

January 2011

Película lagrimal: su interacción y su adherencia sobre los lentes de contacto de hidrogel de silicona

José Luis Delgado

Universidad de La Salle, Bogotá, optodelgado@yahoo.com.ar

Lucy Rivera

Universidad de La Salle, Bogotá, optodelgado@yahoo.com.ar

Follow this and additional works at: <https://ciencia.lasalle.edu.co/svo>



Part of the [Eye Diseases Commons](#), [Optometry Commons](#), [Other Analytical, Diagnostic and Therapeutic Techniques and Equipment Commons](#), and the [Vision Science Commons](#)

Citación recomendada

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.

This Artículo de Investigación is brought to you for free and open access by the Revistas científicas at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular* by an authorized editor of Ciencia Unisalle. For more information, please contact ciencia@lasalle.edu.co.

Película lagrimal: su interacción y su adherencia sobre los lentes de contacto de hidrogel de silicona

Tear Film, Interaction and Adherence to Silicone Hydrogel Contact Lenses

JOSÉ LUIS DELGADO*
LUCY RIVERA**

RESUMEN

El rápido aumento en la cantidad de adaptaciones de lentes de hidrogel de silicona, sus características físico-químicas y las complicaciones que estos pueden presentar en cuanto a *confort* y tolerancia, requieren del conocimiento de los diferentes factores que puedan ocasionarlas. El objeto de este artículo es revisar los aspectos referidos a los depósitos en este tipo de lentes, que no solo afectan la vida útil de estos, sino su comportamiento clínico. Los diferentes materiales, esto es, los polímeros que los constituyen, contenido acuoso, hidrofobicidad/hidrofilicidad de la superficie, y tratamientos de superficie, son algunos de los factores relativos a los lentes de contacto. El peso molecular, cargas eléctricas, polaridad e hidrofobicidad/hidrofilicidad, son características específicas de cada uno de los componentes del film lagrimal. De las interacciones entre estos y los lentes de contacto depende la adherencia y características de los depósitos, con las consecuentes implicaciones clínicas.

Palabras clave:

film lagrimal, adherencia, lentes de contacto de hidrogel de silicona, lisozima, lípidos.

ABSTRACT

The fast increase in the amount of silicone hydrogel contact lens adaptations, as well as their physical-chemical characteristics and possible complications in terms of comfort and tolerance, require the knowledge of the different factors that may cause them. The purpose of this article is to review the aspects regarding the deposits in this type of lenses that affect not only their life utility but also their clinical behavior. The different materials, that is, the polymers that they are made of, as well as the water content, hydrophobicity/hydrophilicity of the surface and surface treatments are some of the factors related to contact lenses. Molecular weight, electric charges, polarity and hydrophobicity/hydrophilicity are specific characteristics of each tear film component. Their interactions with contact lenses influence the adherence and characteristics of the deposits, with the subsequent clinical implications.

Keywords:

tear film, adherence, silicone hydrogel contact lenses, lisozyme, lipids.

* Optómetra. Estudiante de Maestría en Ciencias de la Visión, Universidad de La Salle.

** Licenciada en Química. MSc Bioquímica, Pontificia Universidad Javeriana. Docente, Universidad de La Salle.

INTRODUCCIÓN

Los lentes de contacto (LC) son una alternativa de corrección que en el 2005 ya se estimaba en 140 millones de usuarios en el mundo (Stapleton, Keay y Cole, 2007). El comportamiento y la biocompatibilidad de los LC dependen, entre otros factores, de la interacción de los materiales que los componen y el film lagrimal. Esta interacción es sumamente compleja y dependiente de uniones electrostáticas, puentes de hidrógeno o interacciones hidrofóbicas, asociadas a la polaridad y a las cargas iónicas de ambos, materiales y moléculas del film. El resultado clínico de esta interacción lente-lágrima es conocido como adherencia (Nichols, 2006). Los materiales de los LC interactúan con lípidos (Bontempo y Rapp, 2001; Rapp y Broichl, 1984) proteínas (Baines, Cai y Backman, 1990; Keith, Hong y Christensen, 1997), mucinas (Castillo et ál., 1986; Berry, Harris y Corfield, 2003) y componentes inorgánicos del film lagrimal, inmediatamente después de la inserción del lente (Fowler et ál., 1980; Tripathi, Tripathi y Ruben, 1980). Una adecuada interacción entre los citados componentes del film lagrimal y los materiales de los LC, permite el uso confortable y seguro de estos, para lo cual es necesario una compatibilidad intrínseca general entre ambos y un entorno favorable dado por las características físicas de la adaptación, frecuencia y calidad del parpadeo, humedad y temperatura ambiente, condiciones, tiempo y modalidad de uso de LC, mantenimiento de los LC y cantidad y calidad de lágrima. Sobre este último aspecto ha de considerarse que si bien existe un “film lagrimal promedio”, muchos pacientes pueden presentar diferencias en las secreciones que conforman el film precorneal (Wolkoff, 2010; Craig, 2002); esto asociado a las otras variables, conlleva a la adherencia de componentes sobre los lentes, en mayor o menor medida, según la tendencia a la adhesión de estos a los diferentes materiales de LC.

Los LC de hidrogel de silicona (Hi-Si) se presentaron en el mercado en 1999; para el 2008 representaban el 36% de todos los LC blandos prescritos,

llegando a un 53% en Estados Unidos para los LC de uso extendido, observándose una reconversión masiva hacia estos materiales. Los materiales de Hi-Si pronto representarán la mayoría de los LC prescritos (Morgan et ál., 2010a). Estos nuevos materiales muestran importantes beneficios en lo relativo a la salud corneal por su alto índice de permeabilidad al oxígeno, eliminando las complicaciones relacionadas a la hipoxia en la mayoría de los usuarios.

En 1984 Holden y Mertz, definieron los mínimos niveles de oxígeno en córnea para evitar el edema corneal, estableciendo así la transmisibilidad mínima que debían tener los materiales para LC tanto para uso diario (Dk/t: 24,1), como para uso extendido (Dk/t: 87). Luego Harvitt y Bonanno (1999) llevaron esos valores a 35 y 125 respectivamente. Fonn y Bruce (2005), también hallaron que los criterios originales debían ser revisados, en especial para el uso extendido, sugiriendo el establecido por el estudio de Harvitt y Bonanno. A continuación se investigó la importancia del Dk considerando las diferencias de espesores central y periférico dependientes del poder y diseño del LC, su efecto en la transmisibilidad y por consiguiente el estrés corneal, sin encontrar pruebas clínicas que indiquen la necesidad de modificar los criterios previamente establecidos por Harvitt y Bonanno (Morgan et ál., 2010b).

Está probado que los LC de Hi-Si por su permeabilidad resultan más saludables, evitando el sufrimiento corneal por hipoxia; aun así, persisten complicaciones relacionadas con las características del LC: la rigidez del material, el módulo de elasticidad, etc. (ver tabla 1), y muchas relacionadas a la adherencia de los componentes del film lagrimal sobre los LC, debido a la menor humectación que presentan estos materiales.

Si bien aún no hay un acuerdo absoluto sobre las técnicas y condiciones de medición del ángulo de contacto (Maldonado-Codina y Morgan, 2007; Cheng, Muller y Radke, 2004), los materiales de silicona son poco hidrofílicos, lo que representa

TABLA 1. Características de los lentes de contacto de hidrogel de silicona disponibles en la actualidad

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

B&L: Bausch & Lomb; J&J: Johnson&Johnson; PVP: Polivinilpirrolidona.

Fuente: Efron (2010)

una dificultad en la interacción material-lágrima; frente a esto, CIBA Vision realiza un tratamiento de superficie de plasma que tiene como resultado una delgada capa de 25 nm sobre la superficie del lente para mejorar la humectación y reducir los depósitos. Bausch & Lomb utiliza un tratamiento de oxidación de plasma directo sobre la superficie del material, Johnson & Johnson incorpora un conocido agente humectante, polivinilpirrolidona (PVP), al material de los LC y algo similar realiza Cooper Vision con un agente humectante no informado; todo esto en procura de mejorar la humectabilidad de la superficie del lente, aunque en LC de Hi-Si aún se encuentra lejos de la que presentan los lentes de polihidroxietilmetacrilato (PHEMA) (ver tabla 1).

El film lagrimal precorneal (FLP) es una estructura compleja que debe mantenerse dentro de márgenes relativamente estrechos para cumplir con su función de manera efectiva. Los lentes de contacto, en su interacción con dicho film, pueden modificar las características de este, generando dificultades en su porte.

Tradicionalmente se ha entendido al FLP como una estructura de tres capas: una lipídica externa, una acuosa intermedia y una mucínica interna en

contacto con la córnea (Holly, 1980; Marechal-Courtois, 1982; Wolff, 1946) (ver figura 1). En la actualidad, investigaciones más recientes revelan que el film lagrimal es una estructura más compleja con una mayor cantidad de capas e interfaces (Tiffany, 1988) (ver figura 1), en la que existe una mayor concentración de mucina próxima a la cornea y mucina disuelta en la capa acuosa, que va disminuyendo a medida que se acerca a las capas más exteriores (Dilly, 1994). De tal modo, el componente acuoso y el mucínico ya no pueden ser considerados como capas diferentes, sino como fases con mayor o menor contenido de mucina respectivamente (Craig, 2002; Prydal et ál., 1992). Algo similar ocurre con el componente lipídico que no solo puede considerarse en la capa más externa del FLP, sino que se encuentra en todo el espesor del film, incluyendo la base, cercana al epitelio (McCulley y Shine, 2004). En este esquema, no solo se consideran más fases e interfases, sino una estructura mucho más dinámica que en el modelo histórico.

La composición química de la lágrima le confiere a esta ciertas propiedades físicas especiales. Los valores de algunas de las propiedades físicas y la composición química de la lágrima promedio se encuentran en las tablas 2, 3, 4 y 5.

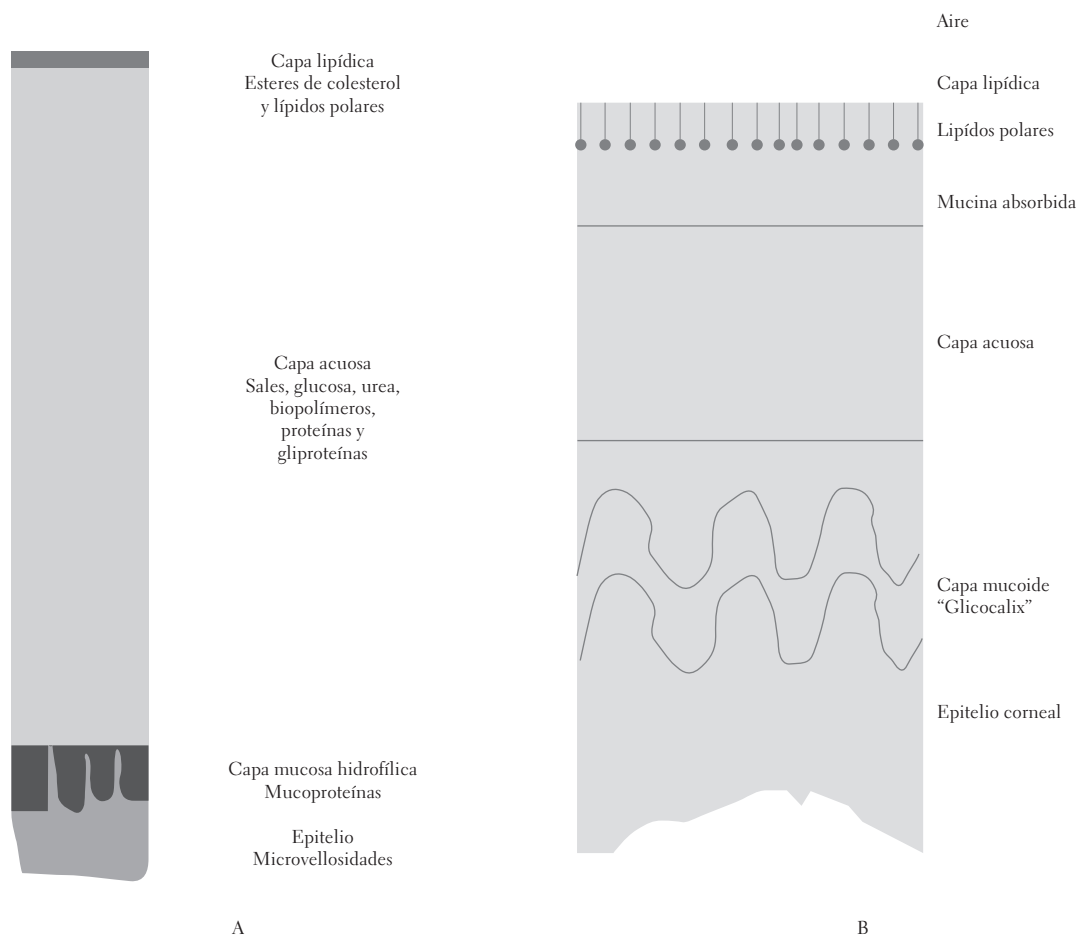


FIGURA 1. Comparación del esquema tradicional de la película lagrimal de tres capas (A) con el modelo de seis capas e interfaces (B) de la película lagrimal

Fuente: Tiffany (1988)

TABLA 2. Valores de algunas propiedades físicas de la lágrima

HUMEDAD (%)	pH	OSMOLARIDAD (mOsm/L)	VISCOSIDAD (mP)	TENSIÓN SUPERFICIAL (DINA/CM)	TEMPERATURA (°C)
98	7,3-7,7	302 a 310	9	40,0-43,2	30-35

Fuente: Berry y Ellingham (2005); Craig (2002); Murube (1997)

TABLA 3. Componentes inorgánicos significativos de la lágrima

SODIO (MMOL/L)	POTASIO (MMOL/L)	MAGNESIO (MG/L)	CALCIO (MG/L)	HIERRO (MG/L)	COBRE (MG/L)	BICARBONATOS (MEQ/L)	NaCl (MEQ/L)	FOSFATOS (MEQ/L)
134-170	20-40	20,5	28,4	0,86	1,35	26	130	8-10

Fuente: Berry y Ellingham (2005); Craig (2002)

TABLA 4. Componentes orgánicos significativos de la lágrima

Úrea (mmol/L)	4-7
Amoniaco (mg/L)	50
Glucosa (mmol/L)	0.5
Ácido pirúvico (mg/L)	41
Ácido cítrico (mg/L)	6
Ácido láctico (mmol/L)	1,25
Ácido ascórbico (Vit C) (mg/L)	1,4
B12 (mg/L)	250
Retinol (mg/L)	16
Ácidos aminados (mg/L)	50
Albumina (mg/L)	50
IgG (mg/L)	3-5
IgA (mg/L)	100
Lactoferrina (g/L)	1,45 – 2,00
Lisozima (g/L)	4-6
Colesterol (mmol/L)	0,1-0,8
Otros lípidos	Ver tabla 5

Fuente: Berry y Ellingham (2005); Craig (2002)

El componente lipídico del FLP es secretado por las glándulas de meibomio (GM) que producen lípidos polares y no polares, y los secretan a través de las aperturas en el borde libre palpebral (Tiffany, 1987 y 1979). Según se cree, el proceso es controlado en forma neuronal (Seifert y Spitznas, 1996; Chung, Tigges y Stone, 1996), hormonal y vascular (Bron y Tiffany 1998; McCulley y Shine, 2003). Esto explica cómo, entre las causas de ojo seco, así como de exceso de secreción (y depósitos en LC), pueden estar influenciadas por factores como el embarazo, anomalías hormonales (especialmente la disminución de hormonas sexuales posmenopausia), el uso de vasoconstrictores o depresores del sistema nervioso central; más aun si se considera que las glándulas de meibomio, zeiss y moll por su inervación sugieren una unidad funcional controlada por el mismo neurotransmisor (Chung, Tigges y Stone, 1996; Seifert y Spitznas 1999).

Existen unos 45 diferentes lípidos identificados en el *meibum* humano (Butovich, 2009; Mirejovsky et ál., 1991; Greiner et ál., 1996; Peters y Millar,

2002; Franklin y Tighe 1991; Lorentz y Jones 2007). El *meibum* al análisis químico muestra una importante variabilidad en porcentajes y tipos de lípidos entre individuos (Lorentz et ál., 2007; Nicolaidis, 1986) (tabla 5).

TABLA 5. Composición porcentual de los lípidos secretados por las glándulas de meibomio

LÍPIDO	NOMBRE	%
Esteroides	Colesterol, oleato de colesterol, linoleato de colesterol	>38
Glicéridos	Trioleína, dicaproína	>4
Ácidos grasos saturados	Cáprico, láurico, palmítico, esteárico, araquídico, lignosérico, cerótico	<2,5
Ácidos grasos no saturados	Oleico, linolénico, linolénico, araquidónico, palmitoleico	<2,5
Ésteres de ácidos grasos	Éster metílico y éster propílico del ácido oléico	≥47
Lípidos polares	Fosfatidiletanolamina, fosfatidilcolina, esfingomielina, ceramidas, cerebrósidos, cardioli-pina, fosfatidilglicerol, esfingofosforilcolina	6-16

Fuente: McCulley y Shine (1997); Shine y McCulley (2003); Greiner et ál. (1996); Nicolaidis (1986); Tiffany et ál. (1978); Lorentz et ál. (2007)

Dentro de la “capa” lipídica se identifican dos fases diferentes: lípidos polares, ubicados más internamente en el FLP, y lípidos no polares, en la más externa. La porción no polar es la de mayor tamaño y los lípidos que la forman se encuentran en mayor cantidad (McCulley y Shine, 1997), siendo su función controlar la evaporación y regular además la transmisión de CO₂, O₂ y de iones. La fase polar de la capa lipídica permite uniones iónicas y de puentes de hidrógeno, interactuando con la capa acuosa, obteniéndose así una mayor estabilidad del FLP. Esta fase polar sirve de base para la fase no polar, más superficial. Alteraciones en las uniones químicas por cambios de pH alteran las uniones de los fosfolípidos, inestabilizando el FLP.

Cuando un paciente tiene una concentración diferente a la normal en alguno de los lípidos, resultará en complicaciones relacionadas al uso de LC, como intolerancia o depósitos. Como se ha mencionado, la dieta, las medicaciones, la edad, el sexo, el ambiente o el uso de LC pueden alterar la estabilidad lagrimal y, por ende, aumentar la tendencia a los depósitos en LC.

DEPÓSITOS

Los LC son membranas semipermeables que tienen la facultad de adsorber y absorber sustancias con el resultado de diferentes grados de adherencia. La tendencia a la utilización de materiales más hidrofóbicos como los LC de Hi-Si plantean dificultades por resolver. El uso de LC modifica la estructura del film lagrimal, en especial de la capa lipídica (Craig, 2002). Al colocarse un LC se crea una capa de film lagrimal sumamente delgada sobre el LC, a la vez que se pierde la suavidad de la superficie corneal sobre la cual se realiza el parpadeo tendiente a restablecer y reorganizar la película. Cuando esto ocurre sobre una superficie hidrofóbica, mayor es la dificultad; además los depósitos en los LC aumentan la inestabilidad del film lagrimal (Lowther, 1977).

Hart (1984) reportó que el 15% de los usuarios de LC hidrofílicas necesitan reemplazo frecuente por depósitos. Estas son elevaciones oleosas principalmente centrales, que él llamó “jelly bumps” o cálculos. En su trabajo, demostró que uno de los principales componentes de estos eran lípidos (ésteres de colesterilo, triglicéridos y ésteres de cera), asociados a pequeñas cantidades de calcio. Mostró asimismo que los depósitos formados en un modelo *in vitro* eran morfológica e histoquímicamente similares a los formados *in vivo*. Estos lípidos son insolubles en medio acuoso. Hart et ál. (1987) observaron también la influencia de otros factores como el consumo de cantidades importantes de alcohol, proteínas y grasas, en el aumento de los depósitos en sus LC. Pacientes tratados con diuréticos, anticolinérgicos o simpaticomiméticos, demuestran bajos niveles de potasio en lágrima, correlacionado con una mayor adherencia; de esto sugirió entonces la formación de “puntos secos” que al crear áreas hidrofóbicas atraen lípidos. Concluyeron que los lípidos depositados formaban tres capas sobre la superficie de los LC: la primera o basal, de lípidos insaturados, que alteran la superficie con una disminución de la biocompatibilidad, siendo continuadas principalmente por colesterol y sus ésteres (Bowers y Tighe, 1987a).

En 1987b Bowers y Tighe demostraron la importancia de la variabilidad interpersonal y del material del LC en el rango de adherencia. Asimismo el calcio también tiene influencia adicional sobre los depósitos. Mirejosvsky et ál. (1991), en un estudio *in vitro* con una solución artificial de lágrima con proteínas, mucinas y lípidos, encontraron un patrón de depósitos similar al de LC portados por pacientes; además reportaron que los lípidos podían depositarse sobre los LC unidos o aislados de otros componentes diferentes de la lágrima.

Rapp y Broichl (1984) Bontempo y Rapp, (1994, 1997, 2001) y Jones et ál. (2000) en una serie de estudios hallaron que en LC hidrofílicos se depositan en mayor medida ésteres de cera, esteroides grasos, alcoholes grasos, ácidos grasos y diglicéridos; por el contrario colesterol, ésteres de colesterilo y triglicéridos no fueron detectados, concluyendo que los lípidos más polares se depositan preferentemente sobre lentes más hidrofílicas. Indicaron también que los LC del grupo II (FDA) fueron los que tuvieron más depósitos de lípidos y los del grupo III los que menos; resumen que los materiales no iónicos tienden a adherir más lípidos que los materiales iónicos. Investigaciones posteriores (Jones et ál., 1997) encontraron diferencias en el grado de depósitos en LC del mismo grupo FDA, lo que sugiere que la clasificación FDA es insuficiente para determinar los patrones de depósitos. En lo relativo a los lentes del grupo IV FDA, indican una marcada incidencia del tipo de monómero componente de cada lente en relación a la adherencia de depósitos. En los LC de grupo II se halló menor adherencia en los LC que contienen alcohol polivinílico que en aquellos con PVP, manteniéndose aún una marcada variabilidad, comprobando que en los LC que contienen PVP no sólo ocurre una mayor adherencia, sino que los lípidos tienden a penetrar la matriz del lente. Jones et ál. (2003) indican que en los LC Hi-Si hay una menor tendencia a los depósitos de proteínas y una mayor de lípidos.

La frecuencia de reemplazo y su relación con los depósitos de lípidos fue estudiada por Tighe et ál.

(1996, 1997, 1998, 1999). Estos estudios compararon los depósitos en LC de reemplazo trimestral y de reemplazo mensual, hallando una adherencia del 44% mayor para los lentes del primer grupo, con una gran variación interpersonal.

Un claro ejemplo de la diferente forma de interactuar, en este caso para proteínas, de los componentes del FLP y los materiales de LC puede encontrarse en el trabajo de Teichroeb et ál. (2008), en el que por microscopía atómica (MA) y microscopía electrónica (ME) se evaluaron los patrones de depósitos en lentes de PHEMA e Hi-Si. Para la formación de depósitos utilizaron lisozima realizando la MA, y luego una combinación de lisozima y albúmina que examinaron bajo ME. En primer lugar encontraron por MA que los lentes de los diferentes materiales diferían también en sus topografías. A la MA, lotrafilcon A y B fueron idénticas, como consecuencia de haber recibido el mismo tratamiento de superficie, observándose gran cantidad de líneas que corresponden con el pulido de los moldes de fabricación. Al margen de esto, encontraron que la superficie presentaba una cubierta de plasma uniforme. Los lentes de balafilcon A, en cambio, evidenciaban “islas” en su superficie que son poros remanentes del tratamiento en cámara de plasma para convertir los componentes del siloxano en silicatos hidrofílicos. En lentes de galyfilcon y senofilcon se pueden ver estructuras similares de “esponja”, asumiéndose que esto es debido a la incorporación de PVP para mejorar la humectabilidad.

Polimacon y Omafilcon muestran un aspecto poroso propio del tipo de material (PHEMA) sin tratamiento alguno de superficie. Los autores mencionan como curiosidad el hecho de que el Hi-Si comfilcon A presenta un aspecto parecido a estos últimos, tal vez debido a su “inherente humectabilidad”, si bien aún se desconoce el mecanismo por el que se alcanza tal condición. Los autores asumen que los diferentes patrones de adherencia encontrados responden en gran medida al tipo de superficie y los tratamientos que estas reciben

(internos o superficiales), modificando la topografía de la superficie del lente.

La ME mostró que LC de galyfilcon A y balafilcon A generaron depósitos más localizados, de mayor tamaño, comparados con lotrafilcon A y B, en los que se encontró un depósito en monocapa más esparcido, debido a que en aquellos materiales no se llega a enmascarar por completo la silicona. Estas observaciones agregaron al estudio de la interacción de materiales, con los componentes del FLP, la variable topográfica de cada tipo de lente. En general, los autores concluyen que los LC Hi-Si adhieren poca cantidad de proteína y que esto y la conformación de los depósitos dependen de los monómeros utilizados y la conformación de la superficie.

El polímero de los LC es un factor prominente que afecta la acumulación de lípidos y proteínas; Zhao et ál. (2009) extrajeron algunos de los componentes más representativos del film lagrimal en LC de Hi-SI usados, encontrando diferentes cantidades de colesterol, lisozima, lactoferrina y albúmina, en LC de lotrafilcon A, balafilcon A, galyfilcon A y senofilcon A.

Kari et ál. (2007) identificaron diecinueve proteínas en los depósitos de LC galyfilcon A y lotrafilcon B, incluyendo lipocalina, lisozima, lactoferrina, lacritina, proteína 4 enriquecida en prolina, e IgA como los más significativos; las cantidades de las proteína obtenidas fueron menores a los valores habituales en lentes PHEMA y algunas de ellas fueron exclusivas de un tipo de material (cuatro proteínas en lotrafilcon y tres en galyfilcon), sin embargo esto parece no tener significancia desde el punto de vista clínico.

En un estudio similar, con lotrafilcon B, balafilcon A, galyfilcon A y Senofilcon A usados por menos de seis horas al día (sin dormir con lentes) y no menos de cinco días por semana, se detectaron 68 proteínas, siendo las más frecuentes lisozima (en catorce de dieciséis muestras), lipocalina (en trece

de dieciséis muestras), IgA (en doce de dieciséis muestras), proteína 4 enriquecida en prolina (en once de dieciséis muestras), lactoferrina (en diez de dieciséis muestras), keratina (en nueve de dieciséis muestras), receptores de ácido retinóico (en nueve de dieciséis muestras), y proteoglicano de heparán sulfato (en ocho de dieciséis muestras). Como era de esperar, encontraron que balafilcon A había acumulado mayor cantidad de proteína, siendo el único lente iónico de los participantes, además de la particularidad de su superficie con “islas” de silicato que generan una superficie con áreas hidrofílicas e hidrofóbicas permitiendo mayores depósitos proteicos, sin especificar una especie particular de proteína. Los lentes de galyfilcon y senofilcon con PVP mostraron mayor tendencia a la atracción de albúmina y proteínas de complemento, rechazando proteoglicanos y mucinas (Zhao et ál., 2009). Por tanto, los mecanismos de atracción de diferentes proteínas y materiales de LC y sus implicaciones clínicas requieren más investigación. Estudios de adhesión proteica utilizando lactoferrina muestran una vez más que entre los materiales Hi-Si, lotrafilcon A y B son los materiales de menor adhesividad, y balafilcon A el de mayor, quedando galyfilcon A y senofilcon A en un rango medio (Chow et ál., 2009).

Luensmann y Jones, (2008), en un trabajo sobre la adsorción, demostraron un comportamiento diferente en los patrones de adherencia de la albúmina respecto a la lisozima; esto se explica por tratarse la primera de una proteína de gran tamaño molecular (66kDa), frente a la lisozima (14 kDa) y la carga negativa de la albúmina frente a la positiva de la lisozima. Otros factores como la hidrofobicidad y composición de los materiales, lleva a la necesidad de profundizar este conocimiento para comprender la interrelación de variables en la adsorción de proteínas en LC.

Las llamadas “bolas de mucina”, son en realidad depósitos mucopolídicos que se forman entre el epitelio y la cara posterior de los LC, produciéndose indentaciones y por consiguiente un ligero teñido corneal. En general, se consideran como

principal causa de estos aspectos físicos como el módulo de elasticidad, curvatura corneal, o cualquier otro que aumente la fricción (González Meijomé et ál., 2010). Si bien la mucina no suele encontrarse como un depósito aislado en LC, su evidente interacción con los lípidos del FLP no deja de ser un inconveniente para el uso seguro y confortable de los LC.

No se conocen estudios sobre adherencia de calcio en lentes de Hi-Si u otros compuestos inorgánicos en estos lentes. La condición hidrofóbica de estos materiales sugiere que esto no debería ser un problema, no obstante debería investigarse más su posible adherencia en interacción con lípidos.

CONCLUSIONES

Una gran cantidad de variables confluyen en la interacción lágrima-LC Hi-Si, como hidrofobicidad, cargas eléctricas, materiales, régimen de uso, soluciones de limpieza, topografía superficial del LC, tipo de secreción del usuario, parpadeo, etc.

La naturaleza hidrofóbica de los LC Hi-Si genera una tendencia a formar depósitos de lípidos, siendo el colesterol el lípido encontrado en mayor cantidad y frecuencia en estos lentes. En lo referente a las proteínas, en general se encuentra una menor afinidad a los depósitos que en las lentes de PHEMA; si bien se observa una tendencia a la desnaturalización de éstas, con el consiguiente efecto de la mayor dificultad para su remoción y el hecho de que la proteína desnaturalizada pueda ser reconocida como un agente extraño por el sistema inmunológico con los consecuentes efectos de la reacción alérgica como en los casos en que se desarrollan de conjuntivitis papilar gigante.

Siempre que un paciente reporte una pérdida de confort en el uso de LC de Hi-Si habrá que descartar la posibilidad de depósitos de lípidos, proteínas o la combinación de ambos, pues gran cantidad de fracasos en la adaptación a LC Hi-Si

por falta de confort pueden deberse a depósitos en la superficie de estos.

El concepto de limpieza sin frotar (*No rub*) aplicado en los últimos años a las soluciones para LC debería ser revisado, incluso en pacientes con fuerte tendencia a la deposición de lípidos, y debería considerarse el uso de limpiadores diarios para este tipo de LC; por otra parte la disminución de la humectación genera “puntos secos” en la superficie de los LC facilitando la adherencia de depósitos, de modo que el uso de humectantes puede ser clave para el éxito de la adaptación y el confort, así como para minimizar eventuales complicaciones por depósitos.

El “uso extendido” es un factor que tiende a aumentar los depósitos en LC. El reemplazo frecuente de los LC de Hi-Si es de fundamental importancia para evitar la acumulación de depósitos en la superficie y las consecuentes complicaciones. Las características especiales de los LC de Hi-Si en cuanto a hidrofobicidad, contenido acuoso, tratamientos de superficie, incorporación de agentes humectantes en el polímero y monómeros utilizados, sugieren que se debería revisar la clasificación FDA, que en su momento fuera realizada bajo los patrones de las lentes de PHEMA.

Es necesario un mayor conocimiento sobre las interacciones entre los componentes del film lagrimal, los materiales y las variables, con el objeto de comprender mejor los resultados clínicos y aportar datos tendientes a mejorar los materiales para LC, soluciones de limpieza y regímenes de uso.

Los LC Hi-Si son hoy día la mejor opción en cuanto al respeto por la fisiología ocular y existe una interesante variedad de materiales, tratamientos y diseños que presentan diferente comportamiento frente a los eventuales contaminantes, así como para los otros aspectos de la adaptación; para garantizar el éxito, el profesional debe considerar para cada caso una gran cantidad de factores previos a la selección del lente final y dar seguimiento hasta confirmar una adecuada interacción de

todas las variables en juego. El LC “ideal” será aquel que brinde al usuario un uso seguro, eficaz y confortable.

REFERENCIAS

- Baines, M. G, Cai, F. & Backman, H. A. (1990). Adsorption and removal of protein bound to hydrogel contact lenses. *Optometry and vision science*, 67(11), 807-810.
- Berry, M. & Ellingham, R. (2005). *Mucins on the ocular surface* (pp. 79-93). New York: Taylor & Francis.
- Berry, M., Harris, A. & Corfield, A. P. (2003). Patterns of mucin adherence to contact lenses. *Investigative Ophthalmology and Vision Science*, 44(2), 567-572.
- Bontempo, A. R. & Rapp, J. (1994). Lipid deposits on hydrophilic and rigid gas permeable contact lenses. *CLAO Journal: official publication of the Contact Lens Association of Ophthalmologists*, 20(4), 242-5.
- Bontempo, A. R. & Rapp, J. (1997). Protein-lipid interaction on the surface of a hydrophilic contact lens in vitro. *Current Eye Research*, 16(12), 776-81.
- Bontempo, A. R. & Rapp, J. (2001). Protein and lipid deposition onto hydrophilic contact lenses in vivo. *CLAO Journal: official publication of the Contact Lens Association of Ophthalmologists*, 27(2), 75-80.
- Bowers, R. W. & Tighe, B. J. (1987a). Studies of the ocular compatibility of hydrogels. White spot deposits-incidence of occurrence, location and gross morphology. *Biomaterials*, 8(2), 89-93.
- Bowers, R. W. & Tighe, B. J. (1987b). Studies of the ocular compatibility of hydrogels. White spot deposits-chemical composition and geological arrangement of components. *Biomaterials*, 8(2), 172-176.
- Bron, A. J. & Tiffany, J. M. (1998). The meibomian glands and tear film lipids. Structur control. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 438, 281-295.
- Butovich, I. A. (2009). Lipidomic analysis of human meibum using HPLC-MSn. *Methods in molecular Biology*, 579, 221-46.
- Castillo, E. J., Koenig, J. L., Anderson, J. M. & Jentoft, N. (1986). Protein adsorption on soft contact lenses. *Biomaterials*, 7(2), 9-16.

- Cheng, L., Muller, S. J. & Radke, C. J. (2004). Wettability of silicone-hydrogel contact lenses in the presence of tear-film components. *Current Eye Research*, 28(2), 93-108.
- Chow, L. M., Subbaraman, L. N., Sheardown, H. & Jones, L. (2009). Kinetics of in vitro lactoferrine deposition on silicone hydrogel and FDA group II and group IV hydrogel contact lens materials. *Biomaterials Science Polymers*, 20(1), 71-82.
- Chung, C. W., Tigges, M. & Stone, R. A. (1996). Peptidergic innervation of the primate meibomian gland. *Investigation in Ophthalmology Vision Science*, 37(1), 238-45.
- Craig, J. (2002). Structure and function of the preocular tear film. En Korb, D., Craig, J., Doughty, M., Guillon, J. P., Smith, G. & Tomlinson A. (eds.). *The Tear Film: Structure, Function and Clinical Examination* (pp. 18-50). Oxford, UK: Butterworth-Heinemann.
- Dennis, R. (1987). Spoilage of hydrogel contact lenses by lipid deposits. Tear-film potassium depression, fat, protein, and alcohol consumption. *Ophthalmology*, 94(10), 1315-1321.
- Dilly, P. N. (1994). Structure and function of the tear film. *Advances Experimental Medicine and Biology*, 350, 239-247.
- Efron, N. (2010). *Contact Lens Practice* (81a ed.). Philadelphia: Elsevier.
- Fonn, D. & Bruce, A. S. (2005). A review of the Holden-Mertz criteria for critical oxygen transmission. *Eye Contact Lens*, 31(6), 247-51.
- Fowler, S. A. & Allansmith, M. R. (1980). Evolution of soft contact lens coatings. *Archives of Ophthalmology*, 98(1), 95-99.
- Franklin, V. & Tighe, B. (1991). Hydrogel lens spoliation-deposit formation and the role of lipids. *Optician*, 202, 19-26.
- González Meijomé, J. M. & Collar, C. V. (2010). Hidrogeles de silicona: qué son, cómo los usamos y qué podemos esperar de ellos. *Gaceta Óptica*, 415, 10-21.
- Greiner, J. V., Glonek, T., Korb, D. R., Booth, R. & Leahy C. D. (1996). Phospho-lipids in meibomian gland secretion. *Ophthalmic Research*, 28(1), 44-9.
- Hart, D. E. (1984). Lipid deposits which form on extended wear contact lenses. *International Contact Lens Clinic*, 11(6), 348-360.
- Hart, D. E., Lane, B. C., Josephson, J. E., Tisdale, R. R., Gzik, M., Leahy, R., Dennis, R. (1987). Spoilage of hydrogel contact lenses by lipid deposits. Tear-film potassium depression, fat, protein, and alcohol consumption. *Ophthalmology*, 94(10), 1315-1321.
- Harvitt, D. M. & Bonanno, J. A. (1999). Re-evaluation of the oxygen diffusion model for predicting minimum contact lens Dk/t values needed to avoid corneal anoxia. *Optometry and Vision Science*, 76(10), 712-719.
- Holden, B. A. & Mertz, G.W. (1984). Critical oxygen levels to avoid corneal edema for daily and extended wear contact lenses. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 25(10), 1161-1167.
- Holly, F. J. (1980). Tear film physiology. *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, 57(4), 252-257.
- Jones, L., Evans, K., Sariri, R., Franklin, V. & Tighe, B. (1997). Lipid and protein deposition of N-vinyl pyrrolidone-containing group II and group IV frequent replacement contact lenses. *CLAO Journal: official publication of the Contact Lens Association of Ophthalmologists*, 23(2), 122-126.
- Jones, L., Mann, A., Evans, K., Franklin, V. & Tighe, B. (2000). An in vivo comparison of the kinetics of protein and lipid deposition on group II and group IV frequent-replacement contact lenses. *Optometry and Vision Science*, 77(10), 503-510.
- Jones, L., Senchyna, M., Glasier, M. A., Schickler, J., Forbes, I., Louie, D. & May, C. (2003). Lysozyme and lipid deposition on silicone hydrogel contact lens materials. *Eye Contact Lens*, 83(4), 192-194.
- Kari, B. & Jason, N. (2007). Mass spectrometry-based proteomic analyses of contact lens deposition. *Molecular Vision*, 14, 291-297.
- Keith, D., Hong, B. & Christensen, M. (1997). A novel procedure for the extraction of protein deposits from soft hydrophilic contact lenses for analysis. *Current Eye Research*, 16(5), 503-510.
- Lorentz, H. & Jones, L. (2007). Lipid deposition on hydrogel contact lenses: how history can help us today. *Optometry and Vision Science*, 84(4), 4286-4295.

- Lowther, G. E. (1977). *Handling hydrogel lens patients with contact lens tear film problems. In dryness, tears and contact lens wear* (pp. 23-53). Oxford: Butterworth Heinemann.
- Luensmann, D. & Jones, L. (2008). Albumin adsorption to contact lens materials: a review. *Contact Lens & Anterior Eye*, 31(4), 179-187.
- Maldonado-Codina, C. & Morgan, P. B. (2007). In vitro water wettability of silicone hydrogel contact lenses determined using the sessile drop and captive bubble techniques. *Journal of Biomedical Materials Research*, 83(2), 496-502.
- Marechal-Courtois, C. (1982). The preocular tear film: a clinical examination method. *Journal Francais d'Ophthalmologie*, 5(8-9), 547-555.
- McCulley, J. P. & Shine, W. (1997). A compositional based model for the tear film lipid layer. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, 95, 79-88.
- McCulley, J. P. & Shine, W. E. (2003). Meibomian gland function and the tear lipid layer. *Ocular Surface*, 1(3), 97-106.
- McCulley, J. P. & Shine, W. E. (2004). The lipid layer of tears: dependent on meibomian gland function. *Experimental Eye Research*, 78(3), 361-365.
- Mirejovsky, D., Patel, A. S., Rodríguez, D. D. & Hunt, T. J. (1991). Lipid adsorption onto hydrogel contact lens materials. Advantages of Nile red over oil red O in visualization of lipids. *Optometry and Vision Science*, 68(11), 858-864.
- Morgan, P. B., Efron, N., Helland, M., Itoi, M., Jones, D., Nichols, J. J., Van der Worp, E. & Woods, C. A. (2010a). Twenty first century trends in silicone hydrogel contact lens fitting: an international perspective. *Contact Lens and Anterior Eye*, 33(4), 196-198.
- Morgan, P. B., Brennan, N. A., Maldonado-Codina, C., Quhill, W., Rashid, K. & Efron, N. (2010b). Central and peripheral oxygen transmissibility thresholds to avoid corneal swelling during open eye soft contact lens wear. *Journal of Biomedical Materials Research*, 92(2), 361-365.
- Murube, J. (1997). *Ojo seco*. Recuperado el 16 de febrero del 2011, de <http://www.oftalmo.com/publicaciones/ojoseco/cap39.htm>.
- Nichols, J. (2006). Deposition Rates and Lens Care Influence on Galyfilcon A Silicone Hydrogel Lenses. *Optometry and Vision Science*, 83(10), 751-757.
- Nicolaidis, N. (1986). Recent finding on the chemical composition of the lipids of steer and human meibomian glands. En F. J. Holly, D. W. Lamberts & D. L. MacKeen (eds.). *The Preocular Tear Film in Health, Disease, and Contact Lens Wear* (pp. 570-96). Lubbock, TX: Dry Eye Institute.
- Peters, K. & Millar, T. (2002). The role of different phospholipids on tear break-up time using a model eye. *Current Eye Research*, 25(1), 55-60.
- Prydal, J. I., Artal, P., Woon, H. & Campbell, F. W. (1992). Study of human precorneal tear film thickness using interferometry. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*, 33(6), 2006-2011.
- Rapp, J. & Broich, J. R. (1984). Lipid deposits on worn soft contact lenses. *Clao Journal: official publication of the Contact Lens Association of Ophthalmologists*, 10(3), 235-239.
- Seifert, P. & Spitznas, M. (1996). Immunocytochemical and ultrastructural evaluation of the distribution of nervous tissue and neuropeptides in the meibomian gland. *Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 234(10), 648-656.
- Seifert, P. & Spitznas, M. (1999). Vasoactive intestinal polypeptide (VIP) innervation of the human eyelid glands. *Experimental Eye Research*, 68(6), 685-692.
- Shine, W. E. & McCulley, J. P. (2003). Polar lipids in human meibomian gland secretions. *Current Eye Research*, 26(2), 89-94.
- Stapleton, F., Keay, L. & Cole, N. (2007). The epidemiology of contact lens related infiltrates. *Optometry and Vision Science*, 84(4) 257-272.
- Teichroeb, J. H., Forrest, J. A., Ngai, V., Martin, J. W., Jones, L. & Medley, J. (2008). Imaging proteins on contact lens materials. *Optometry and Vision Science*, 85(12), 1151-1164.
- Tighe, B., Jones, L., Evans, K., Sariri, R. & Franklin, V. (1997). Lipid and protein deposition of N-vinyl pyrrolidone-containing group II and group IV frequent replacement contact lenses. *CLAO Journal: official publication of the Contact Lens Association of Ophthalmologists*, 23(2), 122-126.

- Tighe, B., Maissa, C., Franklin, V. & Guillon, M. (1998). Influence of contact lens material surface characteristics and replacement frequency on protein and lipid deposition. *Optometry and Vision Science*, 75(9), 697-705.
- Tighe, B., Jones, L., Evans, K. & Mann, A. (1999). Inter and intra subject variability in the subjective performance and deposition of single use daily disposable contact lenses. *Investigation and Ophthalmology Vision Science*, 40(4), S907.
- Tighe, B., Jones, L., Franklin, V., Evans, K. & Sariri, R. (1996). Spoilation and clinical performance of monthly vs. three monthly Group II disposable contact lenses. *Optometry and Vision Science*, 73(1), 16-21.
- Tiffany, J. M. (1979). The meibomian lipids of the rabbit. I Overall composition. *Experimental Eye Research*, 29(2), 195-202.
- Tiffany, J. M. (1987). The lipid secretion of the meibomian glands. *Advances in Lipid Research*, 22, 1-62.
- Tiffany, J. M. (1988). Tear film stability and contact lens wear. *Journal of the British Contact Lens Association*, 11, 35-38.
- Tripathi, R. C., Tripathi, B. J. & Ruben, M. (1980). *The pathology of soft contact lens spoilage. Ophthalmology*, 87(5), 365-1380.
- Wolff, E. (1946). The muco cutaneous junction of the lid margin and the distribution of the tear fluid. *Trans Ophthalmol Soc UK*, 66, 291-308.
- Wolkoff, P. (2010). *Ocular discomfort by environmental and personal risk factors altering the precorneal tear film*. Toxicol Lett. Sep 15. [Epub ahead of print].
- Zhao, Z., Carnt, N. A., Aliwarga, Y., Wei, X., Naduvilath, T., Garret, Q., Korth, J. & Willcox, M. D. (2009). Care regimen and lens material influence on silicone hidrogel contact lens deposition. *Optometry and Vision Science*, 86(3), 251-259.

Recibido: 17 de febrero del 2011

Aceptado: 28 de febrero del 2011

CORRESPONDENCIA

José Luis Delgado

optodelgado@yahoo.com.ar