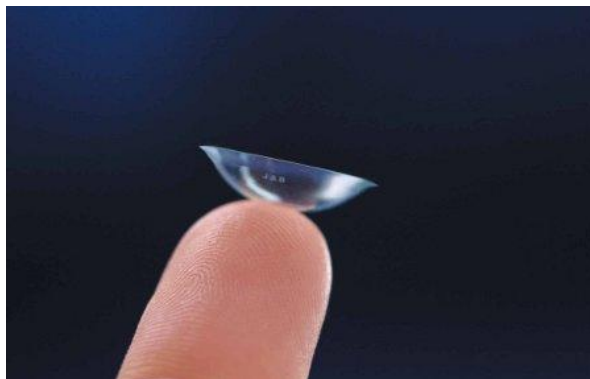




MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

TREBALL FINAL DE MÀSTER

CAMBIOS EN LAS SUPERFICIES DE LAS LENTES DE CONTACTO DE HIDROGEL DE SILICONA CON EL USO



CLARA ABADÍAS FERREIRO

**DIRECTORES: JOAN TORRENT BURGUES
MARÍA DEL CARMEN SERÉS REVÉS
DEPARTAMENTO DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA Y DEPARTAMENTO DE
INGENIERÍA QUÍMICA**

26 DE JUNIO DE 2012



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

El Sr./Sra JOAN TORRENT BURGUES Y MARIA DEL CARMEN SERÉS REVÉS com a director/a del treball.

CERTIFIQUEN

Que el Sr./Sra. CLARA ABADÍAS FERREIRO ha realitzat sota la seva supervisió el treball CAMBIOS EN LAS SUPERFICIES DE LAS LENTES DE CONTACTO DE HIDROGEL DE SILICONA CON EL USO que es recull en aquesta memòria per optar al títol de màster en optometria i ciències de la visió.

I per a què consti, signo/em aquest certificat.

Sr/Sra.....

Tutor/a del treball

Sr/Sra.....

Director/a del treball

Terrassa,de.....de 20.....



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

CAMBIOS EN LAS SUPERFICIES DE LAS LENTES DE CONTACTO DE HIDROGEL DE SILICONA CON EL USO

RESUM

OBJETIVOS: Evaluar de manera cualitativa y cuantitativa los cambios que se producen en las superficies de las lentes de contacto de hidrogel de silicona sin usar y tras el uso, mediante la Microscopía de Fuerzas Atómicas. Establecer una relación entre las condiciones oculares del paciente y los cambios que se producen en estas lentes de contacto (LC) tras el uso.

MÉTODOS: Se seleccionó una muestra de 10 pacientes en los que se adaptaron dos tipos de LC (Premio y Air Optix Aqua, una para cada ojo). Previamente, se realizaron los test de Schirmer, BUT, NIBUT, menisco lagrimal, un cuestionario de ojo seco (OSDI) y a los 15 días del porte un test de comodidad. Para el análisis de las LC se utilizaron los modos de operación Tapping y Peak Force Tapping de la Microscopía de Fuerzas Atómicas.

RESULTADOS: Se observaron diferencias entre los valores obtenidos para las LC Premio y Air Optix antes del uso, al compararlas sin usar y tras el uso, y al hacer las comparaciones entre los dos tipos de LC tras el porte. Se obtuvo una correlación significativa entre BUT y Adhesión en las LC Air Optix.

CONCLUSIONES: Es necesaria la realización de más estudios (con una muestra mayor) de las superficies de las LC mediante la Microscopía de Fuerzas Atómicas. Además, se deberían tener en cuenta las condiciones oculares de cada paciente, ya que la influencia de las mismas sobre las superficies de las LC podría aportar una mayor información, incluso a nivel individual.

AGRADECIMIENTOS

- A mi familia, por haberme apoyado siempre y haber hecho posible que realizara este Máster.
- A mis amigos, por haberme escuchado siempre que lo que he necesitado.
- A Carme Serés y Joan Torrent, por ayudarme y guiarme en la realización de este trabajo.
- A mis pacientes, porque sin su colaboración no se hubiese podido realizar este estudio.
- A los profesionales de la Unidad de Técnicas Nanométricas del Centro Científico y Tecnológico de la Universidad de Barcelona, que me han ayudado a comprender la técnica de la Microscopía de Fuerzas Atómicas y a realizar el análisis de las lentes de contacto.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. Introducción	1
2. Marco teórico	4
2.1. Evolución histórica de los materiales de las lentes de contacto (LC):	
Fundamentos teóricos	4
2.1.1. Inicios de la contactología.....	5
2.1.2. Lentes de contacto corneales y materiales plásticos.....	7
2.1.3. Química de los materiales plásticos para las lentes de contacto.....	8
2.1.4. Lentes de contacto rígidas.....	9
2.1.5. Lentes de contacto permeables a los gases.....	9
2.1.6. Lentes de contacto blandas: Hidrogeles convencionales.....	10
2.1.7. Lentes de contacto blandas: Hidrogel de silicona.....	12
2.2. Propiedades de los polímeros de hidrogel de silicona	14
2.2.1. Permeabilidad al oxígeno.....	15
2.2.2. Permeabilidad al dióxido de carbono.....	17
2.2.3. Permeabilidad iónica e hidráulica.....	18
2.2.4. Humectabilidad.....	18
2.2.5. Módulo de elasticidad (rigidez).....	20
2.2.6. Coeficiente de fricción.....	21
2.2.7. Índice de refracción.....	22
2.2.8. Estabilidad dimensional.....	22
2.2.9. Biocompatibilidad.....	23
2.3. Lentes de contacto hidrogel de silicona y superficie ocular	23
2.4. Técnicas de microscopía de sonda local	26
2.4.1. Microscopía de fuerza atómica (AFM).....	27
2.4.2. Modos de operación de la AFM.....	30
2.4.3. Preparación de las muestras.....	33
2.4.4. Ventajas e inconvenientes de las AFM.....	33
2.4.5. Aplicaciones de la AFM.....	34
3. Objetivos e Hipótesis	36
3.1. Objetivos	36
3.2. Hipótesis	36
4. Materiales y Métodos	37
4.1. Selección de la muestra	37
4.2. Instrumentación y metodología	37
4.2.1. Cuestionario ojo seco.....	37
4.2.2. Examen visual.....	38
4.2.3. Exploración ocular general.....	38
4.2.4. Estudio lagrimal.....	38
4.2.5. Materiales de las LC e instrucciones de uso y mantenimiento.....	41

4.2.6. Análisis de las superficies de las LC con AFM.....	44
4.3. Tratamiento estadístico.....	48
5. Resultados.....	49
5.1. Estudio de las pruebas de lágrima, cuestionario de ojo seco OSDI y test de comodidad.....	49
5.2. Estudio de las superficies de las LC sin usar.....	53
5.3. Estudio de las superficies de las LC usadas.....	55
6. Discusión.....	63
7. Conclusiones.....	74
8. Bibliografía.....	76
9. Anexos.....	85
9.1. Anexo 1.....	85
9.2. Anexo 2.....	88
9.3. Anexo 3.....	89
9.4. Anexo 4.....	92
9.5. Anexo 5.....	99
9.6. Anexo 6.....	113

1. INTRODUCCIÓN

El defecto refractivo ocular o ametropía es el estado ocular por el cual se produce un enfoque inadecuado de la imagen sobre la retina, causando una disminución de la agudeza visual.

Las ametropías pueden ser axiales, por un defecto en la longitud axial del globo ocular, o refractivas, por un defecto en el índice de refracción del cristalino o por un poder refractivo diferente en función del meridiano corneal considerado.

Las principales ametropías son la miopía, hipermetropía, astigmatismo y presbicia.

Todas estas ametropías pueden corregirse mediante diferentes sistemas, como son, las lentes oftálmicas en gafa, la cirugía refractiva y al que prestaremos especial atención en este estudio, las lentes de contacto.

Una lente de contacto es un sistema óptico compensador (aunque también puede tener un uso cosmético o terapéutico) que se coloca sobre la película lagrimal, la cual se encarga de lubricar y proteger la córnea. (Tighe, 2002; Guryca et al, 2007). Una vez colocada la lente de contacto en el ojo, dicha película lagrimal también será la encargada de mantenerla hidratada con cada parpadeo.



Figura 1. Colocación de una lente de contacto en el ojo (<http://www.clinicavalle.com/optica/consejos-para-usuarios.html>)

Las lentes de contacto tienen una historia de más de 500 años de evolución y desarrollo, desde que en 1508 Leonardo Da Vinci, y posteriormente, en 1636 René Descartes, presentaron sus ideas teóricas sobre un sistema compensador que se encaminaba en la dirección de lo que hoy consideramos una lente de contacto (Barr y Bailey, 1991; Roiz y Salvador, 1998; Pérez-Mogollón, 2006; Schaeffer y Beiting, 2007; Pérez-Mogollón y Lobão-Neto, 2009; Mayorga et al, 2010).

Tras años de trabajo e investigación, por parte de brillantes científicos, para sintetizar materiales que se adecuaran a las condiciones del ojo, en la última década se ha conseguido comercializar un tipo de lentes de contacto, que parecen mejorar algunos de los inconvenientes que presentaban los materiales hasta ahora comercializados. Son las denominadas lentes de contacto de hidrogel de silicona (HiSi) (Schaeffer y Beiting, 2007; Hunt, 2007; Hom, 2007; French y Jones, 2008; Pintor et al, 2009).

El material de hidrogel de silicona proviene de la síntesis de los enlaces de silicona-oxígeno, denominados grupos siloxano, con monómeros hidrofílicos (N- vinil pirrolidona, N, N- dimetil acrilamida (DMA), etc). Los grupos siloxanos permiten una gran permeabilidad al oxígeno pero el carácter hidrofóbico o las propiedades de rigidez y elasticidad de la silicona se convierten en desventajas a la hora de diseñar el material. Aquí, es donde entran en juego los monómeros hidrofílicos, que conferirán ciertas propiedades de hidratación que le faltan a los grupos siloxano, permitiendo así, sintetizar un polímero que pudiera adecuarse mejor a las

condiciones oculares de cada paciente (Robertson et al, 1991; Refojo, 1998; Nicolson y Vogt, 2001; González-Méijome y Collar, 2007; <http://www.optoclinical.com/?p=151>, 2009).

Estos materiales de hidrogel de silicona trataban de conseguir mejoras significativas de visión y confort del paciente, al mismo tiempo que una mejor biocompatibilidad y un menor impacto del material sobre la fisiología corneal (Pérez-Mogollón y Lobão-Neto, 2009; Pintor et al, 2009; Mayorga et al, 2010).

Más concretamente, el desarrollo de este tipo de materiales, perseguía los siguientes objetivos:

- Aumentar la permeabilidad al oxígeno hasta el punto de conseguir que el impacto fisiológico neto de la lente en el ojo sea nulo.
- Aumentar la humectabilidad y la resistencia a los depósitos.
- Incrementar el grado de comodidad conservando al mismo tiempo la estabilidad física y dimensional de una lente rígida.

A pesar de la mejoras conseguidas con este material, hasta el momento no se ha conseguido sintetizar un material óptico que posea todas las propiedades físicas y químicas deseables, es decir, un material que sea cómodo, que posea una permeabilidad aceptable, cuyas superficies se mantengan sin depósitos y que no produzcan ningún cambio a nivel de la superficie ocular.

De hecho, para poder considerar un material “ideal”, para su uso como lente de contacto, debería cumplir con requerimientos tales como que sus superficies tuvieran una humectabilidad lo más parecida posible a nuestra córnea, que fueran resistentes a la deshidratación y degradación, así como, que fueran resistentes a la contaminación y que tuvieran unas propiedades mecánicas que no produjeran ninguna interacción con la superficie anterior del ojo.

Como se ha dicho anteriormente, a día de hoy, no se ha conseguido obtener lo que considera un material “ideal” para la fabricación de lentes de contacto que se adapte perfectamente a las condiciones oculares de cada paciente sin producir ninguna alteración. Esto quiere decir que, aunque las lentes de contacto de hidrogel de silicona han conseguido mejorar muchas de las propiedades que debe tener una lente de contacto “ideal”, también presentan algunos inconvenientes que durante el uso pueden provocar ciertos efectos adversos.

En la actualidad, existe una técnica denominada Microscopía de Fuerzas Atómicas (AFM o atomic force microscopy) que ha demostrado ser una herramienta poderosa para estudiar las propiedades de las lentes de contacto blandas en un medio líquido (Bhatia et al, 1997; Kim et al, 2002; Lira et al, 2007;). De hecho, se han publicado diversos estudios que utilizan esta técnica para la caracterización de los materiales de lentes hidrogel convencional e hidrogel de silicona (Guryca et al, 2007; González-Méijome, 2008; Giraldez et al, 2010).

La Microscopía de Fuerzas Atómicas se incluye dentro de la familia de las Microscopías de Sonda Próxima (SPMs o scanning probe microscope) (Blanchard, 1996; Galloway Group, 2004; Torrent, 2004; López et al, 2007; Vilalta-Clemente y Gloystein, 2008). Dicha técnica, permite

proporcionar una imagen de la superficie, pero de forma diferente a otros sistemas microscópicos, ya que no utiliza elementos ópticos.

Con la AFM se pueden analizar las superficies de muestras con una resolución de nanométrica hasta atómica. Una de sus principales ventajas, es que se trata de una técnica no destructiva que puede operar prácticamente en cualquier ambiente incluyendo aire, líquido o vacío. Además, en la mayoría de los casos no se necesita ningún tratamiento especial de la muestra para poder hacer el análisis. también permite el estudio de las propiedades mecánicas de las muestras (Kim et al, 2002; Opdhal et al, 2003 y 2004; Guryca et al, 2007, Serry, 2010), debido a un gran control sobre la posición en la que se obtienen medidas de dichas propiedades (aplicando fuerzas en el rango de nanonewtons en áreas de decenas de nanómetros cuadrados).

De esta manera, la AFM puede obtener una cuantificación de las siguientes propiedades mecánicas (CCiTUB, 2012):

- Módulo de Young (Mód. Young)
- Fuerzas de adhesión (F. Adh)
- Coeficiente de fricción (Coef. Fricción)
- Fuerza de transición elástico-plástica (F. elástico-plástica)

Por todo ello, este método resulta muy eficaz a la hora de evaluar y caracterizar las superficies de las lentes de contacto.

El objetivo de este estudio es evaluar de manera cualitativa y cuantitativa los cambios que se producen en las superficies de las lentes de contacto de hidrogel de silicona sin usar y tras su uso, mediante la Microscopía de Fuerzas Atómicas (AFM). Además, se intentará establecer una relación entre los resultados obtenidos para estas lentes de contacto y las condiciones oculares propias de cada paciente (establecidas antes de adaptar las LC).

2. MARCO TEÓRICO

2.1. EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LOS MATERIALES DE LAS LENTES DE CONTACTO: FUNDAMENTOS TEÓRICOS

En 1508, Leonardo Da Vinci hizo la primera descripción de un dispositivo que podría asimilarse a una lente de contacto (fig.2). Según Hofstetter y Graham (1953), Leonardo dibujó un sistema óptico consistente en una semiesfera de vidrio llena de agua y con un rostro sumergida en ésta. La única relación de estos bocetos con las lentes de contacto fue el hecho de ilustrar el concepto de un sistema refractivo “en contacto” con los ojos (Hofstetter y Graham, 1953; Heitz, 1984; Barr y Bailey, 1991).



Figura 2. Sistema óptico dibujado por Leonardo Da Vinci (Hofstetter y Graham, 1953).

Más tarde en 1637, Descartes, filósofo fundador de la base del método científico, describió de manera semejante en su libro “La Dioptrique”, la neutralización de la refracción a la entrada del ojo, mediante un tubo lleno de agua (fig.3) que se colocaba sobre el ojo, en cuyo extremo había un vidrio de la forma de la córnea (Pérez-Mogollón y Lobão-Neto, 2009; Mayorga et al, 2010).

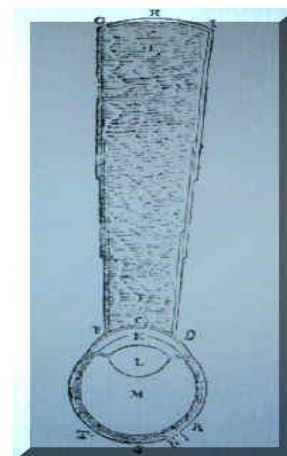


Figura 3. Dibujo del sistema corrector propuesto por Descartes. “Tubo lleno de agua que se colocaba sobre el ojo, en cuyo extremo había un vidrio de la forma de la

A pesar de que a estos dos grandes genios, se les atribuye tradicionalmente el inicio de la contactología, sus ideas teóricas no pueden interpretarse como tal, ya que únicamente se trata de fundamentos ópticos (Ballesteros, 2006).

Siguiendo los acontecimientos históricos, en 1801, Thomas Young, fue el primero en concebir un sistema óptico aplicado sobre la córnea que modificaba la refracción ocular. Su mecanismo se conoció más adelante con el nombre de “hidrodiascopio” (Lohnstein, 1896). Se trataba de un tubo de un cuarto de pulgada de longitud, en el que colocó una lente pequeña en uno de sus extremos. El tubo estaba lleno de agua y el terminal ocular del dispositivo estaba rodeado de cera. El propio Young, lo aplicó a su ojo y experimentó con su propia acomodación y astigmatismo.

El concepto de lente de contacto correctora sobre el ojo propiamente dicho, se estableció a mediados del siglo XIX (Ballesteros, 2006), cuando Sir John Frederick William Herschel “the Young”, aportó una interpretación teórica y justificó la posible aplicación práctica de las lentes de contacto. Propuso la posibilidad de corregir la ametropía astigmática aplicando al ojo una cápsula de vidrio llena de sustancia gelatinosa de origen animal. Además, mencionó que podía obtenerse un molde del ojo y consecutivamente tallar un cristal de la forma y dimensiones correspondientes (Block, 1961; Feldman y Ford, 1989; Barr y Bailey, 1991; Roiz y Salvador, 1998).

2.1.1. INICIOS DE LA CONTACTOLOGÍA

La cuestión de la corrección de las ametropías mediante dispositivos en contacto directo con la superficie ocular permaneció en suspenso hasta que en 1859, William White Cooper sugirió la idea de colocar sobre el ojo una “máscara de vidrio que llegara hasta los fónices para prevenir el simblefaron” en pacientes quemados por cal. La finalidad de esta “máscara de vidrio” era el uso terapéutico y no la corrección de la ametropía.

Pocos años después, un oftalmólogo polaco residente en Francia, Xavier Galezowski, presentó un disco de gelatina que se emplazaba sobre la incisión corneal consecutiva a la extracción de las cataratas. El disco se sumergía previamente en una solución de cloruro de mercurio al 0.25% y de hidrocloreto de cocaína al 0.50%. Este autor propuso este disco como protección frente a complicaciones postoperatorias, principalmente las infecciones. Se trata de una idea precursora de las actuales lentes “vendaje” y de los discos para la administración lenta y continuada de fármacos aplicados en el fondo de saco conjuntival.

Por esta misma época, en 1887, F.A. Müller, un experto fabricante de ojos artificiales de Wiesbaden, elaboró un vidrio protector para aplicarlo sobre el ojo operado y proteger el segmento anterior del globo ocular del riesgo que entrañaba la lagofthalmía, con resultados relativamente buenos en su objetivo final, que era principalmente el de proteger el ojo (Block, 1961; Roiz y Salvador, 1998; Ballesteros, 2006).

Todos estos resultados, promovieron la investigación de nuevos métodos y tecnologías que aportaran soluciones a los problemas de índole ocular y visual.

Esto dio lugar a que autores como Fick, Kalt y Müller trabajaran de manera independiente en las lentes de contacto (Mann, 1938; Grom et al, 1979; Barr y Bailey, 1991; Schaeffer y Beiting, 2007). Es en esta época, cuando se da comienzo a lo que hoy denominamos con el término de contactología.

En 1888, Adolph Eugen Fick (fig.4), médico en Zurich, tuvo como objetivo desarrollar un sistema óptico compensador en forma de lente y en contacto con la córnea. Para ello, elaboró con yeso moldes de ojos de ratón. A partir de los moldes, construyó lentes de vidrio afocales en forma de casquetes y los aplicó sobre los ojos de ratones utilizando un medio interpuesto del mismo índice de refracción de la córnea y que, inicialmente, consistió en una solución de dextrosa al 2%, aunque también probó otras soluciones. Una vez obtenidos resultados óptimos con ratones y conejos (en los que las cascarillas parecían tener una buena tolerancia) pasó a realizar moldes a partir de ojos de cadáver (Efron y Pearson, 1988; Feldman y Ford, 1989).



Figura 4. Adolph Eugen Fick (1829-1901) (Salvador y Roiz (1998)).

Fick, que acuñó el término de “lentes de contacto”, comprobó que estas lentes no provocaban una reducción del campo visual, como podía ocurrir con las estenopeicas.

Para la fabricación de las lentes, Fick colaboró con Ernest Abbe y Carl Zeiss. Estas lentes tenían los siguientes parámetros:

- Base de la copa diseñada para la córnea de 7mm de diámetro.
- Curvatura corneal con radio de 8mm.
- Anchura del apoyo escleral 3mm.
- Radio de curvatura escleral 15mm.
- Peso de la lente 0.5gr.

Este autor, confiaba en que estas lentes, aplicadas sobre la córnea, tuvieran la capacidad de corregir el astigmatismo irregular derivado de un queratocono.

Los resultados no fueron demasiado satisfactorios, ya que las lentes, que fueron fabricadas por Zeiss, no entraban en contacto con la córnea, como se pretendía en un principio. El principal inconveniente fue que provocaban erosiones dolorosas por el daño ocasionado en el segmento anterior del globo ocular. Además, Fick observó, en los ojos que habían portado estas lentes, un “enturbamiento o nubosidad” de la córnea, inyección conjuntival y limbal e intolerancia llegando así, a dos conclusiones:

- 1) lentes se deberían desinfectar para evitar infecciones.
- 2) Las lentes deberían estar hechas específicamente para cada ojo.

Por todo ello, Fick fue uno de los primeros que sugirió unas normas para el uso de las de lentes de contacto, descritas de manera muy concreta.

Por último, concibió el uso de las lentes de contacto con fines cosméticos y propuso el diseño de cascarillas provistas de un dibujo que simulara el segmento anterior del globo ocular (iris y pupilas pintadas), para ponerlas en casos de leucomas densos y queratopatías, con el fin de evitar una apariencia que podría resultar desagradable.

Otro de los autores destacables en los inicios de la contactología, como se ha mencionado antes, es Jean Baptiste Eugene Kalt. En 1888, este autor desarrolló una cascarilla esclero-corneal para pacientes con queratocono. Su experimento logró una mejora visual en los pacientes, ya que dicha lente pretendía corregir la ametropía del paciente y reducir el astigmatismo irregular, además de, presionar sobre el ápex corneal y remodelar la curvatura de la córnea. Los resultados con estas lentes tampoco fueron del todo convincentes.

El tercer investigador de relevancia en estos comienzos de las lentes de contacto, es August Müller, que no fue oftalmólogo, sino ortopedista. En 1889, Müller presentó su disertación académica denominada “Brillengläser und Hornhaustlinsen” (En castellano, “Las lentes y las lentes corneales”). Ésta constaba de tres partes, cuya tercera parte es la más destacable en este caso, ya que comprende las lentes corneales.

En su trabajo, Müller describe una serie de experiencias realizadas sobre sí mismo para la compensación de su ametropía (de 14.00D). Se trataban de cascarillas esclero-corneales de vidrio con poder dióptrico que trataban de corregir la ametropía (objetivo principal del autor). Además, Müller sugirió que la variación de los radios de curvatura de la zona óptica permitiría obtener el poder dióptrico requerido en cada caso.

Este autor denominó a estas lentes “Hornhaustlinsen” (lente corneal en alemán) y estableció medidas concretas para su fabricación, con diámetros de 20mm y radios de esclera y córnea de 12 y 8mm respectivamente. Una de las consecuencias inducida por estas lentes de contacto fue el edema corneal (Miller y Carroll, 1968), que Müller describió con minuciosidad, sugiriendo posteriormente, que la mayor parte de los signos adversos en la córnea asociados a las lentes de contacto, eran debidos a un trastorno de nutrición, consecuencia de su aislamiento de la película lagrimal y de una isquemia del limbo.

Durante los siguientes años, los avances que se consiguieron estuvieron relacionados con la lágrima y algún líquido amortiguador del mismo índice de refracción (solución de glucosa) para evitar el edema. Así, en 1892 Sulzer y Henry Dor, concluyeron que una solución salina normal daba mejores resultados que la solución utilizada anteriormente.

Aún así, seguían existiendo tres problemas fundamentales en las lentes de contacto para estos investigadores:

- Los principios ópticos
- La intolerancia
- Las indicaciones terapéuticas

En los años posteriores, no fueron capaces de resolver estos problemas, ya que la tecnología no estaba lo suficientemente desarrollada, por lo que la investigación en este campo permaneció inactiva, salvo algún caso aislado.

A partir de 1910, se comenzó a impulsar adaptaciones de lentes de contacto con la fabricación y producción comercial de cajas de pruebas para tal fin. Se trataba de lentes esclero-corneales torneadas con diferentes radios de esclera y córnea. Su adaptación se evaluaba con fluoresceína y luz blanca.

Los avances tecnológicos que se sucedieron, provocaron una revolución en el mundo de los materiales de las lentes de contacto, ya que se produjeron cambios en la naturaleza de las sustancias de las que estaban compuestas las lentes.

2.1.2. LENTES CORNEALES Y MATERIALES PLÁSTICOS

A finales de la década de 1930, se comenzaron a utilizar los nuevos polímeros de plásticos transparentes en la fabricación de lentes de contacto.

Todo empezó en Norteamérica, cuando William Fleinbloom desarrolló en 1936 una lente híbrida de vidrio en el centro y plástico en la periferia.

Por otra parte, su compañero Ernest Mullen se interesó por el desarrollo de una lente de contacto totalmente de plástico y junto con Theodore Obrig (que tomaba los moldes de las córneas de los pacientes) fabricaron lentes de contacto “a medida”. Además, en sus estudios,



Figura 5. Lente de contacto escleral. (http://www.eyexcellence.com/spanish/cornea_specialty.html)

Mullen describió el poder dióptrico de la película lagrimal y Obrig fue el primero en utilizar la luz azul cobalto para la observación del menisco lagrimal. Pero no fue hasta 1948, cuando se fabricaron las primeras lentes de contacto corneales de material plástico, más concretamente de PMMA (polimetil metacrilato de metilo) por Kevin Tuohy, quien presentó la solicitud de patente ese año pero no fue concedida hasta 1950 (Bailey, 1987; Barr y Bailey, 1991; Roiz y Salvador, 1998; Ballesteros, 2006; Mayorga et al, 2010).

2.1.3. QUÍMICA DE LOS MATERIALES PLÁSTICOS PARA LAS LENTES DE CONTACTO

Antes de abordar el tema de los diferentes materiales plásticos que nos encontramos a lo largo de la historia, es necesario conocer brevemente como se componen química y estructuralmente dichos materiales.

Un monómero (del griego mono “uno” y meros “parte”) es una molécula de pequeña masa molecular que unida a otros monómeros, a veces cientos o miles, por medio de enlaces químicos, generalmente covalentes, forman macromoléculas llamadas polímeros.

Así, los polímeros para la fabricación de lentes de contacto son macromoléculas en cadena cuyos eslabones son los monómeros unidos entre sí en el proceso de polimerización.

En la mayoría de las lentes de contacto, las cadenas poliméricas están formadas por enlaces carbónicos de las que penden radicales diversos. Otra estructura que pueden formar las cadenas poliméricas son enlaces alternantes de oxígeno y silicio de la que penden radicales. Los radicales que penden de las cadenas poliméricas pueden ser hidrófilos o hidrófobos.

Los diferentes polímeros difieren en su estructura química. Están los homopolímeros, que se obtienen uniendo entre sí moléculas de un solo monómero y, por otra parte, están los copolímeros, en los que los monómeros pueden alternarse individualmente o en bloques de tamaño preciso o variable. En el caso de las lentes de contacto, por lo general, están compuestas de polímeros o copolímeros derivados de dos o más monómeros que están distribuidos en el polímero resultante sin un orden determinado (Refojo, 1998; Nicolson y Vogt, 2001).

Por lo tanto, la composición, tamaño y distribución de las cadenas poliméricas determinan las propiedades fisicoquímicas y fisiológicas del material de las lentes de contacto.

Algunos de los monómeros más utilizados en los materiales para la fabricación de las LC, son los siguientes:

- Metilmetacrilato (MMA)
- Silicona (Si)
- Fluorina (FL)
- Hidroxiletimetacrilato (HEMA)
- Ácido metacrílico (AM)
- Polivinilpirrolidona (NVP)
- Etilenglicol dimetacrilato (EGDMA)



Figura 6. Monómero HEMA con radicales hidrófilos (en este caso oxidrilos –OH) (Refojo, 1998).

2.1.4. LENTES DE CONTACTO RÍGIDAS

Las primeras lentes de contacto de material plástico comercializadas, también denominadas lentes de contacto rígidas o comúnmente llamadas “lentes duras” (Fleinbloom, 1940), estaban fabricadas con el polímero PMMA, anteriormente mencionado.

Este tipo de polímeros están formados por macromoléculas hidrófobas, en mallas tridimensionales que, dependiendo de la distribución espacial de los segmentos y de su composición química, favorecen a que el polímero sea más o menos compacto. En este caso, el PMMA es prácticamente impermeable a los gases, porque carece de zonas libres por donde podrían pasar las moléculas.

Estas lentes corneales poseían la mayoría de las características deseables para un material de lentes de contacto. De hecho, las lentes de contacto rígidas fueron fabricadas con este material desde 1948 hasta 1980.

Sin embargo, la falta de permeabilidad al oxígeno limita su éxito, ya que producen “borrosidad”, dada la permeabilidad casi cero al oxígeno y, a largo plazo, polimegatismo, distorsión corneal en 50% de los usuarios y pérdida de la sensibilidad corneal, entre otras condiciones (Holden y Sweeney, 1988; Pence, 1988).

Por eso, para aumentar la oxigenación a nivel corneal se diseñaron nuevos polímeros, que se denominaron permeables a los gases.

2.1.5. LENTES DE CONTACTO PERMEABLES A LOS GASES (RPG)

La primera lente de contacto permeable a los gases fue fabricada con celulosa acetato butirato (CAB), que es un derivado del polímero natural-celulosa (Gaylord, 1974).

El CAB tiene una permeabilidad al oxígeno superior al PMMA, es termoplástico y, por lo tanto, permeable. Sin embargo, al no ser un polímero de cadena reticulada puede distorsionarse si absorbe humedad (Gaylord, 1974).

A principios de los años 70, se desarrolló el primer copolímero de metacrilato de alquilsiloxano con MMA (metacrilato de metilo) para fabricar lentes rígidas permeables a los gases (RPG). El polímero se denominó Silafon A y con él se fabricaron las lentes Polycon (Polycon Laboratories, Inc).

Para conseguir unas lentes más cómodas, se incorporó en la copolimerización el ácido metacrílico y otros monómeros

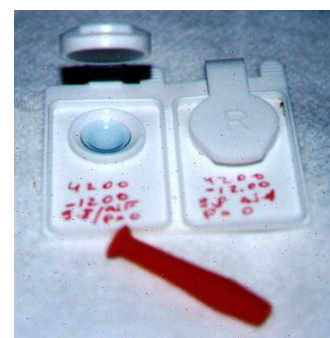


Figura 7. Lentes de contacto RPG en el estuche (<http://contactologia.galeon.com/productos315433.html>)

hidrofílicos, que contrarrestaran la hidrofobia de los materiales siloxano y permitieran obtener lentes con aceptable humectabilidad. Además, la adición de monómeros fluorados, produce un incremento de la permeabilidad al oxígeno, mayor rigidez y mejora las características de la superficie como la humectabilidad y la resistencia a los depósitos (Lippman, 1990).

La humectabilidad de las LC RPG no es ideal, porque, en general la hidrofobia de los radicales alquilsiloxano y fluoroalquilo, no está suficientemente contrarrestada por la hidrofilia del ácido metacrílico, u otros monómeros hidrófilos, en su formulación. En general aumentando el contenido en radicales fluorados, baja el índice de refracción, aumenta la densidad y la fragilidad del material.

2.1.6. LENTES DE CONTACTO BLANDAS: HIDROGEL CONVENCIONALES

Las lentes de contacto blandas son lentes flexibles que se amoldan a la superficie corneal. La mayor parte de estas lentes son hidrófilas, porque tienen la característica de absorber y retener agua.

El desarrollo de las lentes de este tipo de materiales hidrofílicos fue iniciado por un grupo de químicos checoslovacos bajo la dirección de Otto Wichterle.



Figura 8. Lentes de contacto blandas.
<http://www.zinkunegioptika.com/productos/lentes-de-contacto/>

Así, en 1954, Drahoslav Lim, asistente y colaborador de Wichterle, sintetizó el Hidroxietilmetacrilato (HEMA) y el diéster de glicol. Este HEMA primario fue denominado Hydron (Szcotka, 2000).

Se trataba de un material transparente y blando, con un contenido en agua de aproximadamente el 38% (debido a los grupos polares hidroxilo (OH)).

Unos años después, en 1960, estos dos investigadores publicaron un artículo en Nature proponiendo el uso de geles hidrofílicos para usos biológicos, y en concreto, para las lentes de contacto.

Para estos autores, el material debía reunir las siguientes características:

- Que la estructura permitiera retener un determinado contenido en agua.
- Que resultara un material inerte para los procesos biológicos normales, incluyendo la resistencia a la degradación del polímero ante las reacciones desfavorables del organismo.
- Que fuera permeable a los metabolitos.

La estructura química, grado de entrecruzamiento y grado de hidratación, causan que dicho polímero asuma una estructura molecular amorfa que se denomina “matriz” de la lente (Wichterle y Lim, 1960). Por lo general, son polímeros entrecruzados (confiriéndole características concretas de uniformidad, termoestabilidad e insolubilidad).

Este material fue patentado en 1965. Tres años más tarde, en 1968, la FDA (Food And Drug Administration) de los Estados Unidos declaró que las lentes de contacto blandas eran

medicamentos y debían someterse al mismo riguroso proceso que éstos antes de ser aprobadas para su comercialización.

Por todo ello, no fue hasta 1971 cuando se comunicó que la FDA aprobaba la producción y comercialización de las lentes HEMA Softlens de Bausch & Lomb para uso diario, aunque con algunas limitaciones.

La diferencia de estos materiales hidrogel con los RPG, es que éstos poseen enlaces cruzados menos densos, haciendo que sean más flexibles y blandos. Además, una vez sumergidos en agua los grupos hidroxilo del polímero seco absorben moléculas de agua. La cantidad que atraen dependerá de la cantidad de grupos OH de su formulación.

En función de las combinaciones que se hacen entre los polímeros y los diferentes monómeros adicionados en su formulación, se constituirán variaciones en el contenido en agua y cargas eléctricas, entre otras.

Así, se diferencian entre grupos iónicos y no iónicos. Los grupos iónicos, tienen la ventaja de que se humectan mejor, por lo que resultan más confortables. Sin embargo, esto sólo dará buenos resultados si la calidad lagrimal es buena. En el caso de poseer una mala calidad lagrimal, se pueden acumular depósitos en las lentes, por lo que es importante realizar un estudio lagrimal antes de seleccionar un material para la lente.

Por su parte, en los materiales no iónicos, la adición de monómeros produce una reducción de los depósitos y un aumento de la estabilidad frente al pH. En este caso, su gran desventaja es que tienen un tacto más gomoso y menos suave y que aumenta la tasa de evaporación. En general, estos materiales se deshidratan con mayor facilidad.

De este modo, la FDA ha clasificado en cuatro grupos los materiales hidrofílicos en función del contenido en agua y las cargas iónicas.

- GRUPO I: contenido en agua <50% y no iónicos.
- GRUPO II: contenido en agua >50% y no iónicos.
- GRUPO III: contenido en agua <50% e iónicos.
- GRUPO IV: contenido en agua >50% e iónicos.

Existen varios factores que influyen directamente en el porte de la lente de contacto de hidrogel. Entre ellos, está el contenido en agua (en relación directa con la permeabilidad al oxígeno) (Refojo y Leong, 1979), la retención del agua dentro del material y el espesor de la lente (relacionado con la deshidratación de la misma) (Guillon y Guillon, 1990; Pritchard y Fonn, 1995). En función de cómo varíen estos factores, las lentes de contacto pueden ganar o perder comodidad en cuanto al porte. Por ello, es importante que estas lentes mantengan un equilibrio hídrico (relación existente entre el tiempo que tarda una lente de hidrogel en perder el 10% de su contenido en agua y el que necesita para recuperar ese porcentaje perdido), ya que a un mayor equilibrio hídrico mejor comportamiento tendrá la lente en el ojo.

Las lentes de contacto hidrogel ofrecen un material que proporciona al paciente una buena visión, comodidad inicial y humectabilidad. Sin embargo, a pesar de los numerosos avances en

las propiedades de los materiales de hidrogel, siempre han existido ciertos límites que pueden provocar un disconfort en el usuario al final de día (Pintor et al, 2009).

2.1.7. LENTES DE CONTACTO BLANDAS: HIDROGEL DE SILICONA

El material de silicona siempre pareció una buena respuesta en cuanto a mejorar ciertas características como confort, biocompatibilidad, fisiología... (Pérez-Mogollón y Lobão-Neto, 2009).

Así, en 1959, Joseph L. Berger, elaboró unas lentes de contacto de silicona pura. Sin embargo, la silicona es hidrofóbica, lo que hacía que la humectabilidad y comodidad disminuyese, y se produjese una mayor adhesión de los depósitos en la lente.

Las investigaciones posteriores determinaron que la silicona podría tener éxito si se combinara con un material hidrogel.

Por eso, la silicona, utilizada con el oxígeno, formando los denominados grupos siloxanos, se combinó con monómeros hidrofílicos (N-Vinilpirrolidona, N, N-dimetilacrilamida (DMA)...) para conseguir nuevos polímeros, denominados hidrogel de silicona, sin propiedades adversas. Como se ha mencionado anteriormente, los grupos siloxano son los que confieren una mayor permeabilidad al oxígeno mientras que los monómeros hidrofílicos son aquellos que proporcionan las características de hidratación al polímero final.

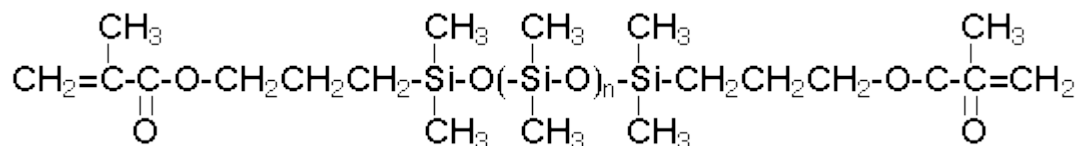


Figura 9. Copolímero de una lente de contacto formado por NVP y MMA (ver siglas en el apartado 2.1.3.1) (Refojo, 1998)

Después de llegar a todas estas conclusiones y después de años de investigación, las primeras lentes de contacto de hidrogel silicona se introdujeron en el mercado global a finales de 1990.

Bausch & Lomb con su polímero Balafilcon A (añadiendo N- Vinilpirrolidona) fue el primero en establecer ciertas modificaciones para obtener los materiales de hidrogel de silicona en sus lentes PureVision.

Por otra parte, Ciba Vision obtuvo el polímero Lotrafilcón A, de sus lentes Night & Day, que es un copolímero formado por monómeros de fluoeter y N, N-dimetilacrilamida (DMA) (el cual le confiere las características hidrofílicas) (Robertson et al, 1991).



Figura 10. Lente de contacto Hi-Si PureVision. Bausch & Lomb.

En cuanto a las lentes de contacto hidrogel, su transmisibilidad de oxígeno era limitada o dependía de la cantidad de agua del material mientras que en las lentes de contacto de hidrogel de silicona, su transmisibilidad está dada por el componente de la silicona lo que hace la diferencia más grande entre los dos materiales, siendo éste, el factor que revolucionó la fabricación y el mercado de las lentes de contacto.

Aún así, como se ha comentado, uno de los inconvenientes de la silicona, como base para un material de fabricación de lentes de contacto, es la hidrofobicidad, contrario a una adecuada y deseada hidratación para las lentes y consecuentemente para la córnea. Este problema fue resuelto mediante tratamientos superficiales (Weikart et al, 2001; Valint et al, 2001; Nicolson y Vogt, 2001; López-Aleman et al, 2002).

Con las nuevas polimerizaciones y con los tratamientos superficiales se obtuvieron lentes de contacto cómodas que superaban los criterios de oxigenación corneal para uso diario y nocturno de Holden y Mertz (1984).

A pesar de que esta primera generación de lentes de hidrogel de silicona presentaba mejoras en cuanto a las lentes de contacto de hidrogel convencionales, seguían apareciendo dificultades en cuanto a la comodidad, como los módulos de elasticidad demasiado elevados, lo que origina una fricción entre la lente de contacto y el epitelio que podría resultar en un daño mecánico, mayor adhesión de los depósitos lipídicos en la superficie de las lentes y un menor ángulo de humectación (Holden et al, 2001; Dumblynton et al, 2003; Millar et al, 2003; Jones et al, 2003; Osborn y Veys, 2005).

Por ello, el objetivo en la investigación y desarrollo de nuevos polímeros para las lentes de hidrogel de silicona, es ofrecer nuevas mejoras sobre las primeras lentes de hidrogel de silicona, que puedan mejorar la comodidad de las lentes, sin afectar a las características positivas que ya poseían.

Una de las innovaciones es la presencia de humectantes internos, que confieren una buena humectabilidad al material y, la reducción del módulo de elasticidad, pareciéndose lo máximo posible a los de los hidrogeles convencionales, ya que se reducirá la fricción entre lente de contacto y epitelio (Jones y Tighe, 2004; Mayorga et al, 2010).

En los últimos años, han aparecido nuevos polímeros de hidrogel de silicona que se caracterizan por no poseer ningún tratamiento superficial ni humectantes internos, siendo estas características propias del sistema de polimerización.

Otras innovaciones ópticas aplicadas a las lentes de contacto son la incorporación de los inhibidores de la radiación ultravioleta (UV) (Walsh et al, 2001; DeLoss et al, 2010), ya que córnea y conjuntiva son tejidos muy sensibles a dicha radiación (Yanoff, 2009), y los diseños de superficies que contrarrestan las aberraciones esféricas del ojo (Artal et al, 2001), que afectan a tareas cotidianas como la conducción nocturna.

Por todo ello, se considera a las lentes de contacto de hidrogel de silicona dentro de los grupos I y III de la FDA (iónicos y no iónicos, ambos de bajo contenido en agua).

Los últimos resultados de los estudios presentados, proporcionan información acerca de los porcentajes que ha alcanzado la adaptación de las lentes de contacto de hidrogel de silicona en nuestro país, con un porcentaje del 46% y de un 76% de las lentes adaptadas en uso prolongado (Santodomingo et al, 2012).

Hoy en día, se considera a las lentes de contacto de hidrogel de silicona como el aporte más promisorio en cuanto a la seguridad que proporcionan en el porte de lentes de contacto. Sin embargo, esto no significa que se pueda considerar a este tipo de lentes como las ideales, ya que no cumplen todos los requisitos que una lente de contacto debería tener para adecuarse a las condiciones oculares de cada portador.

2.2. PROPIEDADES DE LOS POLÍMEROS DE HIDROGEL DE SILICONA

Toda lente de contacto aísla, en parte, a la córnea de su ambiente normal, en lo que se refiere, principalmente, a aporte de oxígeno y lágrima.

El impacto de la lente en el ambiente ocular debería ser mínimo y no ser percibido como un cuerpo extraño para no producir estimulación de los mecanismos de defensa inmunológica.

El uso de lentes de contacto durante horas e incluso días, supone un reto a los mecanismos fisiológicos e inmunológicos de los tejidos de la superficie ocular, en especial los de la córnea.

Por todo ello, una lente de contacto requiere mantener una película estable y continua para una visión clara, resistencia a los depósitos de los componentes de la película lagrimal, hidratación normal sostenida, permeabilidad al oxígeno para mantener el metabolismo normal de la córnea y permeabilidad a los iones para mantener el movimiento, evitando así la irritabilidad y estimulando la comodidad de la lente. Esto, se puede llegar a conseguir con unas propiedades superficiales y una morfología de las lentes de contacto adecuadas, así como una composición del polímero exitosa (Nicolson y Vogt, 2001).

A continuación, se explicarán diferentes propiedades de las lentes de contacto, haciéndose especial hincapié, en cómo se muestran dichas propiedades en las lentes de contacto de hidrogel silicona.

2.2.1. PERMEABILIDAD AL OXÍGENO

En cuanto a la fisiología ocular, se conoce que el oxígeno es un elemento fundamental para el buen funcionamiento de la córnea (metabolismo de todas sus células), el cual puede estar suministrado por diferentes vías, en función de las áreas de la córnea dónde tenga que llegar.

La córnea recibe el oxígeno en su periferia de los vasos limbales, siendo éstos los que producen un mayor aporte, así como de las capas más profundas, pudiendo utilizar el disponible por el humor acuoso (Pintor et al, 2009). En cambio, en su parte central, depende casi en su totalidad del oxígeno proveniente de la atmósfera.

La condición anterior, se produce siempre y cuando el ojo esté abierto, ya que con el ojo cerrado el paso de oxígeno de suministro atmosférico queda limitado, siendo ahora su principal sustento la circulación sanguínea en la conjuntiva palpebral.

La permeabilidad como concepto, es una función intrínseca de la composición molecular del material y puede ser afectado por factores extrínsecos como concentración, temperatura, presión, efectos barrera, etc.

Para que las moléculas de oxígeno pasen a través del material de una lente, primero deben disolverse en el material y luego atravesarlo.

Así, la permeabilidad al oxígeno (P) es el producto del coeficiente de difusión (D) y el coeficiente de solubilidad (k). El coeficiente de difusión (D) (en cm^2/seg), es la velocidad a la cual las moléculas viajan a través del material en una dirección dada y el coeficiente de solubilidad (k) (en $\text{ml O}_2/\text{mL} \times \text{mmHg}$), se refiere a la cantidad de gas que puede ser disuelto en una unidad de volumen del material con una presión específica (Refojo, 1998; Pintor et al, 2009).

$$P = D \cdot k \text{ (ml O}_2\text{/ mL} \cdot \text{mmHg)}$$

Ecuación 1. Permeabilidad al oxígeno en unidades estándar. Para simplificar estas unidades se expresa también en "barrers" (Pintor et al, 2009).

La permeabilidad de un material se expresa, por tanto, como el Coeficiente de Permeabilidad (Dk).

Por otra parte, se puede evaluar también la cantidad de oxígeno que pasa a través de la lente, teniendo en cuenta el espesor. Dicha condición, se denomina transmisibilidad al oxígeno expresado como Dk/t (la t viene de thickness, en referencia al espesor central de la LC) o Dk/L si se tiene en consideración el espesor promedio de la lente en lugar del espesor central. En función de donde se mida el espesor de la lente, los valores de transmisibilidad variarán. De esta manera, cuanto mayor sea el espesor, en condiciones de igual Dk , menor será la transmisibilidad al oxígeno.

Sin duda, son estos dos conceptos de permeabilidad y transmisibilidad al oxígeno los que han revolucionado el mercado en los últimos años con las lentes de hidrogel de silicona (González-Méijome y Collar, 2007).

Estas lentes poseen permeabilidades al oxígeno significativamente más altas que los hidrogeles convencionales. Esto se debe principalmente a los radicales hidrófobos, denominados grupos siloxanos, que constituyen la cadena polimérica de los materiales de las lentes de contacto hidrogel de silicona.

Como se sabe, en las lentes de hidrogel convencionales, el Dk está en función de su contenido en agua, tratándose de una relación directamente proporcional (Morgan y Efron, 1998). A su vez, la hidratación también está relacionada con los espesores de las lentes, ya que una mayor

hidratación requiere diseños de lentes más gruesos (lentes de alto contenido en agua con un espesor reducido son más frágiles), limitando así la transmisibilidad (Dk/t) (Efron y Morgan, 1999), a pesar del aumento del coeficiente de permeabilidad (Dk). Esto no ocurre con las lentes de hidrogel de silicona, ya que en este caso, la relación que mantienen Dk e hidratación es inversamente proporcional (Efron et al, 2007), por lo que se pueden fabricar lentes de alto Dk, con menor contenido en agua y por tanto, con espesores inferiores (actualmente <0.1mm), obteniéndose así valores de Dk/t mayores (González-Méijome y Villa, 2007).

Es importante no olvidarse de que, para que una lente pueda ser usada con éxito debe suministrar el nivel mínimo de oxígeno que la córnea requiere. Por ello, varios investigadores han intentado medir la cantidad mínima de oxígeno que la córnea necesita para mantener un uso seguro de las lentes de contacto, tanto en condiciones de ojo abierto como de ojo cerrado (Flatt y Bieber, 1968; Polse y Mandell, 1971, Holden y Mertz, 1984; Papas, 1998; Fonn et al, 2005; Brennan y Efron, 2005; Brennan, 2005).

Dos de los principales investigadores fueron Holden y Mertz (1984), los cuales intentaron establecer cuál sería la transmisibilidad de oxígeno mínima de una lente de contacto, necesaria para cumplir los requerimientos de diferentes usos de las LC. Su investigación se basó en los niveles de inflamación corneal (edema) determinados mediante paquimetría óptica.

En condiciones de ojo cerrado sin lente de contacto, se produce un edema, denominado fisiológico, con un aumento del espesor corneal del 5-6% (EOP 6-7% en la misma condición) (Flatt y Bieber, 1968). Si dicho edema se mantiene en estos valores, la córnea no sufrirá ningún efecto adverso. Este edema fisiológico se recupera pasados unos minutos tras abrir los ojos.

Para evitar que el edema corneal supere estos valores, las LC, en uso diario (uso durante el día, condición de ojo abierto) deberían tener un Dk/t mínimo de 24.1 +/- 2.7 y, en uso prolongado (uso durante el día y la noche, condición de ojo abierto y cerrado), para que el edema por la mañana sea igual que el fisiológico, de 87.0 +/- 3.3.

- **Flujo de oxígeno**

Varios investigadores consideran el concepto de flujo de oxígeno, como una de las aproximaciones más reales en cuanto a las necesidades fisiológicas y clínicas de la córnea, siendo también una medida representativa en términos de requerimientos metabólicos, incluso mayor que el Dk/t (Artis, 2006).

El Flujo de oxígeno se define como el volumen de oxígeno que pasa a través de una zona específica de la lente y alcanza una determinada área de la superficie corneal por unidad de tiempo. Dichos valores se pueden expresar en porcentaje, relacionado directamente con el consumo de O₂ por hora (la unidad de tiempo puede ser también el minuto) (Brennan, 2008; Pintor et al, 2009).

Por lo tanto, este valor puede tenerse como referencia para conocer el consumo de oxígeno que la córnea está realizando con el uso de las lentes de contacto.

Las lentes de contacto actuales de hidrogel de silicona, proporcionan valores de flujo de oxígeno superiores al 97% en condiciones de ojo abierto y 93% en condiciones de ojo cerrado en relación al máximo que cabría esperar con una lente teórica de transmisibilidad infinita que sería de 7.6 y 6.1 $\mu\text{l}/\text{cm}^2\cdot\text{h}$ (consumo de O_2 por hora), para ojo abierto y cerrado, respectivamente (Brennan, 2001; Compañ et al, 2004).

- **Porcentaje de oxígeno equivalente (EOP)**

La cantidad máxima de oxígeno atmosférico disponible en córnea está limitada por el 21% de volumen, o 155mmHg, de presión parcial de oxígeno, a nivel del mar. La lente ideal sería aquella que mantuviera el 21% de oxígeno equivalente en la superficie corneal, ya que se estaría tratando con una lente totalmente permeable.

La EOP no es una constante física, sino que se trata de una medida fisiológica que relaciona el Dk del material y el diseño de la lente, pero que no es directamente convertible a los parámetros anteriores (Brennan, 2005).

Por ejemplo, dos lentes que tienen una movilidad diferente una vez situadas encima de la córnea, la que se mueve con más facilidad dará lugar a un mayor intercambio lagrimal y, por lo tanto, favorecerá un mayor EOP.

2.2.2. PERMEABILIDAD AL DIÓXIDO DE CARBONO

El dióxido de carbono (CO_2) es un producto del metabolismo celular que, en parte, se transfiere a través de la lágrima hacia la atmósfera.

Por lo general, los polímeros que se utilizan para la fabricación de lentes de contacto tienen mayor facilidad para que pase el CO_2 . De hecho, la relación dióxido de carbono-oxígeno de los elastómeros de silicona es de 8:1. Que el CO_2 posea una mayor facilidad de pase a través de los materiales de las lentes de contacto, hace que las lentes se caractericen más por la permeabilidad y transmisibilidad al oxígeno (Jonh y Efron, 1989).

Normalmente, si la transmisión al oxígeno de una lente de contacto es adecuada, lo será también la del CO_2 a la atmósfera.

2.2.3. PERMEABILIDAD IÓNICA E HIDRÁULICA

El transporte de agua e iones a través de las lentes de contacto es importante para la provisión de metabolitos esenciales para córnea y la liberación de los productos de desecho. El paso de agua a través de la LC también es fundamental para el movimiento de la lente, comodidad y humectabilidad, siendo el componente hidrófilo de los materiales, el responsable de estos procesos.

Según varios investigadores, la permeabilidad iónica mínima necesaria ha de ser de 0.2×10^{-6} cm^2/seg , requiriendo un equilibrio entre aumento de Dk y permeabilidad hidráulica, para evitar adherencias de la lente a la córnea (Monticelli et al, 2005).

2.2.4. HUMECTABILIDAD

La humectabilidad se define como la facilidad con la que un fluido se esparce a través de una superficie sólida (en este caso, lentes de contacto).

Más específicamente y, hablando en términos físicos, la humectabilidad se describe también como la adhesión de un fluido sobre una superficie sólida, mediante la interacción de fuerzas moleculares.

Esta propiedad no sólo depende de la estructura química de la lente, sino también del método de fabricación (Maldonado-Codina y Efron, 2003 y 2004), calidad y cantidad de la lágrima y del parpadeo del usuario (Velázquez, 2012). Por ello, dicha propiedad presenta una interacción directa con las superficies de las LC, la comodidad y la visión del paciente (Pintor et al, 2009).

Su determinación se establece midiendo in vitro el ángulo de contacto o de humectación del material, "Q". La valoración de este ángulo se lleva a cabo observando la formación de una gota de líquido en la superficie de un sólido y midiendo el ángulo que forma la horizontal de la superficie sólida y la tangente de la superficie de la gota. Se mide en ángulos y cuanto más próximo a 0 esté su valor, mejor se esparcirá el líquido por toda la superficie, es decir, mejor humectabilidad tendrá (Refojo, 1998).

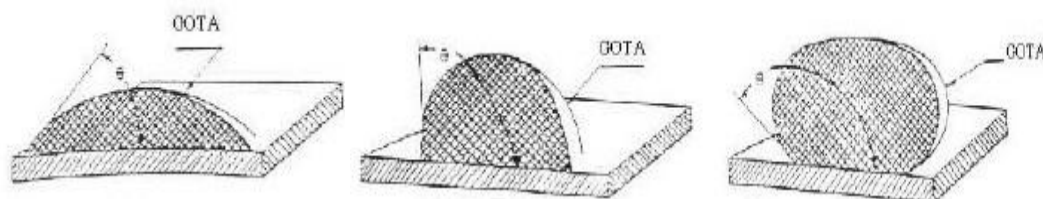


Figura 11. Se pueden observar tres imágenes de la gota que humecta la superficie sólida, cuyo ángulo de humectación Q (en las imágenes se señala como θ) es diferente para cada una de ellas. La imagen de la izquierda tiene una humectabilidad mejor que las otras dos imágenes (centro y derecha), ya que su ángulo de humectación está más próximo a 0 (<http://es.scribd.com/doc/38555328/Manual-de-Liquidos-Penetrantes-VISITE-http-bib-ciata-blogspot-com>).

El ángulo de contacto Q se puede clasificar en:

- De avance: Se forma cuando un líquido se extiende sobre una superficie no humectada previamente.
- De retroceso: Se forma cuando el líquido es retirado de la superficie previamente humectada.
- En equilibrio: situación intermedia entre las dos anteriores.

En los materiales de hidrogel hay diferencias entre el ángulo de avance y el de retroceso (> el de avance), denominándose a esta diferencia histéresis (Holly y Refojo, 1975; Fatt, 1984; Morra et al, 1990).

Las técnicas que se utilizan para medir la humectabilidad in vitro de los materiales de las LC son la gota sésil, la burbuja cautiva (Maldonado-Codina y Morgan, 2007; Read et al, 2009) y el

método de la balanza o placa de Wilhelmy (asemeja las condiciones oculares) (Tonge et al, 2001).

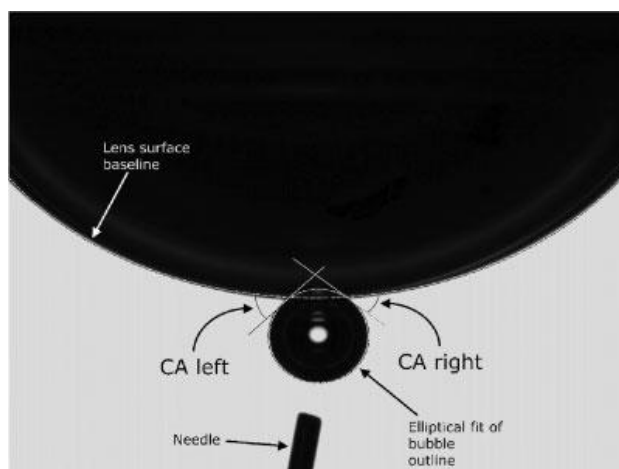


Figura 12. Método de la burbuja cautiva. Éste es un método que hoy en día, se utiliza bastante para medir la humectabilidad de las LC hidrogel silicona y consiste en meter la LC en un soporte de polietileno situado dentro de una cámara e inmerso en solución salina o una solución similar a la lágrima. A continuación, mediante una aguja (de un diámetro determinado), se deposita en el ápex de la lente que vamos a evaluar, una burbuja de aire y se observa el ángulo que forma con la superficie de dicha lente (Maldonado-Codina y Morgan, 2007; Read et al, 2009) (También disponible en www.interscience.wiley.com).

Por otro lado, existen ciertas técnicas in vivo que permiten valorar la humectabilidad, que en realidad, son las más utilizadas en clínica. Estos métodos pueden ser invasivos o no invasivos y, entre los más destacados se encuentran el BUT (Break up time o tiempo de ruptura lagrimal (TRL)), el NIBUT (Non-invasive break up time o tiempo de ruptura lagrimal no invasivo) y el menisco lagrimal (Pintor et al, 2009). El BUT y el NIBUT permiten comprobar la capacidad que tiene la lágrima para cubrir totalmente la superficie del material mientras que el menisco lagrimal aporta información del volumen lagrimal (Cho et al, 1998; Guillon et al, 1998; García-Resúa et al, 2006).

La humectabilidad en las lentes de contacto de hidrogel de silicona, sobre todo en las primeras que salieron al mercado, es menor que en el caso de los hidrogeles convencionales. Esto es debido a la presencia de los grupos siloxanos en la composición química de las lentes de hidrogel de silicona, ya que al ser un componente que genera hidrofobicidad, hace que su humectabilidad quede limitada. Sin embargo, gracias a la investigación posterior, los distintos fabricantes han encontrado diferentes soluciones para mejorar la humectabilidad de estas LC (González-Méijome y Collar, 2007). Las diferentes soluciones residían en la adhesión de una nueva superficie en la polimerización del material, es decir, añadir lo que hoy en día se conoce como tratamiento superficial de las lentes de contacto (Nicolson y Vogt, 2001). Un ejemplo de ello, es la creación de una nueva superficie mediante la polimerización de un plasma de radicales hidrófilos que se ligan por medio de enlaces covalentes a la LC.

2.2.5. MÓDULO DE ELASTICIDAD (RIGIDEZ)

En física, la elasticidad se define como la propiedad mecánica de ciertos materiales de sufrir deformaciones reversibles cuando se encuentran sujetos a la acción de fuerzas exteriores y de recuperar la forma original si estas fuerzas exteriores se eliminan. El módulo de elasticidad representa una medida de rigidez de un material (\uparrow rigidez, \downarrow tensión soporta \rightarrow \uparrow fragilidad) y cuando se habla del término “módulo” se hace referencia también al Módulo de Young o Módulo elástico longitudinal (asociado con cambios en longitud que experimenta un cable, alambre... cuando está sometido a la acción de esfuerzos de tracción o de compresión) (http://biblioteca.pucp.edu.pe/docs/elibros_pucp/medina_hugo/Medina_Fisica2_Cap1.pdf, 2012).

En términos generales, se puede definir al módulo de elasticidad como la respuesta de un material cuando se aplica una carga (fuerza) por unidad de área, es decir, que establece la relación entre la fuerza aplicada y la deformación inducida (Snyder, 2007). El módulo se mide en la porción lineal inicial de la curva estrés/tensión, pues ésta representa la situación en que la lente retornará a su tamaño original. Las unidades de medida para este parámetro son los Pascales, pero en concreto, para las lentes de contacto se utilizan Mega Pascales (MPa) o Giga Pascales (GPa), aunque también se pueden medir en unidades de presión, como los PSI (pounds per square inch) (Pintor et al, 2009).

Una posible forma de medir este parámetro es mediante el astigmatismo residual, ya que una lente con una pobre resistencia a la flexión tiende a doblarse durante el parpadeo, induciendo un astigmatismo residual con deterioro de la AV.

El módulo de elasticidad, además de presentar una medida de rigidez, en contactología, también se asocia al término de flexibilidad, refiriéndose a la capacidad de una lente de contacto para doblarse sin que se vea afectada su forma (\uparrow Módulo, \uparrow estabilidad y \downarrow flexibilidad del material). Existe una relación entre la flexibilidad propiamente dicha, la comodidad (Young, 2007) y el rendimiento visual.

En cuanto al módulo de elasticidad, tenemos que tener en cuenta la interacción que hace la lente de contacto con la córnea y los párpados. El parpado ejerce una tensión sobre la lente y ésta, a su vez, sobre la córnea, produciéndose como resultado una fuerza del ojo hacia la lente y de la lente hacia el párpado, implicando la aplicación de fuerzas físicas sobre la superficie ocular y los párpados.

Por todo ello, valores menores del módulo de elasticidad darán lugar a una menor interacción mecánica entre los puntos de apoyo de la LC y como consecuencia, se experimentará una mayor comodidad (Pintor et al, 2009).

Los primeros polímeros de hidrogel de silicona presentaron módulos de elasticidad (rigidez) más elevados que los de las hidrogeles convencionales (Osborn y Veys, 2005). El resultado de estos módulos elevados derivaba en la posibilidad de crear zonas localizadas de presión que deformaban y podían llegar a erosionar localmente el gel mucoso de la película lagrimal,

originando cierta fricción entre LC y epitelio, resultando a su vez, en daño mecánico del mismo y adherencia de la lente (Holden, 2001; Dumbleton, 2003).

Por ello, se estableció que las LC deberían poseer módulos de elasticidad lo más parecidos a las LC de hidrogel convencional (valores entre 0.4 y 0.6MPa) (French, 2008), y esto se logró aumentando ligeramente la hidratación (\uparrow hidratación, \uparrow flexión y \downarrow módulo de elasticidad), lo que provocaba una pequeña disminución Dk/t (no clínicamente significativo), estableciendo así, módulos entre 0.4 y 1MPa.

2.2.6. COEFICIENTE DE FRICCIÓN

La lubricidad se define como la capacidad que tiene un material hidratado de resistir la fricción. Se trata de una característica necesaria para que la lente se mueva suavemente entre los párpados y no produzca irritación. Dicho concepto establece una relación inversamente proporcional con el coeficiente de fricción (\uparrow lubricidad, más facilidad para deslizarse por el párpado sin fricción y por tanto, \uparrow confort).

El coeficiente de fricción se refiere a la cantidad de fricción creada en la superficie de la lente, por una carga de irregularidad igual a la fuerza de los párpados. Para obtener valores del coeficiente de fricción Roba et al (2011) utilizaron un microtribómetro que lo que intentaba era reproducir la acción que ejerce el párpado cuando se está utilizando la lente de contacto.

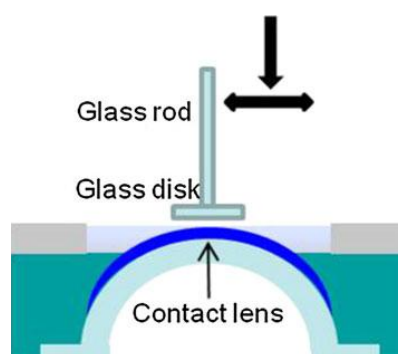


Figura 13. En la imagen se muestra como es el funcionamiento de este microtribómetro. Se trata de un disco de vidrio unido a un cantiléver por una varilla de vidrio que baja suavemente hasta hacer contacto con la muestra. Este disco ejerce una presión vertical variada mientras se desplaza horizontalmente (en la imagen se indican mediante las flechas) (Roba et al, 2011).

Un bajo coeficiente de fricción, junto con un buen acabado de la superficie y la ausencia de depósitos, son propiedades que un material de las lentes de contacto debe poseer para que pueda ser utilizada con total comodidad en el tiempo que dure el porte y sin que aparezcan cambios celulares (Rennie et al, 2005; Dunn et al, 2008).

Las primeras lentes de contacto hidrogel de silicona comercializadas presentaban valores de coeficiente de fricción más elevados que los que se consiguieron más tarde al incorporar cambios en este tipo de lentes de contacto. La disminución de estos valores, y por tanto, el aumento en los valores de lubricidad, se observó en el mismo momento en que se lograron obtener mejores resultados para los módulos de elasticidad.

2.2.7. ÍNDICE DE REFRACCIÓN

El índice de refracción (n) es una propiedad óptica del material y se define como el cociente entre la velocidad de la luz en el aire y la velocidad de la luz a través de un material.

La densidad del material depende del índice de refracción, en una relación directa, es decir, a mayor “ n ”, mayor densidad. Una mayor densidad implica un mayor peso lo que interviene en el centrado de la lente de contacto en córnea. Por ello, es importante tener en consideración el parámetro del índice de refracción.

En contactología, se considera que los valores del índice de refracción tienen que ser lo más parecido posible al índice de la córnea ($n=1.37$).

Además, a partir del índice de refracción se puede obtener el % de luz que se pierde por reflexión mediante la fórmula de Fresnel (y % de transmisión del espectro visible).

En general, se sabe que los índices de refracción de los materiales de las lentes de contacto oscilan entre 1.35 y 1.49 y que, la mayoría de las LC poseen una transmisión de la luz visible incidente de al menos el 90%. Lo ideal para una lente de contacto está entre el 92 y 98%.

En particular, destacar que en las LC hidrogel convencional el “ n ” depende de su hidratación (\uparrow hidratación, \downarrow “ n ”), mientras que para las LC hidrogel de silicona no se establece esta dependencia.

2.2.8. ESTABILIDAD DIMENSIONAL

La estabilidad dimensional se refiere a la habilidad de las lentes de contacto de mantener su forma o dimensiones específicas, tales como el espesor, curvatura y diámetro, durante el proceso de fabricación y que una vez terminado, se conserve a lo largo del tiempo, y en diferentes condiciones de temperatura o pH.

Por su parte, en las LC hidrogel convencionales se producen cambios en sus dimensiones por cambios en el pH (sobre todo, lentes iónicas) y también por evaporación del agua de hidratación de la LC durante su uso, mientras que en las LC hidrogel de silicona la pérdida de agua o grado de evaporación es mínimo durante el uso, por lo que existirá un menor riesgo de cambios en sus dimensiones por este factor.

Otro factor que puede disminuir la estabilidad dimensional es el aumento del Dk. Los fabricantes han encontrado ciertas técnicas en la obtención de las LC para resolver este problema (un ejemplo es el moldeado), que reducen el estrés en el polímero y aumentan la estabilidad dimensional.

2.2.9. BIOCOMPATIBILIDAD

Los materiales que se utilizan para la fabricación de las lentes de contacto deben ser inertes, es decir, que no produzcan ninguna reacción adversa cuando se encuentren en contacto con ciertos componentes oculares, tales como tejidos del ojo o la lágrima, así como con la utilización de productos de mantenimiento de las LC. Además, se debe evitar una respuesta inflamatoria por parte de la superficie ocular, en los diferentes usos que se presentan para las LC.

2.3. LENTES DE CONTACTO DE HIDROGEL DE SILICONA Y SUPERFICIE OCULAR

La adaptación de una lente de contacto sobre la superficie ocular provoca una serie de cambios que eventualmente pueden conducir a alteraciones del segmento anterior, manifestándose en intolerancia o molestias por parte del usuario. A menudo, resulta difícil atribuir a un solo factor un problema específico, por lo que se deben considerar todas las posibles causas, lo que quiere decir que su etiología es variada.

Así, en este caso, las principales complicaciones parecen ser de naturaleza inflamatoria o causada por influencias mecánicas o problemas intrínsecos de la propia lente (composición, propiedades del material...). Además, se deben tener en cuenta otros factores como las condiciones sistémicas y oculares del paciente, los problemas ambientales y el incumplimiento de las pautas de uso y mantenimiento de las LC por parte del paciente.

En cuanto a las lentes que nos encontramos actualmente en el mercado, parece ser que las LC de hidrogel de silicona son las que han tenido un mayor éxito y han conseguido minimizar en mayor proporción los efectos adversos. Sin embargo, este tipo de lentes de contacto no ha conseguido eliminarlos por completo, por lo que, a día de hoy se siguen presentando ciertas complicaciones relacionadas con su uso.

A continuación, se comentarán las complicaciones que presentan una mayor incidencia con el uso de LC hidrogel de silicona.

- *Depósitos en las lentes de contacto*

La película lagrimal es un fluido complejo formado principalmente por agua, lípidos, proteínas, glúcidos, hidratos de carbono y mucina. Las funciones de las que se encarga dicha película son variadas y entre las más importantes se encuentran la nutrición de la córnea y conjuntiva y la eliminación de productos de desecho de estos tejidos.

Cuando se coloca una lente de contacto en el ojo, la interacción entre el material sintético (LC) y el entorno natural (superficie ocular y película lagrimal) ha de ser nula o mínima, es decir, tiene que existir una buena biocompatibilidad por parte de la LC con los tejidos y fluidos de la superficie ocular.

En lo referente a la formación de depósitos, se debe tener en cuenta la existencia de la intervención de diversos factores interrelacionados entre sí:

- Parpadeo incompleto del usuario
- Ralladuras excesivas y profundas sobre la superficie de la LC
- Material de fabricación de la LC
- Soluciones de mantenimiento inapropiadas
- Presencia de enfermedades oculares
- Baja calidad lagrimal

Así, varios estudios han considerado el tipo y cantidad de depósitos que se producen en las LC (Port, 1999; Miñones, 2007). Los componentes más habituales de formación de depósitos en las lentes de contacto son las proteínas, lípidos, mineral, bacteriano y mixto.

La formación de depósitos de proteínas se produce con menor frecuencia en las LC de hidrogel de silicona que en los hidrogeles convencionales (Miñones, 2007). Estos depósitos están compuestos principalmente por lisozima procedente de la lágrima del usuario, formando sobre la superficie de la LC una película opaca blanco-grisácea, disminuyendo su transparencia. Además, las proteínas se desnaturalizan fácilmente, sobre todo en materiales con tratamiento superficial, desencadenando en ciertas ocasiones una respuesta inmune que puede causar una conjuntivitis papilar asociada a la LC (CPLC) (French y Jones, 2008). Es importante comentar que la CPLC no solo se produce por la deposición de proteínas sino que intervienen otros factores como es el trauma mecánico, causado en ocasiones, por los elevados módulos de Young de las LC de Hi-Si denominadas de primera generación. Esto se ha conseguido minimizar con la reducción de los módulos en las LC Hi-Si comercializadas posteriormente.



Figura 14. Mala humectabilidad sobre una superficie de LC Hi-Si con haze característico y depósitos lipídicos (French y Jones, 2008).

Por otra parte, los depósitos de lípidos en las LC de hidrogel de silicona sí pueden llegar a presentar problemas más significativos que en los hidrogeles convencionales (Ho chi e Hilady V, 1995; Miñones 2007; French y Jones, 2008).

En general, los lípidos tienden a ser más atraídos por ciertos materiales de las LC que contienen silicona (Port; 1999) y también, por las LC clasificadas como no iónicas.

Las películas lipídicas son un poco más “grasas” debido a la acumulación de grasas y aceites (colesterol, ácidos grasos insaturados). Una señal típica es una huella de un dedo cuando la lente ha sido manipulada, dejando una huella digital o apariencia similar en la superficie. Estos lípidos pueden provenir de diferentes fuentes tales como la cara y productos de higiene de las manos (contienen sustancias oleosas), las glándulas de Meibomio (que pueden estar produciendo secreciones anormales), parpadeo incompleto o poco frecuente y alguna forma de ojo seco (si se disminuye el volumen de la fase acuosa de la película lagrimal, se produce una mayor concentración de las sustancias restantes) (Port, 1999). Existen ciertos medicamentos que pueden tener un efecto en el contenido de los lípidos de las LC

(anticonceptivos orales y diuréticos). Funcionalmente, los lípidos oxidan grupos hidroxilo de la LC y la despolimerizan (Miñones, 2007).

La adhesión tanto de proteínas como de lípidos se puede producir pocos minutos después de la inserción de la LC. Aunque estos depósitos pueden que no afecten a la visión si producen una disminución de la humectabilidad de la superficie de la LC (Jones et al, 1996), propiciando la existencia de zonas secas en la superficie de la misma, lugar donde se acumularán más depósitos, constituyendo el mejor sustrato para una contaminación microbiana.

La adhesión de microorganismos patógenos (bacterias, protozoos, virus y algunos hongos) en las LC es potencialmente grave debido al riesgo de infección posterior (el epitelio puede estar comprometido y las propiedades antimicrobianas de la película lagrimal son menos eficaces de lo normal). Su incidencia es mucho menor que la de proteínas y lípidos (Port, 1999).

Aunque no se conoce exactamente el mecanismo interno por el cual un microorganismo patógeno habita en una lente de contacto (Adams et al, 1983), se acepta que los microorganismos son capaces de adherirse a las superficies biológicas a través de microfibrillas o “pilis” (Maurice et al, 1996), generalmente denominadas adhesinas (Weissman et al, 1984), las cuales se pueden adherir a constituyentes carbohidratos (Saltz et al, 1983) y una vez adheridos, producen un glucocálix capaz de atraer a otras colonias (Mondino et al, 1986; Patrinely et al, 1995). Así, generan un medio biológico propio, denominados biofilms, para la adherencia más firme y permanente (Wilson et al, 1982; Lemp et al, 1994), de tal manera que la lente de contacto se convierte en un depósito donde pueden habitar microorganismos saprófitos (Josephson, 1979) y ocasionalmente patógenos (Wilson et al, 1974; Wilson et al, 1975; Cooper y Constable, 1977; Hezzlet et al, 1986).

Una de las alteraciones presente en igual proporción en LC hidrogel convencional e hidrogel silicona es la Queratitis Microbiana (QM), aunque diversos estudios sugieren que la severidad de la condición y duración de la enfermedad es menor para las LC hidrogel de silicona (Morgan et al, 2005). Algunos estudios también han referido la *Acanthamoeba* como uno de los patógenos con niveles de fijación mayores por las superficies de las LC hidrogel silicona que por los hidrogeles convencionales (French y Jones, 2008). Destacar que la adherencia por estos microorganismos patógenos fue mayor para los primeros materiales de las LC de hidrogel de silicona que para los comercializados posteriormente (French y Jones, 2008). Esta adherencia se atribuye principalmente a la hidrofobicidad que presentan este tipo de materiales.

Entre los depósitos minerales, el que se adhiere con más frecuentemente a la superficie de la LC suele ser el calcio, aunque los niveles de calcio en la película lagrimal se modifican poco con el porte de las mismas. Se cree que en la LC ha de depositarse previamente una película lipídica para que ésta capture el calcio de la lágrima (Miñones, 2007).

Por último, se mencionarán los depósitos mixtos, cuya forma más común de unión son las denominadas bolas de mucinas. Su incidencia, es mayor en las LC hidrogel de silicona (uso continuo > uso diario) (French y Jones, 2008) que en las hidrogeles convencionales. Están formados principalmente por mucina junto con proteínas y lípidos en menor cantidad (Port,

1999). Se observan en la película lagrimal post-lente como depósitos redondos, discretos que varían en tamaño y claridad y pueden aparecer en grupo o dispersos. Por lo general, no causan ningún síntoma y no tienen ninguna consecuencia en lo que respecta a la salud ocular.

- *Lesión Epitelial Arqueada Superior*

Se trata de lesiones delgadas arqueadas en la córnea superior situadas entre las 10 y las 2 horas. Se encuentra dentro de 1 a 3mm de la córnea superior en la zona que normalmente estaría cubierta por el párpado superior.

Este tipo de alteración puede darse por varios factores pero en las LC Hi-Si uno de sus principales factores es de naturaleza mecánica. Diferentes estudios indicaron que se pueden producir por las fuerzas de deslizamiento entre lente y superficie ocular debido a que este tipo de LC posee una cierta rigidez, o menos flexibilidad, adaptándose menos a la superficie anterior corneal y pueden dar lugar a una mayor presión, especialmente en el limbo, que es el lugar donde se da un mayor apoyo de las lentes (O'Hare et al, 2000; Holden et al, 2001). Esta etiología mecánica se apoya en la presencia de altos módulos de elasticidad que se dan en las primeras lentes de contacto comercializadas, que se han visto reducidos en las LC Hi-Si que posteriormente han salido al mercado. Además, los estudios también refieren que parece existir una relación entre una humectabilidad deficiente y las LAES con lentes de Hi-Si.

2.4. TÉCNICAS DE MICROSCOPIA DE SONDA LOCAL

Los investigadores han utilizado y utilizan una variedad de técnicas microscopía de sonda local para obtener imágenes de superficies y medir la morfología de la superficie en microescala (Blanchard, 1996).

Tradicionalmente, los microscopios ópticos han sido los instrumentos más comúnmente disponibles que obtienen imágenes de cualquier muestra que ópticamente no es completamente transparente. La ampliación de estos instrumentos puede alcanzar x2000 y su resolución está limitada aproximadamente a 1µm. Otra de sus limitaciones es que la profundidad de campo es relativamente pequeña (Blanchard, 1996; Torrent, 2004).

Con los avances en la investigación, los microscopios ópticos han visto aumentar el poder de ampliación por la aparición de los microscopios electrónicos. Éstos utilizan elementos ópticos, pero en vez de trabajar con luz, lo hacen con electrones (se comportan como ondas de luz debido al dualismo onda-partícula).

Una técnica ampliamente utilizada desde mediados de 1900 es la microscopía electrónica de barrido (SEM o Scanning electron microscope) (Blanchard, 1996, Torrent, 2004), con la que se pueden explorar detalles y obtener imágenes de la superficie de la muestra a un nivel micrométrico y submicrométrico. La ampliación de este microscopio ronda los x100.000, aunque teóricamente se pueden llegar a obtener cerca de 500.000 aumentos, y su resolución puede llegar hasta aproximadamente los 5nm. Además, alcanzan una profundidad de campo mayor que los microscopios ópticos. En este tipo de instrumentos, las muestras que se analizan deben ser compatibles con el vacío o ser eléctricamente conductoras (o recubiertas

con una capa conductiva) y así, evitar la acumulación de carga. Esto se debe principalmente a que esta técnica se basa en un “haz de electrones que viaja a la superficie de la muestra para obtener las imágenes correspondientes”.

En los años siguientes, se ha seguido investigando hasta que en la década de los 80, más concretamente en 1982, Gerd Binnig y Heinrich Rohrer desarrollaron la microscopía de efecto túnel (STM o scanning tunneling microscope). Estos investigadores, que años más tarde fueron galardonados con el premio Nobel de física por su invento, crearon un instrumento capaz de obtener imágenes de la superficie de la muestra con una resolución atómica. Esta técnica puede ser únicamente utilizada en materiales que pudieran conducir una “corriente túnel”, es decir, que tengan una superficie conductiva.



Figura 25. Microscopio de Fuerzas Atómicas (AFM). Disponible en: <http://www.upc.edu/pct/es/equip/403/microscopio-fuerza-atmica.html>

La revolución en este campo se llevó a cabo muy pocos años después, cuando en 1986, Binnig, Quate y Gerber, desarrollaron la microscopía de fuerzas atómicas (AFM o Atomic Force Microscopy), la cual es capaz de obtener características y detalles de la superficie de la muestra a un nivel nanométrico, permitiendo así, estudiar, conocer y controlar fenómenos y sistemas a nivel atómico-molecular. Además, con esta técnica de AFM pueden analizarse tanto polímeros, metales, cerámicas y otros (Torrent, 1999), como biomateriales, biomoléculas y células (Jandt, 2001; Hörber, 2002).

La microscopía de efecto túnel y la microscopía de fuerzas atómicas, son dos de las técnicas más utilizadas y ambas se engloban dentro de un amplio grupo denominado microscopías de sonda próxima (SPM o scanning probe microscope) (Galloway Group, 2004; López et al, 2007; Vilalta-Clemente y Glostein, 2008; CCitUB, 2012). Su característica común, es el estudio de la superficie de las muestras a una escala nanométrica, utilizando ciertos sistemas (sondas de campo próximo o locales) que interactúan con la superficie consiguiendo esta resolución tan precisa.

2.4.1. MICROSCOPIA DE FUERZAS ATÓMICAS (AFM)

La técnica de la microscopía de fuerzas atómicas se basa, como indica su nombre, en la interacción mediante fuerzas atómicas entre una superficie y una sonda.

A continuación, se hablará un poco más en detalle de los diferentes elementos que componen el microscopio de fuerzas atómicas, ya que son imprescindibles para el proceso de obtención de información acerca de la superficie de la muestra a una escala nanométrica. Es importante

destacar, como se ha hecho al inicio del trabajo, que se trata de una técnica no destructiva, capaz de operar en cualquier medio, incluyendo líquido, aire y vacío.

En primer lugar, nombrar la sonda, la cual está formada por un cantiléver (soporte flexible o micropalanca) con una punta en su extremo, la cual realiza la interacción con la superficie de la muestra.

El cantiléver y la punta tienen formas y especificaciones diferentes. Por lo general, los cantiléveres poseen forma de V aunque también existen rectangulares y su tamaño oscila entre 100 y 200 μm de longitud, 10 y 40 μm de ancho y 0.3 y 2 μm de espesor. De esta manera, el cantiléver proporciona una resistencia mecánica baja a la flexión vertical, y alta resistencia a la torsión lateral. En cuanto a las puntas, decir que normalmente están hechas de silicio (Si) o nitruro de silicio (Si_3N_4), su radio de punta varía entre 9 y 60nm y generalmente, su longitud es de un par de micras.

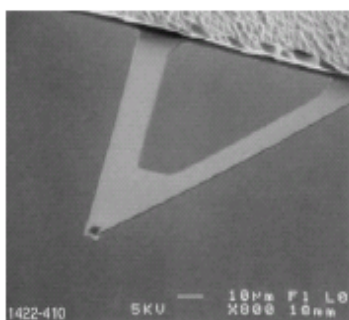


Figura 16. Cantiléver en forma de triángulo. Imagen aumentada x800. (Veeco Instruments Inc).

La sonda viene caracterizada principalmente por dos parámetros, la dureza final de la micropalanca, denominada constante de fuerza del cantiléver (constant spring o k, que es la fuerza que hay que aplicar para que la sonda se desplace un nm) y, la frecuencia de resonancia (que es la vibración máxima que se produce al excitar un sistema en una de sus frecuencias características), que variará en función del modo de operación de la AFM. Además, estos parámetros cambiarán según la muestra que se desee analizar.

Por otra parte, también se deben tener en cuenta los actuadores piezoeléctricos que suelen ser materiales cerámicos que se expanden o se contraen en presencia de un voltaje aplicado e inversamente, generan un potencial eléctrico en respuesta a la presión mecánica. Estos elementos son muy sensibles y hacen posibles los movimientos en las direcciones **x**, **y** y **z**.

Una vez conocidos dichos elementos, es importante saber cómo tiene lugar todo el proceso.

Para detectar el desplazamiento del cantiléver, un rayo láser incide en la parte posterior del mismo que, al flexionar por efecto de las fuerzas entre punta y muestra se provoca una desviación del láser que se recoge en un fotodiodo (dividido en 4 partes) (Figura 18). El registro de estas flexiones, traducidas en señal en el fotodiodo, es lo que proporciona información sobre la superficie de la muestra.

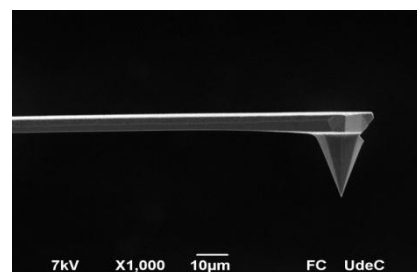


Figura 17. Cantiléver y punta en su extremo en una imagen aumentada x1000. Disponible en: <http://fejer.ucol.mx/meb/galeria.php>

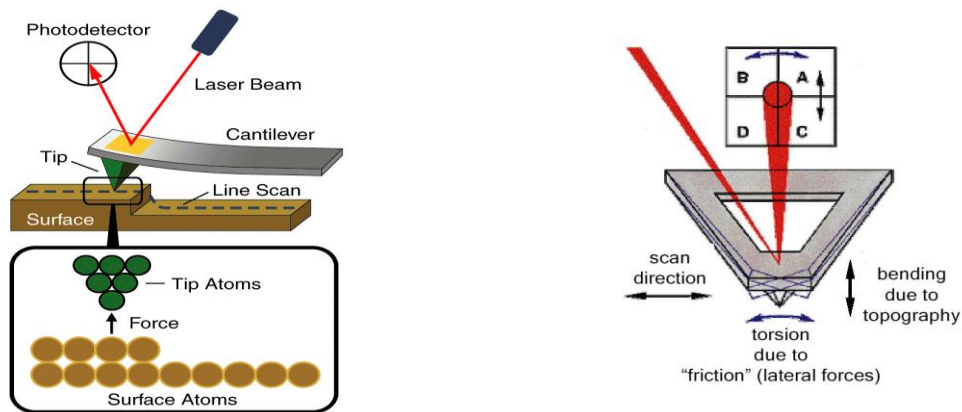


Figura 18. En la imagen de la izquierda, esquema general del microscopio de fuerzas atómicas (AFM) (Vilalta-Clemente y Gloystein, 2008). La imagen de la derecha, explica el desplazamiento del láser en los 4 cuadrantes en función del movimiento del cantiléver. Si el láser se desplaza verticalmente a lo largo de las posiciones superior (B-A) e inferior (A-C), existe una flexión debida a la topografía, mientras que si su movimiento es horizontal izquierdo (B-D) y derecho (A-C), se produce una torsión debida a la fricción (fuerza lateral) (Vilalta-Clemente y Gloystein, 2008).

Para realizar todo este proceso, es necesario un sistema de detección óptico y electrónico que permitan el manejo de los procedimientos de barrido y la adquisición de datos. El control mediante el sistema electrónico se consigue programando ciertos parámetros en función de la muestra analizada. Algunos de estos parámetros son: tamaño de la superficie de escaneo, fuerza de contacto, número de píxeles, calibración del actuador piezoeléctrico, frecuencia de escaneo, frecuencia de resonancia, ganancias... Algunos de estos parámetros se podrán ajustar a medida que se va obteniendo la imagen, si ésta no es del todo clara o si se quiere mayor precisión y detalle de la misma.

Así mismo, es importante conocer las fuerzas que favorecen la interacción entre muestra y punta. Principalmente, destacan las de repulsión electrostática (tipo Coulomb) y las atractivas o fuerzas de Van der Waals. Mientras que la punta se acerca a la muestra, hasta llegar a estar a una distancia de unos pocos nanómetros, actúan las fuerzas atractivas, pero una vez que la punta establece contacto con la muestra, las fuerzas cambian y en este caso, son repulsivas. Existen otras fuerzas de menor importancia, como las capilares, que se producen por una capa de fluido o la acumulación excesiva de éste.

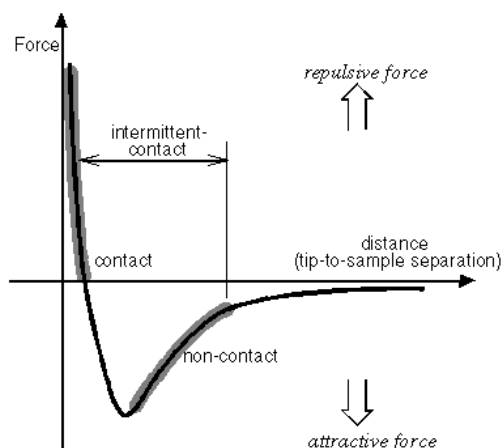


Figura 19. Gráfica correspondiente a las fuerzas vs distancia. Se observan cuales son las fuerzas que interactúan en las regiones de contacto, no contacto y contacto intermitente (Galloway Group, 2004).

La resolución que proporciona el instrumento de la AFM, trabajando en condiciones de alta resolución, es de:

- 0.1nm en el plano x,y para muestras duras y lisas y de 0.7-5nm para materiales blandos (polímeros y muestras biológicas).
- 0.01nm para el eje z.

Una vez obtenidas las imágenes es importante saber que existe un Software específico (Nanoscope Analysis) con el que se pueden obtener diferentes visualizaciones de las imágenes (2D, 3D), así como realizar los análisis correspondientes para obtener resultados cuantitativos de los parámetros deseados.

2.4.2. MODOS DE OPERACIÓN DE LA AFM

La AFM puede operar en diferentes modos, de los que se destacan 4: modo contacto, modo no contacto, tapping (o golpeo) y el peak force tapping. Mientras que los modos de contacto, no contacto y tapping, permiten obtener imágenes topográficas de la superficie de la muestra, el peak force tapping permite obtener además, información de ciertas propiedades mecánicas.

- *Modo contacto*

En este modo, la punta de la sonda está en contacto íntimo con la superficie de la muestra. Para obtener la imagen, la punta presiona la superficie hasta llegar a una determinada deflexión vertical del cantiléver (Δx). La deflexión del cantiléver es proporcional a la fuerza que actúa sobre la punta, vía ley de Hooke:

$$F = -k \cdot \Delta x$$

Donde k, es la constante de muelle del cantiléver (o constant spring).

A partir de aquí, un actuador piezoeléctrico que se encuentra bajo la muestra y que es el encargado del movimiento de barrido en el plano de la muestra se ocupa de responder a las variaciones topográficas de la misma para mantener constante el valor de la fuerza.

Así, a medida que la punta recorre la superficie, el actuador piezoeléctrico se mueve arriba y abajo y este movimiento es capturado por el fotodiodo, pasando a un sistema electrónico que procesa la información y la considera como la topografía de la muestra.

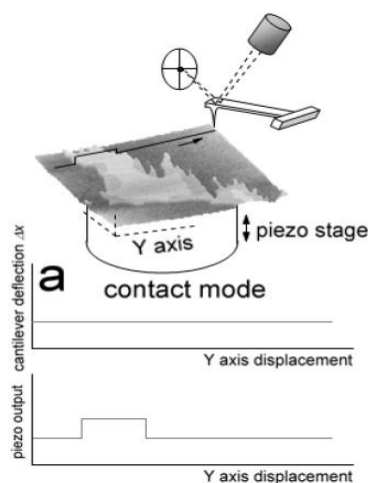


Figura 20. Esquema del modo contacto de la AFM (CCitUB, 2012).

Este modo, proporciona imágenes con una gran resolución vertical, siendo el único modo capaz de llegar hasta la resolución atómica. A pesar de esto, presenta ciertos inconvenientes, como las fuerzas laterales o de cizalla, que pueden dar lugar a la distorsión de la imagen, el aumento de las fuerzas normales entre muestra y punta debido a las fuerzas de capilaridad desde la capa de fluido sobre la superficie de la muestra y por último, la combinación de ambas fuerzas puede dar lugar a la reducción de la resolución espacial, pudiendo ocasionar un daño en las muestras blandas (polímeros, muestras biológicas...).

Por todo ello, para muestras de material blando o fácilmente deformable (biológico), se puede utilizar con mejor resultado el modo Tapping.

- *Modo de no contacto*

En este modo, la sonda opera en la región de fuerzas atractivas, situando la punta a una distancia de 5-15nm de la muestra, minimizando así, la interacción entre punta y muestra. Debido a que las fuerzas de atracción que ejerce la muestra son más débiles que en el modo contacto, se genera una pequeña oscilación en la punta de manera que se puedan detectar las pequeñas fuerzas entre punta y muestra mediante la medida de cambios de amplitud, fase o frecuencia de oscilación del cantiléver en respuesta a gradientes de fuerza procedentes de la muestra. Esto, permite obtener imágenes topográficas en situaciones en las que la punta pueda alterar la muestra. Sin embargo, tiene ciertas limitaciones, entre las que destacan:

- Resolución lateral menor, limitada por la separación entre la punta y la muestra.

ciertas propiedades mecánicas de la superficie de la muestra (adhesión, módulo, disipación y deformación, algunas de ellas nombradas anteriormente).

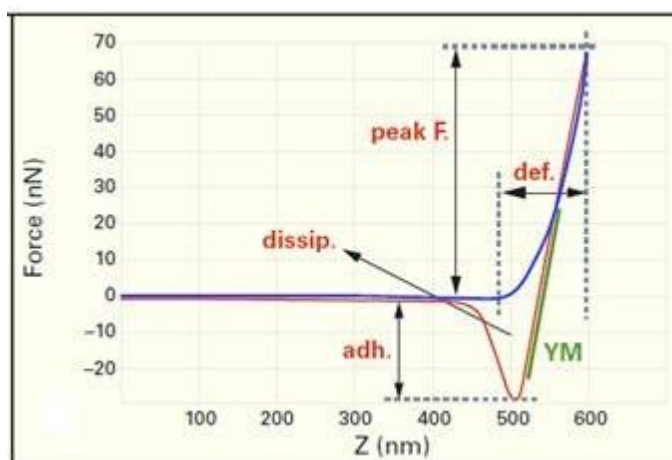


Figura 22. Gráfica de la curva de fuerza obtenida mediante el modo Peak Force Tapping. La curva azul, muestra el camino en el que la punta se acerca a la muestra y hace contacto. En el momento en el que las fuerzas atractivas se compensan con las repulsivas (punto más alto de la curva azul) comienza el camino inverso, haciendo que la punta suba con respecto a la muestra (curva roja, desde el punto más alto, equiparado a la curva azul). El punto más bajo de la curva roja representa cuando la punta se desengancha de la muestra (Berquand, 2011).

2.4.3. PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

En el caso de la preparación de las muestras, es importante destacar que, con esta técnica de microscopía de fuerzas atómicas no es necesario ningún tratamiento especial de la muestra a la hora de hacer el análisis de la misma.

En este trabajo, se hará una preparación de la muestra sin requerir de ningún tratamiento especial y se hablará de ella más adelante (apartado 3. MATERIALES Y MÉTODOS).

2.4.4. VENTAJAS E INCONVENIENTES DE LA AFM

A continuación, se presenta un cuadro resumen con las ventajas e inconvenientes de la microscopía de fuerzas atómicas.

Tabla 1. Ventajas e inconvenientes de la técnica AFM y software de tratamiento de imágenes topográficas y datos.

VENTAJAS	INCONVENIENTES
- Alta resolución: puede ser de unos pocos nanómetros e incluso llegar hasta una resolución atómica.	- El tiempo empleado en realizar una imagen. Es una técnica precisa pero lenta. Al obtener imágenes de áreas tan pequeñas la técnica es más lenta y en ocasiones se puede provocar un movimiento de la muestra durante el barrido, que puede resultar en una imagen distorsionada o movida.
- Las muestras pueden analizarse en diferentes medios: vacío, aire y líquido.	
- Es una técnica no destructiva, sea cual sea el medio en el que se analicen, la AFM obtiene resultados sin causar una alteración en la muestra.	
- Combinación de varios modos de trabajo en un único instrumento, lo que permite obtener mucha información tanto cualitativa como cuantitativa acerca de la superficie de la muestra.	
- Mapas representativos de las imágenes tanto en 2D como en 3D por software (posibilidad de cualquier ángulo de giro)	

2.4.5. APLICACIONES DE LA AFM

El número de aplicaciones de la microscopía de fuerzas atómicas se ha disparado desde que se inventó en 1986, y hoy en día, está implicada en muchos campos de la ciencia y la nanotecnología (Vilalta-Clemente y Gloystein, 2008).

Además de la visualización topográfica y la caracterización de la superficie de la muestra, la técnica AFM, tiene la capacidad de realizar análisis complementarios de las muestras que aportarán mucha información acerca de la superficie de las mismas. Entre ellos, destacan el estudio con control térmico, la evaluación de las propiedades mecánicas, tales como módulo de Young, adhesión, coeficiente de fricción y fuerza de transición elástica-plástica y, también es posible la determinación de las propiedades eléctricas y magnéticas de las muestras.

Como se ha citado anteriormente, es importante tener en consideración que las muestras no sólo se pueden analizar en el vacío sino también en otras condiciones como son aire y líquido, lo que hace que el número de muestras que se puedan someter al análisis de la técnica AFM sea mucho más amplio.

En este estudio, se llevará a cabo el análisis de muestras blandas, en concreto, lentes de contacto de hidrogel de silicona, las cuales se evaluarán en un medio líquido. El objetivo es obtener, con esta técnica, la visualización de imágenes topográficas de la superficie de la lente de contacto, con la posibilidad de analizar parámetros de rugosidad, así como la cuantificación de las propiedades mecánicas de adhesión y módulo de elasticidad. Los modos de operación utilizados para ello, son el Tapping y el Peak Force Tapping.

3. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

3.1. OBJETIVOS

Los objetivos de este estudio son los siguientes:

- El objetivo general del estudio se basa en la evaluación de los cambios en las superficies de las lentes de contacto de hidrogel de silicona (LC Premio y Air Optix en este caso) sin usar y tras el uso, mediante la microscopía de fuerzas atómicas (AFM).
- Valorar cualitativamente las imágenes topográficas de la técnica AFM en los dos tipos de LC utilizadas en este estudio (Premio y Air Optix Aqua) sin usar y tras su uso.
- Evaluar cuantitativamente ciertos parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas (obtenidos mediante la técnica AFM) de las superficies de los dos tipos de LC tras el uso.
- Establecer una relación entre las condiciones oculares de cada paciente y los parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas para ver si esta relación es significativa o no.

3.2. HIPÓTESIS

A partir de la literatura consultada, se presenta la hipótesis de que “existen cambios en la superficies de las lentes de contacto tras el uso”.

De manera secundaria se propone:

- El tipo del material utilizado está relacionado con los cambios que se producen en las superficies de las lentes de contacto.
- Las condiciones oculares de cada paciente influyen en los cambios de las superficies de las lentes de contacto.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

4.1. SELECCIÓN DE LA MUESTRA

En este estudio, se seleccionó una muestra de 20 ojos de 10 pacientes, alumnos de la Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa. El estudio con estos pacientes se llevó a cabo entre Noviembre del 2011 y Marzo del 2012. Han participado 5 hombres y 5 mujeres, de edades comprendidas entre los 21 y los 27 años. De los 10 participantes en el estudio, 8 eran usuarios previos de LC, mientras que 2 de ellos eran neófitos.

Los criterios de inclusión se basaron en presentar una refracción esférica y con un astigmatismo menor de 1.50D (en su totalidad, los defectos refractivos fueron miopía o miopía combinada con un astigmatismo bajo), además de poseer unas condiciones oculares consideradas dentro de la normalidad.

4.2. INSTRUMENTACIÓN Y METODOLOGÍA

Inicialmente, entre los meses de Noviembre y Diciembre del 2011, se les pasó a todos los participantes del estudio un cuestionario de ojo seco y posteriormente, se les realizó un examen visual, una exploración ocular general y un estudio lagrimal antes de adaptar las LC correspondientes.

4.2.1. CUESTIONARIO OJO SECO

Entre 1 y 2 semanas antes de la realización de las pruebas, se les pasó un cuestionario para evaluar el síndrome de ojo seco (SOS) vía correo electrónico, con el objetivo de que lo rellenaran y lo reenviaran. El cuestionario que se les realizó fue el Ocular Surface Disease Index (OSDI) (Anexo 1)(Schiffman et al, 2000).

El test OSDI fue desarrollado por el grupo de investigación de Allergan (Walt, 1997) y evalúa el síndrome de ojo seco (SOS) y su severidad. Los resultados permiten obtener una valoración del impacto que el SOS produce sobre el ojo (entre ellas, las funciones relacionadas con la visión). Consta de 12 preguntas que se dividen en 3 bloques: el primero pregunta acerca de la sintomatología del paciente, mientras que el segundo y el tercero se basan en los problemas oculares que se pueden presentar en diferentes situaciones del día a día. Cada respuesta se puntúa del 0 a 4 de la siguiente manera:

- 0 → en ningún momento
- 1 → casi en ningún momento
- 2 → el 50% del tiempo
- 3 → casi en todo momento
- 4 → en todo momento
- Existe la posibilidad de abstenerse de contestar cualquier pregunta.

Una vez cubierto, la puntuación total del cuestionario se obtiene de la siguiente manera:

$$OSDI = \frac{(\textit{suma de la gravedad de todas las preguntas contestadas}) \times (100)}{(\textit{total de preguntas contestadas}) \times (4)}$$

La puntuación va de 0 a 100 y cuanto mayor sea ésta, mayor será la severidad del SOS.

El cuestionario y la escala en la que se consultan los valores que indican la severidad del SOS se presentan en el Anexo 1. En este anexo también aparece una explicación de cómo se puede obtener una puntuación por sub-escalas, es decir, agrupando las preguntas del mismo ámbito juntas y calculando una puntuación aparte para ellas (aunque en el estudio se utilizará únicamente la puntuación global).

Varios estudios, llegaron a la conclusión de que el OSDI es un test con una buena fiabilidad, validez, sensibilidad y especificidad (Shiffman et al, 2000; Özcürü y Helvacı, 2007).

4.2.2. EXAMEN VISUAL

Antes de comenzar la toma de agudezas visuales (AV), se comprobó la refracción en gafa de cada paciente en el frontofocómetro (ESSILOR LME 60). Posteriormente, se tomaron las AV con gafa monocular y binocularmente. Si su AVcc (agudeza visual con corrección) no alcanzaba valores de la unidad (1.0) o próximos a ella (0.8-0.9) binocularmente, se pasaría a obtener una nueva refracción para el/los pacientes en cuestión. En este caso, todos los pacientes del estudio tuvieron valores de AVcc ≥ 1.0 tanto monocular como binocularmente.

4.2.3. EXPLORACIÓN OCULAR GENERAL

Esta exploración consistió en la observación mediante biomicroscopio del estado general de párpados y bordes palpebrales (superior e inferior), parpadeo, puntos lagrimales, conjuntivas tarsales y bulbares y córnea. El biomicroscopio utilizado fue de TOPCOM (CLASS I, VOLT 100-120V, 220-240V, SER.Nº.200602; AUMENTOS: 10X, 16X Y 25X). Los pacientes no debían presentar alteraciones que desaconsejaran el uso de LC o que se vieran agravadas con el uso de las mismas. Ninguno de ellos presentó alteraciones de este tipo.

El biomicroscopio sobre el que se dan las especificaciones, es el que se ha utilizado para realizar todas las pruebas.

4.2.4. ESTUDIO LAGRIMAL

Una vez obtenidos todos los datos a cerca de la refracción del paciente, se pasó a realizar un estudio lagrimal, que consistió en la evaluación de pruebas de cantidad y calidad lagrimal.

En concreto, las pruebas que se realizaron fueron el test de Schirmer, el tiempo de rotura lagrimal (BUT) con fluoresceína, el tiempo de rotura lagrimal no invasivo (NIBUT) sin fluoresceína y la medida de la altura del menisco lagrimal.

La mayoría de las pruebas se evaluaron y siguieron los criterios de corte en función del Informe del 2007 del Taller Internacional Sobre Ojo Seco (Internacional Dry Eye WorkShop o DEWS, 2007).

- *Test schirmer*

Esta prueba realiza una estimación del flujo lagrimal, estimulado por reflejo, al insertar un filtro de papel en el saco conjuntival.

El test consiste en insertar una tira de papel de Schirmer (5x35 Whatman, nº1) en el canto externo del párpado inferior. Una vez insertada la tira, el paciente permaneció con el ojo cerrado durante 5 minutos. No fue necesario el uso de anestésicos para realizar la prueba.

En cuanto a los criterios de corte se establece que se trata de un síndrome de ojo seco cuando el valor del Schirmer es igual o inferior a 5.5mm para cada ojo, siendo la sensibilidad de esta prueba de un 85% y la especificidad de un 83% (Van Bijsterveld, 1969).

- *Tiempo de ruptura lagrimal (BUT o TFBUT)*

Se trata de un método invasivo que permite evaluar la estabilidad de la película lagrimal. Su definición se basa en el intervalo entre el último parpadeo completo y la primera aparición de un punto seco o afectación de la lágrima (Lemp, 1970; Lemp, 1995).

La realización de la prueba se llevó a cabo instilando una gota de solución salina (isotónica y tamponada que contiene edetato disódico 0.05% y polihexametil-enbiguanida 0.0002%) en la tira de fluoresceína para humectarla (FLUORESCEIN paper, HAAG STREIT AG). La tinción se realizó mediante un suave toque con la tira en la conjuntiva bulbar superior del paciente. Acto seguido, se le pidió al paciente que parpadease para que la fluoresceína se extendiera por toda la superficie ocular.

A continuación, se procedió a la observación mediante el biomicroscopio con la ayuda de la luz azul cobalto (que se selecciona en el mismo biomicroscopio) y de un filtro de color amarillo (Eliason y Maurice, 1990; Cho y Brown, 1993; Nichols et al, 2003; Bron et al, 2003; Johnson et al, 2005). Se pidió al paciente que realizara un parpadeo y tras ello que permaneciera sin parpadear. Se cronometró el tiempo desde que abrió el ojo hasta que aparecieron las primeras zonas secas (que con el biomicroscopio se aprecian como zonas más oscuras). La medida se repitió tres veces para cada ojo y se hizo una media de los tres valores obtenidos. La prueba se realizó bajo condiciones de baja iluminación del gabinete.



Figura 23. Ejemplo de la realización test de schirmer.

<http://www.dryeye.org/tears.htm>

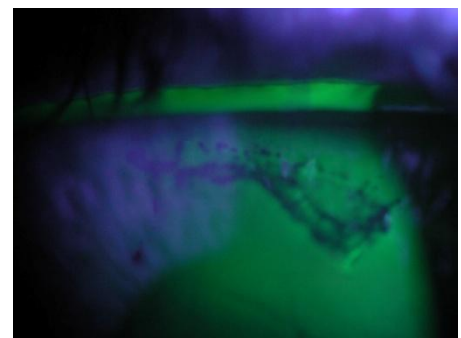


Figura 24. En la imagen se observa la parte superior de la córnea aumentada y teñida la lágrima con fluoresceína. Las zonas más oscuras indican la falta de fluoresceína y por tanto, de lágrima (denominado rotura de la lágrima) (<http://ocularis.es/blog/?p=64>)

El criterio de corte que se siguió para esta prueba, considera que presentan síndrome de ojo seco, aquellos pacientes que tengan valores ≤ 5 segundos (s) (ojos normales: 7.1s (rango 4.7-11.4s) y ojo seco: 2.2s (rango 0.9-5.2s)) (Abelson et al, 2002). Para esta prueba y siguiendo este criterio de corte, la sensibilidad es de 72.2% y la especificidad de 61.6% (Vitale et al, 1994).

- *Tiempo de ruptura lagrimal no invasivo (NIBUT)*

Se trata de una prueba similar a la anterior, en la que se evalúa la estabilidad de la película lagrimal pero utilizando un método no invasivo.

La realización de la prueba consistió en cuantificar el tiempo desde que el paciente abrió el párpado (momento en el que se puso en marcha el cronómetro y se le pidió que no parpadease) hasta que se distorsionaron las miras del queratómetro de Javal (TOPCOM OMTE-1, Nº SERIE 8884891). Las medidas se realizaron 3 veces para cada ojo y se hizo un promedio de los tres valores obtenidos.



Figura 25. Queratómetro de Javal OMTE-1 de TOPCOM. Imagen disponible en: <http://www.topcon-medical.es/es/products/55-omte-1.html>

Es importante decir que, las miras del queratómetro han de estar bien enfocadas para que se produzcan las mediciones con éxito y, que se establezca una condición de baja iluminación en el gabinete para que haya un mayor contraste en la observación.

En este caso, se siguió el criterio de corte de que un NIBUT < 10 s indica la presencia de ojo seco, siendo la sensibilidad de la prueba de un 83% y la especificidad de un 85% (Mengher et al, 1985).

- *Altura del menisco lagrimal*

Es una técnica no invasiva que puede aportar información valiosa de la cantidad de lágrima, ya que se sabe que entre un 75 y 90% de la lágrima está contenida en el menisco lagrimal (Holly, 1985).

La altura del menisco lagrimal se midió en el centro del párpado inferior y se definió como la distancia entre el párpado inferior y el reflejo brillante más cercano al borde superior del menisco. Se llevo a cabo mediante la equiparación de la luz regulable del biomicroscopio con la altura del menisco lagrimal (iluminación moderada del haz de luz del biomicroscopio). Su medida puede hacerse una vez instilada la fluoresceína o sin ella.

En este caso, existen diferentes estudios que en función de la técnica utilizada presentarán valores de corte distintos para saber si se trata o no de ojo seco (Farrel et al, 2003). Por todo ello, y en base a varios estudios, se ha escogido el criterio de corte en el que un menisco lagrimal < 0.1 indica presencia de ojo seco (Lambers, 1987; Port, 1990).

Destacar que todas las pruebas y exámenes oculares realizados a los pacientes se llevaron a cabo en los gabinetes del Centro Universitario de la Visión (CUV) de la Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa.

Una vez realizadas todas estas pruebas, se pidieron las LC a las casas correspondientes y posteriormente, se entregaron a cada paciente con las respectivas explicaciones de uso y mantenimiento.

4.2.5. MATERIAL DE LAS LC UTILIZADAS E INSTRUCCIONES DE USO Y MANTENIMIENTO

Las LC utilizadas en este estudio fueron la Premio y la Air Optix Aqua, ambas de hidrogel de silicona (todos los parámetros y datos de interés de estas LC figuran en la Tabla 2).

A cada paciente se le adjudicó de forma aleatoria un tipo de LC para cada ojo (tanto los pacientes como el examinador desconocían que LC llevaban en uno u otro ojo). En la entrega de las LC al paciente, se explicaron unas normas de uso y mantenimiento iguales para todos. Además, a los sujetos que nunca habían sido portadores de LC, se les enseñó a ponerse y sacarse las lentes con unas de prueba antes de la entrega de las LC definitivas.

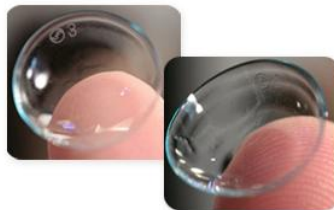


Figura 26. LC Premio. En la lente aparece una marca del fabricante e indica con un número el radio de curvatura (el 3 de la imagen indica un radio de 8.3).

En cuanto a las normas de uso, decir que se estableció que las LC debían de ponerse todos los días entre un mínimo de 6 y un máximo de 10h al día, no utilizándolas en ningún caso para dormir. Las lentes se habían de portar durante 30 días, realizando a los 15 días una revisión, además de retirar una de las LC, cambiándola por otra nueva del mismo tipo (la LC Premio es de reemplazo quincenal. El paciente desconocía que se le cambiaba la LC) (Tabla 2). En caso de existir cualquier molestia persistente o no tolerar las LC, debían ser retiradas al momento y realizarse un examen ocular para ver cuál era el motivo, teniendo que readaptar de nuevo las LC si fuera necesario.

Tabla 2. Características de las LC Premio y LC Air Optix Aqua (Información de la tabla; González-Meijome y Collar, 2007; French y Jones, 2008; Lakkis y Vincent, 2009; los propios fabricantes, Menicon y CIBA Vision).

	LC PREMIO	LC AIR OPTIX AQUA
FABRICANTE	Menicon	CIBA Vision
NOMBRE GENÉRICO	Asmofilcon A	Lotrafilcon B
CONTENIDO EN AGUA (%)	40	33
Dk	129	110
Dk/t	161	138
GRUPO FDA	I	I
ÁNGULO DE CONTACTO (°)	27	78
ÍNDICE DE REFRACCIÓN	1.423	1.42
MÓDULO DE ELASTICIDAD (MPa)	0.9	1.2
TINTE DE MANIPULACIÓN	Azul	Azul
TRATAMIENTO SUPERFICIAL	Nanogloss* ¹	Capa uniforme de plasma
USO PROGRAMADO	Diario o 6 noches en uso prolongado	Diario o 6 noches en uso prolongado
TIPO DE REEMPLAZO	Quincenal	Mensual

*¹El tratamiento con tecnología Nanogloss™ se basa en un recubrimiento de plasma acompañado de un agente hidratante retenedor del agua Menisilk™.

Por otra parte, en cuanto al mantenimiento de las LC, decir que todos debían de seguir las siguientes normas de mantenimiento:

- 1- Lavarse las manos con jabón antes de ponerse y quitarse las LC.
- 2- Al retirar la LC, poner 3 o 4 gotas de líquido de mantenimiento sobre la LC para aclararla, seguido de un frotamiento con la yema de los dedos tanto por la cara anterior como por la cara posterior. El tiempo empleado será de 10 segundos para cada cara de la lente.
- 3- Añadir la suficiente cantidad de solución única en el estuche del portales para que al incorporar la lente, ésta quede completamente sumergida en el líquido e introducir la LC que se acaba de limpiar.
- 4- Quitarse la otra LC y repetir el mismo proceso.
- 5- Dejar las LC en el portales cerrado durante toda la noche o al menos durante 6h para su correcta desinfección.
- 6- Antes de ponerse las LC de nuevo, aclararlas durante varios segundos con el líquido de mantenimiento.
- 7- Desechar cada día el líquido del portales, poniendo una cantidad nueva cada vez que se retiran las LC.
- 8- Mantener el frasco bien cerrado cuando no se esté usando y evitar que el gotero toque cualquier superficie.

El líquido de mantenimiento que utilizaron los pacientes fue HIDROHEALTH SIH de DISOP. Este líquido de mantenimiento tiene como composición base: cloruro sódico, fosfato disódico, citrato sódico, poloxamer, macrogol hidroxistearato, edetato disódico 0.02% y polihexametilenbiguanida 0.0002%. Destacar que lo que hace diferente a esta solución de mantenimiento, de otras existentes en el mercado, es la incorporación de macrogol hidroxistearato, un componente capaz de emulsionar los lípidos para que no se vuelvan a depositar una vez frotada la lente.



Figura 27. Líquido de mantenimiento Hidro Health Si H de Disop. Imagen disponible en: <http://productos.disop.es/>

Todos los pacientes afirmaron seguir las normas de uso y mantenimiento, con la excepción de 2 de los pacientes que utilizaron las LC todos los días menos uno y otros dos, que las portaron más de 10h, dos de los 30 días que utilizaron las LC. Como única incidencia, decir que uno de los pacientes refirió picor y escozor cada vez que se colocaba las LC (en los días posteriores a la entrega de las mismas), lo que le hacía difícil su porte durante los primeros minutos. Como estos síntomas se presentaban únicamente al inicio del porte de la LC, se pensó que podía ser debido a una reacción al líquido de mantenimiento, por lo que se decidió cambiarlo por el HIDROHEALTH HA de DISOP. Una vez hecho el cambio, el paciente no volvió a mostrar ninguno de estos síntomas y continuó su porte sin problema alguno. La composición de este líquido de mantenimiento se basa en ácido hialurónico (que se encuentra de forma natural en nuestro organismo), el cual proporciona una humectación eficaz de efecto prolongado ya que contribuye a la retención de agua y hace que el film lagrimal se adhiera al epitelio corneal.

El porte se llevó a cabo entre finales de Febrero y finales de Marzo del 2012 (1mes). A los 15 días de porte, se citó de nuevo a los pacientes, para evaluar la comodidad y hacer una revisión de la adaptación. Se les preguntó por la comodidad de cada lente de contacto, valorándose ésta del 0 al 5, siendo el 0 la mayor comodidad y 5 lo más incómodo (Komorita, 1963; Albaum, 1997). En cuanto a la revisión ocular, se observó cómo era el comportamiento de las LC con el biomicroscopio (buen movimiento, buena humectación, etc). Todos los pacientes presentaron una correcta adaptación.

Tras la revisión se extrajo la LC Premio y se colocó una nueva del mismo tipo para que pudieran seguir con el porte durante 15 días más. Una vez extraída la LC del ojo se colocó en un frasco de cristal con solución salina (isotónica y tamponada que contiene edetato disódico 0.05% y polihexametilenbiguanida 0.0002%). Cada frasco estaba denominado con la inicial P (de LC Premio) seguido de un número (que era el identificador de cada paciente) y el ojo en que había llevado la LC durante esos 15 días.

En cuanto a la LC Air Optix, se hizo lo propio a los 30 días de porte. Se extrajo la LC de la misma manera que para la LC Premio y se colocó cada lente en el frasco correspondiente, denominado en este caso con la letra A (de Air Optix) seguido de un número y el ojo en el que

había portado la LC durante esos 30 días. De la misma manera, la LC se extrajo y se colocó en el frasco sin ninguna limpieza y posteriormente, se recubrió con la misma solución salina que para las LC Premio. Al mismo tiempo, también se retiraron las LC Premio de cada paciente (que se habían cambiado hace 15 días) y se guardaron en los frascos con el mismo procedimiento que las otras, sin que el paciente tuviera conocimiento del cambio realizado.

4.2.6. ANÁLISIS DE LAS SUPERFICIES DE LAS LC CON AFM

En primer lugar, se realizó un análisis de las superficies de las LC sin usar, y posteriormente se analizaron las lentes tras su uso. Destacar que las lentes se analizaron pocos días después de su extracción. Primero, fueron las LC Premio que se extrajeron a los 15 días del porte y después las LC Air Optix Aqua, tras un mes de uso. Las LC Premio que se retiraron y guardaron al mismo tiempo que las LC Air Optix Aqua no fueron analizadas.

En total, se han analizado 39 lentes de contacto, que se dividen de la siguiente manera:

- 11 LC Premio sin usar
- 8 LC Air Optix sin usar
- 10 LC Premio usadas
- 10 LC Air Optix usadas

- **Preparación de las LC**

Como se ha dicho anteriormente, no es necesario un tratamiento especial de las muestras. Para el análisis se realizaron de manera minuciosa los siguientes pasos:

- 1- Se utiliza un soporte de metal magnetizable que se une al teflón mediante dos pegamentos de soldadura reparadora en frío (NURAL (Pattex) PARTE A, de color gris oscuro y NURAL 27 (Pattex) PARTE B, de color blanco), que han de ser mezclados previamente. Tanto el soporte como el teflón se han de limpiar previamente con agua no iónica, alcohol y de nuevo con agua desionizada, secándolos posteriormente.
- 2- Antes de colocar la muestra sobre el teflón y realizar las medidas, se ha de colocar una lámina de mica (generalmente moscovita, que es una alumino-silicato monocristalino laminar) sobre el soporte metálico magnetizable, para calibrar la punta y que así las medidas sean más fiables. El uso de la mica favorece la precisión al tratarse de una muestra anatómicamente plana con una resolución lateral alta y además, permite ser clivada con cinta adhesiva, obteniéndose una superficie virgen y limpia al eliminar las últimas capas del material. Esto es importante sobre todo cuando se utiliza el modo de operación Peak Force Tapping de la AFM.



Figura 28. Discos de mica. Imagen disponible en: http://www.tedpella.com/AFM_html/AFM.htm#mica_discs

- 3- Una vez obtenida esta calibración, podemos pasar a la colocación de las muestras de las LC. Primero, la LC se sumerge en agua sin iones y tras secarla, se corta una zona muy pequeña de la LC, en concreto la parte central. Por último, se mezclan los pegamentos anteriormente citados, se pone dicha mezcla sobre el teflón y se pega la LC quedando la cara anterior hacia arriba, siendo ésta la superficie sobre la que contactará la punta. La muestra se aplanará todo lo que se pueda ya que de esta manera, se facilita el rastreo de la superficie de la muestra por parte de la punta.
- 4- Una vez aplanada la muestra se colocan 3 o 4 gotas de solución salina (la misma que se ha utilizado para guardar las LC) con una pipeta, quedando completo el proceso de preparación de la muestra. La sala donde se realizaron todos estos pasos, así como el posterior análisis de las muestras mediante la técnica AFM, se mantuvo en unas condiciones constantes de 20°C de Temperatura y un 50% de Humedad Relativa.

Hay que destacar que para el análisis de la muestra en un medio líquido, se utiliza una célula de fluidos que consiste en un dispositivo de vidrio con un alambre en forma de gancho que sirve para sujetar la sonda de la AFM (cantiléver y punta).

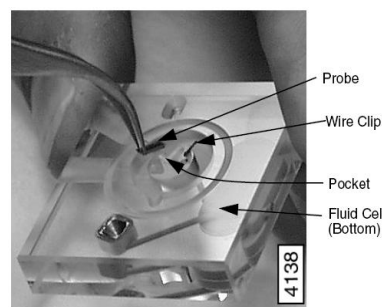


Figura 29. Célula de fluidos de la AFM para analizar muestras en un medio fluido. Imagen apuntes Open Course Ware UC3M.

- **Parámetros estudiados**

En este estudio, se ha hecho un análisis de las superficies de las LC sin usar y tras su uso. Esto permitirá obtener información cualitativa y cuantitativa de dichas superficies. La información cualitativa se obtiene en forma de imagen topográfica que permite observar con mucho detalle la distribución característica de la superficie de cada LC. La información cuantitativa que se ha investigado y analizado en este estudio, son ciertos parámetros de rugosidad de la superficie de la LC y también algunas de las propiedades mecánicas de la misma. Todo este

proceso se ha llevado a cabo en el Centro Científicos y Tecnológicos (CCiT) en la Unidad de técnicas nanométricas de la Universidad de Barcelona (UB).

Los valores de rugosidad se obtuvieron de una muestra de $5\mu\text{m} \times 5\mu\text{m}$, mediante el modo Tapping y modo Peak Force Tapping para las LC sin usar, mientras que en las LC después de su uso, el modo empleado ha sido el Peak Force Tapping. Estas medidas son la rugosidad media (R_a), desviación estándar de la rugosidad (RMS o R_q), Skewness (R_{sk}) y Kurtosis (R_{ku}). El tratamiento de las imágenes topográficas, así como el de los datos de los parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas se llevaron a cabo mediante un Software denominado Nanoscope Analysis (versión 1.2, Veeco Instruments Inc).

- *Rugosidad media (R_a)*

Media aritmética de los valores absolutos de las desviaciones de altura de la superficie medios desde la línea media de rugosidad. Su valor se da en nm.

$$R_a = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N |Z_j|$$

Donde Z_j es el valor normal de Z .

- *RMS (R_q)*

Es la desviación estándar de los valores de Z con respecto a la línea media. Se calcula:

$$R_q = \sqrt{\frac{\sum(Z_i)^2}{N}}$$

Donde Z_i es el valor normal de Z y N es el número de puntos en el plano de la superficie. Este valor no se corrige para la inclinación del plano de los datos de la superficie; por lo tanto, el aplanamiento de los datos de la superficie cambia este valor. Se mide en nm.

- *Skewness (R_{sk})*

Medidas de la simetría de los datos de la superficie sobre un perfil de datos medios, expresado como:

$$R_{sk} = \frac{1}{R_q^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_j^3$$

Donde R_q es la rugosidad RMS. El Skewness es una medida cuantificativa no dimensional que normalmente se evalúa en términos de positivo o negativo. Cuando la Skewness es 0 se sugiere una distribución uniforme de los datos en todo el plano de datos medio, mientras que cuando la Skewness es fuertemente distinta de 0 se sugiere una distribución asimétrica. Así, $R_{sk} > 0$ cuando la superficie presenta más "picos" a lo largo de la superficie y $R_{sk} < 0$ si en la superficie aparecen más "valles".

- *Kurtosis (Rku)*

Es una medida cuantificativa no dimensional usada para evaluar la forma de las distribuciones alrededor de una media central. También se habla de kurtosis, cuando se trata de estudiar la mayor o menor zona de concentración que pueden tener los valores alrededor de la zona central de la distribución. Se calcula como:

$$R_{ku} = \frac{1}{R_q^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_j^4$$

Gráficamente, la Kurtosis indica si los datos tienen una distribución más suave ($R_{ku} < 3$) o más pronunciada respecto a la media ($R_{ku} > 3$). Una Kurtosis de 3 sugiere una distribución uniforme de los datos.

Por otra parte, para las propiedades mecánicas se ha utilizado el modo Peak Force tanto para las LC usadas como sin usar. En este caso, el tamaño de las imágenes topográficas utilizadas para el análisis de estas propiedades mecánicas fue de $2\mu\text{m} \times 2\mu\text{m}$. Aquí, se obtuvieron valores de Módulo de Young y Adhesión de las superficies de las muestras.

- *Módulo de Young*

Como se ha dicho anteriormente, el módulo de elasticidad (o de Young) se puede definir como la respuesta de un material cuando se aplica una fuerza por unidad de área, es decir, que se establece la relación entre fuerza aplicada y deformación inducida.

Con la técnica AFM, se pueden obtener medidas cuantitativas sobre el módulo de elasticidad de la superficie. Al obtener curvas de fuerzas mediante el modo Peak Force, la forma y la pendiente de la porción en la que existe contacto punta-muestra dará una información detallada acerca de la elasticidad de la superficie de la muestra. En este modo de operación el módulo de elasticidad aparece denominado como DMT Modulus y sus valores se miden MPa.

Por lo general, los valores de los módulos de elasticidad se obtienen por técnicas de indentación macroscópicas. Estas técnicas se realizan sobre una superficie más grande (por ejemplo, de $1\text{mm} \times 1\text{mm}$) y los valores que se obtienen se refieren a toda la LC en sí y no sólo a la superficie de la misma como lo hace el modo de operación Peak Force de la AFM. Por todo ello, puede que los valores que se den para uno y otro caso presenten diferencias entre ellos.

- *Adhesión*

La fuerza de adhesión es una propiedad por la cual se unen dos superficies de sustancias iguales o distintas cuando entran en contacto, y se mantienen juntas por fuerzas intermoleculares.

En el modo de operación Peak Force Tapping, la información de la adhesión se extrae entre el momento en el que la punta se desprende de la muestra y vuelve a su posición inicial. Esto se traduce en las curvas de fuerza, como la distancia vertical entre la línea base y el punto de desprendimiento de la sonda-muestra.

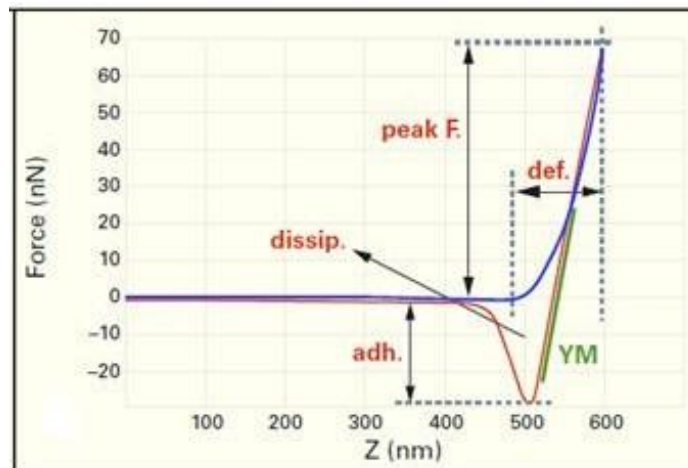


Figura 30. En esta imagen se muestra una curva de fuerza con el “camino de ida” de la sonda (en azul, la punta entra en contacto con la muestra) y el “camino de vuelta” de la misma (en rojo, la punta se desprende de la muestra). La obtención de valores del módulo de Young aparecen señalizados en la curva de fuerza mediante YM (color verde) y los de adhesión mediante adh (con una flecha vertical que indica la distancia entre el punto de desprendimiento punta-muestra y la posición inicial de la sonda).

4.3. TRATAMIENTO ESTADÍSTICO

En el presente estudio el tratamiento estadístico de los datos se llevó a cabo mediante los programas de Excel y SPSS. Las variables se dividieron en continuas (Ra, Rq, Skewness, Kurtosis, Módulo de Young, Adhesión, Schirmer, NIBUT, BUT y Menisco lagrimal) y discretas (Comodidad y OSDI), para el cual se desaconseja un estudio paramétrico.

La estadística descriptiva se llevó a cabo mediante la mediana, el valor máximo y mínimo para la comodidad y el OSDI, mientras que para el resto de las variables se realizaron promedios y desviaciones.

Además, para las variables continuas se realizaron intervalos de confianza para un valor de la t student de $t_{\alpha/2} = 0,05$ y 9 grados de libertad (en este estudio la muestra es de 10 pacientes, se trata de una población pequeña, por lo que se deben coger N-1 grados de libertad).

Una vez realizados estos cálculos, se estudiaron las correlaciones entre las diferentes variables mediante las correlaciones bivariadas de Pearson. Los resultados obtenidos aportaron información acerca del coeficiente de correlación (r) y los niveles de significación. Se consideraron correlaciones fuertes cuando los valores de r se aproximaron a 1 y a -1 y fueron estadísticamente significativas cuando $p < 0,05$ o $p < 0,01$.

5. RESULTADOS

5.1. ESTUDIO DE LAS PRUEBAS DE LÁGRIMA, TEST DE COMODIDAD Y CUESTIONARIO DE OJO SECO OSDI

A continuación, se mostrará una tabla en la que se hace referencia a las características lagrimales de cada paciente mediante las pruebas realizadas de Schirmer, NIBUT, BUT Y menisco lagrimal, además de las puntuaciones del test de comodidad y el cuestionario de ojo seco OSDI.

- *Resultados para las pruebas que evalúan el volumen lagrimal (Schirmer y menisco lagrimal)*

Tabla 3. Datos de Schirmer y Menisco lagrimal en cada ojo con sus respectivas medias desviaciones, medianas (para OD (ojo derecha), OI (ojo izquierdo) y AO (ambos ojos)) e intervalos de confianza (para AO)

	SCHIRMER (OD) (mm)	SCHIRMER (OI) (mm)	MENISCO LAGRIMAL (OD)(mm)	MENISCO LAGRIMAL (OI)(mm)
PACIENTE 1	9	8	0,15	0,15
PACIENTE 2	13	12	0,2	0,2
PACIENTE 3	8	8	0,15	0,15
PACIENTE 4	16	15	0,2	0,2
PACIENTE 5	19	19	0,2	0,2
PACIENTE 6	8	10	0,2	0,2
PACIENTE 7	28	26	0,3	0,3
PACIENTE 8	19	16	0,2	0,2
PACIENTE 9	7	6	0,15	0,15
PACIENTE 10	30	28	0,3	0,3
Media (OD/OI)	15,7	14,8	0,2	0,2
Media AO	15,2		0,2	
Desviación (OD/OI)	8,3	7,6	0,05	0,05
Desviación AO	7,8		0,05	
Mediana (OD/OI)	14,5	13,5	0,2	0,2
Mediana AO	14		0,2	
Intervalos confianza (95%)	15,2±4,5		0,2±0,03	

En la Tabla 3, se muestran los resultados para cada paciente de las pruebas de volumen lagrimal Schirmer y menisco lagrimal. Se puede observar que todos los pacientes pasan los criterios de corte (citados anteriormente). En el caso del Schirmer, todos los valores superan los 5,5mm y en el del menisco lagrimal todos los datos superan 0,1mm. Además, podemos decir que no se aprecian diferencias significativas entre OD y OI en ninguna de las dos pruebas (de hecho, en el caso del menisco lagrimal los valores son los mismos para AO).

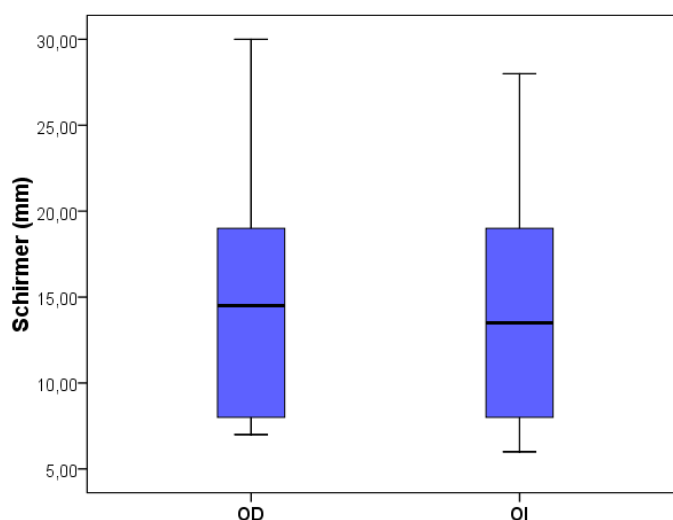


Figura 31. Gráfica representativa del test Schirmer en base al ojo en el que se hizo la prueba. OD: ojo derecho y OI: ojo izquierdo.

Esta gráfica es representativa de lo que se acaba de decir, ya en ella se muestra que no existen diferencias significativas entre ojos. Como se puede observar los valores de la muestra están bastante dispersos en ambos casos y además, lo hacen en un intervalo de valores muy similar (OD: 7-30mm y OI: 6-28mm).

- Resultados para las pruebas que evalúan la calidad lagrimal (NIBUT Y BUT)

Tabla 4. Datos de las pruebas de NIBUT y BUT para cada paciente.

	NIBUT (OD) (seg)	NIBUT (OI) (seg)	BUT (OD) (Seg)	BUT (OI) (seg)
PACIENTE 1	11	10	7	6
PACIENTE 2	14	15	9	9
PACIENTE 3	12	10	8	6
PACIENTE 4	10	12	7	8
PACIENTE 5	11	11	8	8
PACIENTE 6	15	12	9	7
PACIENTE 7	18	16	12	10
PACIENTE 8	11	11	7	7
PACIENTE 9	11	10	8	7
PACIENTE 10	15	16	9	11
Media (OD/OI)	12,8	12,3	8,4	7,9
Media AO	12,5		8,1	
Desviación (OD/OI)	2,6	2,4	1,5	1,7
Desviación AO	2,5		1,6	
Mediana (OD/OI)	11,5	11,5	8	7,5
Mediana AO	11,5		8	
Intervalo confianza (95%)	12,5±1,4		8,1±0,9	

Como se muestra en la Tabla 4, los resultados obtenidos tanto para NIBUT como para BUT superan los criterios de corte, es decir, que todos los valores de NIBUT alcanzan tiempos de 10seg o superiores y todos los valores de BUT superan los 5seg. Además, se puede observar que las diferencias entre uno y otro ojo no son significativas.

- *Resultados para el cuestionario OSDI y test de comodidad*

Tabla 5. Resultados de los test de comodidad y cuestionario OSDI para cada paciente.

	COMODIDAD (OD)	COMODIDAD (OI)	OSDI (AO)
PACIENTE 1	2	5	0
PACIENTE 2	0	0	2,1
PACIENTE 3	4	2	2,1
PACIENTE 4	4	1	12,5
PACIENTE 5	2	1	6,3
PACIENTE 6	4	3	10,4
PACIENTE 7	4	1	0
PACIENTE 8	2	3	6,3
PACIENTE 9	1	3	0
PACIENTE 10	3	1	20,8
Mediana (OD/OI)	2,5	1,5	
Mediana AO	2		4,2
Máximo	4	5	20,8
Mínimo	0	0	0

En la Tabla 5, se puede ver que los datos de comodidad con las LC están acotados entre 0 y 5. Además, existen diferencias significativas entre uno y otro ojo porque su comodidad dependerá sobre todo del tipo de LC que llevaran puesta en cada ojo. Por su parte, el cuestionario OSDI para ojo seco presenta puntuaciones entre 0 y 100. A medida que aumenta la puntuación mayor será la severidad del síndrome de ojo seco. En este estudio, todos los pacientes presentaron puntuaciones bajas (<21 puntos) por lo que se consideró que ninguno presentaba ojo seco.

Como se acaba de decir, la comodidad con LC varía en función del tipo de LC (Premio o Air Optix Aqua) que llevaran puesta los pacientes en cada ojo. Por ello, a continuación se mostrará una tabla de la comodidad en función del tipo de LC que utilizaron los pacientes para cada ojo.

Tabla 6. Resultados del test de comodidad en función de la LC utilizada

PUNTUACIÓN	COMODIDAD						
	0	1	2	3	4	5	
LC PREMIO	1 (5%)	1 (5%)	1 (5%)	3 (15%)	3 (15%)	1 (5%)	10 (50%)
LC AIR OPTIX AQUA	1 (5%)	4 (20%)	3 (15%)	1 (5%)	1 (5%)	0 (0%)	10 (50%)
SUMATORIO	2 (10%)	5 (25%)	4 (20%)	4 (20%)	4 (20%)	1 (5%)	20 (100%)

En esta tabla (Tabla 6), se puede ver claramente que los pacientes mostraron una mayor incomodidad con las LC Premio, ya que 7 personas, de un total de 10, evaluaron a esta LC con las puntuaciones más altas (3, 4 y 5), mientras que sólo 3 lo hicieron con las puntuaciones más bajas. Por el contrario, para la LC Air Optix Aqua la puntuación fue más baja, es decir, la mayor parte de los pacientes (8 de 10) valoraron con 0, 1 y 2 estas LC (considerándolas de esta manera más cómodas), mientras que sólo 2 lo hicieron con las puntuaciones más altas (3, 4 y 5).

Además de todo lo anterior, se han realizado correlaciones de Pearson entre las diferentes pruebas y test que hacen referencia a las condiciones oculares del paciente (sin LC en todos los casos, excepto para la comodidad cuya puntuación hace referencia a la comodidad con LC).

Tabla 7. Correlaciones y niveles de significación entre las diferentes pruebas y tests que evalúan las condiciones oculares del paciente sin LC, excepto para la comodidad que lo hace con LC.

	Schirmer	NIBUT	BUT	Menisco lagrimal	Comodidad
OSDI	r=0,491 p=0,028	r=0,214 p>0,1	r=0,202 p>0,1	r=0,495 p=0,027	r=0,017 p>0,5
Comodidad	r=-0,142 p>0,5	r=-0,166 p>0,1	r=-0,229 p>0,1	r=-0,122 p>0,5	
Menisco lagrimal	r=0,932 p<0,01	r=0,817 p<0,01	r=0,807 p<0,01		
BUT	r=0,680 p=0,001	r=0,934 p<0,01			
NIBUT	r=0,626 p=0,003				

Las correlaciones más fuertes (positivas y por tanto, más próximas a 1) se presentan para:

- Schirmer con menisco lagrimal, BUT y NIBUT (0,932; 0,680 y 0,626, respectivamente)
- NIBUT con menisco lagrimal y BUT (0,817 y 0,934, respectivamente)
- BUT con menisco lagrimal (0,807)

En cuanto al nivel de significación decir que se consideraron correlaciones significativas al nivel de 0,05 y 0,01 ($p < 0,05$ y $p < 0,01$, respectivamente). Por lo tanto, en este caso las correlaciones significativas se establecieron para:

- Cuestionario OSDI con Schirmer y menisco lagrimal al nivel de 0,05 ($p < 0,05$).
- Schirmer con menisco lagrimal, BUT y NIBUT al nivel de 0,01 ($p < 0,01$).
- NIBUT con menisco lagrimal y BUT al nivel de 0,01 ($p < 0,01$).
- BUT con menisco lagrimal al nivel de 0,01 ($p < 0,01$).

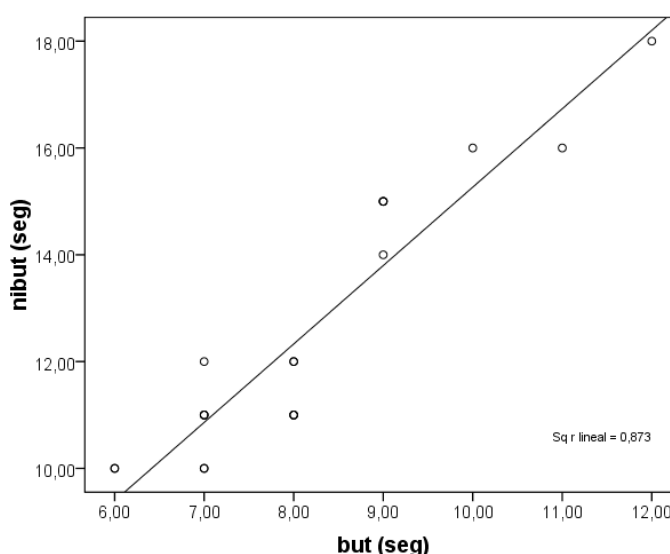


Figura 32. Correlación entre BUT y NIBUT.

En la Figura 32 se muestra una representación gráfica de la correlación entre NIBUT y BUT. Se observa que es una correlación lineal fuerte y positiva, es decir, está próxima a 1. El resto de representaciones gráficas se muestran en el Anexo 4.

5.2. ESTUDIO DE LAS SUPERFICIES DE LAS LC SIN USAR

A continuación, se muestran los valores medios de los diferentes parámetros de rugosidad para las LC Premio y Air Optix Aqua analizadas con la Microscopía de Fuerzas Atómicas (AFM).

Tabla 8. Valores medios y desviaciones de las LC Premio antes de ser utilizadas.

LC PREMIO	Ra (nm)	Rq (nm)	Skewness	Kurtosis	Módulo Young (MPa)	Adhesión (nN)
Media	3,9	5,0	0,3	5,3	8,5*	1,4*
Desviación	1,7	1,9	0,3	2,0		

En la Tabla 8, se muestran los valores medios y desviaciones de los parámetros de rugosidad para las superficies de las LC Premio. Los valores que aparecen con un asterisco, se corresponden con los datos de Módulo de Young y Adhesión, para los que en este caso, únicamente se ha obtenido un valor para cada una de estas dos propiedades mecánicas. Esto quiere decir, que estos datos que se muestran en la tabla no son valores medios, sino que son datos obtenidos tras una única medida. La causa principal es que la obtención de información de las superficies de las LC mediante el modo Peak Force Tapping (que es el que permite obtener valores de módulo de Young y adhesión mediante curvas de fuerzas), ha dado muchos problemas por la existencia de grandes fuerzas de repulsión electrostática entre punta y muestra.

Tabla 9. Valores medios y desviaciones de las LC Air Optix Aqua.

LC AIR OPTIX AQUA	Ra (nm)	Rq (nm)	Skewness	Kurtosis	Módulo Young (MPa)	Adhesión (nN)
Media	2,4	3,1	0,1	4,5	30,4	0,1
Desviación	0,6	0,8	0,4	1,5	1,4	0,07

En esta tabla (Tabla 9), se muestran las medias y desviaciones para las LC Air Optix Aqua sin usar. A simple vista, se puede observar que los resultados para estas LC distan bastante de los obtenidos para las LC Premio. En el Anexo 2 se muestran todos los detalles de los resultados obtenidos para ambos tipos de LC sin usar.

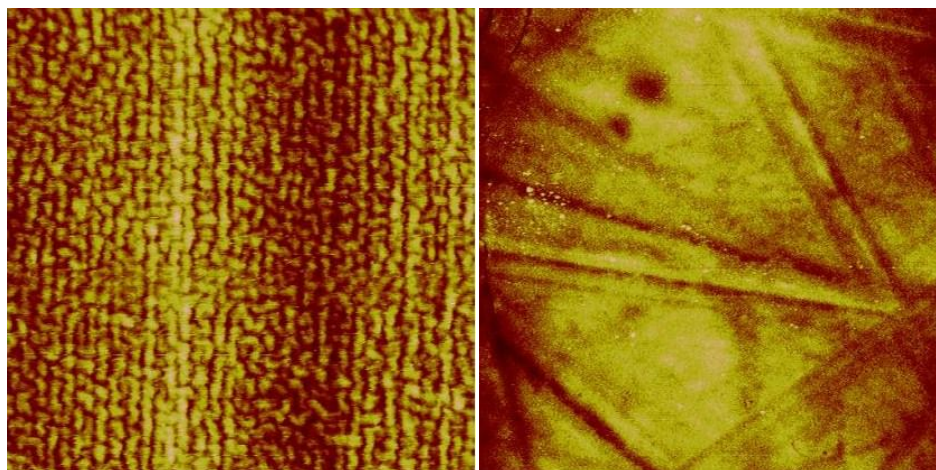


Figura 33. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix sin usar. La imagen de la derecha muestra una imagen topográfica de la LC Premio sin usar, mientras que la de la derecha muestra una imagen topográfica de la LC Air Optix sin usar.

Cualitativamente, se pueden observar como varían las imágenes topográficas de las LC Premio y Air Optix Aqua sin usar. Para la LC Premio (imagen de la izquierda en la fig.33), se muestra un patrón vertical bastante uniforme con zonas elevadas (color amarillo) y zonas más profundas (color marrón). Por el contrario, la imagen topográfica de la LC Air Optix Aqua

(imagen de la derecha en la Figura 33), muestra un patrón rayado característico también con zonas más elevadas (color amarillo) y zonas más profundas (color marrón, que se corresponden con las rayas vistas en la imagen).

5.3. ESTUDIO DE LAS SUPERFICIES DE LAS LC USADAS

En este apartado, se presentan los datos para las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso analizados mediante la técnica de AFM.

Tabla 10. Datos de rugosidad y propiedades mecánicas de las superficies de las LC Premio tras el uso.

LC PREMIO	Ra (nm)	Rq (nm)	Skewness	Kurtosis	Mód Young (MPa)	Adhesión (nN)
P1	4,7	8,3	6,7	92	0,9	0,1
P2	7,4	9,8	0,9	8,9	0,8	0
P3	20	42,3	5,2	40,1	1,1	0,1
P4	82,2	104	0,2	3,1	4,5	0,5
P5	5,7	7,8	1,3	8,3	1,4	0,1
P6	4,4	6	1,7	14,6	1,2	0,2
P7	211	261	-0,2	2,9	1	0,2
P8	35,9	67,2	3,9	21,6	1,1	0,02
P9	120	143	0,3	2,3	2	0,04
P10	8	20	6,5	59,2	1,1	0,08
Media	49,9	66,9	2,6	25,3	1,5	0,1
Desviación	68,8	82,7	2,7	29,9	1,1	0,1
Mediana	14	31,1	1,5	11,7	1,1	0,1
Intervalo confianza (95%)	49,9±39,9	66,9±47,9	2,6±1,6	25,3±17,3	1,5±0,6	0,1±0,08

Tabla 11. Datos de rugosidad y propiedades mecánicas de las superficies de las LC Air Optix Aqua tras el uso.

LC AIR OPTIX	Ra (nm)	Rq (nm)	Skewness	Kurtosis	Mód Young (MPa)	Adhesión (nN)
P1	34,7	44,9	0,3	3,7	4,4	3,9
P2	19,2	23,7	-0,6	3	16,5	1,4
P3	24,8	35,3	1,5	9,6	10,4	3,5
P4	27,6	35,1	-1	4	15,5	0,4
P5	4,7	6,1	0,5	4,4	34,8	0
P6	33	40,6	0,5	2,6	9,2	0,5
P7	32,9	43,2	-0,1	4,6	14,6	0,3
P8	3,6	4,7	1,3	10,7	25,4	0,6
P9	113	174	1,6	9	22,7	0,5
P10	30,4	39,1	-1	4	4,3	0
Media	32,4	44,7	0,3	5,6	15,8	1,1
Desviación	30,5	47,7	0,9	3,0	9,6	1,4
Mediana	29	37,2	0,4	4,2	15,0	0,5
Intervalo confianza (95%)	32,4±17,7	44,7±27,6	0,3±0,6	5,6±1,7	15,8±5,6	1,1±0,8

En las Tablas 10 y 11, se muestran los datos obtenidos de los parámetros rugosidad y propiedades mecánicas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua para cada paciente (denominados de manera aleatoria como P1, P2, P3...), mediante la técnica de AFM. Estadísticamente, se ha calculado para cada uno de estos parámetros la media, desviación, mediana e intervalos de confianza (95%). Destacar que, a simple vista, los resultados obtenidos para las LC Premio y Air Optix Aqua presentan diferencias entre ellos, y a su vez, estos muestran diferencias significativas con los resultados dados para ambos tipos de LC sin usar.

Además de comentar los resultados que se obtienen cuantitativamente para las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso, también se puede observar, de manera cualitativa, como se muestran las imágenes topográficas de las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso y ver las diferencias existentes con las imágenes topográficas de estos dos tipos de LC sin usar.

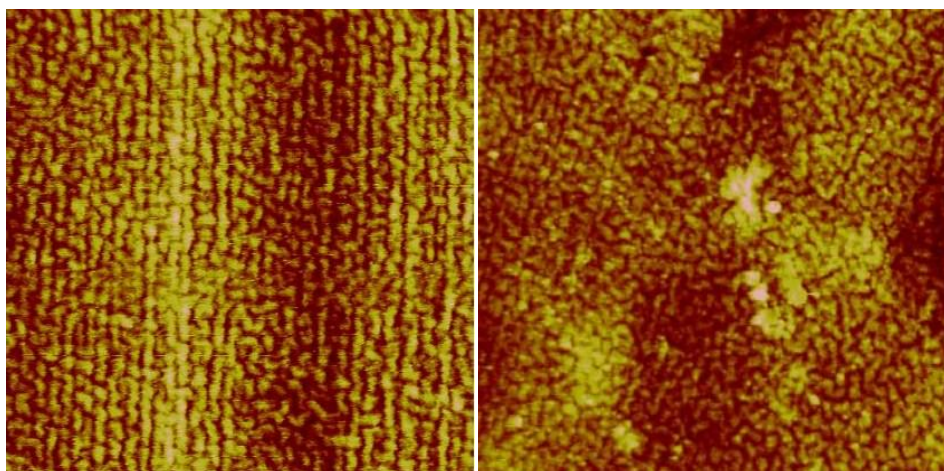


Figura 34. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio obtenidas mediante la técnica de AFM. La imagen topográfica de la izquierda corresponde a una LC Premio sin usar mientras que la de la derecha corresponde a una LC Premio tras su uso (Paciente 2). Imágenes de $5\mu\text{m} \times 5\mu\text{m}$.

La imagen topográfica correspondiente a la LC Premio sin usar (imagen de la izquierda de la fig.34) muestra un patrón vertical bastante uniforme a lo largo de toda la superficie (como ya se ha comentado anteriormente). Por su parte, la imagen topográfica de la LC Premio tras su uso (imagen de la derecha en la fig.34) ya no muestra un patrón tan marcado como en la otra imagen, aunque sigue presentando cierta uniformidad a lo largo de toda la superficie. En esta imagen, aparecen pequeñas zonas más elevadas (que se aprecian de color rosa en la imagen) que no concuerdan con el patrón característico de las LC Premio.

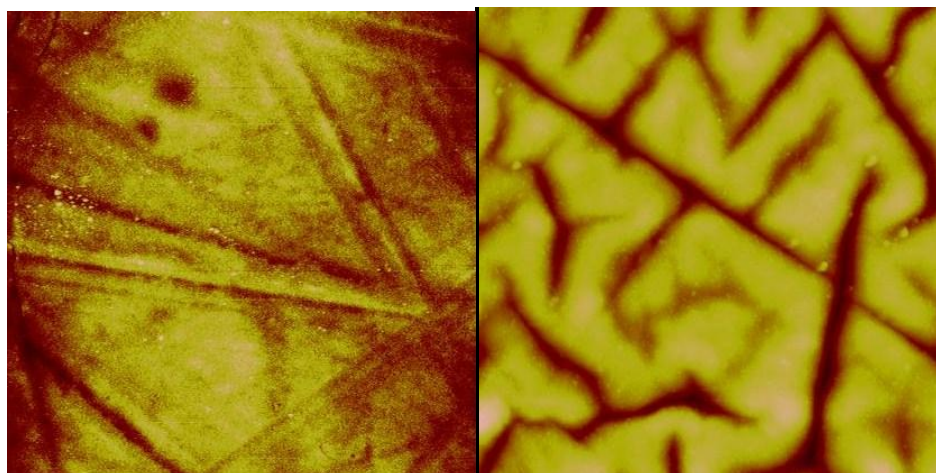


Figura 35. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Air Optix Aqua mediante la técnica AFM. La imagen de la izquierda corresponde a una LC Air Optix Aqua sin usar mientras que la imagen de la derecha se trata de una LC Air Optix Aqua después de haber sido utilizada (Paciente 4). Imágenes de $5\mu\text{m} \times 5\mu\text{m}$.

En este caso, la imagen topográfica correspondiente a la LC Air Optix Aqua sin usar (izquierda) muestra un patrón rayado bastante característico (como ya se ha comentado anteriormente,

Fig.33). Por el contrario, fijándose en la imagen de la derecha (Fig.35), que pertenece a una LC Air Optix Aqua tras ser usada, podemos observar que sigue permaneciendo una especie de patrón rayado pero con algunas diferencias. En concreto, estas diferencias se basan en que esta imagen presenta zonas más elevadas (color amarillo), las cuales están bien delimitadas por zonas más profundas (color marrón), que en la imagen de la izquierda (Fig.35). Estas zonas más profundas que se corresponden con las rayas vistas en la imagen, ahora no parecen ser tan rectas, como en el caso de las LC Air Optix Aqua sin usar, sino que hacen como pequeñas ondulaciones.

Una vez presentados todos los datos de los parámetros de rugosidad y propiedades de las LC Premio y Air Optix Aqua sin usar y tras el uso, se mostrarán una serie de representaciones gráficas en las que se puede apreciar cómo se distribuye la población de este estudio en función de los parámetros y LC analizados.

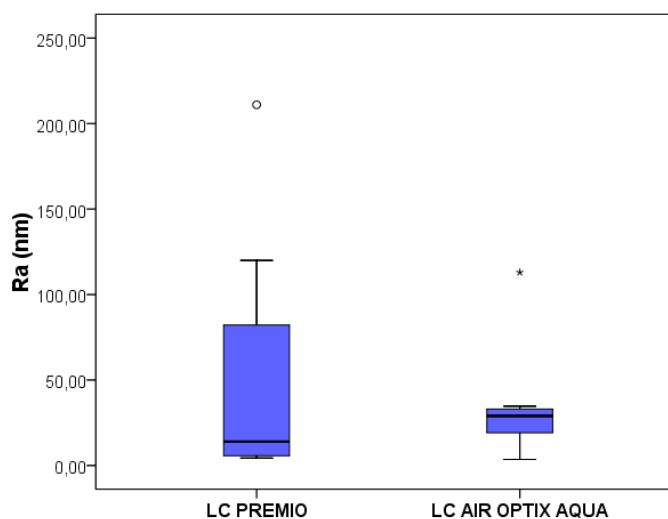


Figura 36. Distribución de la muestra en función de la rugosidad media (Ra) y de las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso.

En esta gráfica (Fig.36) se puede observar cual es la distribución de la rugosidad media (Ra) para toda la muestra en función del tipo de LC tras su uso. Para las LC Premio, se puede ver que existe una mayor dispersión de los valores obtenidos para la muestra, estando el 75% de la misma, englobada entre 0 y 80nm aproximadamente. La mediana en este caso, es de 14nm y está desplazada hacia valores bajos. Por su parte, las LC Air Optix Aqua presentan una distribución con una dispersión menor que para las LC Premio, estando el total de la muestra entre 0 y 50nm. La mediana es de 29nm y está desplazada hacia valores altos. Tanto las LC Premio como las LC Air Optix Aqua presentan valores extremos: en el caso de la LC Premio el punto blanco tiene un valor de 211nm y se corresponde con el paciente 7, mientras que para la LC Air Optix se muestra un asterisco con un valor de 113nm que corresponde al paciente 9.

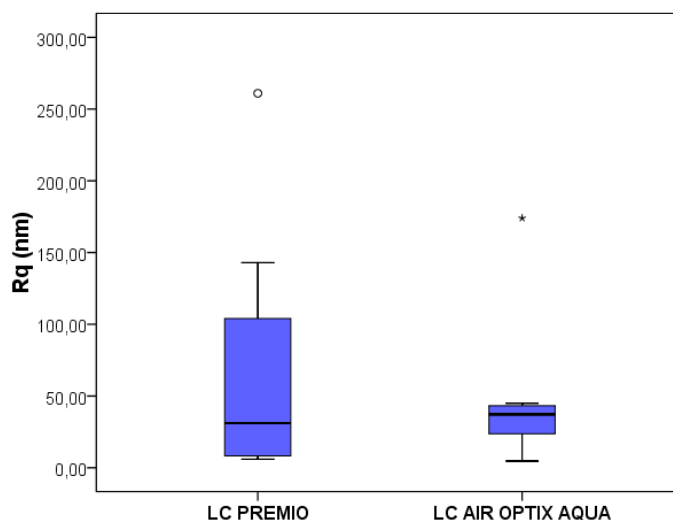


Figura 37. Distribución de la muestra en función del RMS (Rq) y de las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso.

La Figura 37, muestra la distribución de la población en función de Rq y de cada uno de los tipos de LC tras su uso. Las distribución de la muestra en cada caso (LC Premio y LC Air Optix Aqua, respectivamente), es muy similar a la de Ra. Para la LC Premio los valores están más dispersos, su mediana está desplazada hacia valores bajos y el valor extremo (punto blanco) se corresponde con el paciente 7, mientras que para la LC Air Optix Aqua los datos mantienen una distribución con poca dispersión, con una mediana desplazada hacia valores altos y el asterisco que aparece en la gráfica se presenta como una valor extremo que corresponde al paciente 9.

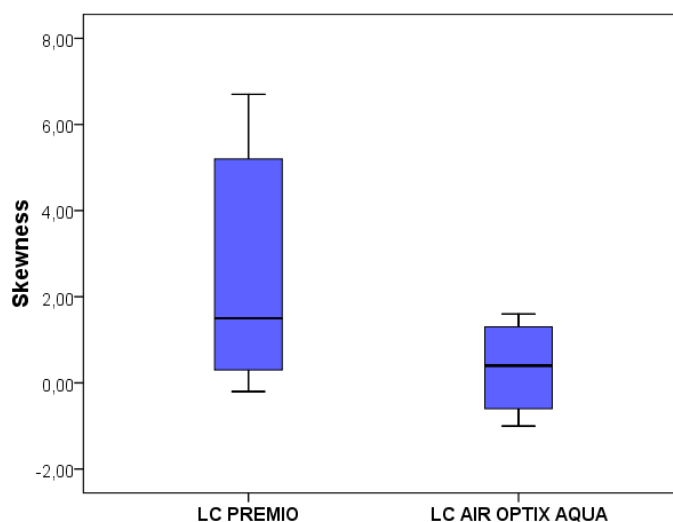


Figura 38. Distribución de la muestra en función de la Skewness y de las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso.

En esta gráfica (Fig.38), se muestra la distribución de la población en base a la Skewness y los dos tipos de LC tras su uso. Para las LC Premio se observa una dispersión de los datos mayor que para las LC Air Optix Aqua y su mediana está desplazada hacia valores bajos. Por su parte, el valor de la mediana de las LC Air Optix Aqua tiene una tendencia central.

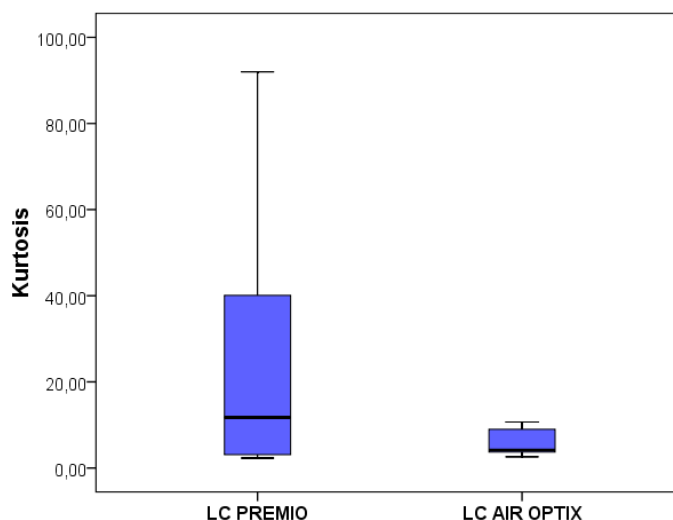


Figura 39. Distribución de la muestra en función de la Kurtosis y de las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso.

En la Figura 39, se puede observar la distribución de la muestra en base a la Kurtosis y los dos tipos de LC tras su uso. Como en gráficas anteriores (referidas a otros parámetros de rugosidad), se puede observar una distribución de los datos mucho más dispersa para las LC Premio que para las LC Air Optix Aqua (que como se ve, muestran muy poca dispersión de los datos y éstos aparecen concentrados en un intervalo pequeño (3-15nm)). Cuando comparamos las medianas podemos ver que, tanto para las LC Premio como para las LC Air Optix, están desplazadas hacia valores bajos.

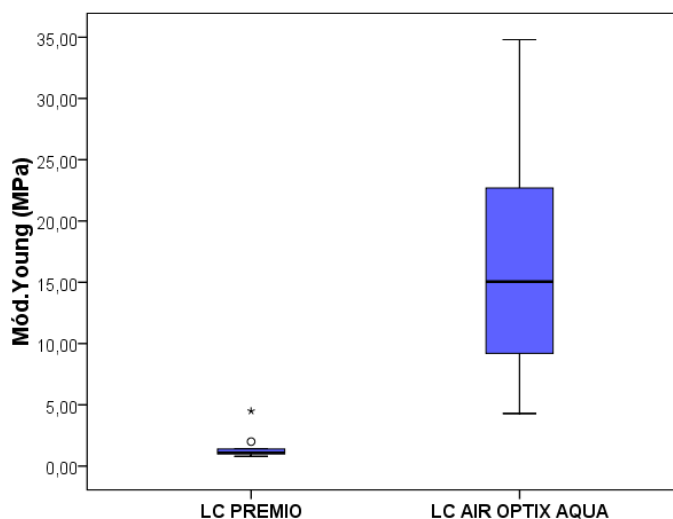


Figura 40. Distribución de la muestra en función del módulo de Young y de las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso.

En la Figura 40, se puede observar cómo se distribuye la muestra en función del Módulo de Young y del tipo de LC utilizada. Fijándose en las LC Premio, podemos ver que el total de la población se distribuye en un intervalo muy pequeño (entre 0 y 1,5MPa aproximadamente), mientras que en las LC Air Optix Aqua los valores obtenidos para la muestra están mucho más

dispersos (entre 4 y 35MPa), con una mediana de 15MPa (tendencia central, no se encuentra desplazada). Al existir una gran concentración de los valores para las LC Premio en un intervalo tan pequeño el punto y el asterisco hacen referencia a valores extremos que, a pesar de que no distan demasiado de los valores normales para esta muestra, no se encuentran dentro de los mismos. El punto blanco corresponde al valor resultante para el paciente 9 (2MPa) y el asterisco o punto negro se corresponde con el paciente 4(4,5MPa).

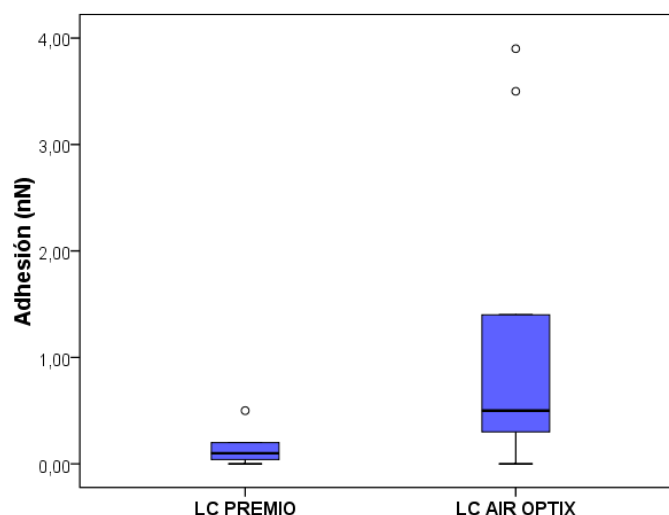


Figura 41. Distribución de la muestra en función de la adhesión y de las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso.

En esta gráfica (Fig.41), se muestra como se distribuye la población en función de los valores de adhesión y el tipo de LC utilizada. En el caso de las LC Premio, podemos ver que el total de la muestra se engloba entre los 0 y 0,2nN, existiendo un valor extremo que corresponde al paciente 4 (0,5nN). La mediana para estas LC es de 0,1nN (tendencia central). Por el contrario, los datos obtenidos para las LC Air Optix Aqua presentan una mayor dispersión, englobándose el total de la muestra entre 0 y 1,5nN, presentando una mediana de 0,5nN desplazada hacia valores bajos. Para esta LC, aparecen dos valores extremos correspondiente a los pacientes 1 (3,5nN) y 3 (3,9nN).

Además de comentar como se distribuye la muestra en función de los parámetros de rugosidad, las propiedades mecánicas y el tipo de LC después de uso, también se han establecido una serie de correlaciones de Pearson entre los parámetros de rugosidad y las Premio y Air Optix Aqua tras uso, así como entre las propiedades mecánicas (Módulo de Young y Adhesión) y estos dos tipo de LC tras el uso. Con esto, se podrá ver si existen correlaciones fuertes ($r=1$ o $r=-1$) y si éstas son significativas para la muestra de nuestro estudio.

A continuación, se mostrarán las tablas con las correlaciones y significaciones así como unos ejemplos gráficos.

Tabla 12. Correlaciones y niveles de significación entre parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas para las LC Premio (P) y Air Optix Aqua (AO). Rsk (Skewness) y Rku (Kurtosis).

	Ra P/ Ra AO	Rq P/ Rq AO	Rsk P/ Rsk AO	Rku P/ Rku AO	Mód. P/ Mód. AO	Adh. P/ Adh. AO
Coef. Correlación (r)	0,421	0,377	0,072	-0,082	0,131	-0,192
Nivel significación (p)	>0,1	>0,1	>0,5	>0,5	>0,5	>0,5

En la Tabla 12, se muestran las correlaciones y los niveles de significación entre los valores de los parámetros de rugosidad para las LC Premio y para las LC Air Optix. También se muestran estas correlaciones y niveles de significación para las propiedades mecánicas, tales como Módulo de Young y Adhesión.

En ninguno de los casos, se dan valores de coeficientes de correlación (r) muy próximos a 1 o a -1 (indican correlaciones fuertes) y además, el nivel de significación (p) tiene valores superiores a 0,1 o a 0,5 para todos los parámetros analizados.

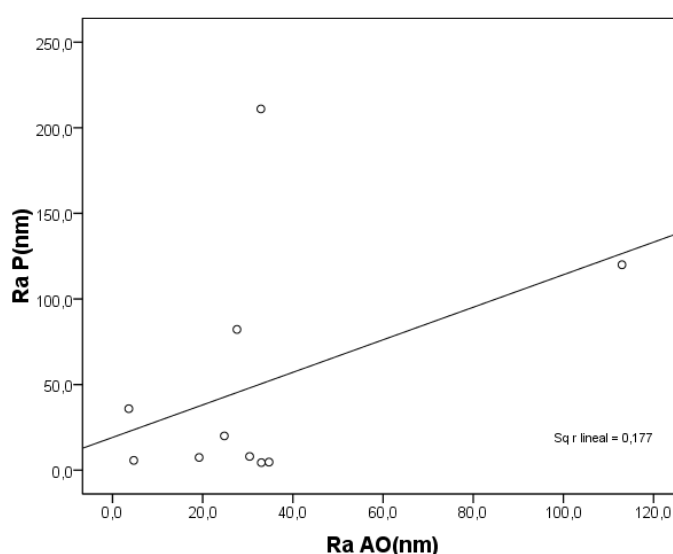


Figura 42. Gráfica que representa la correlación entre la rugosidad media (Ra) para las LC Premio (P) y Air Optix Aqua (AO) después de su uso. El valor que aparece en la gráfica (0,177) se corresponde con r^2 .

En la figura 42, se puede observar la correlación de la rugosidad media (Ra) para las LC Premio y Air Optix Aqua. En este caso se da un valor de $r^2 = 0,177$, que se traduce en un $r = 0,421$, lo que indica que se trata de un valor positivo, es decir que a mayor valor de Ra para la LC Air Optix Aqua, mayor valor de Ra para la LC Premio, pero éste no se aproxima demasiado a 1, lo que indicaría una correlación débil.

6. DISCUSIÓN

El objetivo principal de este estudio es observar los cambios que se producen en las lentes de contacto (LC) mediante la Microscopía de Fuerzas Atómicas (AFM). Esta técnica nos permitirá observar y analizar tanto cualitativa como cuantitativamente las superficies de las lentes de contacto antes y tras su uso.

Como se ha comentado anteriormente, para este estudio las lentes de contacto utilizadas son las LC Premio y Air Optix Aqua. El análisis de la técnica de AFM permite evaluar de manera cualitativa las superficies de estos dos tipos de LC mediante las imágenes topográficas, mientras que la información cuantitativa se obtiene analizando ciertos parámetros de rugosidad (R_a , R_q , Skewness y Kurtosis) y propiedades mecánicas (Módulo de Young y Adhesión).

En el caso de las LC sin usar, podemos observar que tanto cualitativa como cuantitativamente se muestran diferencias significativas entre las LC Premio y Air Optix Aqua. Podemos apreciar que cualitativamente las imágenes topográficas muestran un patrón superficial muy diferente (Fig.33, ver Resultados). Por su parte, la imagen topográfica de la superficie de la LC Premio muestra un patrón vertical bastante uniforme, mientras que la imagen topográfica de la superficie de la LC Air Optix Aqua presenta un patrón rayado bastante marcado (las rayas aparecen en todas direcciones).

Si se hace la valoración cuantitativa, estas diferencias observadas en las imágenes topográficas se traducen en diferencias numéricas. Como se muestra en las Tablas 8 y 9 (ver Resultados), también existen diferencias significativas entre los resultados obtenidos (parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas para las LC Premio y Air Optix Aqua). En cuanto a los parámetros de rugosidad, los valores resultantes no muestran diferencias muy grandes entre los dos tipos de LC, presentado en general, valores más elevados las LC Premio que las LC Air Optix Aqua. Sin embargo, las diferencias son mayores cuando nos fijamos en el Módulo de Young y Adhesión. En cuanto a Módulo de Young, comentar que las LC Air Optix Aqua presentan valores más altos ($30,4 \pm 1,3$ MPa) que las LC Premio (8,5MPa), mientras que para la Adhesión los valores más elevados se dan en las LC Premio (1,4nN) que en las LC Air Optix Aqua ($0,1 \pm 0,06$ nN).

Todas estas diferencias observadas se deben posiblemente a las diferencias existentes entre estos dos tipos de LC, en cuanto a composición y estructura química de los materiales y a los tratamientos superficiales.

Al comparar los resultados obtenidos en este estudio para los parámetros de rugosidad (R_a , R_q , Skewness y Kurtosis) de las LC Premio y Air Optix Aqua sin usar con los que se muestran en otros estudios, se puede decir que existen pequeñas diferencias. Para la LC Air Optix Aqua, los valores de R_a y R_q son ligeramente menores (R_a : $2,4 \pm 0,4$ nm y R_q : $3,1 \pm 0,5$ nm) que los que se encuentran en los estudios realizados por Lira et al (2007) (R_a : $4,5 \pm 2,3$ nm y R_q : $5,7 \pm 2,8$ nm) y posteriormente por González-Méjome et al (2008) (R_a : $4,08 \pm 0,92$ nm y R_q : $5,27 \pm 1,31$ nm). Esta diferencia aumenta, si se comparan con el estudio realizado por Guryca et al (2007) (R_a :

5,1nm y Rq: 7.3nm). En cuanto a los valores de Skewness y Kurtosis, no hay información en la literatura acerca de los valores de estos parámetros para las LC Air Optix Aqua sin usar.

En cuanto a las LC Premio decir que actualmente no existen estudios que hagan referencia a los valores de los parámetros de rugosidad para este tipo de LC, por lo que no se puede establecer una comparación real. Sin embargo, existe un estudio realizado por Giraldez et al (2010) que presenta valores de Ra, Rq, Skewness y Kurtosis para el Senofilcon A, que es un material que presenta un cierto parecido con el Asmofilcon A, que es el material de las LC Premio. Si comparamos los resultados obtenidos por ambos estudios, se podría decir que los valores son similares, aunque con pequeñas diferencias. En concreto, los valores de Ra, Rq y Kurtosis obtenidos en este estudio (Ra: $3,9\pm 0,9$ nm; Rq: $5,0\pm 1,1$ nm y Kurtosis: $5,3\pm 1,2$) son ligeramente mayores que los obtenidos por el estudio de Giraldez et al (2010) (Ra: $3,33\pm 0,28$ nm; Rq: $4,06\pm 0,38$ nm y Kurtosis: $3,74\pm 1,63$), mientras que el valor que la Skewness presenta un valor ligeramente menor para este estudio (Skewness (Asmofilcon A): $0,3\pm 0,2$ y Skewness (Senofilcon A): $0,74\pm 0,41$).

Las diferencias en los resultados que se observan en las LC Air Optix Aqua y Premio sin usar al compararlos con otros estudios, pueden ser debidas a que para este estudio únicamente se ha analizada una zona de la superficie en una misma LC mientras que en otros estudios han analizado hasta 3 zonas para una misma LC y además, la solución salina utilizada en cada caso para humectar la muestra (diferente para los diversos estudios) podría haber influido a la hora de realizar el escaneo de la superficie. En cuanto a las LC Premio, también se debe tener en cuenta que las comparaciones con otros estudios no se hacen entre el mismo tipo de LC, sino que se hacen con un tipo de LC que presentan un material similar.

Por otra parte, al comparar las imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio sin usar y tras su uso, se pueden apreciar ciertos cambios. La Figura 34 (ver Resultados) muestra esta comparación y se puede observar que la imagen topográfica de la LC de Premio tras el uso no parece seguir la uniformidad vertical en el patrón como lo hacía la LC Premio sin usar. Por su parte, la Figura 35 (ver Resultados) muestra las imágenes topográficas de las superficies de las LC Air Optix Aqua sin usar y tras su uso. En este caso, también se observan cambios notables, ya que la imagen de la superficie de la LC Air Optix Aqua tras su uso no muestra ese mismo patrón rayado que para la mismas LC antes de su uso.

Todos estos cambios podrían deberse a que tras el uso de las LC Premio y Air Optix Aqua se forman depósitos, en muchos casos posiblemente influenciados por las condiciones oculares de cada paciente y que, en función de la cantidad y del tipo que sean estos depósitos la modificación de la superficie de estas LC será diferente para cada paciente.

Cuantitativamente se puede decir, que existen cambios en cuanto a los valores de los parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas. Si analizamos los resultados para el Ra podemos observar que son mucho mayores tanto para las LC Premio (Ra: $49,9\pm 39,9$ nm) como las LC Air Optix Aqua (Ra: $32,4\pm 17,7$ nm) tras el uso. Sin embargo, los valores de Módulo de Young disminuyen para los dos tipos de LC tras el uso (Mód. Young LC Premio: $1,5\pm 0,6$ MPa y Mód. Young LC Air Optix Aqua: $15,8\pm 5,6$ MPa) con respecto a los de las LC sin usar. Por último,

comentar que los valores de Adhesión para la LC Premio son menores que los de las mismas LC sin usar mientras que para las LC Air Optix Aqua tras el uso (consultar Tablas 10 y 11 en Resultados) son mayores que los de estas mismas LC pero antes de haber sido utilizadas (citados anteriormente).

A la hora de comparar los datos obtenidos en este estudio con los que aportan otros estudios realizados anteriormente, podemos hacer las siguientes observaciones:

En cuanto a las LC Air Optix Aqua, los valores que se presentan para el Ra son mayores (Ra: $32,4 \pm 17,7$ nm) que los que se muestran en otros estudios, como el realizado por Lira et al (2007) (Ra: $4,96 \pm 4,1$ nm) y por González-Méijome et al (2008) (Ra: $8,42 \pm 4,14$ nm). Los valores para el resto de parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas de las LC Air Optix así como todos los relativos a las LC Premio no han podido ser comparados con otros estudios ya que actualmente no existe en la literatura información acerca de estos parámetros de rugosidad y propiedades citados para las LC Air Optix Aqua y Premio (El estudio presentado por Giraldez et al (2010), únicamente se realizó para el Senofilcon A (y otros materiales) sin usar, por lo que ni siquiera se podría establecer una comparación con este material, como se ha hecho en las LC Premio sin usar).

Las diferencias que se observan entre los resultados obtenidos para este estudio y los encontrados en otros estudios pueden deberse a varias causas, entre ellas, que las zonas escaneadas en cada LC pueden influir a la hora de obtener valores más concretos (en nuestro estudio se analiza una única zona para cada muestra mientras que en otros estudios (Lira et al, 2008), se han analizado hasta 3 zonas para una misma LC). Otra de estas causas es que, el modo de operación que se ha utilizado en este estudio para las LC tras su uso ha sido el Peak Force Tapping, mientras que en todos los estudios al respecto (y que se han citado anteriormente) utilizan el modo de operación Tapping. Esta diferencia podría producir pequeños cambios en la obtención de información sobre la superficie de las LC. Además, en este estudio las LC se han pasado directamente del ojo (sin ningún tipo de limpieza con el líquido de mantenimiento) a los botes de conservación, para posteriormente, ser analizadas (coincidiendo con lo que se comenta en el estudio realizado por Lira et al (2008)). Esto puede influir ya que al no haber sido limpiadas tras extraerse la LC del ojo, los depósitos pueden permanecer en la LC haciendo que, en el análisis mediante la AFM, los valores de rugosidad se disparen y las imágenes topográficas sean tan diferentes con respecto a las LC sin usar. Por último, y quizás una de los aspectos más destacables, son las condiciones oculares de cada paciente, que se deben tener en cuenta, ya que éstas influirán en el resultado final de la superficie de la LC tras su uso. Además, entre pacientes pueden existir grandes variaciones en sus condiciones oculares lo cual podría resultar en grandes diferencias en los resultados tras el análisis con la técnica AFM.

En ninguno de los estudios consultados, se han mostrado comentarios al respecto de esta última consideración.

En cuanto al Módulo de Young y Adhesión, tanto para las LC Premio como las LC Air Optix Aqua, sin usar y tras el uso, comentar que es la primera vez que se obtienen datos acerca de

estos dos parámetros mediante la AFM, por lo que no existen referencias bibliográficas que permitan comparar los resultados obtenidos en este estudio.

Los Módulos de Young tradicionalmente se obtienen mediante técnicas de indentación macroscópica (se da el módulo de todo el espesor de la LC) y sus valores suelen estar actualmente entre 0,4 y 1,4MPa (French y Jones, 2008), mientras que el modo de operación Peak Force Tapping de la AFM obtiene los valores de Módulo de Young en una nanoescala explorando únicamente la superficie de la LC (Mód. Young LC Premio sin usar: 8,5MPa y Mód. Young LC Air Optix Aqua sin usar: $30,4 \pm 1,3$ MPa). Por ello, la técnica mediante la cual se dan los valores del módulo condiciona totalmente a que los valores sean tan diferentes y en este caso, una comparación entre los valores obtenidos para una y otra técnica (indentación macroscópica y AFM), no sería útil.

Por otra parte, se han establecido correlaciones entre los diferentes parámetros de rugosidad para las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso y también, entre las propiedades mecánicas de estas mismas LC. Estas correlaciones que se muestran en la Tabla 12 (ver Resultados), no son correlaciones fuertes ya que en ningún caso el valor del coeficiente de correlación (r) no está demasiado próximos a valores de 1 o de -1 (la más destacada es la correlación existente entre R_a de la LC Premio y R_a de la LC Air Optix Aqua con $r = 0,421$). Además, ninguna de estas correlaciones es estadísticamente significativa al nivel de 0,05 ($p < 0,05$) o de 0,01 ($p < 0,01$).

Esto podría deberse a que las LC Premio y Air Optix presentan características diferentes en cuanto a composición y estructura química, además de propiedades y tratamientos superficiales distintos, lo que hace que su interacción con la lágrima de los pacientes sea distinta en cada caso y por lo tanto, que no se establezca ningún tipo de correlación entre los resultados de las LC Premio y Air Optix tras su uso. Además, también influirán las condiciones oculares de cada paciente en concreto, ya que en función de éstas, las LC Premio y Air Optix Aqua también podrían variar (en cada caso de una forma diferente) los resultados finales de los parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas tras el análisis mediante AFM.

Añadir que, en cuanto a la distribución de la muestra en función del tipo de LC tras el uso y los diferentes parámetros estudiados, se muestra una mayor dispersión de los datos para los parámetros R_a , R_q , Swekness y Kurtosis en las LC Premio, sin embargo, para Módulo de Young y Adhesión la dispersión es menor, al compararlos en ambos casos con las LC Air Optix Aqua.

Por último, se comentará si la relación existente entre comodidad y R_a , Módulo de Young y Adhesión tiene alguna significación estadística. Además, también se comprobará si las condiciones oculares del paciente tienen cierta influencia en la superficie de las LC Premio y Air Optix Aqua. Se han escogido los parámetros de R_a , Módulo de Young y Adhesión (tanto para establecer las correlaciones entre comodidad y LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso, como entre BUT y Schirmer y estos dos tipos de LC tras el uso), porque quizás, son los parámetros más representativos de la información que se puede obtener de las superficies de las LC mediante la técnica de AFM.

A continuación, se muestran dos tablas de las correlaciones entre la comodidad con las LC Premio y Air Optix y los parámetros de R_a , Módulo de Young y Adhesión de estas mismas LC.

Tabla 13. Correlaciones y niveles de significación para Ra, Mód. Young y Adhesión con la comodidad para las LC Premio.

LC PREMIO	Ra (nm)	Mód. Young (MPa)	Adhesión (nN)
Comodidad	r=0,348 p>0,1	r=0,259 p>0,1	r=0,440 p>0,1

Tabla 24. Correlaciones y niveles de significación para Ra, Mód. Young y Adhesión con la comodidad para las LC Air Optix Aqua.

LC AIR OPTIX AQUA	Ra (nm)	Mód. Young (Mpa)	Adhesión (nN)
Comodidad	r=-0,072 p>0,5	r=-0,502 p>0,1	r=0,022 p>0,5

En ambas tablas (13 y 14), se puede observar que las correlaciones no son fuertes. La correlación mayor en este caso es la establecida entre Módulo de Young y Comodidad (LC Air Optix Aqua). Se trata de una correlación negativa (-0,502), lo que quiere decir que a mayor Módulo de Young mayor comodidad. Además, ninguna de las correlaciones hechas presenta una significación estadística a nivel de 0,01 o 0,05.

Comentar que los pacientes notaban una mayor incomodidad con las LC Premio que con las Air Optix Aqua, por lo que sería lógico que por ejemplo las LC Premio presentaran una mayor correlación positiva entre Comodidad, Ra y Adhesión, es decir, que a mayor incomodidad los valores de Ra (rugosidad media) y Adhesión se viesan aumentados (ya que esto corroboraría porque estos pacientes tienen una mayor incomodidad con las LC Premio).

La razón de que estas correlaciones sean bajas es que la comodidad se evalúa de manera subjetiva, es decir, es el paciente el que indica como de cómodas le resultan las LC Premio y Air Optix Aqua y por lo tanto, los datos que se obtienen en cuanto a comodidad pueden estar o no relacionados con los resultados obtenidos mediante la técnica de AFM, los cuales se valoran de manera objetiva y, en este caso, no se ha podido establecer ningún tipo de relación óptima.

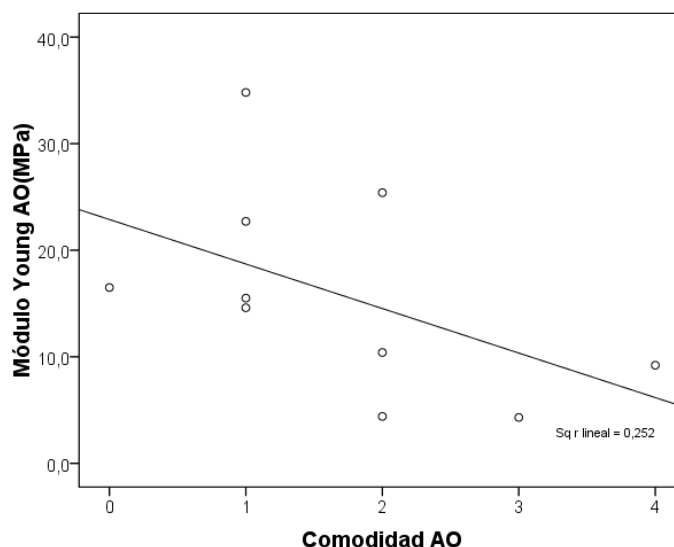


Figura 43. Representación gráfica de la correlación entre la el Módulo de Young y Comodidad de las LC Air Optix Aqua.

Siguiendo con lo se ha comentado antes, a continuación, se muestran dos tablas con las correlaciones entre BUT y Schirmer con el Ra, Módulo de Young y Adhesión de las LC Premio y Air Optix Aqua.

Tabla 15. Correlaciones y niveles de significación entre Ra, Módulo de Young y Adhesión (LC Premio) y BUT y Schirmer.

LC PREMIO	Ra (nm)	Mód. Young (MPa)	Adhesión (nN)
Schirmer (mm)	r=0,362 p>0,1	r=-0,052 p>0,5	r=0,148 p>0,5
BUT (seg)	r=0,438 p>0,1	r=-0,288 p>0,1	r=-0,075 p>0,5

Las correlaciones que se muestran en la tabla 15 no son correlaciones fuertes ya que la que se puede destacar de entre todas presenta un coeficiente de correlación de 0,438 y se corresponde con la correlación establecida entre BUT y Ra (LC Premio). Además, ninguna de las correlaciones realizadas presentó una significación estadística al nivel de 0,05 o 0,01.

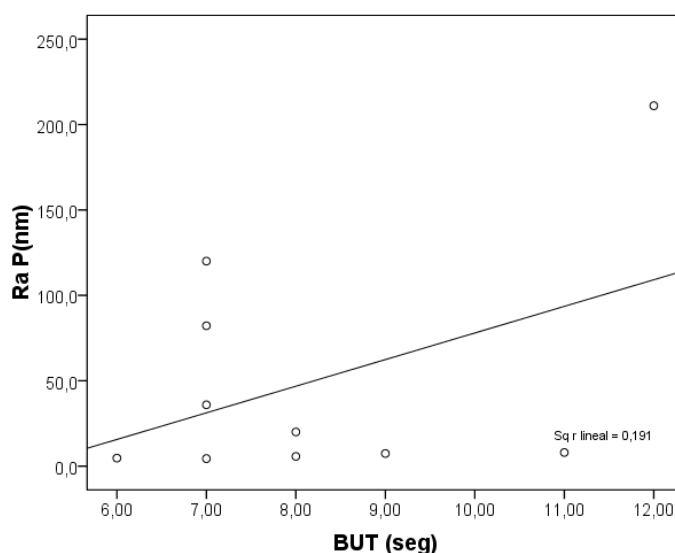


Figura 44. Representación gráfica de la correlación entre las LC Premio y el BUT.

Tabla 16. Correlaciones y niveles de significación entre Ra, Módulo de Young y Adhesión (LC Air Optix Aqua) y BUT y Schirmer.

LC AIR OPTIX AQUA	Ra (nm)	Mód. Young (MPa)	Adhesión (nN)
Schirmer (mm)	r=-0,371 p>0,1	r=0,034 p>0,5	r=-0,555 p=0,096
BUT (seg)	r=0,086 p>0,5	r=-0,069 p>0,5	r=-0,660 p=0,038

En la tabla 16, las correlaciones que se presentan son más altas (es decir, están más próximas a 1 o -1) que las dadas en la tabla anterior (referida a las LC Premio). En este caso, la más destacada tiene un coeficiente de correlación de -0,660 y se corresponde con la correlación establecida entre BUT y Adhesión. Destacar que la correlación es negativa, es decir, está más próximo a -1. Por otra parte, comentar que únicamente esta correlación entre BUT y Adhesión fue estadísticamente significativa al nivel de 0,05 ($p < 0,05$). A pesar de que las pruebas de lágrimas se hicieron antes de adaptar las LC y los valores resultantes de Ra, Módulo de Young y Adhesión se refieren a la superficie de las LC tras el uso, se establece esta relación estadísticamente significativa, en la que a mayor Adhesión menor BUT (calidad lagrimal) (gráfica 45). Una posible explicación de esta relación es que las pruebas de calidad lagrimal afectan a la formación de depósitos. Por ello, cuanto peor sea la calidad lagrimal del paciente, mayor posibilidad de formación de depósitos lo que se podría traducir en una mayor adhesión al medirla con la técnica AFM. En este caso, a un menor valor de BUT, mayor posibilidad de formación de depósitos que se traducirían en valores mayores de Adhesión obtenidos mediante la técnica AFM.

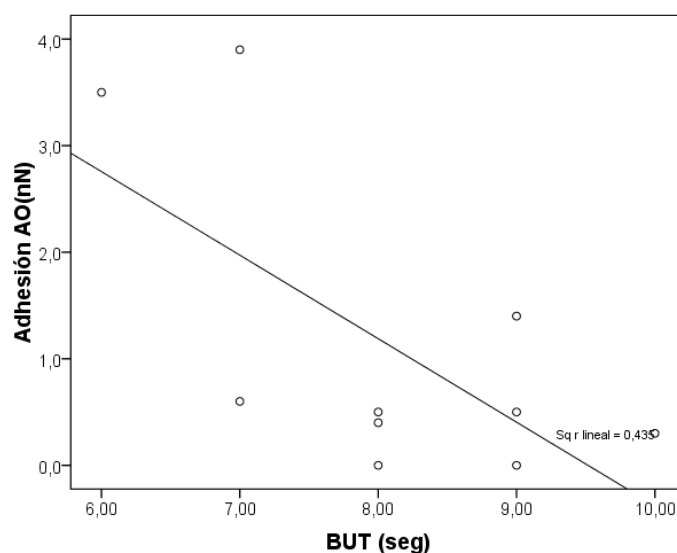


Figura 45. Correlación entre la Adhesión (LC Air Optix Aqua) y el BUT.

Las correlaciones con Rq, Skewness y Kurtosis, así como el resto de representaciones gráficas (incluyendo las de comodidad) se pueden consultar en el Anexo 5.

Más específicamente, se pueden analizar las condiciones oculares y los datos sobre los parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas en varios pacientes por separado. En concreto, en este estudio se analizarán para los pacientes 7 y 9.

Tabla 17. Parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas de las LC Premio y Air Optix Aqua para el paciente 7.

PACIENTE 7	Ra (nm)	Rq (nm)	Skewness (nm)	Kurtosis (nm)	Mód.Young (MPa)	Adhesión (nN)
LC PREMIO (OD)	211	261	-0,2	2,9	1	0,2
LC AIR OPTIX AQUA (OI)	32,9	43,2	-0,1	4,6	14,6	0,3

Tabla 18. Resultados de la pruebas de lágrima, test de comodidad y cuestionario OSDI para OD y OI en el paciente 7.

PACIENTE 7	Schirmer (mm)	NIBUT (seg)	BUT (seg)	Menisco lagrimal (mm)	Comodidad	OSDI
OD	28	18	12	0,3	4	0
OI	26	16	10	0,3	1	0

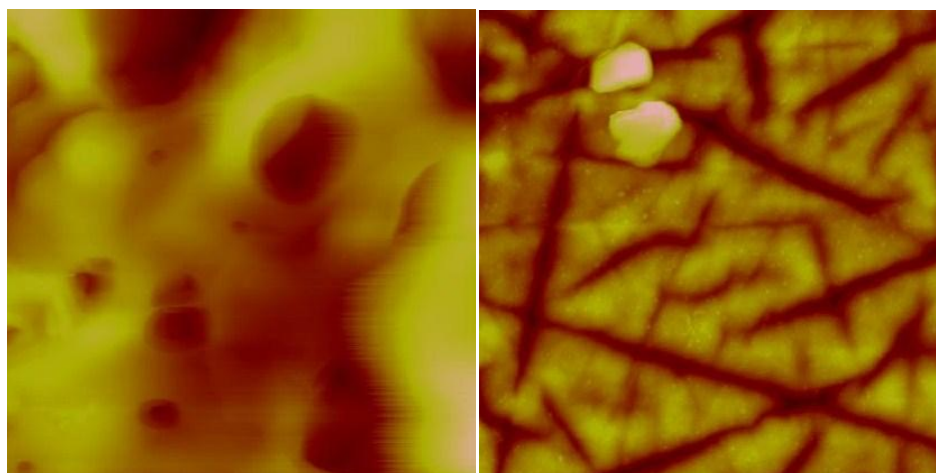


Figura 46. Imágenes topográficas de las LC Premio y Air Optix Aqua después de su uso (Paciente 7). La imagen de la izquierda se corresponde con la LC Premio usada y la de la izquierda se corresponde con la LC Air Optix Aqua después de haber sido utilizada.

Cuantitativamente, analizando los datos del paciente 7 (Tabla 17), se puede observar que los valores de rugosidad de Ra y Rq para la LC Premio tras el uso se disparan con respecto al resto valores (de estas mismas LC pero para otros pacientes) que se muestran en la Tabla 10 (ver resultados), lo cual sugiere que se han formado una cantidad importante de depósitos sobre la superficie.

Por otra parte, fijándose en las imágenes que se presentan en la Figura 46, podemos ver que la imagen topográfica de la LC Premio (imagen de la izquierda), presenta zonas más elevadas y extensas (de color amarillo) sin ningún atisbo del patrón característico de este tipo de LC, sugiriendo la presencia de depósitos. Las zonas más profundas y redondeadas (color marrón) sugieren que la superficie de la LC presenta agujeros (de unos cuantos nanómetros pudiendo llegar hasta micras).

Al intentar establecer una relación entre las condiciones oculares del paciente (pruebas de lágrima, comodidad y OSDI para el OD que es donde portó la LC Premio) con los resultados observados tanto cualitativa como cuantitativamente, podríamos decir que como los resultados para sus pruebas lagrimales son bastante buenos (Tabla 18) no existiría concordancia con los resultados proporcionados por la técnica de AFM (pudiendo adjudicar los resultados obtenidos de los parámetros de rugosidad a un error de la técnica AFM a la hora de escanear la superficie de la LC Premio para este caso en concreto). Sin embargo, el paciente refiere una mayor incomodidad con la LC Premio (puntuada con un 4 de 5) que con la LC Air Optix Aqua (puntuada con un 1 de 5), lo sugiere que a lo mejor este tipo de LC no es la más indicada para las condiciones oculares que presenta este paciente en concreto. Esta incomodidad que experimenta el paciente 7 (indicando quizás, que la relación LC-lágrima no es del todo correcta), podría establecer por qué se han obtenido estos resultados tan altos de los parámetros de rugosidad para la LC Premio, ya que éste paciente sólo mostró estos resultados en el ojo en el que portó este tipo de LC.

Tabla 19. Parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas de las LC Premio y Air Optix Aqua para el paciente 9.

PACIENTE 9	Ra (nm)	Rq (nm)	Skewness (nm)	Kurtosis (nm)	Mód. Young (MPa)	Adhesión (nN)
LC PREMIO (OI)	120	143	0,3	2,3	2	0,04
AIR OPTIX AQUA (OD)	113	174	1,6	9	22,7	0,5

Tabla 20. Resultados de las pruebas de lágrima, test de comodidad y cuestionario OSDI para OD y OI en el paciente 9.

PACIENTE 9	Schirmer (mm)	NIBUT (seg)	BUT (seg)	Menisco lagrimal (mm)	Comodidad	OSDI
OD	7	11	8	0,15	1	0
OI	6	10	7	0,15	3	0

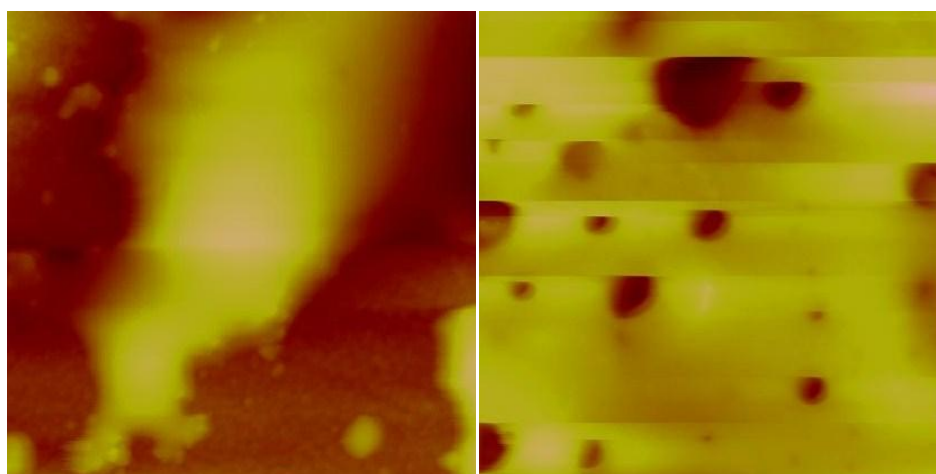


Figura 47. Imágenes topográficas de las LC Premio y Air Optix Aqua usadas (Paciente 9). La imagen de la izquierda se corresponde con la LC Premio usada y la de la izquierda se corresponde con la LC Air Optix Aqua tras su uso.

Al analizar los resultados obtenidos para el paciente 9 cuantitativamente, observando los datos proporcionados por la Tabla 19, se puede ver que en este caso, los datos de rugosidad Ra y Rq se disparan tanto para las LC Premio como para la LC Air Optix Aqua tras el uso, en comparación con los resultados obtenidos para el resto de pacientes que observan en las Tablas (ver Resultados). Estos valores tan elevados sugieren la presencia de depósitos en las superficies de los dos tipos de LC utilizadas.

Fijándose en las imágenes topográficas de la Figura 47, se puede ver que la imagen de la izquierda, correspondiente a la LC Premio presenta una zona extensa elevada (color amarillo) que sugiere la presencia de un gran depósito sobre la superficie de esta LC. Debajo de este depósito se puede apreciar mínimamente el patrón característico de las LC Premio.

En cuanto a la imagen topográfica de las LC Air Optix tras su uso, se podría decir que presenta en su mayor parte zonas elevadas (de color amarillo) con puntos de diversos tamaño que representan las zonas más profundas (color marrón). Las zonas más elevadas sugieren la

presencia de depósitos mientras que los puntos de diferentes tamaños sugieren la existencia de agujeros en la superficie de la LC (que pueden ir desde unos pocos nanómetros hasta unas pocas micras, en función de lo grande que sean).

Al intentar relacionar todos estos resultados obtenidos para las LC Premio y Air Optix Aqua con las condiciones oculares del paciente, se podría sugerir que en concreto, las pruebas de lágrima realizadas a este paciente, si que podrían intervenir de forma directa en los resultados finales de los dos tipos de LC tras uso analizados mediante la técnica AFM. El paciente 9 presenta unas condiciones lagrimales, en cuanto a volumen y calidad lagrimal, que se consideran dentro de lo normal pero que están próximos a los límites de los criterios de corte (por ejemplo Schirmer: OD 7 y OI 6, criterio de corte $<5,5\text{mm}$, presencia de ojo seco). Esto sugiere que el paciente 9 presenta una mayor posibilidad de formación de depósitos en ambos ojos, lo que se traduciría en una mayor presencia de depósitos en la superficie de las LC, aumentando considerablemente los valores de rugosidad (Ra y Rq, en concreto) y obteniendo imágenes topográficas en las que el patrón característico de las LC queda oculto por la presencia de zonas extensas más elevadas (depósitos) tras el análisis mediante la técnica AFM. En este caso, todo lo que se acaba de comentar se cumple en cierto modo, al observar tanto los valores de rugosidad Ra y Rq (Tabla 19) como las imágenes topográficas (Fig. 47) de las LC Premio y Air Optix Aqua tras su uso para este paciente en concreto (paciente 9).

7. CONCLUSIONES

La primera hipótesis se confirma ya que sí existen cambios en las superficies de las LC antes y tras su uso cuando se analizan mediante la Microscopía de Fuerzas Atómicas, pudiéndose valorar tanto cualitativa (imágenes topográficas) como cuantitativamente (valores de los parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas).

En cuanto a la segunda hipótesis propuesta, podríamos decir que se confirma, ya que se observan diferencias significativas entre los resultados de los parámetros de rugosidad y propiedades mecánicas en función de los tipos de LC sin usar y tras su uso (en este caso, LC Premio y Air Optix Aqua).

Al comparar los datos que se dan en este estudio acerca de los valores de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso, con los resultados obtenidos en otros estudios, podemos ver que los valores que se dan en este estudio de las LC Air Optix, se asemejan a los proporcionados en otros estudios (se han comparado principalmente los valores de rugosidad Ra, Rq), aunque existen pequeñas variaciones, incluso entre los estudios ya publicados. Para las LC Premio actualmente, no se refiere ninguna información en la literatura sobre los parámetros de rugosidad de estas LC tras el uso (únicamente se estableció para las LC Premio sin usar, mediante un estudio en el que aparecía una material similar al de las LC Premio). Los estudios publicados con respecto a este tema son pocos y además, en cada uno de ellos existen variaciones en cuanto a metodología y tipos de LC analizadas. En cuanto a los valores de Módulo de Young y Adhesión es la primera vez que se realiza la obtención de estos valores mediante la AFM por lo que no se han podido comparar con otros estudios.

La tercera hipótesis, referida a la influencia de las condiciones oculares de cada paciente en los cambios que se producen en las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua, no queda del todo claro si puede confirmarse o no. A pesar de que, sí parece existir una cierta influencia, sobre todo, de las características lagrimales de cada paciente en los cambios que se producen en las superficies de estas LC, es la primera vez que se intenta establecer una relación entre condiciones oculares y cambios superficiales de las LC analizadas mediante la AFM, por lo que, no existen referencias en la literatura actual que se puedan utilizar como base para una comparación.

Sobre la Microscopía de Fuerzas Atómicas, decir que se trata de una técnica válida para el estudio de la superficie de las LC, ya que aporta mucha información acerca de estas superficies y además, lo hace en áreas muy pequeñas, proporcionando así una información más específica. Quizás, en este estudio existan ciertas limitaciones en cuanto a la utilización de esta técnica, ya que únicamente se ha realizado una medida de una única zona por LC, aunque en esta misma zona se han escaneado dos pequeñas áreas de diferente tamaño ($5\mu\text{m}\times 5\mu\text{m}$ y $2\mu\text{m}\times 2\mu\text{m}$). Por otra parte, la muestra total de LC analizadas en este estudio es muy pequeña (un total de 20 LC, 10 LC Premio y 10 LC Air Optix Aqua), lo que en cierto modo condiciona los resultados. Estas limitaciones vienen dadas principalmente por el tiempo que emplea la AFM en realizar el barrido por la superficie de cada LC (a pesar de que la zona de la superficie escaneada es muy pequeña) y también, por el costo tanto de los profesionales que

trabajan con el Microscopio de Fuerzas Atómicas como de los materiales específicos que se utilizan para esta técnica.

Por lo tanto, se concluye que:

- Es necesario la realización de más estudios que analicen la superficie de las LC mediante la Microscopía de Fuerzas Atómicas, teniendo en cuenta tanto los parámetros de rugosidad (Ra, Rq, Skewness y Kurtosis) como las propiedades mecánicas.
- Cuando se realice un estudio de estas características, sería interesante que la muestra total de LC fuese mayor y que se realizase un análisis de al menos dos zonas diferentes de cada superficie de las LC, así como de áreas de diferentes tamaños.
- A la hora de discutir cuales pueden ser los motivos de que se produzcan esos cambios en las superficies de las LC tras el uso, sería útil no sólo fijarse en el material de las LC utilizadas sino también establecer una posible relación entre las condiciones oculares de cada paciente con las LC que ha utilizado cada uno. Un estudio minucioso de los resultados obtenidos para cada paciente en cuanto al análisis de la AFM y las condiciones oculares, podría aportar información más detallada sobre los cambios en las superficies de las LC tras el uso a nivel individual.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Abelson M, Ousler G, Nally L. Alternate reference values to tear film break-up time in normal and dry eye populations. *Adv Exp Med Biol.* 2002; 506B: 1121-1125.
2. Adams C, Cohen E, Laibson P, Galentine P, Arentsen J. Corneal ulcers in patients with cosmetic extended wear contact lenses. *Am J Ophthalmol.* 1983; 96: 7009-7755.
3. Ang JHB, Efron N. Carbon dioxide permeability of contact lens materials. *International Contact Lens Clinic.* 1989. 16(2): 48-58.
4. Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J Vision.* 2001; 1:1-8.
5. Artis, DL. *The Role of Oxygen in Successful Lens Wear.* CL Spectrum, 2006.
6. Baguet J, Sommer F, Duc TM. Imaging surfaces of hydrophilic contact-lenses with the atomic force microscope. *Biomaterials.* 1993; 14:279-84.
7. Bailey N. The contact lens-past, present and future. *CL Spectrum.* 2.7, 1987; 6-51.
8. Bailey N. The Muller Story. *CL Forum.* 4.2, 1999; 77-80.
9. Ballesteros O. De Da Vinci a Nuestros Días. *Revista ciencia y tecnología para la salud visual y ocular.* Julio-Diciembre 2006; (7): 107-115.
10. Barr JT, Bailey NJ: History and Development of Contact Lenses. En ES Bennett y BA Weissman (eds.): *Clinical Contact Lens Practice*, cap. 11. JB Lippincott Company, Philadelphia, 1991.
11. Bhatia S, Goldberg EP, Enns JB. Examination of contact lens surfaces by atomic force microscope (AFM). *CLAO J* 1997; 23:264-269.
12. Blanchard CR. Atomic Force Microscopy. *The Chemical Educator*, 1996; 1(5): 1-8.
13. Block HM: History and development of contact lenses. En Morgan B Raiford (ed.): *Contact lens management.* International Ophthalmology Clinics. Little, Brown and Co. Boston. 1961. 1(2): 299-309.
14. Brennan N, Efron N. Corneal oxygen consumption and hypoxia. In: Bennett ES, Weissman BA, eds. *Clinical Contact Lens Practice*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott 2005.
15. Brennan N. Corneal oxygenation during contact lens wear: comparison of diffusion and EOP-based flux models. *Clin Exp Optom.* 2005; 88: 103-8
16. Brennan NA. A model of oxygen flux through contact lenses. *Cornea.* 2001; 20:104-8.
17. Brennan, NA. Corneal oxygenation during toric contact lens wear. American Academy of Optometry Annual Meeting, Poster #73, October 22, 2008.
18. Bron AJ, Evans VE, Smith JA. Grading of corneal and conjunctival staining in the context of other dry eye tests. *Cornea.* 2003; 22: 640-50.
19. CCiTUB Estudi Mecànic de Mostres Mitjançant la Microscòpia de Forces Atòmiques (AFM). A: CCitUB. Centros Científicos y Tecnológicos de la Universidad de Barcelona. Unidad de Técnicas Nanométricas [en línea]. [Consulta: Enero 2012]. Disponible en: http://www.ccitub.edu/w3/wcat/s32/s32_0000.htm.

20. Cho P, Brown B. Review of the tear break-up time and a closer look at the tear break-up time of Hong Kong Chinese. *Optom Vis Sci.* 1993; 70(1); 30-8.
21. Cho P, Leung L, Choi A. Tear break-up time: clinical procedures and their effects. *Ophtal. Physiol. Opt* 1998; 18:319-24
22. Compañ V, Lopez-Aleman A, Riande E, Refojo MF. Biological oxygen apparent transmissibility of hydrogel contact lenses with and without organosilicon moieties. *Biomaterials* 2004; 25:359-65.
23. Cooper R, Constable I. Infective keratitis in soft contact lens wearers. *Brit J Ophthalmol.* 1977; 61: 250-254.
24. Cooper WW. *On Wounds and Injuries of the Eye.* 1859.
25. DeLoss K, Walsh J, Bergmanson J. Current silicone hydrogel UVR blocking lenses and their associated protection factors. *Contact Lens and Anterior Eye* 2010; 33(3): 136-140.
26. Descartes R: *Dioptrice Lugd. Batav.* 1637
27. Dumbleton K. No inflammatory silicone hydrogel lens complications. *Eye Contact Lens* 2003; 29:186-89.
28. Dunn AC, Cobb JA, Kantzios AN, Lee SJ, Sarntinoranont M, Tran-Son-Tay R, Sawyer WG: Friction coefficient measurement of hydrogel materials on living epithelial cells. *Tribol Lett.* 2008; 30(1): 13-19.
29. Efron N, Morgan P, Cameron I, Brennan N, Goodwin M. Oxygen permeability and water content of silicones hydrogel contact lens materials. *Optom Vision Sci.* 2007; 84(4): 328-33.
30. Efron N, Morgan P. Hydrogel contact lens dehydration and oxygen Transmissibility. *The CLAO Journal* 1999; 25(3):148-51.
31. Efron N, Pearson R. Centenary celebration of Fick's Ein Contactbrille. *Arch Ophamol* 106. 1988; 1370-1377.
32. Eliason AJ, Maurice DM. Staining of the conjunctiva and conjunctival tear film. *Br j Ophthamol.* 1990; 74: 519-22.
33. Farrell J, Patel S, Grierson DG, Sturrock RD. A clinical procedure to predict the value of temporary occlusion therapy in keratoconjunctivitis sicca *Ophthalmic Physiol Opt* 2003; 23: 1-8.
34. Fatt I, Bieber M. The steady-state distribution of oxygen and carbon dioxide in the in vivo cornea, I. The open eye in air and the close eye. *Exp Eye Res* 1968; 7:103-12
35. Fatt I. Prentice medal lecture: Contact lens wettability-myths, mysteries, and realities. *Am J Optom* 1984; 61:419-30.
36. Feldman A, Ford P: *Scientists & Inventors.* Bloomsbury Books. Ferguson Pub., Londres, 1989. Pp. 68-69, 150-151.
37. Fick AE: A contact Lens. *Arch Opthal.* 1888; 17:215-226.
38. Fleinboom W. A Plastic Contact Lens. *American Journal Of optometry.* 1937.
39. Fonn D, Sweeney D, Holden B, Cavanagh D. Corneal Oxygen deficiency. *Eye & Contact Lens: Science & Clinical Practice: January* 2005; 31(1): 23-27

40. French K, Jones L. A decade with silicone hydrogels: Part 1. *Optometry Today*, 2008; 48(18): 38-42.
41. French K, Jones L. A decade with silicone hydrogels: Part 2. *Optometry Today*, 2008; 48(18):38-42.
42. French K. Contact lens material properties part 1. Wettability. *Optician* 2005; 230: 20-28
43. Galloway Group. *Atomic Force Microscopy: A Guide to Understanding and Using the AFM*. Spring 2004.
44. García-Resúa C, Lira M, Yebra-Pimentel E. Evaluación objetiva y subjetiva del menisco lagrimal. *Rev. Esp. Contact*. 2006; Tomo XII, 13: 47-52.
45. Gaylord N. Oxygen-permeable contact lenses: composition, methods and article of manufacture. Patent US 3808179. 1974.
46. Giraldez MJ, Serra C, Lira M, Oliveira ER y Yebra-Pimentel E. Soft Contact Lens Surface Profile by Atomic Force Microscopy. *Optometry and Vision Science*. July 2010; 87(7): 475-481.
47. González- Méijome JM y Collar, CV. Hidrogeles de Silicona: qué son, cómo los usamos y que podemos esperar de ellos (I). *Gaceta Optometría y Óptica oftálmica*. Abril 2007; (414): 10-17.
48. Gonzalez-Meijome J, Lopez-Aleman A, Almeida J, Parafita M. Microscopic observations of silicone hydrogels with three different techniques. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005; 46: 909.
49. Gonzalez-Meijome JM, Lopez-Aleman A, Almeida JB, Parafita MA, Refojo MF. Microscopic observation of unworn siloxane- hydrogel soft contact lenses by atomic force microscopy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 76: 412-418.
50. González-Méijome JM, López-Aleman A, Almeida JB, Parafita MA. Surface AFM Microscopy of Unworn and Worn Samples of Silicone Hydrogel Contact Lenses. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 88: 75-82.
51. Grom E, Gutiérrez E y Bermúdez A: Esbozo histórico de las lentes de contacto. *Boletín del Instituto Nacional de Investigaciones Oftalmológicas I.N.D.I.O. Vol. III., Caracas (Venezuela), 1979. 205-218.*
52. Guillon J, Guillon M. Corneal desiccation staining with hydrogel lenses: Tear film and contact lens factors. *Ophtalmic and Physiological Optics* 1990; 4: 343-50.
53. Guillon J. Non-invasive Tearscope Plus routine for contact lens fitting. *Contact Lens Anterior Eye* 1998; 21: 31-40
54. Guryca V, Hobzová R, Prádný M, Sirc J, Michálek J. Surface morphology of contact lenses probed with microscopy techniques. *Contact Lens & Anterior Eye*. 2007; 30: 215-222.
55. Heitz, R. History of Contact Lens. In Dabezies OH, *Contact Lenses. The CLAO Guide to Basic Science and Clinical Practice 1 Update 3*. Grune & Stratton, Orlando. 1984: 1.1-2.3.
56. Hezzlet L, Moon M, Berk R. In vivo identification of sialic acid as the ocular receptor of *Pseudomona aeruginosa*. *Infect Immun*. 1986; 51: 687-689.

57. Ho Chi, Hilady V. Fluorescence assay for measuring lipid deposits on contact lens surfaces. *Biomaterials*. 1995; 16: 479-482.
58. Hofstetter HW y Graham R: Leonardo and contact Lenses. *Am J Optom*. 1953; 30: 441.
59. Holden B, Mertz G. Critical oxygen levels to avoid corneal edema for daily and extended wear contact lenses. *Ophthalmol Vis Sci* 1984; 25: 1161-67.
60. Holden B, Stephenson A, Stretton S, Andrew B, Stretton S, Sankaridurg P, et al. Superior Epithelial Arcuate Lesions with Soft Contact Lens Wear. *Optom Vis Sci* 2001; 71(1): 9-12.
61. Holden, BA & Mertz, GW. Critical oxygen levels to avoid corneal edema for daily and extended wear contact lenses. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1984; 25:1161-7.
62. Holden, BA y Sweeney, DF. Corneal Exhaustion syndrome (CES) no long term contact lens wearers. *Am J Optom Physiol Optics* 1988; 65-95.
63. Holly F, Refojo M. Wettability of hydrogels I. Poly (2-hydroxyethyl methacrylate). *J. Biomed. Matter* 1975; 9: 315-26.
64. Holly FJ. Physical chemistry of the normal and disordered tear film. *Trans Ophthalmol Soc UK* 1985; 104: 374-380.
65. Hom, MM. "Improving Ocular Health and Comfort With Silicone Hydrogel Contact Lens". *CL, Spectrum*, June 2007.
66. Hörber HJK. Atomic force microscopy in cell biology. Ed B.P [vol 68 en *Methods in cell biology*]. Academic Press. 2002.
67. <http://www.optoclinical.com/?p=151>. Todo Sobre Las Lentes De Contacto Blandas. Parte 1 y 2. Agosto 2009 [Consultado en Abril del 2012].
68. Hunt, O. *Soft Contact Lens Developments. Continuing Education & Training*. UK, 2007.
69. Jandt KD. Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science*. 2001; 491(3): 303.
70. Jones L y Tighe B. Silicone Hydrogel Contact Lens Materials Update- Part 1. [en línea] *Previous Editorials*. July 2004. [Consulta: Abril 2012]. Disponible en: http://www.siliconehydrogels.org/editorials/index_july.asp.
71. Jones L y Tighe B. Silicone Hydrogel Contact Lens Materials Update- Part 2. [en línea] *Previous Editorials*. July 2004. [Consulta: Abril 2012] Disponible en: http://www.siliconehydrogels.org/editorials/index_august.asp.
72. Jones L, Frankling V, Evans K, Sariri R, Tighe B. Spoilation and clinical performance of monthly vs. Three monthly. Group II disposable contact lenses. *Optom Vis Sci* 1996; 73: 16-21.
73. Jones L, Senchyna M, Glasier M, Schickler J, Forbes B, Louie D, et al. Lysozyme Lipid Deposition on Silicone Hydrogel Contact Lens Materials. *Eye & Contact Lens* 2003; 29 (1): 75-9.
74. Jones L, Subbaraman L, Rogers R, et al. Surface treatment, wetting and modulus of silicone hydrogels. *Optician* 2006; 232: 28-33.

75. Jones L: Modern contact lens materials: A clinical performance update. *Contact Lens Spectrum* 2002; 17; 9: 24-35.
76. Josephson J. Coalescing microcysts after long use of extended wear lenses. *Int Contact Lens Clin.* 1979; 6:24.
77. Kim SH, Opdahl A, Marmo C, Somorjai GA. AFM and SFG studies of pHEMA-based hydrogel contact lens surfaces in saline solution: Adhesion, friction, and the presence of noncrosslinked polymer chains at the surface. *Biomaterials* 2002; 23:1657–1666.
78. Knoll H. William Fleinboom. Pioneer in plastic contacts. *CL Forum.* 1.8, 1977; 29-32.
79. Künzler J, Ozark R. Methacrylate-capped fluoro side chain siloxanes: synthesis, characterization and their use in the design of oxygen-permeable hydrogels. *J. Appl. Polymer Sci* 1997; 65: 1081-108.
80. Künzler JF y McGee JA: Contact lens materials. *Chemistry and Industry Magazine*, 21 agosto 1995.
81. Künzler JF. Silicone-based hydrogels for contact lens applications. *Contact Lens Spectrum (Suppl)*; August 1999: 9S–11S.
82. Lamberts D. Keratoconjunctivitis Sicca. In: *The cornea: Scientific Foundations and Clinical Practice.* Smolin G and Thoft R (ed.). Little, Brown and Company. Boston. 1987. p. 387-405.
83. Lemp M, Blackman H, Wilson L, Leivill A. Gram negative corneal ulcers in elderly aphakic eyes in extended wear lenses. *Ophthalmology.* 1994; 91: 60-63.
84. Lippman J. Contact lens materials: a critical review. *CLAO J.* 1990; 16: 287-91.
85. Lira M, Santos L, Azeredo J, Yebra-Pimentel E, Real Oliveira MER. Comparative Study of Silicone-Hydrogel Contact Lenses Surfaces Before and After Wear Using Atomic Force Microscopy. *Wiley Periodicals, Inc*, 2007. 87: 475-481.
86. Lohnstein Th: Zu Gläserbehandlung der unregelmässigen Hornhaut (Vidrios para el tratamiento de la córnea irregular). *Klin Mbl Augenheilk.* 1896; 34:405. Die Berechnung der Planokonvexlinse des Hydrodiaskops (Cálculo de la lente planoconvexa del Hidrodiascopio). *Klin Mbl Augenheilk.* 1986; 35: 2656.
87. López CV, Fragoso R, J.I. Golzarri, G. Espinosa. Applications of the Atomic Force Microscopy to Nuclear Track Methodology. *Revista Mexicana de Física*, 2007; 53(3): 52-56.
88. López-Aleman A, Compan V y Refojo M. F. Porous Structure of Purevision™ versus Focus Night&Day™ and Conventional Hydrogel Contact Lenses. *Wiley Periodicals, Inc.* 2002. 63: 319-325.
89. M. Roba M, Duncan EG, Hill GA, Spencer ND, Tosatti SGP. Friction Measurements on Contact Lenses in Their Operating Environment. *Tribot Let.* 2011; 44: 387-397.
90. Maldonado-Codina C, Efron N. Hydrogel materials and manufacture. *Optom. Prac.* 2003; 4: 101-13.
91. Maldonado-Codina C, Efron N. Impact of manufacturing technology and material composition on the clinical performance of hydrogel lenses. *Optom. Vis. Scien.* 2004a; 81: 442-54.

92. Maldonado-Codina C, Morgan P.B. In vitro water wettability of silicone hydrogel contact lenses determined using the sessile drop and captive bubble techniques. Wiley Periodicals, Inc. 2007. 83A: 496-502.
93. Mann IC: History of contact lenses. Trans Soc UK. 1938; 58: 109.
94. Maurice D, Zaubermaier H, Michelson I. The stimulus to neovascularization in the cornea. Exp Eye Res. 1996; 5: 168-184.
95. Mayorga MT, Beltrán FB, Merchán NL. Generations of Disposable Silicone Hydrogel Soft Contact Lenses: Marketing or Real Clinical Significance? Revista Panamericana de Lentes de Contacto; abril/mayo/junio 2010; 2(2): 7-17.
96. Mengher LS, Bron AJ, Tonge SR, Gilbert DJ. A non-invasive instrument for clinical assessment of the pre-corneal tear film stability. Curr Eye Res. 1985; 4: 1-7.
97. Millar T, Papas E, Ozkan J, Jalbert I, Ball M. Clinical appearance and microscopic analysis of mucin balls associated with contact lens wear. Cornea 2003; 22: 740-45.
98. Miller, D y Carroll, JM: Corneal Edema and Scleral Lenses. International Ophthalmology Clinics. 1968. 8(3): 623-635.
99. Miñones M. cambios inducidos por las lentes de contacto en las propiedades y en la composición de la película lagrimal. Rev. Esp.Contact. 2007; 14: 3-10.
100. Mondino B, Weissman B, Farb M. Corneal ulcers associated with daily wear and extended wears contact lenses. Am J Ophthalmol. 1986; 102: 58-65.
101. Monticelli MV, Chauhan A, Radke CJ. The effect of water hydraulic permeability on the Settling of a Soft Contact Lens on the Eye. Current Eye Research. 2005; 30(5): 329-336.
102. Morgan P, Efron N, Hill E, Raynor M, Whiting M, Tullo A. Incidence of keratitis of varying severity among contact lens wearers. Br J Ophthalmol 2005; 89: 430-36.
103. Morgan P, Efron N. The oxygen performance of contemporary hydrogel contact lens. Contact Lens and Anterior Eye. 1998; 21(1): 3-6
104. Morra M, Occhiello E, Garbassi F. Knowledge about polymer surfaces from contact angle measurements. Adv. Colloid Interface Sci. 1990; 32: 76-116.
105. Nichols KK, Mitchell GL, Zadnik K. The repeatability of clinical measurements of dry eye. Cornea. 2004; 23: 272-55.
106. Nicolson PC, Vogt JU. Soft contact lens polymers: an evolution. Biomaterials, 2001; 22: 3273–3283.
107. O'Hare N, Naduvilath T, Jalbert I. Superior epithelial arcuate lesions (SEALs): a case control study. Invest Ophthalmol Vis Sci 2000; 41(4): 386.
108. Oesterschulze E. Recent developments of probes for scanning probe microscopy. Adv Imag Elect Phys 2001; 118: 129–206.
109. Opdahl A, Kim SH, Koffas TS, Marmo C, Somorjai GA. Surface mechanical properties of pHEMA contact lenses: viscoelastic and adhesive property changes on exposure to controlled humidity. J Biomed Mater Res Part A 2003; 67A: 350–6.
110. Opdahl A, Koffas TS, Amitay-Sadovsky E, Kim J, Somorjai GA. Characterization of polymer surface structure and surface mechanical behaviour by sum frequency

- generation surface vibrational spectroscopy and atomic force microscopy. *J Phys-Condens Mat* 2004; 16: R659–77.
111. Osborn K, Veys J .A new silicone hydrogel lens for contact lens-related dryness material properties. *Optician*. 2005; 6004(229).
 112. Özcürü F, Helvacı MR. Ocular Surface Disease Index for the Diagnosis of Dry Eye Syndrome. *Ocular immunology and Inflammation* 2007; 15: 389-93.
 113. Papas E, Vajdic C, Austen R, Holden B. High-oxygen-transmissibility soft contact lenses do not induce limbal hyperaemia. *Current Eye Research* 1997 Mayo 2; 16: 943-47.
 114. Papas E. On the relationship between soft contact lens oxygen transmissibility and induced limbal hyperaemia. *Exp Eye Res* 1998; 67: 125-31.
 115. Patrinely J, Wilhelmus K, Rubin J, Key S. Bacterial keratitis associated with extended wear soft contact lens. *CLAO J*. 1995; 11: 234-236.
 116. Pearson, RM y Efron, N: Hundredth Aniversario of August Müller's Inaugural Dissertation on Contact Lenses. *Surv Ophthalmol*. 1989, 34: 133-141.
 117. Pence, NA. Corneal fatigue syndrome: the sequel. *Contact Lens Spectrum* 1988; 3: 64-3
 118. Pérez Mogollón, JF y Lobão-Neto, AA. A Brief History & Evolution of Soft Contact Lenses Part 1: Materials. *Revista Panamericana de Lentes de Contacto*; 2009; 1(1).
 119. Pérez-Mogollón, JF. Una Visión Histórica de la Óptica. *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular*, 2006; 7: 99-105.
 120. Pintor R, Mexía E y Valle YL. Comodidad con Lentes de Contacto: Un Factor Multidimensional. *Revista Panamericana de Lentes de Contacto*; abril/mayo/junio 2009; 1(2): 5-9.
 121. Polse K, Mandell R. Critical oxygen tension at the corneal surface. *Arch Ophthalmol* 1971; 84: 505-8.
 122. Port M, Asaria T. The assessment of human tear flow. *J BCLA* 1990; 13: 76–82.
 123. Port MJA. Contact lens surface properties and interactions. *Optometry today*. 1999; 27-36.
 124. Pritchard N, Fonn D. Dehydration, lens movement and dryness ratings of hydrogel contact lenses. *Ophthalmic and Physiological Optics* 1995; 15(4): 281-86.
 125. Read M. L., Morgan P. B., Maldonado-Codina C. Measurement Errors Related to Contact Angle Analysis of Hydrogel and Silicone Hydrogel Contact Lenses. *Wiley Periodicals, Inc*. 2009; 91B: 662-668.
 126. Refojo M, Leong F. Water-dissolved-oxygen permeability coefficient of hydrogel contact lenses and boundary layer effect. *Journal of Membrane Science*. 1979; 4: 415-42.
 127. Refojo, MF. Tipos y Propiedades de los Materiales de las Lentes de Contacto. A: Durán de la Colina, JA. *Complicaciones de las lentes de contacto*. [en línea]. Junio 1998 [Consulta: Abril 2012]. Disponible en: <http://www.oftalmo.com/publicaciones/lentes/indice.htm>.

128. Rennie AC, Dickrell PL, Sawyer WG. Friction coefficient of soft contact lenses: measurements and modeling. *Tribol. Lett.* 2005;18(4): 499-504.
129. Ridley F: Therapeutic uses of scleral contact lenses. En PD Trevor-Roper (ed.): *Diseases of the Cornea. International Ophthalmology Clinics. Vol. 2. N1.* Little, Brown & Co., octubre, 1962. 687-716.
130. Robertson J, Su K, Goldenberg M, Mueller K. Wetable, flexible, oxygen permeable contact lens containing block copolymer-polyxyalkylene backbone units and use thereof. US Patent 5070169. 1991.
131. Roiz, JM y Salvador, EA. Historia y Desarrollo de las Lentes de Contacto. A: Durán de la Colina, JA. *Complicaciones de las lentes de contacto [en línea].* Junio, 1998 [Consulta: Marzo 2012]. Disponible en: <http://www.oftalmo.com/publicaciones/lentes/indice.htm>.
132. Rosenthal P: Corneal Contact Lenses and Edema. En CH Dohlman (ed.): *Corneal Edema. International Ophthalmology Clinics. Vol. 8. N1. 3.* Otoño. Little, Brown & Co., 1968. 611-621.
133. Saltz J, Schaslanger J. Complications of aphasic extended wear lenses encountered during a seven year period in 100 eyes. *CLAO J.* 1983; 9: 241-244.
134. Santodomingo J, Villa C y Morgan P. Lentes de Contacto adaptadas en 2011. *Gaceta Optometría y Óptica Oftálmica.* Enero 2012; (446): 14-18.
135. Schaeffer, J y Beiting, J. Key Developments in Contact Lens Materials and Design, 1975-2000. *Review of Optometry* 2007; 144: 9-18.
136. Schaeffer, J y Beiting, J. The Early History of Contact Lenses. *Review of Optometry* 2007; 144: 3-8.
137. Serry, FM. Applications of Atomic Force Microscopy for Contact Lens Manufacturing. Bruker Corporation. 2010.
138. Shiffman RM, Christianson MD, Jacobson G, et al. Reliability and Validity of the Ocular Surface Disease Index. *Arch Ophthalmo* 2000; 118: 615-21.
139. Stapleton, F; Stretton, S; Papas E et al. Silicone hydrogel contact lenses and the ocular surface. *Ocul Surf* 2006; 4(1): 24-43.
140. Szczotka, LB. A Tribute to the Father of the Soft Contact Lens. *Contact Lens Spectrum.* [en línea] 2000. [Consulta: Abril 2012]. Disponible en: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleid=11755>.
141. Tighe B. Silicone hydrogel materials - How do they work? In Sweeney D F, editor. *Silicone hydrogels. The rebirth of continuous wear contact lenses.* Oxford: Butterworth-Heinemann; 2000; 1-21.
142. Tighe, BJ. Soft lens materials. In: Efron N, editor. *Contact lens practice.* Oxford: Butterworth-Heinemann; 2002. p. 71-84.
143. Tonge S, Jones L, Goodball S, Tighe B. The ex vivo wettability of soft contact lenses. *Curr. Eye. Res* 2001; 23: 51-59
144. Torrent J. Las microscopias actuales: la microscopía de fuerzas atómicas (I). *Ver y Oír.* Octubre 2004. 475-482.

145. Valint Jr et al. Plasma surface treatment of silicone hydrogel contact lenses. Patent US 6193369. 2001.
146. Van Bijsterveld OP. Diagnostic tests in the sicca syndrome. *Arch Ophthalmol*. 1969; 82: 10-14.
147. Velázquez, R. Material de Lentes de Contacto y sus Propiedades. *Columna Internacional IACLE México*. [en línea] [Consulta: Mayo 2010] Disponible en: <http://www.imagenoptica.com.mx/pdf/revista50/materiales.htm>.
148. Vilalta-Clemente, A y Gloystein, A. Principle of Atomic Force Microscopy. *Physics if Advanced Materials Winter School, 2008*. p. 1-8.
149. Vitali C, Moutsopoulos HM, et al. The European Community Study Group on diagnostic criteria for Sjogren's syndrome. Sensitivity and specificity of tests for ocular and oral involvement in Sjogren's syndrome. *Ann Rheum Dis*. 1994; 53(10): 637-47.
150. Walsh J, Bergmanson J, Wallace D, Saldana G, Dempsey H, McEvoy H. Quantification of the ultraviolet radiation (UVR) field in the human eye in vivo using novel instrumentation and the potential benefits of UVR blocking hydrogel contact lens. *Br J Ophthalmol* 2001; 85: 1080–5.
151. Weikart CM, Matsuzawa Y, Winterton L, Yasuda HK. Evaluation of plasma polymer-coated contact lenses by electrochemical impedance spectroscopy. *J Biomed Mater Res*. 2001; 54: 597–606.
152. Weissman B, Bartly O, Mondino J, Pettit T, Hofbauer J. Corneal ulcers associated with extended wear soft contact lenses. *Am J Ophthalmol*. 1984; 97: 476-481.
153. Westphalen-Correa, JA; Andrade, GL; Touma-Falci, L; Lobão-Neto, AA. As lentes de contato gelatinosas de silicone-hidrogel e suas gerações: fronteiras entre a relevância clínica e mensagens de marketing. *Rev. Bras. Med*. 2010; 67(11): 410-414.
154. Wichterle O, Lim D, Dreifus M: To the problem of contact lenses. *Cs ofthalm* 17: 1, 1961.
155. Wichterle O, Lim D. Cross-linked hydrophilic polymers and articles made there from, US Patent 3220960. 1965.
156. Wichterle O, Lim D. Hydrophilic gels for biologic use. *Nature*. 1960; 185: 117-118.
157. Wilson L, Julian A, Ahearn D. Pseudomonas induced corneal ulcer associated with contaminated eye mascara. *Am J Ophthalmol*. 1974; 84: 112-119.
158. Wilson L, Julian A, Ahearn D. The survival and growth of microorganisms in mascara during use. *Am J Ophthalmol*. 1975; 79: 596-601.
159. Wilson L, Schiltzer R, Ahern D. Pseudomonas corneal ulcers associated with soft contact lens wear. *Am J Ophthalmol*. 1982; 92: 546-554.
160. Yanoff M, Fine BS. *Conjunctiva*. 6th ed., *Ocular Pathology*, 19, 6th ed. Mosby-Wolfe; 2009. p. 205–29.
161. Young G, Chalmers JA, Hunt, C. Hydrogel comfort in challenging environments and the effect of refitting with silicone hydrogel lenses. *Optom Vis Sci*, 2007; 84(4): 302-8.

9. ANEXOS

9.1. ANEXO I. OCULAR SURFACE DISEASE INDEX (OSDI)

Conteste a las preguntas marcando la casilla que mejor represente su respuesta.

1) ¿Ha experimentado alguna de las siguientes alteraciones durante la última semana?

	En todo momento	Casi en todo momento	El 50% del tiempo	Casi en ningún momento	En ningún momento
1. Sensibilidad a la luz					
2. Sensación de arenilla en los ojos					
3. Dolor de ojos					
4. Visión borrosa					
5. Mala visión					

2) ¿Ha tenido problemas en los ojos que le han limitado o impedido realizar alguna de las siguientes acciones durante la última semana?

	En todo momento	Casi en todo momento	El 50% del tiempo	Casi en ningún momento	En ningún momento	N/A
6. Leer						
7. Conducir de noche						
8. Trabajar con un ordenador o utilizar un cajero automático						
9. Ver la televisión						

3) ¿Ha sentido incomodidad en los ojos en alguna de las siguientes situaciones durante la última semana?

	En todo momento	Casi en todo momento	El 50% del tiempo	Casi en ningún momento	En ningún momento	N/A
10. Viento						
11. Lugares con baja humedad (muy secos)						
12. Zonas con aire acondicionado						

Puntuación de ítems

La puntuación total en OSDI se calcula basándose en la siguiente fórmula:

$$OSDI = \frac{(suma\ de\ la\ gravedad\ de\ todas\ las\ preguntas\ contestadas) \times (100)}{(total\ de\ preguntas\ contestadas) \times (4)}$$

Dónde la gravedad se ha clasificado en una escala de

0 = en ningún momento

1 = casi en ningún momento

2 = el 50% del tiempo

3 = casi en todo momento

4 = en todo momento

Interpretación

Una puntuación de 100 corresponde a una discapacidad total (respuesta “En todo momento” a todas las preguntas contestadas), mientras que una puntuación de 0 corresponde a ninguna discapacidad (respuesta “En ningún momento” a todas las respuestas contestadas). Por ello, el cambio con respecto al valor basal de -12,5 corresponde a una mejora en al menos una categoría en la mitad de las preguntas contestadas.

Puntuación de subescalas

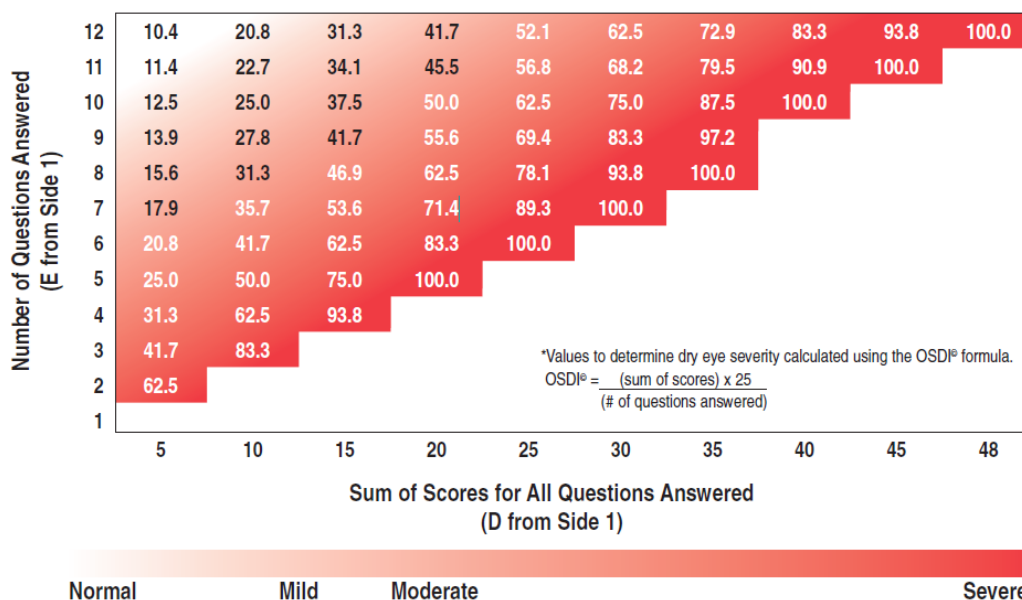
Las puntuaciones de subescalas se calculan de forma similar, utilizando solo las preguntas de cada subescala para generar su propia puntuación. Por ello, todas las subescalas analizadas por separado tendrían una puntuación máxima posible de 100.

Las tres subescalas (función visual, síntomas oculares y estímulos ambientales) se dividen de la siguiente forma:

<u>Subescala</u>	<u>Preguntas</u>
Función visual	4,5,6,7,8,9
Síntomas oculares	1,2,3
Estímulos ambientales	10,11,12

Escala que evalúa la severidad del síndrome de ojo seco en función de la puntuación

En función de la puntuación y del número de preguntas contestadas, se puede consultar cual es la severidad del síndrome de ojo seco que presenta el paciente. Cuanto mayor sea el valor, más hacia la derecha se presenta y de un color rojo más intenso y por tanto, mayor severidad.



9.2. ANEXO II. TABLAS DE DATOS PARA LAS LC PREMIO Y AIR OPTIX SIN USAR

Tabla 3. Resultados de las LC Premio mediante la AFM.

LC PREMIO (Sin usar)	Ra (nm)	Rq (nm)	Skewness	Kurtosis	Módulo Young (Mpa)	Adhesión (nN)
1	2,5	3,3	0,9	8,3		
2	2,1	4	0,7	7		
3	2,6	3,5	0,3	8		
4	3,1	4	0,02	6,2		
5	3	3,9	0,1	4,3		
6	6	7,4	0,2	5,1		
7	6,3	7,8	0,04	2,8		
8	4,2	5,3	0,1	3		
9	5,6	7	0,3	4,7		
10	5,3	6,6	0,04	2,7		
11	1,9	2,4	0,4	6,5	8,3	1,4
Media	3,9	5,0	0,3	5,3		
Desviación	1,7	1,9	0,3	2,0		
Mediana	3,1	4	0,2	5,1		
Intervalos confianza (95%)	3,9±0,9	5,0±1,1	0,3±0,2	5,3±1,2		

Tabla 4. Resultados de las LC Air Optix Aqua mediante la AFM

LC AIR OPTIX AQUA (sin usar)	Ra (nm)	Rq (nm)	Skewness	Kurtosis	Módulo de Young (MPa)	Adhesión (nN)
1	2,1	2,6	-0,2	3,3		
2	2,6	3,2	-0,3	3,1		
3	1,6	2	0,3	4,9		
4	2,3	3	-0,4	3,6		
5	2,1	2,7	-0,1	4,1	31,2	0,03
6	3,7	4,6	0,3	3,6	29,4	0,1
7	2,8	3,8	0,4	6,6	31,9	0,06
8	2,3	3	0,8	7,1	29	0,2
Media	2,4	3,1	0,1	4,5	30,4	0,1
Desviación	0,6	0,8	0,4	1,5	1,4	0,07
Mediana	2,3	3	0,1	3,9	30,3	0,08
Intervalos confianza (95%)	2,4±0,4	3,1±0,5	0,1±0,2	4,54±0,9	30,4±1,3	0,1±0,06

9.3. ANEXO III. CORRELACIONES ENTRE LOS PARÁMETROS DE RUGOSIDAD Y PROPIEDADES MECÁNICAS PARA LAS LC PREMIO Y AIR OPTIX AQUA.

- Correlación Rq LC Premio-Rq LC Air Optix Aqua

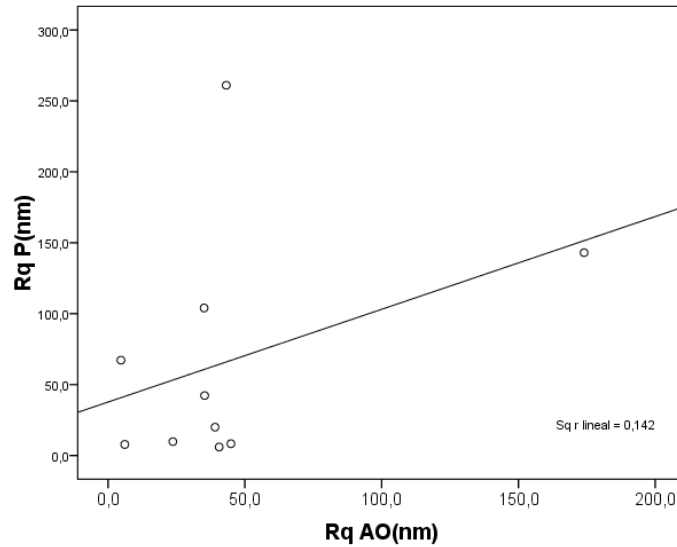


Figura 3. Representación gráfica de la correlación del RMS (Rq) de las LC Premio y Air Optix Aqua.

- Correlación Skewness LC Premio-Skewness LC Air Optix Aqua

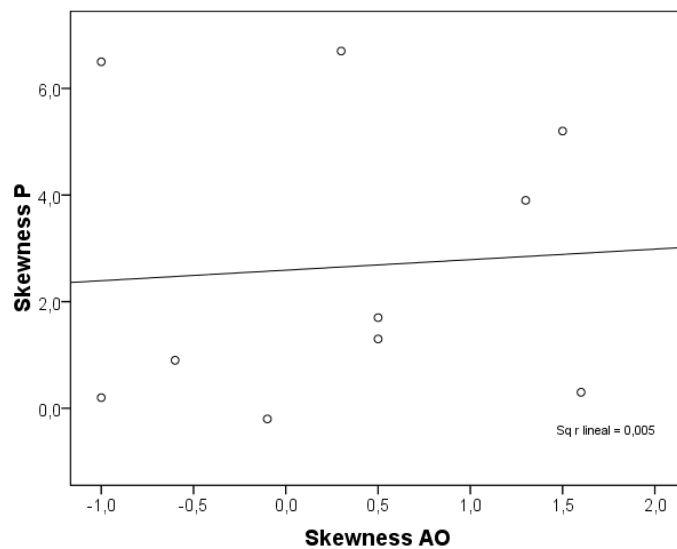


Figura 4. Representación gráfica de la correlación del Skewness para las LC Premio y Air Optix Aqua.

- **Correlación Kurtosis LC Premio-LC Air Optix Aqua**

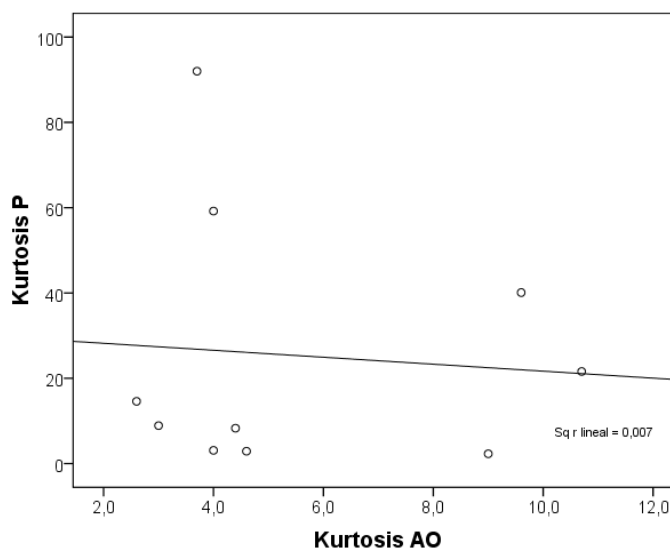


Figura 5. Representación gráfica de la correlación de la Kurtosis para las LC Premio y Air Optix Aqua.

- **Correlación Módulo de Young LC Premio-LC Air Optix Aqua**

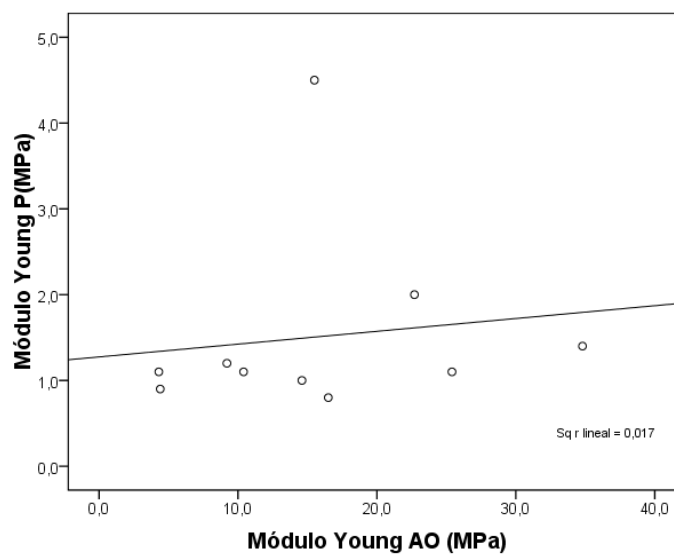


Figura 6. Representación gráfica de la correlación del Módulo de Young para las LC Premio y Air Optix Aqua.

- **Correlación de la Adhesión LC Premio-LC Air Optix Aqua**

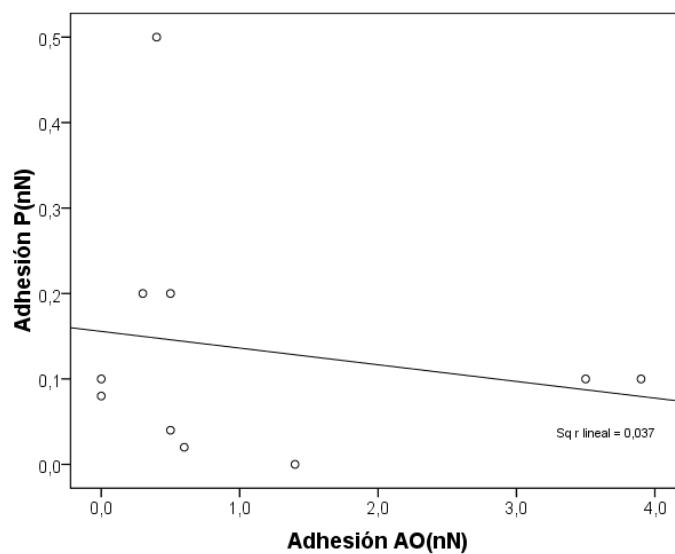


Figura 7. Representación gráfica de la correlación de la Adhesión para las LC Premio y Air Optix.

9.4. ANEXO IV. REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LAS CORRELACIONES ENTRE LAS PRUEBAS LAGRIMALES, TEST DE COMODIDAD Y CUESTIONARIO DE OJO SECO (OSDI)

- Correlación Schirmer-NIBUT

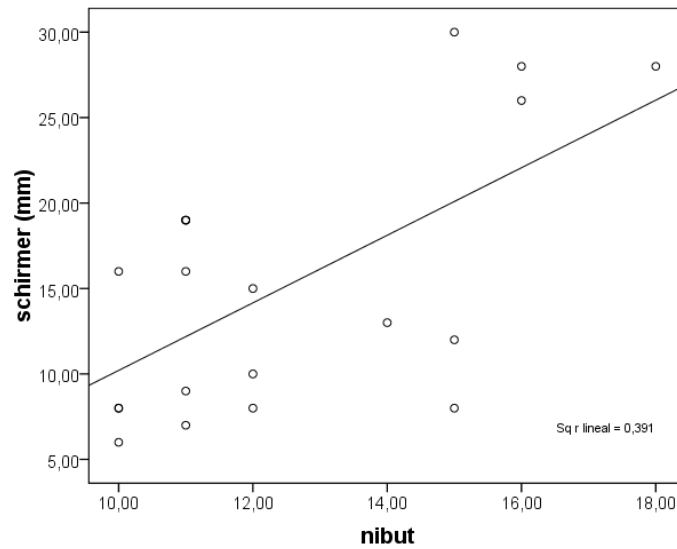


Figura 8. Gráfica que representa correlación entre Schirmer y NIBUT.

- Correlación Schirmer-BUT

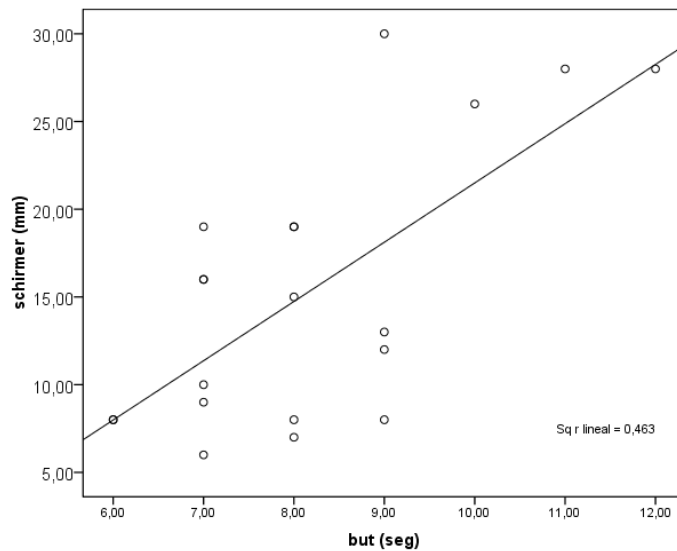


Figura 9. Gráfica que representa la correlación entre Schirmer y BUT.

- **Correlación Schirmer-Menisco lagrimal**

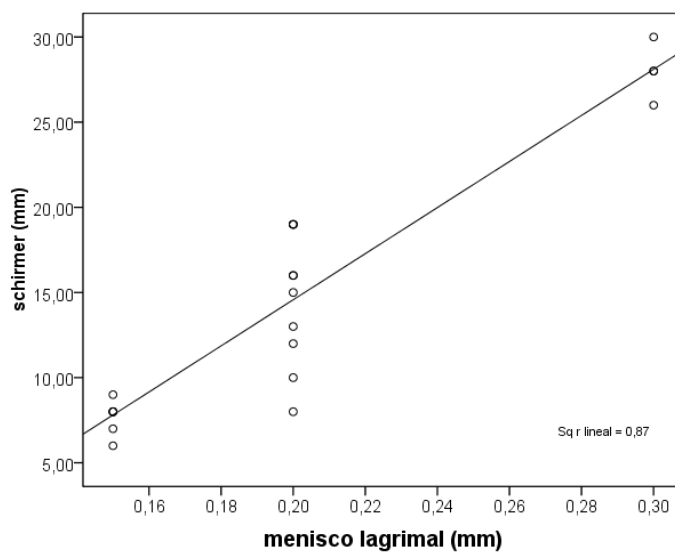


Figura 10. Representación gráfica de la correlación entre Schirmer y Menisco lagrimal.

- **Correlación Schirmer-Comodidad**

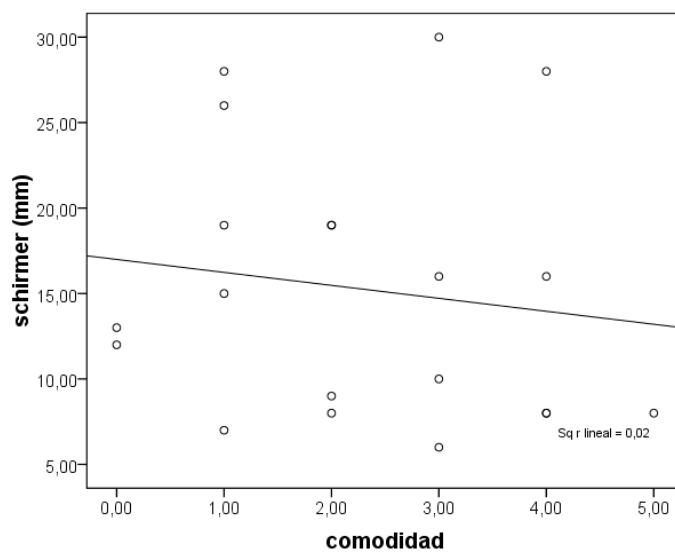


Figura 11. Representación gráfica de la correlación entre Schirmer y Comodidad.

- **Correlación Schirmer-OSDI**

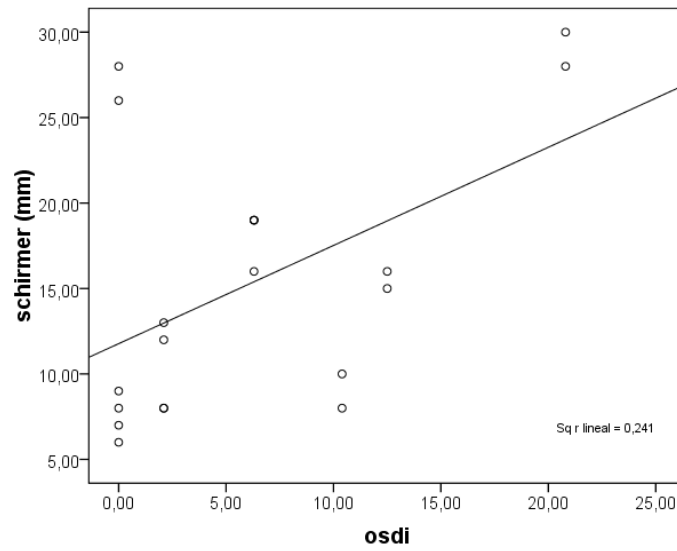


Figura 12. Representación gráfica de la correlación entre Schirmer y OSDI.

- **Correlación NIBUT-Menisco lagrimal**

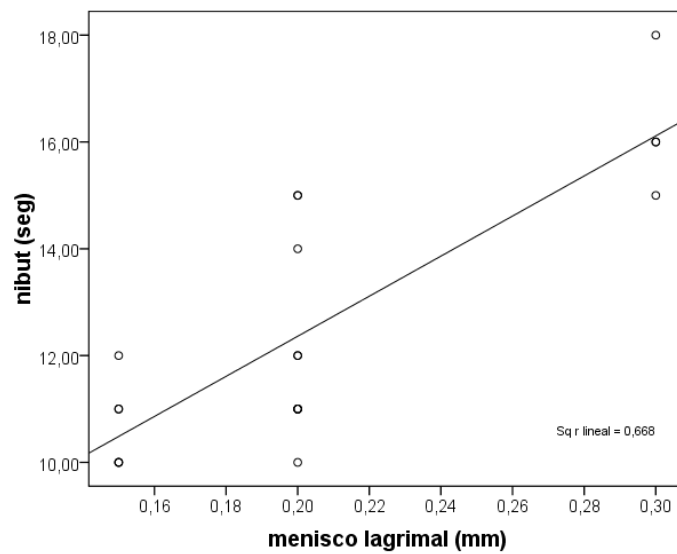


Figura 13. Representación gráfica de la correlación entre NIBUT y menisco lagrimal.

- **Correlación NIBUT-Comodidad**

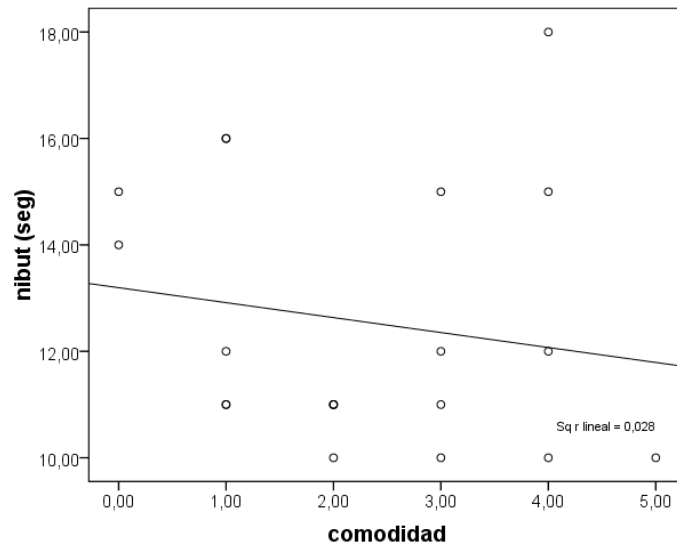


Figura 14. Representación gráfica de la correlación entre NIBUT y comodidad.

- **Correlación NIBUT-OSDI**

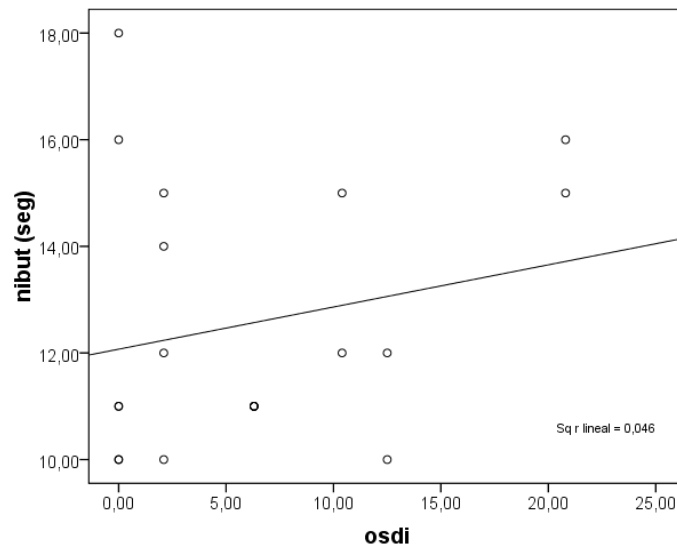


Figura 15. Representación gráfica de la correlación entre NIBUT y OSDI.

- **Correlación BUT-Menisco lagrimal**

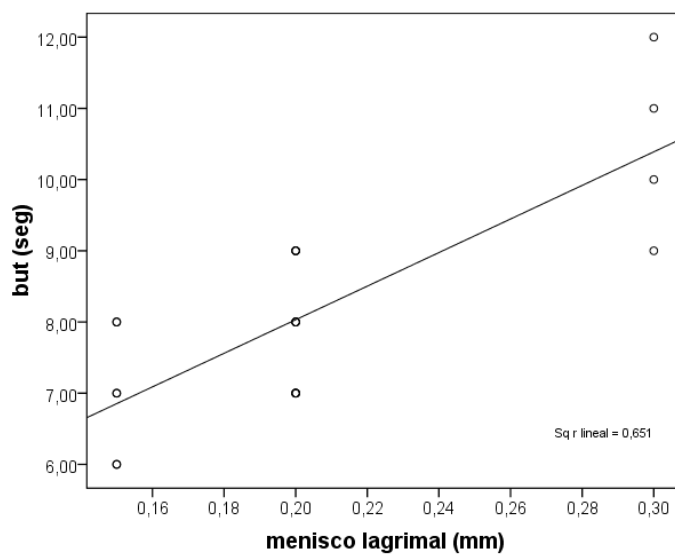


Figura 16. Representación gráfica de la correlación entre BUT y menisco lagrimal.

- **Correlación BUT-Comodidad**

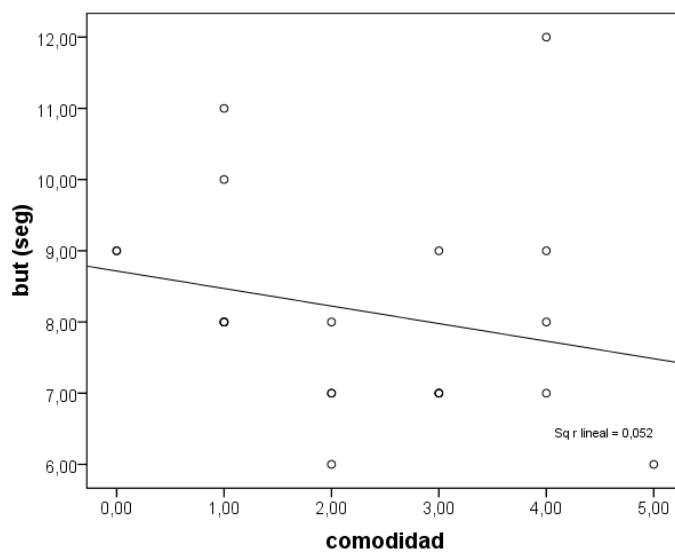


Figura 17. Representación gráfica de la correlación entre BUT y comodidad.

- **Correlación BUT-OSDI**

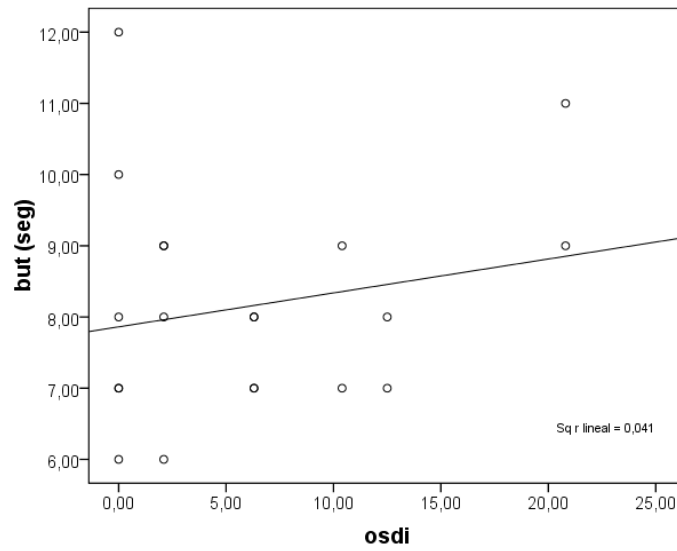


Figura 18. Representación gráfica de la correlación entre BUT y OSDI.

- **Correlación Menisco lagrimal-Comodidad**

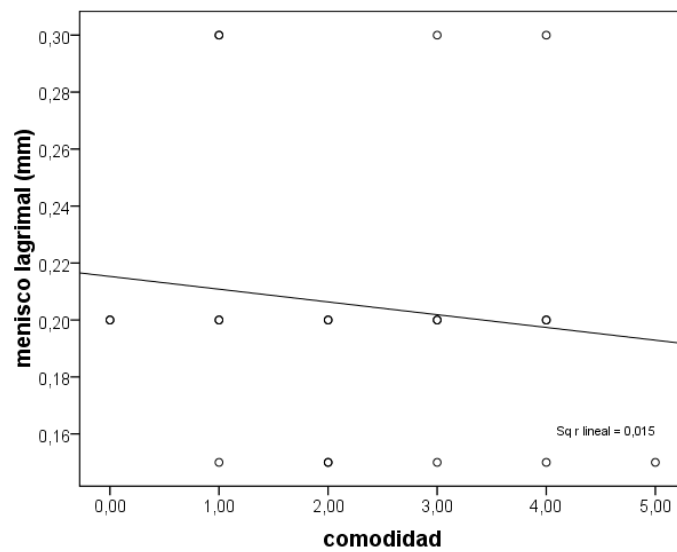


Figura 19. Representación gráfica de la correlación entre menisco lagrimal y comodidad.

- **Correlación Menisco lagrimal-OSDI.**

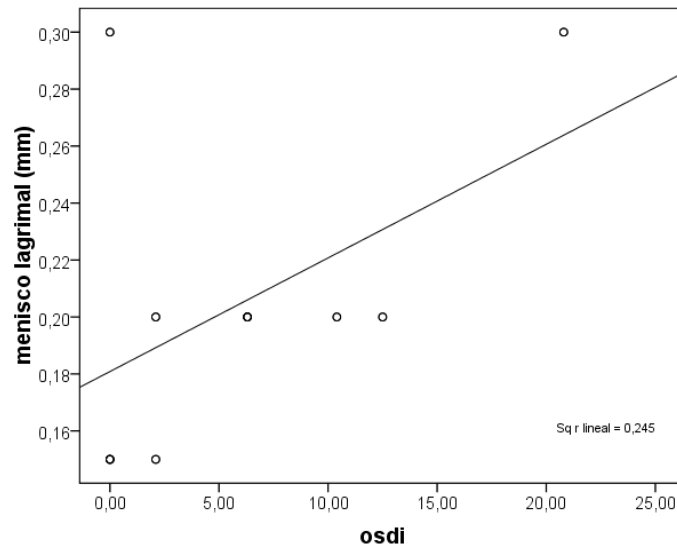


Figura 20. Representación gráfica de la correlación entre el menisco lagrimal y OSDI.

- **Correlación Comodidad-OSDI**

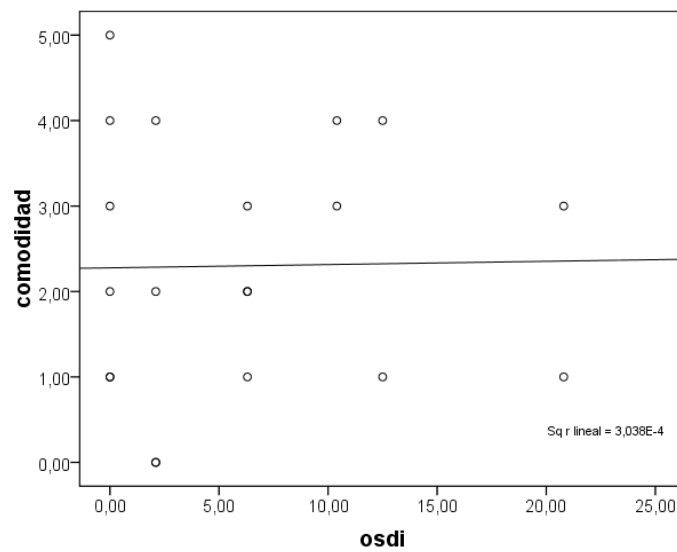


Figura 21. Representación gráfica de la correlación entre la comodidad y OSDI.

9.5. ANEXO V. CORRELACIONES Y NIVELES DE SIGNIFICACIONES PARA Rq, SKEWNESS Y KURTOSIS Y REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LAS CORRELACIONES PARA LOS PARÁMETROS DE RUGOSIDAD Y PROPIEDADES MECÁNICAS CON SCHIRMER, BUT Y COMODIDAD (LC PREMIO Y AIR OPTIX AQUA)

- **Correlaciones y niveles de significación para Rq, Skewness y Kurtosis (LC Premio y Air Optix Aqua)**

Tabla 5. Correlaciones y niveles de significación para Rq, Skewness y Kurtosis de la LC Premio con Schirmer y BUT.

LC PREMIO	Rq (nm)	Skewness (nm)	Kurtosis (nm)
Schirmer (mm)	$r=0,345$ $p>0,1$	$r=-0,054$ $p>0,5$	$r=-0,104$ $p>0,5$
BUT (seg)	$r=0,447$ $p>0,1$	$r=-0,112$ $p>0,5$	$r=-0,150$ $p>0,5$

Tabla 6. Correlaciones y niveles de significación para Rq, Skewness y Kurtosis de la LC Air Optix Aqua con Schirmer y BUT.

LC AIR OPTIX AQUA	Rq (nm)	Skewness (nm)	Kurtosis (nm)
Schirmer (mm)	$r=0,374$ $p>0,1$	$r=-0,518$ $p>0,1$	$r=-0,158$ $p>0,5$
BUT (seg)	$r=0,049$ $p>0,5$	$r=-0,590$ $p=0,073$	$r=-0,632$ $p=0,05$

- **Correlación Ra Premio y Schirmer**

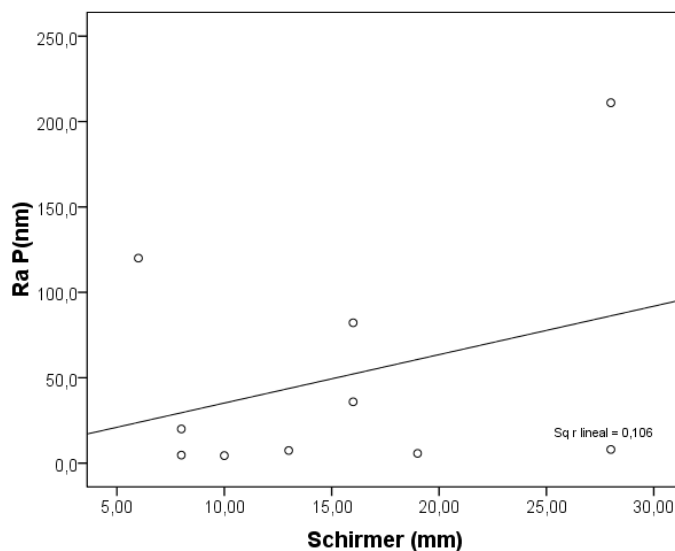


Figura 22. Representación gráfica de la correlación entre el Ra de las LC Premio (P) y Schirmer.

- **Correlación Rq Premio y Schirmer**

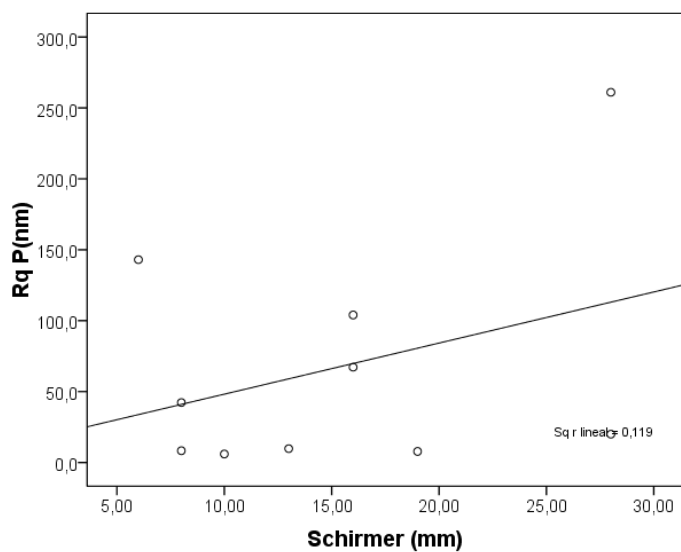


Figura 23. Representación gráfica de la correlación entre el Rq de las LC Premio y Schirmer.

- **Correlación Skewness LC Premio y Schirmer**

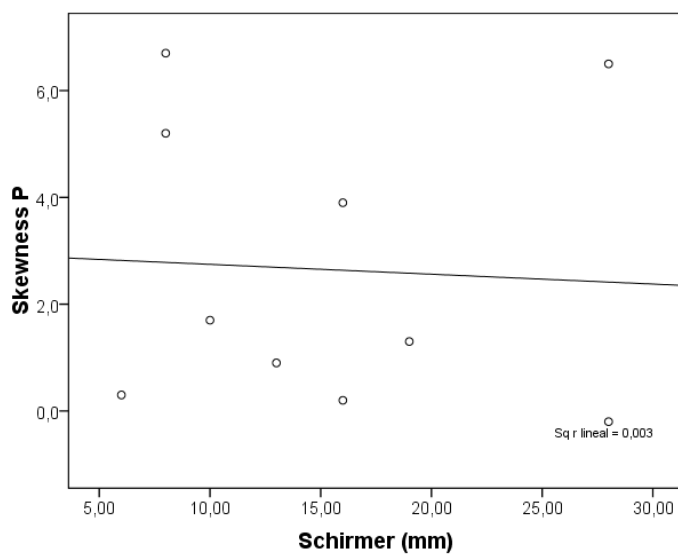


Figura 24. Representación gráfica de la correlación entre el Skewness LC Premio y Schirmer.

- **Correlación Kurtosis LC Premio y Schirmer**

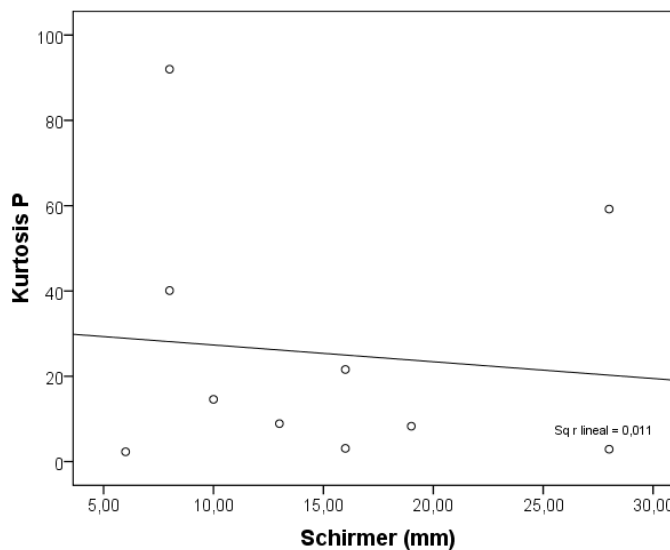


Figura 25. Representación gráfica de la correlación entre la Kurtosis de las LC Premio y Schirmer.

- **Correlación Módulo de Young LC Premio y Schirmer**

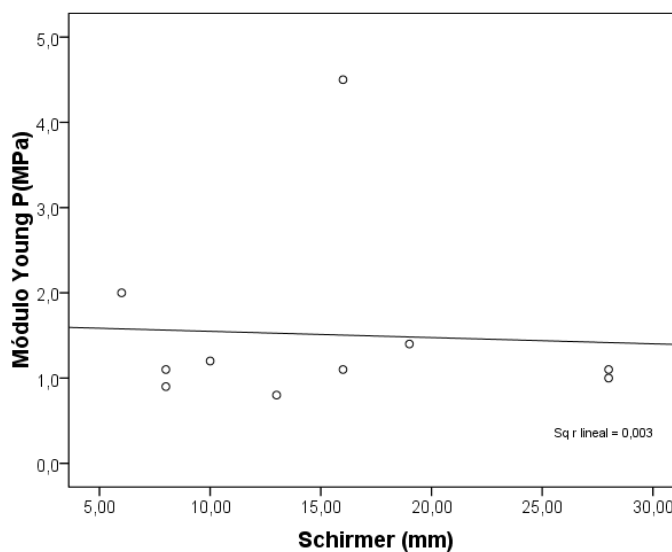


Figura 26. Representación gráfica de la correlación entre el módulo de Young de las LC Premio y Schirmer.

- **Correlación Adhesión LC Premio y Schirmer**

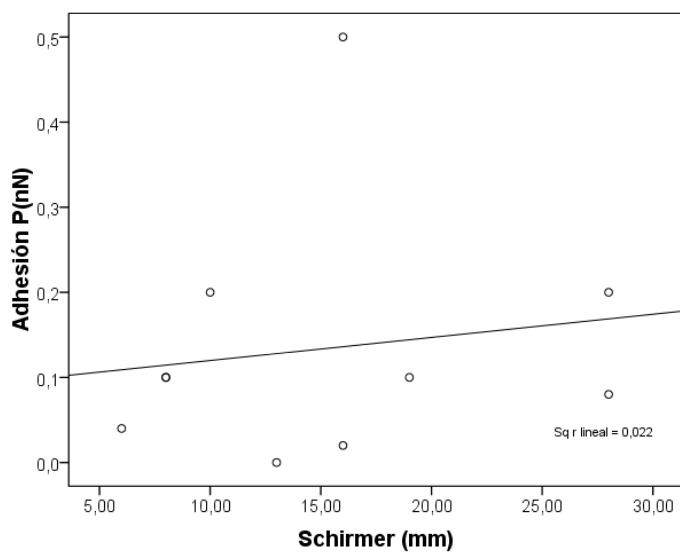


Figura 27. Representación gráfica de la correlación entre la Adhesión de las LC Premio y Schirmer.

- **Correlación Rq LC Premio y BUT**

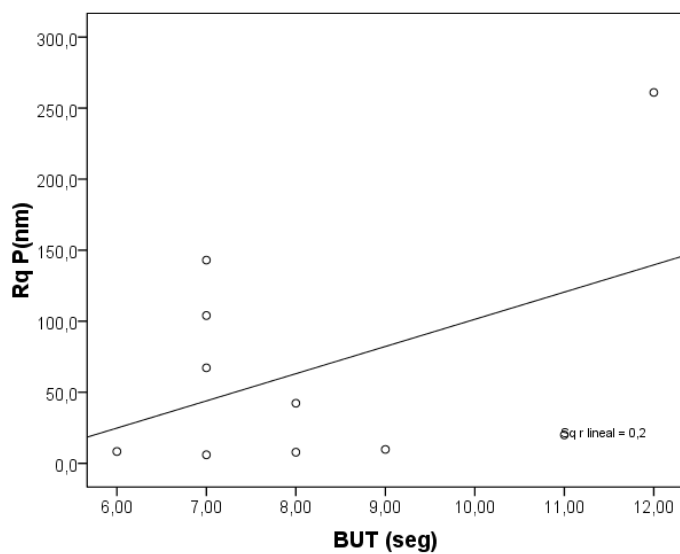


Figura 28. Representación gráfica de la correlación entre Rq LC Premio y BUT.

- **Correlación Skewness LC Premio y BUT**

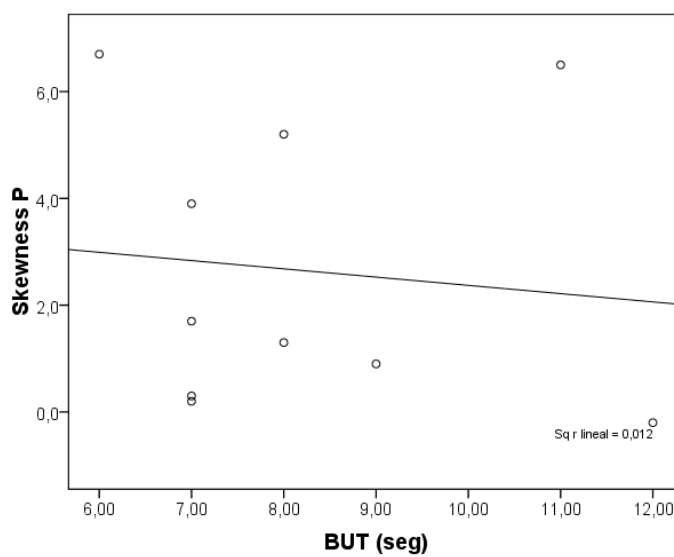


Figura 29. Representación gráfica de la correlación entre la Skewness de las LC Premio y BUT.

- **Correlación Kurtosis LC Premio y BUT**

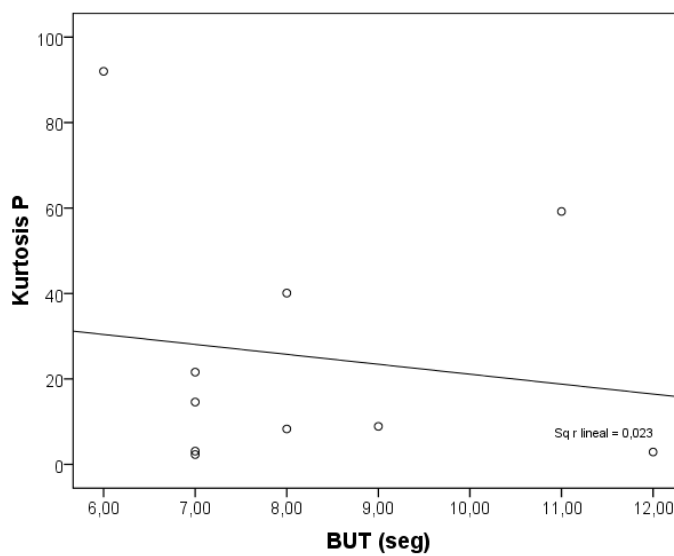


Figura 30. Representación gráfica de la correlación entre la Kurtosis de las LC Premio y BUT.

- **Correlación del Módulo de Young LC Premio y BUT**

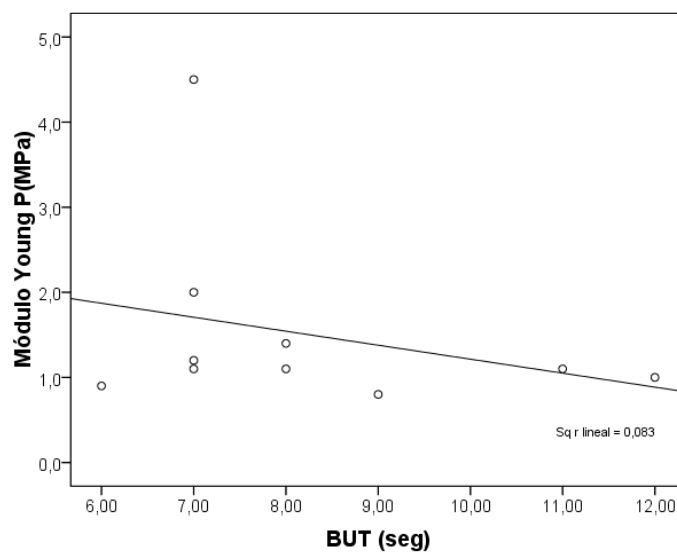


Figura 31. Representación gráfica de la correlación entre el Mód. Young LC Premio y BUT.

- **Correlación del Adhesión LC Premio y BUT.**

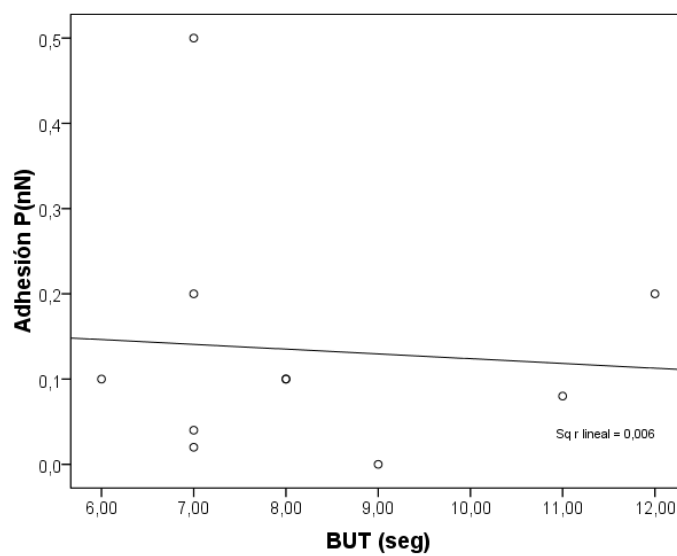


Figura 32. Representación gráfica de la correlación entre la Adhesión LC Premio y BUT.

- **Correlación Ra LC Air Optix Aqua y Schirmer**

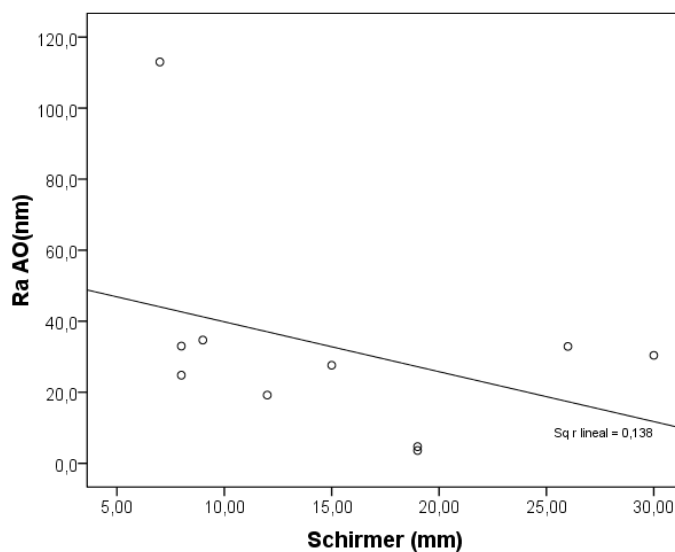


Figura 33. Representación gráfica de la correlación entre el Ra de las LC Air Optix Aqua (AO) y Schirmer.

- **Correlación Rq LC Air Optix Aqua y Schirmer**

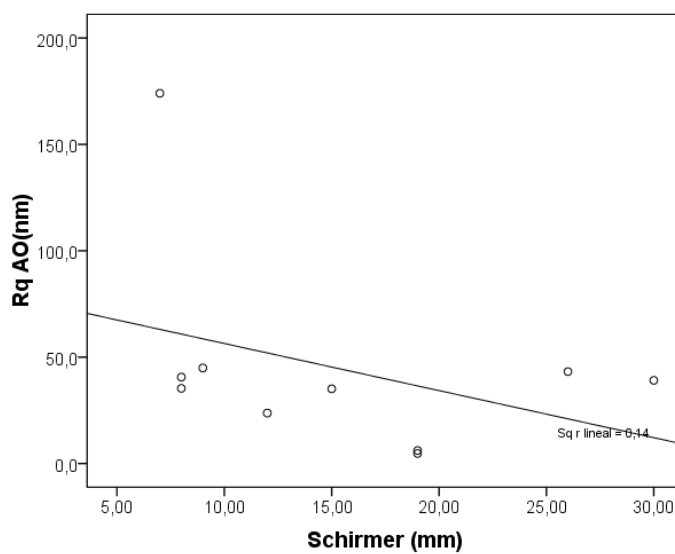


Figura 34. Representación gráfica de la correlación entre el Rq de las LC Air Optix Aqua y Schirmer.

- **Correlación Skewness LC Air Optix Aqua y Schirmer**

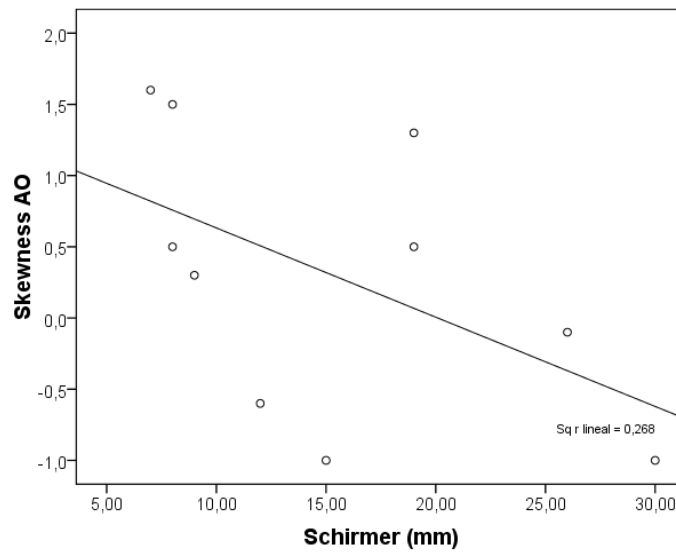


Figura 35. Representación gráfica de la correlación entre la Skewness LC Air Optix Aqua y Schirmer.

- **Correlación Kurtosis LC Air Optix Aqua y Schirmer**

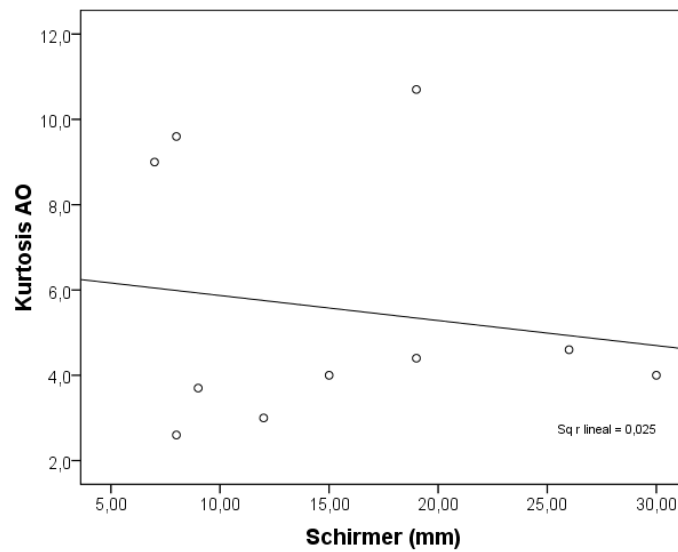


Figura 36. Representación gráfica de la correlación entre la Kurtosis LC Air Optix Aqua y Schirmer.

- **Correlación Módulo de Young LC Air Optix Aqua y Schirmer**

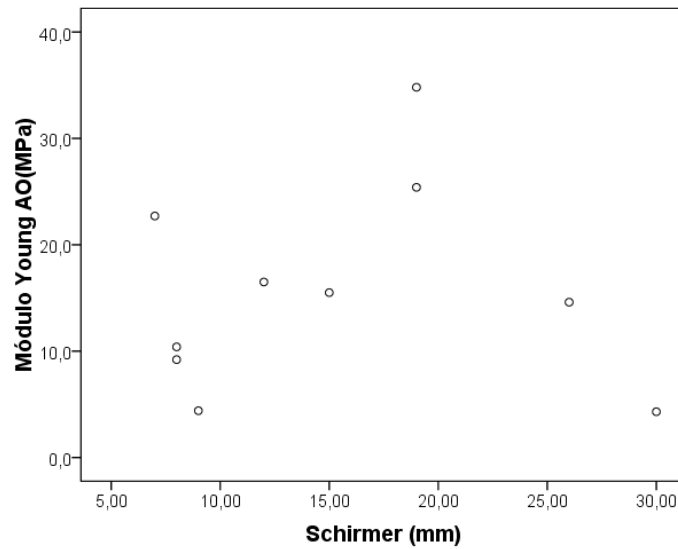


Figura 37. Representación gráfica de la correlación entre el módulo de Young de las LC Air Optix Aqua y Schirmer.

- **Correlación Adhesión LC Air Optix Aqua y Schirmer**

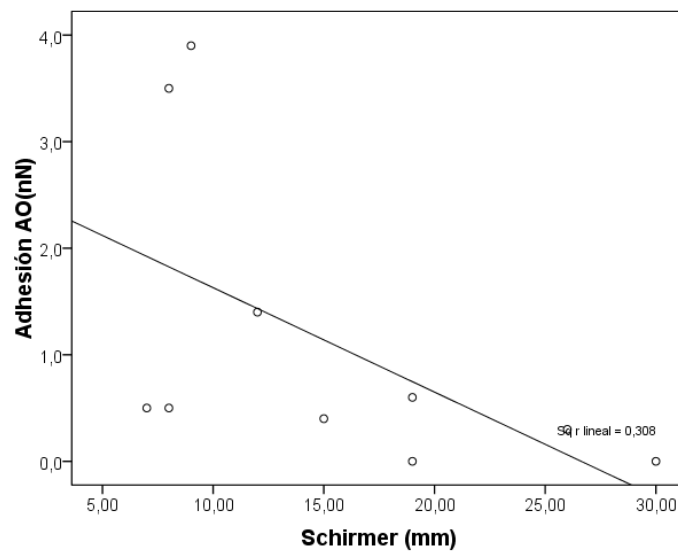


Figura 38. Representación gráfica de la correlación entre la Adhesión de las LC Air Optix Aqua y Schirmer.

- **Correlación Ra LC Air Optix Aqua y BUT**

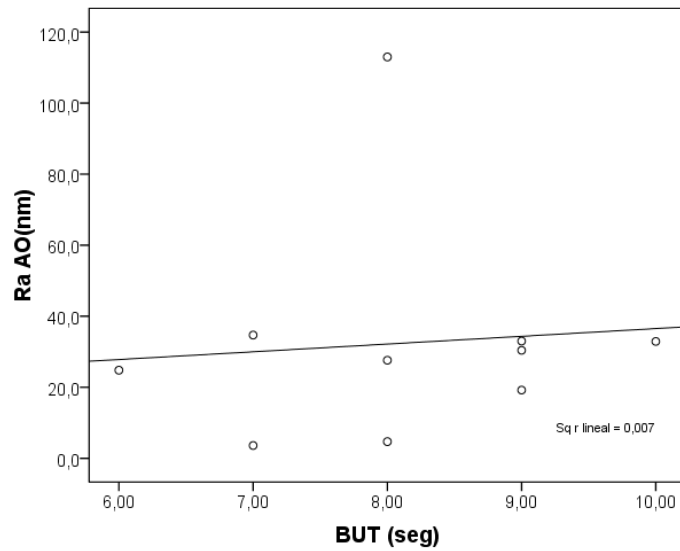


Figura 39. Representación gráfica de la correlación entre el Ra de las LC Air Optix Aqua y BUT.

- **Correlación Rq LC Air Optix Aqua y BUT**

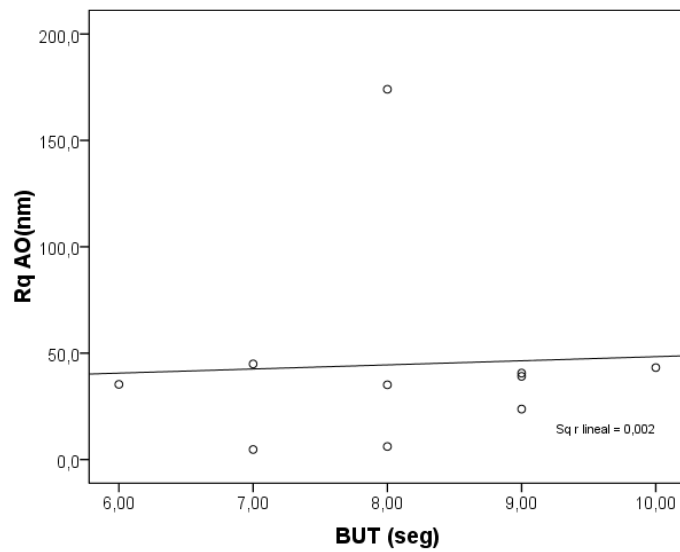


Figura 40. Representación gráfica de la correlación entre el Rq de las LC Air Optix Aqua y BUT.

- **Correlación Skewness LC Air Optix Aqua y BUT**

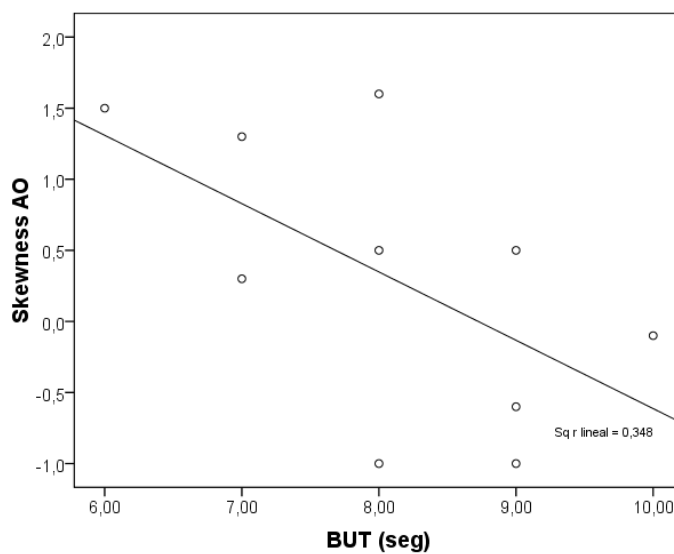


Figura 41. Representación gráfica de la correlación de la Skewness de las LC Air Optix Aqua y BUT.

- **Correlación Kurtosis LC Air Optix Aqua y BUT**

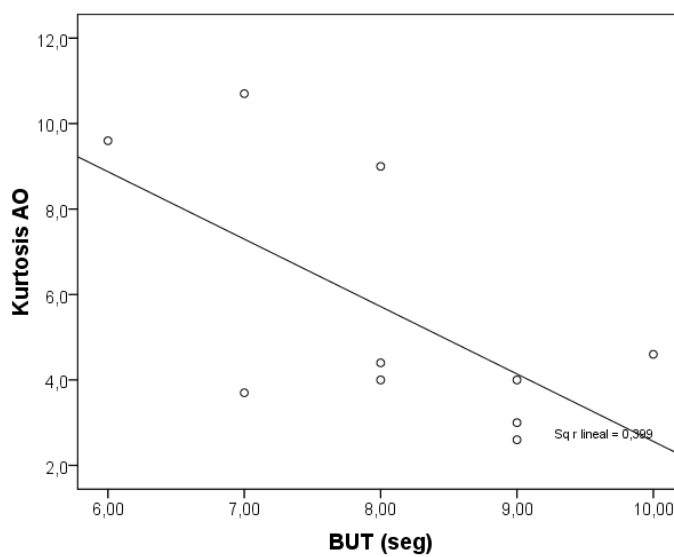


Figura 42. Representación gráfica de la correlación de la Kurtosis de las LC Air Optix Aqua y BUT.

- **Correlación Módulo de Young LC Air Optix Aqua y BUT**

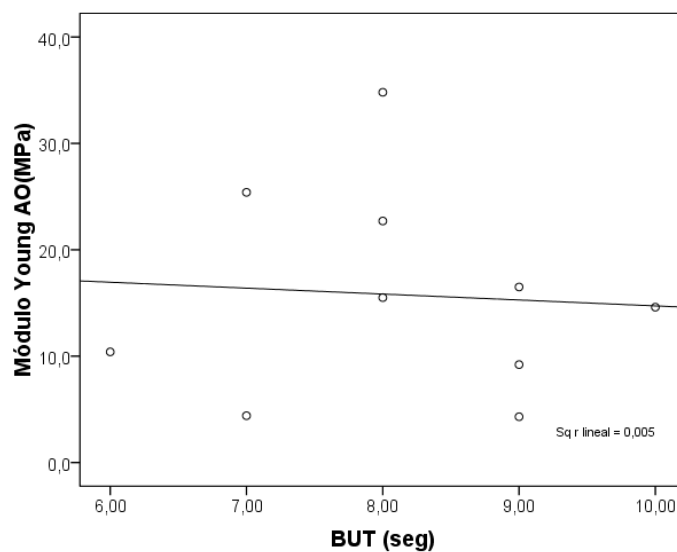


Figura 43. Representación gráfica de la correlación del módulo de Young de las LC Air Optix Aqua y BUT.

- **Correlación Adhesión LC Air Optix Aqua y BUT**

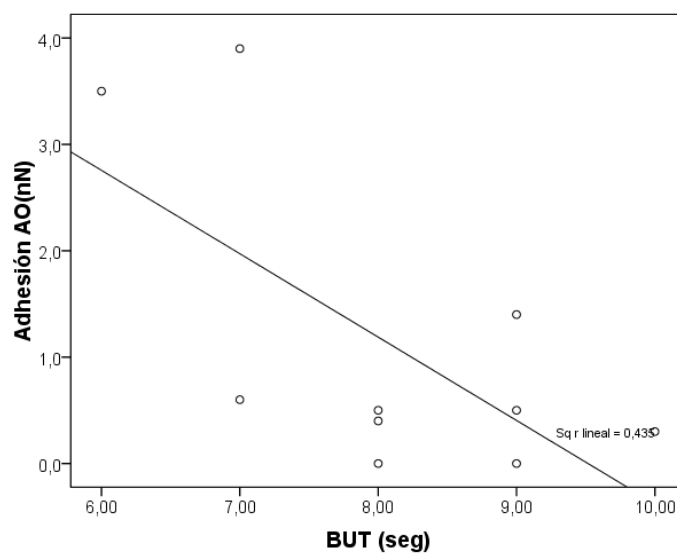


Figura 44. Representación gráfica de la correlación de la Adhesión de las LC Air Optix Aqua y BUT.

- **Correlación Ra LC Premio y Comodidad**

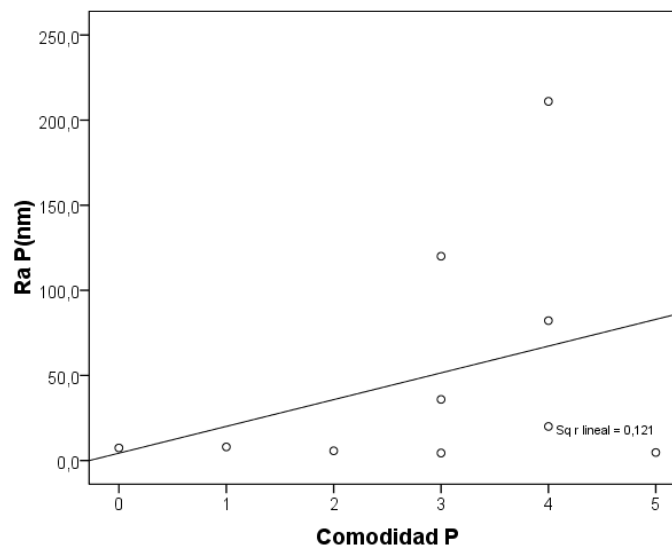


Figura 45. Representación de la gráfica de la correlación del Ra de las LC Premio y comodidad.

- **Correlación Módulo de Young LC Premio y Comodidad**

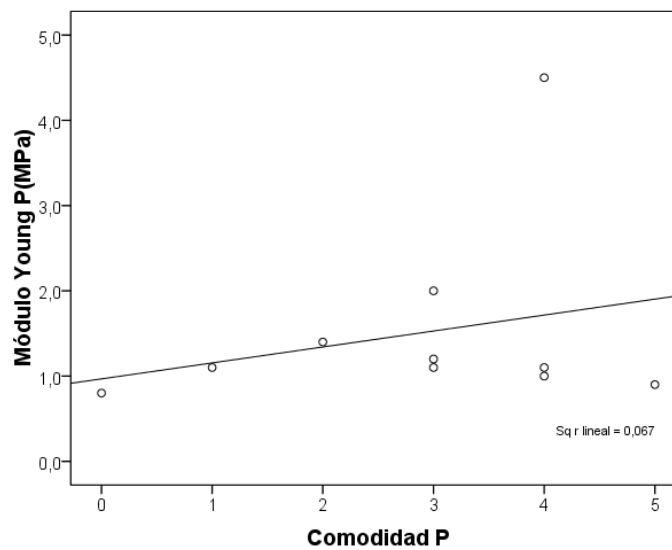


Figura 46. Representación gráfica de la correlación entre el módulo de Young de las LC Premio y Comodidad.

- **Correlación Ra LC Air Optix Aqua y Comodidad**

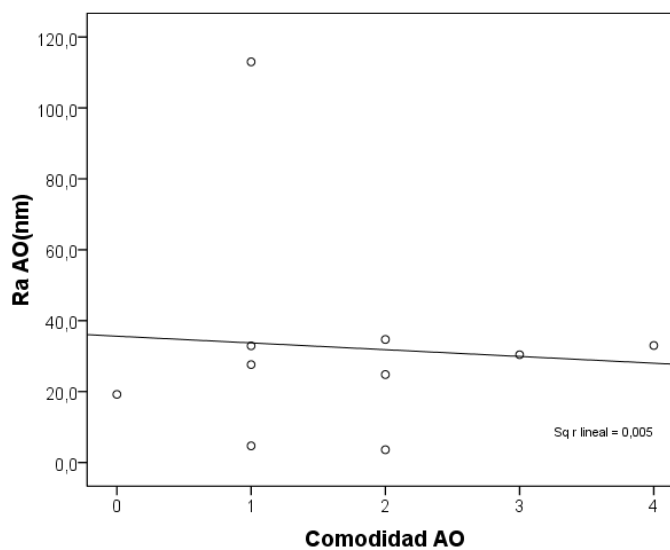


Figura 47. Representación gráfica de la correlación entre el Ra de las LC Air Optix Aqua y la comodidad.

- **Correlación Módulo de Young LC Air Optix Aqua y Comodidad**

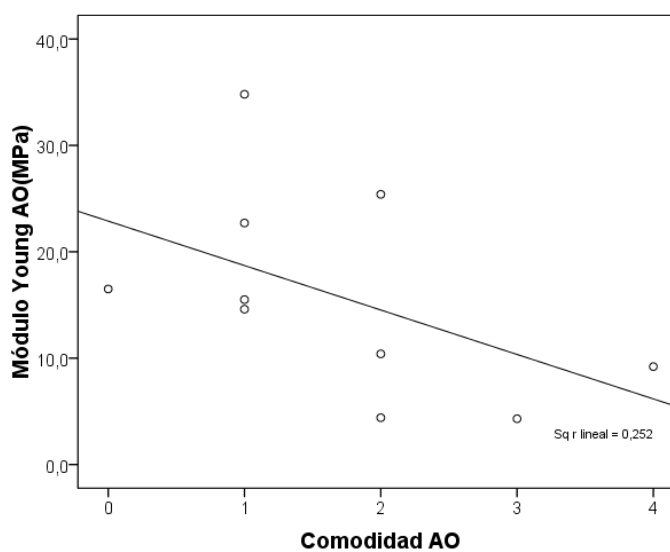


Figura 48. Representación gráfica de la correlación del Módulo de Young de las LC Air Optix Aqua y Comodidad.

9.6. ANEXO VI. IMÁGENES TOPOGRÁFICAS DE LAS SUPERFICIES DE LAS LC PREMIO Y AIR OPTIX AQUA TRAS EL USO PARA CADA PACIENTE

A continuación, se presentan las imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua para cada paciente. Todas las imágenes se obtuvieron mediante el modo de operación Peak Force Tapping de la Microscopía de Fuerzas Atómicas. El área analizada es de $5\mu\text{m}\times 5\mu\text{m}$.

PACIENTE 1

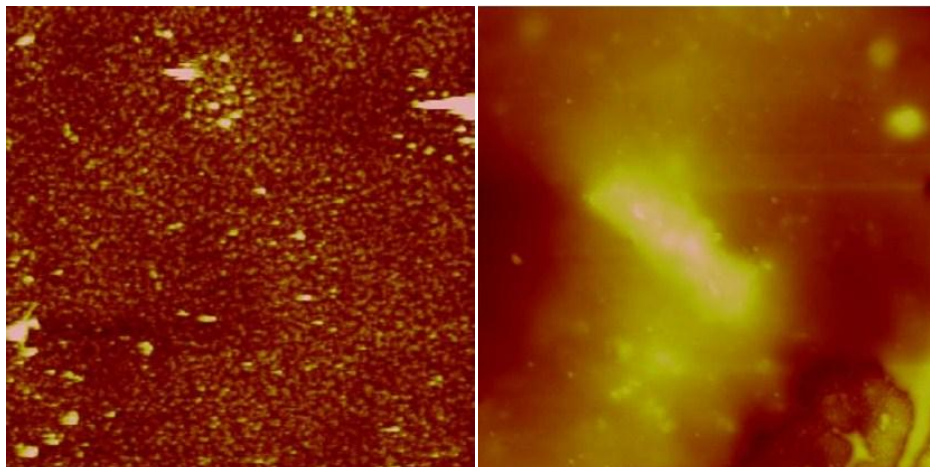


Figura 1. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso. La imagen se la izquierda se corresponde con una LC Premio tras el uso y la imagen de la derecha se corresponde con una LC Air Optix Aqua. Paciente 1.

PACIENTE 2

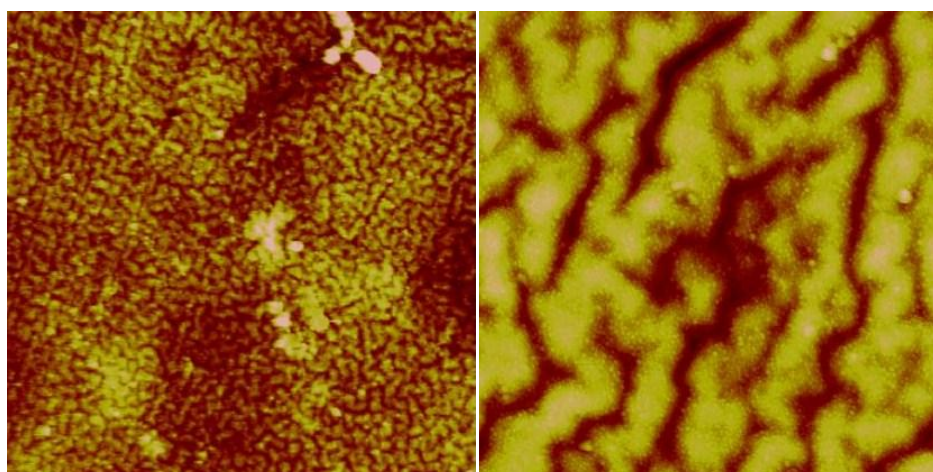


Figura 2. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso. La imagen se la izquierda se corresponde con una LC Premio tras el uso y la imagen de la derecha se corresponde con una LC Air Optix Aqua. Paciente 2.

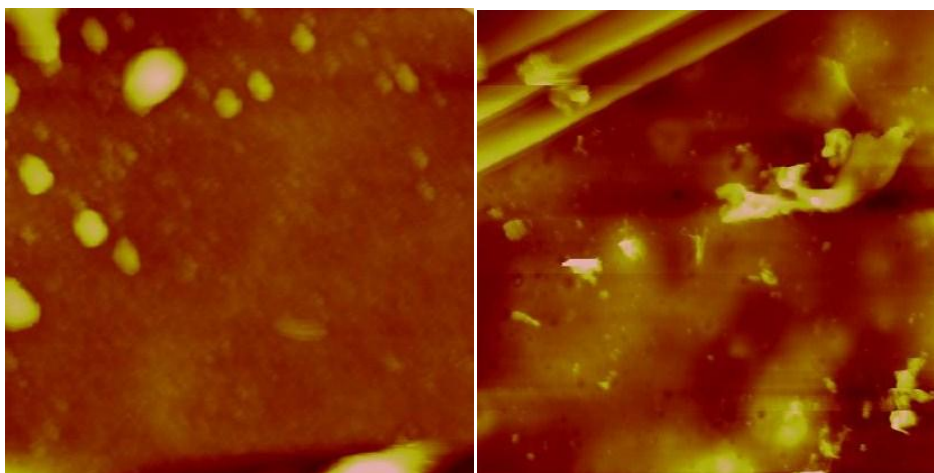
PACIENTE 3

Figura 3. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso. La imagen se la izquierda se corresponde con una LC Premio tras el uso y la imagen de la derecha se corresponde con una LC Air Optix Aqua. Paciente 3.

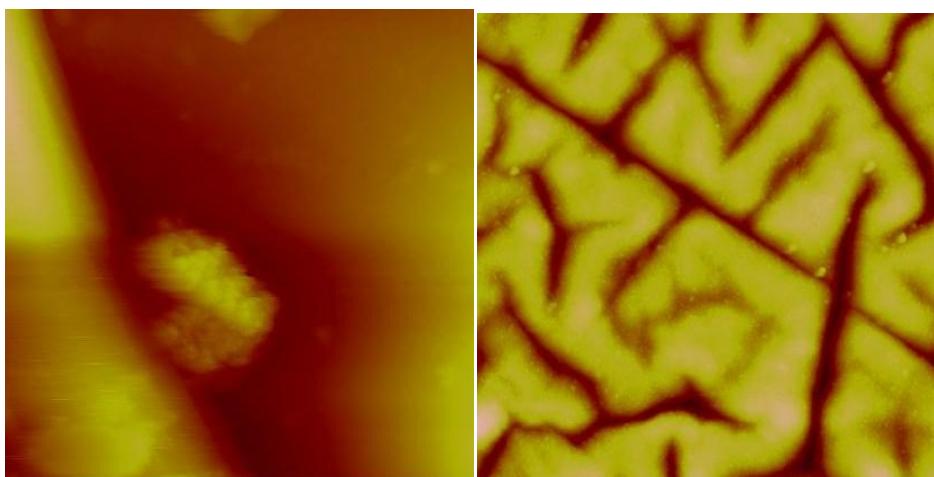
PACIENTE 4

Figura 4. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso. La imagen se la izquierda se corresponde con una LC Premio tras el uso y la imagen de la derecha se corresponde con una LC Air Optix Aqua. Paciente 4.

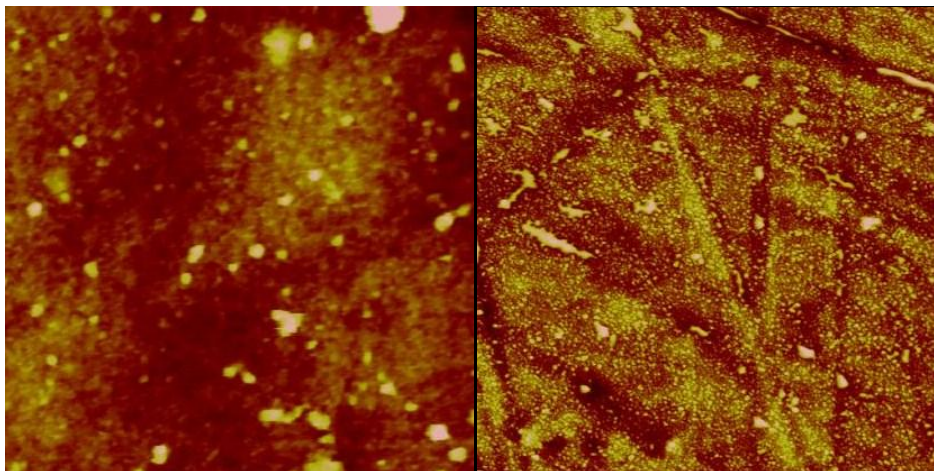
PACIENTE 5

Figura 5. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso. La imagen se la izquierda se corresponde con una LC Premio tras el uso y la imagen de la derecha se corresponde con una LC Air Optix Aqua. Paciente 5.

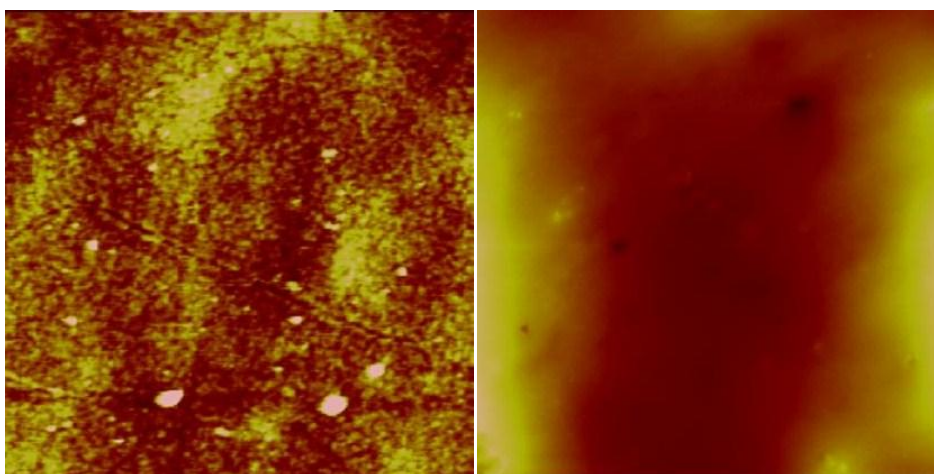
PACIENTE 6

Figura 6. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso. La imagen se la izquierda se corresponde con una LC Premio tras el uso y la imagen de la derecha se corresponde con una LC Air Optix Aqua. Paciente 6.

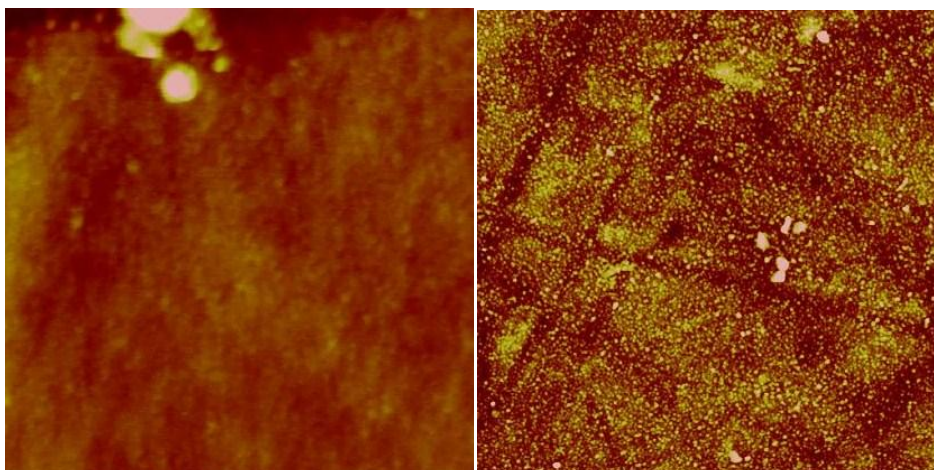
PACIENTE 8

Figura 7. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso. La imagen se la izquierda se corresponde con una LC Premio tras el uso y la imagen de la derecha se corresponde con una LC Air Optix Aqua. Paciente 8.

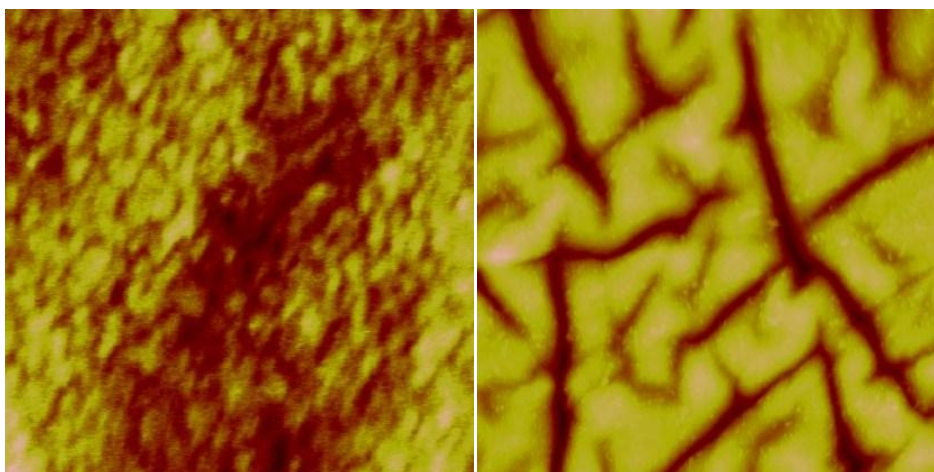
PACIENTE 10

Figura 8. Imágenes topográficas de las superficies de las LC Premio y Air Optix Aqua tras el uso. La imagen se la izquierda se corresponde con una LC Premio tras el uso (en este caso el área analizada es de $2\mu\text{m}\times 2\mu\text{m}$, ya que la de $5\mu\text{m}\times 5\mu\text{m}$ tenía mala calidad y no se podía apreciar ningún detalle) y la imagen de la derecha se corresponde con una LC Air Optix Aqua. Paciente 10.