



---

**Universidad de Valladolid**

FACULTAD DE CIENCIAS

# **Grado en Óptica y Optometría**

MEMORIA TRABAJO FIN DE GRADO TITULADO

## **Estudio de las propiedades de materiales de lentes de contacto**

Presentado por: Celia Paunero Peña

Tutelado por: Manuel Ángel González

Tipo de TFG: Revisión

En Valladolid a, 23 de mayo de 2022.

# ÍNDICE

LISTADO DE ABREVIATURAS .....	1
RESUMEN .....	2
1. INTRODUCCIÓN .....	3
2. JUSTIFICACIÓN.....	4
3. MATERIAL Y MÉTODOS .....	4
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	5
4.1 MATERIALES PARA LENTES DE CONTACTO.....	5
4.1.1 PMMA y Lentes de contacto rígidas .....	5
4.1.2 Hidrogeles derivados del HEMA .....	6
4.1.3 Hidrogeles derivados de la silicona.....	7
4.1.4 Otros materiales.....	9
4.2 PROPIEDADES QUÍMICAS .....	9
4.2.1 Humectabilidad .....	9
4.2.2 Resistencia a depósitos .....	10
4.2.4 Permeabilidad al oxígeno (Dk).....	12
4.2.5 Transmisibilidad a los gases (Dk/t).....	13
4.3 PROPIEDADES MECÁNICAS .....	13
4.3.1 Módulo de Elasticidad (E) .....	13
4.4 PROPIEDADES ÓPTICAS .....	14
4.4.1 Índice de refracción (n) .....	14
4.4.2 Transmisibilidad de la luz.....	15
4.4.3 Pérdida de propiedades con el uso.....	15
CONCLUSIONES.....	18
BIBLIOGRAFÍA .....	19

## LISTADO DE ABREVIATURAS

- AS:** Acrilato de Silicona.  
**CA:** Acetato de Celulosa.  
**CAB:** Acetato Butirato de Celulosa.  
**CoF:** Coeficiente de Fricción.  
**Dk:** Permeabilidad al oxígeno.  
**Dk/t:** Transmisibilidad a los gases.  
**EGDMA:** Dimetacrilato de Etilenglicol.  
**FDA:** Food and Drug Administration.  
**GMA:** Metacrilato de Glicidilo.  
**GPa:** Gigapascal.  
**HEMA:** Hidroxietilmetacrilato.  
**Hi-Si:** Hidrogel de Silicona.  
**LC:** Lente de Contacto.  
**LCH:** Lente de Contacto Hidrofílica.  
**MAA:** Metilmetacrilato.  
**MMA:** Metilmetacrilato.  
**MPa:** Megapascal.  
**NVP:** N-vinilpirrolidona.  
**PDMS:** Polidimetilsiloxano.  
**PMMA:** Polimetilmetacrilato.  
**PVA:** Alcohol Polivinílico.  
**RPG:** Rígida Permeable al Gas.  
**SBMA:** Metacrilato de Sulfobetaína.  
**TRIS:** Metacrilato de 3-[tris(trimetilsiloxi)silil]propilo.

## RESUMEN

Para una correcta adaptación de lentes de contacto (LC) debe existir un material polimérico adecuado para el paciente. Esto abarca una inmensa cantidad de posibilidades.

Al asignar una LC específica a cada usuario, debemos analizar las propiedades del material que se le vaya a adaptar, ya que van a variar dependiendo de las características de cada sujeto. La permeabilidad (Dk) y transmisibilidad a los gases (Dk/t) serán unas de las principales propiedades de las LC permitiendo que la córnea se nutra de oxígeno y no se produzca hipoxia. Asimismo, mejora la comodidad y permite más horas de uso sin incidencias. Una propiedad muy relacionada con las mencionadas será la cantidad de agua de la LC.

Todas estas propiedades, y muchas más, se irán mejorando con nuevos tratamientos y con el desarrollo de nuevos materiales a lo largo de los años, dado que siempre se mostraba algún inconveniente en la adaptación que se podía perfeccionar.

Esta revisión se divide en dos partes. La primera abordará los tipos de materiales utilizados en la fabricación de LC diferenciando entre polimetilmetacrilato (PMMA) y rígidas permeables al gas (RPG), hidrogeles derivados del HEMA (hidroxietilmetacrilato) e hidrogeles derivados de la silicona (Hi-Si). La segunda parte está compuesta por un listado concreto sobre las propiedades más características de las LC, diferenciándolas entre varios materiales y especificando sus ventajas e inconvenientes a la hora de adaptarlas y a lo largo de su uso. Finalmente se obtendrán unas conclusiones sobre la información adquirida en la investigación de este trabajo.

## ABSTRACT

For a proper adaptation of contact lenses, there must be a suitable polymeric material for the patient. This encompasses an immense number of possibilities.

To assign a specific contact lens to each user, we must analyse the properties of the material that will be adapted, since they vary from one consumer to another. Permeability and transmissibility to gases will be the main properties of the CL, allowing the cornea to be nourished with oxygen and avoiding hypoxia. It also improves comfort and allows more hours of trouble-free-use. A closely property related to those mentioned will be the amount of water in the CL.

All these properties, and many more, will be improved with new treatments and with the development of new materials over the years, since there were always some disadvantages in the adaptation that could be improved.

This review is split into two parts. The first will deal with the types of materials used in the manufacture of contact lenses, differentiating between PMMA and rigid gas permeable, HEMA-derived hydrogels and silicone-derived hydrogels. The second part is made up of a specific list of the most characteristic

properties of CL, differentiating them between various materials and specifying their advantages and disadvantages when adapting them and throughout their use. Finally, some conclusions will be obtained on the information acquired in the research of this work.

## 1. INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia, hemos tratado de averiguar cómo corregir las ametropías ópticas utilizando multitud de tipos de materiales. Desde las primeras LC diseñadas por Leonardo da Vinci en el siglo XV, pensadas con una ampolla llena de vidrio, hasta las más modernas en la actualidad.<sup>1</sup>

Hoy en día, más de 125 millones de personas en todo el mundo utilizan LC y este mercado se encuentra en un crecimiento constante<sup>2</sup>. Cada vez más personas priorizan esta opción para su corrección ocular. Las LC también pueden ser utilizadas para tratamientos de la superficie ocular o incluso para una opción estética. Para una mayor satisfacción del usuario es primordial la elección de los materiales de este producto y conseguir solventar las necesidades específicas de cada consumidor, como la durabilidad de la lente, su comodidad, mantener una visión estable, etc. Asimismo, serán de gran importancia las demandas que precisan los fabricantes para decidir los parámetros requeridos en las LC.

Los materiales que se emplean con fines ópticos en la actualidad se podrían dividir en dos grandes grupos perfectamente diferenciados de acuerdo con su propia constitución<sup>3</sup>:

- **Orgánicos:** Aquellos formados por moléculas que contienen carbono como componente principal. Van a destacar los materiales poliméricos.
- **Inorgánicos:** Aquellos materiales formados por otros elementos o compuestos químicos que no contienen carbono en este caso. Destacan los silicatos cristalinos, los cuales contienen silicio, oxígeno, etc, y estos son formadores de los vidrios de silicato.

A día de hoy, los materiales de tipo orgánico dejan completamente de lado a los materiales inorgánicos<sup>3</sup> ya que mejoran drásticamente sus múltiples aplicaciones gracias a las propiedades que ofrecen. Por esta razón en este trabajo nos vamos a centrar en las distintas propiedades que ofrecen los materiales de tipo orgánico.

La realización de este trabajo consistirá en hacer un estudio sobre los diferentes materiales utilizados para LC tanto blandas de tipo hidrogel convencional (LCH) y de hidrogel de silicona, como rígidas. Se proporcionará una lista detallada de las propiedades que los determinan. Clasificaremos esta lista en tres grupos: propiedades químicas, propiedades mecánicas y propiedades ópticas.

## **2. JUSTIFICACIÓN**

En este presente trabajo se ha realizado una revisión bibliográfica extensa sobre las propiedades de los materiales que se utilizan para la fabricación de LC. Principalmente centrándonos en los materiales más utilizados en la actualidad y repasando el motivo por el cual los materiales más anticuados se están dejando de adaptar.

Considero que el mundo de las LC está en un momento excelente para la investigación y desarrollo de materiales nuevos, ya que cada vez se realizan más adaptaciones y están más demandadas.

Es determinante el proceso de selección de una LC dependiendo de las necesidades del paciente, dado que estas varían enormemente entre usuarios. Gracias a la variedad de materiales que existen hoy en día, la gran mayoría de demandantes de LC se pueden beneficiar de este método para una buena corrección óptica e incluso para tratamientos oculares o por un motivo estético.

## **3. MATERIAL Y MÉTODOS**

El diseño utilizado para realizar este trabajo ha consistido en una revisión bibliográfica. El método de estudio se ha basado en una búsqueda exhaustiva de material bibliográfico sobre los componentes más utilizados para la fabricación de LC, concretando en los más actuales, sus principales propiedades como material y cómo afectan a la superficie ocular.

Para llevar a cabo este estudio, se han consultado medios en formato papel, y principalmente medios digitales. La búsqueda de libros físicos se obtuvo en la Biblioteca de la facultad de Ciencias de la Universidad de Granada. Para la obtención de información por medios digitales se emplearon bases de datos tales como Google Scholar y PubMed entre otras.

El idioma principal empleado para la búsqueda de información ha sido el inglés, ya que es el idioma en el que más material hay, aunque también se han utilizado artículos en español.

Como material complementario se ha revisado temario específico del grado de Óptica y Optometría cuya materia era de utilidad en este trabajo.

La información adquirida ha intentado ser lo más actual posible, desde alrededor de 2010, desechando los artículos más antiguos.

## 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 4.1 MATERIALES PARA LENTES DE CONTACTO

#### 4.1.1 PMMA y Lentes de contacto rígidas

El **PMMA** aparece para comenzar a sustituir al vidrio en la fabricación de LC, es un plástico transparente fabricado principalmente a partir del monómero metacrilato de metilo (MMA).

Este material era fácilmente moldeable, lo que ayudaba a la fabricación y a la adaptación, transparente con un índice de refracción de 1,489, aproximadamente un 60% más ligero que el cristal, resistente, inerte, y con una transmisibilidad luminosa semejante a la del vidrio<sup>4</sup> capaz de transmitir un 92% de la luz incidente en la zona visible<sup>3</sup>.

Fue utilizado en la fabricación de LC, aunque ha caído en desuso. Hoy en día ocupan una cuota de mercado del 1%. Esta baja comercialización se debe a su falta de Dk, una de sus mayores desventajas, causada por la poca movilidad de las cadenas de polímeros, que impiden el flujo de oxígeno o agua interna dando lugar a hipoxia corneal en muchos casos.

Las **lentes de contacto rígidas permeables al gas (LCRPG)** se crean para prevenir el edema corneal que podían provocar las lentes de PMMA. Este tipo de lentes se utilizan significativamente menos que las LC blandas, pero aún continúan en uso para corregir ametropías oculares como el astigmatismo, presbicia, etc. También son utilizadas para conseguir una mejora visual en pacientes con queratocono<sup>5</sup>, pacientes que necesitan LC después de una cirugía refractiva y, en ocasiones, son utilizadas para casos de ortoqueratología nocturna<sup>6</sup>. El éxito de las LCRGP para tratamiento posquirúrgico radica en su rigidez, lo que permite remodelar la córnea según las necesidades que tenga el usuario<sup>7</sup>. Esto no se podría hacer con las lentes blandas ya que se adaptan perfectamente a la córnea.

El primer material utilizado para fabricar LCRPG (1978) es el acetato butirato de celulosa (CAB), desarrollado por *Rynco Scientific Corporation* en EEUU. Este material presenta el inconveniente de tener una baja absorción de agua, lo que hace necesario el empleo de soluciones humectantes que mejoren el confort ocular durante su uso. Sin embargo, su Dk es bueno en comparación con la del PMMA, aunque ha sido mejorado por materiales más actuales. Requiere un menor uso de plastificantes que el acetato de celulosa (CA), presenta buena resistencia al impacto y puede ser moldeado debido a su carácter termoplástico. Una de sus desventajas es que la estabilidad dimensional depende mucho del procesado del material<sup>3</sup>.

Posteriormente se comenzó a utilizar el acrilato de silicona (AS) donde se mejora el Dk, la humectación y la estabilidad dimensional. En los años 80 se investigó con materiales fluorados como Acrilatos de fluorsilicona (AS+Fluorina) y fluoropolímeros flexibles.

Actualmente la composición más típica de estas LC se basa en acrilato de fluorsilicona o siloxano, como pueden ser polidimetilsiloxano (PDMS) y metacrilato de 3-[tris(trimetilsiloxi)silil]propilo (TRIS) añadidos a monómeros de naturaleza hidrofílica como HEMA, N-vinilpirrolidona (NVP) y metilmetacrilato (MAA). Estos comonómeros aportan mejores propiedades como el Dk gracias a la silicona<sup>2</sup>.

Las investigaciones más modernas sobre LCRPG hacen alusión a sus aplicaciones y tratamientos sobre complicaciones oculares como puede ser postcirugía refractiva, ectasias e irregularidades corneales, más que sobre innovaciones en la mejora del material<sup>8,9</sup>.

#### **4.1.2 Hidrogeles derivados del HEMA**

Con el objetivo de poder aumentar el Dk se comenzaron a desarrollar diferentes hidrogeles convencionales copolímeros del monómero HEMA. Estos hidrogeles pueden tener un alto contenido en agua, dependiendo de los comonómeros, de hasta un 80%<sup>2</sup>. Suelen ser realmente cómodos ya que tienen buenas propiedades humectantes.

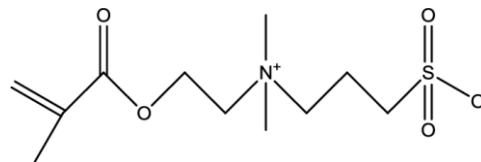
Los hidrogeles derivados de HEMA forman aproximadamente un 22% del mercado actual de LC. Este material se polimeriza habitualmente con monómeros tales como dimetacrilato de etilenglicol (EGDMA), MAA y NVP. Los dos últimos monómeros mencionados aumentan el contenido en agua gracias a su fuerte carácter hidrofílico. El problema que se produce en la lente al utilizar los comonómeros MAA y NVP es el aumento de depósito de proteínas, estos, al ser hidrofílicos, introducen una carga electroquímica que hace que se produzca una atracción de proteínas en la lágrima.<sup>10</sup>

Al aumentar el depósito de proteínas se puede producir una pérdida en el contenido en agua de la lente de HEMA-MAA. La adherencia de proteínas va a aumentar con el tiempo de uso de la lente.

Para reducir esta complicación se han realizado varios estudios<sup>11,12</sup>. Por ejemplo, en la Escuela de Ciencia e Ingeniería de materiales en Guangzhou se utilizó metacrilato de sulfobetaina (SBMA) en diferentes cantidades como comonómero, se estudió el



ángulo de contacto con el agua, la transmitancia de luz visible, y el contenido en agua en equilibrio. Al introducir grupos zwitteriónicos de tipo SBMA (*Figura 1*) se reducía considerablemente el depósito de proteínas y continuaba manteniendo un alto contenido en agua<sup>12</sup>. La suma de la carga de los compuestos químicos de los zwitteriones es neutra, pero cargados positiva y negativamente en distintos átomos. Son especies polares que presentan una gran solubilidad en agua y, por el contrario, bastante baja en varios disolventes orgánicos polares.



**Figura 1:** estructura molecular del SBMA<sup>13</sup>

Para mejorar la estabilidad dimensional de la LC fabricada con estos copolímeros se utilizan algún tipo de agente reticulante. Estos pueden crear enlaces covalentes entre las cadenas y mejorar así su estabilidad dimensional. El más habitual es el EGDMA, mencionado anteriormente.

Para organizar en grupos las LCH la FDA (Food and Drug Administration) tiene una clasificación para estas lentes basada en su contenido en agua y su naturaleza iónica como podemos ver en la *Tabla 1*:

Group	Water Content	Polymer Type	Lens Material
I	<50% H <sub>2</sub> O	Nonionic polymer	Tetrafilcon A, Polymacon
II	>50% H <sub>2</sub> O	Nonionic polymer	Lidofilcon A or B, Alfafilcon A, Omafalcon A, Nelfilcon A, Vasurfilcon A, Hioxifilcon A
III	<50% H <sub>2</sub> O	Anionic polymer	Bufilecon A, Phemfilcon A, Ocufilecon A
IV	>50% H <sub>2</sub> O	Anionic polymer	Etafilecon A, Vifilcon A

**Tabla 1:** Resumen de los grupos de LCH, clasificado por la FDA.<sup>14</sup>

#### 4.1.3 Hidrogeles derivados de la silicona

Las LC basadas en materiales de Hi-Si suponen actualmente el tipo más común de LC. Han provocado un gran cambio en la práctica clínica. Esta creciente popularidad se debe al alto Dk que pueden llegar a tener (normalmente >100Dk)<sup>2</sup> con respecto a las LCH.

En un principio fueron desarrolladas para utilizarse como LC de uso prolongado, pero con el tiempo, los fabricantes se han ido posicionando hacia el uso diario<sup>15</sup>. Esto se puede deber a la naturaleza hidrofóbica de este tipo de lentes, ya que tienden a formar depósitos de lípidos.

A finales de los 90 se introdujeron las primeras lentes de Hi-Si, las cuales superaban a las lentes basadas en HEMA en oxigenación de la córnea. A pesar de las mejoras, no respondían a estándares completos de biocompatibilidad con la superficie del ojo para un uso conveniente y sin complicaciones. Estos problemas estaban relacionados con el alto módulo de rigidez y elasticidad de los materiales de 1ª generación de las LC Hi-Si.<sup>15</sup>

La segunda generación se desarrolló por la necesidad de una mayor comodidad, para ello era conveniente reducir el módulo de elasticidad y mejorar la hidrofilia.

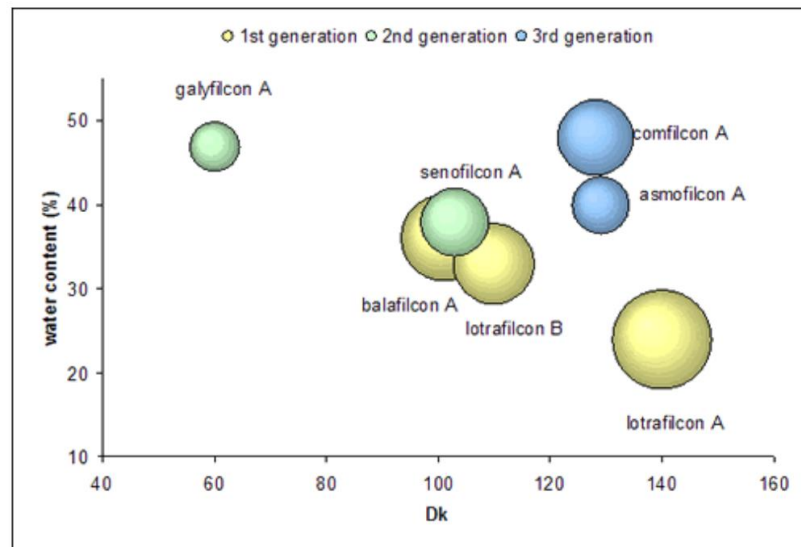
A partir de 2007 se introdujeron tres lentes de nueva generación, como por ejemplo Biofinity y PremiO. Estas se presentan en un mismo grupo a pesar de existir diferencias entre ellas. Biofinity no necesita agente humectante interno ni tratamiento en la superficie. PremiO utiliza un tratamiento con plasma el cual suaviza la superficie de la lente y, por lo tanto, mejora la comodidad.<sup>16</sup>

Podemos observar y comparar muchas de las propiedades y características de varias generaciones de LC Hi-Si disponibles actualmente en la *Tabla 2*:

MARCA	PUREVISION	FOCUS NIGHT&DAY	O2 OPTIX	AVAIRA	BIOFINITY	ACUVUE ADVANCE	ACUVUE OASYS	TRUEEYE	PREMIO	CLARITY
Fábrica	B&L	CIBA Vision	CIBA Vision	Cooper Vision	Cooper Vision	J&J	J&J	J&J	Menicon	Sauflon
Material	Balafilcon A	Lotrafilcon A	Lotrafilcon B	Enfilcon A	Comfilcon A	Galyfilcon A	Senofilcon A	Narafilcon A	Asmofilcon A	-
H2O %	36	24	33	46	48	47	38	46	40	58
Dk	91	140	110	100	128	60	103	100	129	60
Módulo	1,50	1,52	1,00	0,50	0,75	0,43	0,72	0,66	0,91	0,50
Tratamiento de superficie o humectación	Oxidación de plasma	Recubrimiento de plasma 25 nm	Recubrimiento de plasma 25 nm	Agente de humectación interno, no informado	Agente de humectación interno, no informado.	Agente de humectación interno, PVP	Agente de humectación interno, PVP	Agente de humectación interno, PVP	Tratamiento de plasma	No informado

**Tabla 2:** Características de las LC Hi-Si disponibles en la actualidad.<sup>17</sup>

Estas lentes dejan de tener la relación inversa convencional entre Dk y contenido en agua al poseer un Dk mayor de lo que les correspondería con la cantidad de agua que absorben<sup>16</sup>, como se ve en la *Figura 2*. Esto se refiere a que las primeras dos generaciones seguían una relación casi lineal en las que, al tener más contenido en agua, suponía un menor Dk.



**Figura 2:** Relación entre Dk, contenido en agua y módulo (el módulo se representa con el tamaño de la burbuja).<sup>16</sup>

#### 4.1.4 Otros materiales

El **hidrogel de alcohol polivinílico (PVA)** contiene unas tasas de absorción de proteínas inferiores a las LC de HEMA y MMA/VP. Goza de propiedades hidrofílicas y biocompatibles. Este material a pesar de ser relativamente nuevo tiene un gran futuro en el mercado de LC gracias a sus propiedades de biodisponibilidad, bajo costo y su buena humectabilidad.<sup>2</sup>

Otro material bastante reciente y con buen pronóstico son los hidrogeles que contienen **ácido hialurónico (HA)**. Tiene un papel importante como lubricante natural y unas propiedades sobresalientes en retención de agua. Se han llevado a cabo varios estudios utilizando HA en tratamientos oftálmicos como por ejemplo para el ojo seco<sup>18,19</sup>.

## 4.2 PROPIEDADES QUÍMICAS

### 4.2.1 Humectabilidad

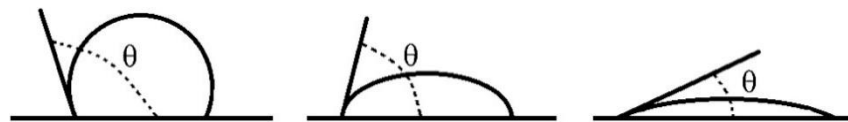
Consiste en la capacidad de la superficie de la LC para permitir que un líquido, en nuestro caso la lágrima, se mantenga sobre ella como una película estable. Al colocar la lente en el ojo, el aire y la lágrima van a competir por extenderse por la superficie de la LC. La extensión que haya cubierto la lente por la lágrima muestra la humectabilidad del material. Esta propiedad mejora la comodidad, la agudeza visual y evita la formación de depósitos de secreciones oculares, como lípidos o mucinas.

Las LC Hi-Si pueden dar problemas con la humectabilidad ya que cuanto mayor contenido en silicona menor va a ser la extensión de la lágrima sobre la superficie de la lente. Esto se debe a la

hidrofobicidad de la silicona, repeliendo el líquido y pudiendo secar la película de lágrima. Para evitar este problema de humectabilidad se introducen en el interior del material agentes humectantes o, también se pueden tratar las superficies con plasmas. En el caso de las LC reutilizables, la humectabilidad inicial puede variar por los métodos de limpieza y cuidado de las lentes que se utilicen.<sup>20</sup>

Existen varios métodos para medir la humectabilidad. Pueden evaluar esta propiedad en el laboratorio en lentes sin usar (*in vitro*) o usadas (*ex vivo*). También está la posibilidad de evaluarla clínicamente en el mismo ojo (*in vivo*). Los métodos de laboratorio más comunes se realizan midiendo el ángulo de contacto. Este es el ángulo entre la superficie del material y la tangente que se encuentra entre la interfaz líquido-gas y la interfaz sólido-líquido.

En esta figura (3) podemos observar que, a un mayor ángulo de contacto, la humectabilidad será menor y viceversa.



**Figura 3:** Diagrama que muestra el ángulo de contacto ( $\theta$ ) de un líquido sobre las superficies.<sup>20</sup>

Métodos *in vitro* para evaluar la humectabilidad superficial de las LC:

- Gota sécil: Existen métodos estáticos y dinámicos. Se deposita una gota sobre una superficie sólida y se mide el ángulo de contacto.
- Burbuja cautiva: También se puede evaluar de manera estática y dinámica. Un material se introduce en un líquido y se inyecta una burbuja de aire bajo la superficie sólida. Se evalúa la forma de la burbuja.
- Placa Wilhelmy: Método dinámico. Se mide el ángulo de contacto de avance y el de retroceso.
- Interferometría / videoqueratoscopia: captura imágenes de la película de lágrima anterior a la LC.

Métodos *in vivo* para evaluar la humectabilidad superficial de las LC:

- NIBUT: tiempo de secado superficial no invasivo.

#### 4.2.2 Resistencia a depósitos

Consiste en la capacidad del material de la LC para evitar que se adhieran depósitos a ella, principalmente lípidos, como ésteres de

colesterol o de cera y triglicéridos. Estos lípidos no son solubles en el medio acuoso, por lo que van a modificar la estructura de la lágrima, en concreto la capa lipídica<sup>17</sup>.

Las LCRPG no tienen demasiados problemas en cuanto a resistencia a los depósitos, va a depender de lo permeable que sea, cuanto más permeable, menos adherencia y viceversa<sup>4</sup>. En cuanto a las LCH, como habíamos destacado anteriormente, los comonomeros MAA y NVP aumentan el depósito de proteínas en lentes con estructura de hidrogel HEMA por su alto contenido en agua. El MMA y HEMA presentan cargas negativas las cuales aumentan enormemente el contenido en agua. Las lentes con esta propiedad se conocen como iónicas, conllevan bastantes inconvenientes como la inestabilidad dimensional y la baja resistencia a la formación de depósitos. El comonomero metacrilato de glicidilo (GMA) da lugar a materiales con una hidratación de entre el 30 y 42%. Si lo polimerizamos con HEMA conduce a materiales con un buen porcentaje de agua y no iónicos. Esto aumenta la resistencia a los depósitos.

En una serie de estudios<sup>14</sup> descubrieron que en LCH se depositan los lípidos más polares preferentemente sobre las lentes que sean más hidrofílicas, es decir, cuanto más hidratación, más residuos atraían. También se indicó que las LC que más depósitos tuvieron fueron las del grupo IV y las que menos las del grupo I, según la clasificación de la FDA (Tabla 1).

En cuanto a las LC Hi-Si, dada la naturaleza hidrofóbica de la silicona, requieren una modificación en la superficie como tratamientos con plasma para disminuir la distribución de depósitos en la superficie y el interior de la lente<sup>21</sup>. Siempre que un paciente refiera molestia por el uso de sus LC Hi-Si hemos de descartar la deposición de lípidos o proteínas, ya que gran cantidad de inadaptaciones en este tipo de lentes se deben a depósitos en la superficie de estas. Otro factor que acompaña a aumentar residuos es el uso prolongado de la lente, por lo que es fundamental el reemplazo frecuente de esta. Varios estudios de Tighe et ál<sup>17</sup> compararon LC de reemplazo trimestral y mensual según la cantidad de depósitos, hallando una adherencia 44% mayor para las trimestrales.

#### **4.2.3 Hidratación**

La hidratación de una LC es la capacidad de absorción de agua que presenta la misma. Esta será una característica esencial tanto para las LCH convencionales como para las que contienen silicona. Va a estar directamente relacionada con el Dk, la comodidad y la

flexibilidad de la lente. De manera inversa con la calidad de visión que proporciona al usuario y con el espesor de la lente.

En las LCH, para conseguir un mayor contenido en agua, el espesor de la lente va a aumentar. La lente ideal sería una con alto contenido en agua y muy delgada. El problema en las LCH será que cuanto más contenido en agua más frágil se vuelve la lente y, por lo tanto, no se pueda fabricar demasiado delgada.

La revolución llega con las LC Hi-Si. La hidratación de estas lentes va a ser más baja (<50%) gracias a los componentes hidrofóbicos de la silicona, muy permeables al oxígeno, por lo tanto, no hay necesidad de que el contenido en agua sea tan alto. Debe de haber un equilibrio entre porcentaje de silicona y contenido en agua dado que ambas partes aportan beneficios e inconvenientes a la lente.<sup>15</sup>

#### 4.2.4 Permeabilidad al oxígeno (Dk)

Al ser la córnea un tejido avascular, va a necesitar nutrirse del oxígeno de los medios de su alrededor, principalmente del aire al que está expuesta. La lágrima va a recoger este oxígeno del ambiente y lo transmite a la misma córnea. La LC altera esta vía de aporte de oxígeno, lo que podría provocar hipoxia. Es una propiedad esencial que facilita el mantenimiento del metabolismo corneal.

El Dk mide la cantidad de paso de este gas a través de un material. Esta acción se produce por difusión, pasando las moléculas de gas de la zona con mayor concentración a la zona con menor. Podemos definir la permeabilidad al oxígeno como (1):

$$\text{Permeabilidad (Dk)} = \text{coef. de difusión (D)} \cdot \text{coef. de solubilidad (k)} \quad (1)$$

Dónde  $D$  es la velocidad de movimiento de las moléculas de oxígeno en el material y  $k$  el número de moléculas de oxígeno disueltas en una unidad de volumen del material a una presión en particular.

El Dk de la lente va a depender de la composición del material. El PMMA fue el primer polímero utilizado para LC rígidas. Una de las principales características que lo definía era su permeabilidad insignificante al oxígeno, esto producía problemas de salud ocular. Posteriormente, con las LC basadas en HEMA se mejoró esta propiedad, ya que los monómeros que los componían eran hidrofílicos y permitían la interacción con el agua. El contenido en agua de las LC blandas abarca entre el 35-75%, esta propiedad va a determinar el Dk<sup>22</sup>.

Sin embargo, no se consideraba suficiente, ya que había una necesidad de aumentar esta permeabilidad para combatir las complicaciones oculares.

La revolución llega al incorporar silicio (en ocasiones flúor) a los polímeros de las LC. Al combinar silicio con oxígeno (siloxano) los enlaces permiten una buena transmisión de oxígeno<sup>20</sup>, así se forma la base de las LC Hi-Si y se pueden incorporar a las LC rígidas. Otro polímero que se ha ido incorporando son los fluorocarbonos<sup>23</sup>, los cuales pueden disolver el oxígeno y así mejorar el Dk.

#### **4.2.5 Transmisibilidad a los gases (Dk/t)**

Propiedad de las LC de transmitir oxígeno y CO<sub>2</sub> mediante difusión y mecanismos de solubilidad teniendo en cuenta la influencia del espesor de la LC. El grosor (t) está inversamente relacionado con el Dk, disminuye la transmisibilidad de la lente. Para una LC rígida, esta propiedad dependerá de cómo de grandes sean sus poros, para las lentes hidrofílicas variará según la hidratación y el grosor y para LC Hi-Si va a depender de la cantidad de silicona ya que, cuanto más silicona mejor va a ser el paso de oxígeno.<sup>4</sup>

El Dk/t mínimo en LC de uso diurno para que no existan complicaciones oculares, es de unas 20-24 unidades, el recomendado será de unas 40 unidades. Para lentes de uso prolongado el mínimo Dk/t será de 87 y el recomendado de 120.<sup>24</sup>

Un estudio<sup>25</sup> sobre el Dk/t de LCH multifocales concluyó que las lentes más positivas, es decir las que tienen un mayor espesor, tenían un menor Dk/t. Para diferentes adiciones no existía demasiada diferencia, pero para hidrataciones medias y altas sí que había una mayor transmisibilidad. Por lo tanto, para hipermetropes de notable graduación sería conveniente una lente con buena hidratación.

### **4.3 PROPIEDADES MECÁNICAS**

#### **4.3.1 Módulo de Elasticidad (E)**

De las propiedades mecánicas, el módulo de elasticidad es el más importante y el más citado. De acuerdo con la ley de Hooke, la propiedad de elasticidad engendra la capacidad de un material para volver, dentro de los límites elásticos, a su forma y tamaño original después de que se le hayan retirado las fuerzas deformantes que se le estaban aplicando.

Esta propiedad va a estar definida por la relación entre la tensión (carga por unidad de área) y la deformación (grado de elongación) como podemos ver en la fórmula (2). Al ajustar una línea

recta a través del rango casi lineal de la tensión-deformación, definimos el módulo de Young (E) como la pendiente de esta línea.<sup>26</sup>

$$E = \frac{(\text{tensión})\sigma}{(\text{deformación})\varepsilon} \quad (2)$$

El módulo de elasticidad de los materiales de LC rígidos puede ascender hasta 10 GPa, mientras que el valor de los materiales para LC blandas está entre 0,2 y 1,5 MPa<sup>27</sup>. A mayor módulo de elasticidad mejor mantenimiento de su forma y menor flexibilidad tendrá la lente.

Dentro de las lentes blandas, las lentes de hidrogel convencionales van a tener un módulo de elasticidad menor que las LC Hi-Si, ya que cuanto más contenido en silicona tengan se confiere una estructura más rígida a la lente y, por lo tanto, el módulo de elasticidad será mayor.

Para la adaptación de las LC, el módulo de elasticidad es un parámetro determinante en la comodidad dado que la elasticidad del material va a establecer la respuesta de deformación y recuperación de la lente por la presión que haga el párpado. Cuanto más rígida sea la lente, más fricción habrá con la superficie ocular por la acción del parpadeo, ya que la lente tiene menos capacidad para adaptarse al ojo.<sup>15</sup>

## 4.4 PROPIEDADES ÓPTICAS

### 4.4.1 Índice de refracción (n)

El índice de refracción está relacionado con la densidad del material y en las LCH está relacionado con el contenido en agua. Idealmente, el índice de refracción de una LC coincide con el de la córnea, 1,37. Cuanto mayor es el índice, la densidad aumenta y la transparencia es peor. Las lentes de acrilato de fluorsilicona tienen un índice de refracción de entre 1,42 a 1,46 y los acrilatos de silicona tienen un índice de refracción mayor a 1,46. Las PMMA tienen un índice de 1,49.<sup>27</sup>

El índice de refracción se mide utilizando un refractómetro Abbe. Este instrumento ha sido el principal para las mediciones de índice de refracción de las LC. La lente se intercala entre dos prismas y se ilumina con una luz monocromática. La luz incidente se refracta en la interfaz del material de la lente/prisma para determinar el ángulo de divergencia crítico. Una vez que conocemos el índice de refracción del prisma y el ángulo medido, se usa la ley de Snell para calcular el índice de refracción.<sup>28</sup>



#### 4.4.2 Transmisibilidad de la luz

Se trata de la diferencia entre la intensidad de luz que incide sobre un material, en este caso el de la LC, comparada con la que pasa a su través. Para que la lente sea adecuada para su uso y adaptación debe tener una transmitancia óptica igual o superior a 90%, dentro del espectro visible (aproximadamente entre 380 nm y 680 nm). Este valor suele comprenderse entre el 92 y 98%.

Este parámetro va a depender de:

- Los componentes químicos.
- Pureza de la lente: cuantos menos radicales, mayor pureza y la luz se transmite mejor.
- Hidratación: la transparencia se reducirá cuanto más contenido en agua tenga.
- Índice de refracción: un menor índice dejará pasar más luz.

Cada vez se comercializan más las LC con protección ultravioleta para evitar posibles daños a largo plazo y proporcionar una protección extra a la lente. Un ejemplo del incremento de esta protección en el mercado es que todas las lentes de la marca ACUVUE® ya tienen filtro UV.<sup>29</sup>

Las LC que bloquean los rayos UV están etiquetadas como clase 1 y clase 2. Los polímeros absorbentes de clase 2 han estado disponibles durante varios años. Más recientemente se han introducido polímeros absorbentes de UV de clase 1. Estos proporcionan un nivel más alto de protección.

De acuerdo con el estándar de la FDA y el Instituto Nacional Estadounidense de Estándares para el uso de LC cosméticos y afáquicos, las LC de clase 1 deben bloquear el 90% de los rayos UV-A (longitudes de onda de 316 a 400 nm) y el 99% de los rayos UV-B (longitudes de onda de 280 a 315 nm). Las LC de clase 2 deben bloquear al menos el 70% de la radiación UV-A y el 95% de la radiación UV-B. Se ha documentado que las LC que no bloquean los rayos UV absorben, en promedio, solo el 10% de los rayos UV-A y el 30% de los rayos UV-B.<sup>30</sup>

#### 4.4.3 Pérdida de propiedades con el uso

Todo tipo de LC va a experimentar una serie de cambios en sus propiedades fisicoquímicas por el uso. Estos cambios o pérdida de propiedades van a variar dependiendo del tipo de LC de la estructura del material y de las horas de uso del usuario. También

existirán cambios solo por el hecho de colocarnos la LC, ya que hay una diferencia de temperatura del medio ambiente al estar en contacto con nuestro ojo. Todas estas variaciones pueden afectar a la calidad visual.

Un estudio hecho sobre varios tipos LCH derivado de HEMA<sup>31</sup> observó que solo al pasar de una temperatura de 20°C a 35°C, ya hubo una reducción importante en el contenido en agua y el diámetro total de la mayoría de las lentes. A las 6h de uso siguió reduciéndose el contenido en agua (por deshidratación), el diámetro total y el Dk/t. La distorsión, decoloración y calidad de las lentes no experimentaron cambios significativos. Concluyeron que la deshidratación de las LCH lleva a una disminución del diámetro total y la transmisibilidad del O<sub>2</sub>. A pesar de ser este estudio relativamente anticuado, nos ayuda a entender la pérdida de propiedades en las LC convencionales.

En otro estudio de 2014<sup>32</sup>, se analizó la transmisión de luz ultravioleta y se concluyó que esta se modifica tras un periodo de uso en casi todas las lentes, pero más en concreto en las LC Hi-Si, probablemente por la gran adhesión a residuos que las caracterizan.

Para continuar con las LC Hi-Si, un estudio de 2020<sup>33</sup> experimentando con 4 tipos de lentes de materiales de silicona concretadas en la *Tabla 3*:

Especificaciones	nombre USAN			
	Senofilción A	Delefilción A	Estenfilcon A	Narafilción A
Tratamiento de superficies	Ninguna. Agente humectante interno Hydraluxe®	Tecnología de gradiente de agua	Química de silicona inteligente (3% de contenido de Si)	Ninguna. PVP como agente humectante interno.
Contenido de agua	38%	33 % en el núcleo, >80 % en la superficie	54%	48%

**Tabla 3:** Resumen de los nombres de propiedad de los materiales HiSi y de algunas propiedades materiales de interés. (Datos proporcionados por los fabricantes).<sup>33</sup>

Tras realizar diferentes pruebas para comprobar el impacto del tiempo de exposición al aire, el envejecimiento del material por fricción y la velocidad de deslizamiento en el rendimiento tribológico, se concluyó que, en caso de deshidratación de la superficie de la lente, el coeficiente de fricción (CoF) aumenta drásticamente, más de 10 veces los valores observados inmediatamente después de sacar la LC del blíster. Esto conlleva un mal deslizamiento del parpado sobre la lente y una mayor incomodidad.

Existe una correlación significativa entre el contenido en agua y el CoF. Esto nos sugiere que es relativamente importante mantener la humectabilidad de la lente de Hi-Si durante periodos más prolongados para poder garantizar una buena salud ocular y comodidad para el usuario. Para mejorar esta propiedad la tecnología

gradiente de agua del Delefilcon A sugiere una garantía de mayor duración de la humectabilidad y lubricidad. El gradiente acuoso consiste en un contenido en agua bajo en el núcleo de la lente y una superficie hidrofílica con más contenido en agua.

Otros materiales de Hi-Si como narafilcon A, senofilcon A y stenfilcon A, van a poder mejorarse con soluciones humectantes o colirios con agentes humectantes.

## CONCLUSIONES

Tras el análisis de datos sobre el estudio bibliográfico que se presenta anteriormente se puede llegar a las siguientes conclusiones:

- Englobando todos los materiales de LC rígidas, las del material de PMMA se puede considerar que se encuentran en completo desuso. Por otro lado, las LCRPG han evolucionado considerablemente para reducir los problemas de hipoxia corneal, aunque sigue faltando innovación en materiales para estas lentes. La investigación actual sobre las lentes rígidas se centra en tratamientos sobre afecciones oculares tales como tratamientos postquirúrgicos, queratocono o lentes de ortoqueratología.
- Las LCH, gracias a su alto contenido en agua, mejoraron en gran medida la comodidad que no aportaban las lentes rígidas. Asimismo, el aumento de hidratación incrementó el Dk. Algunos inconvenientes que pueden producir estas lentes son la deshidratación de la lente a lo largo del tiempo de uso, la mala estabilidad dimensional y el acúmulo de depósitos ya que, al tener un alto contenido en agua, atraen residuos.
- Considero que la variable principal que ha dificultado el desarrollo de nuevos materiales ha sido conseguir el equilibrio entre Dk/t e hidratación. Esta cuestión se ha solucionado con la última generación de las LC Hi-Si, las cuales mejoran enormemente la adaptación en el ojo y por este motivo, son las más comercializadas actualmente, junto con otras de sus anteriores generaciones.
- Todas las propiedades de las LC están relacionadas entre sí, ya que al modificar un parámetro cambiarán los demás en alguna medida.
- El campo de la contactología y su desarrollo en investigación de nuevos materiales ha tenido un crecimiento exponencial dada la demanda de los usuarios y el amplio abanico de posibilidades que se les ofrece, satisfaciendo así sus necesidades. Este es un campo dinámico y emocionante para el futuro de la ciencia de los materiales para las LC.
- La investigación más moderna de las LC tiene como objetivo mejorar la biocompatibilidad de los materiales con la superficie ocular y ofrecer mejores tratamientos oftálmicos.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Morcillo RC. Evolución histórica de los materiales usados para lentes de contacto. [Valladolid]: Universidad de Valladolid; 2019.
2. Musgrave CSA, Fang F. Contact lens materials: A materials science perspective. *Materials* (Basel). 2019;12(2):261.
3. Justicia LGJ. Apuntes de materiales ópticos: Tercer curso del Grado de Óptica y optometría. Universidad de Granada, Departamento de Química orgánica [Granada]. 2017.
4. Prieto BL. Materiales. Lentes de contacto. (I). [Valladolid]: Universidad de Valladolid; 2016.
5. Rathi VM, Mandathara PS, Dumpati S. Contact lens in keratoconus. *Indian J Ophthalmol*. 2013;61(8):410–5.
6. Bullimore MA, Johnson LA. Overnight orthokeratology. *Cont Lens Anterior Eye*. 2020;43(4):322–32.
7. Vincent SJ, Alonso-Caneiro D, Collins MJ. Corneal changes following short-term miniscleral contact lens wear. *Cont Lens Anterior Eye*. 2014;37(6):461–8.
8. Silguero DP, Alvarez JH, Menis DS, García MG, Silguero MÁP. El uso de lentes rígidas gas permeable en heridas permeables perforantes. *Archivos de la Sociedad Canaria de Oftalmología*. 2004;(15):53-55.
9. Arias Gómez FE. Lentes de contacto rígidas gas permeables esclerales, una opción terapéutica en el tratamiento de enfermedades de la superficie ocular. *Cienc tecnol para salud vis ocul*. 2009;7(2):159–65.
10. Lord MS, Stenzel MH, Simmons A, Milthorpe BK. The effect of charged groups on protein interactions with poly(HEMA) hydrogels. *Biomaterials*. 2006;27(4):567–75.
11. Li R, Guan X, Lin X, Guan P, Zhang X, Rao Z, et al. Poly(2-hydroxyethyl methacrylate)/ $\beta$ -cyclodextrin-hyaluronan contact lens with tear protein adsorption resistance and sustained drug delivery for ophthalmic diseases. *Acta Biomater* [Internet]. 2020;110:105–18.
12. Zhang W, Li G, Lin Y, Wang L, Wu S. Preparation and characterization of protein-resistant hydrogels for soft contact lens applications via radical copolymerization involving a zwitterionic sulfobetaine comonomer. *J Biomater Sci Polym Ed*. 2017;28(16):1935–49.
13. Patel AA. Novel P-(SBMA) Grafted Glass Fiber Filters and Glass Slides for Oil-Water Separation and Underwater Self-Cleaning Applications. [Akron]: University of Akron; 2012.
14. Green-Church KB, Butovich I, Willcox M, Borchman D, Paulsen F, Barabino S, et al. The international workshop on meibomian gland dysfunction: report of the subcommittee on tear film lipids and lipid-protein interactions in health and disease. *Invest Ophthalmol Vis Sci* [Internet]. 2011;52(4):1979–93.
15. González-Méijome JM, Collar CV. Hidrogeles de Silicona: qué son, cómo los usamos y qué podemos esperar de ellos (I). *Gaceta Óptica* 2007:10-17.
16. Carnt N. Lentes de hidrogel de silicona de tercera generación. *Silico Hydro*. 2008.
17. Delgado JL y Rivera L. Película lagrimal: su interacción y su adherencia sobre los lentes de contacto de hidrogel de silicona. *Cienc Tecnol Salud Vis Ocul*. 2011;(1): 103-114.
18. Rah MJ. A review of hyaluronan and its ophthalmic applications. *Optometry*. 2011;82(1):38–43.
19. Gaffney J, Matou-Nasri S, Grau-Olivares M, Slevin M. Therapeutic applications of hyaluronan. *Mol Biosyst* [Internet]. 2010;6(3):437–43.
20. Willcox M, Keir N, Maseedupally V, Masoudi S, McDermott A, Mobeen R, et al. CLEAR - Contact lens wettability, cleaning, disinfection and interactions with tears. *Cont Lens Anterior Eye* [Internet]. 2021;44(2):157–91.

21. Luensmann D, Jones L. Protein deposition on contact lenses: the past, the present, and the future. *Cont Lens Anterior Eye*. 2012;35(2):53–64.
22. Correa CD, Olaya LAO. Cambios en la superficie ocular, la película lagrimal y el confort durante el uso de lentes de contacto blandos por un periodo de treinta días en porte diario. [Bogotá] Universidad de La Salle.; 2014.
23. Riess JG. Understanding the fundamentals of perfluorocarbons and perfluorocarbon emulsions relevant to in vivo oxygen delivery. *Artif Cells Blood Substit Immobil Biotechnol*. 2005;33(1):47–63.
24. Papas EB. The significance of oxygen during contact lens wear. *Cont Lens Anterior Eye*. 2014;37(6):394–404.
25. González-Méijome JM, Alemany AL, Expósito AC. Transmisibilidad al oxígeno de lentes de contacto hidrófilas multifocales. *Revista española de contactología*. 2004; 11(1):43–52.
26. Kim E, Saha M, Ehrmann K. Mechanical properties of contact lens materials. *Eye Contact Lens*. 2018;44 Suppl 2(2):S148–56.
27. Moreddu R, Vigolo D, Yetisen AK. Contact lens technology: From fundamentals to applications. *Adv Healthc Mater*. 2019;8(15):e1900368.
28. Szarlan T, Gibson D, Wei X, Ignatovich F. Accurate measurements of phase refractive index of soft contact lenses. *Opt Express [Internet]*. 2020;28(8):10818–35.
29. Johnson&Johnson Vision. Bloqueo UV con ACUVE®. [www.jnjvisioncare.es/education/quick-learning-by-topic/uv-and-contact-lenses/uv-blocking-with-acuvue](http://www.jnjvisioncare.es/education/quick-learning-by-topic/uv-and-contact-lenses/uv-blocking-with-acuvue). (13 de mayo 2022).
30. Chandler H. Absorción ultravioleta por lentes de contacto y su importancia en el segmento anterior ocular. *Lente de contacto ocular*. 2011;37(4):259–66.
31. Tranoudis I, Efron N. Parameter stability of soft contact lenses made from different materials. *Cont Lens Anterior Eye*. 2004;27(3):115–31.
32. Osuagwu UL, Ogbuehi KC, Almubrad TM. Changes in ultraviolet transmittance of hydrogel and silicone-hydrogel contact lenses induced by wear. *Eye Contact Lens*. 2014;40(1):28–36.
33. Eftimov PB, Yokoi N, Peev N, Paunski Y, Georgiev GA. Relationships between the material properties of silicone hydrogels: Desiccation, wettability, and lubricity. *J Biomater Appl*. 2021;35(8):933–46.