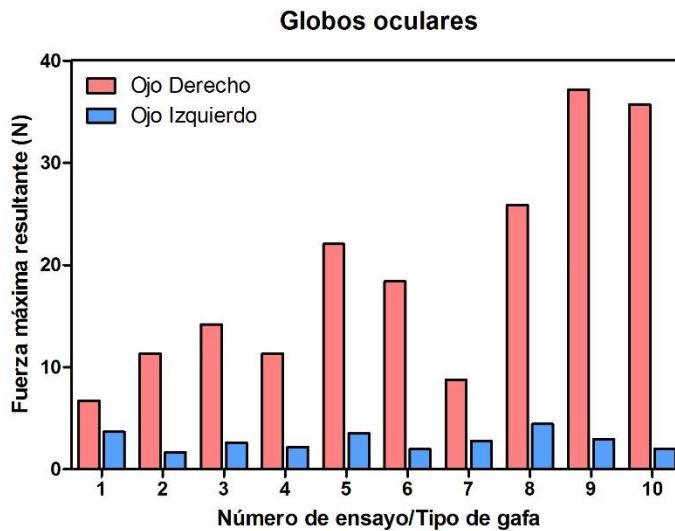
9.

En este caso también se detectó una considerable asimetría en las fuerzas ejercidas en el ojo derecho y en el ojo izquierdo, viéndose en todos los casos que el impacto fue mayor sobre el ojo derecho (Tabla 8).

Las observaciones de las pruebas de ensayo estático indicaron los siguientes puntos, que tuvieron consecuencias directas en el diseño de los ensayos dinámicos de la Fase III:

1. El par de apriete de la montura sobre el cristal no parecía tener efectos particulares en los resultados. Un apriete laxo no supuso el desmontaje de la gafa en este modelo y no se pudieron apreciar diferencias en las fuerzas resultantes que posiblemente estuvieran asociadas a ello, pues no había un patrón concreto.
2. Según los sensores, las monturas al aire no transmitieron el impacto al globo ocular más que otras configuraciones de gafa rígida, según se aprecia cuantitativamente en este análisis (Tabla 8). Sin embargo, cualitativamente si se detectó un contacto del borde de la gafa con el ojo, por las manchas azules de pintura tras el ensayo. Como se observa en la Figura 24, la pintura del borde azul indica que hubo contacto no sólo sobre los huesos de la órbita, sino que también resultó manchado el borde palpebral y el globo ocular. No se evidenciaban diferencias en las cargas respecto a otros tipos de gafa, pero no podíamos descartar posibles daños causados por bordes vivos de la lente que entraban en contacto con el globo ocular.

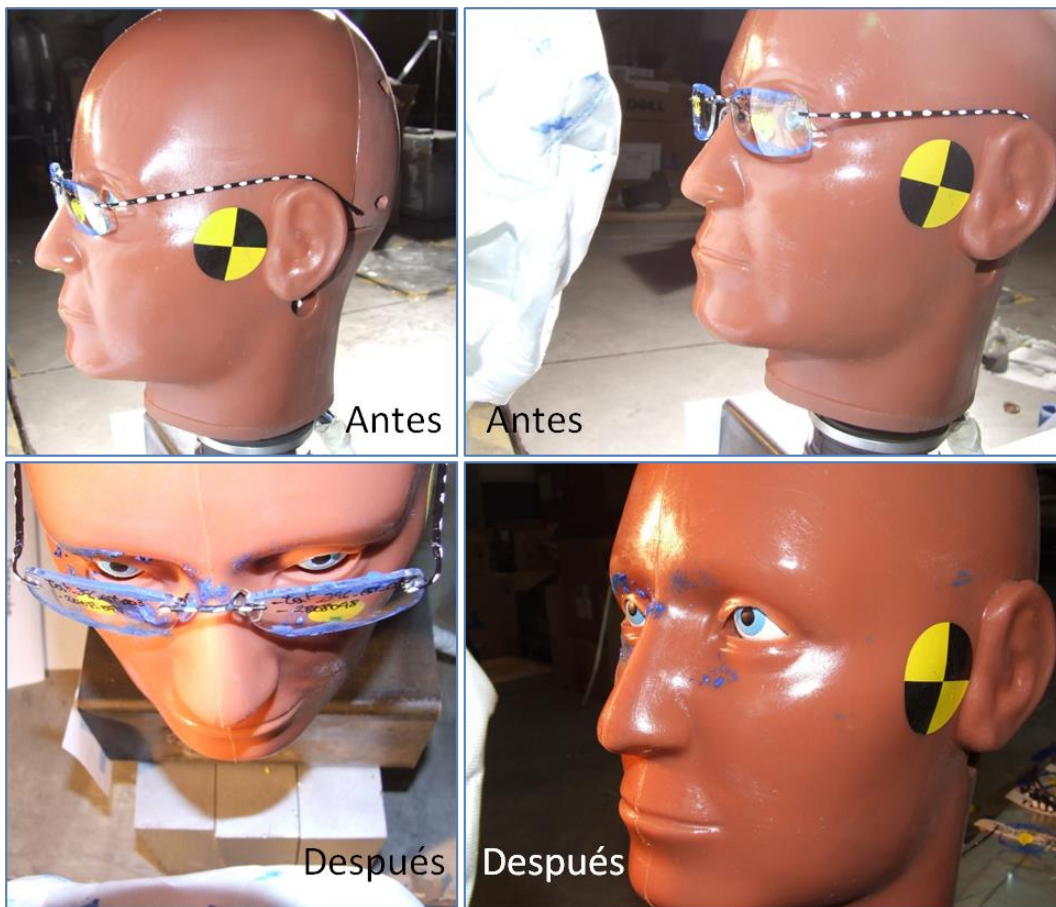
23. Fuerzas resultantes detectadas sobre los globos oculares con cada una de las configuraciones de gafas analizadas



3. Una variable muy controlada era la posición de la cabeza en el punto de partida, que era perfectamente ortogonal a la boca de salida del airbag, ya que cualquier variación en dicho ángulo de 90° habría condicionado diferencias en el eje X de la fuerza transmitida a los sensores de la cabeza del maniquí, pero esto se hizo asumiendo que el inflado sería simétrico. Sin embargo, tanto en el análisis gráfico de

los sensores como en las marcas de pintura dejadas por las gafas mostraban fuerzas mayores sobre lado derecho de la cara que sobre el lado izquierdo. Se anotó la aparente dinámica de despliegue (similar en todas las pruebas) de este modelo de airbag para la interpretación de resultados.

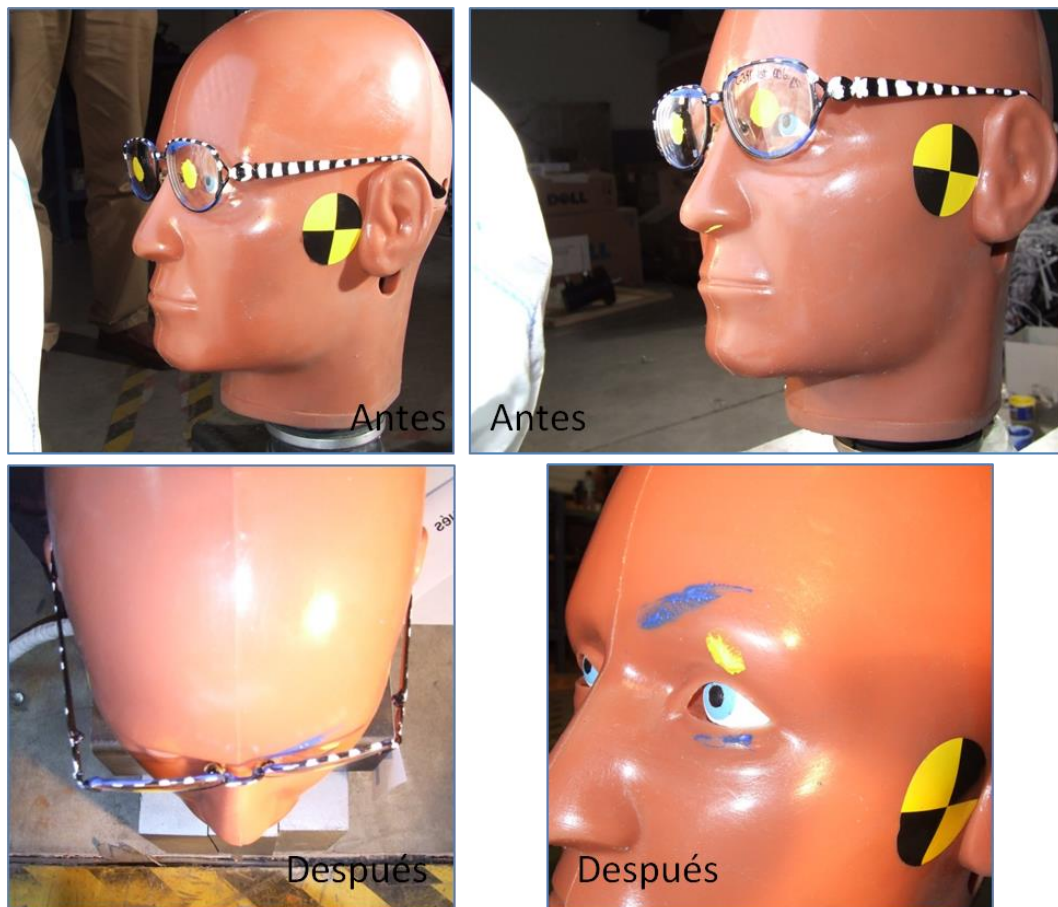
24. Ensayo estático de despliegue de airbag con gafa montura al aire y cristal de policarbonato



4. En el conjunto de ensayos, las gafas parecían reducir la magnitud del impacto sobre el globo ocular, medida cuantitativamente, en comparación con el ensayo sin gafas. Este efecto se aprecia bien en el ojo derecho (Tabla 8). La adición de marcas de pintura como referencia en el análisis cualitativo solamente ilustra gráficamente el patrón de impacto en los distintos ensayos. Las observaciones parecen indicar que la interposición de la gafa impedía el impacto sobre el ojo, exceptuando el caso de la montura al aire (ver punto 2). Mostramos como ejemplo imágenes del ensayo 6 (Figura 25).

5. Las gafas con montura al aire y óptica de policarbonato redujeron el impacto sobre el ojo de forma similar al resto de configuraciones de la 1 a la 7, incluso a menos del 50% de la del valor absoluto de la prueba sin gafas. La que menos protegió fue la gafa con par de apriete medio (tipo 9).
6. Ninguna óptica se rompió con los parámetros de inflado estándar del airbag en nuestro modelo.
7. Determinadas monturas, particularmente los tipos 2, 3 y 4 (la 3 era la montura al aire), redujeron el impacto sobre el ojo, pero a cambio hubo un aumento de la fuerza recibida por el marco orbitario (Figura 21 y Tabla 8).

25. Ensayo de gafas con montura metálica y lentes de policarbonato.



El despliegue del airbag con impacto asimétrico se aprecia en particular en la imagen cenital (panel inferior izquierda).

4.2.3. Análisis de las fuerzas y del momento en el raquis cervical

En la siguiente tabla se muestran los datos individuales de las fuerzas y momentos máximos registrados en el raquis cervical.

Como se puede apreciar en la siguiente figura, en las configuraciones 2 y 3 se detectaron las mayores cargas en el cuello, pero este efecto fue bastante similar en todas las pruebas, entre 100 y 175 N de fuerza sobre la célula del raquis y 6 N·m de momento máximo experimentado.

9. Fuerzas resultantes y momento en el raquis cervical

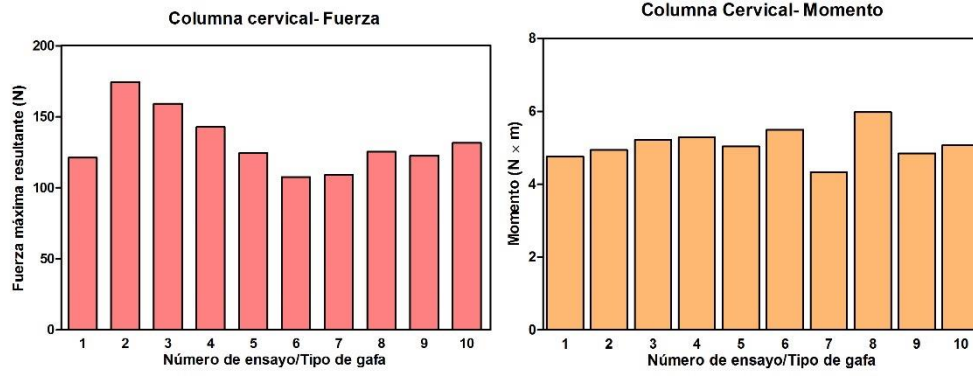
		Fuerzas máximas resultantes en el cuello	
Gafas/Ensayo	Combinación Gafas*	Fuerza en valor absoluto N	Momento N×m
Ensayo 1	R/M/A	121,175	4,755
Ensayo 2	R/M/L	174,356	4,939
Ensayo 3	A/P1.4/A	159,205	5,210
Ensayo 4	R/P1.4/A	142,792	5,289
Ensayo 5	R/P1.6/A	124,479	5,039
Ensayo 6	R/P1.6/A	107,709	5,493
Ensayo 7	R/P1.4/L	109,057	4,331
Ensayo 8	R/P1.6/L	125,303	5,975
Ensayo 9	R/P1.6/M	122,572	4,848
Ensayo 10	Control	131,650	5,080

**Resumen de combinaciones de tipo montura/lente/par de apriete: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P1.X, tipo de lente de policarbonato; L, apriete laxo; M, apriete medio; A, apretado*

10.

26. Fuerzas resultantes y momento en el raquis cervical

RESULTADOS



Existe homogeneidad de resultados en los resultados obtenidos en el análisis de sensores cervicales.

4.3. FASE III: Ensayos de choque dinámicos

4.3.1. Test de choque contra muro rígido número 1: 20 km/h sin activación del airbag

En el test de choque a 20 km/h con gafas de montura rígida y cristal mineral (Tipo 2) no se desplegó el airbag por ser una colisión sub-umbral cuya deceleración no alcanza los valores programados para ello. La cabeza del maniquí, montada sobre el cuerpo del Hybrid III, realizó un amplio desplazamiento hacia delante a pesar del cinturón de seguridad (vídeos adjuntos). Como se indica en Métodos, el maniquí no estaba colocado a una distancia respecto al volante considerada segura, pues se situaba de forma similar a la costumbre de la población según nuestras observaciones en la Fase I del trabajo.

27. Imagen del momento del impacto de la cabeza del maniquí con el volante, sin despliegue automático del airbag, en la colisión a 20 km/h



La cabeza llegó a impactar con el centro del volante (Figura 27), al no funcionar el pretensor del cinturón el cual, posiblemente, estaba calibrado para su activación simultánea con el despliegue pirotécnico del airbag. Como se puede apreciar en la imagen y en los vídeos que acompañan a esta memoria, las gafas no se interpusieron entre la cara y el volante, pues se retiran por inercia sin acompañar la aceleración de la cabeza en su gran desplazamiento en arco hacia adelante. Los valores de la energía del impacto recibida sobre las distintas células captadoras de las distintas áreas orbitarias y oculares se muestran más abajo (Tabla 10). Dada la enorme cantidad de datos registrados durante el ensayo, los vídeos y fotografías seriadas se proporcionan en el CD adjunto. En esta memoria de tesis presentamos los resultados resumidos de los ensayos.

La velocidad registrada en el momento del impacto fue de 20,5 km/h, respetando el rango objetivo que había sido establecido entre 20-21 km/h. En el impacto no se abrieron las puertas ni se observaron daños en el depósito de combustible. Como estaba previsto, el airbag no se

desplegó, y los sistemas de ajuste del asiento funcionaron perfectamente. Sin embargo, se detectó que el sistema de pretensión del cinturón no funcionó a esa velocidad del estudio, motivo del amplio desplazamiento del maniquí hacia delante. Esta particularidad ilustra una posibilidad práctica y desconocemos si esta situación se dio por un defecto de fabricación o a una programación prevista por los ingenieros del vehículo, que podrían haber diseñado el sistema para activarse a velocidades mayores.

10. Valores máximos y mínimos de fuerza de impacto sobre el maniquí y tiempo en el que se producen en el ensayo 1

Descripción del canal	Uds.	Fuerza Máxima	t de fuerza máxima	Fuerza mínima	t de fuerza mínima
Hueso Nasal Fuerza X	N	36,726	0,118	-3,783	0,022
Hueso Nasal Fuerza Y	N	2,392	0,092	-5,435	0,120
Hueso Nasal Fuerza Z	N	16,631	0,115	-43,574	0,078
Hueso Frontal Fuerza X	N	45,941	0,116	-3,161	0,223
Hueso Frontal Fuerza Y	N	2,322	0,109	-5,145	0,117
Hueso Frontal Fuerza Z	N	15,312	0,115	-32,686	0,080
Hueso Frontal Fuerza X	N	43,237	0,117	-2,744	0,224
Hueso Frontal Fuerza Y	N	2,561	0,092	-4,281	0,067
Hueso Frontal Fuerza Z	N	12,948	0,114	-32,686	0,078
Hueso Cigomático Fuerza X	N	15,733	0,117	-1,782	0,039
Hueso Cigomático Fuerza Y	N	0,835	0,112	-3,013	0,119
Hueso Cigomático Fuerza Z	N	5,107	0,029	-13,229	0,080
Hueso Cigomático Fuerza X	N	15,353	0,118	-2,103	0,032
Hueso Cigomático Fuerza Y	N	2,542	0,096	-2,036	0,063
Hueso Cigomático Fuerza Z	N	8,127	0,034	-13,447	0,078
Hueso Maxilar Fuerza X	N	26,507	0,118	-1,802	0,034
Hueso Maxilar Fuerza Y	N	3,383	0,089	-1,320	0,121
Hueso Maxilar Fuerza Z	N	15,318	0,115	-30,431	0,079
Hueso Maxilar Fuerza X	N	26,338	0,118	-2,969	0,038
Hueso Maxilar Fuerza Y	N	4,366	0,087	-2,239	0,054
Hueso Maxilar Fuerza Z	N	14,739	0,116	-29,232	0,078
Hueso Mandibular Fuerza X	N	177,943	0,121	-10,895	0,223
Hueso Mandibular Fuerza Y	N	20,194	0,087	-12,098	0,056

Hueso Mandibular Fuerza Z	N	12,195	0,140	-154,98	0,121
Ojo Derecho Fuerza X	N	11,631	0,116	-1,180	0,027
Ojo Izquierdo Fuerza X	N	11,251	0,116	-1,418	0,039
Cuello superior Fuerza X	N	776,640	0,118	-117,168	0,226
Cuello superior Fuerza Y	N	99,215	0,113	-51,704	0,059
Cuello superior Fuerza Z	N	79,870	0,031	-890,101	0,079
Cuello superior Momento X	Nm	4,060	0,100	-7,495	0,070
Cuello superior Momento Y	Nm	25,032	0,078	-50,591	0,110
Cuello superior Momento Z	Nm	2,086	0,094	-2,761	0,065

11.

El impacto de la cabeza con el volante se tradujo en las cargas descritas en la Tabla 10 sobre las diferentes células de la cabeza FOCUS, apreciándose señales máximas en el cuello (dirección X y Z, adelante y atrás y arriba-abajo) y hueso de la mandíbula (dirección X, adelante-atrás) principalmente. Con fuerzas menores de magnitud similar en los huesos frontal, nasal y maxilar. Las fuerzas máximas fueron captadas principalmente en el eje X. Las magnitudes registradas en los sensores de eje X de los globos oculares superaron los 11 N, fuerzas superiores a las registradas en los ensayos en los que sí se desplegó el airbag (ver más adelante).

Después del ensayo se identificaron las marcas de pintura dejadas por las gafas en el maniquí y en el volante. Aunque en el vídeo no se aprecia el impacto de las gafas con la cara del maniquí, los restos de pintura del borde de la gafa por debajo del ojo derecho a la altura de la sutura entre el hueso maxilar y el malar, revelan el contacto de la gafa con la cara. Se observan igualmente restos de pintura en el volante en dos puntos (arriba y abajo).

En este primer ensayo las gafas abandonaron su posición entre la cabeza y el volante durante el movimiento en arco de la cabeza del maniquí, por lo que la cabeza FOCUS impactó directamente con el arco del volante con las gafas retroproyectadas por encima (Figura 27). No llegó a haber marcas de impacto de las gafas contra superficies de la cara, como sucede en los casos posteriores.

4.3.2. Test de choque contra muro rígido número 2: 30 km/h con activación del airbag

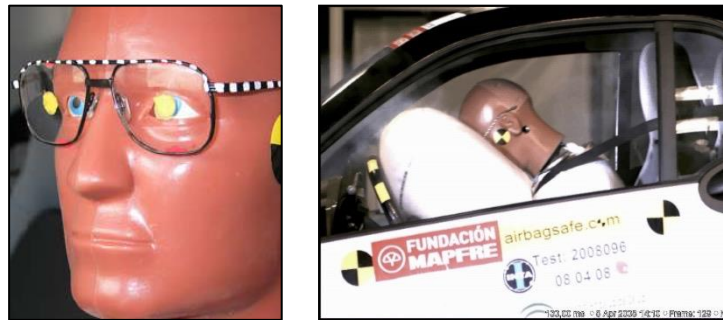
En esta prueba se utilizaron los mismos parámetros, diseño y preparación descritos en el apartado de Métodos, con una programación de impacto a 30 km/h. El maniquí llevaba unas gafas de montura rígida, cristales minerales y par de apriete laxo (Tipo 2). Tal y como se describió

anteriormente, además de los vídeos a cámara rápida realizados, las gafas y cristales fueron pintados con colores amarillo (el cristal) y rojo (el borde de la montura) para comprobar los puntos de impacto de la gafa con el maniquí y el airbag (Figura 28).

En este test de choque, la colisión contra el muro se produjo a 30,1 km/h con el mismo tipo de gafa, montura y óptica mineral que en el caso anterior. A esta velocidad la magnitud de la deceleración es mayor y ya se produce el despliegue del airbag. Dicho despliegue percutió sobre la gafa que, a su vez, redistribuyó la energía sobre el marco orbitario. Llegó a registrarse un contacto del cristal contra el globo ocular, evidenciado por la presencia de pintura.

Como en el ensayo 1, no hubo apertura de puertas o daños en el depósito causados por el impacto y, en este caso, el pretensor del cinturón de seguridad funcionó adecuadamente, así como todos los sistemas de ajuste del asiento del conductor.

28. Detalle de las gafas e imagen del momento del impacto de la cabeza del maniquí con el airbag en colisión a 30 km/h



El impacto de la cabeza con el airbag se tradujo en las cargas descritas en la Tabla 11 sobre las diferentes células de la cabeza FOCUS. En algunos sensores se produjo un error en la medida de la aceleración en algunas direcciones, ofreciendo datos anómalos o inexistentes. Esto se debe generalmente a desconexión de algún cable durante la colisión, lo que evidentemente no permite registrar, y se puede observar en algunos casos de la tabla.

11. Resultados de las señales registradas en la cabeza FOCUS en impacto a 30 km/h con gafas de montura rígida

Descripción del canal	Unidades	Fuerza Máxima	t de fuerza máxima	Fuerza mínima	t de fuerza mínima
Hueso Nasal Fuerza X	N	6,555	0,120	-217,544	0,054
Hueso Nasal Fuerza Y	N	20,251	0,044	-22,633	0,030
Hueso Nasal Fuerza Z	N	8,793	0,113	-138,938	0,041
Hueso Frontal Fuerza X	N	27,687	0,050	-20,222	0,028

RESULTADOS

Descripción del canal	Unidades	Fuerza Máxima	t de fuerza máxima	Fuerza mínima	t de fuerza mínima
Hueso Frontal Fuerza Y	N	9,912	0,044	-21,903	0,048
Hueso Frontal Fuerza Z	N	20,599	0,030	-41,223	0,043
Hueso Frontal Fuerza X	N	26,146	0,029	-18,768	0,088
Hueso Frontal Fuerza Y	N	10,838	0,044	-17,144	0,048
Hueso Frontal Fuerza Z	N	17,302	0,030	-40,670	0,043
Hueso Cigomático Fuerza X	N	4,573	0,030	-16,939	0,047
Hueso Cigomático Fuerza Y	N	-	-	-	-
Hueso Cigomático Fuerza Z	N	12,237	0,025	-20,921	0,043
Hueso Cigomático Fuerza X	N	5,908	0,030	-16,448	0,044
Hueso Cigomático Fuerza Y	N	-	0,024	-3,021	0,015
Hueso Cigomático Fuerza Z	N	23,350	0,027	-20,371	0,042
Hueso Maxilar Fuerza X	N	35,435	0,043	-40,514	0,053
Hueso Maxilar Fuerza Y	N	16,283	0,040	-48,321	0,052
Hueso Maxilar Fuerza Z	N	6,934	0,089	-58,015	0,046
Hueso Maxilar Fuerza X	N	36,392	0,043	-15,583	0,057
Hueso Maxilar Fuerza Y	N	-	-	-	-
Hueso Maxilar Fuerza Z	N	7,001	0,088	-36,794	0,042
Hueso Mandibular Fuerza X	N	85,866	0,039	-646,484	0,052
Hueso Mandibular Fuerza Y	N	144,150	0,048	-183,610	0,044
Hueso Mandibular Fuerza Z	N	24,225	0,121	-640,643	0,048
Ojo Derecho Fuerza X	N	6,892	0,044	-12,080	0,054
Ojo Izquierdo Fuerza X	N	6,459	0,043	-14,228	0,032
Cuello superior Fuerza X	N	587,574	0,041	-320,228	0,055
Cuello superior Fuerza Y	N	77,728	0,032	-121,459	0,045
Cuello superior Fuerza Z	N	72,003	0,019	-1285,712	0,047
Cuello superior Momento X	Nm	8,935	0,045	-5,403	0,038
Cuello superior Momento Y	Nm	41,829	0,070	-34,270	0,092

Descripción del canal	Unidades	Fuerza Máxima	t de fuerza máxima	Fuerza mínima	t de fuerza mínima
Cuello superior Momento Z	Nm	1,719	0,025	-2,396	0,044

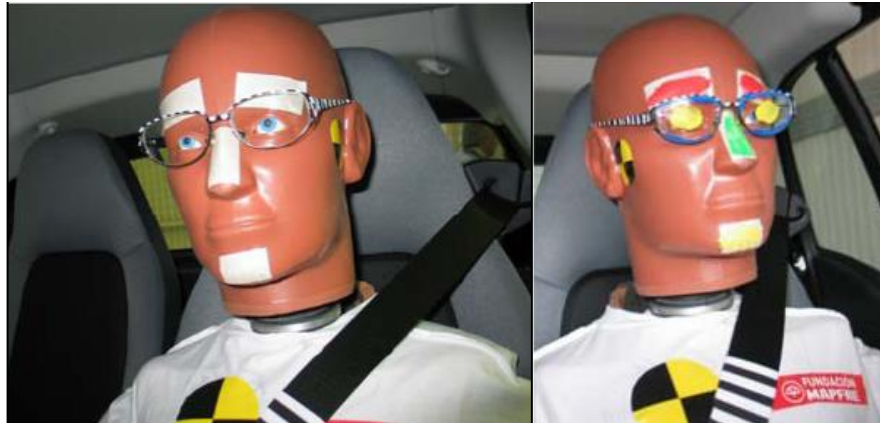
12.

4.3.3. Test de choque contra muro rígido número 3: 25 km/h con activación del airbag.




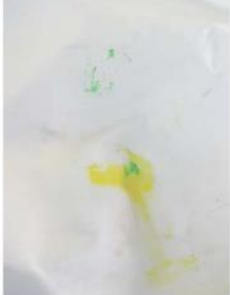
Tras las pruebas anteriores, se decidió hacer un añadido al diseño descrito que permitiera captar con mayor facilidad las marcas de impacto de la cabeza del maniquí y de las gafas entre sí y con la bolsa del airbag. Para ello se añadieron unas bandas de adhesivo de papel blanco en las cejas, el puente de la nariz y en la barbilla que pudieran contener marcas de pintura fresca de diferentes colores, ya que la superficie plástica del maniquí no era porosa y el marcaje con pintura no era posible. El objetivo era que estas marcas complementasen las realizadas sobre las gafas. Las gafas en este ensayo fueron de montura rígida y cristales de policarbonato 1.6 (Tipo 6). La Figura 29 muestra esta preparación.

En el momento del impacto, el vehículo iba a 26,54 km/h. El vehículo no sufrió pérdidas de combustible ni se abrió ninguna puerta. Tanto el airbag, que se desplegó correctamente, como el pretensor del cinturón de seguridad y los ajustes del asiento del conductor funcionaron correctamente.

29. Detalle de cabeza FOCUS con bandas adhesivas y marcas de pintura con las gafas utilizadas en el ensayo 3



30. Marcas del impacto de las gafas tras la colisión del ensayo 3.

Marcas dejadas por el marco de las gafas	Marcas dejadas por los cristales
	
<p>Se aprecian restos de pintura azul en la ceja derecha.</p>	<p>No se aprecian restos de pintura amarilla en la cabeza del maniquí.</p>
Marcas dejadas por el maniquí en las gafas	Marcas dejadas por el maniquí en el airbag
	
<p>Se aprecian restos de pintura roja en la parte inferior de la moldura en el ojo derecho.</p>	<p>Se aprecian restos de pintura amarilla y verde.</p>

En el vídeo se observa cómo las gafas quedan entre la cara del maniquí y el airbag en su despliegue. Tras el impacto, se comprobaron las marcas en la cabeza del maniquí, y se observó que el cristal no había dejado marcas sobre la cara o el globo ocular y que la montura sí había impactado sobre la ceja y la mejilla en el lado/ojo derecho (Figura 30).

Los valores máximos de impacto en las células de la cabeza FOCUS se registraron de forma previsible en cuello y hueso mandibular, pero también se aprecian valores altos en el hueso frontal y maxilar, en el vector X y, particularmente, en el lado derecho Tabla 12.

12. Resultados de señales registradas en la cabeza FOCUS en impacto a 25 km/h con gafas de montura rígida.

Descripción canal	Unidades	Máx	Tmáx (ms)	Mín	Tmín (ms)
Hueso nasal fuerza X	N	16,05	0,042	-193,32	0,056
Hueso nasal fuerza Y	N	12,82	0,035	-15,91	0,045
Hueso nasal fuerza Z	N	4,51	0,129	-103,47	0,033
Hueso frontal derecha fuerza X	N	28,18	0,046	-24,47	0,076
Hueso frontal derecha fuerza Y	N	8,81	0,031	-9,44	0,078
Hueso frontal derecha fuerza Z	N	16,30	0,106	-21,16	0,044
Hueso frontal izquierda fuerza X	N	19,72	0,031	-8,40	0,093
Hueso frontal izquierda fuerza Y	N	10,27	0,057	-11,62	0,047
Hueso frontal izquierda fuerza Z	N	18,58	0,104	-21,12	0,044
Hueso cigomático derecha fuerza X	N	0,19	0,020	-14,31	0,046
Hueso cigomático derecha fuerza Y	N	5,29	0,049	-5,19	0,041
Hueso cigomático derecha fuerza Z	N	4,21	0,023	-8,30	0,043
Hueso cigomático izquierda fuerza X	N	1,71	0,249	-10,61	0,058
Hueso cigomático izquierda fuerza Y	N	3,79	0,040	-3,92	0,046
Hueso cigomático izquierda fuerza Z	N	4,50	0,100	-7,93	0,042
Hueso maxilar derecha fuerza X	N	28,03	0,029	-33,71	0,066
Hueso maxilar derecha fuerza Y	N	10,33	0,031	-29,31	0,060
Hueso maxilar derecha fuerza Z	N	6,67	0,105	-34,97	0,047
Hueso maxilar izquierda fuerza X	N	25,16	0,044	-15,54	0,029
Hueso maxilar izquierda fuerza Y	N	11,08	0,031	-8,06	0,046
Hueso maxilar izquierda fuerza Z	N	6,31	0,100	-22,58	0,043
Hueso mandíbula fuerza X	N	75,29	0,041	-465,07	0,058
Hueso mandíbula fuerza Y	N	91,95	0,046	-103,74	0,031
Hueso mandíbula fuerza Z	N	16,15	0,126	-587,41	0,034
Ojo derecho fuerza X	N	6,53	0,030	-11,04	0,032
Ojo izquierdo fuerza X	N	5,75	0,030	-10,19	0,056

Descripción canal	Unidades	Máx	Tmáx (ms)	Mín	Tmín (ms)
Cuello superior fuerza X	N	354,29	0,033	-122,03	0,058
Cuello superior fuerza Y	N	92,55	0,047	-84,72	0,057
Cuello superior fuerza Z	N	84,87	0,024	-1055,47	0,048
Cuello superior momento X	Nm	8,20	0,054	-3,63	0,048
Cuello superior momento Y	Nm	21,78	0,074	-22,21	0,105
Cuello superior momento Z	Nm	3,10	0,124	-6,44	0,071

13.

4.3.4. Test de choque contra muro rígido número 4: 26 km/h con activación del airbag y gafas de montura al aire

El ensayo 4 repite las condiciones del ensayo 3 en cuanto a la velocidad de colisión de 25 km/h, pero en este caso con unas gafas de montura al aire con cristal de policarbonato 1.4.

13. Resultados registrados en las células de la cabeza FOCUS tras impacto a 26 km/h y gafas con montura al aire





Descripción canal	Unidades	Máx	Tmáx (ms)	Mín	Tmín (ms)
Hueso nasal fuerza X	N	34,13	40,2	-275,46	58,8
Hueso nasal fuerza Y	N	41,20	34,15	-45,61	46,55
Hueso nasal fuerza Z	N	34,18	31,35	-206,35	31,75
Hueso frontal derecha fuerza X	N	54,95	32,65	-30,49	30,75
Hueso frontal derecha fuerza Y	N	19,04	31,55	-27,89	34,45
Hueso frontal derecha fuerza Z	N	39,67	32,25	-39,19	33,8
Hueso frontal izquierda fuerza X	N	38,47	32,6	-15,77	30,3
Hueso frontal izquierda fuerza Y	N	25,15	34,35	-35,10	33,85
Hueso frontal izquierda fuerza Z	N	36,09	32,2	-35,06	46,35
Hueso cigomático derecha fuerza X	N	4,56	268,4	-14,22	51,25
Hueso cigomático derecha fuerza Y	N	9,47	32,65	-6,62	34,25
Hueso cigomático derecha fuerza Z	N	0,74	23,35	-17,59	38,4
Hueso cigomático izquierda fuerza X	N	4,58	253,7	-15,36	31,3
Hueso cigomático izquierda fuerza Y	N	8,11	31,75	-6,31	48,15

Descripción canal	Unidades	Máx	Tmáx (ms)	Mín	Tmín (ms)
Hueso cigomático izquierda fuerza Z	N	16,03	64,05	-38,35	63,8
Hueso maxilar derecha fuerza X	N	52,39	30,25	-38,60	31,8
Hueso maxilar derecha fuerza Y	N	58,99	31,7	-92,21	31,35
Hueso maxilar derecha fuerza Z	N	36,72	31,75	-105,95	31,35
Hueso maxilar izquierda fuerza X	N	40,04	32,1	-18,15	31,05
Hueso maxilar izquierda fuerza Y	N	45,27	31,45	-42,89	33,25
Hueso maxilar izquierda fuerza Z	N	54,13	31,75	-82,43	31,35
Hueso mandíbula fuerza X	N	144,31	41,3	-507,20	59,75
Hueso mandíbula fuerza Y	N	139,44	48,15	-148,80	31,75
Hueso mandíbula fuerza Z	N	-4,22	23,5	-684,09	49,55
Ojo derecho fuerza X	N	6,99	31,1	-17,54	34,6
Ojo izquierdo fuerza X	N	5,90	41,3	-16,48	55,95
Cuello superior fuerza X	N	378,53	41,35	-212,44	59,75
Cuello superior fuerza Y	N	105,50	34,55	-56,40	63,3
Cuello superior fuerza Z	N	60,48	24,35	-1356,60	50,2
Cuello superior momento X	Nm	4,90	45,75	-6,68	38,25
Cuello superior momento Y	Nm	24,76	41,4	-21,75	100,5
Cuello superior momento Z	Nm	3,46	122,6	-1,76	75,05

14.

De nuevo, el ensayo fue configurado como los anteriores y se colocaron bandas coloreadas sobre la cabeza FOCUS del mismo modo que se hizo en el ensayo 3, además de la pintura descrita sobre el marco de las gafas y el centro de la lente (Figura 14 en la página 56).

31. Marcas de pintura causadas por el impacto de la gafa con montura al aire tras explosión del airbag en ensayo 4

Marcas dejadas por el marco de las gafas	Marcas dejadas por los cristales
	
<p>Se aprecian restos de pintura azul en ambas cejas. Se aprecia marcas de pintura azul en el párpado inferior del ojo izquierdo y rastros de pintura en el ojo izquierdo</p>	<p>Se aprecia restos de pintura amarilla en la ceja derecha. No se aprecian restos de pintura amarilla en el ojo izquierdo</p>
Marcas dejadas por el maniquí en las gafas	Marcas dejadas por el maniquí en el airbag
	
<p>Se aprecian restos de pintura roja en ambos cristales en la parte superior. En el cristal derecho se aprecian restos de pinturas roja en la parte central.</p>	<p>Se aprecia restos de pintura roja, amarilla y verde. También se aprecia resto de pintura azul de las gafas.</p>

Al igual que en el ensayo anterior, el vehículo impactó en el muro rígido a una velocidad de 26,6 km/h. Los sistemas de retención (ajustes del asiento del conductor y pretensor del cinturón de seguridad) funcionaron bien y el airbag se desplegó correctamente. En el video se observa cómo las gafas quedan entre la cara del maniquí y el airbag en su despliegue. Tras el impacto se comprobaron las marcas en la cabeza del maniquí y se observó que el borde azul de la gafa había dejado marcas sobre la cara, tanto en los arcos ciliares como en los párpados inferiores cerca del globo ocular e incluso sobre el propio globo. La lente derecha también presionó sobre el arco ciliar derecho (Figura 31).

4.3.5. *Análisis global de las fuerzas máximas experimentadas en los ensayos dinámicos*

4.3.5.1. *Análisis de las fuerzas ejercidas sobre los huesos de la cara en los ensayos dinámicos*

Una vez obtenidos todos los resultados de forma individual, se realizó un análisis global calculando las fuerzas resultantes en valores absolutos. Se mostrarán ahora las fuerzas máximas registradas en cada uno de los sensores de la cabeza FOCUS en todos los ensayos.

Según estos datos, se puede observar que en los ensayos 1 y 2 se experimentaron las mayores fuerzas sobre los huesos frontales y cigomáticos (Tabla 14). Debemos recordar que el ensayo 1 se realizó a velocidad subumbral y el airbag no se desplegó, lo que se aprecia claramente en el impacto sobre el hueso frontal. No obstante, la fuerza ejercida en la prueba de

mayor velocidad (ensayo 2) y con despliegue de airbag es muy similar. La similitud entre los dos primeros ensayos se aprecia claramente en la Figura 32.

14. Análisis descriptivo de las fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos nasal, frontal y cigomático en los ensayos dinámicos

Gafas/Ensayo	Condiciones*	Fuerzas máximas resultantes (N)				
		Nasal	Frontal Derecho	Frontal Izquierdo	Cigomático Derecho	Cigomático Izquierdo
Ensayo 1	20/R/M	44,074	48,481	45,206	16,562	17,556
Ensayo 2	30/R/M	259,117	50,872	47,960	27,783	26,356
Ensayo 3	25/R/P	219,846	33,728	28,975	17,334	13,815
Ensayo 4	26/A/P	316,755	39,435	31,127	17,505	17,316

*Resumen de condiciones velocidad/montura/lente: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P, lente de policarbonato.

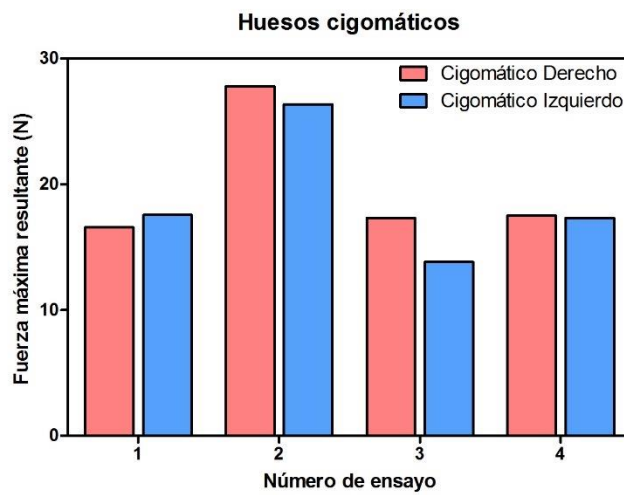
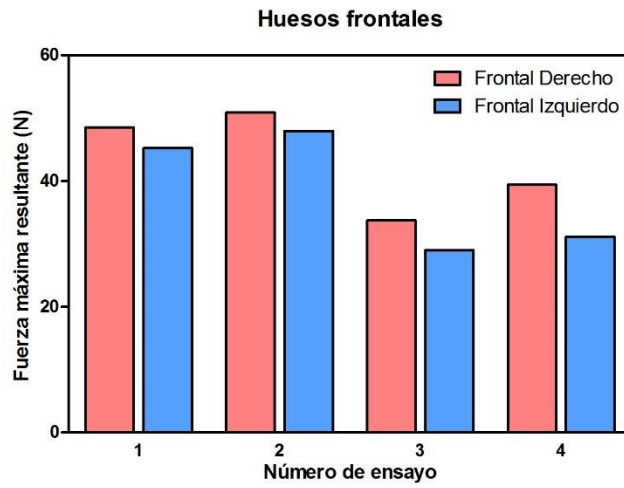
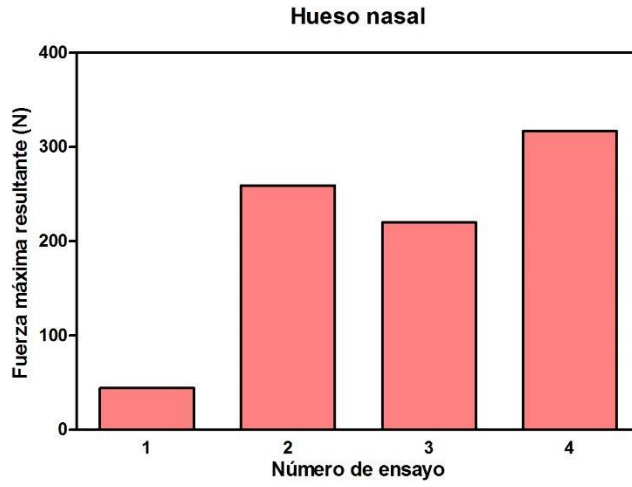
15.

En el caso del arco cigomático, el impacto de mayor fuerza se dio en el ensayo dos con despliegue de airbag a la velocidad mayor de todos los ensayos (Figura 32).

En todos los que hubo despliegue del airbag, se ejerce una fuerza considerable (> 200 N) sobre el hueso nasal, muy superior al caso de impacto contra el volante, en el que fue la frente la superficie que impactó (imágenes y vídeo en CD).

A diferencia de los ensayos estáticos, en este caso no se aprecia asimetría notable entre los impactos en la mitad izquierda o derecha de la cara, posiblemente por la diferencia de fabricante del airbag y sus parámetros de despliegue.

32. Fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos nasal, frontal y cigomático en los ensayos dinámicos



En la mitad inferior de la cara, observamos lo siguiente:

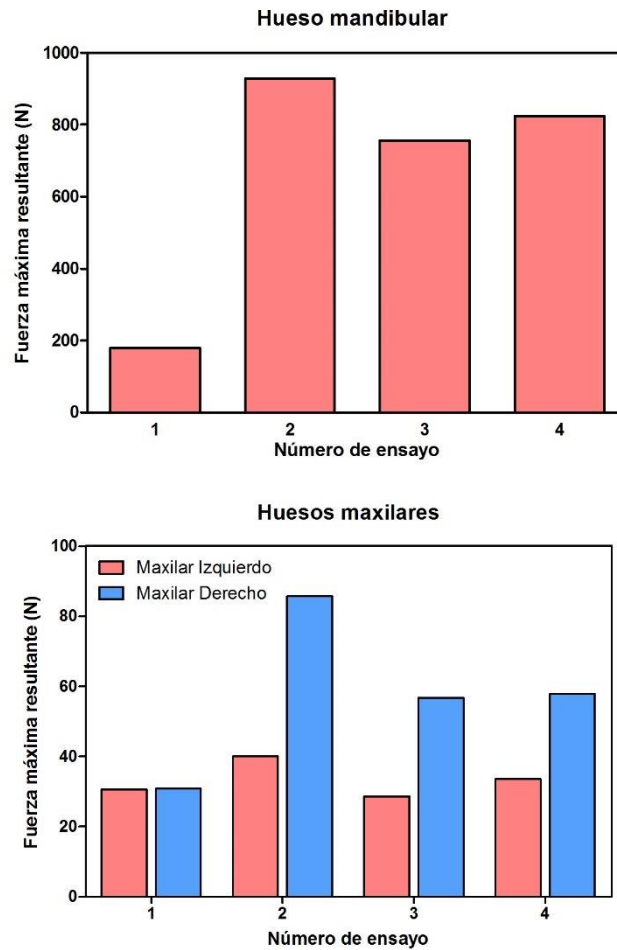
15. Fuerzas máximas resultantes registradas en los huesos maxilares y en la mandíbula

Gafas/Ensayo	Condiciones*	Fuerzas máximas resultantes (N)		
		Maxilar derecho	Maxilar izquierdo	Mandíbula
Ensayo 1	20/R/M	30,801	30,496	179,500
Ensayo 2	30/R/M	85,686	39,958	928,481
Ensayo 3	25/R/P	56,737	28,573	756,376
Ensayo 4	26/A/P	57,835	33,561	824,323

*Resumen de condiciones velocidad/montura/lente: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P, lente de policarbonato.

16.

33. Fuerzas resultantes detectadas sobre el hueso maxilar y la mandíbula en los ensayos dinámicos



De nuevo se aprecia diferencia entre los casos con despliegue del airbag y el caso en el que no se desplegó, en este caso sobre el hueso mandibular. La de mayor impacto es la prueba ejecutada a mayor velocidad. En los huesos maxilares sí se aprecia asimetría en las fuerzas ejercidas (Figura 33).

4.3.5.2. Análisis de las fuerzas ejercidas sobre los globos oculares en los ensayos dinámicos

De forma similar a los ensayos estáticos, se añadió una transformación de los valores absolutos de fuerza máxima registrados en Newtons a unidades que posteriormente nos permitiesen compararlas con los valores de estallido del globo ocular en la literatura. En los resultados destaca que las magnitudes son similares en los cuatro ensayos a pesar de los cambios de configuración de gafas y de velocidad del vehículo. Los ensayos donde el impacto sobre el ojo es mayor son el 2 y el 3 (Tabla 16).

16. Fuerzas resultantes sobre los globos oculares en los ensayos dinámicos

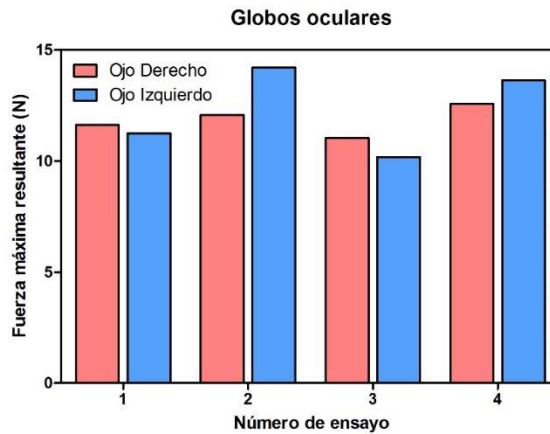
		Fuerzas máximas resultantes
--	--	------------------------------------

Gafas/Ensayo	Condiciones*	Ojo Derecho		Ojo Izquierdo	
		N	MPa	N	MPa
Ensayo 1	20/R/M	11,631	1,163	11,251	1,125
Ensayo 2	30/R/M	12,080	1,208	14,228	1,423
Ensayo 3	25/R/P	11,038	1,104	10,187	1,019
Ensayo 4	26/A/P	12,579	1,258	13,642	1,364

*Resumen de condiciones velocidad/montura/lente: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P, lente de policarbonato.

17.

34. Fuerzas resultantes sobre los globos oculares en los ensayos dinámicos



Se observa ligera asimetría entre las fuerzas ejercidas sobre cada ojo, pero no tan relevantes como lo observado en los ensayos estáticos (Figura 34).

4.3.5.3. Análisis de las fuerzas ejercidas sobre el raquis cervical en los ensayos dinámicos

Finalmente, se abordó también la situación del raquis cervical en estos ensayos.

En estos resultados destaca que las cargas registradas en el raquis cervical son del orden de 10 veces superiores a las registradas en los ensayos estáticos. También se puede observar que en los ensayos 2 y 4 se produjeron las mayores cargas sobre la columna cervical (Tabla 17), siendo estos los de mayor velocidad en el momento del impacto.

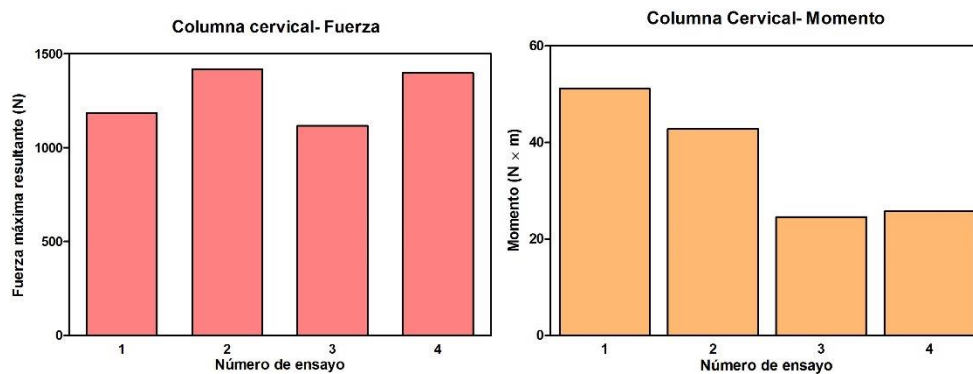
17. Fuerzas resultantes y momento en el raquis cervical en los ensayos dinámicos

		Fuerzas máximas resultantes en el cuello	
Gafas/Ensayo	Condiciones*	Fuerza en valor absoluto N	Momento N×m
Ensayo 1	20/R/M	1185,45	51,218
Ensayo 2	30/R/M	1418,82	42,840
Ensayo 3	25/R/P	1117,18	24,538
Ensayo 4	26/A/P	1398,52	25,700

*Resumen de condiciones velocidad/montura/lente: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P, lente de policarbonato.

18.

35. Fuerzas resultantes y momento en el raquis cervical en los ensayos dinámicos



En cuanto a los momentos registrados, el ensayo 1 (impacto contra el volante) y el ensayo 2 (impacto con el airbag a máxima velocidad) presentaron los de mayor valor. En estos dos casos se registraron momentos superiores a los 25 Nm con un amplio margen, aunque en los cuatro casos se superó este umbral.

4.3.6. Análisis de las fuerzas producidas por la deceleración del vehículo

En este apartado se ofrece el análisis calculando las fuerzas producidas por la deceleración del vehículo en las diferentes zonas analizadas del modelo en los ensayos dinámicos, exceptuando el primero donde no se desplegó el airbag. Se utilizaron los datos de los ensayos estáticos de la fase I para establecer la fuerza ejercida por el despliegue del airbag y se usó la siguiente expresión para determinar la fuerza producida por la deceleración del vehículo de forma

independiente, restando el efecto del airbag de las fuerzas totales registradas en los ensayos dinámicos.

Por lo tanto:

4.3.6.1. Análisis de las fuerzas máximas resultantes sobre los huesos de la cara en los ensayos dinámicos

Una vez aplicada esta ecuación, las fuerzas resultantes son las siguientes:

18. Fuerzas máximas resultantes en los huesos nasal, frontal y cigomático causadas por la deceleración del vehículo

Gafas/Ensayo	Condiciones*	Fuerzas máximas resultantes (N)				
		Nasal	Frontal Derecho	Frontal Izquierdo	Cigomático Derecho	Cigomático Izquierdo
Deceleración + airbag						
Ensayo 2	30/R/M	259,117	50,872	47,960	27,783	26,356
Ensayo 3	25/R/P	219,846	33,728	28,975	17,334	13,815
Ensayo 4	26/A/P	316,755	39,435	31,127	17,505	17,316
Sólo deceleración						
Ensayo 2	30/R/M	124,346	-5,717	38,090	24,515	23,195
Ensayo 3	25/R/P	80,547	14,300	12,022	14,754	10,627
Ensayo 4	26/A/P	217,078	-20,122	19,349	14,935	14,300
*Resumen de condiciones velocidad/montura/lente: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P, lente de policarbonato.						

19.

Se observa que aproximadamente la mitad de la fuerza ejercida, por ejemplo, sobre el hueso nasal sería debida a la deceleración del vehículo (o la aceleración de la cabeza hacia el airbag en consecuencia). Sin embargo, en otras estructuras como son el hueso frontal derecho y el cigomático, nuestro cálculo indicaría que la fuerza ejercida se debería mayormente a la deceleración del vehículo.

19. Fuerzas máximas resultantes en los huesos maxilares y en la mandíbula causadas por la deceleración del vehículo

Gafas/Ensayo	Condiciones*	Fuerzas máximas resultantes (N)		
		Maxilar derecho	Maxilar izquierdo	Mandíbula
Deceleración + airbag				
Ensayo 2	30/R/M	85,686	39,958	928,481
Ensayo 3	25/R/P	56,737	28,573	756,376
Ensayo 4	26/A/P	57,835	33,561	824,323
Sólo deceleración				
Ensayo 2	30/R/M	57,129	30,897	862,956
Ensayo 3	25/R/P	30,724	17,544	727,817
Ensayo 4	26/A/P	9,957	20,260	786,737
*Resumen de condiciones velocidad/montura/lente: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P, lente de policarbonato.				

20.

En este caso vemos que menos de un 10% de la fuerza resultante es debida al airbag en el caso de la mandíbula (en todos los casos se ha considerado que la masa sería despreciable).

Tabla 18. Fuerzas máximas resultantes en los globos oculares causadas por la deceleración del vehículo

Gafas/Ensayo	Condiciones*	Fuerzas máximas resultantes	
		Ojo Derecho	Ojo Izquierdo
		N	N
Deceleración + airbag			
Ensayo 2	30/R/M	12,080	14,228
Ensayo 3	25/R/P	11,038	10,187
Ensayo 4	26/A/P	12,579	13,642
Sólo deceleración			
Ensayo 2	30/R/M	0,731	12,524
Ensayo 3	25/R/P	2,266	7,411
Ensayo 4	26/A/P	1,232	11,427

**Resumen de condiciones velocidad/montura/lente: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P, lente de policarbonato.*

En el caso de los globos oculares, la resta del valor de fuerza ejercida por el airbag en los impactos estáticos indica que, al menos en el ojo derecho (recordemos el despliegue asimétrico) prácticamente toda la fuerza era debida al airbag. En el ojo izquierdo esto no es así.

20. Fuerzas máximas resultantes y momento en la columna cervical causadas por la deceleración del vehículo

		Fuerzas máximas resultantes en el cuello	
Gafas/Ensayo	Condiciones*	Fuerza en valor absoluto N	Momento N×m
Deceleración + airbag			
Ensayo 2	30/R/M	1418,82	42,840
Ensayo 3	25/R/P	1117,18	24,538
Ensayo 4	26/A/P	1398,52	25,700
Sólo deceleración			
Ensayo 2	30/R/M	1244,464	37,901
Ensayo 3	25/R/P	1008,124	20,208
Ensayo 4	26/A/P	1255,725	20,411

**Resumen de condiciones velocidad/montura/lente: R, rígida; A, al aire; M, cristal mineral; P, lente de policarbonato.*

21.

Finalmente, es en el caso de la fuerza ejercida sobre el raquis cervical y el momento donde vemos que el airbag tiene menor porcentaje de contribución que la deceleración del vehículo, con muy poco efecto en el momento

DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

5.1. FASE I: Estudio epidemiológico sobre los hábitos de conducción

5.1.1. La prevalencia del uso de gafas durante la conducción

Según nuestros datos sobre una muestra de 416 conductores, el 71,9% usa algún tipo de gafa (graduada o de sol) durante la conducción en algún momento del día en el área estudiada. Los propios conductores manifestaron que acostumbraban a usar gafas de sol muy frecuentemente en las horas de mayor luminosidad para evitar el deslumbramiento. En el planteamiento de esta tesis, era importante conocer las costumbres de los conductores en España, pues es posible que en zonas con otro clima el uso de gafas de sol sea menos frecuente y, en todo caso, no queda establecida esta estadística en la literatura disponible. Según estos datos, a la hora de abordar un posible problema con el uso de gafas durante la conducción, las conclusiones no se aplicarían únicamente a ese aproximadamente 50% de la población que se estima que usa algún tipo de corrección óptica,³⁰ sino a casi un 70 %, por el uso de gafas de sol. Esto pone en relieve la necesidad de tenerlas en cuenta a la hora de evaluar los riesgos de lesión en accidente. Sin embargo, y como mencionábamos en la introducción, el riesgo de lesión ocular no se analiza en la actualidad en las pruebas estándar de seguridad de vehículos. Esto posiblemente se deba a que, en comparación con otro tipo de lesiones que amenazan la vida, la pérdida de visión en uno o los dos ojos puede parecer un problema menor. Sin embargo, un suceso de este tipo tiene igualmente consecuencias para la calidad de vida del afectado, su entorno social, las aseguradoras y el sistema de salud.

5.1.2. El problema de la distancia entre el conductor y el volante

En las medidas tomadas *in situ*, con los conductores en sus propios vehículos, se estableció que la distancia media entre el puente nasal y el volante (ojos-centro del volante) era de 45,5 cm. Sin embargo, también observamos que esta distancia variaba significativamente con el tamaño del vehículo conducido y con la estatura del conductor (indirectamente, también con el sexo). En este sentido, y considerando la muestra global de mujeres, estas conducían en promedio a 43,8 cm, siendo la estatura media menor que la de los hombres (Tabla 4 en la página 63). Sin embargo, las mujeres con estatura similar a la media masculina conducían a la misma distancia que los hombres, y tanto el análisis de correlación como la regresión múltiple mostraron que era el factor estatura y no el sexo el que contribuía a condicionar la menor distancia de conducción al volante (Figura 18 y Tabla 5 en la página 65), concordando con estudios previos.⁶¹ Sin embargo, también se observó que las mujeres solían conducir coches de menor tamaño, lo cual se asociaba

también a distancias menores respecto al volante. Finalmente, se pudo observar que las distancias del torso al volante no variaban tanto como las del puente nasal al volante, ni se veían influidas por factores como la estatura o el tipo de vehículo, según el análisis multivariante. Quizás podemos destacar de estas observaciones que las recomendaciones oficiales establecen solamente una distancia del volante al cuerpo (25 cm) para indicar la distancia segura.⁶⁴ Distancia que, por cierto, sólo respetaba un 11,3% de nuestra muestra, sin grandes diferencias entre los sexos. Es indudable que esta distancia es importante para proteger de lesiones corporales, pero podría no estaría orientando correctamente al conductor a la hora de tener en cuenta los diversos riesgos. En este sentido, un individuo voluminoso que se situase a la distancia correspondiente medida desde su tórax o abdomen tendría el rostro a mayor distancia del centro del volante (y, por ende, del airbag) que una persona de poca estatura y poco volumen corporal. Por otro lado, una persona con poco volumen corporal podría estar a la distancia correcta de 25 cm y, sin embargo, tener su rostro demasiado cerca del volante. Por lo tanto, podría ser interesante introducir el concepto de la distancia del puente de la nariz o los ojos en las recomendaciones, si queremos prevenir también las lesiones faciales.

La cuestión de la distancia de conducción de la cara respecto al volante es muy relevante,^{62,120,121} pues es un espacio necesario para que la protección de los pretensores de los cinturones de seguridad y el airbag pueda ser efectiva y, en el caso del airbag, que su despliegue no sea lesivo,^{89,122} cosa que queda contemplada en algunos documentos de la DGT.^{64,123} En la literatura está ampliamente documentado que el airbag puede causar lesiones en la cabeza o la cara, el cuello, el tórax o los brazos.^{21,95,98,124} Se han llegado a documentar casos de muerte relacionados con el despliegue del airbag,¹²⁵ y una distancia demasiado corta no beneficia esta situación. Por lo tanto, los conductores que necesitan sentarse demasiado cerca, por su estatura o por otras razones, constituyen un grupo de riesgo en este aspecto, aunque un estudio determinó que el riesgo era que la lesión aumentaba significativamente sólo por debajo de 155 cm de estatura,¹²⁶ y los impactos a baja velocidad con despliegue del airbag pueden causar lesiones, como revelan algunos trabajos en la literatura.^{49,61,65-67,122,127}

Resulta destacable en los resultados de esta encuesta que los conductores no tomaran en consideración la distancia a la que conducían, aduciendo falta de formación al respecto. Igualmente, no había preocupación o consciencia por el efecto que las gafas pudieran tener en el caso del despliegue del airbag del conductor. Esto concuerda con hallazgos previos en los que se describió que la percepción de los conductores con respecto a su posición al volante no suele corresponder a la realidad.⁶² En las autoescuelas españolas se suele enseñar a los alumnos a medir la distancia correcta colocando las muñecas sobre el volante y la DGT ha emitido a lo largo de los años diversos documentos y folletos que contienen dicha información, pero parece que en la memoria de los conductores este aspecto pierde relevancia, aunque quizás no se les transmita

lo suficientemente la importancia de esto y sus razones durante la formación en autoescuela. Aunque se trate de un grupo que todavía no tenga edad de conducir, es posible que empezar a incluirlo en las recomendaciones de seguridad en el vehículo en las asignaturas de educación vial de los colegios y en la programación televisiva pudiera tener algún efecto a largo plazo en estos jóvenes ciudadanos e, incluso, que estos colaborasen en el recordatorio a sus mayores, como sucede con algunos otros aspectos.

5.1.3. La falta de concienciación sobre posibles efectos lesivos del airbag

En general la población considera el airbag como un elemento protector de gran eficacia y no es frecuente que el conductor sea consciente de que también puede contribuir a las lesiones si no funciona en condiciones óptimas en el momento de su despliegue. Aparte de posibles lesiones en la cara, las posibles lesiones oculares no parecen ser algo que se tenga en consideración. Los conductores, en principio, no son advertidos de esta posibilidad, aunque hay bastante bibliografía apoyando la necesidad de tener este factor en cuenta a la hora de considerar los efectos del airbag.^{29,32,34,46,67,68,74,100-102,106,109,114,116,117,121,128-137} Los conductores, de forma general, no parecen recibir información sobre gafas adecuadas o sobre los daños posibles si están demasiado cerca del volante.

5.1.4. La situación especial de los ojos operados

El propósito de la encuesta de la Fase I de este estudio era conocer las costumbres de la población general y establecer unos parámetros para los ensayos posteriores. Por lo tanto, en el momento de su realización no se incorporaron preguntas sobre los ojos operados, por lo que no podemos extraer conclusiones apoyadas por nuestros resultados sobre el grado de información o las advertencias que actualmente pudieran estar recibiendo los pacientes respecto al despliegue del airbag tras ser sometidos a cirugías oculares. En todo caso, si no hay ningún tipo de advertencia al respecto por parte de los oftalmólogos, quizás sea una cuestión a tener en cuenta. En la última década ha habido un incremento notable en la población que se somete a algún tipo de cirugía ocular para corregir defectos refractivos, acomodativos o cataratas, entre otros problemas. Aunque la esclera y la córnea son estructuras bastante resistentes cuando se encuentran sanas e íntegras, la cicatrización de las estructuras del globo ocular tras la intervención requiere cierto tiempo y algunas intervenciones modifican sus propiedades biomecánicas de forma temporal o permanente. En la literatura se pueden hallar estudios de modelización por elementos finitos que determinan que determinadas cirugías, como la implantación una lente intraocular (con o sin cirugía de catarata), una queratotomía radial o una queratectomía fotorreactiva, reducirían la resistencia de la córnea o de la esclera,^{36,37,41} así como

casos documentados de daño en ojos operados por causa del airbag.^{33,39,53,130,138} Se podría considerar que el riesgo es máximo tras una cirugía reciente, pero en algunos casos puede haber un debilitamiento a largo plazo, como se observó en un caso de daño cuatro años después de una cirugía LASIK.¹³⁹ Por lo tanto, se podrían hacer recomendaciones respecto a la protección de los ojos operados ante la posibilidad de traumatismo por accidente de tráfico del mismo modo que se hace para prevenir daños en otras situaciones^{36,37,41,140} y no podemos olvidar en este punto las necesarias recomendaciones a ocupantes de asientos posteriores o asiento del copiloto. Comentaremos esto con detalle en la sección siguiente al interpretar nuestros resultados del ensayo estático en el marco de la literatura sobre el tema.

A efectos prácticos, las conclusiones extraídas de esta fase del estudio para su aplicación en las siguientes fases fueron que el 17,5% de la población (hasta el 28,3% de las mujeres) estaría conduciendo con el rostro a menos de 42 cm del volante, y que la distancia media es de 21 cm entre el tórax y el centro del volante, siendo esta una distancia considerada insegura según las autoridades de tráfico.⁶⁴ Por lo tanto, en nuestra investigación se seleccionaron las distancias de 21 cm desde el torso y 42,5 cm para explorar experimentalmente las lesiones oculares en el maniquí en las pruebas dinámicas, por ser esta representativa de la realidad de los conductores en nuestro medio y un ejemplo de conducción en una posición de riesgo.

5.2. FASE II: Estudio experimental en banco de pruebas

5.2.1. Observaciones generales sobre los ensayos en el banco de pruebas

Tal y como describíamos en el apartado correspondiente de Material y Métodos (Sección 3.2.1 en la página 50), la cabeza FOCUS se colocó a la distancia equivalente del airbag según las distancias medidas en la Fase I de este trabajo. El objetivo era probar las fuerzas sobre la cara ejercidas por el despliegue de un airbag estándar para investigación en banco de pruebas, diseñado para permitir inflados repetidos, con diferentes configuraciones de gafas. Cabe recordar en las consideraciones generales, que la cabeza FOCUS en los ensayos estáticos se emplazó a 20 cm del airbag plegado, esto a pesar de que la distancia media real ojos-centro del volante en la Fase I se determinó en 43 cm. Las razones fueron una necesaria compensación que ingeniería tuvo en cuenta por las razones establecidas en la página 50, al describir la configuración y metodología de los ensayos estáticos. En todo caso, los resultados dinámicos están en línea con los obtenidos en banco de pruebas, como veremos más adelante, por lo que creemos que este diseño estático puede servir en el futuro para ahorrar tiempo y los enormes costes de las pruebas

dinámicas en la investigación en este ámbito. Creemos que el trabajo realizado en esta tesis con los ensayos estáticos nos ha provisto de esta herramienta para el futuro también.

Una observación evidente al analizar los resultados en todos los ensayos es que el airbag utilizado el modelo experimental mostró un “defecto” en el inflado, pues resultó asimétrico. Vemos sistemáticamente fuerzas muy superiores sobre los sensores del lado derecho de la cara de la cabeza FOCUS. En principio, no es infrecuente que suceda esto en la realidad, pues cada airbag tiene su propio diseño, y el hecho de que esto sucediese de forma similar en todas las ocasiones indica que la dirección o volumen de inflado por zonas no es aleatorio, sino que probablemente dependerá del montaje o configuración del sistema de disparo y los elementos electrónicos y químicos del airbag. Considerando esto, podríamos valorar la posibilidad de modular un ángulo de inflado de la bolsa en los equipos instalados en los vehículos. Aunque, aparentemente, la situación ideal sería que la bolsa se infle en dirección ortogonal a la cara del ocupante, podríamos tener en cuenta que los ángulos de recepción sobre el rostro varían según la altura del ocupante, tal y como comentábamos en el estudio epidemiológico. Evidentemente, en la ecuación entran variables incontrolables relacionadas con los ángulos de colisión del vehículo, pero la altura del ocupante y su distancia es algo que probablemente se pudiera medir electrónicamente. Si existe la posibilidad de modular el ángulo de inflado, podría ser interesante abordar el problema de los conductores de baja estatura. En todo caso, todas estas pruebas se hicieron con un diseño controlado de impacto ortogonal y no podemos predecir el comportamiento de gafas y cabeza del ocupante en una situación real con variables aleatorias que modifiquen este patrón.

5.2.2. La fuerza de despliegue del airbag como posible mecanismo de lesión ocular y el papel de las gafas

El primer punto destacable en nuestra valoración de los resultados sobre esta cuestión es que ninguna combinación de montura/lente utilizada en este estudio se desensambló en el impacto. Si bien no podemos descartar que esta posibilidad exista en la realidad, puesto que de hecho sucede y fue nuestra primera preocupación y motivo para abordar este trabajo tras recibir los primeros casos (ejemplo de gafa rota que causó una perforación ocular, mostrada en la Figura 9 de la página 40),¹⁴¹ resulta positivo a la hora de valorar posibles factores asociados a la lesión ocular que ningún modelo probado ofreciese bordes o aristas por un desmontaje de la gafa. Siguen existiendo elementos protuberantes, como los adaptadores nasales, el borde de la lente en las gafas al aire, el borde de la montura o las patillas, pero no superficies que en ningún caso estuvieran tenidas en cuenta como de contacto en situaciones normales. Por lo tanto, este tipo de choque ortogonal a baja velocidad de por sí no predispone a los peligros de un desacoplamiento de la lente.

En el banco de pruebas, el estudio del efecto de distintas combinaciones de óptica y montura de la gafa sobre la lesividad óculo-orbitaria mostró que la máxima fuerza que experimentó el globo ocular sin gafas fue de 35,7 Newtons, mientras que la máxima fuerza recibida por el globo algún tipo de gafa fue de 37,2 Newtons. Esta fuerza máxima se observó cuando una montura rígida con cristales de policarbonato fue desplazada de la posición original en el momento del contacto, tras desprenderse la gafa de la cara ligeramente por el impacto. Tal y como se puede observar en las gráficas de las páginas 70 a 73, no se perciben patrones concretos en sentido de protección o riesgo con el uso de gafas o según los diferentes tipos de gafa, pero precisamente destaca en esta situación la aleatoriedad del comportamiento de este elemento desprendible en una situación de deceleración e impacto con una superficie. El efecto protector o lesivo de las gafas en caso de despliegue del airbag ha sido tema de preocupación para algunos autores con anterioridad y, sin embargo, tampoco podemos extraer conclusiones de la escasa bibliografía al respecto. Por un lado, Lehto et al. consideraron que el riesgo de daño ocular por despliegue del airbag era del 2,5 %, y de lesión menor el 2,0 %, y concluyeron que el riesgo no era mayor en los individuos que llevaban gafas en el momento del accidente.⁷⁴ En todo caso, sus resultados les indujeron a concluir que llevar gafas podía modificar el patrón de lesión. Por otro lado, en un trabajo más antiguo, la conclusión principal fue que llevar gafas era un factor de riesgo adicional para lesión ocular.³² Estos trabajos ofrecen opiniones totalmente contrarias, pero hay diferencias entre estos pequeños estudios que podrían explicar sus conclusiones: aparte del número de casos revisados (24 en el primero y sólo 3 en el segundo), tenemos el año de realización y la región, pues uno es un estudio finlandés de 2003 y el otro estadounidense de 1995. Desde su aparición, los airbag han ido evolucionando, y no podemos olvidar que la norma europea exigiría una fuerza de despliegue menor que en el caso de los EE. UU., al considerar el airbag un elemento complementario al cinturón de seguridad.

Teniendo en cuenta esa influencia en el “patrón de lesión” que comentaban Lehto y colaboradores, existe otro factor que podríamos valorar, que es el diseño de las gafas y el material de las lentes correctoras, que el desarrollo tecnológico ha ido haciendo cada vez más resistentes a la fractura. Este fue el motivo por el que se probaron varios tipos y configuraciones en este trabajo. El diseño del estudio pretendió así tener en cuenta la posibilidad de que una gafa de marco pequeño o sin marco tuviera más posibilidades de hundirse hacia la órbita, llegando a impactar con el globo provocando una lesión.¹⁴² Sin embargo, en la fase del estudio estático no pudimos determinar un patrón concreto relacionado con el diseño o la configuración de la gafa, al menos no un patrón reflejado en la fuerza ejercida sobre las estructuras que rodean al globo ocular o el propio globo.

Si obviamos la evidente asimetría de nuestros resultados en el banco de pruebas, se puede apreciar que la ausencia de gafas produjo una magnitud de fuerza sobre los ojos mucho mayor

que la observada en la mayoría de las situaciones con gafas (al menos, en el ojo derecho). De esta observación general, particularizamos los ensayos 8 y 9, en los que la fuerza total ejercida sobre el ojo derecho fue similar a la experimentada en ausencia de gafas. Además, el análisis de fuerzas no reveló mayor presión sobre los sensores en el caso de las gafas al aire. Sin embargo, las lesiones sobre el globo ocular o los párpados no se limitan a lesiones contusas o únicamente a impactos de magnitud suficiente como para provoca la rotura del globo ocular. Acorde con esto, podemos destacar la cuestión de que los bordes de este modelo llegaron a tocar el borde e incluso la superficie del ojo, lo cual podría traducirse en un momento dado en laceraciones o abrasiones, tal y como se muestra en Figura 19 (página 55). Esto indica que se podría tener en cuenta el tamaño de la gafa y forma de su marco a la hora de recomendar un modelo para la conducción, teniendo en cuenta el riesgo de impacto frontal en caso de accidente.

Las fuerzas medidas por los sensores de los globos oculares rondan, en estos ensayos estáticos, entre los 10 y los 25 N (llegando a 37 en el caso máximo, como comentábamos). Conocer el área de superficie del sensor (1 cm^2) nos permitió hacer una transformación a pascuales (Tabla 8 en la página 73) y compararlo con algunos datos de la literatura. Los pocos datos disponibles en la literatura se han conseguido mediante estudios con animales, *ex vivo* o con modelos matemáticos. Gilliland et al., en su estudio sobre fractura orbitaria en cabras, establecieron que la disipación de la energía durante el impacto sobre un globo ocular se conseguía mediante tres mecanismos: deformación del ojo, desplazamiento de este dentro de la órbita y fractura de la órbita.¹⁴³ Hay que recordar que estos mismos mecanismos se tuvieron en cuenta en el momento del diseño de la cabeza FOCUS, pues uno de sus objetivos era que sirviera como modelo para evaluar el daño en ojos y estructuras de la órbita.⁵⁷ En el caso del trabajo de Gilliland, el umbral de rotura orbitaria estaba en 26,5 N, dato que comentaremos en la sección sobre fracturas de los huesos de la cara.

Además de la fractura orbitaria, la compresión del ojo puede provocar una ruptura del globo incluso en un ojo sano. Sin embargo, resulta difícil interpretar nuestros datos según la información disponible en la literatura, pues destaca la falta de homogeneidad en la presentación de los resultados y en la metodología. En los estudios disponibles se utilizan objetos variados para provocar la rotura y el área en la que se ejerce no siempre está claramente descrita o es constante, además de que las unidades son variadas y no siempre convertibles. En el diseño de la cabeza FOCUS, se cuantificó la fuerza mínima necesaria para la rotura del globo ocular en 107 N,⁵⁷ si bien el riesgo aquí sería mínimo (Figura 36).⁵⁶

36. Ejemplo de función paramétrica del riesgo de lesión calculado desde la bibliografía para el desarrollo de la cabeza FOCUS

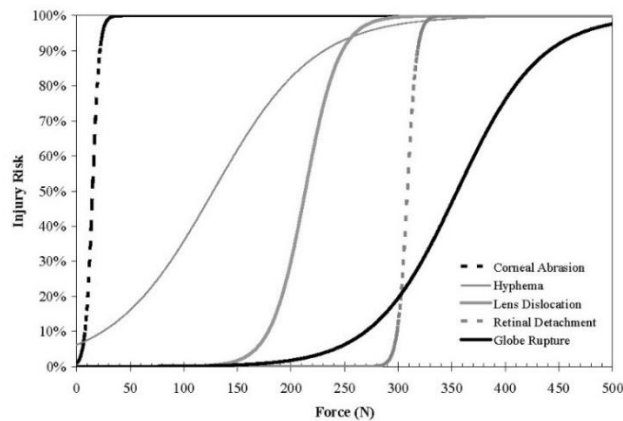


Imagen de Kennedy et al.⁵⁶

Por otro lado, el valor umbral según Stitzel et al., en un modelo matemático del comportamiento del globo ocular humano y verificado con 22 casos reales, era de 23 MPa. Estos datos, en unidades similares a las nuestras, nos permiten determinar que la rotura del globo ocular sería improbable en nuestro modelo. Aparte de estos estudios, Kennedy et al. determinaron un riesgo de rotura del 50 % con impactos de 35 519 J/m² (355 N).^{56,144}

No obstante, la ruptura del globo ocular no es la única lesión que debe preocuparnos, como decíamos al comentar las observaciones del ensayo 3, con la montura al aire. Duma et al. nos ofrecen información sobre la lesión ocular por proyectiles en kg/s¹⁴⁵ y predijeron un 50 % de riesgo de abrasión corneal, dislocación o luxación del cristalino, hifema, lesión de la retina y ruptura del globo ocular a 1503 kg/s, 19 194 kg/s, 20 188 kg/s, 30 351 kg/s y 23 771 kg/s, respectivamente. Como decíamos, no destaca una estandarización en la presentación de resultados. En todo caso, si se observa la relación proporcional en los datos de Duma et al., detectaron dislocación del cristalino e hifema con impactos que eran el 80 % del necesario para provocar una ruptura, y las abrasiones corneales requerían menos del 7 % del impacto necesario para causar ruptura.¹⁴⁵ Esta relación se puede observar en la Figura 36, calculada durante el desarrollo de la cabeza FOCUS. Por lo tanto, no podemos descartar que exista la posibilidad de otras lesiones en los ojos sanos, según los resultados de nuestro estudio y diversos casos recogidos en la literatura.^{100,106,109,128,130,132,141,146} No debemos olvidar que las abrasiones pueden causar leucomas u opacidades estromales permanentes en aquellas personas con dificultades de cicatrización corneal (por ejemplo, sujetos con ojo seco de diversa etiología o diabetes). En este sentido, en el momento del planteamiento inicial de este estudio (2005), los datos disponibles en la literatura nos llevaron a sugerir un diseño de despliegue del airbag desde el marco superior del parabrisas en dirección hacia abajo, en lugar de ortogonal a la cara desde el centro del volante para reducir el impacto sobre los ojos.¹⁴¹ Curiosamente, durante la edición de esta memoria, hemos hallado la noticia del primer fabricante europeo de automóviles de gama media que incluye esta disposición de serie sustituyendo el diseño clásico.¹⁴⁷

5.2.3. *La fuerza de despliegue del airbag como posible mecanismo de lesión en los ojos operados*

Este riesgo se vería aumentado en los ojos operados, tal y como introducíamos en el apartado anterior. Existen datos que indican que un impacto con una fuerza un 33 % menor que la requerida para romper un globo ocular sano podría romper un ojo sometido a queratotomía radial.¹⁴⁸ Aunque la fuerza de impacto en este trabajo no parece justificar la posibilidad de una ruptura de un ojo normal, los modelos muestran que un ojo operado tiene una resistencia menor.^{36,37,41,54,148,149} Los mecanismos por los que una cirugía en concreto provocaría este debilitamiento serían variados. Por ejemplo, en algunos casos se separan capas corneales de otras estructuras (cirugías con *flap*), al menos temporalmente. En este caso la fricción con otras superficies, como podría ser la tela de un airbag, puede provocar lesiones.^{33,39,138,139} En otros casos, tenemos incisiones en la superficie del ojo, que comentaremos a continuación al tratar cuestiones relacionadas con las suturas. Esto podría prevenirse con unas gafas adecuadas, y ya con anterioridad se ha recomendado usar gafas protectoras tras una cirugía.¹⁴⁰

En el caso de los ojos que hayan sido sometidos a incisiones y posterior sutura, existe un riesgo añadido en el postoperatorio, pues no podemos olvidar que las suturas utilizadas en la cirugía oftálmica son extremadamente finas (hasta calibre 10-0), y que su resistencia a la tensión es limitada,^{41,130} contribuyendo a ese debilitamiento temporal de la superficie del globo ocular mientras no se haya consolidado la cicatriz. En nuestra búsqueda hallamos pocos estudios que hubieran abordado la resistencia de las suturas y el efecto que los nudos, la torsión y el medio en el que se encuentran, pero los datos disponibles apuntan a que las fuerzas ejercidas en nuestro estudio provocarían su rotura en un ojo recientemente operado. Si tenemos en cuenta las propiedades del nylon 10-0, con un diámetro aproximado de 30 micras, la resistencia estaría entre 31,5 y 46,2 gramos (unidades de los autores), o sea, 0,31 a 0,45 Newton tras una conversión estándar.¹⁵⁰ En el ensayo en el que menos fuerza se detectó en los globos oculares, que fue el primero con una gafa de montura rígida y cristal mineral, el ojo derecho experimentó 6,72 N y el izquierdo, que siempre experimentaba menos, 3,68 N. Esto significa que, en el mejor de los casos, la fuerza ejercida por el airbag es 10 veces superior a la necesaria para romper una sutura oftálmica de nylon. A esto se añade el hecho de que los nudos son un punto débil, y los autores de este mismo estudio hallaron que un nudo estándar reducía esta resistencia a la tensión a sólo 0,25-0,28 Newton, una vez convertido a unidades comparables con nuestros resultados.¹⁵⁰ Definitivamente, la sutura es un punto muy débil en un ojo operado, pues ya hemos observado que la resistencia de la córnea y la esclera en un ojo sano es muy superior. Así mismo, la técnica de sutura es una cuestión relevante para el cirujano, pues las torsiones y nudos reducen la resistencia conocida del hilo,^{42,43,150,151} pero también el material determina algunas diferencias

significativas, como establecieron Shuttleworth et al., al probar cuatro tipos de materiales usados en sutura 10-0: el nylon o poliamida en su estudio tenía una resistencia similar a la hallada por Kappelhof y que mencionábamos anteriormente (0,25 N), pero era el material de menor resistencia de entre los cuatro materiales estudiados (monofilamento de polipropileno Prolene® 0,46 N, seda trenzada 0,86 N y filamento trenzado de polidioxanona Vicryl® 1,37 N). Finalmente, debemos recordar que el medio en el que se hallan esas suturas del ojo es un medio salino y con presencia de enzimas y moléculas inflamatorias entre otras lo cual, en principio, podría afectar a la resistencia de según qué material con el paso del tiempo, si bien el medio salino en sí no parece suponer un problema.¹⁵²

Por lo tanto, los datos disponibles en la literatura indican que la resistencia de una sutura oftálmica es siempre menor a las fuerzas ejercidas sobre los ojos oculares en nuestros ensayos y es un riesgo a tener en cuenta en el caso de los despliegues de airbag.¹⁵³ En este aspecto, podemos concretar que las cirugías oculares más dependientes de sutura de este calibre 10/0 y, consecuentemente, aquellas en las que tanto el profesional como el paciente deberían ser conocedores de este riesgo, son la cirugía de glaucoma, el trasplante corneal, las lentes suturadas y la implantación de lentes intraoculares con incisiones corneales amplias.

5.2.4. La fuerza de despliegue del airbag como posible mecanismo de lesión de los huesos de la cara

En la literatura se pueden hallar múltiples informes y estudios sobre lesiones en la cara causadas por el airbag^{75,92,94,154} aunque, en general, se considera que el airbag evita lesiones faciales de mayor importancia.^{21,24,155,156} Hasta un 14 % serían fracturas, más frecuentes en colisiones sin intervención del airbag (18,4 %) que en el caso de que se desplegara (4,3 %).

Anteriormente comentábamos que se había establecido la fuerza necesaria para romper la órbita ocular, según experimentos realizados *ex vivo* con cráneos de cabras, en 26,5 N.¹⁴³ Es evidente que el cráneo humano no tiene exactamente la configuración del cráneo caprino, pero vemos que este umbral es un valor que se halla entre las observaciones en nuestros ensayos y una fractura orbitaria podría ser posible según nuestros datos tanto con gafas como sin ellas. Además, existen situaciones en las que los huesos se hayan debilitados, como sería por ejemplo la pérdida de densidad en los huesos de la cara de una persona con osteoporosis.¹⁵⁷ Por otro lado, una de las áreas más frágiles del rostro es la nariz, la fractura más frecuente en todos los casos de traumatismo y, particularmente, en colisiones de vehículos.^{72,76,78} Según un trabajo relativamente reciente con huesos reales de cadáveres, se determinó un riesgo de rotura del hueso nasal del 50 % con impactos de 450 a 850 N,⁷² pero estos datos serían muy superiores a los obtenidos por Lee y colaboradores,¹⁵⁸ quienes investigaron tres patrones de fractura diferentes del septo nasal

según la fuerza aplicada que requerían de media una fuerza ejercida de 100 N. Atendiendo a este segundo dato, podemos destacar que en nuestros resultados de ensayos estáticos se estaría alcanzando y/o superando este umbral en 6 ensayos con gafas de diferente diseño y configuración (Figura 21 en la página 70), mientras que en el ensayo sin gafas la fuerza sobre el hueso nasal fue de 55 N. Por lo tanto, podríamos prever la posibilidad de fractura del hueso o el septo nasal en los conductores con gafas en el caso de despliegue del airbag, posiblemente debido a la concentración de la fuerza que normalmente se ejercería en otras áreas del cráneo sobre las cubiertas por el marco y los adaptadores nasales. En este sentido, podemos destacar que el modelo FOCUS tendría aquí una pequeña carencia para nuestros objetivos, y es la ausencia de un sensor específico que emule el tabique nasal, también susceptible de rotura en estos casos. En nuestros ensayos hemos medido huesos faciales, pero su rigidez puede transmitir las fuerzas a estructuras adyacentes más internas, como sería el tabique nasal en este caso, que formaría parte de la estructura global de la pirámide nasal osteo-cartilaginosa.

Respecto a otros huesos de la cara, hay pocos datos concretos frente a los que comparar nuestros resultados. Un estudio de modelización mediante elementos finitos mostró la distribución de las tensiones en el cráneo ante una fuerza aplicada de forma puntual y determinó que las posibilidades de fractura se darían ante impactos de gran magnitud sobre un área muy localizada. En su ejemplo, una rotura cráneo-orbitaria se daría con 9400 N sobre un área de poco más de un centímetro cuadrado sobre el hueso cigomático¹⁵⁹. No hemos hallado datos sobre umbrales de luxación mandibular comparables al tipo de lesión que exploramos en este estudio y los resultados de fractura en la literatura son muy dispares. Un análisis de elementos finitos de los efectos de un impacto sobre la barbilla establecieron una fuerza máxima de 2151.1 ± 125.18 N¹⁶⁰, mientras que datos obtenidos con cadáveres establecieron que un impacto ortogonal de 3000 ± 1000 N no produce rotura de la mandíbula¹⁶¹ o estarían en el límite máximo de resistencia según otro modelo de elementos finitos¹⁶², y la fractura basilar por fuerzas transmitidas a través de la mandíbula requiere fuerzas aún mayores¹⁶³, que no se alcanzarían con impactos de este tipo, ya que las fuerzas transmitidas se reducen en un tercio¹⁶². En todo caso, es evidente que las fuerzas de rotura mandibular están muy por encima de las observadas en los ensayos estáticos (Tabla 7 en la página 71).

Por lo tanto, teniendo en cuenta el área de contacto del airbag y las fuerzas observadas en nuestro estudio, en ningún ensayo se vería justificada la aparición de una fractura en hueso sano por causa de este elemento solo, si bien no se puede descartar esta lesión en el caso de cráneos con lesiones osteoporóticas u osteolíticas (ej. metástasis de mieloma múltiple), aunque son casos más remotos. No podemos olvidar, en todo caso, que la interposición de unas gafas rotas o desmontadas podría contribuir a que el traumatismo fuera punzante, suponiendo un nuevo escenario de lesión. Asimismo, las lesiones en tejidos blandos no se tienen en cuenta en nuestras

configuraciones y, por lo tanto, en este trabajo no podemos comentar sobre la posibilidad de otras lesiones a nivel de la piel, que pueden ser traumáticas, químicas o térmicas.¹⁶⁴

5.2.5. La fuerza de despliegue del airbag como posible mecanismo de lesión cervical

En la introducción hemos descrito el mecanismo de lesión cervical en el caso de las colisiones frontales (epígrafe 1.2.1.1 en la página 18), que es un tipo de lesión menos representado en la bibliografía, al ser sus secuelas, en principio, menores y de menor duración que en el caso del latigazo cervical debido a una colisión desde atrás.^{12,14,17} En principio no era un objetivo fundamental analizar una posible lesión cervical en los ensayos realizados en esta parte de nuestro estudio, pues se realizaron con la cabeza en una posición estática y la fuerza que pudiera experimentar el sensor del cuello se debía únicamente al efecto del despliegue del airbag sobre el rostro de la cabeza FOCUS. Teniendo en cuenta la masa del airbag, estas fuerzas tendrían una influencia menor que la propia deceleración del vehículo en el resultado de un accidente por colisión frontal, por lo que resulta más interesante desarrollar la discusión sobre la lesión cervical en la sección siguiente, donde se comentarán los resultados de los estudios dinámicos. En todo caso, recordemos que la fuerza absoluta ejercida por el despliegue del airbag sobre el raquis cervical se halló en todo momento entre los 100 y 175 N y el momento máximo que se llegó a alcanzar en alguna configuración fue de casi 6 N·m, lejos de los 25 N·m asociados a lesión cervical en el caso de impacto trasero en la literatura⁹ y aún muy por debajo de los 190 N·m tolerables según las cifras que maneja la OTAN y la NHTSA.^{165,166}

A nivel de metodología, la conclusión de esta fase para continuar con los choques dinámicos fue que no podíamos descartar ningún diseño de gafa concreto ni centrarnos en un solo tipo, por lo que se hizo una selección de 3 modelos basada en tipo de montura y lente.

5.3. FASE III: Estudios dinámicos en prueba de choque

5.3.1. Cuestiones generales relacionadas con las pruebas de choque con maniquíes

Como adelantábamos en la introducción, los test de seguridad normalizados y obligados para la comercialización de los vehículos son costosos y se realizan con unos parámetros estándar. Son inicialmente realizados por el fabricante después de simulaciones por ordenador. Hay que destacar que los test de seguridad realizados por terceros (certificación EuroNCAP) se hacen con un solo vehículo, de modo similar a nuestro abordaje de este estudio en el que se usó una prueba

con cada set de parámetros. Los estudios con maniqués no pueden contemplar la infinidad de variables que pueden actuar durante un accidente y que pueden modificar hasta grandes extremos los sucesos durante la colisión y su resultado. Cuestiones que sí se han abordado son, por ejemplo, el tamaño de los ocupantes mediante el uso de maniqués de diferentes percentiles, incluyendo muy recientemente el maniquí obeso para responder a nuevas necesidades.¹⁶⁷ Sin embargo, tal y como iremos desarrollando en las siguientes secciones, el hecho de realizar las pruebas con un maniquí inerte impide considerar variables de reacción que se dan en ocupantes reales, como se ha podido certificar en algunos estudios con voluntarios. En relación a esto, los avances en accidentología se están dando muy recientemente sobre todo en los estudios con metodología de elementos finitos, y cabe destacar el modelo virtual THUMS, el *Total Human Model for Safety*, desarrollado en Japón, que permite diseñar colisiones con infinidad de variantes, incluyendo las reacciones anatómicas y musculares de los ocupantes.¹⁶⁸⁻¹⁷¹ Otra gran ventaja de los modelos virtuales validados es que no se incurre en los costes de pruebas de choque físicas que limitan el número de repeticiones de un ensayo.

5.3.2. Observaciones generales sobre los ensayos dinámicos de colisión frontal

Los ensayos dinámicos consistieron en cuatro colisiones a baja velocidad (velocidades iguales o menores de 30 km/h), cada una con una configuración diferente de velocidad y de gafas. Por analogía a la metodología EuroNCAP, se usa un solo vehículo por set de parámetros y se analiza individualmente cada ensayo; no procede agrupar resultados. Por lo tanto, nuestros esfuerzos han ido encaminados a valorar tanto cualitativa como cuantitativamente la información obtenida y contextualizarla en el conocimiento actual y el estado de la técnica.

Era esencial en la Fase III de este trabajo que la colocación del dummy se correspondiese con las distancias de conducción establecidas en la Fase I y, al no poder descartar el riesgo de lesión de ninguna configuración concreta de gafas, se probaron 3 posibilidades: montura rígida con lente de policarbonato o con cristal mineral y montura al aire con lente de policarbonato. Así mismo, se probó una colisión subumbral sin despliegue del airbag en la que el maniquí llevaba gafas rígidas con lente mineral.

Como mostrábamos en los resultados, en este primer ensayo, no actuó el pretensor del cinturón y todo el maniquí se propulsó hacia adelante, impactando la cabeza FOCUS contra el volante (Figura 27 en la página 78). Este resultado imprevisto nos permitió obtener datos sobre la peor hipótesis posible, que es un impacto directo de la cara contra el volante, y ver un caso de comportamiento de las gafas en un impacto sin despliegue del airbag. En este ensayo, los impactos de mayor magnitud se dieron en el hueso mandibular, el hueso frontal (bilateralmente) y

los maxilares. Las gafas se desplazaron de la cara en sentido superior hacia la frente y la cabeza. Tras la experiencia en los ensayos estáticos, en los que realizar un análisis cualitativo de los puntos de contacto de cada elemento permitió obtener datos complementarios a las fuerzas experimentadas por los sensores, el diseño o configuración de las sucesivas pruebas dinámicas fue incorporando medios para poder detectar cualitativamente el contacto de las gafas, el airbag y la cara, por lo que la distribución de las marcas de pintura sobre las gafas y la cabeza FOCUS se fue modificando empíricamente para poder dar la máxima cantidad de información posible.



Resulta evidente en las gráficas que en las pruebas dinámicas no se producía una asimetría en el despliegue del airbag tan evidente como en el caso de los ensayos estáticos. Suponemos que esto se debe sencillamente al diseño del airbag. Las fuerzas experimentadas bilateralmente eran similares y la fuerza del impacto se distribuía homogéneamente.



5.3.3. Colisión frontal con despliegue del airbag y lesiones oculares. El papel de las gafas

En el caso de los ensayos dinámicos, a la fuerza del despliegue del airbag se suma la fuerza causada por el movimiento de la cabeza y el cuerpo hacia adelante en dirección contraria. Por lo tanto, era previsible que las fuerzas detectadas por los sensores de la cabeza FOCUS fueran muy superiores a las del ensayo estático. Sin embargo, una vez calculada la fuerza máxima absoluta detectada por los sensores de los globos oculares, vemos que se encuentran entre los 11 y los 11,6 N (Tabla 16 en la página 90; 1,1-1,26 MPa teniendo en cuenta la superficie de 1 cm² del sensor). Esta fuerza supone menos de un tercio de la experimentada por el ojo derecho en las pruebas estáticas, donde la fuerza fue máxima debido a la asimetría del despliegue de la bolsa. Destaca el hecho de que el resultado fuera tan homogéneo en los cuatro ensayos, mucho más que en los ensayos estáticos, y también tranquilizador, hasta cierto punto, observar que las fuerzas son muy inferiores a las requeridas para causar una ruptura del globo ocular, cuestión que comentábamos en detalle en la sección 5.2.2. Como decíamos anteriormente, FOCUS se diseñó teniendo en cuenta un umbral de fuerza de 107 N a partir del cual era posible la rotura del globo,⁵⁷ si bien el 50 % de riesgo de rotura estaría en los 355 N.^{56,144} Por lo tanto, en nuestros ensayos, en los que la colisión es ortogonal, el impacto está unas 10 veces por debajo del umbral de rotura del globo. Es importante considerar que, aún en un choque frontal, la cabeza del ocupante puede encontrarse en algún tipo de inclinación lateral. Recordemos que la mayoría de las veces que se ha detectado que el airbag ha producido lesiones a los ocupantes es porque estaban en una posición incorrecta dentro del vehículo,⁹⁹ y no debemos olvidar que todos estos ensayos se realizaron con un dummy que llevaba el cinturón de seguridad puesto. No obstante, un maniquí no deja de ser una figura sin reacciones musculares y sin reflejos, un detalle importante a la hora de contextualizar los resultados de este tipo de pruebas con las diferencias que hay con respecto a

ocupantes humanos. La participación de las reacciones musculares de una víctima de accidente tráfico es importante, y este es un aspecto que desarrollaremos más adelante al comentar el riesgo de lesión cervical. Por otro lado, en impactos ortogonales puede haber una lateralización de la cabeza que exponga un lado más que el otro a posibles impactos mayores. En cualquier caso, según nuestros resultados, las gafas podrían desempeñar un papel protector del globo ocular si no se desplazan de su lugar y distribuyen la fuerza de impacto hacia el marco orbitario, pero tampoco podemos descartar comportamientos aleatorios de este elemento (en particular en los impactos no ortogonales) que se puede desplazar a diferentes lugares de la cara, pudiendo así interponer entre el airbag y el ojo partes más peligrosas que la simple superficie de una lente no fracturada (almohadillas, bordes, marco, patillas).

37. Resumen cualitativo de riesgos de lesión causado por la interposición de las gafas entre el volante y la cara, o el airbag y cara en los ensayos dinámicos

ENSAYO 1		ENSAYO 2	
Gafa de montura metálica y cristal mineral. 20 km/h (sin despliegue de airbag)		Gafa de montura metálica y cristal mineral. 30 km/h (con despliegue de airbag)	
			
Riesgo de lesión orbitaria: Derecha: ELEVADO Izquierda: ELEVADO Riesgo de lesión ocular: MODERADO		Riesgo de lesión orbitaria: Derecha: MODERADO Izquierda: BAJO Riesgo de lesión ocular: BAJO	
ENSAYO 3		ENSAYO 4	
Gafa de montura rígida y cristal de policarbonato. 25 km/h (con despliegue de airbag)		Gafa de montura al aire y cristal de policarbonato. 25 km/h (con despliegue de airbag)	

			
Riesgo de lesión orbitaria: Derecha: Izquierda: Riesgo de lesión ocular:	MODERADO BAJO BAJO	Riesgo de lesión orbitaria: Derecha: Izquierda: Riesgo de lesión ocular:	ELEVADO ELEVADO MODERADO

38.

Representación basada en una interpretación de los resultados obtenidos en este estudio y la bibliografía citada. Colisión frontal con despliegue del airbag y lesiones en ojos operados

Esta posibilidad merece cierta consideración particular en el caso de la gafa al aire probada en nuestro trabajo (Ensayo 4). Este modelo habitual en el mercado tenía lentes con una superficie pequeña que no cubría todo el marco orbitario y su borde llegó a impactar en el borde palpebral y en el ojo (Figura 31 en la página 86). Aunque no pudimos cuantificar fuerzas conducentes a rotura, debemos tener en cuenta las lesiones que requieren mucha menos fuerza o las que se estarían ejerciendo sobre una superficie ínfima de contacto, como sería la superficie entre el borde de una lente y la córnea o la esclera, y que podrían causar abrasión corneal o hifema. Consideramos que nuestros resultados muestran que existe esa posibilidad (ver sección 5.2.2 en la página 101).⁵⁶

En la Figura 37 mostramos una valoración de los riesgos de lesión según tipos de gafa y condiciones de cada ensayo, según el análisis cualitativo y cuantitativo de nuestros resultados.

Por lo tanto, de esta valoración podría derivar una recomendación sobre las características de las gafas apropiadas para la conducción, que deberían tener marco, una superficie que cubriese el marco orbitario para reducir estas posibilidades y tener una sujeción firme para evitar en lo posible desplazamientos aleatorios. En este sentido, los fabricantes podrían incluso plantearse una certificación de gafas y ópticas aptas para la conducción de vehículos.

En cuanto a la situación de los ojos operados, podemos extraer conclusiones similares a las del análisis de los ensayos estáticos, incluso tras observar que las fuerzas experimentadas en los ensayos dinámicos fueron mucho menores. En este sentido podemos recordar la resistencia a la tensión de las suturas habituales en oftalmología que revisábamos en la sección 5.2.3, (0,25-

0,45 N la poliamida nylon 10-0; monofilamento de polipropileno Prolene® 0,46 N; seda trenzada 0,86 N y el filamento trenzado de polidioxanona Vicryl® 1,37 N) y la reducción de estas resistencias por las técnicas de anudado que mencionábamos en el apartado 5.2.3 (página 105).¹⁵⁰ Una fuerza de 1111,6 N como las registradas sobre los ojos oculares en los ensayos dinámicos supera en más de 20 veces el umbral de rotura de la sutura de nylon, por lo que los ojos recientemente operados pueden verse afectados por un impacto frontal ortogonal con el airbag desplegado en un accidente a baja velocidad. Esta cuestión gana importancia si tenemos en cuenta que la prevalencia de ojos operados está en constante aumento y no es un porcentaje despreciable de la población, además de que las técnicas clásicas filtrantes con adición de antifibróticos, nuevos implantes como el tipo *shunt* valvulado en glaucoma, conllevan debilitamientos de la estructura ocular que se deberán tener en cuenta. En la introducción comentábamos el previsible aumento de la prevalencia de la presbicia y las cataratas en los próximos años. Teniendo en cuenta que el envejecimiento de la población según el Instituto Nacional de Estadística, el mayor incremento poblacional sucederá en los mayores de 64 años, grupo de edad que supondrá el 19% de la población de nuestro país. La solución quirúrgica actual expone a los pacientes que se someten a un riesgo durante la conducción que bien merece una recomendación o advertencia en la consulta del oftalmólogo, en la cual no debería descartarse el uso de gafas protectoras temporal o permanentemente, según cada caso individual y criterio del especialista. No obstante, las lesiones más documentadas, según comentábamos en la discusión de los resultados de la Fase II, están relacionadas con abrasiones corneales, hifema u otros problemas del polo anterior.^{106,146} Más allá del evidente peligro de rotura de las suturas en el postoperatorio, este riesgo se agravaría en el caso de cirugía, habiéndose descrito daños en ojos operados.^{33,39,53,130,138,139}

Por lo tanto, el despliegue del airbag es un riesgo para los ojos operados en impactos a baja velocidad, si bien no podemos tener en cuenta variables propias de un accidente real en relación a impacto con otras superficies no ortogonales, que no estamos en situación de valorar con la metodología de este estudio. Este riesgo debería comunicarse a los pacientes y sería recomendable tomar medidas de protección, temporales o permanentes, para minimizarlo.

5.3.4. Colisión frontal con despliegue del airbag y fracturas de huesos de la cara

Obviamente, el despliegue del airbag protege del daño causado por el impacto con otros elementos, como pueda ser el volante en ausencia de cinturón de seguridad. Fue precisamente el fallo del pretensor del cinturón de seguridad en el Ensayo 1 lo que nos permitió observar los efectos de una colisión a baja velocidad sin este elemento. Las cargas registradas en el hueso

nasal (44 N) frontal (45-48 N) y, particularmente, en el hueso mandibular (179 N) en esta prueba fueron, sin embargo, mucho menores que las registradas en los ensayos con despliegue del airbag, con hasta 928 N en el hueso mandibular y 317 N sobre el hueso nasal (Tabla 14 a 16 en páginas 87-89). Este resultado, aparentemente sorprendente si pensamos en la dureza de la superficie sobre la que impactó el maniquí en ausencia de airbag, podría deberse a una reducción de la velocidad angular durante el movimiento de flexión del torso y la cabeza, con una amplitud mucho mayor que en los casos con despliegue del airbag, y a un posible efecto de frenado del torso por la presencia del cinturón, independiente del fallo del pretensor. En todo caso, parece que un choque frontal a baja velocidad sin despliegue del airbag e impactando superficies del volante no justificaría lesiones en los huesos craneales, según las circunstancias que se dieron en el ensayo.

Contrastan con este hecho los resultados obtenidos con despliegue de airbag a 25-30 km/h en el resto de los ensayos, con fuerzas absolutas altas en el hueso nasal (259-317 N) y mandibular (756-928 N) en el impacto con el airbag. Todos estos impactos fueron ortogonales, como muestra la simetría general de las magnitudes en ambos lados de la cara y no destacamos otros huesos al no aparecer diferencias reseñables sobre estos entre la intervención del airbag o el impacto con el volante. Podemos recordar que algunos patrones de fractura del septo nasal requieren una media de 100 N de fuerza,¹⁵⁸ por lo que nos hallamos ante una situación donde la fractura del hueso nasal es posible y, curiosamente, no lo era en el caso de colisión sin despliegue del airbag. Este no es el caso del hueso mandibular, para el que los escasos datos de la literatura establecen un umbral aproximado de 3000 N, tal y como comentábamos en el punto 5.2.4 (página 106). Es obvio que la aleatoriedad de los movimientos en caso de colisión podría haber dado lugar a un impacto de este hueso en el volante con suficiente fuerza, pero también es posible que la reacción muscular del ocupante que percibe la proximidad de la colisión hubiera prevenido el impacto a tan baja velocidad. No obstante, existe el caso del conductor despistado y el pasajero delantero dormido que presentarían analogía con esta situación. No obstante, es destacable que las fuerzas superiores a 100 N se dieron en todos los casos con despliegue del airbag, sugiriendo que esta situación probablemente se daría en al menos un porcentaje muy alto de los casos. En los ensayos estáticos, además, la prueba sin gafas mostró una fuerza ejercida sobre el hueso nasal inferior a los casos con gafas, por lo que podemos suponer que en las gafas también jugaron un papel importante en el resultado de los ensayos dinámicos. Si bien los impactos sobre huesos frontales o cigomáticos en estos ensayos dinámicos seguirían en principio produciendo fuerzas por debajo del umbral de fractura del hueso sano,¹⁵⁹ nos encontramos con la posibilidad de superar los umbrales de fractura orbitaria (26.5 N¹⁴³) por la transmisión de fuerza ejercida sobre el hueso cigomático. En los Ensayos 3 y 4, esta fue de sólo 17 N, aproximadamente, pero en el Ensayo 2, sólo 5 km/h más rápido que los otros, ya se alcanzaron 26,4 y 27,8 N de fuerza sobre

ese hueso (montura rígida y cristal mineral; Tabla 14 en la página 87). Por lo tanto, cabe plantearse el diseño de las monturas adecuadas para prevenir una presión excesiva.

5.3.5. Colisión frontal con despliegue del airbag y lesión cervical

Finalmente, abordamos una lesión algo más alejada del estudio de los mecanismos de lesión con gafas al desplegarse el airbag. Hemos aprovechado la excelente posibilidad que ofrecía la cabeza FOCUS con su sensor en la columna cervical para explorar también la lesión cervical en las colisiones frontales con despliegue de airbag. Consideramos que tenía interés valorar el momento de fuerza y las fuerzas soportadas por la columna cervical en los ensayos dinámicos porque, a diferencia del síndrome de latigazo, la lesión cervical en colisión frontal cuenta con menos representación en la literatura. En este análisis, la investigación con maniqués presenta, una carencia importante, que es la ausencia de respuesta muscular por parte del ocupante. Esta es una carencia que se abordó en las primeras investigaciones con cadáveres¹⁷² y sigue siendo hoy objeto de estudio y modelización para acercar el máximo posible a la realidad los resultados de los estudios de cinemática de la columna.^{72,155,158,173-179} Nuevamente, en nuestra metodología nos hemos centrado en colisiones ortogonales, si bien es probable que el conductor sea consciente de la aproximación de un obstáculo y, ante la posibilidad de una colisión frontal a baja velocidad, el comportamiento de protección o evitación de una víctima de accidente puede ser muy variado. Dependiendo del tiempo del que disponga, básicamente podrá frenar o girar el volante para evitar chocar de frente. Se sabe que, ante un tiempo de reacción muy corto, la respuesta suele ser girar el volante,¹⁸⁰ lo que genera impactos no ortogonales. A esto se suma la reacción muscular, posiblemente para intentar evitar el movimiento del cuerpo hacia delante, el desplazamiento más obvio, según el cerebro del sujeto perciba el tiempo hasta la colisión.¹⁸¹ Quizás esta reacción modifique también las fuerzas analizadas sobre estructuras de la cara (cuestión en la que no hemos entrado por su complejidad) pero no podemos dejar de mencionarlo en este punto porque, sin duda, tendrá repercusiones sobre la región cervical. Kumar et al. realizaron un estudio electromiográfico con voluntarios que fueron sometidos a un impacto anterolateral (45°) a velocidades entre 18 y 48 km/h y determinaron la participación de los músculos esternocleidomastoideos, trapecios y esplenios del cuello. Curiosamente, la contracción voluntaria era menor cuando la colisión era esperada.¹⁷⁷ Continuaron su investigación probando mecanismos de lesión tipo latigazo en colisión frontal con la cabeza lateralizada, y determinaron el riesgo de lesión es mayor en el trapecio ipsilateral a la posición de la cabeza.¹⁷⁸ En este sentido, la modelización de elementos finitos ha hecho algunos progresos para simular el efecto de la musculatura, ligamentos, las vértebras, cartílago y discos intervertebrales sobre los movimientos del cuello en colisiones desde diferentes ángulos (frontal, trasero, lateral,...), comparando los resultados con colisiones reales de voluntarios y cadáveres,^{72,158,172,174} y estableciendo la

participación de estos mismos músculos en las colisiones frontales.¹⁵⁵ Encontramos limitaciones para comparar nuestros resultados con los umbrales mencionados en algunos de estos estudios, en los que las aceleraciones y deceleraciones se dan en gramos, que no son unidades directamente transformables o comparables con los umbrales de lesión publicados en N × m.

Así pues, centrándonos exclusivamente en el impacto frontal, ortogonal y sin intervención de la musculatura, nuestros ensayos mostraron momentos de la columna cervical entre 24,5 y 42.8 N·m en aquellas pruebas en las que se desplegó el airbag, siendo el valor superior el de velocidad 45 km/h más que en el ensayo con menor momento, y estas fuerzas rondan o superan con un amplio margen los 25 N·m para lesión cervical en el caso de colisión trasera.⁹ Respecto al umbral de lesión para el movimiento de flexión del cuello en la literatura, algunos estudios con cadáveres establecen un momento de 59,4 N·m para flexión estática y un límite de 189 N·m de tolerancia en flexión dinámica.¹⁸² Informes más recientes con voluntarios establecen que el cuello puede sufrir momentos de flexión de 190 N·m sin experimentar lesión,¹⁶⁶ que es el límite de tolerancia usado por la NHTSA estadounidense y, en este caso, podemos suponer que con cierta intervención de una reacción muscular.¹⁶⁵ Por lo tanto, según estos datos y los momentos registrados en nuestro estudio, no se prevería una lesión cervical en estas condiciones. Estos datos pueden ser útiles en la Medicina Legal y del Trabajo, al indicar como improbables las lesiones cervicales en accidentes con condiciones similares a las de nuestro estudio: aquellas en cuyo peritaje se determine que no se han excedido las velocidades probadas en este trabajo (frontera aparente entre los 20 y los 27 km/h) o aquellas en las que se dio una deceleración umbral menor a la programada para el despliegue del airbag (velocidad de 19 km/h; es decir, casos en los que un airbag perfectamente funcional no se haya desplegado). La consecuencia práctica de este trabajo, sería un aporte de argumentos para los arbitrajes de casos médico-legales de accidentes colisión a baja velocidad en estas condiciones.

CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

1. Es esencial el apoyo de las autoescuelas para enfatizar la necesidad de respetar las distancias de > 25 cm del tronco al volante, establecidas ya como distancias de seguridad, para permitir la correcta actuación de los mecanismos de retención en caso de accidente. También sería conveniente recordar que no debe reducirse dicha distancia al montarse pasajeros en los asientos posteriores en vehículos utilitarios.
2. La distancia del torso al volante podría no ser una referencia clara a la hora de considerar una distancia segura de conducción y quizás se podrían ofrecer también referencias de distancia del rostro al centro del volante, dada la frecuencia de distancias demasiado cortas, especialmente entre la población de baja estatura y la que conduce vehículos de pequeño tamaño.
3. Sería recomendable que los fabricantes de gafas comprobasen que sus gafas tienen un mínimo de resistencia ante un golpe de la magnitud comprobada y que las gafas comprobadas recibieran un etiquetado informativo. Así mismo, el tamaño del marco podría ser una referencia que seguir explorando para establecer la seguridad de las gafas usadas para la conducción. Creemos que, dados los valores de presión observados en usuarios de gafas, también existe lugar para mejorar los adaptadores nasales de las gafas.
4. Los pacientes operados de cataratas, glaucoma, trasplante o cirugía refractiva deberían ser informados y ser conscientes del riesgo de sufrir lesiones oculares graves en caso de colisión. Posiblemente deberían recibir consejo sobre la conveniencia de llevar unas gafas protectoras, que se fijen a la cabeza, diseñadas para controlar la distribución de fuerzas en caso impacto, al menos durante los periodos de cicatrización o permanentemente en casos de particular riesgo. También sería recomendable que se sentaran en los asientos traseros del vehículo cuando circulen como pasajeros.
5. Para los médicos, especialmente para los oftalmólogos, es importante recordar el deber de incorporar a la documentación escrita de los procesos de autorización y consentimiento informado para intervenciones quirúrgicas la información sobre la disminución de la resistencia del globo ocular ante cualquier tipo de impacto, ya sea el caso del airbag o circunstancias de golpes de la práctica deportiva u otras de la vida ordinaria. De aquí se pueden derivar recomendaciones concretas adaptadas al caso de cada paciente tras su cirugía.

6. De forma general, podría ser de interés que los fabricantes de airbag prosiguieran en la optimización de la modulación del despliegue de los airbag en relación a la magnitud del accidente y a la complejidad o estatura del conductor y las del ocupante del asiento del copiloto. Un inflado acorde con la magnitud de la deceleración y teniendo en cuenta las distancias del ocupante respecto al volante podría reducir las lesiones traumáticas que se han documentado en los casos de despliegue a baja velocidad, en particular, los riesgos analizados sobre los huesos de la cara, incluyendo la órbita ocular. Asimismo puede seguir siendo de interés progresar en los diseños de dirección de inflado como se está observando en algunos casos.

7. El momento causado por los impactos frontales ortogonales a baja velocidad probados en este trabajo no parece alcanzar el límite de tolerancia de estructuras osteo-ligamentosas del cuello documentado en la literatura, por lo que no se preverían lesiones de este tipo en estas colisiones. Estos datos podrían servir de base en el marco de la Medicina Legal y del Trabajo durante el arbitraje de lesiones en colisiones con las características de las investigadas en este estudio. No obstante, nuestra metodología no contempla variaciones en el ángulo de colisión o los efectos de la musculatura y tejidos blandos en el comportamiento biomecánico del cuello, por lo que no se pueden descartar lesiones relacionadas con estructuras asociadas, que pueden ser abordadas en estudios con voluntarios monitorizados mediante electromiografía.

BIBLIOGRAFÍA

7. BIBLIOGRAFÍA

1. OMS. Global status report on road safety. Time for Action. Ginebra: Organización Mundial de la Salud. Dept de prevención de la violencia y las lesiones; 2009 (Consultado: octubre 2013). Disponible en: <http://www.un.org/ar/roadsafety/pdf/roadsafetyreport.pdf>.
2. OMS. World report on road traffic injury prevention. Ginebra: Organización Mundial de la Salud; 2004 (Consultado: mayo 2014). Disponible en: <http://whqlibdoc.who.int/publications/2004/9241562609.pdf?ua=1>.
3. OMS. The global burden of disease: 2004 update. Ginebra: Organización Mundial de la Salud; 2008 (Consultado: octubre 2013). Disponible en: http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/2004_report_update/en/index.html.
4. Blincoe L, Seay A, Zaloshnja E, Miller T, Romano E, Luchter S, et al. The economic impact of motor vehicle crashes, 2000. Tech Rep DOT HS. Washington D.C.2002. p. 446.
5. IRTAD. Road Safety annual report 2011: International Traffic Safety Data Analysis Group; 2011 (Consultado: noviembre 2013). Disponible en: <http://www.internationaltransportforum.org/irtadpublic/pdf/11IrtadReport.pdf>.
6. Dirección General de Tráfico. Indicador rápido de accidentalidad en carretera año 2011: Dirección General de Tráfico; 2012 (Consultado: Septiembre 2013). Disponible en: http://www.dgt.es/was6/portal/contenidos/documentos/seguridad_vial/estadistica/acidentes_24horas/resumen_anual_siniestralidad/resumen_siniestralidad039.pdf.
7. Arregui-Dalmases C, Luzón-Narro J, Seguí-Gómez M. Fundamentos de Biomecánica en las Lesiones por Accidente de Tráfico. Tráfico DGd, editor. Madrid: Editorial Grupo Ars XXI de Comunicación S.L.; 2007.
8. Federal Motor Vehicle Safety Standards and regulations. U.S. Department of Transportation. Standard No. 208; Occupant crash protection. [Internet]. [citado 30/02/2012]. Disponible en: <http://www.nhtsa.gov/cars/rules/import/fmvss/index.html>.
9. Luan F, Yang KH, Deng B, Begeman PC, Tashman S, King AI. Qualitative analysis of neck kinematics during low-speed rear-end impact. Clinical biomechanics. 2000;15(9):649-657.

10. Ferris JD. Health Connections Blog [Internet]. Fishers, Indiana EE.UU.2011. Disponible en: <http://www.hcfishers.com/how-whiplash-injures-the-neck/>.
11. West DH, Gough JP, Harper TK. Low speed collision testing using human subjects. *Accident Reconstr J.* 1993;5(3):22-26.
12. Croft AC. The biomechanical and kinematic differences between rear impact and frontal impact automobile crashes at low velocities [Resumen de Congreso]. *Journal of Biomechanics.* 2006;39(Supl. 1):S145.
13. Castro WH, Schilgen M, Meyer S, Weber M, Peuker C, Wortler K. Do "whiplash injuries" occur in low-speed rear impacts? *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* 1997;6(6):366-375.
14. Croft AC. Frontal crash tests at low velocities: Can injuries to volunteers result? *Dynamic Chiropractic* [Internet]. 2005. (Consultado: Octubre 2013). Disponible en: http://dcpracticeinsights.net/mpacms/dc/article.php?t=44&id=50300&no_paginate=true&p_friendly=true&no_b=true.
15. Kullgren A, Krafft M, Nygren Å, Tingvall C. Neck injuries in frontal impacts: influence of crash pulse characteristics on injury risk. *Accident Analysis & Prevention.* 2000;32(2):197-205.
16. Svensson MYY, Boström O, Davidsson J, Hansson HAA, Haland Y, Lövsund P, et al. Neck Injuries in Car Collisions. A Review Covering a Possible Injury Mechanism and the Development of a new Rear-impact Dummy. 1999 Whiplash Associated Disorders World Congress. 1999;32:167-175.
17. Croft AC, Eldridge TR. Human subject rear passenger symptom response to frontal car-to-car low-speed crash tests. *J Chiropr Med.* 2011;10(3):141-146.
18. van der Horst MJ. Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading: modelling and validation [Tesis doctoral]. Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven; 2002. Disponible en: <http://alexandria.tue.nl/extra2/200211336.pdf>. [Fecha de acceso: mayo 2012]

19. Huelke DF, Compton CP. Facial injuries in automobile crashes. *J Oral Maxillofac Surg.* 1983;41(4):241-244.
20. Schneider DC, Nahum AM. Impact Studies of Facial Bones and Skull. SAE Technical Paper. 1972;720965.
21. Murphy RX, Jr., Birmingham KL, Okunski WJ, Wasser T. The influence of airbag and restraining devices on the patterns of facial trauma in motor vehicle collisions. *Plastic and reconstructive surgery.* 2000;105(2):516-520.
22. Lim LH, Lam LK, Moore MH, Trott JA, David DJ. Associated injuries in facial fractures: review of 839 patients. *Br J Plast Surg.* 1993;46(8):635-638.
23. Hackle W, Hausberger K, Sailer R, Ulmer H, Gassner R. Prevalence of Cervical Spine Injuries in Patients with Facial Trauma. *Oral and Maxillofacial Surgery.* 2001;92(4):6.
24. Cormier J, Duma S. The epidemiology of facial fractures in automotive collisions. *Ann Adv Automot Med.* 2009;53:169-176.
25. European New Car Assessment Programme (NCAP). Technical information - Protocols: EuroNCAP; 2013 [actualizado en septiembre sw 2013].
Disponible en: <http://www.euroncap.com/technical/protocols.aspx>.
26. Guly CM, Guly HR, Bouamra O, Gray RH, Lecky FE. Ocular injuries in patients with major trauma. *Emergency medicine journal : EMJ.* 2006;23(12):915-917.
27. Civil ID, Schwab CW. The Abbreviated Injury Scale, 1985 revision: a condensed chart for clinical use. *J Trauma.* 1988;28(1):87-90.
28. Baker SP, O'Neill B, Haddon W, Jr., Long WB. The injury severity score: a method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care. *J Trauma.* 1974;14(3):187-196.
29. Pieramici DJ, Kuhn F. Frontal air bags and eye injury patterns in automobile crashes. *Arch Ophthalmol.* 2003;121(12):1807-1808; author reply 1808.

-
30. Federación española de asociaciones del sector óptico (FEDAO). Libro blanco de la visión en España. 1.^a ed. FEDAO, editor. Barcelona: FEDAO; 2009.
31. Torrents Gómez A, Escofet Soteras J. El estado de la visión de los conductores españoles. Barcelona: Asociación Visión y Vida; 2011 (Consultado: Octubre 2013).
Disponible en: <http://www.visionyvida.org/home/AF%20Estudio%20vyv%20v04.pdf>.
32. Gault JA, Vichnin MC, Jaeger EA, Jeffers JB. Ocular injuries associated with eyeglass wear and airbag inflation. *J Trauma*. 1995;38(4):494-497.
33. Leung AT, Rao SK, Lam DS. Traumatic partial unfolding of laser in situ keratomileusis flap with severe epithelial ingrowth. *J Cataract Refract Surg*. 2000;26(1):135-139.
34. Pearlman JA, Au Eong KG, Kuhn F, Pieramici DJ. Airbags and eye injuries: epidemiology, spectrum of injury, and analysis of risk factors. *Surv Ophthalmol*. 2001;46(3):234-242.
35. Shah S, Laiquzzaman M, Yeung I, Pan X, Roberts C. The use of the Ocular Response Analyser to determine corneal hysteresis in eyes before and after excimer laser refractive surgery. *Contact Lens and Anterior Eye*. 2009;32(3):123-128.
36. Uchio E, Ohno S, Kudoh K, Kadonosono K, Andoh K, Kisielwicz LT. Simulation of air-bag impact on post-radial keratotomy eye using finite element analysis. *J Cataract Refract Surg*. 2001;27(11):1847-1853.
37. Uchio E, Watanabe Y, Kadonosono K, Matsuoka Y, Goto S. Simulation of airbag impact on eyes after photorefractive keratectomy by finite element analysis method. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2003;241(6):497-504.
38. Shin JY, Choi JS, Oh JY, Kim MK, Lee JH, Wee WR. Evaluation of corneal biomechanical properties following penetrating keratoplasty using the ocular response analyzer. *Korean journal of ophthalmology : KJO*. 2010;24(3):139-142.
39. Lemley HL, Chodosh J, Wolf TC, Bogie CP, Hawkins TC. Partial dislocation of laser in situ keratomileusis flap by air bag injury. *Journal of refractive surgery*. 2000;16(3):373-374.
40. McDermott ML, Shin DH, Hughes BA, Vale S. Anterior segment trauma and air bags. *Arch Ophthalmol*. 1995;113(12):1567-1568.

-
41. Uchio E, Kadonosono K, Matsuoka Y, Goto S. Simulation of air-bag impact on an eye with transsclerally fixated posterior chamber intraocular lens using finite element analysis. *J Cataract Refract Surg.* 2004;30(2):483-490.
42. Kim JC, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Comparison of tensile and knot security properties of surgical sutures. *Journal of materials science Materials in medicine.* 2007;18(12):2363-2369.
43. Rana M, Savant V, Prydal JI. A study of slippage of various knot configurations. *Eye (London, England).* 2012;26(11):1491-1493.
44. Toshida H, Nakayasu K, Murakami A. In vivo observation of rigid gas-permeable contact lens fragments embedded in cornea. *Eye & contact lens.* 2009;35(2):105-107.
45. Newsom RS, Williamson TH. Globe perforation with frameless spectacles. *Br J Ophthalmol.* 2000;84(6):668-669.
46. Duma SM, Crandall JR. Eye injuries from airbags with seamless module covers. *J Trauma.* 2000;48(4):786-789.
47. White JE, McClafferty K, Orton RB, Tokarewicz AC, Nowak ES. Ocular alkali burn associated with automobile air-bag activation. *CMAJ.* 1995;153(7):933-934.
48. Anderson SK, Desai UR, Raman SV. Incidence of ocular injuries in motor vehicle crash victims with concomitant air bag deployment. *Ophthalmology.* 2002;109(12):2356-2358.
49. Brown JK, Jing Y, Wang S, Ehrlich PF. Patterns of severe injury in pediatric car crash victims: Crash Injury Research Engineering Network database. *J Pediatr Surg.* 2006;41(2):362-367.
50. Driver PJ, Cashwell LF, Yeatts RP. Airbag-associated bilateral hyphemas and angle recession. *Am J Ophthalmol.* 1994;118(2):250-251.
51. Leshner MP, Durrie DS, Stiles MC. Corneal edema, hyphema, and angle recession after air bag inflation. *Arch Ophthalmol.* 1993;111(10):1320-1322.
52. Han DP. Retinal detachment caused by air bag injury. *Arch Ophthalmol.* 1993;111(10):1317-1318.

53. Goldberg MA, Valluri S, Pepose JS. Air bag-related corneal rupture after radial keratotomy. *Am J Ophthalmol.* 1995;120(6):800-802.
54. Uchio E, Ohno S, Kudoh J, Aoki K, Kisielwicz LT. Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer. *Br J Ophthalmol.* 1999;83(10):1106-1111.
55. Foster JK, Kortge JO, Wolanin MJ. Hybrid III-A Biomechanically-Based Crash Test Dummy. SAE Technical Paper 1977;770938.
56. Kennedy EA, Duma SM, Depinet P, Morgan C, Beebe M, Roller R, et al. Design of an advanced headform for the prediction of eye and facial injuries. Fort Belvoir, VA: Department of Defense. USA, (DTIC) DTIC; 2006.
57. Kennedy EA, Inzana JA, McNally C, Duma SM, Depinet PJ, Sullenberger KH, et al. Development and validation of a synthetic eye and orbit for estimating the potential for globe rupture due to specific impact conditions. *Stapp Car Crash J.* 2007;51:381-400.
58. Crowley JS, Brozoski FT, Duma SM, Kennedy EA. Development of the Facial and Ocular Countermeasures Safety (FOCUS) headform. *Aviat Space Environ Med.* 2009;80(9):831.
59. Bisplinghoff JA, Duma SM. Evaluation of eye injury risk from projectile shooting toys using the focus headform - biomed 2009. *Biomed Sci Instrum.* 2009;45:107-112.
60. Kennedy EA, McNally C, Duma SM. Experimental techniques for measuring the biomechanical response of the eye during impact. *Biomed Sci Instrum.* 2007;43:7-12.
61. McFadden M, Powers J, Brown W, Walker M. Vehicle and driver attributes affecting distance from the steering wheel in motor vehicles. *Human factors.* 2000;42(4):676-682.
62. Segui-Gomez M, Levy J, Roman H, Thompson KM, McCabe K, Graham JD. Driver distance from the steering wheel: perception and objective measurement. *American journal of public health.* 1999;89(7):1109-1111.
63. Segui-Gomez M, Levy J, Graham JD. Airbag safety and the distance of the driver from the steering wheel. *The New England journal of medicine.* 1998;339(2):132-133.

64. Dirección General de Tráfico. Otros elementos de seguridad pasiva: el airbag, el casco, el reposacabezas. Madrid: Ministerio del Interior; 2009 (Consultado: Septiembre 2013). Disponible en: http://aplch.dgt.es/PEVI//documentos/catalogo_recursos/didacticos/did_adultas/airbag.pdf.
65. Goldstein DA. Airbag-related injuries in children: a MEDLINE search tip. *Ophthalmology*. 2001;108(6):1008-1009.
66. Lueder GT. Air bag-associated ocular trauma in children. *Ophthalmology*. 2000;107(8):1472-1475.
67. Motley WW, 3rd, Kaufman AH, West CE. Pediatric airbag-associated ocular trauma and endothelial cell loss. *J AAPOS*. 2003;7(6):380-383.
68. Duma SM, Jernigan MV, Stitzel JD, Herring IP, Crowley JS, Brozoski FT, et al. The effect of frontal air bags on eye injury patterns in automobile crashes. *Arch Ophthalmol*. 2002;120(11):1517-1522.
69. Sugg JR, Jr., Enzenauer RW. Airbag-related eye trauma: a review of current literature. *Curr Surg*. 2002;59(6):505-508.
70. Wrigley F, Hashemi K, Blakeley CJ. Ocular trauma related to airbag deployment. *Emergency medicine journal : EMJ*. 2003;20(5):490.
71. Bisplinghoff JA, McNally C, Manoogian SJ, Duma SM. Dynamic material properties of the human sclera. *J Biomech*. 2009;42(10):1493-1497.
72. Brolin K, Halldin P, Leijonhufvud I. The effect of muscle activation on neck response. *Traffic injury prevention*. 2005;6(1):67-76.
73. Duma SM, Kress TA, Porta DJ, Martin PG, Simmons RJ, Alexander CL. An experimental study of airbag impact to the orbit using an instrumented Hybrid III headform. *Biomed Sci Instrum*. 1997;33:59-64.
74. Lehto KS, Sulander PO, Tervo TM. Do motor vehicle airbags increase risk of ocular injuries in adults? *Ophthalmology*. 2003;110(6):1082-1088.

75. Stacey DH, Doyle JF, Gutowski KA. Safety device use affects the incidence patterns of facial trauma in motor vehicle collisions: an analysis of the National Trauma Database from 2000 to 2004. *Plastic and reconstructive surgery*. 2008;121(6):2057-2064.
76. Ahmad F, Kirkpatrick NA, Lyne J, Urdang M, Waterhouse N. Buckling and hydraulic mechanisms in orbital blowout fractures: fact or fiction? *The Journal of craniofacial surgery*. 2006;17(3):438-441.
77. Waterhouse N, Lyne J, Urdang M, Garey L. An investigation into the mechanism of orbital blowout fractures. *Br J Plast Surg*. 1999;52(8):607-612.
78. CGCOO-FEDAO. Libro Blanco de la visión en España 2013. Federación Española de Asociaciones del sector Óptico y Consejo General de Colegios de Ópticos-Optometristas, editor. Madrid 2013.
79. Road Safety Observatory (Reino Unido). *Crash Mitigation and Collision Avoidance*. Londres: Road Safety Observatory.; 2012.
80. Evans L. The effectiveness of safety belts in preventing fatalities. *Accid Anal Prev*. 1986;18(3):229-241.
81. Zador PL, Ciccone MA. Automobile driver fatalities in frontal impacts: air bags compared with manual belts. *American journal of public health*. 1993;83(5):661-666.
82. Lund AK, Ferguson SA. Driver fatalities in 1985-1993 cars with airbags. *J Trauma*. 1995;38(4):469-475.
83. Braver ER, Ferguson SA, Greene MA, Lund AK. Reductions in deaths in frontal crashes among right front passengers in vehicles equipped with passenger air bags. *JAMA*. 1997;278(17):1437-1439.
84. Crandall CS, Olson LM, Sklar DP. Mortality reduction with air bag and seat belt use in head-on passenger car collisions. *Am J Epidemiol*. 2001;153(3):219-224.
85. McGwin G, Jr., Metzger J, Porterfield JR, Moran SG, Rue LW, 3rd. Association between side air bags and risk of injury in motor vehicle collisions with near-side impact. *J Trauma*. 2003;55(3):430-434; discussion 434-436.

86. Cummins JS, Koval KJ, Cantu RV, Spratt KF. Risk of injury associated with the use of seat belts and air bags in motor vehicle crashes. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2008;66(4):290-296.
87. Cummings P, McKnight B, Rivara FP, Grossman DC. Association of driver air bags with driver fatality: a matched cohort study. *BMJ.* 2002;324(7346):1119-1122.
88. Brasel KJ, Quickel R, Yoganandan N, Weigelt JA. Seat belts are more effective than airbags in reducing thoracic aortic injury in frontal motor vehicle crashes. *J Trauma.* 2002;53(2):309-312; discussion 313.
89. Brookes C, Wang S, McWilliams J. Maxillofacial injuries in North American vehicle crashes. *Eur J Emerg Med.* 2003;10(1):30-34.
90. Batra S, Kumar S. Airbag-induced fatal subaxial cervical spinal cord injury in a low-velocity collision. *Eur J Emerg Med.* 2008;15(1):52-55.
91. Buyuk Y, Uzun I, Erkol Z, Agritmis H, Ustundag KT. Air bag-mediated fatal craniocervical trauma: a case report. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg.* 2010;16(4):379-381.
92. Levandoski RR. Lesiones cráneo-cérvico-faciales como consecuencia del despliegue de los airbag de los coches. *Ideas y trabajos odontostomatológicos.* 2001;2:116-122.
93. Antosia RE, Partridge RA, Virk AS. Air bag safety. *Ann Emerg Med.* 1995;25(6):794-798.
94. Roccia F, Servadio F, Gerbino G. Maxillofacial fractures following airbag deployment. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999;27(6):335-338.
95. Stewart TC, Girotti MJ, Nikore V, Williamson J. Effect of airbag deployment on head injuries in severe passenger motor vehicle crashes in Ontario, Canada. *J Trauma.* 2003;54(2):266-272.
96. Moriche Guerrero M. Estudio del Efecto del Cinturón de Seguridad y del Airbag en el Ocupante de un Vehículo en Caso de Colisión [Trabajo de Grado]: Universidad Carlos III; 2008. Disponible en: http://earchivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/5535/PFC_Manuel_Moriche_Guerrero.pdf?sequence=1. [Fecha de acceso: septiembre 2013]
97. Duma SM, Jernigan MV. The effects of airbags on orbital fracture patterns in frontal automobile crashes. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2003;19(2):107-111.

-
98. Hollands CM, Winston FK, Stafford PW, Shochat SJ. Severe head injury caused by airbag deployment. *J Trauma*. 1996;41(5):920-922.
99. Centro Zaragoza. El Airbag. [septiembre 2013]. Disponible en: <http://www.centrozaragoza.com/informacion/Publicaciones/EstudiosSV/#1>.
100. Cooper H, Thomas T. Ocular injuries related to airbag use. *Am J Emerg Med*. 2004;22(2):135-137.
101. Polland W, Ronnerstam R. [Eye injuries caused by air bags. The importance of information about alkaline aerosol]. *Lakartidningen*. 1995;92(22):2313-2314.
102. Velarde-Rodriguez JI. Seguimiento de la poligonalidad del endotelio corneal a los 6 meses de traumatismo ocular por airbag. *Arch Soc Canar Oftal*. 2000;11.
103. Fukagawa K, Hata S, Nakamura Y, Sugimoto T, Mashita T, Tsubota K, et al. [Corneal endothelium damage by air bag system]. *Nihon Ganka Gakkai Zasshi*. 1993;97(9):1053-1060.
104. Stein JD, Jaeger EA, Jeffers JB. Air bags and ocular injuries. *Trans Am Ophthalmol Soc*. 1999;97:59-82; discussion 82-56.
105. Gross KB, Koets MH, D'Arcy JB, Chan TL, Wooley RG, Basha MA. Mechanism of induction of asthmatic attacks initiated by the inhalation of particles generated by airbag system deployment. *J Trauma*. 1995;38(4):521-527.
106. Lee WB, O'Halloran HS, Pearson PA, Sen HA, Reddy SH. Airbags and bilateral eye injury: five case reports and a review of the literature. *J Emerg Med*. 2001;20(2):129-134.
107. Ikeda N, Ikeda T, Nagata M, Mimura O. Pathogenesis of transient high myopia after blunt eye trauma. *Ophthalmology*. 2002;109(3):501-507.
108. Baker RS, Flowers CW, Jr., Singh P, Smith A, Casey R. Corneoscleral laceration caused by air-bag trauma. *Am J Ophthalmol*. 1996;121(6):709-711.
109. Blackmon SM, Fekrat S, Setlik DE, Afshari NA. Posterior dislocation of a crystalline lens associated with airbag deployment. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(12):2431-2432.

-
110. Madreperla SA, Benetz BA. Formation and treatment of a traumatic macular hole. *Arch Ophthalmol*. 1997;115(9):1210-1211.
111. Ruiz-Moreno JM. Air bag-associated retinal tear. *Eur J Ophthalmol*. 1998;8(1):52-53.
112. Asaria RH, Zaman A, Sullivan PM. Retinitis sclopeteria associated with airbag inflation. *Br J Ophthalmol*. 1999;83(9):1094-1095.
113. Brandonisio TM, Newman TL. Hypotonous maculopathy and normal visual acuity secondary to post-traumatic cyclodialysis cleft. *Optometry*. 2002;73(10):620-625.
114. Scott IU, John GR, Stark WJ. Airbag-associated ocular injury and periorbital fractures. *Arch Ophthalmol*. 1993;111(1):25.
115. Levy RL, Geist CE, Miller NR. Isolated oculomotor palsy following minor head trauma. *Neurology*. 2005;65(1):169.
116. Rother T, Riechelmann H, Gronau S. [Secondarily accelerated foreign bodies as a source of danger from airbag deployment]. *HNO*. 2006;54(12):967-970.
117. Bendeddouche K, Assaf E, Emadisson H, Forestier F, Salvanet-Bouccara A. [Air bags and eye injuries: chemical burns and major traumatic ocular lesions--a case study]. *J Fr Ophtalmol*. 2003;26(8):819-823.
118. Schmitt-Bernard CF, Arnaud B. [Ocular trauma and caustic burns by air bags]. *J Fr Ophtalmol*. 1998;21(3):220-222.
119. Parlamento y Consejo Europeo. Directiva 96/79/CE del Parlamento Europeo y del Consejo de 16 de diciembre de 1996 relativa a la protección de los ocupantes de los vehículos de motor en caso de colisión frontal y por la que se modifica la Directiva 70/156/CEE. 1996. p. 43.
120. Bjornstig U, Haraldsson PO, Polland W, Sandstrom T. [Awareness of the risk of air bag-associated injuries essential]. *Lakartidningen*. 2002;99(28-29):3022-3026.
121. Duma SM, Kress TA, Porta DJ, Woods CD, Snider JN, Fuller PM, et al. Airbag-induced eye injuries: a report of 25 cases. *J Trauma*. 1996;41(1):114-119.

122. McKay MP, Jolly BT. A Retrospective Review of Air Bag Deaths. *Academic Emergency Medicine*. 1999;6(7):708-714.
123. Dirección General de Tráfico. Cuestiones de seguridad vial, conducción eficiente, medio ambiente y contaminación. Madrid: Ministerio del Interior, DGT; 2011 (Consultado: septiembre 2013).
Disponible en: http://www.dgt.es/was6/portal/contenidos/documentos/formacion_educacion/cursos_prof_autoescuelas/XIV_Curso_25_CuestionesSegVial.pdf.
124. Kuhn F, Morris R, Witherspoon CD, Byrne JB, Brown S. Air bag: friend or foe? *Arch Ophthalmol*. 1993;111(10):1333-1334.
125. Hampson D. Facial injury: a review of biomechanical studies and test procedures for facial injury assessment. *J Biomech*. 1995;28(1):1-7.
126. Corazza M, Trincone S, Virgili A. Effects of airbag deployment: lesions, epidemiology, and management. *American journal of clinical dermatology*. 2004;5(5):295-300.
127. Melvin JW, Horsch JD, McCleary JD, Wideman LC, Jensen JL, Wolanin MJ, editores. Assessment of Airbag Deployment Loads with the Small Female Hybrid III Dummy. 37th Stapp Car Crash Conference; 1993; Warrendale, PA (EE. UU.): Society of Automotive Engineers.
128. Criado AL, Lopez PB, Alonso AG. Permanent visual loss secondary to airbag deployment. *Acta Ophthalmol*. 2010;88(8):e341.
129. McGwin G, Jr., Owsley C. Risk factors for motor vehicle collision-related eye injuries. *Arch Ophthalmol*. 2005;123(1):89-95.
130. Maharshak I, Bourla D, Grinbaum A, Weinberger D, Axer-Siegel R. Airbag-induced bilateral corneal graft dehiscence. *Cornea*. 2005;24(1):110-111.
131. Duma SM, Rath AL, Jernigan MV, Stitzel JD, Herring IP. The effects of depowered airbags on eye injuries in frontal automobile crashes. *Am J Emerg Med*. 2005;23(1):13-19.
132. Najjar DM, Rapuano CJ, Cohen EJ. Descemet membrane detachment with hemorrhage after alkali burn to the cornea. *Am J Ophthalmol*. 2004;137(1):185-187.

133. Sugg Jr. JR, Enzenauer RW. Airbag-related eye trauma: a review of current literature. *Curr Surg.* 2002;59:505-508.
134. Schrader W, Gramer E, Goldmann F, Marcus U. [Penetrating and perforating eye injuries in 343 patients due to auto accidents before and after compulsory seat belt legislation resulting in fines (1966-1998)]. *Klin Monbl Augenheilkd.* 2000;217(1):23-29.
135. Tsuda Y, Wakiyama H, Amemiya T. Ocular injury caused by an air bag for a driver wearing eyeglasses. *Jpn J Ophthalmol.* 1999;43(3):239-240.
136. Singer HW. Potential air bag-related eye injuries require special ER attention. *J Ophthalmic Nurs Technol.* 1998;17(1):21-22.
137. Sastry SM, Copeland RA, Jr., Mezghebe H, Siram SM. Retinal hemorrhage secondary airbag-related ocular trauma. *J Trauma.* 1995;38(4):582.
138. Norden RA, Perry HD, Donnenfeld ED, Montoya C. Air bag-induced corneal flap folds after laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol.* 2000;130(2):234-235.
139. Ramirez M, Quiroz-Mercado H, Hernandez-Quintela E, Naranjo-Tackman R. Traumatic flap dislocation 4 years after LASIK due to air bag injury. *Journal of refractive surgery.* 2007;23(7):729-730.
140. Vinger PF. Injury to the postsurgical eye. En: Kuhn F, Pieramici DJ, editores. *Ocular trauma Principle and practice.* Nueva York, EE. UU.: Thieme; 2002. págs. 280-292.
141. Muñoz Morales A, Ruiz Lapuente C. Airbag-induced eye injuries using eyewear. [Abstract presented at EVER 2004 (e2125) Portugal]. *Ophthalmic Research.* 2004;36(Supl. 1).
142. Clarke J, Newsom R, Canning C. Ocular trauma with small framed spectacles. *Br J Ophthalmol.* 2002;86(4):484.
143. Gilliland GD, Gilliland G, Fincher T, Harrington J, Gilliland JM. Assessment of biomechanics of orbital fracture: a study in goats and implications for oculoplastic surgery in humans. *Am J Ophthalmol.* 2005;140(5):868-876.

144. Kennedy EA, Ng TP, McNally C, Stitzel JD, Duma SM. Risk functions for human and porcine eye rupture based on projectile characteristics of blunt objects. *Stapp Car Crash J.* 2006;50:651-671.
145. Duma SM, Ng TP, Kennedy EA, Stitzel JD, Herring IP, Kuhn F. Determination of significant parameters for eye injury risk from projectiles. *J Trauma.* 2005;59(4):960-964.
146. Ball DC, Bouchard CS. Ocular morbidity associated with airbag deployment: a report of seven cases and a review of the literature. *Cornea.* 2001;20(2):159-163.
147. Alfonsin G. El airbag frontal del C4 Cactus ¿sale del techo! 2014 [actualizado el febrero de 2014]. Disponible en: <http://es.autoblog.com/2014/02/08/el-airbag-frontal-del-c4-cactus-sale-del-techo/>.
148. Steinemann TL, Baltz TC, Lam BL, Soulsby M, Walls RC, Brown HH. Mini radial keratotomy reduces ocular integrity: Axial compression in a postmortem porcine eye model. *Ophthalmology.* 1998;105(9):1739-1744.
149. Uchio E, Kadonosono K. Are airbags a risk for patients after radial keratotomy? *Br J Ophthalmol.* 2001;85(6):640-642.
150. Kappelhof JP, Swart W, Willekens BL. A comparison between three brands of 10.0 nylon sutures. *Documenta ophthalmologica Advances in ophthalmology.* 1989;72(3-4):209-213.
151. Clark D, Fleming W, Bosanquet R, Down E. Load bearing and deformation characteristics of monofilament nylon 66 and their implications for ophthalmic surgery. *Physics in medicine and biology.* 1996;41(7):1233-1242.
152. Brauner SC, Berry JL, Pye J, Lee EG, Rhee DJ. Effect of saline conditions on the tensile strength of ophthalmic sutures. *Ophthalmic surgery, lasers & imaging : the official journal of the International Society for Imaging in the Eye.* 2011;42(2):148-151.
153. Shuttleworth GN, Vaughn LF, Hoh HB. Material properties of ophthalmic sutures after sterilization and disinfection. *J Cataract Refract Surg.* 1999;25(9):1270-1274.
154. Cataract surgery projected to rapidly grow in next 10 years in Europe. *Ocular Surgery News Europe.* 2011.

155. Hedenstierna S, Halldin P, Siegmund GP. Neck muscle load distribution in lateral, frontal, and rear-end impacts: a three-dimensional finite element analysis. *Spine*. 2009;34(24):2626-2633.
156. Van der Linden WJ. Dislocated fracture of the mandibular condylar process after airbag deployment: report of a case. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002;60(1):113-115.
157. Lee IJ, Lee JJ, Bae JH, Hwang E, Lee S, Cho M, et al. Significance of osteoporosis in facial bone density using computed tomography. *The Journal of craniofacial surgery*. 2013;24(2):428-431.
158. Panzer MB, Fice JB, Cronin DS. Cervical spine response in frontal crash. *Medical engineering & physics*. 2011;33(9):1147-1159.
159. Mattucci SF, Moulton JA, Chandrashekar N, Cronin DS. Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2012;10:216-226.
160. Liu Y, Li JY, Zhao WD. [Finite element analysis of the biomechanics of human mandible in response to impact force]. *Nan fang yi ke da xue xue bao = Journal of Southern Medical University*. 2008;28(1):70-72.
161. Viano DC, Bir C, Walilko T, Sherman D. Ballistic impact to the forehead, zygoma, and mandible: comparison of human and frangible dummy face biomechanics. *J Trauma*. 2004;56(6):1305-1311.
162. Tuchtan L, Piercecchi-Marti M-D, Bartoli C, Boisclair D, Adalian P, Léonetti G, et al. Forces transmission to the skull in case of mandibular impact. *Forensic Science International*. 252:22-28.
163. Hopper R, McElhaney J, Myers B. Mandibular and Basilar Skull Fracture Tolerance. *SAE Technical papers*. 1994:942213. DOI: 942210.944271/942213.
164. Corazza M, Trincone S, Zampino MR, Virgili A. Air bags and the skin. *Skinmed*. 2004;3(5):256-258.
165. Eppinger R, Sun E, Bandak F, Haffner M, Khaewpong N, Maltese MR. Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems - II1999.(Consultado: octubre 2013). Disponible en: <https://www.google.es/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=>

[s&source=web&cd=1&ved=0CDEQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.nhtsa.gov%2FDOT%2FNHTSA%2FNRD%2FMultimedia%2FPDFs%2FCrashworthiness%2FAir%2520Bags%2Frev_criteria.pdf&ei=bFi8UualL6em0QXRzIEg&usq=AFQjCNE8FexktpKqiUtLN8C_hJIEbrpBcg&bvm=bv.58187178,d.d2k&cad=rja](https://www.nhtsa.gov/FDOT/FNHTSA/FNRD/Multimedia/FPDFs/FCrashworthiness/FAir/2520Bags/Frev_criteria.pdf&ei=bFi8UualL6em0QXRzIEg&usq=AFQjCNE8FexktpKqiUtLN8C_hJIEbrpBcg&bvm=bv.58187178,d.d2k&cad=rja).

166. NATO Science and Technology Organization. Test Methodology for Protection of Vehicle Occupants against Anti-Vehicular Landmine Effects. Annex G – Supplemental information on neck injury

assessment 2007. (Consultado: octubre 2014). Disponible en: <http://ftp.rta.nato.int/public/FullText/RTO/TR/RTO-TR-HFM-090/TR-HFM-090-ANN-G.pdf>.

167. Humanetics. New Obese Crash Test Dummy 2. <http://www.humaneticsatd.com/about-us/press-releases/new-obese-crash-test-dummy>. 2015.

168. Golman AJ, Danelson KA, Stitzel JD. Robust human body model injury prediction in simulated side impact crashes. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2015:1-16.

169. Iraeus J, Lindquist M, Wistrand S, Sibgard E, Pipkorn B. Evaluation of chest injury mechanisms in nearside oblique frontal impacts. *Ann Adv Automot Med*. 2013;57:183-196.

170. Iwamoto M, Nakahira Y, Kimpara H. Development and Validation of the Total Human Model for Safety (THUMS) Toward Further Understanding of Occupant Injury Mechanisms in Pre-crash and During Crash. *Traffic injury prevention*. 2015;16 Suppl 1:S36-48.

171. Paas R, Davidsson J, Brodin K. Head kinematics and shoulder biomechanics in shoulder impacts similar to pedestrian crashes--a THUMS study. *Traffic injury prevention*. 2015;16(5):498-506.

172. Kallieris D, Mattern R, Wisnans J. [Stress and kinematic analysis of the head and neck in frontal collision. A comparison of voluntary probands and postmortem human test cadavers]. *Beiträge zur gerichtlichen Medizin*. 1989;47:235-241.

173. Dibb AT, Cox CA, Nightingale RW, Luck JF, Cutcliffe HC, Myers BS, et al. Importance of muscle activations for biofidelic pediatric neck response in computational models. *Traffic injury prevention*. 2013;14 Suppl:S116-127.

174. Fice JB, Cronin DS, Panzer MB. Cervical spine model to predict capsular ligament response in rear impact. *Annals of biomedical engineering*. 2011;39(8):2152-2162.
175. Hedenstierna S, Halldin P. How does a three-dimensional continuum muscle model affect the kinematics and muscle strains of a finite element neck model compared to a discrete muscle model in rear-end, frontal, and lateral impacts. *Spine*. 2008;33(8):E236-245.
176. Iwamoto M, Nakahira Y, Kimpara H, Sugiyama T, Min K. Development of a human body finite element model with multiple muscles and their controller for estimating occupant motions and impact responses in frontal crash situations. *Stapp Car Crash J*. 2012;56:231-268.
177. Kumar S, Ferrari R, Narayan Y. Cervical muscle response to whiplash-type right anterolateral impacts. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2004;13(5):398-407.
178. Kumar S, Ferrari R, Narayan Y. Turning away from whiplash. An EMG study of head rotation in whiplash impact. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2005;23(1):224-230.
179. Sacher N, Frayne RJ, Dickey JP. Investigating cervical muscle response and head kinematics during right, left, frontal and rear-seated perturbations. *Traffic injury prevention*. 2012;13(5):529-536.
180. Hancock PA, de Ridder SN. Behavioural accident avoidance science: understanding response in collision incipient conditions. *Ergonomics*. 2003;46(12):1111-1135.
181. Coull JT, Vidal F, Goulon C, Nazarian B, Craig C. Using time-to-contact information to assess potential collision modulates both visual and temporal prediction networks. *Frontiers in human neuroscience*. 2008;2:10.
182. Mertz HJ, Patrick LM. Strength and Response of the Human Neck. 15th Stapp Car Crash Conf; Nueva York, EE. UU.: SAE Inc.; 1971. págs. 207-255.