



Universidad de Valladolid

FACULTAD DE CIENCIAS

Grado en Óptica y Optometría
MEMORIA TRABAJO FIN DE GRADO TITULADO

Material. Lentes de contacto. (I).

Presentado por: Beatriz Lozano Prieto

Tutelado por: Carlos del Ser Fraile

Tipo de TFG: Revisión Investigación

En Valladolid, a 22 de mayo de 2016

ÍNDICE

| | |
|-------------------------------------------------------------------|----|
| Resumen..... | 1 |
| Abstract..... | 1 |
| 1. Introducción..... | 2 |
| 2. Material Y Métodos..... | 3 |
| 3. Resultados..... | 4 |
| 3.1. Historia Y Evolución..... | 4 |
| 3.2. Propiedades De Los Materiales De Las Lentes De Contacto..... | 10 |
| 3.3. Importancia Del Dk/T En Las Lentes De Contacto..... | 12 |
| 3.4. Lentes De Contacto En La Actualidad..... | 16 |
| 4. Conclusiones..... | 17 |
| 5. Bibliografía..... | 18 |

RESUMEN

La función de una lente de contacto, al igual que la de unas lentes oftálmicas en gafas, es la compensación de las ametropías ya sea miopía, hipermetropía o astigmatismo.

En este trabajo se realiza un estudio metodológico basado principalmente en la evolución de las lentes de contacto y de sus materiales, desde las primeras lentes de vidrio esclerales y corneales, pasando por las lentes de material plástico, las rígidas permeables a los gases, las de hidrogel, y finalmente a las lentes de contacto de hidrogel de silicona. Este progreso se ha encaminado en la búsqueda de nuevos materiales que solucionasen la hipoxia, el principal problema que producen las lentes de contacto, y a consecuencia de ella se pueden provocar algunas patologías oculares como puede ser el edema corneal, una de las más frecuentes. Por este motivo, cabe destacar la importancia de la transmisibilidad al oxígeno en las lentes de contacto, más conocido como Dk/t, el cual atiende a la falta de hipoxia y a otros factores, tal como es la comodidad del usuario. Este último elemento junto a la estética son los requisitos que hoy en día exigen los usuarios de lentes de contacto de todo el mundo.

ABSTRACT

The function of a contact lens, the same as ophthalmic lenses in glasses, is ametropia compensation either myopia, hyperopia or astigmatism.

In this project it is carried out a methodological research based mainly on the evolution of contact lenses and their materials, from the first scleral and corneal glass lenses, through lenses of plastic material, rigid permeable gases, hydrogel, and finally silicone hydrogel contact lenses. This progress has been aimed for finding new materials that solve hypoxia, the main problem producing by contact lenses, and as a result of it can cause some eye diseases such as corneal edema, one of the most frequent. For this reason, it is essential to stand out the importance of oxygen transmissibility in contact lenses, better known as Dk/t, which attends to the lack of hypoxia and other factors, as the comfort of the user. This last element together with the aesthetic requirements are at present required by users of contact lenses all over the world.

1. INTRODUCCIÓN

La búsqueda de diferentes métodos para intentar neutralizar el poder de las ametropías ha estado siempre presente a lo largo de la historia. Ya en el siglo XV, Leonardo da Vinci realizó un boceto de lo que sería una futura lente de contacto aunque físicamente no se llevara a cabo, pero no fue hasta años más tarde cuando un casquete de vidrio se colocó en los ojos de un paciente. Seguidos sucesos han ido sucediendo a esta nueva aplicación hasta llegar a lo que conocemos ahora como lente de contacto.

La Real Academia Española (RAE) define las lentes de contacto como: “Disco pequeño de materia plástica o vidrio, cóncavo de un lado y convexo por el otro, que se aplica directamente sobre la córnea para corregir los defectos de refracción del ojo”¹.

La realización de este trabajo trata de hacer un estudio sistemático de los diferentes materiales que se han ido desarrollando y utilizando a lo largo de la historia en la fabricación de las lentes de contacto. Asimismo, se realiza una lista detallada con las principales propiedades que tienen los materiales de las lentes, señalando cual de ellos son los más importantes a tener en cuenta. Además, se centra en la transmisibilidad al oxígeno que es el parámetro más importante a la hora de resolver la principal complicación derivada del uso de las lentes, la hipoxia, ya que esta complicación es la causa de anomalías en la superficie ocular. Por último, se hará un breve resumen de cuál es el rango de población que más demanda el uso de lentes de contacto en la actualidad, y de qué tipo.

El principal objetivo de este trabajo es establecer un orden cronológico en la historia de los materiales de las lentes de contacto para poder averiguar el porqué de la sucesión de unos materiales tras otros hasta llegar a la principal característica que todos los investigadores intentaban conseguir, que el material tuviera una buena transmisibilidad al oxígeno.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Dentro de la metodología, el diseño empleado en este trabajo es la revisión bibliográfica. Para la elaboración de este trabajo se ha realizado una búsqueda bibliográfica exhaustiva y ordenada que proporcionase conocimientos suficientes para saber cual ha sido la evolución de las lentes de contacto y cual es su papel en la actualidad.

Para ello, se han utilizado medios en formato de papel y digitales y el idioma principal de búsqueda ha sido el inglés, aunque también se ha obtenido información en español. Además, se ha intentado obtener una bibliografía lo más actualizada posible.

La búsqueda de información de medios escritos se llevó a cabo gracias al catálogo Almena de la Universidad de Valladolid, y los mismos ejemplares seleccionados de esta búsqueda se consiguieron en el aula-biblioteca del Campus Miguel Delibes.

Las búsquedas digitales llevadas a cabo en internet se realizaron en la base de datos PubMed principalmente, aunque también se usó ScienceDirect. Igualmente se utilizó el buscador Google Scholar. En todos ellos se pudieron obtener artículos científicos relacionados con el tema a tratar.

Además, se han obtenido artículos relacionados con los objetivos establecidos en la revista oficial del Consejo General de Colegios de Ópticos-Optometristas, que está dirigida al ejercicio e interés de los profesionales, llamada Gaceta de Optometría y Óptica Oftálmica.

3. RESULTADOS

3.1. HISTORIA Y EVOLUCIÓN

A pesar del hecho de que fue en 1948 cuando Kevin Tuohy empezó a utilizar lentes de contacto corneales orgánicas, su planteamiento comenzó muchos años antes. Se considera que fue Leonardo da Vinci quien en 1508 describió por primera vez lo que puede considerarse una lente de contacto, ya que planteó la creación de una nueva superficie que reemplazara el poder óptico de la córnea con el fin de neutralizar las ametropías, es decir, que compensase el poder refractivo. Su boceto más elemental (Figura 1) consistía en un hombre con la cabeza sumergida en una semiesfera de vidrio repleta de agua, como era un cuenco, por lo que los ojos estarían en contacto con el agua al igual que ocurre actualmente con las lentes de contacto esclerales. El cuenco representaba un modelo de ojo humano y, gracias a la inmersión, se obtenía la neutralización.

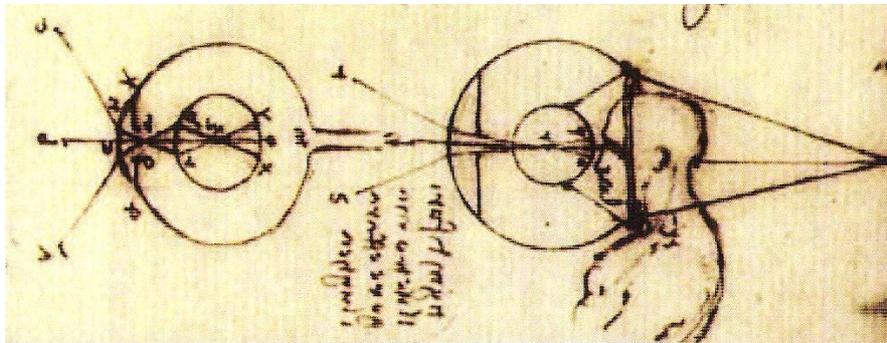


Figura 1. Boceto de Leonardo da Vinci en Codex D, folio 3. ²

Tuvieron que pasar más de 100 años hasta volver a encontrar indicios de lentes de contacto. En 1637 René Descartes propuso la siguiente hipótesis: “Si uno aplicase sobre el ojo un tubo lleno de agua, en cuyo extremo hay un vidrio en forma exactamente igual a la piel (córnea) no existiría refracción alguna a la entrada del ojo” ³. Sin embargo, este sistema no era práctico, a pesar de que finalmente se decantó por un cono de vidrio en vez de un tubo, ya que habría sido casi imposible llevar una corrección de estas características, por lo que fue más una idea teórica (Figura 2).

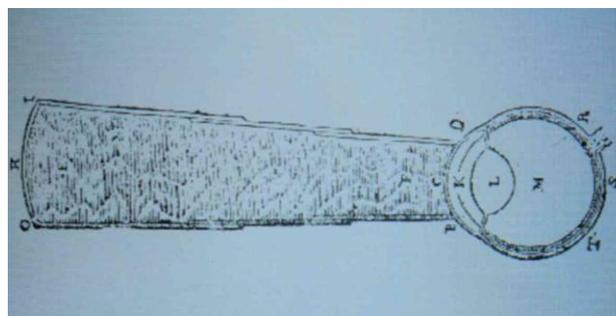


Figura 2. Representación del tubo de agua de Descartes. ³

En los siglos XVII y XVIII continuaron las investigaciones para intentar neutralizar la córnea. Philippe de la Hire replanteó en 1685 el cambio del cono anteriormente descrito por Descartes por un vidrio cóncavo, mejorando así su teoría.

A Thomas Young se le reconoce ser el primero en aplicar la neutralización corneal en 1801 mediante un sistema dióptrico. Su artilugio consistía en un tubo lleno de agua en el cual en uno de sus extremos se colocaba una pequeña lente biconvexa (Figura 3). Para comprobar la utilidad de su invento, Young ensayó con su propio ojo poniendo a prueba su acomodación y astigmatismo.

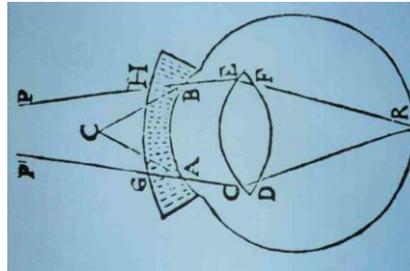


Figura 3. Representación de la lente de Thomas Young. ³

Más tarde, Sir John Frederick William Herschel sugirió en 1823 que se podía crear un molde del ojo para después diseñar la lente de vidrio a su semejanza. También indicó que con las lentes de contacto corneales se podían corregir las ametropías gracias a su adaptación a la superficie. Como idea general, planteó la idea de adaptar entre la córnea y la superficie de la lente una sustancia gelatinosa de procedencia animal para neutralizar la ametropía. Fue a partir de este momento cuando se empezaron a poner en práctica los experimentos clínicos con las ideas teóricas.

Después de la idea de Herschel de colocar un vidrio en el ojo, este asunto permaneció parado durante un tiempo hasta 1887. Fue en este año cuando F. A. Müller, una eminencia en la creación de ojos artificiales, confeccionó una lente de vidrio transparente en la zona óptica para proteger el ojo operado de un paciente del doctor Edwin Theodor Saemisch. El paciente era ciego de un ojo, y en el otro ojo el Dr. Saemisch le había hecho una ablación de un tumor en el párpado superior, quedando expuesta la córnea. Por este motivo, esta primera aplicación de la lente de contacto hecha por el Dr. Saemisch tenía una finalidad terapéutica de protección de la córnea expuesta. De este modo, el paciente mantuvo sin molestias su córnea transparente hasta su muerte, dos décadas después.

Más tarde, Fick y Kalt comenzaron a investigar por separado acerca de las lentes de contacto y fueron sus diseños los primeros en usarse sobre la córnea.

En 1888, Adolph Eugen Fick elaboró unos vidrios en forma de casquete a partir de unos moldes de ojos de ratón, ya que su objetivo final era corregir el astigmatismo irregular corneal derivado del queratocono. Posteriormente, creó unos moldes con ojos de cadáver, los cuales tenían el mismo diámetro que la córnea, y él mismo fue quien comprobó su eficacia, verificando que el campo de visión no se veía reducido. De esta forma, Fick empezó a usar el término de lentes de contacto. En la fabricación de éstas, Fick recurrió a la ayuda de Ernest Abbe y de Carl Zeiss ²⁻⁵. Sin embargo, las lentes fabricadas finalmente no tenían contacto con la córnea pero sí originaban dolorosas erosiones. Esto causaba en los ojos enturbiamiento corneal, irritación conjuntival e intolerancia a las lentes de contacto. Con ello Fick describió las primeras complicaciones

derivadas del uso de lentes de contacto ³. Por este motivo, los pacientes que utilizaron estas lentes debían llenar con una solución el espacio que había entre la lente y el ojo ⁴. Además, sospechó que las lentes impedían la buena relación entre lágrima y córnea, estableciendo así las primeras normas en el uso y adaptación de las lentes de contacto, y pensó en el posible uso de las lentes con finalidad cosmética ³.

Simultáneamente, Jean Baptiste Eugene Kalt diseñó las que se consideran las primeras lentes corneales y que fueron diseñadas para córneas cónicas, es decir, para pacientes con queratocono, que es una patología ocular que hace que la córnea protuya hacia adelante. En estas lentes, era la lágrima del paciente la que estaba entre la lente y el ojo, ya que no se usaban soluciones auxiliares. Estas lentes corneales carecían de banda escleral.

Sin embargo, hubo un tiempo en el cual prácticamente solo se utilizaban lentes esclerales, desde 1888 hasta 1948 aproximadamente, las cuales eran fabricadas por las compañías de Müller en Wiesbaden y de Zeiss en Jena, ambas en Alemania.

Medio siglo después de los estudios de Fick y Kalt, los materiales poliméricos comenzaron a sustituir al vidrio en la fabricación de lentes de contacto, en especial el polimetilmetacrilato (PMMA) que es un plástico transparente fabricado principalmente a partir del monómero metacrilato de metilo (MMA) (Figura 4). 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.²⁻⁵

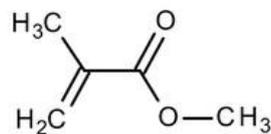


Figura 4. Fórmula química del metacrilato de metilo (MMA).⁶

En 1936, William Fleinbloom fue el primero en elaborar lentes utilizando una combinación de vidrio con plásticos sintéticos gracias a la creación de lentes esclerales. Una lente de contacto escleral es algo más grande que la corneal, y envuelve a toda la córnea y a parte de la esclera gracias a su banda escleral. Estas lentes de Fleinbloom tenían de vidrio la zona óptica corneal central y de un plástico blanco translúcido la porción del háptico, es decir, la parte que cubría la esclera.

John Mullen y Theodore Obrig en 1938 fabricaron conjuntamente la primera lente de contacto escleral íntegramente con derivados del metacrilato de metilo. En este procedimiento utilizaron un torno para dar forma y otros métodos para pulir, logrando de esta forma grandes ventajas para su lente en comparación con las elaborada anteriormente con vidrio.

Durante esta época, las lentes de contacto esclerales provocaban un gran espacio entre la lente y la córnea que era llenado con líquido. El principal problema en el uso de estas lentes era el edema corneal, es decir, la

inflamación de la córnea que originaban, ya que éste causaba visión borrosa e incomodidad, además de ser unas lentes bastante incómodas por ser grandes y rígidas. Por ello, las horas de uso estaban limitadas a pesar del intento de cambiar el tipo de líquidos para que este problema no se produjese.²⁻⁴

En España, concretamente en Barcelona, el Dr. Antonio Olivella Casals empezó a adaptar lentes de contacto esclerales, las cuales fueron diseñadas por los ópticos Andrés Fosas y Pedro Rodrigo Moncasi.⁵

Casi una década después de la primera lente escleral de plástico se elaboró la primera lente corneal hecha con metacrilato de metilo, gracias a Kevin Tuohy en 1947, cuyo objetivo era neutralizar las ametropías, es decir, compensar el error refractivo del ojo. En la fabricación de estas lentes se eliminó el fragmento que englobaba a la esclera, produciendo unas lentes más pequeñas que las esclerales y ocasionado de esta forma que más oxígeno llegase a la córnea. En este diseño había una buena relación entre la parte posterior de la lente y la superficie anterior de la córnea por lo que había un buen intercambio lagrimal, haciendo que las lentes fueran confortables, y una buena atracción capilar, no siendo necesaria la utilización de un líquido adicional. Sin embargo, estas lentes tenían la desventaja de presionar demasiado la zona central de la córnea pudiendo producir distorsiones corneales, abrasiones y los conocidos como velos de Satler, que eran edemas corneales derivados del descentramiento de la lente con el parpadeo hacia el limbo.

La fabricación de estas lentes corneales continuó pese a sus desventajas, aunque su tamaño se iba disminuyendo paulatinamente. En 1950, George Butterfield produjo diseños paralelos a la curvatura corneal ya que sus lentes estaban hechas sobre el k corneal, es decir, sobre el radio de la córnea, comenzando de esta forma las adaptaciones con lentes de ensayo. Con este diseño se conseguiría un buen intercambio lagrimal y la dificultad de aparición del edema corneal, y con ello aumentaría las horas de uso.

A mediados del siglo XX, Otto Wichterle y Drahoslav Lim investigaron con polímeros de hidrogel para usos médicos, y se pusieron en contacto con el oftalmólogo Maximillian Dreifus. Juntos estudiaron el entrecruzamiento de los hidrogeles hidrofílicos, es decir que tienen afinidad por el agua, y su relación con el volumen de agua. De esta forma, obtuvieron un nuevo material conocido como 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) (Figura 5), el cual era transparente, blando, que podía llegar a absorber un 40% de agua y con capacidad de deshidratación y rehidratación. En 1961, continuaron sus experimentos y empezaron a fabricar lentes de contacto a partir de este hidrogel, obteniendo de esta forma unas lentes blandas. Además, como estas lentes tenían atracción por el agua permitían que el oxígeno pasase la barrera del material y llegase a la córnea, lo que producía una mayor comodidad.²⁻⁴

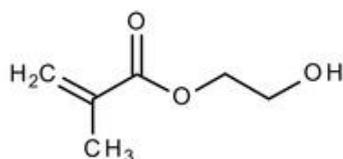
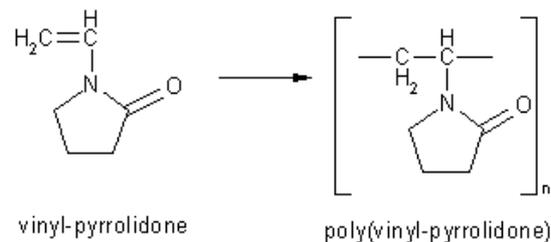


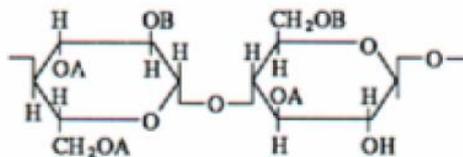
Figura 5. Fórmula química del 2-hidroxietil metacrilato.⁶

Fue la casa *Bausch & Lomb* quien alrededor de 1967 en Norteamérica obtuvo la patente de las lentes de hidrogel hechas con el polímero 2-hidroxietil metacrilato, las cuales eran fabricada primero con el método de moldeado por centrifugación y más tarde con el de torneado. Un año más tarde, la *Food and Drug Administration* (FDA) consideró que las lentes blandas eran un medicamento y empezaron a regularlas y a controlarlas antes de que saliesen al mercado. Después de muchos controles, finalmente en 1971 la FDA aprobó a *Bausch & Lomb* la comercialización de sus lentes de HEMA llamadas *Soflens*.

John de Carle en 1970 desarrolló una lente de contacto blanda con alto contenido en agua llamada *Permalens*, gracias a la unión del HEMA al anillo de pirrolidona (Figura 6). Estas lentes fueron utilizadas para uso continuado, es decir, para llevarlas ininterrumpidamente durante un mes.

**Figura 6.** Monómero y mero de polivinilpirrodilona. Material plástico PVP.⁷

Debido a que las lentes rígidas de PMMA proporcionaban una mejor visión que las lentes de hidrogel, se comenzó a investigar acerca de un nuevo material que solucionase el problema del edema producido por el tradicional PMMA. Por este motivo, se desarrolló un nuevo plástico en los años 70 llamado acetato butirato de celulosa (CAB) (Figura 7), el cual permitía una pequeña difusión de oxígeno a la córnea que era suficiente para prevenir el edema, ya que éste es una inflamación que se produce por una falta de oxígeno en la córnea. La finalidad de este nuevo material era sustituir al PMMA. *Rynco Scientific Corporation* comenzó a usar en las lentes de contacto este nuevo copolímero de la celulosa en Estados Unidos, surgiendo así el nuevo término de lentes de contacto rígidas permeables al gas (RPG). En 1979 fue aprobado su uso por la FDA.

**Figura 7.** Fórmula química del acetato butirato de celulosa (CAB).

En 1971 Leonard Seidner elaboró un nuevo material rígido permeable al gas, fue el primer acrilato de silicona (Figura 8). Este material tenía una alta permeabilidad al oxígeno gracias a la silicona, permitiendo que la córnea estuviera oxigenada, buena humectabilidad, era rígido, resistente y más

estable que el CAB. Las lentes de contacto hechas con este material se llamaron *Polycon*.²⁻⁴

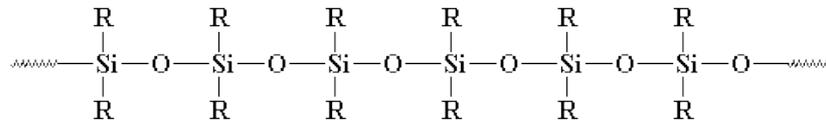


Figura 8. Cadena principal del polímero inorgánico de la silicona.⁸

También en los años 70, los doctores españoles Vilacoro, Casanovas Villegas del cubillo y el óptico Pedro Rodrigo Moncasi deciden formarse en el uso de lentes de contacto al igual que lo hizo anteriormente el doctor Olivella Casals. Las primeras instrucciones las recibieron en el instituto Barraquer por el doctor Hernando Cardona.⁵

Dow Corning compró en 1972 la patente de un elastómero de silicona a Bregger Muller-Welt, para después modificarlo y fabricar unas lentes blandas llamadas *Silsoft*. Estas lentes tenían una alta permeabilidad al oxígeno pero eran hidrofóbicas, repelían el agua. Finalmente en 1984 *Bausch & Lomb* compró la patente y todavía las comercializan limitadamente.

Syntex Ophthalmics creó unas lentes que tenían una combinación de silicona, ya que era un polímero con gran permeabilidad al oxígeno, con PMMA para incrementar el paso de oxígeno a la córnea, las cuales fueron aprobadas por la FDA en 1979.²⁻⁴

En 1998 dos laboratorios sacaron prácticamente a la vez dos nuevas lentes, estas eran *Night & Day* de *CIBA* y *Pure Vision* de *Bausch & Lomb*. Estas lentes de contacto eran una combinación de las mejores características del hidrogel y de la silicona, ya que los primeros tenían una gran permeabilidad al agua y los segundos una gran permeabilidad al oxígeno.²

Algunos de los ópticos españoles precursores en la adaptación y fabricación de lentes de contacto fueron Romagosa, Morales y Arruga, aunque en la capital española sobresalió Ulloa ya que era el primero en esta ciudad en fabricar lentes de contacto corneales.

Juan Delgado Espinoza y Francisco Simó Sospedra fueron unos ópticos punteros en la adaptación de lentes de contacto, de los cuales el primero de ellos fue el primer óptico optometrista en ocuparse únicamente a esta práctica instaurando además un centro especializado únicamente en pacientes que querían ser usuarios de lentes de contacto.⁵

Con todo ello, se puede concluir que en la evolución de la contactología siempre se han intentado encontrar nuevos materiales que consiguieran vencer las barreras fisiológicas que producían los primeros materiales debido a su baja permeabilidad al oxígeno. A causa de la enorme crecida en la demanda de lentes de contacto, principalmente debida a la estética y a intentar prescindir del uso a veces molesto de gafas, se está investigando continuamente en el desarrollo de nuevos materiales, centrándose las investigaciones actuales en los hidrogeles de silicona ya que son los que proporcionan mayor comodidad, menor sequedad y menor número de impactos negativos en el ojo.

3.2. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DE LAS LENTES DE CONTACTO

A lo largo de la historia de las lentes de contacto, los investigadores han ido buscando una serie de características que cumplan unos determinados requerimientos y que poco a poco vayan solucionando los problemas que van surgiendo en el desarrollo de los materiales. Las propiedades de los materiales de las lentes de contacto se puede clasificar de la siguiente manera:

- Transmisibilidad a la luz: paso de luz a través del material de la lente de contacto. En las lentes blandas es de aproximadamente un 92% y en las rígidas un 98%.
- Índice de refracción: relación que hay entre el material del que esté hecho la lente y la velocidad de luz en el aire. Además, esta propiedad está relacionada con la densidad del material, y en caso de las lentes de hidrogel también con el contenido en agua. El índice de refracción de la lente de contacto es cercano al de la córnea, que es de 1,37, siendo alrededor de 1,35 en blandas y de 1,49 en rígidas.
- Peso específico: peso que tiene el material en comparación con un valor equivalente de agua. El motivo por el cual una lente de contacto rígida puede quedar descentrada es que cuanto mayor sea el peso específico la relación que tiene con la fuerza de gravedad será mayor.
- Estabilidad del material: conservación de la forma del material de la lente de contacto, siendo las lentes de PMMA las de mayor estabilidad y las de materiales hidrofílicos las de menor. Esta propiedad puede verse alterada por la temperatura, por la cantidad de agua que tenga el material y por el pH de la lágrima.^{9, 10}
- Dureza: resistencia que tiene el material para evitar rayones y para que sea más duradera en el tiempo.
- Resistencia a la tensión: cantidad de tensión que puede soportar el material sin llegar a romperse la lente de contacto.⁹
- Flexibilidad de la lente: capacidad del material de la lente de contacto de cambiar su forma para adaptarse a otra. El único material que no tiene ninguna flexibilidad es el PMMA. Esta propiedad se ve aumentada con la hidratación y con la permeabilidad al oxígeno en lentes de contacto blandas y rígidas respectivamente.^{9, 10}
- Módulo de elasticidad o rigidez: capacidad del material de volver a su forma original después de haber sido deformado (módulo de Young). Cuanto mayor sea esta propiedad mayor calidad de visión tendrá el portador de la lente.
- Carga iónica: carga que tiene el material en la superficie y/o en el interior.

- Hidratación: capacidad del material de absorber agua. Además esta propiedad tiene relación directa con la flexibilidad, la permeabilidad al oxígeno y la comodidad.
- Humectabilidad: capacidad que tiene la superficie del material de cubrirse de líquido. Además, ésta influye en el confort, la calidad visual y la resistencia a los depósitos, por lo que tiene gran importancia. Este parámetro se mide con el ángulo que hay entre la gota de un líquido y la superficie del material, llamado ángulo de contacto. Si el ángulo que forman es alto significa que el material es hidrofóbico, es decir, que no tiene afinidad con el agua, y que tiene poca humectabilidad. Si el ángulo que forman es bajo significa que el material es hidrofílico, es decir, que tiene afinidad con el agua, y que tiene gran humectabilidad. Las lentes que mayor grado de humectación tienen son las lentes de hidrogel. Esta característica depende de la estructura del polímero, de tipo de lágrima y del parpadeo que tiene el usuario de la lente.
- Permeabilidad al oxígeno o Dk: capacidad que tiene el material de dejar pasar a su través oxígeno y otros compuesto como el CO₂. Es una de las propiedades que más importancia tiene a la hora de considerar el tipo de lente de contacto, se podría decir que la más importante, y depende del tipo de polímero y de su estructura molecular. Este parámetro viene representado por D , que es el coeficiente de difusión, y por k , que es la solubilidad al oxígeno⁹⁻¹¹. La difusión es “el movimiento de iones de iones o moléculas de un área de mayor concentración a un área de menor concentración”¹², y la solubilidad es “la cantidad de una sustancia que se puede disolver en una cantidad dada de disolvente”¹³, donde el oxígeno es la sustancia o fase dispersa, y el agua el disolvente o fase dispersante en este caso.
- Transmisibilidad al oxígeno o Dk/t: es la cantidad de oxígeno que pasa a través de la lente de contacto, dependiendo del espesor del material (t), hasta llegar a la córnea. Este parámetro depende de la permeabilidad al oxígeno y del tipo de lente de contacto. Si es una lente rígida el Dk depende del material y del tamaño de los poros, si es una lente hidrofílica depende de la hidratación y del espesor, y si es un hidrogel de silicona depende de la cantidad de silicona ya que a más silicona mayor paso de oxígeno.⁹⁻¹¹
- Resistencia a los depósitos: es la capacidad que tiene el material de la lente de evitar que depósitos como lípidos se adhieran a ella. Este parámetro evita posibles futuras complicaciones derivadas del uso de lentes de contacto. En el caso de las lentes de contacto rígidas permeables a los gases (LCRPG), si una LCRPG es muy permeable tendrá poca adherencia a los depósitos, y viceversa. En el caso de las lentes de contacto hidrofílicas (LCH), si una LCH tiene una alta hidratación tendrá mayor adherencia a los depósitos, y viceversa.⁹

Por lo tanto, se tendrán unas características u otras dependiendo del tipo de material que se utilice en la fabricación de la lente de contacto.

3.3. IMPORTANCIA DEL DK/T EN LAS LENTES DE CONTACTO

Desde la década de los 70, las investigaciones en contactología han intentado crear nuevos materiales con mayor permeabilidad al oxígeno para así superar las barreras fisiológicas que suponían los primeros materiales. Estas barreras eran debidas principalmente a la hipoxia, es decir, a una disminución en la cantidad de oxígeno corneal necesario para que funcione su metabolismo correctamente ¹⁴. A causa de esta hipoxia, eran debidas algunas alteraciones tales como el edema corneal, que es una inflamación de la córnea, o la queratitis microbiana, que una infección de la córnea. Después de muchas investigaciones realizadas para intentar resolver estas complicaciones, se encontró que el agente más importante causante de éstas era la transmisibilidad al oxígeno. ¹⁵

La transmisibilidad al oxígeno es generalmente conocida como Dk/t , donde D es el coeficiente de difusión del oxígeno del material de la lente de contacto, k la constante de solubilidad del oxígeno del material de la lente, y t el espesor de la lente. ¹⁶

Como ya se ha dicho anteriormente, las lentes de contacto que no tengan una buena transmisibilidad al oxígeno, es decir, que tengan un bajo Dk/t , pueden producir cambios nocivos en el ojo tales como hipoxia. En la actualidad, ésta es debida mayormente al porte frecuente y continuado de las lentes de contacto ya que comprometen la integridad corneal, pudiendo producir alguno de los siguientes efectos negativos para el ojo:

- Edema corneal.
- Microquistes: partículas epiteliales muertas que ocasionan el edema epitelial.
- Hiperemia limbar: enrojecimiento del limbo corneal.
- Pérdida de la transparencia corneal debido al edema estromal.
- Neovascularización corneal: aparición de vasos anómalos en la córnea.
- Polimegatismo endotelial: distinto tamaño de las células endoteliales debido al edema endotelial.
- Posible adhesión corneal de la lente de contacto. ^{16, 17}

La presión de oxígeno necesaria para evitar el edema corneal ha sido investigada por varios autores. Los primeros fueron en 1970, Mandell y Polse establecieron una presión parcial de 11-19 mmHg. Después Mandell y Farrell, quienes en 1980 fijaron una presión de algo más alta de 23-37 mmHg. Por último, en 1984 Holden, Sweeney y Sanderson comprobaron que era necesaria una presión de oxígeno de 74 mmHg para que el edema corneal no se produjese. ¹⁴

En 1984, Holden y Mertz hicieron una importante contribución en la historia de la contactología al establecer que el valor del Dk/t debería ser de 24

unidades si el uso las de lentes de contacto fuese exclusivamente durante el día, y de 87 unidades si las lentes fueran utilizadas también durante la noche, es decir, tienen un uso prolongado.^{15, 16}

Posteriormente, en 1999 se realizó otro criterio más riguroso por Harvitt y Bonano en el cual determinaron que para eludir edemas corneales mayores que el edema nocturno, las lentes de uso diario deberían tener un Dk/t de 35 unidades y las de uso nocturno de 125 unidades.^{14, 15}

Más tarde, Fonn y Bruce restablecieron en 2005 el Dk/t pasando a ser al menos de 125 unidades en el uso prolongado de lentes de contacto, es decir, un uso ininterrumpido durante un mes entero.^{14, 16}

En 2010, una investigación realizada por Morgan et ál certificó que una lente de contacto en uso diario debería tener entre 19,8 y 32,6 de Dk/t, criterio que cumplen casi todas las lentes de contacto de hidrogel de silicona, al contrario que las de hidrogel convencionales.¹⁴

En la actualidad, los nuevos polímeros contienen la mitad de los siloxanos (polímeros de la silicona) de alta permeabilidad, lo que hace que mejore considerablemente la permeabilidad al oxígeno. Ya Papas señaló en 1998 que es necesario un Dk/t mínimo de 125 unidades para no provocar la hiperemia limbar en lentes de contacto de uso diario, ya que estudió y estableció que había una relación directa entre ésta y la deficiencia de oxígeno en la periferia de las lentes de contacto¹⁶. Este concepto tiene particular trascendencia en las lentes de contacto negativas, ya que al ser más gruesas en los bordes que en el centro puede llegar a perder un 80% de su transmisibilidad en proporción al centro, por lo que los valores que nos den los fabricantes puede que no tengan nada que ver.¹⁵

Maldonado-Codina también investigó la hiperemia limbar haciendo una comparación entre lentes de hidrogel y lentes de hidrogel de silicona, habiendo grandes diferencias en la zona central, variando el Dk/t de 26 a 86 unidades.¹⁶

En las lentes de contacto de hidrogel tradicionales, la permeabilidad al oxígeno a través de la fase de polímero es menor que para la fase de agua, por lo que la permeabilidad al oxígeno de estas lentes está limitada por la permeabilidad al oxígeno en agua, es decir, del Dk. La forma en la que el oxígeno es transportado a través de los hidrogeles de silicona es diferente y no depende solamente del contenido de agua. En los hidrogeles de silicona con la incorporación de grupos de silicona permeables al oxígeno, el paso de menor resistencia es a través de la silicona, que permite más entrada de oxígeno y da como resultado una menor hipoxia relacionada con complicaciones en comparación a los hidrogeles convencionales. Los hidrogeles de silicona de las lentes de contacto han sido específicamente desarrollados con el fin de mejorar en gran medida el aporte de oxígeno a la córnea, que es de 4-6 veces mayor que el disponible en los hidrogeles tradicionales.¹⁸

Normalmente, cuando se habla del valor del Dk/t (Tabla 1) se refiere a lentes de contacto de -3.00D, ya que es la potencia con la que se han realizado las investigaciones, pero dependiendo del espesor central y por tanto de la potencia de la lente de contacto, ya que una lente positiva es más gruesa en el centro que en la periferia y a la inversa en una lente negativa, la transmisibilidad al oxígeno puede tener diferente repercusión en la córnea y en

el limbo. Fatt y Neumann ya sugirieron que uno de los aspectos más importantes a tener en cuenta en una lente de contacto es su espesor, ya que puede ser uno de los agentes causantes de la hipoxia en el ojo portador. Además, Bruce y Brennan determinaron en el uso prolongado de lentes de contacto de hidrogel, que el edema corneal central y la hiperemia limbar estaban relacionados con variaciones locales en la oxigenación corneal.

| FABRICANTE | LENTE DE CONTACTO | MATERIAL | Dk | Dk/t | HIDRATACIÓN |
|--------------------------|----------------------------|---------------|-----|------|-------------|
| Bausch Lomb | SofLens & Daily Disposable | Hilafilcon B | 22 | 24 | 59% |
| | Purevision2 HD | Balafilcon A | 91 | 130 | 36% |
| J&J Care | Acuvue One Day Moist | Etafilcon A | 21 | 25.5 | 58% |
| | Acuvue TrueEye | Narafilcon A | 100 | 118 | 48% |
| | Acuvue Oasys | Senofilcon A | 103 | 147 | 38% |
| Alcon Vision Care | Dailies Total1 | Delefilcon A | | 156 | 33% |
| | Air Optix Aqua | Lotrafilcon B | 110 | 138 | 33% |
| CooperVision | Biofinity | Comfilcon A | 128 | 160 | 48% |
| Menicon | Menicon PremiO | Asmofilcon A | 129 | 161 | 40% |

Tabla 1. Propiedades de diferentes lentes de contacto que actualmente se encuentran en el mercado. ^{15, 16, 19}

Los primeros desarrollos de materiales para lentes de contacto que cumplieran las condiciones estipuladas por Holden y Mertz fueron lentes de contacto hidrofílicas de alta hidratación, ya que con su alto contenido en agua producían una gran difusión de oxígeno, aumentando así el Dk de la lente. Sin embargo, a mayor hidratación de la lente mayor espesor, por lo que el Dk/t de la lente no era tan alto disminuyendo de esta forma la cantidad de oxígeno que finalmente llegaba a la córnea.

Debido al problema de la alta hidratación, los investigadores comenzaron a incorporar en las lentes de contacto silicona, ya que gracias a sus grupos siloxano tenía una gran permeabilidad, por lo que se obtenían valores de Dk/t bastante altos ¹⁵. El principal problema de las lentes de contacto de silicona es la hidrofobicidad inherente de grupos siloxano, que impide significativamente el desarrollo de estas lentes. Esto quiere decir que la silicona tiene la capacidad de repeler al agua debido a que tiene un carácter

hidrófobo. La hidrofobicidad conduce a problemas tales como disminución de la humectabilidad de la superficie, aumento de la interacción de los lípidos y su acentuación de unión a la lente. Éstos son problemas que se han ido observando a lo largo de los años en materiales fabricados a base de silicona.¹⁸ Con todo ello es posible afirmar que durante más de cuatro décadas el impulso principal de los investigadores ha sido el paso de oxígeno.

Con estos dos anteriores problemas, los hidrogeles de silicona comenzaron a desarrollarse ya que se quería obtener lo mejor de los materiales hidrofílicos, que es la gran cantidad de agua que tienen en su interior, y lo mejor de la silicona, que es la gran difusión de oxígeno que tiene a su través. De esta forma fue posible cumplir con los parámetros impuestos por Holden y Mertz.

Las primeras lentes de hidrogel de silicona que se fabricaron, denominadas de primera generación, tenían importantes mejoras en lo referido a la transmisibilidad del oxígeno. Sin embargo, también presentaban algunos problemas ya que producían alteraciones en la superficie corneal, como aplanamiento corneal o lesiones epiteliales, o indentación corneal entre otras.¹⁵

Para hacer las superficies de las lentes de hidrogel de silicona hidrofílicas y con mayor humectabilidad para solucionar anteriores problemas, se han desarrollado técnicas que incorporan plasma al tratamiento de la superficie. Las nuevas técnicas han incorporado monómeros hidrofílicos al material de las lentes, que migra a la superficie de las lentes y añade humectabilidad. El propósito de este tratamiento de superficie es ocultar la silicona hidrofóbica de la película lagrimal, que incrementa la humectabilidad de la superficie de los materiales y reduce los depósitos de lípidos.

Un ejemplo de este tratamiento son las lentes de contacto con material Balafilcon A. Éstas son sometidas superficialmente en una cámara de gas de plasma que transforma los componentes de silicona de la superficie de la lente en componentes de silicato hidrofílico.¹⁸

Sin embargo, las propiedades que poseen las lentes de contacto no permanecen fijas cuando están en contacto con el ojo. Existen algunos factores como la temperatura, la cantidad de lágrima y la osmolaridad que afectan a las propiedades de la silicona y de la hidratación que contienen estas lentes de contacto. Además, si se producen estos cambios puede variar el diámetro total, la zona óptica, el espesor central y el contenido en agua. Con ello, variando la zona óptica y el diámetro total, por ejemplo, el contenido de agua de la lente de contacto cambia, y con ello el Dk.

En general, los parámetros de las lentes pueden ir variando continuamente mientras las lentes de contacto están en el ojo del portador. La situación ideal para un sujeto normal es aquella en la que la película lagrimal sea una solución isotónica con un pH entre 7,14 y 7,82 conteniendo aproximadamente 97 proteínas diferentes. No obstante, las propiedades de la película lagrimal cambian con distintos agentes como pueden ser la edad, sexo o patologías oculares, como es el ojo seco. Además, hay que tener en cuenta que sobretodo las mujeres están expuestas continuamente a cambios hormonales en periodos como el embarazo o la menopausia. Estas variaciones también influyen sobre la lágrima, por lo que las lente de contacto son expuestas a varias condiciones el los ojos. Por todo ello, se puede decir que

cuando una lente de contacto está en el ojo su osmolaridad cambia, es decir, la concentración del número de sus partículas, resultado de la evaporación del agua de la lente de contacto.¹⁷

3.4. LENTES DE CONTACTO EN LA ACTUALIDAD

Hoy en día, la continua evolución en el desarrollo de los hidrogeles de silicona ha hecho que el uso prolongado y el uso continuado de las lentes pase a un segundo plano, estando su progreso estancado, ya que casi todas las investigaciones siguen el mismo camino de desarrollar materiales para el uso diario.

Según un estudio realizado en 2015²⁰ acerca de las lentes de contacto adaptadas en España, se concluyó que la edad media en el uso de las mismas es de 33 años al igual que la media de otros países usuarios del mundo. Además, en nuestro país el uso de lentes de contacto no difiere entre sexos, al contrario que en otros países que son mayores las adaptaciones en mujeres que en hombres. Cabe destacar que en España el número de nuevas adaptaciones ha aumentado considerablemente en comparación con la media de usuarios a nivel mundial, prefiriendo un alto porcentaje de usuarios el uso de lentes de contacto desechables mensuales al contrario que otros países del mundo. Sin embargo, hay que tener en cuenta que el número de adaptaciones de hidrogel de silicona ha disminuido, un detalle que se diferencia del resto del mundo.

4. CONCLUSIONES

A modo de conclusión, tras realizar esta búsqueda bibliográfica se han obtenido las siguientes ideas generales a partir de artículos de divulgación y de artículos de influencia profesional:

- Aunque las lentes de contacto parezcan que son un descubrimiento reciente de hace apenas cinco décadas, lo cierto es que los primeros conceptos encontrados que tenemos sobre ellas datan del siglo XVI y fueron escritos por Leonardo da Vinci, por lo que la idea de corregir ametropías con un soporte sobre el globo ocular no es nueva.
- Debido al mayor conocimiento de las patologías oculares que se ha ido obteniendo a lo largo del tiempo, se han ido buscando materiales para solucionar las anomalías que produce el porte de las lentes de contacto, por lo que la evolución de los materiales de las lentes de contacto se ha ido encaminando a la caracterización de un material que tenga una alta transmisibilidad al oxígeno para solucionar el principal problema que las lentes causan, la hipoxia.
- Los hidrogeles de silicona surgieron a raíz de intentar obtener lo mejor de las lentes hidrofílicas que es la buena hidratación, y lo mejor de los polímeros basados en la silicona que es la alta transmisibilidad al oxígeno, y gracias a ellos las lentes de contacto en la actualidad aúnan estas dos características.
- Actualmente, hoy en día los investigadores siguen buscando nuevos materiales que se adapten a las distintas necesidades que exigen los usuarios de lentes de todo el mundo, como pueden ser la estética, la práctica de deportes o la búsqueda de la comodidad.

5. BIBLIOGRAFÍA

1. Real Academia Española. Diccionario de la lengua española. <http://dle.rae.es/?id=N7o6jFG> (13 de mayo 2016)
2. Lamb J, Sabell A. The history of contact lenses. En: Phillips AJ, Speedwell L. Contact Lenses; Edinburg: Butterworth-Heinemann; 2007: Pag. 1-20.
3. Munoa Roiz JL, Aramendía Salvador E. Historia y desarrollo de las lentes de contacto. <http://www.oftalmo.com/publicaciones/lentes/cap2.htm> (17 de abril de 2016).
4. Lowther GE, Snyder C. Historical Development of Contact Lenses. En: Lowther GE, Snyder C. Contact Lenses: Procedures and Techniques; Boston: Butterworth-Heinemann; 1992: Pag. 1-10.
5. Saona Santos CL, Rodrigo Moncasi P, Noguera R. Historia de las lentes de contacto. En: Saona Santos CL. Lentes de contacto; Barcelona: Ediciones Scriba; 1989: Pag. 11-16.
6. Merck Millipore. Productos químicos industriales y de laboratorio. www.merckmillipore.com/ES/es/ (13 de mayo de 2016)
7. Imagen Óptica. Periodismo con visión. Una nueva generación en hidrogeles de silicona. <http://www.imagenoptica.com.mx/pdf/revista43/nueva.htm> (17 de mayo de 2016)
8. Polymer Science Learning Center. Silicones. <http://www.pslc.ws/spanish/silicone.htm> (17 de mayo de 2016)
9. Martín R. Principios de contactología. En: Martín R. Contactología aplicada; Madrid: ICM; 2005: Pag. 15-44.
10. Fernandez M. Tipos y propiedades de los materiales de las lentes de contacto. <http://www.oftalmo.com/publicaciones/lentes/cap3.htm> (17 de abril de 2016).
11. Conlin L. Conocimiento contemporáneo de lentes de contacto, materiales y usos. http://www.visionyoptica.com/index.php?option=com_content&view=article&id=1129:cuando-el-destino-azul-nos-alcance&catid=39:articles&Itemid=1340 (2 de mayo de 2016)
12. The Free Dictionary by Farlex. Diffusion. <http://www.thefreedictionary.com/diffusion> (13 de mayo de 2016)
13. The Free Dictionary by Farlex. Solubility. <http://www.thefreedictionary.com/solubility> (13 de mayo de 2016)
14. Malagón WE, Rodríguez MF, Hernández P. Edema corneal durante el uso diario de lentes de contacto blandos de alta y baja transmisibilidad. Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular. 2012;10:33-41.
15. González-Meijome JM, Villa C. Hidrogeles de Silicona: Qué son, cómo los usamos y qué podemos esperar de ellos (I). Gaceta

Óptica. 2007; 414: 10-17.

16. Lira M, Pereira C, Real Oliveira ME, Castanheira EM. Importance of contact lens power and thickness in oxygen transmissibility. *Contact Lens & Anterior Eye*. 2015;38:120-126.
17. Lee SE, Kim SR, Park M. Oxygen permeability of soft contact lenses in different pH, osmolarity and buffering solution. *International Journal of Ophthalmology*. 2015;8:1037-1042.
18. Lin CH, Cho HL, Yeh YH, Yang MC. Improvement of the surface wettability of silicone hydrogel contact lenses via layer-by-layer self-assembly technique. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2015;136:735-743.
19. Vademecum Informado de Contactología Online. http://vademecumcontactologia.com/vic/usu_susc_g.php (13 de mayo de 2016)
20. Santodomingo J, Villa C, Morgan P. Lentes de contacto adaptadas en España en 2014: comparación con otros países. *Gaceta Óptica*. 2015;500:72-79.