

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA**



**TRABAJO DE FIN DE GRADO**

**Resistencia al impacto de materiales para lentes oftálmicas**

**MEMORIA PRESENTADA POR**

**Danilo Augusto Cavalcante Neves**

**Felipe Gong Chen**

**BAJO LA DIRECCIÓN DE:**

**Aurora Lasagabáster Latorre**

**M<sup>a</sup> Ulagares de la Orden Hernández**

Curso 2019-2020

Madrid, 16 de junio de 2020

## Consentimiento y compromiso de entrega para evaluación de la memoria del Trabajo Fin de Grado

Madrid, a 16 de Junio de 2020

D. **Danilo Augusto Cavalcante Neves**, con DNI: **52058212N** declara que el documento de la memoria del TFG que presenta para su evaluación, a través del Campus Virtual de la asignatura de TFG, es el mismo que se ha cargado en la aplicación Turnitin para obtención del certificado de similitud y la aprobación del tutor/es.

Fdo: \_\_\_\_\_

Madrid, a 16 de Junio de 2020

D. **Felipe Gong Chen**, con DNI: **52053597C** otorga su consentimiento para que D. **Danilo Augusto Cavalcante Neves**, con DNI: **52058212N** presente en su nombre la memoria del Trabajo Fin de Grado titulado: **Resistencia al impacto de materiales para lentes oftálmicas**, tutorizado por el/los tutor/es **Aurora Lasagabáster Latorre y María Ulagares de la Orden Hernández**.

Fdo: \_\_\_\_\_

## **AGRADECIMIENTOS**

Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a todas aquellas personas que han colaborado para que pudiésemos realizar este Trabajo de Fin de Grado.

En primer lugar, cabe mencionar a nuestra tutora Aurora Lasagabáster, a quien agradecemos especialmente por su tiempo y dedicación invertidos en este proyecto, además de todos los conocimientos que nos ha transmitido a lo largo de estos cinco meses. Gracias por enseñarnos y animarnos siempre.

De igual manera, agradecer a M<sup>a</sup> Ulagares de la Orden, también tutora de este trabajo, por ayudarnos con nuestras dudas y aportar muchas ideas de gran valor.

Asimismo, agradecemos a las empresas Panóptica, Prats y a la óptica Virgen del Cortijo, por suministrarnos las lentes utilizadas en este trabajo, sin ellas no habríamos podido llevarlo a cabo.

Por último, damos las gracias a nuestras familias, por el apoyo incondicional que siempre nos han brindado, no solo durante este proyecto, sino ante todas las metas y sueños que se nos han presentado a lo largo de nuestras vidas. Sin ellos, no estaríamos donde estamos, ni seríamos las personas que somos a día de hoy.

Gracias a todos ellos hemos podido llevar a cabo este trabajo para finalizar así estos cuatro magníficos años de formación en la Facultad de óptica y Optometría de la Universidad Complutense de Madrid

## **GLOSARIO DE TÉRMINOS**

ANSI: Normativa del Instituto Nacional Estadounidense de Estándares

AR: Recubrimiento antirreflejante

AS/NZS: Normativa de Australia y Nueva Zelanda

CR-39: Poli(carbonato de dialildietilenglicol)

FDA: Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos

MCI: Compañía Mitsui Chemical

PC-BPA: Policarbonato de Bisfenol A

PMMA: Polimetacrilato de metilo

PPG: Compañía Pittsburg Plate Glass

PS: Polisulfuro

PVA: Poli(alcohol vinílico)

PVC: Poli(cloruro de vinilo)

RD: Recubrimiento de dureza

TAC: Triacetato de celulosa

UNE: Normativa de la Asociación Española de Normalización y Certificación

UNE-EN: Normativa de la Asociación Española de Normalización y Certificación que cumple con los estándares europeos

UNE-EN-ISO: Normativa de la Asociación Española de Normalización y Certificación que cumple con los estándares europeos e internacionales

USIER: Registro de lesiones oculares de los Estados Unidos.

## ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN .....	1
2. OBJETIVO .....	4
3. ESTADO DEL ARTE.....	4
3.1. Resistencia al impacto, método de medida y normativa .....	4
3.2. Factores que afectan a la resistencia al impacto de los materiales para lentes oftálmicas .	8
3.2.1. Composición química y estructura .....	8
3.2.2. La influencia del espesor del material.....	14
3.2.3. La influencia de los tratamientos superficiales del material.....	14
3.2.4. La influencia del envejecimiento .....	15
3.2.5. Monturas .....	16
4. PARTE EXPERIMENTAL .....	16
4.1. Búsqueda bibliográfica en base de datos.....	16
4.2. Materiales.....	17
4.3. Métodos experimentales.....	17
4.3.1. Método de caída de bola.....	18
4.3.2. Impacto con velocidad de lentes insertadas en monturas .....	18
5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	19
6. CONCLUSIONES .....	23
7. BIBLIOGRAFÍA .....	26
8. ANEXO.....	30

## 1. INTRODUCCIÓN

No cabe duda de que la visión es un pilar fundamental en la vida del ser humano. A medida que nuestros antepasados evolucionaron, este sentido pasó a cobrar cada vez más protagonismo, hasta tal punto que, en la actualidad, se ha convertido en nuestra principal herramienta a la hora de percibir el entorno en el que vivimos<sup>1</sup>. En los últimos siglos, con la popularización del uso de lentes oftálmicas, debido a la gran cantidad de población que sufre errores refractivos, éstas pasaron a suponer una fuente de peligro adicional en caso de impacto o accidente, ya que su rotura puede ocasionar daños oculares graves que en algunos casos producen la pérdida de visión.

A modo de ejemplo, el estudio clínico de Liu y col., que recopila información acerca de 80 pacientes hospitalizados en Taiwán por lesiones oculares penetrantes en caso de accidente o golpe, revela que las lentes oftálmicas son una de las principales causas, representando un 7,7% de los casos reportados, además de las tijeras (13,5%), lápiz o bolígrafos (12,2%) y cuchillos (6,4%)<sup>2</sup>. Con el objetivo de prevenir este tipo de situaciones, se han publicado interesantes trabajos de revisión acerca de los casos de daños oculares asociados al uso de lentes oftálmicas, llegando a la conclusión de que éstos se producen mayoritariamente en la práctica de deportes o en ambientes laborales<sup>34</sup>.

En cuanto a los deportes, en 1977 Christianson y col. analizaron 16 casos de lesiones oculares relacionados con el uso de lentes oftálmicas, llegando a la conclusión de que el 40% de los casos se producían durante la práctica del deporte<sup>5</sup>. Posteriormente, los resultados publicados en el Registro de lesiones oculares de los Estados Unidos (USIER) del 2000, concluyeron que un 13% de las lesiones registradas correspondían a actividades deportivas<sup>6</sup>.

Por otra parte no todos los deportes presentan el mismo riesgo, Sports Medicine Australia, una organización especializada en la medicina del deporte y en la ciencia deportiva, elaboró en 2015 una clasificación de los deportes según el riesgo teniendo en cuenta la gravedad de lesiones<sup>7</sup>. Pueden ser de alto riesgo: airsoft, paintball, bádminton, béisbol, baloncesto, cricket, hockey, squash, tenis, lacrosse y esgrima. En

el nivel de riesgo moderado incluyen: fútbol americano, rugby, fútbol, tiro con arco, voleibol y waterpolo. Por último, se consideran de bajo riesgo: atletismo, ciclismo, esquí, remo, natación y esquí acuático. Sin embargo, una recopilación de lesiones oculares relacionadas con el deporte pone de manifiesto que el fútbol es el deporte con mayor prevalencia (62,5%), en segundo lugar, se encuentra el squash (10,4%), seguido del cricket (6,3%). Tanto el bádminton como el rugby, tenis, béisbol y golf presentan una prevalencia inferior al 5%. Cabe destacar que un 81,2% de las lesiones se dan en situaciones en las que existe un contacto directo de un balón con el ojo <sup>8</sup>. En la misma línea, cabe destacar los trabajos de revisión de Tauste y col. y Daín, ambos publicados en 2016, en los que, además de evaluar los riesgos de los distintos deportes, se recogen los equipos de protección recomendados y la normativa internacional asociada, haciendo hincapié en el hecho de que dichos equipos no pueden suponer un riesgo de lesión adicional en caso de impacto<sup>9,10</sup>.

Por otra parte, a principios del siglo XX, la mayor parte de las lesiones oculares estaban relacionadas con prácticas laborales de riesgo (70%)<sup>11</sup>. Pese a que la incidencia de este tipo de lesiones ha disminuido gracias al avance tecnológico, todavía se reportan casos de daños oculares en trabajadores, principalmente en el sector primario y secundario. Actividades como la agricultura, minería, producción industrial y pesca son las que registran mayor número de lesiones oculares. Sin embargo, éstas suelen darse en casos en los que los trabajadores no utilizan las protecciones adecuadas<sup>1</sup>.

Cabe añadir que la práctica militar es otra actividad donde existe un alto riesgo de sufrir lesiones oculares<sup>12</sup>. Por esta razón, la industria militar ha jugado un papel protagonista en la investigación y síntesis de nuevos materiales para lentes oftálmicas más seguros, como el poli(metacrilato de metilo) (PMMA), y poli(carbonato de dialildietilenglicol) (CR-39) desarrollados durante la Segunda Guerra Mundial y el Trivex, desarrollado en el año 2000<sup>13,14</sup>.

Desde otro punto de vista, hay que tener en cuenta que, en la vida cotidiana, no toda la población está expuesta a los mismos riesgos. Se ha comprobado que la causa más común de lesiones oculares relacionadas con el porte de gafas entre la población joven es la práctica deportiva (36,6%), mientras que entre las personas mayores el

principal factor de riesgo son las caídas (89,5%)<sup>15</sup>.

Igualmente, cabe destacar la importancia del uso de gafas resistentes a los golpes en personas esencialmente vulnerables y expuestas como la población infantil. La incidencia de lesiones oculares en pacientes pediátricos es relativamente alta. Entre un 20 y un 59% de todas las lesiones oculares que ocurren en el mundo se dan en la infancia. Esto se debe principalmente a que su habilidad para detectar riesgos en el entorno y su coordinación motora son significativamente inferiores a las de un adulto, además, las consecuencias de estas lesiones en los niños, en comparación con los adultos, son significativamente más graves, ya que el sistema visual de estos pacientes todavía está en período de desarrollo, y su morfología facial les hace más vulnerables<sup>16-18</sup>. Por ello es de gran importancia llevar a cabo medidas que aseguren la protección de estos pacientes. Un ejemplo de este tipo de medidas es la promoción del uso de protección ocular en la práctica de squash para todos los menores de 18 años, además del uso obligatorio de la misma para todos los practicantes del cricket, llevada a cabo por *Kidsafe* (Fundación Australiana para la prevención de accidentes infantiles) y el Hospital de niños *Princess Margaret* en la Australia Occidental<sup>19</sup>.

Finalmente, otro grupo de riesgo ante este tipo de lesiones son los pacientes que padecen de anofthalmia, es decir, pacientes que carecen de uno de sus ojos. Se ha comprobado que sólo un 55% de estos pacientes utilizan protección ocular a tiempo completo<sup>20</sup>. Esto resulta preocupante, dado que, en pacientes anoftálmicos, una lesión penetrante podría ocasionar una pérdida total de visión.

De todo lo expuesto, se deduce la necesidad de recalcar la importancia del uso de protecciones oculares y que, además, éstas ofrezcan una buena resistencia al impacto ante agentes exteriores. La forma ideal de prevenir las lesiones oculares sería eliminando todos los potenciales peligros del entorno, como ésta se antoja una tarea imposible, los esfuerzos deben centrarse en el desarrollo de equipos de protección eficientes, es decir, gafas y pantallas de protección capaces de soportar esos peligros potenciales y para ello han de presentar una alta resistencia al impacto<sup>21</sup>.

Se ha podido comprobar una reducción de los casos de daños oculares asociados al uso de lentes oftálmicas a partir de 1970, momento en el que la Administración de

Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos (FDA) introdujo requisitos en la resistencia al impacto de todas las lentes oftálmicas incluidas las lentes graduadas y de protección solar, no solamente las destinadas a protección laboral o en la práctica deportiva, aunque, los requisitos de resistencia son diferentes<sup>22-24</sup>.

## **2. OBJETIVO**

Teniendo en cuenta la problemática tratada en la introducción, este trabajo aborda, en primer lugar, una revisión bibliográfica de la normativa internacional de los métodos empleados en la determinación de la resistencia al impacto de los materiales para lentes, además de todos los factores que afectan al comportamiento mecánico frente al impacto, dado que estos aspectos son fundamentales de cara a elegir el material y la montura idóneos en función de la actividad o grado de protección requerido por el usuario. Por último, se compara la resistencia al impacto de una serie de materiales para lentes oftálmicas según los *métodos de caída de bola e impacto con velocidad*. Se aplica el primero a los oculares sueltos de materiales menos resistentes y el segundo a protectores oculares completos de los materiales más resistentes, analizando la influencia de los recubrimientos. Parte de los ensayos programados no se han podido realizar por los problemas derivados del Estado de Alarma, por lo que la parte experimental ha quedado más breve de lo que se preveía en principio. Debido a ello, se ha alargado el estudio teórico

## **3. ESTADO DEL ARTE**

### **3.1. Resistencia al impacto, métodos de medida y normativa**

La resistencia al impacto es una propiedad mecánica definida como la “habilidad que posee un material para resistir a la rotura y/o penetración provocada por objetos que golpean de manera instantánea con velocidad o comprimen al mismo”. Se evalúa empíricamente a partir de la energía o trabajo de ruptura y es una medida de la tenacidad. Está relacionada con la velocidad de la carga aplicada y la capacidad de deformación del material (plasticidad); dicha capacidad de deformación depende de la movilidad molecular y, por lo tanto, de la composición química, estructura, peso molecular y la

presencia de aditivos. De modo que los materiales muy rígidos, incapaces de flexionarse en el punto de impacto para amortiguarlo, son frágiles y quebradizos y viceversa<sup>25,26</sup>.

Los ensayos empleados para evaluar la resistencia al impacto de los materiales de lentes oftálmicas se dividen en tres categorías: *caída de bola*, *test de carga estática* y *ensayo balístico o de impacto con velocidad*.

El método experimental más sencillo es el *impacto de caída de bola*. Consiste en dejar caer una bola de acero normalizada desde una altura fija a través de un tubo guía; la bola impacta sobre la cara convexa de la lente<sup>27</sup>. La energía del impacto se calcula a partir de la expresión:  $E = mgh$ , donde  $m$  representa la masa de la bola en kg,  $h$  la altura en m y  $g$  la aceleración de la gravedad ( $9,8 \text{ ms}^{-2}$ )<sup>28</sup>. Con el fin de determinar el umbral de resistencia al impacto, se incrementa la energía de la bola que golpea a la lente. Esto se puede hacer incrementando la altura o el tamaño de la bola<sup>29</sup>.

Para garantizar la seguridad de todo tipo de lentes oftálmicas, no graduadas y de sol, la FDA establece que deben superar el impacto de una bola de acero de 16 g y 15,9 mm de diámetro desde una altura de  $1,27 \pm 0,03$  m. Para la realización de esta prueba, las lentes oftálmicas deben cumplir el requisito de espesor mínimo de 2 mm para lentes orgánicas y 3 mm en el caso de lentes minerales<sup>24</sup>. El ensayo de la FDA, conocido como impacto de caída de bola convencional, coincide con el descrito en las normas para filtros solares del Instituto Nacional Estadounidense de Estándares (ANSI : Z80.1), la Asociación Española de Normalización y Certificación de acuerdo con los estándares europeos (UNE-EN-1836) y las normas de Australia/Nueva Zelanda (AS/NZS 1067) (*Tabla 1*)<sup>3,30</sup>.

Tabla 1 Normas Internacionales relativas al Ensayo de Caída de Bola

NORMA	Diámetro (mm)	Masa (g)	Altura (m)	Velocidad (ms <sup>-1</sup> )	Energía (J)
<i>ANSI Z80.1 lentes no graduadas y de sol</i>	15,9	16	1,27	5,0	0,20
<i>UNE-EN 1836 gafas de sol</i>	16	16	1,30	5,1	0,21
<i>AS/NZS 1067 gafas de sol</i>	16	16	1,30	5,1	0,21
<i>UNE-EN 168 protección industrial/esquí</i>	22	43	1,30	5,1	0,56
<i>AS/NZS protección industrial</i>	22	42	1,80	5,9	0,74
<i>ANSI Z87.1 protección industrial</i>	25,4	68	1,27	5,0	0,85

Para las lentes de protección solar (cubrefiltros y oculares con efecto filtrante) las normas UNE-EN proponen un ensayo, equivalente al de la FDA, para determinar la *resistencia mecánica mínima*; dicho ensayo se realiza con *la prueba de carga estática* en la que una bola de acero de 22 mm, sujeta al final de un tubo, se presiona sobre la lente aplicando una fuerza de 100 N durante un período de 10 segundos. Para superar la prueba la lente no debe romperse ni deformarse (aparece marca en un papel blanco situado en la cara opuesta a la aplicación de la fuerza)<sup>31-33</sup>. Este test es más reproducible con lentes de vidrio mineral, ya que la deformabilidad de los plásticos hace que esta prueba sea menos fiable<sup>34,35</sup>.

En el caso de lentes de protección industrial, los requisitos se endurecen, aunque los criterios varían según los países como se aprecia en la *Tabla 1*<sup>3,36</sup>. En concreto, las normas UNE-EN establecen que los oculares sueltos deberán superar el impacto de una bola de acero de 22 mm y 43 g a una velocidad de 5,1 ms<sup>-1</sup>, esto equivale a una energía de 0,56 J (*resistencia aumentada, categoría S*)<sup>31,32</sup>.

La variación de la geometría del proyectil es importante ya que hay estudios que demuestran que los materiales de las lentes orgánicas presentan menor resistencia al impacto frente a proyectiles punzantes que frente a proyectiles planos o redondos<sup>29</sup>.

Por este motivo, las normas AS/NZS y ANSI incluyen pruebas de penetración para las lentes orgánicas que consisten en dejar caer un proyectil punzante de masa igual a

44,2 g desde una altura de 1,27 m. También, las normas ANSI establecen una variante de esta prueba en la cual se utiliza un proyectil de masa igual a 500 g que se deja caer desde la altura previamente mencionada<sup>36</sup>.

Aparte del *impacto de caída de objetos* y *ensayos de carga estática* descritos, existe el *método balístico o de impacto con velocidad*, en el que se dispara un pequeño proyectil a la lente mediante una descarga de gas comprimido a través de un tubo horizontal. La energía del impacto se puede obtener mediante la siguiente expresión:  $E = \frac{1}{2}mv^2$ , donde *m* representa la masa del proyectil en kg y *v* la velocidad en el momento del impacto en ms<sup>-1</sup>. Con objeto de calcular el umbral de resistencia al impacto se incrementa la velocidad de la bola que golpea a la lente. El método balístico se asemeja más a las condiciones reales a las que están expuestos los trabajadores y deportistas, ya que la mayoría de las lesiones oculares son causadas por objetos pequeños a gran velocidad<sup>21,36,37</sup>. La *Tabla 2* recoge y compara la normativa internacional que se ocupa de los ensayos balísticos<sup>3,36</sup>.

*Tabla 2. Normas internacionales relativas a la prueba balística.  
Los colores similares indican correlación entre normas*

NORMA	VELOCIDAD (ms <sup>-1</sup> )	MASA (g)	DIÁMETRO (mm)	ENERGÍA (J)
ANSI Z87.1+	45,72	6,7433	6,35	7,05
UNE-EN S	12	0,86	6	0,06
UNE-EN F	45	0,86	6	0,87
UNE-EN B	120	0,86	6	6,19
UNE-EN A	190	0,86	6	15,52
AS/NZS Bajo I.	13	0,881	6	0,074
AS/NZS Medio I.	45	0,881	6	0,892
AS/NZS Alto I.	120	0,881	6	6,34
AS/NZS Extra Alto I.	190	0,881	6	15,9

En concreto, el método descrito en las normas europeas UNE-EN 166 y 168, consiste en lanzar una bola de acero (6 mm de diámetro y 0,86 g de masa) mediante un gas comprimido a 3 velocidades distintas: 45 ms<sup>-1</sup> (*Impacto de baja energía*), 120 ms<sup>-1</sup> (*Impacto de media energía*) y 190 ms<sup>-1</sup> (*Impacto de alta energía*) que corresponden a las categorías *F*, *B* y *A*, respectivamente. Estas pruebas se aplican para el conjunto de montura y ocular en las gafas de protección industrial. La categoría *F* se aplica a gafas de montura universal, gafas panorámicas y pantallas faciales; la *B* se aplica a gafas panorámicas y pantallas faciales, en tanto que la *A* sólo es aplicable a pantallas faciales. Para superar el ensayo, no debe producirse fractura ni deformación del ocular, tampoco pueden darse fallos en la montura ni en las protecciones laterales; además, se considerará defectuoso el protector si se dan uno o más puntos de impacto sobre un área que no está cubierta por el mismo<sup>31</sup>.

### **3.2. Factores que afectan a la resistencia al impacto de los materiales para lentes oftálmicas**

En este apartado se describen los principales factores que afectan a la resistencia al impacto de una lente oftálmica como la composición química y estructura del material, el espesor, la potencia refractiva, los tratamientos superficiales o el envejecimiento influenciado por la luz UV y la temperatura<sup>5,21</sup>. Además de los factores mencionados, las monturas juegan un papel muy importante en la resistencia al impacto de los protectores oculares completos.

#### **3.2.1. Composición química y estructura**

La composición química y estructura de los materiales son factores determinantes de las propiedades mecánicas. Repasamos a continuación los materiales más utilizados para lentes oftálmicas.

##### **3.2.1.1. Vidrio mineral**

Fue el primer material en la historia utilizado para la fabricación de lentes oftálmicas. El vidrio es un material amorfo obtenido por enfriamiento rápido de una mezcla de óxidos fundidos. Los vidrios más comunes tienen como base la sílice (SiO<sub>2</sub>)

y cabe diferenciar dos grandes familias de vidrios ópticos: Crown y Flint. Los vidrios Crown se obtienen a partir de óxido de silicio ( $\text{SiO}_2$ ), óxido de calcio ( $\text{CaO}$ ) y óxido de sodio/potasio ( $\text{Na}_2\text{O}/\text{K}_2\text{O}$ ). Los vidrios Flint clásicos incorporan el óxido de plomo ( $\text{PbO}$ ), lo que les proporciona un mayor índice de refracción y una densidad más elevada que los Crown. Los vidrios ópticos modernos introducen otros elementos para aumentar el índice, disminuir la dispersión o rebajar la densidad, como el Boro, Bario, Titanio, Lantano o Niobio, entre otros. En la *Tabla 3* se exponen las propiedades físicas más importantes de estos materiales<sup>14,30</sup>.

En cuanto a propiedades mecánicas, los vidrios se caracterizan por presentar una elevada dureza superficial (son muy resistentes al rayado) y una baja resistencia al impacto (son frágiles y los fragmentos afilados y peligrosos). Ambos comportamientos se deben a la rigidez de su estructura química, que consiste en una red tridimensional desordenada formada por tetraedros ortosilicato ( $\text{SiO}_4^{4-}$ ), unidos por los vértices mediante fuertes y rígidos enlaces covalentes Si-O (*Fig.1 Anexo*). La movilidad molecular está muy restringida por lo que, en caso de impacto, no puede disipar la energía y rompe. Se puede aumentar la resistencia al impacto del vidrio aplicando un tratamiento de *securizado o templado* térmico o químico<sup>14</sup>.

*Tabla 3 Propiedades de los materiales utilizados para lentes oftálmicas*

MATERIAL	RESISTENCIA AL IMPACTO	ÍNDICE DE REFRACCIÓN	NÚMERO DE ABBE	DENSIDAD ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	PUNTO DE CORTE UV (nm)
VIDRIO CROWN	BAJA	1,53-1,60	56-60	2,38-2,60	312-335
VIDRIO FLINT	BAJA	1,56-1,90	30-45	2,65-4,50	330-343
PC-BPA	MUY ALTA	1,59	30	1,20	385
CR-39	MEDIA	1,50	59	1,32	355
TRIVEX (Poliuretano)	MUY ALTA	1,53	43-45	1,10	380
POLITIURETANO (1.60)	MEDIA	1,60	36	1,30	380-400
POLITIURETANO (1.67)	MEDIA	1,67	32	1,35	380-400
TRIBID	ALTA	1,60	41	1,23	380-400
POLISULFURO (1.74)	MEDIA	1,74	33	1,46	380-400

### 3.2.1.2. Materiales plásticos (Lentes orgánicas)

En la actualidad los materiales plásticos son los más utilizados en el mercado de lentes oftálmicas por su ligereza (menor densidad) y seguridad (más resistentes a los golpes). En función de su comportamiento frente al calor se diferencian dos grandes grupos: *termoestables* y *termoplásticos*. Los *termoplásticos* funden sin descomposición debido a su estructura lineal, siendo aptos para el reciclado mecánico. Los *termoestables* descomponen al fundir o se degradan sin fundir y se caracterizan por presentar una estructura reticulada. El material *termoplástico* más importante, para esta aplicación, es el poli(carbonato de bisfenol A)(PC-BPA), aunque se emplean también el PMMA y el triacetato de celulosa (TAC), para fabricar lentes solares y de protección frente a impactos. El resto son *termoestables*<sup>25,38</sup>.

#### **Policarbonato de Bisfenol A (PC-BPA)**

El PC-BPA se introdujo en la industria óptica a finales de la década de los 60 (*Fig.2 Anexo*). Se trata de una resina termoplástica, de alto índice de refracción, cuyas principales ventajas respecto a los otros materiales son su excepcional resistencia al impacto, su baja densidad y alto punto de corte UV. En cuanto a sus inconvenientes, tiene bajo número de Abbe, baja resistencia química (atacado por la acetona) y muy baja resistencia al rayado, razón por la cual se hace necesario el uso de recubrimientos de dureza (*Tabla 3*)<sup>14,38</sup>.

Su elevada resistencia al impacto se justifica por su estructura lineal y elevado peso molecular. Está formado por cadenas largas unidas mediante fuerzas intermoleculares débiles; dichas fuerzas dipolo-dipolo están debilitadas por el efecto dispersivo de los dos grupos metilos unidos al mismo carbono. Esto facilita la movilidad y desplazamiento de cadenas, otorgándoles la capacidad de absorber y disipar grandes cantidades de energía proveniente del impacto. Por esta razón, ante algunos impactos las lentes de policarbonato finas se deforman en lugar de agrietarse, desprendiéndose de las monturas; este fenómeno es conocido como *oil canning*, y traducido como *pandeo o deformación elástica*<sup>39,40</sup>.

## CR-39

La invención del CR-39, o poli(carbonato de dialildietilenglicol), desarrollado por Pittsburgh Plate Glass Company (PPG) y comercializado en 1947 de la mano de *Armolite Company*, supuso un antes y un después en la industria de lentes oftálmicas (*Fig.3 Anexo*). En comparación con el PC-BPA presenta las ventajas de ser más económico, tener mayor número de Abbe, buena resistencia química (resiste a la acetona) y mejor resistencia al rayado, siendo el único material plástico en el que los tratamientos superficiales endurecedores son opcionales. Sin embargo, su índice de refracción es bajo, lo que conduce a lentes gruesas, tiene menor punto de corte UV y su resistencia al impacto es notablemente inferior a la de PC-BPA (*Tabla 3*). Estas propiedades mecánicas son debidas a su estructura reticulada con alto grado de reticulación, que limita la movilidad de las cadenas para disipar la energía de impacto. En cualquier caso, es más resistente a los golpes que el vidrio mineral por la flexibilidad de los enlaces  $-C-O-$  y, aunque presenta “ruptura frágil”, los fragmentos son más grandes y menos peligrosos para el ojo<sup>14,38</sup>.

## Trivex®

Este material fue patentado por *Simula Inc.* para fines militares a finales de los 90; sin embargo, su uso en la industria oftálmica se inicia, gracias a *PPG*, en el año 2001. Lo comercializan varias empresas del sector óptico con diferentes nombres: Phoenix (Hoya), Trilogy (Younger), Trexa (Essilor) entre otros. Se trata de un poliuretano obtenido en dos etapas. En la primera se hace reaccionar un diisocianato con un diol y se forma un prepolímero lineal, cuyas cadenas alternan anillos ciclohexilo rígidos (procedentes del diisocianato) con largos segmentos flexibles (poliésteres alifáticos procedentes del diol). En la segunda se reticula con un pequeño porcentaje de diaminas aromáticas voluminosas, que forman enlaces urea entre las cadenas. La fabricación en dos etapas permite controlar el grado de reticulación (*Fig.4 Anexo*)<sup>41</sup>.

El Trivex debe su nombre a que reúne tres cualidades que responden a las expectativas de los usuarios de lentes oftálmicas: calidad óptica, ligereza y seguridad. Presenta una elevada calidad óptica, semejante a la del CR-39, y es el material más

ligero de todos los utilizados en lentes oftálmicas. Se le considera seguro por su elevado punto de corte UV y alta resistencia al impacto, muy superior a la del CR-39, y sólo superado por el PC-BPA<sup>29,38,42</sup> (*Tabla 3*). La elevada resistencia al impacto se justifica por la presencia de largos segmentos flexibles en sus cadenas y por su bajo grado de reticulación. Esta estructura posibilita movimientos de fragmentos de cadenas y flexión de enlaces que absorben la energía del golpe y la disipan. Esto permite reducir el espesor de las lentes de Trivex, dado que, se ha comprobado que una lente de 1 mm de espesor es capaz de superar el impacto de caída de bola convencional, en tanto que para la mayoría de las lentes orgánicas, la FDA recomienda espesores de 2 mm<sup>43</sup>.

### **Politiuretanos 1,60 y 1,67**

A finales de los años 90, la empresa Mitsui Chemical Company (MCI), introduce en el mercado óptico la serie de materiales MR, en las que los elevados índices de refracción se consiguen gracias a la introducción de cantidades crecientes de átomos de azufre en el material<sup>44</sup>. En la actualidad, algunas grandes empresas del sector óptico (Hoya, Essilor, Prats) reciben los precursores y obtienen sus propios politiuretanos con propiedades equivalentes (*Tabla 1 Anexo*).

Los politiuretanos, cuya unidad fundamental aparece en la *Fig.5 Anexo*, son polímeros termoestables con elevado grado de reticulación que se obtienen a partir de la copolimerización de poliisocianatos y politioles. Dependiendo de la elección de los monómeros de partida, se pueden obtener polímeros con diferentes propiedades. Los índices de refracción dependen del % de azufre, debido a que este elemento tiene una alta polarizabilidad (2,9), por lo que disminuye la velocidad de luz en el material; además, en algunas formulaciones se introducen anillos aromáticos que también contribuyen a incrementar el índice de refracción. No obstante, hay que tener en cuenta que el azufre aumenta significativamente la densidad, debido a su elevado peso atómico (S=32)<sup>44,45</sup>. En cuanto a la resistencia al impacto, Chou y col. llegan a la conclusión de que los politiuretanos con recubrimientos de dureza e índices de 1,60 y 1,67 presentan una resistencia al impacto similar o ligeramente superior a la del CR-39, respectivamente, pero muy inferior a la del Trivex y del PC-BPA<sup>46</sup>.

## **Tribid**

Es el material más reciente, fue desarrollado por PPG, Novacel y Thai Optical Group y comercializado en el año 2012. Es un tipo de politiuretano fabricado con la misma filosofía que el Trivex, y con propiedades intermedias entre este material y los politiuretanos convencionales (*Tabla 3*). La presencia de azufre proporciona un mayor índice de refracción con respecto al Trivex, pero también una mayor densidad y aberración cromática<sup>47</sup>. Sin embargo, presenta mayor número de Abbe, menor densidad y mejor resistencia al impacto que los politiuretanos de la serie MR del mismo índice. No se han encontrado estudios sobre la resistencia al impacto del Tribid. No obstante, según el fabricante, el material es capaz de soportar una energía de impacto 160-170 veces superior a la energía de impacto mínima requerida para superar la prueba de caída de bola de la FDA, mientras que los politiuretanos convencionales de índice 1,60 y 1,67 superan dicha energía mínima en, tan sólo, unas 30 veces<sup>48</sup>.

## **Polisulfuros (PS)**

En 2000, la compañía MCI sacó al mercado el material (MR-174) que es un polisulfuro con el índice de refracción más alto de todas las resinas utilizadas en la industria oftálmica, obtenido a partir de monómeros, que en ocasiones proceden de fuentes de energía renovables<sup>44</sup>. Los polisulfuros son carbtiopolímeros reticulados y termoestables, en los cuales se repite la unidad fundamental representada en la *Fig.6 Anexo*. Se caracterizan por poseer elevadas concentraciones de azufre, aunque nunca superiores al 60%, lo que explica los elevados valores del índice y la densidad (*Tabla 3*)<sup>45</sup>. El MR-174 presenta una alta reflectividad, por la que lleva necesariamente recubrimientos antirreflejantes (AR). Entre sus inconvenientes destacan la facilidad con la que amarillea, la fragilidad al taladro y el olor desagradable que desprende al ser biselado, causado por su elevada concentración de azufre. Su principal ventaja es estética, dado que su alto índice permite fabricar lentes con espesores hasta unos 40% menores a los de CR-39<sup>30</sup>. Además, tiene mayor dureza que los politiuretanos<sup>49</sup>. Los autores desconocen la existencia de estudios referentes a la resistencia al impacto de este material.

### **3.2.2. La influencia del espesor del material**

Numerosos estudios han puesto de manifiesto que el espesor central tiene una relación directa con la resistencia al impacto en todo tipo de materiales, aumentando ésta de forma no lineal con el espesor de la lente<sup>27,40,43,46</sup>. A modo de ejemplo, la resistencia al impacto del PC-BPA se reduce un 52% al cambiar el espesor central de 3 a 2 mm, mientras la disminución es del 23,64 % para el Trivex<sup>43</sup>. Stephens demuestra que al reducir el espesor central de las lentes por debajo de 1,5 mm, éstas no superan el test de caída de bola de la FDA<sup>27</sup>. Además, el efecto de *oil-canning*, típico del PC-BPA que provoca que la lente salga disparada de la montura pudiendo dañar un ojo, es más probable en lentes con espesores inferiores a 2 mm. Por estas razones, en general, se recomiendan 2 mm de espesor para lentes usadas para corregir una ametropía, en tanto que si se trata de lentes para protección industrial, el espesor mínimo es de 3 mm. Otro factor que afecta es el espesor de borde. Se ha comprobado que, ante un impacto, las lentes de PC-BPA con un espesor de borde reducido tienden a romperse o a desprenderse de la montura con mayor facilidad que las que presentan un espesor de borde superior<sup>30</sup>.

La potencia refractiva también es un factor determinante, dado que está muy relacionada con el espesor; la resistencia al impacto de las lentes oftálmicas se incrementa al aumentar la potencia refractiva positiva y se reduce al aumentar la potencia refractiva negativa<sup>5,30</sup>. Finalmente, se ha comprobado que cuanto más plana sea la curva base menor es la resistencia al impacto, independientemente del tipo de material<sup>35</sup>.

### **3.2.3. La influencia de los tratamientos superficiales del material**

Varios trabajos han demostrado que la presencia de tratamientos superficiales afecta de forma importante a la resistencia al impacto de los materiales, Rychwalski y col. concluyen que los recubrimientos de dureza disminuyen la resistencia al impacto de los materiales entre un 20-70% con respecto al valor original, las multicapas antirreflejantes entre 30-50%, pero es la combinación de recubrimientos de dureza y

multicapas antirreflejantes lo que conduce a una notable disminución de la tenacidad (40-80%)<sup>50</sup>. Los estudios llevados a cabo por el grupo de Chou y col. con CR-39, Trivex (Hoya Phoenix) y PC-BPA de diferentes espesores confirman estas apreciaciones<sup>40,43,51</sup>. De ahí que no esté recomendada la aplicación de este tipo de recubrimientos en lentes de PC-BPA de alto impacto<sup>36,50</sup>. Sin embargo, un estudio posterior del grupo de Chou y col. encuentra que en algunas lentes de Trivex y politiuretano los recubrimientos de dureza, incluso con antirreflejantes, incrementan la resistencia al impacto; además, encuentran diferente comportamiento en el material Trivex dependiendo de la empresa que lo produce. Esto puede deberse a la formulación específica de los recubrimientos de dureza depositados como base de las multicapas AR, que si son lo suficientemente flexibles producen un efecto “amortiguador” que incrementa la resistencia al impacto<sup>46</sup>. En la misma línea, algunas casas comerciales publicitan que algunas lentes de politiuretanos y polisulfuro con recubrimientos de dureza y antirreflejante presentan una resistencia al impacto superior a la de las lentes sin tratamiento. La justificación aportada es que aplican los recubrimientos de dureza en dos capas, lo que permite la distribución de la energía del impacto de forma más eficiente; la primera capa, a modo de imprimación, está diseñada para aumentar la resistencia al impacto desviando la propagación de una posible fractura en dirección horizontal a través del recubrimiento y, de esta manera, evita la propagación vertical y la rotura de la lente<sup>52</sup>. Finalmente, el tratamiento fotocromático Transitions Plus® no afecta a la resistencia al impacto de lentes CR-39, siempre y cuando se cumplan los espesores mínimos<sup>30,53</sup>.

#### **3.2.4. La influencia del envejecimiento**

El envejecimiento afecta de manera negativa a las propiedades mecánicas de los materiales. En concreto, la exposición a la radiación UV causa amarilleamiento de las lentes orgánicas. Estos cambios de color son consecuencia de alteraciones químicas de las cadenas poliméricas, producidas por la acción de los radicales libres generados por la acción de la luz UV, que dan lugar a una disminución del peso molecular o a un aumento del grado de reticulación, entre otros. Esta degradación química disminuye notablemente la resistencia al impacto. Esto se ha demostrado en materiales de diferente

naturaleza química (CR-39, Trivex, PC-BPA) independientemente de la aplicación o no de recubrimientos. Otro factor importante es la temperatura; estudios de Chou y col. concluyen que la resistencia al impacto del CR-39, PC-BPA y el Trivex acondicionadas a bajas temperaturas se ve reducida<sup>54,55</sup>.

A raíz de lo descrito en el párrafo anterior, se deduce la importancia de cambiar regularmente las gafas de protección a los trabajadores cuando hayan sido expuestas a radiación UV o temperaturas extremas, aunque no se aprecien signos externos de degradación<sup>42</sup>.

### **3.2.5. Monturas**

Las monturas juegan un papel muy importante tanto por los materiales utilizados como por su diseño. Los ensayos de resistencia al impacto para protectores oculares que se describen en las normas UNE-EN 166 y 168, exigen su realización con el protector ocular completo, considerándose como ensayo fallido la ruptura de la montura, aunque la lente permanezca intacta. Para la fabricación de monturas de lentes de protección se emplean materiales termoplásticos como el TAC, el nylon y el polipropileno (PP), de elevada resistencia química y mecánica, además de ser baratos. Para protectores de alto impacto se usan monturas de PC-BPA, que se obtienen mediante moldeo por inyección, lo que permite obtener diseños muy efectivos<sup>36</sup>. El diseño también es un factor importante en la seguridad, ya que el uso de espumas y/o bandas elásticas contribuye a incrementar el confort y la capacidad para amortiguar los golpes<sup>29</sup>.

## **4. PARTE EXPERIMENTAL**

### **4.1. Búsqueda bibliográfica en base de datos**

Se ha realizado una revisión bibliográfica haciendo uso de las base de datos Medline, Embase y Google Académico, utilizando las siguientes palabras claves y combinaciones de palabras: “ocular injury”, “spectacles”, “eyeglasses”, “eye trauma”, “eye injury prevention”, “eye protection”, “eye”, “impact resistance”, safety spectacles”, “common spectacle”, “ballistic test”, “drop ball test”, “antirreflection”,

“antiscratch” y “coatings”. En esta búsqueda, realizada desde Diciembre de 2019 a Marzo de 2020, se han seleccionado artículos a partir de 1975, con motivo del avance tecnológico que supuso la irrupción del PC-BPA en el mercado óptico.

#### **4.2. Materiales**

Para los ensayos de impacto se han seleccionado materiales comerciales de lentes correctoras y de protección industrial. Las características del primer tipo se describen en la *Tabla 2 Anexo*. Se utilizan oculares sueltos de potencia neutra con espesores próximos a 2 mm ( $1,96\pm 0,15$ ).

Por otro lado, también se han ensayado las lentes de seguridad de PC-BPA descritas en la *Tabla 3 Anexo*. Las especificaciones completas de las mismas aparecen en los pies de las correspondientes figuras del anexo, *Fig. 7, 8, 9 y 10 Anexo*. Las gafas de PC-BPA clasificadas como categoría *D* (Medop), han sido adquiridas por la unidad departamental de Química Orgánica con anterioridad a 1995 y clasificadas según la norma española vigente entonces MT 16 (*Fig.7 Anexo*)<sup>56</sup>. Se ensaya un mínimo de 5 gafas de montura universal tipo D (MT 16), 5 de Mod. Flash, 2 gafas panorámicas y 2 pantallas faciales.

#### **4.3. Métodos experimentales**

Los espesores centrales y de borde se han medido con un espesímetro Baxlo ( $\pm 0,01$  mm). La resistencia al impacto de oculares sueltos se ha evaluado mediante el método de caída de bolas de distintos tamaños, mientras que el impacto con velocidad se ha determinado en lentes insertadas en monturas. Los criterios de fallo o superación son los descritos en el apartado *3.1* para ambos métodos.

#### 4.3.1. Método de caída de bola

Consiste en dejar caer una bola de diámetro y masa conocida desde una altura de 1,27 m a través de un tubo guía, de modo que ésta golpee el centro de la cara convexa de la lente situada sobre un soporte apoyado en el suelo. Para las bolas de diámetro inferior a 24 mm se usa el aparato descrito en la norma UNE-EN 168 con un tubo guía de PMMA<sup>32</sup>, en tanto que para diámetros  $\geq 24$  mm se ha diseñado un tubo de PVC de 30 mm de diámetro (*Fig.1*).

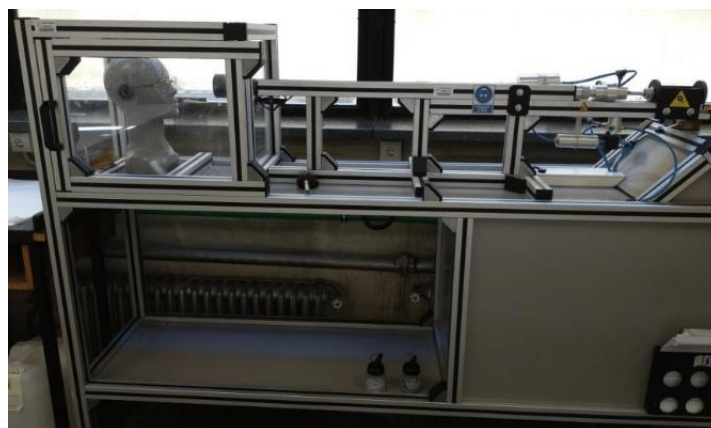
Se empieza el ensayo con la bola de menor tamaño (15,88 mm y 16 g), si la lente supera el impacto se procede a aumentar el tamaño de la bola hasta que la lente rompa. La resistencia al impacto de los materiales que superan el golpe de la bola de mayor tamaño (24,50 mm y 61 g), se compara contrastando el número de golpes necesarios para romper la lente.



*Figura 1. Aparato para realizar el ensayo de impacto de caída de bola*

#### 4.3.2. Impacto con velocidad de lentes insertadas en monturas

El ensayo con velocidad se lleva a cabo con el dispositivo de la *Fig.2* que lanza bolas de acero de 6 mm y 0,89 g a  $45 \text{ ms}^{-1}$ ,  $120 \text{ ms}^{-1}$  y  $190 \text{ ms}^{-1}$  mediante un sistema de gas comprimido. Este dispositivo cumple con las especificaciones de la norma UNE-EN 168<sup>32</sup>.



*Fig.2. Equipo para determinar la resistencia al impacto con velocidad de acuerdo con la norma UNE-EN 168*

## 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

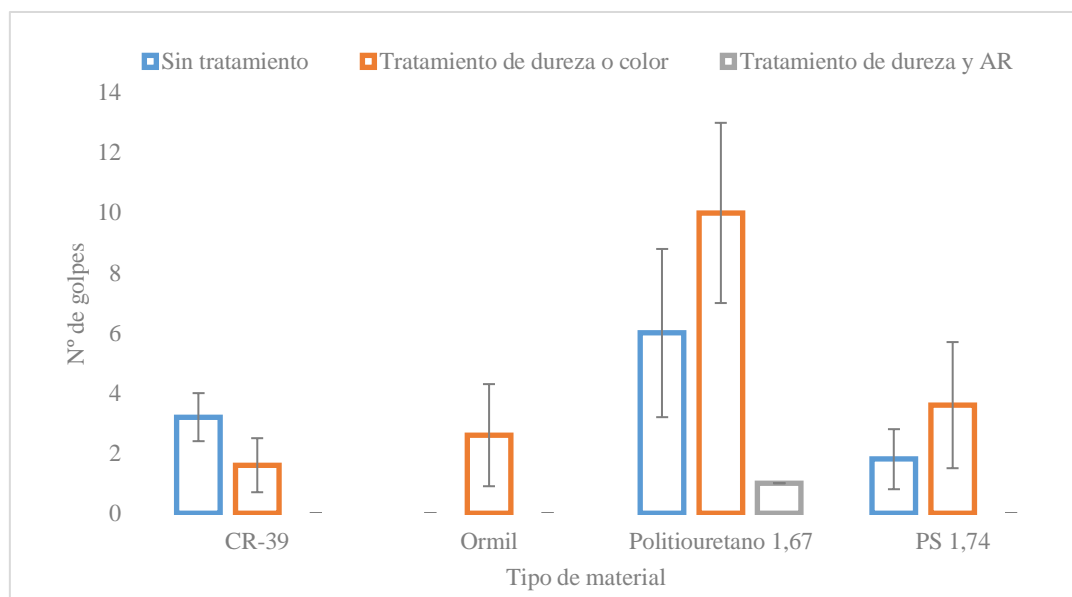
En primer lugar, se ha procedido a evaluar la resistencia al impacto de dos tipos de lentes de vidrio mineral, usadas como filtros de protección solar, mediante el ensayo de caída de bola (*Tabla 2 Anexo*). Se ha podido comprobar que las lentes no polarizadas presentan una menor resistencia al impacto que las polarizadas. Las primeras fallan ante el impacto de la bola de 15,88 mm ( $E < 0,20$  J), por lo que no cumplen el requisito mínimo de la FDA para el uso seguro de lentes solares descrito en el apartado 3.1, mientras que las segundas superan este requisito, aunque rompen con la bola de 22,00 mm, por lo que su resistencia al impacto está comprendida entre 0,21-0,56 J. Tal diferencia se justifica por la estructura laminada de las lentes polarizadas. Estas lentes consisten en una lámina de plástico, generalmente poli(alcohol vinílico) (PVA), teñida con yodo, emparedada entre dos láminas de vidrio en la que, por lo menos, una de las dos láminas de vidrio ha sido sometido al proceso de securizado o templado<sup>57-59</sup>. Esta estructura y el securizado incrementan la resistencia al impacto del material y también la seguridad, debido a que, en caso de ruptura, los fragmentos de vidrio afilados quedan adheridos al plástico, evitando que salgan disparados y produzcan lesiones<sup>60</sup>.

En cuanto a las lentes orgánicas descritas en la *Tabla 2 Anexo*, se ha comprobado que todas superan el impacto de una bola de acero de 22,00 mm (43 g), por lo tanto, todas superan con creces el requisito de la FDA para las lentes correctoras y de protección solar, y se encuentran como mínimo dentro de la categoría S (robustez aumentada) para lentes de protección industrial según las normas UNE-EN 166 y AS/NZS (*Tabla 1*). Además, todas las lentes superan el impacto de una bola de acero de 24,50 mm (60,91 g), por lo que su resistencia al impacto es  $> 0,76$  J (*Tabla 2 Anexo*), independientemente del tipo de tratamiento superficial aplicado o geometría. Por otro lado, el método aplicado no permite averiguar si cumplen o no la norma ANSI Z87.1 para lentes de protección industrial (0,85J).

Con objeto de estimar con mayor precisión el valor de la resistencia al impacto, se realizó una prueba preliminar insertando lentes de CR-39 coloreado y sin colorear, Ormil (poliuretano  $n=1,60$ ) y Trivex en una montura metálica convencional o en el

soporte ideado por nosotros que aparece en la *Fig.11 Anexo*. Las únicas lentes capaces de superar la velocidad mínima ( $45 \text{ ms}^{-1}$ ) fueron las de Trivex. Así, podemos concluir que la resistencia al impacto del CR-39 y Ormil (politiuretano de índice de 1,60) está comprendida entre 0,76 y 0,87 J, correspondiente a las categorías UNE-EN *S* y UNE-EN *F* respectivamente<sup>31</sup>. Desde la perspectiva de las normas AS/NZS 1337.1, el CR-39 y el Ormil se ubicarían entre las categorías de bajo ( $E=0,07 \text{ J}$ ) y medio ( $E=0,82 \text{ J}$ ) impacto<sup>30,36</sup>.

Al no poder calcular de forma precisa el umbral de resistencia al impacto de los materiales orgánicos seleccionados, se compara el número de golpes necesarios para la ruptura con la bola de mayor tamaño disponible (24,50 mm), tal y como se explica en el apartado 4.3.1. En el diagrama de barras de la *Fig. 3* se compara el valor promedio y la desviación estándar del CR-39 con el de los politiuretanos de índices de 1,60 y 1,67 y el polisulfuro de índice de 1,74. Dado que algunas de las lentes ensayadas llevaban recubrimientos, se analiza también el efecto de los diversos tratamientos.



*Figura 3. Comparación del número de golpes con la bola de 24,5 mm necesarios para romper oculares sueltos de diversos materiales orgánicos, sin y con tratamiento de superficie*

Entre los materiales sin recubrimientos, la resistencia al impacto del politiuretano 1,67 es superior a las del CR-39 y polisulfuro de 1,74. La razón podría estar en el menor grado de reticulación del politiuretano 1,67, que se intuye por su menor dureza con

respecto al CR-39 y PS 1,74<sup>44,49,61</sup> Como se ha analizado en el apartado de materiales, el grado de reticulación es uno de los factores que más limita la movilidad de las cadenas poliméricas ante un impacto. Por otra parte, la diferencia observada entre el CR-39 y el PS no es concluyente debido al escaso número de lentes y a la geometría de las mismas, ya que las lentes de índices 1,67 y 1,74 usadas en este estudio, estaban cortadas de forma rectangular, a diferencia del CR-39, por lo que pueden existir tensiones derivadas del proceso de biselado, que disminuyen la resistencia al impacto de la lente de 1,74.

En el caso del CR-39, se observa una ligera disminución de la resistencia al impacto en las lentes con tratamiento de color. Se tratan de lentes coloreadas en masa en nuestro laboratorio, mediante inmersión en disolución alcohólica durante 90 minutos a 95°C. Este proceso se realiza en varias etapas, entre las cuales se retira la lente de la disolución colorante caliente y se enfría con agua a 25°C varias veces. Estos repetidos cambios de temperatura producen dilataciones y contracciones sucesivas, que generan tensiones y deformaciones que podrían explicar la ligera pérdida de tenacidad.

En otro orden de ideas, parece que el tratamiento de dureza tiene un efecto positivo sobre la resistencia al impacto de los materiales de índices de 1,67 y 1,74. Esto choca con los resultados de Chou y col. llevados a cabo con CR-39, Trivex y PC-BPA, donde se concluía que los recubrimientos de dureza reducen la resistencia al impacto desde un 20% hasta un 70%<sup>40,43,50,51</sup>. Como se ha comentado en el apartado 3.2.3. Otro estudio del mismo autor demuestra que, en algunas lentes de alto índice, el recubrimiento de dureza aumenta la tenacidad. Dicha afirmación también se puede encontrar en alguna página web de casas comerciales<sup>46,52</sup>. Estas contradicciones aparentes se explican por la gran cantidad de variables que afectan a la aplicación de recubrimientos: formulaciones específicas, método de aplicación y curado, adhesión entre el material base y recubrimiento, que varían de unos materiales a otros o de una empresa a otra. Cabe recalcar de nuevo, que las lentes de índices 1,67 y 1,74 sin tratamientos, estaban cortadas en formato rectangular, a diferencia de las que llevan tratamientos, por lo que, pueden existir tensiones del proceso del biselado, que disminuyen la resistencia al impacto.

El material Ormil (poliuretano de índice 1,60) con recubrimiento de dureza presenta una resistencia al impacto netamente inferior a la del poliuretano 1,67 con el mismo tipo de recubrimiento, en concordancia con el trabajo de Chou y col. en 2011<sup>50,49</sup>. La diferencia entre los poliuretanos 1,60 y 1,67 podría justificarse mediante el análisis de su composición química. El poliuretano 1,60 posee grupos éster, mientras que el 1,67 carece de tales grupos, cuyo efecto es el de aumentar las fuerzas intermoleculares dipolo-dipolo, lo que conduce a una menor movilidad entre cadenas y una menor capacidad para absorber la energía del impacto<sup>60</sup>. Por otro lado, la resistencia al impacto del Ormil parece similar o inferior al PS 1,74, ambos con el recubrimiento de dureza; no obstante, esta comparación debe considerarse con cautela debido a la alta variabilidad de resultados y escaso número de lentes.

Finalmente, las lentes de poliuretano 1,67 con recubrimiento de dureza y antirreflejante presentan una resistencia al impacto claramente inferior a las lentes sin tratar o con solo recubrimientos de dureza, tal y como cabría esperar teniendo en cuenta la mayoría de estudios encontrados en la bibliografía. Esto se debe a que los recubrimientos antirreflejantes son multicapas de óxidos inorgánicos, aplicados sobre el recubrimiento de dureza en cámaras de vacío a temperaturas  $\sim 100^{\circ}\text{C}$ , que pueden generar tensiones en la superficie del material<sup>40,43,50,51</sup>.

En cuanto a los ensayos con velocidad estaba previsto comparar la resistencia al impacto de las lentes neutras de Trivex descritas en la *Tabla 2 Anexo* con lentes de PC-BPA con recubrimiento de dureza insertadas en el mismo soporte plástico ideado por nosotros (*Fig. 11 Anexo*), pero este estudio no se ha podido realizar debido el Estado de Alarma y queda pendiente para futuros trabajos. El ensayo preliminar realizado con una única lente de Trivex a  $45\text{ ms}^{-1}$ , que resiste, permite constatar que supera como mínimo la  $E = 0,90\text{ J}$ , correspondiente a la categoría *F* según la norma UNE-EN 166<sup>31</sup>.

En cuanto al PC-BPA, se han llevado a cabo los ensayos balísticos con los equipos protectores completos descritos en el apartado 4.2, y *Fig. 7, 8, 9 y 10 Anexo*, cuyos resultados se resumen en la *Tabla 3 Anexo*. Todas ellas superan los ensayos a baja velocidad ( $45\text{ ms}^{-1}$ ) (UNE-EN *F*). No obstante, al realizar el ensayo de velocidad media ( $120\text{ ms}^{-1}$ ), las lentes de PC-BPA de tipo *D* (MT 16), salen disparadas de la montura y

se pueden observar marcas de proyectil en su superficie, además de roturas del recubrimiento AR y fracturas de las lentes y/o de la montura de TAC en algunos casos. En cuanto a las lentes de tipo 1-F Modelo Flash, se pueden observar huellas de proyectil y, en ciertos casos, fractura de la montura. El hecho de que estos protectores no superen el ensayo a media velocidad podría deberse, en ambos casos, a la presencia de tratamientos de dureza y antivaho, pero también al diseño de las monturas. Por otra parte, en el caso del protector tipo *D*, el mayor espesor puede verse contrarrestado por el efecto del envejecimiento, dado que se adquirieron hace más de 20 años.

Las gafas panorámicas y las pantallas faciales superan con éxito la prueba de velocidad media ( $120 \text{ ms}^{-1}$ ), por lo que se pasa al ensayo de alta velocidad ( $190 \text{ ms}^{-1}$ ), en el cual, como cabría esperar, las gafas panorámicas no superan la prueba, dado que pertenecen a la categoría UNE-EN *B*<sup>31</sup>. Sin embargo, las pantallas faciales superan el ensayo satisfactoriamente, presentando en algunos casos marcas del proyectil en la superficie de la lente, pero no llega a atravesarla (UNE-EN *A*). Su superior desempeño en comparación con las gafas panorámicas se debe a que no presentan ningún tipo de tratamiento superficial, los cuales si están presentes en el caso de las gafas panorámicas<sup>40</sup>.

## 6. CONCLUSIONES

La revisión bibliográfica y los ensayos de resistencia al impacto, que han podido llevarse a cabo, han permitido constatar que la seguridad, además de la ligereza, es una de las razones que explican la clara preferencia actual de los usuarios de lentes oftálmicas por los materiales orgánicos, en detrimento del vidrio mineral. Pese a los distintos tratamientos a los que se pueden someter los vidrios minerales para incrementar su resistencia al impacto, tales como el securizado o la estructura laminada, aplicados a lentes solares polarizadas, estos materiales no son capaces de alcanzar la seguridad, ofrecida por los materiales orgánicos.

En la actualidad, el mercado óptico ofrece una amplia gama de materiales con distintas propiedades ópticas y mecánicas entre los cuales podemos encontrar índices de refracción que van desde 1,49 (CR-39) hasta 1,74 (PS). Para la parte experimental

de este estudio se han seleccionado lentes representativas de los tipos de polímeros orgánicos más empleados. Se ha podido comprobar mediante ensayos de caída de bola que todos ellos superan con creces el requisito de la FDA, y el de robustez aumentada (UNE-EN 168, AS/NZS) para lentes de protección industrial y de esquí, por lo que cualquiera de ellos es seguro para un uso normal de gafas correctoras y de protección solar.

Sin embargo, sólo el PC-BPA y el material Trivex, superan el impacto con velocidad de baja energía y, como se ha visto en la bibliografía, la mayoría de las lesiones oculares son causadas por objetos pequeños a gran velocidad. Por esta razón, en el caso de personas pertenecientes a grupos de riesgo, como pueden ser los niños o individuos que padecen de anftalmia, se recomienda la utilización de materiales más resistentes, como el PC-BPA o el Trivex, siendo éste último más aconsejable gracias a sus superiores prestaciones ópticas. Probablemente, también el Tribid sería una alternativa válida en estos casos, pero es un material cuyo uso no está todavía muy extendido, al menos en España, y tampoco se han encontrado estudios sobre su comportamiento mecánico.

En cuanto a deportistas, el uso de protectores oculares está extremadamente indicado, principalmente en aquellos deportes considerados de alto riesgo y riesgo moderado. Sin embargo, tanto en los deportes de alto riesgo como para protección industrial, el PC-BPA es el único material fiable; además, es de extrema importancia tener en cuenta el diseño de las monturas y el espesor de la lente para garantizar la seguridad.

Por otro lado, dentro del mercado óptico existe una tendencia a la utilización de materiales de alto índice, debido a que permiten obtener lentes más planas y de menor espesor, lo que mejora la estética sobre todo en potencias elevadas. Este trabajo ha permitido constatar el superior comportamiento mecánico del politiuretano 1,67 en comparación con el politiuretano 1,60 y PS 1,74, por lo que sería el material de alto índice más recomendable para lentes correctoras y de sol de pacientes pertenecientes a grupos de riesgo. Esta es una conclusión importante, dado que, con mayores índices de refracción, obtendremos lentes más planas y más finas, y, por lo tanto más frágiles, ya

que el menor espesor y la curva de base plana son factores que contribuyen a disminuir la resistencia al impacto.

En cuanto a la influencia de los recubrimientos, se ha comprobado que el recubrimiento de dureza incrementa la resistencia al impacto del poliuretano 1,67 y PS 1,74; a diferencia de lo encontrado en la bibliografía para otros materiales como el CR-39, el PC-BPA y en algunos casos el Trivex. Estas aparentes contradicciones pueden explicarse por la complejidad de las formulaciones utilizadas para aplicar dichos recubrimientos, específicas para cada material y cuyo curado y adhesión final al polímero base dependen del método y condiciones de aplicación. Por el contrario, tanto la bibliografía como los resultados del trabajo, confirman que la aplicación combinada de recubrimientos de dureza y antirreflejantes disminuye la resistencia al impacto.

Finalmente, los protectores de PC-BPA de alto impacto (categoría *A*) deben prescindir de los tratamientos superficiales de dureza y antivaho, debido a su efecto negativo sobre la tenacidad, asimismo, es de gran importancia renovar cada cierto período los protectores industriales debido a que el envejecimiento del material, acelerado por la exposición a la luz UV o altas temperaturas, compromete sus prestaciones mecánicas.

## 7. BIBLIOGRAFÍA

- 1 Hoskin AK, Mackey DA, Keay L, Agrawal R, Watson S. Eye Injuries across history and the evolution of eye protection. *Acta Ophthalmol* 2019; **97**: 637–643.
- 2 Liu M, Chang Y, Tseng S, Cheng H, Huang F, Shih M. Major pediatric ocular trauma in Taiwan. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus* 2010; **47**: 88–95.
- 3 Hoskin AK, Philip S, Dain SJ, Mackey DA. Spectacle-related eye injuries, spectacle-impact performance and eye protection. *Clin Exp Optom* 2015; **98**: 203–209.
- 4 Hoskin AK, Watson SL, Mackey DA, Agrawal R, Keay L. Eye injury registries – A systematic review. *Injury* 2019; **50**: 1839–1846.
- 5 Christianson MD, Parker JA, Arndt JA. Material and Thickness: The Important Factors in the Impact Resistance of Spectacle Lenses. *Can J Ophthalmol* 1977; **12**: 300–303.
- 6 May D, Kuhn F, Morris R, Witherspoon C, Danis R. The epidemiology of serious eye injuries from United States Eye Injury Registry. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; **238**: 153–157.
- 7 Sports Medicine Australia. Available at: <http://sma.org.au/resources-advice/injury-fact-sheets/eyeinjuries/>. [Accessed 1 April 2020]. .
- 8 Ong H, Barsam A, Morris O, Siriwardena D, Verma S. A survey of ocular sports trauma and the role of eye protection. *Contact Lens Anterior Eye* 2012; **35**: 285–287.
- 9 Tauste A, Rodríguez-Vallejo M. Eye Injuries in Sports Practice: Mini-Review. *Adv Ophthalmol Vis Syst* 2016; **4**: 00123.
- 10 Dain SJ. Sports eyewear protective standards. *Clin Exp Optom* 2016; **99**: 4–23.
- 11 Garrow A. A statistical enquiry into 1000 cases of eye injuries. *Br J Ophthalmol* 1923; **7**: 65–80.
- 12 Gundogan FC, Akay F, Yolcu U, Uzun S, Ilhan A, Toyran S *et al*. Ocular blast injuries related to explosive military ammunition. *J R Army Med Corps* 2016; **162**: 50–55.
- 13 Brueni JL. More Than Meets The Eye: The Stories Behind the Development of Plastic Lenses. [Accessed 3 March 2020]. 1997.[http://www.ppgoptical.com/getmedia/47e39594-6472-48e7-8e2c-8f48015284c8/CR39\\_50years\\_booklet.pdf](http://www.ppgoptical.com/getmedia/47e39594-6472-48e7-8e2c-8f48015284c8/CR39_50years_booklet.pdf).
- 14 Alonso, J., Gómez-Pedrero, J., & Quiroga J. Ophthalmic Materials. In: Cambridge University (ed). *Modern Ophthalmic Optics*. Cambridge, 2019, pp 1–20.
- 15 Sinclair S, Smith G, Xiang H. Eyeglasses-related injuries treated in U.S. emergency departments in 2002-2003. *Ophthalmic Epidemiol* 2006; **13**: 23–30.
- 16 Harrison A, Telander D. Eye injuries in the young athlete: a case-based approach. *Pediatr Ann* 2002; **31**: 33–40.
- 17 MacEwen C, Baines P, Desai P. Eye injuries in children: the current picture. *Br J Ophthalmol* 1999; **83**: 933–936.

- 18 Hoskin AK, Philip SS, Yardley AME, MacKey DA. Eye injury prevention for the pediatric population. *Asia-Pacific J Ophthalmol* 2016; **5**: 202–211.
- 19 Kidsafe Western Australia. Safety in schools [Educational tools developed by Kidsafe Western Australia]. Available at: <http://www.kidsafewa.com.au/safetyinschoolsweek> Kidsafe2002. [Accessed 1 April 2020].
- 20 Neimkin MG, Custer PL. Compliance with Protective Lens Wear in Anophthalmic Patients. *Physiol Behav* 2017; **33**: 61–64.
- 21 Oyaide-ofenor M. *Studies on Impact Resistance of Spectacle Lens Materials*. TFM. Universidad de Waterloo, Ontario, Canada. 2014.
- 22 Keeney A. Ocular injuries, preventive ophthalmology, and optimal opticianry. *Am J Ophthalmol* 1970; **70**: 651–652.
- 23 Guidance for Industry and FDA Staff Impact-Resistant Lenses: Questions and Answers Division of Small Manufacturers, International and Consumer Assistance Office of Communication, Education, and Radiation Programs. [Accessed 1 May 2020]. 2010<http://www.regulations.gov>.
- 24 FDA. ELECTRONIC CODE OF FEDERAL REGULATIONS Title 21 → Chapter I → Subchapter H → Part 801 → Subpart H → §801.410 Title 21: Food and Drugs PART 801-LABELING Subpart H-Special Requirements for Specific Devices §801.410 Use of impact-resistant lenses in eyeglass. 2019[https://www.ecfr.gov/cgi%0A-%0A-bin/text%0A-%0A-aidx?SID=d7a8dc452e25211c49c438baf%0Afdeda62&mc=true&node=se21.8.801\\_1%0A410&rgn=div8](https://www.ecfr.gov/cgi%0A-%0A-bin/text%0A-%0A-aidx?SID=d7a8dc452e25211c49c438baf%0Afdeda62&mc=true&node=se21.8.801_1%0A410&rgn=div8) [Accessed 26 May 2020].
- 25 Seymour R., Carraher CEJ. Ensayo y caracterización de los polímeros. In: Reverté (ed). *Introducción a la Química de los Polímeros*. 1995, pp 135–136.
- 26 Fombuena Borrás V, Fenollar Gimeno O, Montañes Muños N. Propiedades mecánicas de los plásticos (IV). Ensayo de impacto. In: *Caracterización de Materiales Poliméricos*. Universitat Politècnica de Valencia, 2016, pp 107–122.
- 27 Stephens G. Statistical procedures for impact resistance testing and increased drop-ball heights. *Optom Vis Sci* 1995; **72**: 565–572.
- 28 Rojas Melgarejo F. Nuevas tecnologías en la determinación experimental del valor de la aceleración de la gravedad en la Tierra. *Rev Eureka sobre Enseñanza y Divulg las Ciencias* 2008; **5**: 110–113.
- 29 Pościk A, Jachowicz M. Mechanical properties of protective spectacles fitted with corrective lenses. *Int. J. Occup. Saf. Ergon.* 2017; **23**: 440–446.
- 30 Reyes Domínguez JF. Resistencia a los impactos: una mirada óptica. *Cienc Tecnol para la Salud Vis y Ocul* 2013; **11**: 113–125.
- 31 UNE-EN 166. Protección individual de los ojos. Requisitos. 1996.
- 32 UNE-EN 168. Protección individual de los ojos. Métodos de ensayos no ópticos. 1996.
- 33 UNE-EN 1836:2006+A1. Protección individual del ojo Gafas de sol y filtros de protección contra la radiación solar y filtros para la observación directa del sol. 2008.
- 34 Corzine J, Greer R, Bruess R, Lee G, Scaiel A. Effects of coatings on the fracture resistance of ophthalmic lenses. *Optom Vis Sci* 1996; **73**: 8–15.

- 35 Diallo M, Simonet P, Frenette B, Sanschagrin B. Resistance of plastic ophthalmic lenses: The effect of base curve on different materials during static load testing. *Optom Vis Sci* 2001; **78**: 518–524.
- 36 Dain SJ. Materials for occupational eye protectors. *Clin. Exp. Optom.* 2012; **95**: 129–139.
- 37 Oliver AR, Chou BR. A ballistic evaluation of the impact resistance of spectacle lens materials. *Optom Vis Sci* 1993; **70**: 822–827.
- 38 Meslin D. Compendio de Óptica Oftálmica. Materiales y Tratamientos. [Accessed 2 February 2020]. 2010 <http://www.essiloracademy.eu/sites/default/files/publications/Materials-and-Treatments-Spanish/files/basic-html/page5.html>.
- 39 Davis J. Perspectives on impact resistance and polycarbonate lenses. *Int Ophthalmol Clin* 1988; **28**: 215–8.
- 40 Chou BR, Gupta A, Hovis JK. The effect of multiple antireflective coatings and center thickness on resistance of polycarbonate spectacle lenses to penetration by pointed missiles. *Optom Vis Sci* 2005; **82**: 964–969.
- 41 Slagel EC. US Patent 6127505. Impact Resistant Polyurethane and Method of Manufacture Thereof. 2000.
- 42 Chou BR, Dain SJ, Cheng BB. Effect of ultraviolet exposure on impact resistance of ophthalmic lenses. *Optom Vis Sci* 2015; **92**: 1154–1160.
- 43 Chou BR, Hovis JK. Effect of multiple antireflection coatings on impact resistance of Hoya Phoenix spectacle lenses. *Clin Exp Optom* 2006; **89**: 86–89.
- 44 Morijiri H, Buisson J. Is the Sky the Limit? MAFO. *Ophthalmic labs Ind* 2009; **4**: 17–19.
- 45 Jha GS, Seshadri G, Mohan A, Khandal RK. Sulfur containing optical plastics and its ophthalmic lenses applications. *E-Polymers* 2008; **035**: 1–27.
- 46 Chou BR, Yuen GSC, Dain SJ. Ballistic impact resistance of selected organic ophthalmic lenses. *Clin Exp Optom* 2011; **94**: 568–574.
- 47 Badarinarayan V, Bivona, KT, Bojkova, NV, Hickenboth, Ch.R, Horner, EA, Lusher D. US Patent 2017 / 0215756A1: Batch Process for preparing molded optical articles. 2017.
- 48 PPG Tribid Marketing Overview [Accessed 6 April 2020]. 2016. [http://www.eyemax.co.il/wp-content/uploads/2016/11/PPG\\_Tribrid\\_Marketing\\_Overview-2-Copy.pdf](http://www.eyemax.co.il/wp-content/uploads/2016/11/PPG_Tribrid_Marketing_Overview-2-Copy.pdf).
- 49 Barcala Gosende, X; Díaz Hernández S. *Recubrimientos de Dureza de Lentes Oftálmicas de Alto Índice. Caracterización FTIR. Evaluación de su Eficacia. TFG. Facultad de Óptica y Optometría, UCM.* 2016.
- 50 Rychwalski PJ, Packwood EA, Cruz OA, Holds JB. Impact resistance of common spectacle and safety lenses to airgun and rimfire projectiles. *J AAPOS* 2003; **7**: 268–273.
- 51 Chou BR, Hovis JK. Durability of Coated CR-39 Industrial Lenses. *Optom Vis Sci* 2003; **80**: 703–707.
- 52 Mattison-Shupnick M, ABOM. MR MATERIAL: Premium, Clear, Strong, Thin, With Visual Appeal and Integrity [Accessed 11 March 2020]. 20/20 Mag. 2017; :

- <https://www.2020mag.com/ce/mr-material-premium-cle>.
- 53 Chou BR, B.Weslie FK. Impact Resistance of Transitions Plus Spectacle Lenses. *Optom Vis Sci* 1995; **72**: 608–611.
- 54 Chou BR, B.Weslie FK. Impact resistance of CR-39 and Polycarbonate spectacles at low temperature. *Optom Vis Sci* 1993; **70**: 153.
- 55 Chou BR, Rosli S, Hovis JK. Impact resistance of ophthalmic lenses at low temperature. *Unpubl Manuscr* 2011.
- 56 España. Resolución de la Dirección General de Trabajo, por la que se aprueba la Norma Técnica Reglamentaria MT-16 sobre gafas de montura tipo universal para protección contra impactos. BOE, 17 Agosto 1978, 196, 19213-19227. .
- 57 Fretz ER. Laminated Glass Lenses. US Patent 4793703. 1988.
- 58 Osaka, KT.; Kanan, SM., Kashiwara KW. Laminated Glass Lens for Spectacles. US Patent 9017820B2. 2015.
- 59 Tucker JF. Sunglass Lens Laminate. US Patent 6102539. 2000.
- 60 Tuchinda C, Srivannaboon S, Lim HW. Photoprotection by window glass, automobile glass, and sunglasses. *J Am Acad Dermatol* 2006; **54**: 845–854.
- 61 Vega BM, Rubio AF. *Estudio de Lentes Oftálmicas Orgánicas de Alto Índice de Refracción. Caracterización mediante Espectroscopía Infrarroja por Transformada de Fourier. Estudio de Propiedades. TFG. Facultad de Óptica y Optometría, UCM.* 2015.

## 8. ANEXO

*Tabla 1 Anexo. Equivalencia entre casas comercializados por diferentes empresas de lentes*

Nombre comercial	Índice de refracción (n)	Nº de Abbe (v)	Densidad (g/cc)
<b>MR-6™</b>	1,60	36	1,36
<b>MR-8™</b>	1,60	41	1,30
<b>Eyas (Hoya)</b>	1,60	42	1,32
<b>Ormil (Essilor)</b>	1,60	36	1,36
<b>Ormix (Essilor)</b>	1,60	41	1,30
<b>Prats 1.6 (Prats)</b>	1,60	37	1,34
<b>MR-7™</b>	1,67	31	1,37
<b>MR-10™</b>	1,67	31	1,37
<b>Eynoa (Hoya)</b>	1,67	31	1,37
<b>Stylis (Essilor)</b>	1,67	32	1,36
<b>Prats 1.67 (Prats)</b>	1,67	32	1,34

*Tabla Anexo 2. Oculares sueltos sometidos a ensayos de resistencia al impacto*

Material	Empresa	Tratamiento	Nº de lentes	Diámetro (mm)	Ec/Eb (mm)	Ensayo	Energía (J)
<b>Vidrio mineral</b>	-	Ninguno	2	70	1,80/1,80	Caída de bola 16 mm	<0,20
<b>Vidrio mineral</b>	-	Polarizado	2	70	2,00/2,00	Caída de bola 22 mm	0,21-0,56
<b>CR-39</b>	Panóptica	Ninguno	6	64	1,93/1,85	Caída de bola 24,5 mm	>0,76
<b>CR-39</b>	Panóptica	Color	5	64	1,93/1,85	Caída de bola 24,5 mm	>0,76
<b>Politiuretano 1,60</b>	Essilor	Dureza	5	80	1,73/2,43	Caída de bola 24,5 mm	>0,76
<b>Politiuretano 1,67</b>	Prats	Ninguno	6	Recortada	1,80/1,80	Caída de bola 24,5 mm	>0,76
<b>Politiuretano 1,67</b>	Prats	Dureza	2	70	2,20/2,20	Caída de bola 24,5 mm	>0,76
<b>Politiuretano 1,67</b>	Prats	Dureza/ AR	3	75	2,00/2,00	Caída de bola 24,5 mm	>0,76
<b>Polisulfuro 1,74</b>	Prats	Ninguno	4	Recortada	2,05/2,00	Caída de bola 24,5 mm	>0,76
<b>Polisulfuro 1,74</b>	Prats	Dureza	5	65	2,15/2,10	Caída de bola 24,5 mm	>0,76
<b>Trivex</b>	Prats	Color	1	65	2,20/2,20	I. velocidad	>0,90

Tabla 3 Anexo. Descripción abreviada de los protectores oculares completos con lentes de PC-BPA y resultados del ensayo de impacto con velocidad

Protector ocular	Ocular/Tratamiento	Montura	Velocidad (ms <sup>-1</sup> )	Energía (J)
<b>Gafa mod Flash</b> (Medop)	PC-BPA de 2,15 mm/RD y antivaho	Nylon	45	>0,90
<b>Gafa D (MT-16)</b> (Medop)	PC-BPA de 2,75 mm/RD y AR	TAC	45	>0,90
<b>Gafa panorámica</b> (3M™ 2890)	PC-BPA de 2,00 mm/RD y antivaho	PVC	120	>6,41
<b>Pantalla facial</b> (SPHERPI)	PC-BPA de 2,00 mm/Sin tratamiento	PP	190	>16,06

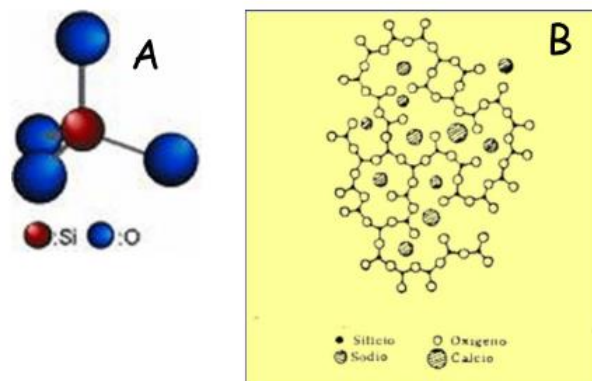


Figura 1 Anexo. A. Anión ortosilicato (unidad fundamental de los vidrios de sílice)  
B. Reticulo amorfo de un vidrio de sílice distorsionado por la incorporación de óxidos modificadores o bases

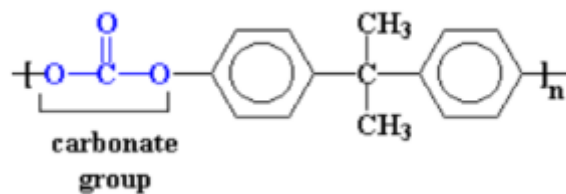


Figura 2 Anexo. Fórmula del PC-BPA

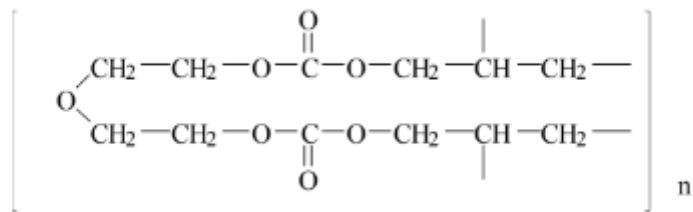
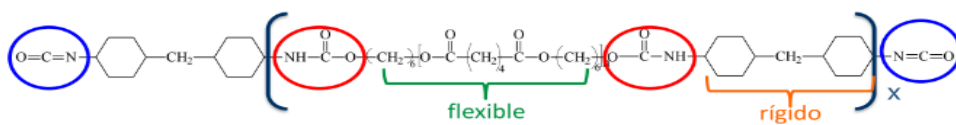
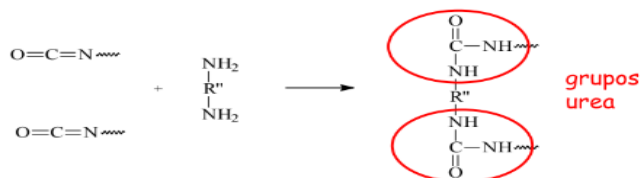


Figura 3 Anexo. Fórmula del CR-39

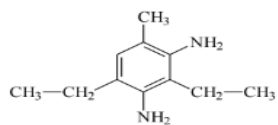
1. Prepolímero lineal (PU) con grupos isocianatos terminales, reactivos



2. Reacción de los grupos isocianato terminales con diaminas aromáticas



Ejemplo:



2,4-diamino-3,5-diethyltolueno

Figura 4 Anexo. Composición química y reticulación del Trivex

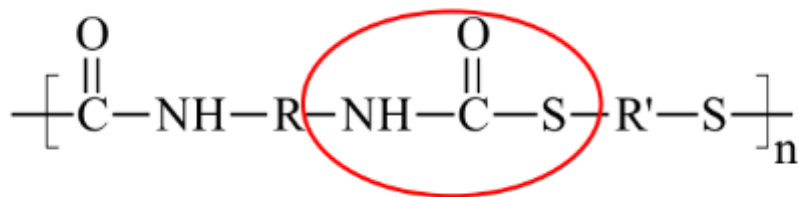


Figura 5 Anexo. Fórmula general de los poliuretanos



Figura Anexo 6. Unidad fundamental de los Polisulfuros



*Figura 7 Anexo. Gafas de protección de tipo D MT-16 (Medop)*



*Figura 8 Anexo. Gafas de protección 1F Modelo Flash (Medop)*



*Figura 9 Anexo. Gafas panorámicas 3M™ 2890, de PC-BPA (2C-1,2 3M I K N BT 9), montura de PVC, con banda elástica de poliéster y clips de Nylon (3M 2890 EN166 3 4 9 BT CE)*



*Figura 10 Anexo. Pantalla facial Bollé mod. SPHERPI de PC-BPA (2C-1,2 Bollé 1 AT 89 CE) y casco de polipropileno (PP) (Bollé EN166 3 8 9 AT CE)*



*Figura 11 Anexo. Soporte creado a partir de una máscara de “paintball”, utilizado para ensayos con velocidad*