



Universidad de Valladolid

FACULTAD DE CIENCIAS

Grado en Óptica y Optometría

MEMORIA TRABAJO FIN DE GRADO TITULADO

EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LOS MATERIALES USADOS
PARA LENTES DE CONTACTO.

Presentado por Raquel Carrasco Morcillo

Tutelado por: Alicia Maestro Fernández.

Tipo de TFG: Revisión Investigación

En Valladolid a, 22/05/2019

LISTADO DE ABREVIATURAS.

- 1) LC: lente de contacto.
- 2) LCH: lente de contacto hidrofílicas.
- 3) LCR: lentes de contacto rígidas.
- 4) LCRPG: lentes de contacto rígidas permeables al gas.
- 5) DK: coeficiente de permeabilidad al oxígeno.
- 6) PMMA: Polimetilmetacrilato.
- 7) MMA: metilmetacrilato.
- 8) HEMA: Hidroxietilmetacrilato
- 9) NVP: N-vinilpirrolidona.
- 10)AM: Ácido metacrílico.
- 11)EDGMA: Etilenglicoldimetacrilato.
- 12)ACB: Acetato Butirato de Celulosa.
- 13)HiSi: Hidrogel de Silicona.
- 14)FDA: Food and Drug Administration.
- 15) Dk/t: Transmisibilidad al oxígeno.

RESUMEN.

Las lentes de contacto son una alternativa a las gafas y sirven para la corrección de las diferentes ametropías.

Con la realización de esta revisión bibliográfica se pretende describir cuales son los principales tipos de lentes de contacto existentes, proporcionando también información sobre algunas de las ventajas e inconvenientes que poseen cada una de ellas, para así de esta manera poder explicar cuáles han sido los diferentes materiales que se han empleado hasta la actualidad en los diferentes tipos de lentes de contacto. Además, se ha realizado una breve explicación sobre como gracias a diferentes autores, las lentes de contacto han ido adquiriendo, ya sea por los diferentes diseños como por la variedad de materiales, características más satisfactorias con el fin de resolver ciertas complicaciones que estas producían tras la adaptación durante un cierto tiempo sobre la superficie ocular, entre la que cabe destacar principalmente la hipoxia corneal, acentuando de esta manera la importancia que tiene el paso de oxígeno a través de las lentes de contacto.

ABSTRACT.

Contact lenses are an alternative to glasses and are used to correct different ametropies.

The purpose of this bibliographic review is to describe the main types of contact lenses, providing information about some of the advantages and disadvantages of each of them. The intention of this review is to explain what different materials have been used to date in different types of contact lenses. A brief explanation is included about how the contact lenses have improved, either by the different designs or by the variety of materials, with more satisfactory characteristics. These improvements allow to solve certain complications that the lenses produced after the adaptation for a certain time on the ocular surface. Of those complications, the corneal hypoxia is one of the most remarkable. In relation with this disease, it will be explained the importance of the penetration of oxygen through the contact lenses.

1. MATERIAL Y MÉTODOS.

Se trata de un trabajo basado en una revisión bibliográfica. De este modo se ha llevado a cabo una indagación detallada que ha proporcionado información científica sobre cómo ha sido la evolución de los materiales empleados para la fabricación de las lentes de contacto.

Para ello, se han consultado diferentes libros, revistas y artículos científicos tanto en formato papel como digitales. En los libros se escogieron aquellos capítulos correspondientes al tema a tratar, desechando aquellos de menor interés. Estos se encuentran en las bibliotecas de la facultad de Ciencias y de Medicina correspondientes a la Universidad de Valladolid.

Por otro lado, se ha utilizado como material complementario temario correspondiente a ciertas asignaturas cuya materia corresponde al trabajo en cuestión.

El idioma empleado mayoritariamente ha sido el español, aunque también se han consultado referencias bibliográficas en inglés.

Se ha querido extraer una bibliografía lo más actual posible, pero debido a las características de este trabajo se ha necesitado la indagación de artículos publicados anteriormente para conseguir de esta forma información relativa sobre la evolución, materiales y tipos empleados en las lentes de contacto.

2. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO.

En este Trabajo de Fin de Grado se realiza una revisión bibliográfica sobre los materiales utilizados en la fabricación de las lentes de contacto. Además de explicar cómo han ido surgiendo los diferentes materiales de las que están compuestas dichas lentes, se van a tratar otros aspectos como los tipos que existen, la importancia que tienen para las personas, o como fueron evolucionando dichas lentes a lo largo de la historia. De este modo, lo que se busca con esta revisión es explicar cómo ha sido la evolución de los materiales empleados en la fabricación de las lentes de contacto, y que ha permitido solucionar las diferentes complicaciones que surgían con los materiales, desde el estrés hipóxico hasta ciertas patologías oculares. Por esta razón, se ha llevado a cabo detenidamente, un análisis bibliográfico en busca de toda esta información.

3.2 TIPOS DE LENTES DE CONTACTO.

En la actualidad, existen numerosos tipos de lentes de contacto. Este trabajo se centra en los dos más comunes y empleados por los pacientes.

- Lentes de contacto hidrofílicas (LCH): se trata de lentes fabricadas con materiales flexibles que junto con el agua permiten que exista una transmisibilidad de oxígeno entre la lente de contacto y la córnea, siendo esta mayor cuanto más presencia de agua presenten. De esta manera, se consigue un aumento de la comodidad al disponerlas sobre la superficie ocular. Estas lentes son de diámetro grande de modo que sobrepasan el limbo corneal apoyándose en la esclera, son de menor dureza que las lentes rígidas y debido a la flexibilidad que estas presentan no son aptas para la corrección de astigmatismos elevados, puesto que se adaptan perfectamente a la superficie corneal. Por otra parte, dichas lentes son las más recomendables para la práctica de deportes, así como para niños. A su vez pueden ser esféricas o tóricas y pueden reemplazarse diaria, quincenal o mensualmente. Entre los inconvenientes que presentan se puede indicar la limitación en la corrección de ciertas ametropías o patologías, hábitos de limpieza más exhaustivos, etc.^{2,5}

- Lentes de contacto rígidas permeables a los gases (LCRPG): se trata de lentes de menor diámetro, mayor dureza, que proporcionan una excelente calidad óptica, así como un mayor intercambio de oxígeno con la córnea gracias a los materiales de los que están compuestas, generando de este modo una menor sequedad ocular y posibilitando un uso prolongado de las mismas. Su principal característica es la posibilidad de corregir el astigmatismo corneal, incluso con valores elevados, por el hecho de que no se adaptan a la morfología corneal a diferencia de las lentes de contacto blandas. Además, las lentes rígidas son las más adecuadas para enmendar córneas irregulares cuya morfología se encuentra alterada. Pero, por otro lado, estas lentes presentan también una serie de inconvenientes, entre los que destacan su incomodidad inicial, que conlleva un periodo de adaptación a la lente un poco más largo por parte del usuario, una deformación corneal transitoria así como una mayor predisposición a la aparición de depósitos. No están indicadas para realizar ciertas actividades entre las que podemos destacar el deporte.^{2,5}

En la imagen 2 se recoge una tabla resumen comparativa de ambos tipos de lentes de contacto.

| Hidrofílica | Rígida |
|-------------------------------------------|------------------|
| Adaptación rápida | Más lenta |
| Comodidad desde el principio | Molestia inicial |
| Mayor tendencia a los depósitos | Menor |
| Mayor índice de complicaciones | Menor |
| Menor calidad de visión | Mayor |
| Apropiada en ambientes con polvo o viento | No está indicada |
| Adecuada para realizar algunos deportes | No está indicada |

Imagen 2: Tabla de comparación de las lentes hidrofílicas vs rígidas.

Además de estos dos tipos de lentes existen otros utilizados con menor frecuencia:

- Lentes terapéuticas, las cuales sirven para la solución de una condición patológica a nivel ocular.
- Lentes cosméticas, las cuales sirven para variar el aspecto de una persona voluntariamente.
- Lentes de contacto multifocales, fabricadas para el tratamiento de la presbicia.
- Lentes esclerales, las cuales son lentes semirrígidas con diámetros elevados (mayor que las lentes blandas), que se apoyan sobre la esclera y proporcionan un buen intercambio lagrimal. Son recomendables para pacientes con ojo seco.
- Lentes esféricas, cuya característica principal es que al menos una de sus superficies es esférica. Con ello se consigue eliminar la aberración esférica gracias a una reducción del espesor de la lente.
- Lentes de contacto híbridas, las cuales están compuestas por una combinación de lentes blandas y rígidas, siendo éstas recomendables para pacientes con una alteración en la superficie corneal.

A la hora de la elección de la lente ideal para cada uno de los pacientes se deben tener en cuenta una serie de aspectos, como el error refractivo, las horas de uso que se le vaya a dar a la lente de contacto, la historia previa de uso o si presenta algún tipo de irregularidad corneal.⁵

3.3 BREVE HISTORIA DE LAS LENTES DE CONTACTO Y SUS MATERIALES.

Las primeras lentes de contacto empleadas para la corrección de las ametropías eran de tipo esclerales y no corneales.

Leonardo da Vinci fue el primer científico en inventar el diseño de las lentes de contacto. Una de sus primeras ideas consistió en una media ampolla de vidrio llena de agua, en la que la superficie corneal quedaba neutralizada por este diseño (imagen 3).⁴

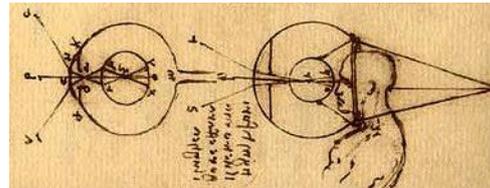


Imagen 3: Esquema de Leonardo da Vinci.

René Descartes en 1673, estableció el principio en el que se basan las lentes de contacto tal y como las conocemos hoy, tomando como inicio el diseño propuesto por Leonardo. Su modelo consistía en un tubo lleno de agua con uno de sus extremos provisto de un vidrio con una curvatura similar a la córnea, que servía para variar la potencia ocular dentro del ojo al introducir este dentro del tubo (imagen 4).⁶

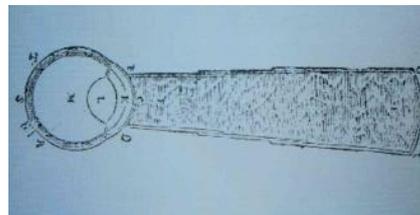


Imagen 4: Dibujo del sistema de corrección que diseñó Descartes.

Posteriormente en 1801, **Thomas Young** utilizó el principio de la neutralización corneal aplicando una lente biconvexa al extremo de un tubo con agua. Con esto se conseguía determinar la potencia necesaria de neutralización corneal. Young ensayó con su propio ojo.^{1,4}

En 1823, **John Fredrick Williams** propuso un análisis de forma teórica para la utilización de lentes de contacto que podían corregir el astigmatismo.

En años posteriores, **Airy** proporcionó cierta información relevante sobre la teoría propuesta anteriormente por Freeddrick.⁴

Más tarde, se ideó un tipo de lente de igual curvatura que la córnea a la cual se adaptaba, diseñada por **John Herschel**, explicando las posibles complicaciones que podrían generar.

En 1888, **Fick** describió la primera lente de contacto que se adaptaba a la superficie corneal. Se trataba de una esfera de vidrio con un diámetro similar al corneal. Fabricó un "cristal de contacto" el cual servía

para corregir irregularidades corneales. Además, detalló las primeras complicaciones que surgían tras su uso, entre ellas la hipoxia.⁷

En 1888, **Kalt** fue el primero en idear lentes de contacto de acción terapéutica de “presión de queratocono” en las cuales existía lágrima entre córnea y lente. Además, diseñó las primeras lentes corneales.

Muller en 1889 optó por lentes de contacto diseñadas con poder dióptrico para la corrección de ametropías. Estas estaban fabricadas de vidrio y cubrían el ojo completamente. Además, propuso la idea de evitar la limitación del campo visual proporcionando una mejora de la imagen. Entre 1920 y 1930 eran las lentes que más se utilizaban.

Estas lentes de vidrio tenían algunos inconvenientes, como la dificultad y el elevado coste económico para su fabricación. Además, el borde de estas lentes causaba una afección a la superficie ocular y los materiales con los que estaban fabricadas se quebraban con facilidad.

Para tratar de solucionar esto, en 1936 se fabricaron lentes de *Polimetilmetacrilato* (PMMA) transparente el cual daba consistencia. Además, el espesor de la lente era menor generando de esta manera una menor intolerancia y como consecuencia, mayor comodidad.^{6,7}

Más tarde en 1940, **T. Obring** fabricó una lente de contacto escleral de plástico. Además, fue el primero en examinar la lente empleando la fluoresceína.

En 1941, **Feimblom** sugirió un nuevo diseño para la curvatura escleral, siendo estas de mayor tamaño que la superficie corneal por lo que cubría toda la córnea. Estas lentes estaban fabricadas con la combinación de materiales plásticos (en la parte externa correspondiente a la parte escleral) y de vidrio en la parte central de la córnea.^{7,8}

G. Butterfield (1950), modificó algunos de los aspectos anteriores y diseñó las curvas periféricas a la superficie anterior para igualar a la curvatura corneal. Además, presentó una nueva lente “Microlens” la cual se ajustaba más a las características de la córnea.⁴

En 1947, **K. Tuohy** creó un diseño de lentes corneales con unos diámetros menores que las anteriores, hechas de *Metilmetacrilato*.

Hasta ese momento, no se tuvo en cuenta la necesidad de la córnea de recibir oxígeno por lo que se utilizaron materiales impermeables. Pero en 1952, **O. Wichterle** consideró que los materiales permeables a los gases eran los ideales para su fabricación, aunque en aquel momento resultó muy difícil. Creó el material *Hidroxietilmetacrilato* (HEMA) el cual hacía que el paciente estuviera más cómodo además de permitir realizar tareas sin dificultad, aunque la agudeza visual que proporcionaba no era demasiado satisfactoria.

Posteriormente, en 1964, **Daniel Elliot** estableció las lentes esféricas por lo que es a partir de entonces cuando se da un giro clasificándose las lentes en dos tipos diferentes: las lentes de contacto rígidas (LCR) y blandas (LCH).⁴

En 1967, la *Food and Drug Administration* (FDA) estableció que las lentes de contacto blandas fueran consideradas como medicamentos, por lo que a partir de entonces era obligatorio realizar diversos controles antes de su comercialización. Años más tarde, la casa comercial *Bausch & Lomb* sacó al mercado las primeras lentes de HEMA a las que denominó lentes *Soflens*.⁸

Ya en 1970 se crearon las primeras lentes de contacto rígidas de *Polimetilmetacrilato* (PMMA), mejorando de esta manera el paso de oxígeno a la córnea a través de la lente, evitando así el desarrollo de ciertas patologías relacionadas con este aspecto.

A lo largo de la década de los setenta se desarrolló también otro material, el cuál sería el más utilizado para lentes de contacto rígidas, denominado *acetato butirato de celulosa*, con el fin de solucionar el edema que producía el PMMA. De este modo, se crearon las denominadas *lentes permeables a los gases*.⁸

Finalmente, en 1983 se desarrollaron las primeras lentes de contacto blandas tóricas diseñadas para poder utilizarlas de manera prolongada.

4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

4.1 MATERIALES UTILIZADOS EN LA FABRICACIÓN DE LENTES DE CONTACTO.

Antes de empezar a desarrollar cómo ha sido la evolución de los materiales utilizados para la fabricación de las lentes de contacto a lo largo de la historia, es imprescindible comprender cuál es la estructura y composición de dichos materiales.

Los materiales ópticos que son empleados para la fabricación de las lentes de contacto son polímeros, es decir, materiales moleculares sintéticos o semisintéticos los cuales están formados mediante la unión de varios monómeros, formando de esta manera cadenas con enlaces de carbono. Estos polímeros pueden estar formados por monómeros de la misma naturaleza, *homopolímeros*, o por unidades diferentes, en cuyo caso se habla de *copolímeros*. En estos últimos, la colocación de los monómeros puede ser variable tal y como se recoge en la (imagen 5).^{6,9} Las propiedades de los diferentes materiales dependen de la naturaleza del monómero, del peso molecular, así como de la naturaleza y la fuerza que existan entre los enlaces que forman cada polímero.¹⁰

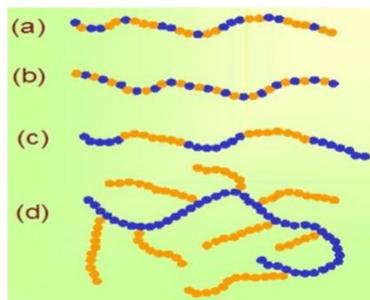


Imagen 5: Distintos tipos de copolímeros. A) al azar B) unidades alternadas C) en bloque D) injertos.

Algunos de los monómeros más empleados para la fabricación de las lentes de contacto son:¹¹

- Hidroxietilmetacrilato(HEMA).
- N-vinilpirrolidona (NVP).
- Metilmetacrilato (MMA)
- Ácido metacrílico (AM).
- Etilenglicoldimetacrilato (EDGMA)
- Silicona (SI)
- Fluorina (FL).

Los polímeros usados en oftalmología también han tenido especial importancia en ciertas aplicaciones tanto médicas como relacionadas con la ingeniería o incluso en ciertos materiales de la vida cotidiana, siendo una clave importante para el tratamiento de ciertas alteraciones oculares

muy comunes entre la población como pueden ser el glaucoma y el ojo seco.¹²

A lo largo de los años, se han ido mejorando los polímeros existentes para así desarrollar nuevas aplicaciones dentro de diferentes campos. Si se hace referencia al ámbito óptico se puede generalizar diciendo que tanto las gafas como las lentes de contacto o los implantes intraoculares que se introducen en ciertas cirugías, son realizados mediante polímeros. Para el caso de las lentes de contacto blandas se utilizan los polímeros hidrofílicos, mientras que para las lentes rígidas y los implantes se emplea principalmente polimetilmetacrilato (PMMA).⁶

Los materiales ópticos empleados para fabricar lentes de contacto se pueden clasificar de diferente forma:

- Materiales para lentes de contacto rígidas.
 - Polimetilmetacrilato.
 - Acetato butirato de celulosa.
 - Acrilato de silicona
 - Copolímeros de metacrilato de alquilsiloxano.
 - Acrilatos de fluorosilicona y fluorocarbonos.

Están contruidos por materiales plásticos sin presencia de agua. Son especialmente recomendados en aquellos pacientes con una miopía y astigmatismo elevado, además de pacientes con queratocono.⁴

- Materiales para lentes de contacto blandas.
 - Materiales no HEMA (crofilcón, lidofilcón, atlafilcón)
 - HEMA.
 - Hidrogeles de silicona.

El HEMA es de uso continuado y muy permeable al oxígeno pudiendo de esta manera utilizarse de manera prolongada.

4.2 EVOLUCIÓN DE LOS MATERIALES.

A continuación, se hará un repaso de cómo ha sido la evolución de los materiales poliméricos empleados en la fabricación de las lentes de contacto, según sean estas rígidas o blandas, así como una breve justificación de por qué se han ido realizando estos cambios.

4.2.1 Materiales de lentes de contacto rígidas.

En 1934, se introdujo el polimetilmetacrilato (PMMA) pero no fue hasta 1947 por Kevin Tuohy cuando se crearon las primeras lentes de contacto rígidas fabricadas con este material. Está compuesto de monómeros de metilmetacrilato (MMA) que le proporcionan dureza y rigidez (imagen 6).^{6,13} Las lentes fabricadas con este material tienen una gran transparencia y rigidez, aunque por otro lado presentan baja humectabilidad e impermeabilidad a los gases.¹⁴ En la actualidad, este material ha dejado de emplearse debido a que producía hipoxia crónica, ya que solo se podía adquirir el oxígeno procedente de la lágrima, de tal modo que provocaba cambios en la morfología corneal.

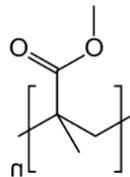


Imagen 6: Estructura del Polimetilmetacrilato.

Para solucionar estos problemas, surgieron los materiales rígidos permeables al gas, entre los que se encuentran el Acetato Butirato de Celulosa, Acrilato de Silicona-Siloxano, Acrilato de Fluorosilicona, fluoropolímeros y la silicona.

El Acetato Butirato de Celulosa (ACB) fue el primer material empleado para la fabricación de LCRPG, propuesto en 1970 por varios laboratorios. (imagen 7).

Se obtiene de la celulosa, un polímero natural en el que los grupos hidroxilos han sido reemplazados por otros sustituyentes como son el acetilo y butirilo, es decir, este material es un éster de la celulosa.

Este material permite un gran paso de oxígeno, lo cual es una gran ventaja para evitar el edema corneal, sin embargo, tiene una serie de inconvenientes con respecto al PMMA, los cuales al intentarlos resolver provocaban ciertas complicaciones en cuanto a adaptación y comodidad con las lentes de contacto, además de poseer poca resistencia y mayor probabilidad de aparición de depósitos.^{6,8}

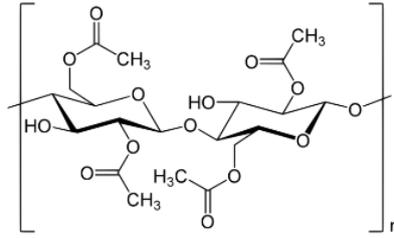


Imagen 7: Estructura del Acetato Butirato de Celulosa.

A comienzos de los años 70, se introdujo de nuevo un copolímero denominado Acrilato de Siloxano (imagen 8) formado por monómeros de metilmetacrilato junto con otros derivados de siloxano.

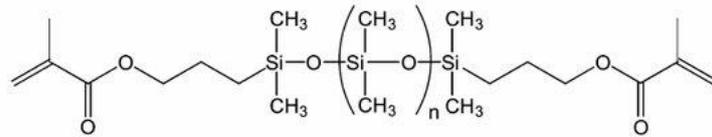


Imagen 8: Estructura del Acrilato de Siloxano.

Con el objetivo de mejorar las características del material, se le adicionaron otros monómeros como pueden ser el dimetilmetacrilato o el ácido metacrílico. Al añadir este último, el polímero aumenta la humectabilidad. Además, debido a los enlaces formados con el siloxano se consigue un aumento de permeabilidad a los gases, así como flexibilidad, aunque, por otro lado, las lentes tienen una mayor predisposición a la aparición de depósitos, deshidratación epitelial, etc.^{6,15} Algunas de las lentes rígidas permeables al gas (LCRPG) que se integran en este grupo son:¹⁵

- Boston II
- Polycon HDK.
- Optacryl 60.
- Paraperm O₂.

Otro tipo de material empleado en la fabricación de las lentes rígidas permeables a los gases es el Acrilato de Fluorosiloxano. Se trata de un material fabricado con metacrilato de siloxano y para reducir la aparición de depósitos, se le añaden monómeros de silicona fluorada (imagen 9). Al adicionar estos monómeros, el material adquiere una serie de ventajas con respecto al acrilato de siloxano, ya que disminuye la sequedad debido a la reducción de la cantidad de silicona presente, permite la posibilidad de uso prolongado y proporciona un mayor paso de oxígeno (Dk). Este tipo de material se puede clasificar a su vez en dos subgrupos dependiendo del valor del Dk. Al grupo de bajo Dk pertenecen las lentes denominadas *Boston RXD*, *Fluorex 300* y *Fluoroperm 30* que permiten un uso diario, mientras que en el grupo de alto Dk pertenecen

lentes como *Boston 7, Alberta, Equalens, Menincon EX, etc*, que a diferencia de las anteriores son aptas para uso prolongado.^{1,15}

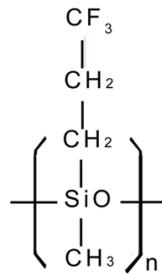


Imagen 9: Monómeros fluorados añadidos al metacrilato de siloxano.

4.2.2 Materiales de lentes de contacto blandas.

En 1971, se introdujeron las primeras lentes de hidrogel, fabricadas con un material de baja proporción en agua denominado Polymacon. Las lentes de hidrogel se obtienen uniendo varios monómeros de hidroxietilmetacrilato (HEMA), los cuales forman cadenas que se entrecruzan gracias a el etilenglicoldimetacrilato, formándose así el polímero denominado poliHEMA (imagen 10 izquierda). Se trata de un material flexible, con una gran permeabilidad al oxígeno, siendo esta mayor cuanto más cantidad de agua presente la lente, y cuyas características se pueden modificar añadiendo otros tipos diferentes de monómeros. De hecho, el HEMA tiene la capacidad de absorber cierta cantidad de agua, pero cuando se copolimeriza con otros monómeros como el ácido acrílico o la vinilpirrolidona (PVP, imagen 10 derecha), se mejora considerablemente su hidrofiliia. Esta característica fundamental es la responsable de que estos materiales se sigan utilizando hoy en día.^{6,11}

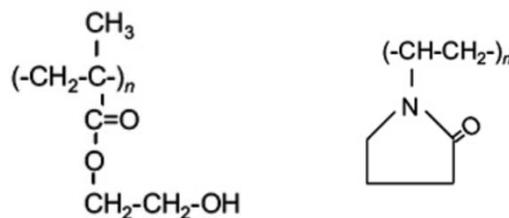


Imagen 10: Estructura del poliHEMA (izquierda) y de las unidades de PVP (derecha).

Las lentes de contacto de hidrogel también se clasifican, según la Food and Drug Administration (FDA), en cuatro grupos diferentes dependiendo de la cantidad de agua y la ionicidad del material (imagen 11):

- Grupo I: a este grupo pertenecen materiales con bajo contenido en agua (35-50%) y no iónicos. En este grupo se encuentran materiales como pueden ser el *Tetilcon, Tetrafilcon A y Crofilcon*.

- Grupo II: pertenecen materiales con un alto contenido en agua (51-80%) y no son iónicos. El hecho de poseer mayor cantidad de agua justifica su mayor permeabilidad. A este grupo pertenecen materiales como, *Lidofilcon B*, *Lidofilcon A*, *Ofilcon A* y *Xylofilcon A*.
- Grupo III: son materiales con bajo contenido en agua (35-50%) e iónicos. A este grupo pertenecen materiales como *Etafilcon*, *Butofilcon A*, *Phemfilcon A* y *Ocufilcon*.
- Grupo IV: se trata de un grupo de materiales con alta cantidad de agua (51-80%) e iónicos. A este grupo pertenecen los siguientes materiales: *Bufilecon A*, *Vifilcon A*, *Perfilcon*, *Etafilcon A*, etc.^{10,11,16,17,18}

Los materiales, tanto iónico como no iónicos, tienen ventajas pero también inconvenientes. Los primeros son más humectables, sin embargo, la tendencia a la aparición de depósitos es mayor. Por el contrario, los materiales no iónicos reducen la aparición de depósitos, pero provocan una evaporación con mayor rapidez, es decir, que la deshidratación del material sea mayor.¹¹

| Grupo I No iónicos Baja hidratación | Grupo II No iónicos Alta hidratación | Grupo III Iónicos Baja hidratación | Grupo IV Iónicos Alta hidratación |
|----------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|
| PHEMA (38%, DK 9) | Alfafilcon (66%, DK 32) | Phemfilcon (38%, DK 9) | Etafilcon A (58%, DK 28) |
| Zero 6 (Cooper Vision) | Soflens 66 (Bausch & Lomb) | Durasoft 2 (Ciba Vision) | Acuvue 2 (J & J) |
| Cibasoft Visitint (Ciba Vision) | Vasurfilcon A (74%, DK 39,1) | Bufilecon A (45%, DK 16) | Methafilcon A (55%, DK 18) |
| Soflens 38 (Bausch & Lomb) | Precision UV (Cooper Vision) | Soft Mate B (Ciba Vision) | Frequency 55 (Cooper Vision) |
| Tetrafilcon A (43%, DK 9) | Nelfilcon A (69%, DK 26) | | Vifilcon A (55%, DK 16) |
| Preferente Toric (Cooper Vision) | Focus Dailies (Ciba Vision) | | Focus Visitint (Ciba Vision) |

Imagen 11: Clasificación de la FDA para algunos materiales empleados en las lentes de hidrogel.

En 1990, se comenzaron a utilizar los hidrogeles de silicona (Hi-Si), con los que se mejoraron ciertas complicaciones que aparecían con las lentes de contacto de HEMA como es el caso de la hipoxia corneal. Gracias a la presencia de las unidades de silicona, enlaces Si-O, el material permite una mayor permeabilidad al paso del oxígeno que el agua en los hidrogeles convencionales, haciendo que este ya no esté asociado a la presencia de agua que posee la lente.¹⁹ Esto proporciona un mayor confort en el uso continuado de las lentes. No obstante, también presentan ciertas complicaciones importantes entre las que cabe destacar lesiones epiteliales, incomodidad debido a la rigidez que proporciona la silicona con respecto a los hidrogeles convencionales, o conjuntivitis papilar

gigante.^{11,20} Dentro de los materiales existentes de este grupo de hidrogeles de silicona algunos de los que nos podemos encontrar son *Lotrafilcon A* (Night & Day) y *Balafilcon A* (Purevision).²¹ Para resolver estos problemas se desarrollaron los hidrogeles de silicona de segunda generación los cuales se caracterizan por una mayor hidratación, aunque con un menor dk/t consiguiendo de esta forma una reducción del módulo de elasticidad, tratándose de los materiales más utilizados actualmente.^{19,21} Estas lentes están comercializadas para la utilización en uso diario a pesar de poseer un gran paso de oxígeno.¹⁹ Algunos de los materiales que se incluyen dentro de este grupo son *Galyfilcon A* (Acuvue Advance), *Lotrafilcon B* (Air Optix) y *Senofilcon A* (Acuvue Oasys).²¹

Con todo esto, se puede concluir que las lentes de contacto de hidrogel de silicona han supuesto un gran avance en la contactología ya que han solucionado numerosas complicaciones. A pesar de esto, no son las lentes de contacto ideales que se puedan adaptar a todo tipo de pacientes, ya que todavía hoy en día, no se han conseguido eliminar algunas de las complicaciones que estas presentan.¹¹

Existen otros tipos de materiales los cuales están basados en materiales no HEMA. Entre ellos se pueden destacar varios materiales:

- *Crofilcón*: No contiene HEMA. Se trata de un material hidrofóbico, pero gracias al gliceril que contiene se consigue hidrofilia. Es un material muy resistente a la presencia de depósitos.
- *Lidofilcón*: En su composición se encuentra el MMA y la NVP. Este material tiene un elevado módulo de elasticidad consiguiendo así que la lente de contacto sea más resistente.
- *Atlafilcón*: Tiene la principal característica de poseer un módulo de elasticidad elevado además de no atraer depósitos.

5. CONCLUSIONES.

Tras la realización del presente Trabajo de Fin de Grado se pueden extraer las siguientes conclusiones:

- A pesar de parecer que las lentes de contacto son un invento de la actualidad, en realidad datan del siglo XV. Con el objetivo de corregir diferentes ametropías, Leonardo da Vinci estableció las bases de lo que actualmente se conoce como *lente de contacto*.
- La contactología es una ciencia en constante evolución tanto en materiales como en diseño, que intenta en todo momento solventar los problemas que presentan los pacientes al disponer las lentes de contacto sobre la superficie ocular, principalmente la hipoxia corneal, aunque existen otros como edema, sequedad, etc.
- Gracias a la evolución de los materiales empleados se han podido fabricar numerosos tipos de lentes que han permitido satisfacer las necesidades particulares de cada paciente, ya sean estas relativas a la estética y comodidad, mayor campo de visión, tratamiento de ciertas patologías... produciendo de este modo, un incremento considerable de la demanda de estas por parte de los usuarios.

BIBLIOGRAFÍA.

- 1 Durán de la Colina, J. Complicaciones de las lentes de contacto. Madrid: Tecnimedia SL; 1998; Cap. 2,3, 21. Pág: 29-64;327-239.
- 2 Lobaina Baldoquin D. Trabajo “Los lentes de contacto”. 2010.
- 3 Saona C. Contactología Clínica. Barcelona: Masson; 2001; Cap. 16. Pág:349-360.
- 4 Gorrochotegui M, Rojas M.C, Serrano H, Gorrochotegui M.C. Lentes de contacto: Historia, tipos y aplicaciones de su Uso. Informe médico. 2009; 11 (2): 79-101.
- 5 De Miguel Lorenzo V. Estudio sobre adaptación de lentes de contacto RPG de gran diámetro. Terrasa; 2011; Cap 2, pag 7-13.
- 6 Saona Santos CL. Contactología clínica. Barcelona: Masson;2001;53-71.
- 7 Sánchez Ferreiro AV, Guerra Calleja G, Carmiña Nuñez M, Muñoz Bellido L. Evolución histórica de las lentes de contacto. Archivos sociedad española oftalmología. 2012;87(8):263–266.
- 8 Lozano B. Materiales. Lentes de contacto. Valladolid; 2016: Pag. 4-9.
- 9 Ruiz D. Polímeros en medicina. <https://es.slideshare.net/danielra100046/los-polmeros-en-medicina>. (abril de 2019).
- 10 Durán de Colina JA. Complicaciones inducidas por el uso de lentes de contacto. País Vasco: Tecnimedia; 1998: Pag: 64-80.
- 11 Abadías Ferreiro C. Cambios en las superficies de las lentes de contacto de hidrogel de silicona con el uso. Cataluña: Facultad de Óptica y Optometría: 2012: Pág:1-14.
- 12 Fernández Refojo M. Sobre los polímeros sintéticos usados en oftalmología. Archivos sociedad canaria de oftalmología.1980; 5: 9-26.
- 13 Haberthür D. Material for Contact Lens. <http://wiki.davidhaberthür.ch/media/misc-2007-contactlensmaterials.pdf> (abril 2019).
- 14 López Alemany A. Lentes de contacto: materiales y aspectos clínicos. Valencia: Ulley; AÑO:19-45
- 15 Rodríguez-Bandach, R. Materiales de LC. Propiedades y características. https://issuu.com/biblioteca_opticayoptometria/docs/materiales_de_lc. (marzo 2019)
- 16 Velázquez Guerrero R. Materiales de lentes de contacto y sus propiedades. Columna Internacional IACLE: México; 2019.
- 17 <http://visionyoptica.com/lentes-de-contacto-propiedades-y-materiales-2/>

18 Vargas Bethancourt, BL. Materiales para las lentes de contacto. <https://prezi.com/rzqof8h6rezu/materiales-para-las-lentes-de-contacto-blando/> (febrero 2019).

19 González-Méijome JM, Villa Collar C. Hidrogeles de Silicona: qué son, cómo los usamos y qué podemos esperar de ellos. Gaceta óptica. Pág:10-16.

20 Pintor R. Una nueva generación en hidrogeles de silicona. <http://www.imagenoptica.com.mx/pdf/revista43/nueva.htm>. (abril 2019).

21 Ariza Posada CA. Desempeño clínico del lente de contacto de material hidrogel de silicona: Balafilcon A durante un mes en uso extendido. Bogotá: Universidad de la Salle; 2011. Pag: 23-28.