Contact Lens Wettability and Wetting Angle

Aghili F.S[1], Askarizadeh F[2], Narooie-Noori F[3], Rajabi S[4], Rakhshandadi T[4], Khorrami Nejad M[5]

Abstract

Purpose: This paper is a review of wetting contact angle definition and measurement, wettability of contact lens, impact of tear film and contact lens solution on wetting angle. Also, the clinical performance of these parameters will be discussed.

Methods: For this review article, the data about contact lens wettability and wetting angle published in the PubMed were used. Based on inclusion (publication year between 1975 and 2017, relevance to the title and the field of study, key references) and exclusion (dissimilarity to the topics) criteria, 66 articles were studied carefully.

Conclusion: Several parameters including oxygen permeability, lens material, edge design, lens rigidity, lens thickness, and surface treatment methods are effective on patient`s comfortability. If all these factors are assumed to be under control and are not subject to any changes, wettability as a variable could be an important factor contributing to patient comfort. The relationships between the contact lens wetting angle, wettability, and comfortability considering multiple factors, are controversial that need more research in this field.

Keywords: Contact lens, Contact lens wettability, Contact lens wetting angle

Received: 2017.06.09; Accepted: 2017.12.19

زاویه خیسی و رطوبت پذیری لنزهای تماسی

فاطمه السادات عقیلی[۱]، فرشاد عسکری زاده[۲]، فروزان ناروئی نوری[۳]، ستار رجبی[۴]، طاهره رخشان دادی[۳]، مسعود خرمی نژاد[۵]

هدف: این مقاله، تعریف و اندازه‌گیری زاویه تماس خیسی، رطوبت پذیری لنز تماسی، تأثیر لایه اشک و محلول های لنز تماسی بر زاویه خیسی را مرور می‌نماید. همچنین، عملکرد بالینی این پارامترها نیز مورد بحث قرار خواهند گرفت.

روش بررسی: در این مقاله مروری، مقالات منتشر شده در زمینه زاویه خیسی و رطوبت پذیری لنزهای تماسی، با استفاده از پایگاه های اطلاعاتی PubMed مورد بررسی قرار گرفت. بر اساس معیارهای ورود و خروج (مقالات بین سال های ۱۹۷۵ تا ۲۰۱۷، ارتباط با عنوان و موضوع بحث، رفرنس اصلی، عدم تکراری بودن، عدم تشابه موضوعی)، ۶۶ مقاله با دقت، تحت مطالعه قرار گرفتند.

نتیجه‌گیری: پارامترهای مختلفی از لنز تماسی در راحتی بیمار با لنز تاثیر دارند که این پارامترها شامل عبوردهی اکسیژن، ماده لنز، طرح لبه لنز، سختی لنز، ضخامت لنز و روشهای بهبود سطح می باشند. چنانچه تمام این فاکتورها را کنترل و ثابت در نظر بگیریم و تنها متغیر رطوبت پذیری باشد، رطوبت پذیری بهتر می تواند پارامتر مهمی در راحتی بیمار باشد. روابط بین زاویه خیسی، رطوبت پذیری و راحتی به دلیل وجود فاکتورهای متعدد، جای بحث دارد بطوری که این موضوع نیاز به تحقیقات بیشتر، در این زمینه دارد.

کلمات کلیدی: لنز تماسی، زاویه خیسی لنز تماسی، رطوبت پذیری لنز تماسی

نویسنده مسئول: ستار رجبی، Sattar.rajabi@yahoo.com

آدرس: مشهد، میدان آزادی، پردیس دانشگاه علوم پزشکی مشهد، دانشکده علوم پیراپزشکی

۱- کارشناس اپتومتری، مرکز تحقیقات عیوب انکساری چشم، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۲- دکترای تخصصی اپتومتری، گروه اپتومتری، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

۳- مربی گروه اپتومتری، کارشناس ارشد اپتومتری، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان، زاهدان، ایران

۴- کارشناس ارشد اپتومتری، مرکز تحقیقات عیوب انکساری چشم، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۵- دانشجوی دکترای تخصصی اپتومتری، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

مقدمه

رطوبت پذیری، گسترش مایع بر سطح جامد می‌باشد که بوسیله زاویه خیسی، از طریق روش های مختلف آزمایشگاهی، تعیین می‌شود. رطوبت پذیری لنز تماسی در داخل چشم، به سهولت پخش شدن، چگونگی ثبات و حفظ چسبندگی لایه اشکی بر روی سطح لنز تماسی گفته می-شود که این حالت به عنوان یک فاکتور اساسی در تعیین زیست سازگاری ماده لنز تماسی می‌باشد (۱). از طرف دیگر، زاویه خیسی در لنزهای تماسی سخت، هایدروژل و سیلیکون هایدروژل متفاوت بوده، تلاش سازندگان این لنزهای تماسی در جهت کاهش عدد زاویه خیسی می‌باشد (۲). مطالعات مختلف نشان داده اند که بین نوع و شیمی ماده لنز تماسی، محیط چشم، ترکیبات لایه اشک، فیت لنز، رژیم مراقبتی و مدت زمان استفاده از لنز تماسی با کاهش زاویه خیسی و افزایش رطوبت پذیری، یک اثر متقابل وجود دارد (۳-۱). روشهای مختلفی برای اندازه گیری زاویه خیسی و ارزیابی رطوبت پذیری لنزهای تماسی وجود دارند (۱) و همچنین لنزهای تماسی مختلف به روشهای متفاوتی ساخته می شوند (۲). از طرف دیگر رطوبت پذیری و زاویه خیسی لنزهای تماسی هنگام استفاده در محیط چشم و محیط آزمایشگاه، عملکرد متفاوتی را نشان می دهند (۱). با توجه به اهمیت زاویه خیسی و رطوبت پذیری لنزهای تماسی در عملکرد بالینی این لنزها، مطالعه مروری حاضر انجام شد. این مطالعه، تعریف و اندازه گیری زاویه تماس خیسی، رطوبت پذیری لنز تماسی، تأثیر لایه اشک و محلول های لنز تماسی بر زاویه خیسی را مرور می نماید. همچنین در این مطالعه مروری، عملکرد بالینی این پارامترها نیز مورد بحث قرار خواهند گرفت.

روش بررسی

برای تدوین این مقاله به منابع مربوطه از سال ۱۹۷۵ تا ۲۰۱۷ میلادی در درگاه اینترنتی پاب مد استناد گردیده است. این پایگاه اینترنتی به عنوان یکی از معتبرترین منابع علمی مورد استفاده قرار گرفت زیرا مقالات موجود در آن، از نظر اعتبار علمی و داوری قبل از چاپ، ارزش علمی بالاتری نسبت به سایر منابع علمی دارند. به این منظور، جستجو در پایگاه اینترنتی پاب مد با واژه‌های کلیدی زیر، به زبان انگلیسی و به صورت جداگانه، صورت گرفت:

Contact lens wettability, Contact lens wetting angle, Wettability, Wetting angle

در این مطالعه مروری، مقالاتی که متمرکز بر محور بحث و همچنین مرتبط با عنوان و هدف این مقاله مروری بودند و در بازه زمانی ابتدای ژانویه ۱۹۷۵ تا ابتدای ژانویه ۲۰۱۷ منتشر شده بودند، امکان ورود به مطالعه را بدست آوردند. در نهایت ۶۶ مقاله برای مقاله مروری حاضر انتخاب شدند. نهایتا، مقالات انتخابی وارد مطالعه گردیده، از نظر موضوع، روش انجام مطالعه و نتیجه‌گیری، مورد نقد، بررسی و مقایسه قرار گرفتند.

یافته ها

رطوبت پذیری

رطوبت پذیری به گسترش مایع بر سطح جامد و یا چسبیدن مایع بر سطح جامد گفته می‌شود. رطوبت پذیری لنز تماسی در چشم به سهولت گسترش لایه اشکی بر سطح لنز تماسی و پایداری این لایه بر سطح لنز اطلاق می‌شود (۳-۱). وقتی یک ماده بیولوژیکی مثل لنز تماسی در تماس مستقیم با بدن قرار می‌گیرد، عملکرد طبیعی آن با ارزیابی زیست سازگاری آن ماده سنجیده می‌شود که زیست سازگاری به میزان موفقیت اثر متقابل آن ماده بیولوژیکی و سلول های بیولوژیک برای یک وظیفه زیستی خاص گفته می‌شود (۴). از طرف دیگر، از اوایل دهه هشتاد میلادی، تعریف زیست سازگاری علاوه بر شرح این حالت از دیدگاه یک پزشک، با استفاده از دیدگاه دانشمندان و مهندسان کاملتر شد. در حقیقت بنا بر تعاریف جدید، اگر ماده بیولوژیک باعث تأخیر و یا تأثیر در عملکرد نرمال فرآیند بیولوژیکی، که برای کمک به آن ساخته شده است، بشود در آن صورت آن ماده زیست سازگار نمی‌باشد. در حقیقت، در هم کنشهای متقابل ماده و بافت زنده هنگام قرار گرفتن در کنار یکدیگر، ازجمله مهمترین مباحث زیست سازگاری در نظر گرفته می‌شود (۵). سطح ماده بیولوژیکی (به عنوان نمونه سطح لنز تماسی)، اولین قسمتی است که با سلول-های بیولوژیکی یا مایع در تماس است و بنابراین زیست سازگاری ابتدا تحت تأثیر خصوصیات سطح ماده بیولوژیک قرار می گیرد (مانند رطوبت پذیری شیمی سطح، انرژی

سطح و توپوگرافی سطح) (۶،۷). تلاش سازندگان لنزهای تماسی هم در راستای پیشبرد هدف زیست سازگاری لنزها بوده است. همان‌طور که می دانیم اولین ماده لنز تماسی، پلی متیل متا آکریلات[1](PMMA) بود و بزرگترین مشکل این ماده عدم نفوذ پذیری آن نسبت به اکسیژن بود و باعث اختلال در عملکرد نرمال متابولیسم قرنیه و ایجاد هایپوکسی می‌شد (۸). برای از بین بردن این مشکل دو نوع ماده جدید لنز تماسی ساخته شد که اولی حاوی آب (هایدروژل) و دیگری بدون آب (نفوذ پذیر به اکسیژن) (GP)[2] می‌باشد. مواد GP ترکیبی از PMMA سابق با مونومرسیلیکون و فلوئورین می‌باشد که این دو ماده به طور چشمگیری اکسیژن رسانی را به قرنیه افزایش می دهند. در این لنزها سیلیکون/ فلوئورین کاملاً با ماده لنز سخت باند شده، توانایی جهت یابی مجدد به سمت سطح را ندارد و به همین دلیل، این لنز سطحی آبگریز و لیپوفیل دارد (۹). بدلیل عدم راحتی اولیه لنزهای GP، از لنزهای هایدروژل استقبال بیشتری به عمل آمد و لنزهای هایدروژل راحتی اولیه خوبی را فراهم آورده، در مقایسه با GP، احساس خشکی کمتری داشتند. با وجود این موفقیت، باز هم عده کثیری حدود ۳ میلیون نفر در هر سال به دلیل تحریک شدن چشم‌هایشان با این لنز، استفاده از این لنزها را متوقف می‌کردند (۱۰- ۱۳). اولین ماده لنز هایدروژل، پلی ۲ هیدروکسی اتیل متا آکریلات (PHEMA)[3] بود که هم ارزان بود و هم ساخت راحتی داشت (۱۴). در ضمن حجم آب[4] این لنزها در تغییر شرایط تونیسیته، PH و دما، تغییرات کمی از خود نشان می‌داد و می‌توان گفت که پارامترهای این لنز پایدار بود اما همچنان نسبت به اکسیژن دارای نفوذ پذیری کم و عوارض هایپوکسی مثل آهسته شدن میتوز، کاهش همی دسموزوم‌ها و اپی‌تلیال میکروکیست در استفاده از این لنزها دیده می‌شدند (۱۴،۱۵). به منظور افزایش حجم آب و اکسیژن رسانی این لنزها، مواد مختلفی به ماده PHEMA در این لنز اضافه شد؛ موادی که کاملاً آبدوست[5] بودند مثل ان-وینیل پیرولیدین (NVP)[6] و متا- آکریلیک اسید (MAA)[7] (۱۵). خصوصیات سطح ماده لنز نیز کاملاً وابسته به خود ماده لنز است و تقابل آن با اشک نیز وابستگی به خصوصیات ماده لنز دارد. یکی از خصوصیات مهم ماده لنز، بار یونی مونومر لنز است که کاملاً در رفتار لنز روی چشم تأثیر گذار است (۱۶). ماده لنزهایی که بار یونی ندارند، گرایش کمتری به جذب پروتئین اشک مثل لاکتوفرین، آلبومین (۱۹-۱۷) و لیزوزیم دارند (۲۳-۲۰). گروه بندی سازمان غذا داروی امریکا (FDA)[8] برای بیان خصوصیات ماده لنزهای تماسی در رفرنس شماره ۱۶ بیان شده است (۱۶).

خانواده جدید ماده لنزهای تماسی نرم بر پایه افزایش مقدار اکسیژن لنز هایدروژل با اضافه کردن سیلیکون به فرم سیلیکات و فلوئورین به شکل فلوئورو آلکیل شکل گرفت. اکسیژن رسانی در این نوع لنزها بیشتر از طریق گروه سیلیکاتی انجام می‌شود و خیلی وابسته به حجم آب ماده لنز نمی‌باشد (۱۶). این مواد جدید اکسیژن کافی را برای قرنیه فراهم می آورند و دیگر مشکل هایپوکسی با این نوع لنزها کمتر دیده می شود. گروه سیلوکسان در این مواد، آبگریز و شدیداً لیپوفیل است و برای توضیح اثر منفی آبگریز بودن گروه سیلوکسان، می‌بایست ابتدا در مورد دینامیک بودن خصوصیات سطح لنز هایدروژل بیشتر بدانیم (۲۴). مواد لنزهای تماسی هایدروژل برخلاف مواد لنزهای تماسی سخت، دینامیک هستند و می‌توانند با توجه به محیطی که در آن قرار می گیرند، رفتارهای مختلفی از خود بروز دهند. مونومرهای این ماده وقتی در محیطی قرار می گیرند، برای این که بهترین اثر متقابل را داشته باشند، یک سمت از مولکول خود را در معرض آن محیط قرار می‌دهند که به این حالت اصطلاحاً "حرکت به جلو و عقب"[9] می‌گویند. این حرکت که با هدف چرخش زنجیره ای انجام می‌شود، در نهایت بیان کننده اینست که ماده لنز تا چه حد می‌تواند رطوبت پذیر باشد (۲۵). Holly و Refojo، چرخش زنجیره‌ای را به این صورت بیان کردند که ماده هایدروژل PHEMA محلهایی برای باند شدن با آب دارد که این محل، گروه هیدروکسیل آن است. وقتی این ماده در محیط آبی قرار می‌گیرد، در این حالت گروه قطبی آبدوست

[1] Polymethyl methacrylate
[2] Gas permeable
[3] Polyhydroxyethylmethacrylate
[4] Water Content
[5] Hydrophilic
[6] N-Vinylpyrrolidone
[7] Methacrylic acid
[8] United States Food and Drug Administration
[9] Flip back and forth

هیدروکسیل ماده لنز به سطح چرخیده، آب را جذب می-کند و انرژی آزاد سطحی را به کمترین مقدار می رساند. وقتی که ماده ژل در معرض هوا قرار می گیرد، به منظور داشتن کمترین انرژی آزاد سطحی، پلیمر چرخش داشته، سطح آبگریز (قسمت غیرقطبی پلیمر ماده لنز) در تماس با سطح مشترک هوا قرار می گیرد. این حالت در لنزهای سخت وجود ندارد و در لنزهای سیلیکون هایدروژل نیز، گروه سیلیکون یک گروه آبگریز است (۲۶).

از طرف دیگر روش های مختلفی برای ایجاد و افزایش رطوبت پذیری لنزهای تماسی نرم وجود دارند. یکی از این روشها که در نسل اول لنزهای سیلیکون هایدروژل استفاده شد، روش پوشش پلاسمای گازی[1] برای ایجاد یک سطح ۲۵ نانومتری آبدوست، با ضریب شکست بالا بود که در لنزهای Lotrafilcon A و Lotrafilcon B دیده می-شود و البته در نسل های جدید سایر لنزهای تماسی، از روش های دیگری استفاده می‌شود (۲۷). در روش فوق، یک لایه پلیمری رطوبت پذیر ۲۵ نانومتری در سطح ایجاد می‌کنند که البته این لایه بر نفوذ پذیری اکسیژن لنز تأثیر ندارد. در نتیجه تحقیقات ثابت شده است که این لایه سطحی در اثر استفاده بیمار از لنز به مرور زمان، ممکن است از بین رفته، لایه زیر آن که لایه ای هیدروفوب است، در معرض چشم بیمار قرار گیرد (۲۷،۲۸). روش دیگری که در نسل اول لنزهای سیلیکون هایدروژل مورد استفاده قرار گرفته است، روش اکسیداسیون پلاسمای گازی[2] می باشد که در این روش اکسیژن نیز در پلاسما وجود دارد و گروه سیلوکسان را اکسیده کرده، تبد یل به گروه سیلیکات می-کند. گروه سیلیکات به صورت جزایر شیشه ای سیلیکاتی آبدوست، در سطح لنز قرار می‌گیرند که مانند پلی روی قسمت های زیرین آبگریز سیلیکون می‌باشند. این جزایر سیلیکاتی سطح زیرین را به طور کامل پوشش نمی‌دهند و بر نفوذ پذیری اکسیژن تأثیری نمی گذارند، اما باعث می-شوند که رطوبت پذیری افزایش یافته، لایه اشکی روی سطح لنز باقی بماند. این روش در Balafilcon A مورد استفاده قرار گرفته است (۲۹). در نسل دوم لنزهای سیلیکون هایدروژل، برای آبدوست کردن سطح لنز از عوامل مرطوب‌کننده[3] داخلی با وزن مولکولی بالا به نام Hydraclear استفاده شده است که بر پایه پلی وینیل پیرولیدین (PVP)[4] می‌باشد. این ماده در محیط آبی به سهولت با آب باند شده، رطوبت لنز را حفظ می‌کند. این ماده به مرور زمان و با تحریک پلک زدن، از ماده لنز انتشار یافته به سطح لنز می‌آید و رطوبت پذیری را افزایش می دهد و سیلیکون را مخفی می کند و همچنین بر نفوذ-پذیری اکسیژن لنز نیز تأثیری ندارد. استفاده از این روش در لنزهای Galifilcon A و Senofilcon A دیده می شود (۳۰،۳۱). در نسل سوم لنزهای سیلیکون هایدروژل، ماده ژل سازنده لنز تماسی را بطور ذاتی نسبت به آب رطوبت پذیر کرده اند. در این نوع از لنزهای تماسی، از پلاسمای گازی یا عوامل مرطوب کننده داخلی استفاده نشده است. این لنزهای سیلیکون هایدروژل، شامل دو ماکرومر پایه سیلیکونی هستند که با مونومرهای آبدوست درماده لنز ترکیب شده اند و در نتیجه رطوبت پذیری لنز تماسی را فراهم می‌آورند. این لنزهای نسل سوم جدید سیلیکون هایدروژل با نام Comfilcon A دیده می‌شوند (۲۸).

لنزهای GP نیز حاوی سیلیکون هستند تا اکسیژن-رسانی را افزایش دهند ولی وجود سیلیکون در این لنزها رطوبت پذیری را کاهش می‌دهد و باعث آبگریز شدن آنها می‌شود. به همین دلیل، پلیمر شدن این لنزها با موادی مثل فلوئورین و یا مونومرهای آبدوست، مثل متا آکریلیک اسید، رطوبت پذیری را در شرایط In-Vivo افزایش داده، اشک را بر سطح آنها پایدارتر می‌کند. برخی سازندگان لنزهای تماسی، سطح لنزهای GP را با گروه هیدروکسیل می‌پوشانند یا از پلاسمای گازی برای افزایش رطوبت پذیری آنها استفاده می کنند. پلاسمای گازی در این لنزها به منظور تمیز کردن به کار می‌رود و اضافات باقیمانده از مرحله ساخت را برمی‌دارد که باعث رطوبت پذیری بهتر و راحتی اولیه بیشتر می شود، ولی خاصیت آن به مرور زمان از بین می‌رود (۳۲).

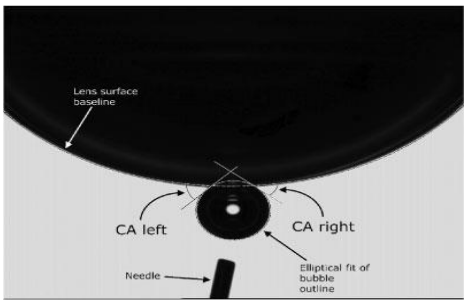
ارزیابی رطوبت‌پذیری و زاویه خیسی

بسیاری از بیماران، استفاده از لنز تماسی را به دلیل مشکلاتی از قبیل احساس خشکی و ناراحتی با لنز متوقف می‌کنند و این عدم راحتی با رطوبت پذیری مرتبط است زیرا وقتی سطح لنز خشک باشد، در هنگام پلک زدن، بیمار

[1] Gas Plasma Coating
[2] Gas Plasma Oxidation
[3] Wetting Agent
[4] Polyvinylpyrrolidone

احساس آگاهی از لنز و ناراحتی را تجربه می‌ک ند. رطوبت-پذیری در چشم با کمک ارزیابی لایه اشکی بر سطح لنز و در آزمایشگاه با تکنیک های مختلف بررسی می شود. در شرایط آزمایشگاه شاخص ارزیابی رطوبت پذیری، زوایه خیسی[1] یا زاویه تماس[2] لنز می باشد. وقتی که مایع بر یک سطح مشخص قرار می‌گیرد، درجه گسترش مایع روی سطح نشان دهنده آبدوست یا آبگریز بودن ماده سطح، نسبت به آن مایع است. همان‌طور که قبلاً اشاره شد اگر سطح لنز تماسی مولکول های آبدوست داشته باشد یا به گونه‌ای تغییر کرده باشد که سطح آن آبدوست شده باشد، این زاویه کمتر خواهد بود. وقتی که مایعی مثل آب بر سطح آبگریزی مثل سیلیکون قرار گیرد، گسترش نمی یابد و زاویه بزرگی را ایجاد می‌کند (۳۳). سه روش برای ارزیابی رطوبت پذیری با شاخص زاویه خیسی در شرایط آزمایشگاه وجود دارد:

۱- Captive Bubble: در این روش سطح نمونه در محیط مایع در ظرف تقطیر قرار می‌گیرد و یک حباب هوا با احتیاط از یک لوله نازک بر سطح آن گذاشته می شود. وقتی که حباب هوا روی سطح قرار گرفت، بسته به مقدار آبدوست یا آبگریز بودن ماده، حباب هوا در درجات مختلفی بر روی سطح گسترش می‌یابد. در این حالت از حباب روی سطح لنز عکس گرفته شده، زاویه خیسی بررسی می شود (۳۴،۳۵). این روش ارزیابی زاویه خیسی، اشکالاتی دارد که ناشی از دقیق نبودن گسترش حباب هوا روی سطح لنز می‌باشد زیرا لنز در این روش در مایع غوطه ور است و می تواند مایع را جذب کند و رطوبت پذیری بهتری را نشان می دهد. بنابراین در مقایسه با حالتی که لنز روی چشم قرار دارد و در بیشتر اوقات در معرض هوا قرار می گیرد، یافته دقیقی به ما نمی دهد. در ضمن حباب هوا ضریب شکست کم تا متوسط دارد ولی با ضریب شکست متوسط تا بالا دیده می شود. انعکاس های مختلف باعث می شوند که تشخیص این حالت که آیا حقیقتاً حباب به ماده چسبیده است یا خیر مشکل باشد و ضمناً پروب این وسیله هم گران قیمت است (۳۴) (شکل۱).



شکل۱: Captive Bubble (۳۴)

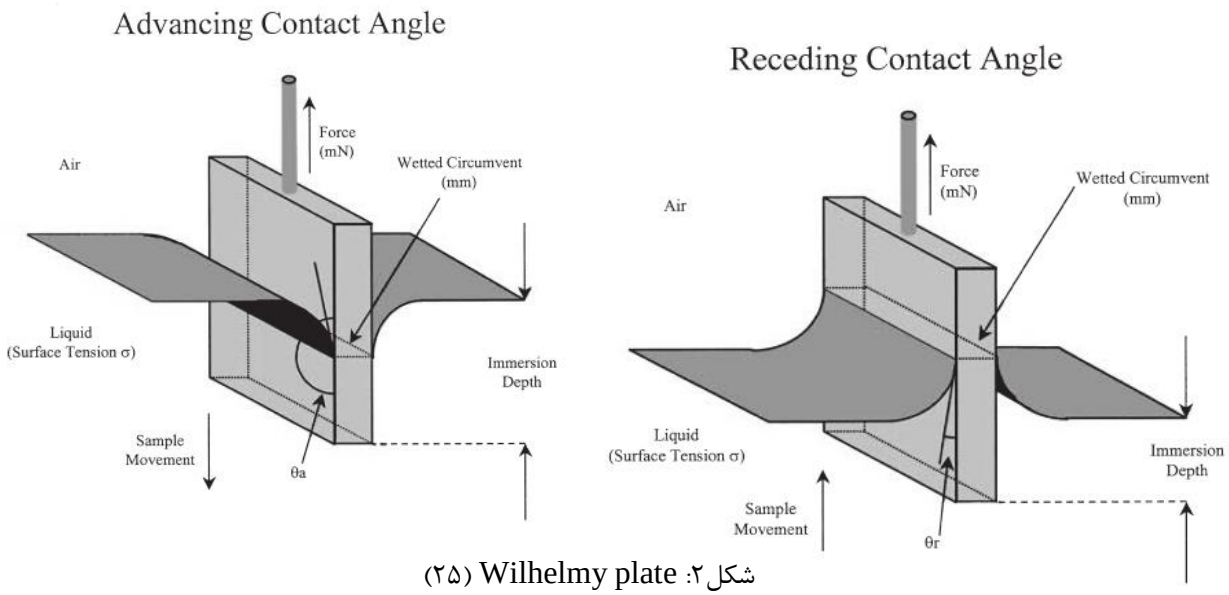
۲- Wilhelmy plate: در این روش یک نوار باریکه چهارگوش از لنز بریده شده و یک سر آن به میکرو بالانس می‌چسبد و سر دیگرش خم می شود. سپس این قطعه را در ظرف محلول فرو برده، آنرا خارج می کنند. نیروی لازم جهت این عمل توسط دستگاه کنترل کامپیوتری محاسبه گشته، به زاویه خیسی تبدیل می شود. در حین انجام این عمل مشکل دهیدراته شدن لنز در حین بریده شدن آن وجود دارد. ضمناً این روش گران قیمت و زمانبر است. همچنین نیاز به مهارت بالایی برای آماده کردن نمونه دارد (۳۵) (شکل۲).

۳- Sessile Drop: در این روش، در بیان خلاصه، نمونه در محیط هوا و روی پایه مخصوص قرار می گیرد و یک دوربین دیجیتال با سرعت بالا روی آن فوکوس می شود. در قسمت بالای نمونه یک سرنگ کامپیوتری که قابلیت تزریق قطره مایع را در مقیاس میکرولیتر دارد، قرار می گیرد. قطره روی نمونه گذاشته می شود و وقتی که گسترش آن متوقف شد از آن عکس گرفته می شود (۳۶). بزرگترین مشکل این روش احتمال بخار شدن قطره و دهیدراته شدن لنز است که البته هر دوی این مشکلات با قرار گرفتن نمونه و قطره در یک اتاقک که بخار از آن خارج نمی شود و دارای پنجره شفاف برای عکس گرفتن می - باشد، قابل حل است (۳۷) (شکل۳). در این روش برای ارزیابی زاویه تماس از زوایا و فرمول های مختلفی استفاده می شود که شرح این زوایا و فرمول ها در منابع علمی مربوط موجود است (۴۰-۳۸).

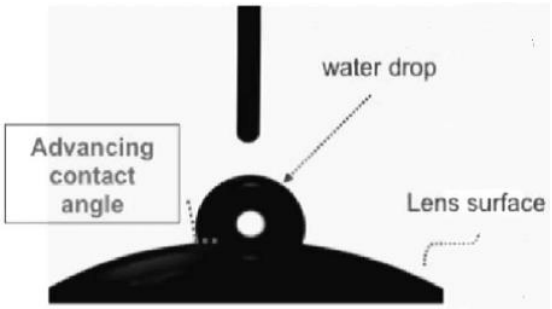
وقتی یک مولکول در داخل مایع قرار می‌گیرد، از همه سمت به آن مولکول نیرو وارد می‌شود و بنابراین برآیند نیروهای وارد شده به آن مولکول صفر می‌باشد. امّا مولکولی

[1] Wetting Angle

[2] Wetting Contact Angle



شکل۲: Wilhelmy plate (۲۵)



شکل ۳: Sessile Drop (۳۳)

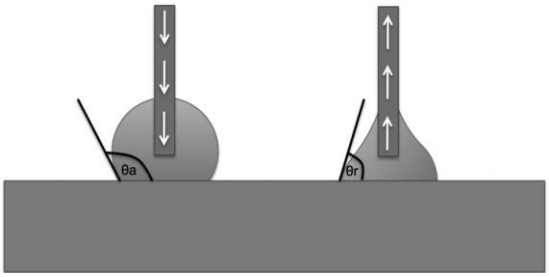
که در سطح مایع قرار دارد، این وضعیت را نداشته، فقط از سمت مولکول های داخلی مایع و مولکول های همسایه در سطح به آن نیرو وارد می شود و بنابراین، برآیند نیروهای وارد شده به آن مولکول صفر نیست. بنابراین مولکولی که در سطح قرار می گیرد، مقداری انرژی آزاد نیز دارا می باشد. به دلیل تمایل طبیعی مولکول ها برای داشتن کمترین انرژی آزاد، مولکول ها سعی می کنند در داخل ماده باقی بمانند و به سطح نروند. این امر باعث می شود که در محیط هوا، مقدار کم یک مایع را به صورت قطره ببینیم که یک شکل کروی دارد و از لحاظ ریاضیات ثابت شده است که کُره کمترین سطح را نسبت به حجم دارد. این حالت در مولکول های جسم جامد هم مطرح است اما به دلیل سایر پیوندهای قوی بین مولکولی، جامد خاصیت تغییر شکل را ندارد و مولکول های سطحی آن انرژی آزاد سطحی دارند (۴۱). به نیروی چسبندگی بین مولکول های یک ماده Cohesion و بین مولکول های دو ماده Adhesion گفته می شود. اگر نیروی Adhesion از Cohesion بیشتر باشد مایع بر روی سطح گسترش می‌یابد و اگر نیروی Cohesion از Adhesion بیشتر باشد، مایع روی سطح گسترش نیافته، زاویه بزرگی را به عنوان زاویه خیسی مشاهده می نمائیم. بنابراین، مواد همیشه رفتاری را از خود نشان می دهند که کمترین انرژی آزاد سطحی را داشته باشند و به عنوان مثال این انرژی را با جذب شدن به هم در اثر حالت Adhesion و Cohesion کاهش می دهند. هر چه جاذبه بین جامد و مایع بیشتر باشد، مایع بر سطح جامد بیشتر گسترش یافته، انرژی آزاد سطحی کمتر شده، زاویه کوچکتری دیده می‌شود (۴۱،۴۲).

دو زاویه برای توضیح زاویه خیسی وجود دارد (۴۱): ۱- زاویه پیشرفت[1]، ۲- زاویه پسرفت[2] (شکل ۴). زاویه پیشرفت زاویه‌ایست که مایع بر روی سطح خشک جامد گسترش می‌یابد و زاویه پسرفت وقتی است که مایع از روی سطح جامدی که قبلاً خیس بوده، برداشته شده، سطح خشک می‌شود. زاویه پسرفت معمولاً مقدار کمتری از زاویه پیشرفت دارد، زیرا زاویه پسرفت در شرایطی که مایع از روی سطحی که قبلاً خیس بوده، اندازه گیری می کند. تفاوت بین این دو زاویه پسرفت و پیشرفت به نام "Hysteresis" مطرح است. پر واضح است که اگر زاویه

[1] Advance

[2] Recede

Hysteresis حذف شود و این اختلاف از بین برود، ماده کاملاً رطوبت‌پذیر خواهد بود (۲۶). نمای شماتیک این زوایا در چشم می‌تواند به این صورت باشد که وقتی فرد پلک می‌زند و چشم باز است و لایه اشکی بعد از مدت زمانی شکسته یا تبخیر می‌شود، زاویه ایجاد شده نشانگر زاویه پسرفت و وقتی فرد مجدداً می‌خواهد پلک بزند تا قسمت خشک شده با اشک خیس شود، زاویه ایجاد شده زاویه پیشرفت می‌باشد (۱،۲۶) (شکل۴).



شکل۴: Θr زاویه پسرفت (Recede) و Θa زاویه پیشرفت (Advance) (۴۱)

باید توجه داشت که با توجه به مقادیر مختلفی که با متدهای مختلف ارزیابی زاویه خیسی بدست می‌آیند، سازندگان لنزهای تماسی، کمترین عدد را که مطلوبتر باشد، برای بیان خصوصیت رطوبت پذیری لنزشان، بیان می‌کنند که جنبه تبلیغاتی نیز دارد. به عنوان مثال در نمودار۱، زاویه خیسی پنج نمونه از لنزهای سیلیکون هایدروژل را بلافاصله بعد از این‌که از ظرف بسته بندی یکبار مصرف کارخانه ای، خارج کرده‌اند، با روش Sessile Drop و بعد از خیساندن[1] آن ها با روش Sessile Drop و Captive Bubbles اندازه گیری کرده‌اند (۱،۳۳).

همانطور که در نمودار۱ دیده می‌شود به عنوان مثال یک لنز تماسی از لنزهای نسل اول با سطح اکسیداسیون پلاسمای گازی در روش Sessile Drop بعد از خیساندن، زاویه حدود ۱۰۰ درجه و با روش Captive bubble زاویه حدود ۲۷ درجه را نشان می دهد. این رفتار در لنزهای نسل دوم لنزهای سیلیکون هایدروژل با عوامل مرطوب‌کننده داخلی نیز دیده می شود. توجیه این رفتار به این دلیل است که طبق مباحث مطرح شده، لنزهای نسل دوم دارای مواد مرطوب کننده و نسل اول اکسیداسیون پلاسمای گازی که سطح لنز را بهبود داده اند، خصوصیات چرخش زنجیره را نشان می دهند و با توجه به روش ارزیابی زاویه خیسی با Captive bubble که در آن نمونه در محیط مایع قرار می‌گیرد، قسمت های آبدوست این لنز چرخش انجام داده، در سطح قرار می‌گیرند. بدین ترتیب، ماده خاصیت آبدوستی بهتری داشته، زاویه کمتری را نشان می دهد، این در حالیست که به دلیل قرار گرفتن قسمت آبگریز این مواد در سطح در روش Sessile drop که نمونه در محیط آبگریز هوا قرار داشت، زاویه خیسی خیلی بزرگتر بود. لازم به ذکر است که در لنزهای نسل اول با پوشش پلاسمای گازی به دلیل وجود پیوندهای محکم کربن- کربن دیگر این مواد نمی‌توانند مانند مواد لنزهای قبلی، مانور چرخش زنجیره‌ای را به آن میزان اعمال کنند و در نتیجه تغییر چندانی بین دو روش دیده نمی‌شود (۱،۲۶،۳۳،۳۴). بنابراین بطور کلی می توان گفت که رطوبت پذیری لنزهای تماسی بطور قابل توجهی به سه عامل مهم، بستگی دارد (۳۳):

۱.فشار سطحی اشک

۲.به انرژی آزاد لنز تماسی

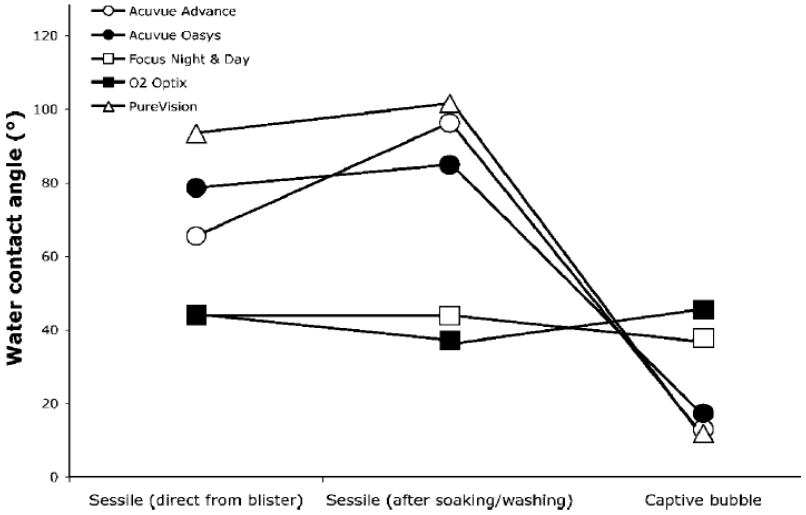
۳.فشار بین سطحی میان اشک و لنز تماسی

بدین ترتیب، با توجه به موارد فوق می توانیم فاکتورهایی را که در فشار سطحی اشک و انرژی آزاد لنز تماسی دخالت دارند در نظر داشته باشیم که این فاکتورها نهایتا در رطوبت پذیری لنز تماسی تأثیر خواهند داشت (۴۳):

- نوع ماده لنز
- رژیم ضد عفونی و تمیزکنندگی لنز
- مدت زمانی که لنز در چشم قرار دارد
- زمان تعویض لنز
- خصوصیات اشک بیمار
- رسوبات در سطح لنز

گذشته از خاصیت ضدعفونی کنندگی محلول ها که مهمترین فاکتور محلول می باشد، سورفاکتانت های موجود در محلول بر چرخش زاویه مواد لنز تماسی تأثیرگذارند. سورفاکتانت ها یا عوامل فعال سطح نیز قسمت های آبگریز و آبدوست دارند که می‌توانند در درجات مختلف با پلیمر لنز تماسی بر پایه خصوصیات هایدروژل، اثر متقابل داشته باشند. بطور معمول سورفاکتانت به عنوان ماده‌ای تعریف می شود که وقتی در غلظت پایین در یک سیستم قرار

[1] Soaking



نمودار۱: زاویه خیسی در لنزهای مختلف در روش های متفاوت (۳۴)

می‌گیرد، می تواند جذب سطح یا سطح مشترک در سیستم شده، انرژی آزاد سطحی آن را تغییر دهد (۴۱،۴۴) اندازه-گیری تأثیر سورفاکتانت بر سطح مشترک مایع و جامد به فاکتورهای زیر بستگی دارد (۴۵،۴۶):

- طبیعت ساختار گروه در سطح که آیا بار الکتریکی دارد یا خیر؟
- ساختار مولکلی سورفاکتانت که جذب سطحی می‌شود: یونی است یا غیر یونی؟ گروه آبگریز آن بلند است یا کوتاه؟ مستقیم است یا شاخه دار؟ آلیفات است یا آروماتیک؟
- شرایط محیط محلول مثل PH، محتوای الکترولیت و دما

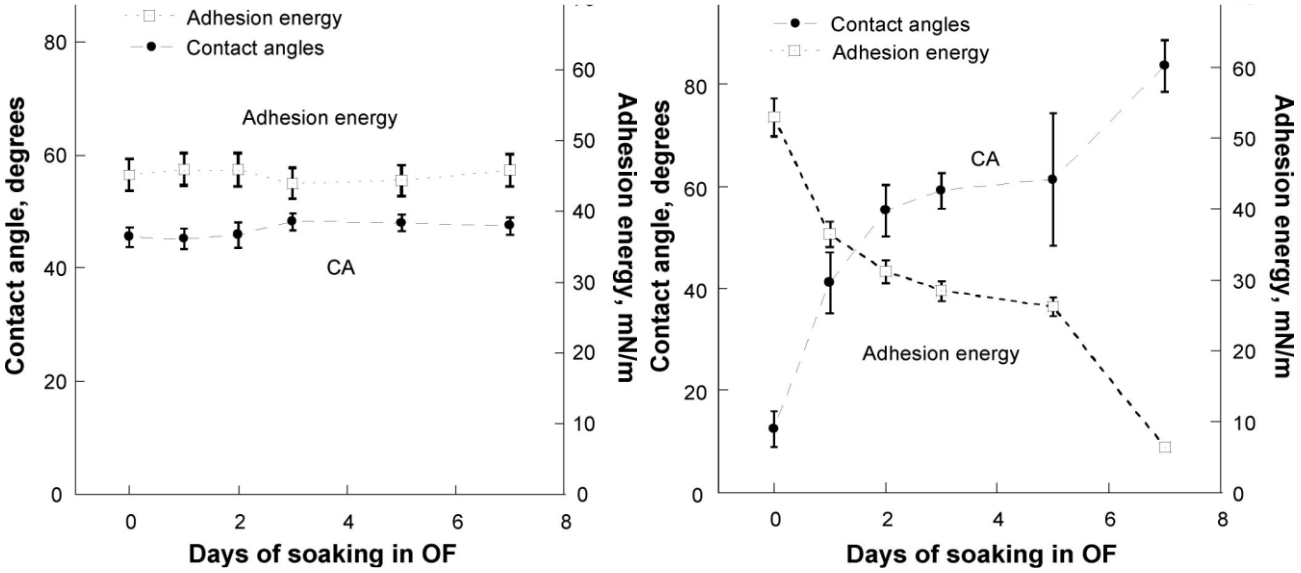
معمولاً ساختار سورفاکتانت به صورت یک دم آبگریز و یک سر آبدوست است. واکنش جذب سطحی سورفاکتانت توسط سطح جامد، بستگی به انرژی الکتریکی بین یون و سطح دارد. هر بار خالص در سطح، همراه با بار مخالفش در محلول، خنثی می‌شود. این آرایش شارژ مثبت و منفی که در سطح مشترک جامد-مایع ایجاد می شود به عنوان لایه دوتائی الکتریکی[1] مطرح می شود (۴۵،۴۶). جذب سورفاکتانت توسط لنز می تواند باعث افزایش رطوبت - پذیری لنز شود ولی این تأثیر با گذشت زمان و استفاده از لنز از بین می‌رود (۴۹-۴۷، ۲۵).

Lin و Svitova، تأثیر سورفاکتانت بر لنزهای هایدروژل و سیلیکون هایدروژل را بررسی کرده اند (۴۸). در این تحقیق شماری از لنزهای هایدروژل و سیلیکون هایدروژل را از بسته بندی یکبار مصرف[2] در آورده و برای مدت ۷ روز در محلول بدون سورفاکتانت قرار دادند و در طی این مدت، زاویه خیسی آن ها را بررسی کردند. نتیجه اینکه لنزهای هایدروژل کاملاً تحت تأثیر سورفاکتانت موجود در بسته بندی یکبار مصرف کارخانه ای بوده، با شسته شدن این سورفاکتانت، زاویه خیسی آن ها افزایش چشم گیری داشته است اما در مقابل، لنزهای سیلیکون هایدروژل تغییرات چشم گیری نداشته اند (هرچند این تغییرات از لحاظ آماری معنادار بوده است). حتی شماری از لنزهای سیلیکون هایدروژل، رطوبت پذیری بهتری را با گذشت زمان نشان دادند و این بدان معناست که رطوبت-پذیری لنزهای سیلیکون هایدروژل تحت تأثیر خواص خود لنز است و به عوامل خارجی مثل سورفاکتانت محلول وابسته نمی باشد. برای مثال نمودار این تغییرات را در دو لنز متفاوت می بینیم (۲۵) (نمودار۲). در تحقیق Tonge و همکارانش (۲۵) که بر روی لنز Etafilcon انجام شد، زاویه خیسی بصورت ex-vivo بررسی شد. لنزی که در محلول دارای سورفاکتانت و لنزی که در محلول بدون سورفاکتانت قرار گرفته بوند، در چشم بیمار گذاشته شده، در فواصل زمانی متعدد از چشم خارج شده و زاویه خیسی آن بررسی شد. همانطور که در نمودار۳ می بینیم این زاویه در ۳۰ دقیقه اول در لنزی که در سورفاکتانت قرار گرفته بود به کمترین حد خود می‌رسد و کم کم با گذشت زمان طی ۸ ساعت، زاویه خیسی برای دو لنز به حد مساوی می-رسد و تأثیر سورفاکتانت مشخص می شود.

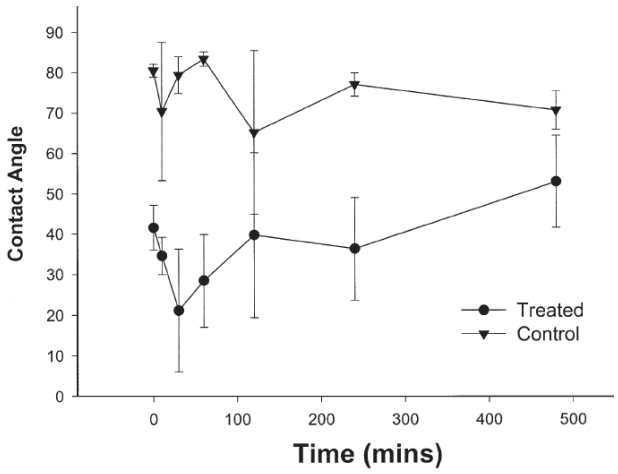
از طرف دیگر با توجه به توضیحات فوق درباره تأثیر اشک

[1] Electrical Double Layer

[2] Blister



نمودار۲: تأثیر سورفاکتانت بر زاویه خیسی در لنز نرم هایدروژل Acuvue 2 (شکل سمت راست) و سیلیکون هایدروژل Focus Night & Day (شکل سمت چپ) حروف OF در پایین جدول مخفف محلول OptiFree می باشد (۴۸)



نمودار۳: تأثیر سورفاکتانت در شرایط ex vivo (۲۵)

بر روی رطوبت پذیری و زاویه خیسی لنز، قبل از فیت لنز تماسی، می بایست ابتدا اشک بیمار را بررسی کنیم. اشک باید از سه جنبه زیر نرمال باشد:

- حجم اشک: که با سنجش ارتفاع نرمال پریزم اشکی ارزیابی می‌شود.
- کیفیت اشک: که به کمک بررسی لایه لیپید اشک با روشهای مختلف می تواند ارزیابی شود (۵۰). در ساده‌ترین روش، می‌توان از اسلیت لمپ با بزرگنمایی بالا، برای بررسی لایه لیپیدی استفاده کرد (۵۱).
- پایداری لایه اشکی: این حالت با ارزیابی گسست لایه اشکی به روش های تهاجمی و غیر تهاجمی بررسی می شود (۵۲).

با توجه به اینکه، کاهش حجم اشک در حین استفاده از لنز تماسی، از موارد مهم تأثیرگذار بر رطوبت پذیری، زاویه خیسی و راحتی بیمار است، لذا بررسی اشک بیمار اهمیت خاص خود را در فیت لنز تماسی دارد (۵۳). با قرار گرفتن لنز تماسی در داخل چشم لایه اشکی به دو قسمت لایه اشکی در سطح لنز (PrLTF)[1] و لایه اشکی در پشت لنز (PoLTF)[2] تقسیم می شود (۵۴). کارایی کلینیکی هر لنز تماسی تابع رطوبت پذیری آن است، زیرا بر ایجاد یک

[1] Prelens Tear Film

[2] Postlens Tear Film

لایه اشکی پایدار در سطح و پشت لنز تأثیرگذار است. اساساً لنز تماسی باید رطوبت پذیری خوبی داشته باشد تا دید مناسب و راحتی را فراهم آورده، در برابر رسوبات مقاوم بوده و با چشم زیست سازگار باشد (۵۵).

PrLTF رابطه بیشتری با راحتی دارد و PoLTF با فیت و حرکت لنز رابطه بیشتری دارد. از طرفی بیشترین تغییر در اشک با استفاده از لنز تماسی، تغییر در لایه لیپیدی اشک می باشد. لنز باعث می شود لایه لیپیدی اشک که روی لنز شکل می‌گیرد، خیلی نازک شده، در نتیجه کاهش پایداری اشک و افزایش تبخیر اشک ایجاد می شود که به دنبال این تبخیر، لنز دهیدراته می گردد و بیمار دید کاهش یافته و متغیر را گزارش می کند. در لنز هایدروژل، لایه لیپیدی نازکی که در سطح لنزهای نرم مشاهده می‌شود، در سطح لنزهای سخت نفوذ پذیر به اکسیژن وجود ندارد و فقط فاز اکوئوس در سطح لنز دیده می شود. مستنداتی مبنی بر اینکه لنزهایی با حجم آب بیشتر، لایه لیپیدی و PrLTF ضخیم‌تری در سطح نشان می دهند، وجود دارد. همچنین محلول های نگهداری نیز بر ضخامت PrLTF تأثیر می گذارند. پلک زدن تمرینی و اجباری هم باعث افزایش PrLTF و لایه لیپیدی می شود و رطوبت پذیری را افزایش می دهد. روش های مختلف بررسی PoLTF، استفاده از فلورسئین، اسلیت با بزرگنمایی بالا و یا OCT[1] قدامی می باشد (۵۶). تغییر هم در شعاع انحنای لنزهای RGP و هم لنزهای هایدروژل باعث تغییر در ضخامت PoLTF می شود. غلظت موسین اشک نیز در حضور لنز تماسی کاهش می یابد. این حالت در بیماران علامت دار[2] باعث افزایش اصطکاک لنز با چشم شده، بیمار را آزار می دهد. فاز اکوئوس اشک شامل الکترولیت ها، پروتئین ها و آنزیم های اشک می باشد که همه این ها تحت تأثیر لنز تماسی قرار می گیرند. همچنین، افزایش اسمولاریته چشم که نشان دهنده غلظت پروتئین و الکترولیت است، به عنوان یک مشخصه در بیماران چشم خشک مطرح است. اسمولاریته بالا در زمان استفاده از لنز تماسی نیز دیده می‌شود و این حالت احتمالاً به دلیل افزایش تبخیر اشک است. در استفاده کوتاه مدت از لنز به دلیل خاصیت بافر بودن اشک، تغییر چندانی در PH اشک دیده نمی شود اما اگر استفاده طولانی مدت اگر با اثرات هایپوکسی و اسیدی شدن محیط قرنیه همراه باشد، آنگاه PH کاهش می‌یابد (۵۷).

با توجه به اهمیت اشک در رطوبت پذیری و زاویه خیسی لنز تماسی، بایستی به حالت های مختلف چشم خشک، توجه ویژه داشته باشیم. چشم خشک ناشی از لنز تماسی[3] به حالتی اطلاق می شود که بیمار در طی استفاده از لنز تماسی در انتهای روز احساس خشکی چشم می کند. با اینکه در این حالت فاکتورهای متعددی دخالت دارند و به مشخصات بیمار، ماده لنز، فیت لنز، محیط و محلول لنز بستگی دارد اما اگر لنز تماسی رطوبت پذیری بهتری داشته باشد، این مشکل کاهش می یابد. Cheng و همکارانش، تأثیر اجزای اشکی را بر زاویه خیسی بررسی کردند. در این تحقیق، تأثیر موسین و لیزوزیم با همان غلظت که این مواد در اشک وجود دارند، در محیط مایع در روش Captive Bubble شبیه سازی شد و زاویه تماس سه نوع لنزهای سیلیکون هایدروژل و یک نوع لنز هایدروژل در این محیط بررسی شد. نتایج نشان دارد که برخلاف شرایط محیط آبی معمولی که زوایای تماس این لنزها با هم تفاوت داشتند، با قرارگیری نمونه‌ها در محیط شبیه‌سازی شده، زاویه Hysteresis حذف شد و زاویه Advance همه لنزها حدود ۲۲ درجه را نشان داد (۵۴). همچنین، Lorentz و همکارانش، تأثیر لیپید اشک بر لنز تماسی را بررسی کردند. در این تحقیق شماری از لنزهای هایدروژل و سیلیکون هایدروژل در معرض محلول اشکی لیپیدی در غلظت کم و زیاد برای مدت ۲ تا ۵ روز قرار گرفتند. در این مطالعه، روش ارزیابی به کمک روش Sessile drop بود و لنزهای هایدروژل (صرف نظر از گروه‌بندی سازمان غذا و داروی آمریکا) بعد از قرارگیری در این محلول به مرور زمان، زاویه تماس کمتر و رطوبت پذیری بهتری را در حدود ۳۵ درجه نشان دادند. اگر بخواهیم گروه بندی سازمان غذا و داروی آمریکا را در این مبحث در نظر بگیریم، در گروه FDA II که تمایل بیشتری به جذب لیپید دارند، کاهش زاویه تماس از ۹۸ به ۳۵ درجه و در لنزهای گروه های دیگر کاهش از ۴۵ به ۳۵ درجه بوده است. لنزهای نسل اول سیلیکون هایدروژل با پوشش پلاسمای گازی به دلیل رسوب فراوان لیپید در غلظت بالای این محلول، کاهش زاویه زیادی از خود بروز می دهند و این می‌تواند به دلیل وجود پوشش

[1] Optical Coherence Tomography

[2] Symptomatic

[3] Contact Lens-Induced Dry Eye

۲۵ نانومتری باشد که مانع از نفوذ لیپید به درون ماده لنز می شود، اما لنزهای دیگر سیلیکون هایدروژل تغییر چندانی نداشتند (۵۷).

در تحقیقات Guillon و همکارانش (۵۸)، شیرافکن و همکارانش (۵۹) و MacMillan و همکارانش (۶۰)، شماری از لنزهای هایدروژل و GP ، قبل و بعد از گذاشته شدن در چشم، از نظر زاویه تماس به صورت in vitro و ex vivo بررسی و مقایسه شدند. زاویه تماس in vitro در تمامی لنزها، بدون وابستگی به نوع آنها، متغیر و بالا بودند اما در شرایط ex vivo زاویه تماس لنزهای سخت حدود ۱۰ تا ۱۵ درجه و در لنزهای هایدروژل حدود ۲ درجه بود. نتیجه اینکه جذب سطحی پروتئین و لیپید اشک بر روی لنز تماسی، باعث افزایش رطوبت پذیری آن ها به یک میزان می شود و وابسته به ماده لنز یا زاویه تماس لنز به صورت in vitro نمی باشد. با این حال این جذب سطحی را نباید با رسوبات در سطح لنز اشتباه گرفت (۵۷-۶۱). رسوب پروتئین و لیپید در لنزهای هایدروژل با توجه به گروه بندی آنها می باشد که گروه II، رسوب چربی بیشتر و گروه IV، بیشتر پروتئین را جذب می کند (۶۲،۶۳). در لنزهای سیلیکون هایدروژل رسوب لیپید بیشتر از پروتئین است اما مقدار و درصد رسوب پروتئین از فرم طبیعی خارج شده[1]، در این لنزها بیشتر است که البته رسوب این پروتئین های از فرم طبیعی خارج شده، بستگی به روش های بهبود سطح لنز تماسی نیز دارد. به عنوان مثال در لنزهایی که پوشش ۲۵ نانومتری دارند پروتئین در سطح لنز باقی می ماند و از فرم طبیعی خود خارج می شود. رسوب لیپید نیز برروی لنزهای سیلیکون هایدروژل باعث کاهش دید و راحتی، در اثر کاهش رطوبت پذیری می شود. بنابراین، وجود رسوبات، رطوبت پذیری لنز را کاهش می دهند. با رژیم تمیز کنندگی و ضدعفونی کنندگی همراه با شستشو مالش لنز[2]، این رسوبات کاهش می یابند و با تعویض مکرر لنز با فواصل مناسب می توان مشکل رسوب را حل کرد (۲۴،۶۲،۶۴،۶۵) در مطالعه Jones و همکارانش که بر روی لنزهای گروه II هایدروژل انجام گرفت، مشخص شد که تعویض مکرر لنزها[3] به صورت ۱ ماهه به جای ۳ ماهه رسوب پروتئین را تا ۶۰ درصد و لیپید را تا ۴۰ درصد کاهش می‌دهد و این حالت ها می توانند در رطوبت پذیری و زاویه خیسی لنز تماسی، موثر باشند (۶۶). بنابراین، ماده سازنده لنز تماسی همراه با زمان بندی و نحوه استفاده از لنز می تواند بر رطوبت پذیری و زاویه خیسی لنز تماسی، تأثیرگذار باشد.

بحث و نتیجه گیری

اهمیت زاویه خیسی و رطوبت پذیری لنزهای تماسی در علوم مربوط به مواد پزشکی، استفاده از لنز تماسی و عملکردهای بالینی آن، باعث شده است که مطالعات متعددی در این زمینه انجام شود. فاکتورها و پارامترهای مختلفی از لنز تماسی در راحتی بیمار با لنز تاثیر دارند که این پارامترها شامل عبوردهی اکسیژن، ماده لنز، طرح لبه لنز، سختی لنز، ضخامت لنز و روش های بهبود سطح می باشند. چنانچه تمام این فاکتورها را کنترل و ثابت در نظر بگیریم و تنها متغیر مورد مطالعه رطوبت پذیری باشد، رطوبت پذیری بیشتر، می تواند پارامتر مهمی در راحتی بیمار باشد. از طرف دیگر، روابط بین زاویه خیسی، رطوبت پذیری و راحتی به دلیل وجود فاکتورهای متعدد، از مباحث روز و مورد بحث می باشند. مطالعه مروری حاضر نشان می دهد که به دلیل متغیرهای بیولوژی و فاکتورهایی که در درون چشم بر رطوبت پذیری تأثیر گذارند (موسین، لیپید، پروتئین اشک و حرکت دینامیک پلک زدن) و نیز به دلیل اثرات دینامیک متقابل لنز تماسی، محلول لنز و لایه اشکی، شبیه سازی محیط چشم در خارج از چشم مشکل می باشد. از مطالعه حاضر می توان نتیجه گرفت که زاویه تماس خیسی بالای لنز تحت مطالعه در شرایط in vitro، بیانگر رطوبت پذیری کم در همان شرایط می باشد اما همین لنز تماسی در هنگام استفاده در داخل چشم و یا مطالعه در شرایط in vivo، ممکن است زاویه تماس خیسی و رطوبت پذیری متفاوتی را با شرایط in vitro، نشان دهد. همچنین لنزهای تماسی مختلف که در شرایط in vitro، زاویه خیسی متفاوت از همدیگر دارند می توانند با استفاده از سورفاکتانت ها و نیز در شرایط in vivo، زاویه خیسی نزدیک به یکدیگر از خود نشان دهند. این مطلب می تواند به معاینه کننده کمک نماید که صرفا بر اساس اعداد آزمایشگاهی مربوط به زاویه خیسی لنزهای تماسی، نمی توان زاویه خیسی لنز تماسی در هنگام

[1] Denature
[2] Rub & Rinse
[3] Frequent Replacement

استفاده در محیط چشم را پیش بینی نمود. همچنین بایستی توجه کرد که بر اساس نتایج مطالعات مختلف، زاویه تماس خیسی کم در شرایط in vivo، لزوماً بیان کننده آبدوست بودن ماده لنز نیست. این حالت در لنزهای سخت نفوذ پذیر به گاز، به چشم می‌خورد و برخلاف زاویه تماس خوب این لنزها نسبت به بعضی لنزهای هایدروژل، این لنزها آبگریز هستند. از طرف دیگر، رطوبت پذیری لنزها به مرور زمان کاهش می یابد و تعویض مکرر در فواصل زمانی مناسب و نیز استفاده از قطره های مرطوب کننده و سورفاکتانت ها می‌توانند این کاهش رطوبت پذیری را جبران نمایند. رابطه بین زاویه خیسی، رطوبت‌پذیری و راحتی به دلیل وجود فاکتورهای متعدد، نیاز به مطالعات بیشتر دارد که امید است تحقیقات آینده، مفاهیم فوق را روشنتر نمایند.

منابع

1. Maldonado-Codina C, Efron N. Dynamic wettability of pHEMAbased hydrogel contact lenses. Ophthal Physiol Opt 2006; 26: 408-18.
2. Maldonado-Codina C, Efron N. Impact of manufacturing technology and material composition on the surface characteristics of hydrogel contact lenses. Clin Exp Optom. 2005; 88(6): 396-404.
3. Wheeler JC, Woods JA, Cox MJ, Cantrell RW, et al. Evolution of hydrogel polymers as contact lenses, surface coatings, dressings, and drug delivery systems. J Long Term Eff Med Implants 1996; 6(3-4): 207-17.
4. Vogler EA. Structure and reactivity of water at biomaterial surfaces. Adv Colloid Interface Sci 1998; 74(1): 69-117.
5. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. Biomaterials 2008; 29(20): 2941-53.
6. Raffaini G, Ganazzoli F. Understanding the performance of biomaterials through molecular modeling: crossing the bridge between their intrinsic properties and the surface adsorption of proteins. Macromol Biosci 2007; 7(5): 552-66.
7. Lee JH, Khang G, Lee JW, Lee HB. Interaction of different types of cells on polymer surfaces with wettability gradient. J Colloid Interface Sci 1998; 205(2): 323-30.
8. Dumbleton KA, Chalmers RL, Richter DB, Fonn D. Vascular response to extended wear of hydrogel lenses with high and low oxygen permeability. Optom Vis Sci 2001; 78(3): 147-51.
9. Holly FJ. Tear film physiology and contact lens wear. II. Contact lens-tear film interaction. Optom Vis Sci 1981; 58(4): 331-41.
10. Young G, Veys J, Pritchard N, Coleman S. A multi-centre study of lapsed contact lens wearers. Ophthalmic Physiol Opt 2002; 22(6): 516-27.
11. Asbell PA. Contact Lens Discomfort: Can We Prevent Dropout? Eye Contact Lens. 2017; 43(1):1.

12. Schlanger JL. A study of contact lens failures. J Am Optom Assoc 1993; 64(3): 220-4.

13. Doughty MJ, Fonn D, Richter D, Simpson T, et al. A patient questionnaire approach to estimating the prevalence of dry eye symptoms in patients presenting to optometric practices across Canada. Optom Vis Sci 1997; 74(8): 624-31.

14. Pearson RM. A review of the limitations of the first hydrogel contact lenses. Clin Exp Optom 2010; 93(1): 15-25.

15. Nicolson PC, Vogt J. Soft contact lens polymers: an evolution. Biomaterials 2001; 22(24): 3273-83.

16. Nicolson PC. Continuous wear contact lens surface chemistry and wearability. Eye Contact Lens 2003; 29(1): S30-2.

17. Hutter JC, Green JA, Eydelman MB. Proposed silicone hydrogel contact lens grouping system for lens care product compatibility testing. Eye Contact Lens 2012; 38(6): 358-62.

18. Wedler F, Illman B, Horensky D, Mowrey-McKee M. Analysis of protein and mucin components deposited on hydrophilic contact lenses. Clin Exp Optom 1987; 70(2): 59-68.

19. Wedler, F.C., Analysis of biomaterials deposited on soft contact lenses. J Biomed Mater Res 1977; 11(4): 525-35.

20. Bohnert JL, Horbett TA, Ratner BA, Royce FH. Adsorption of proteins from artificial tear solutions to contact lens materials. Invest Ophthalmol Vis Sci 1988; 29(3): 362-73.

21. Castillo EJ, Koenig JL, Anderson JM, Lo J. Protein adsorption on hydrogels: II. Reversible and irreversible interactions between lysozyme and soft contact lens surfaces. Biomaterials 1985; 6(5): 338-45.

22. Garrett Q, Garrett RW, Milthorpe BK. Lysozyme sorption in hydrogel contact lenses. Invest Ophthalmol Vis Sci 1999; 40(5): 897-903.

23. Sack RA, Jones B, Antignani A, Libow R, et al. Specificity and biological activity of the protein deposited on the hydrogel surface. Relationship of polymer structure to biofilm formation. Invest Ophthalmol Vis Sci 1987; 28(5): 842-9.

24. Luensmann D, Jones L. Protein deposition on contact lenses: the past, the present, and the future. Cont Lens Anterior Eye 2012; 35(2): 53-64.

25. Tonge S, Jones L, Goodall S, Tighe B. The ex vivo wettability of soft contact lenses. Curr Eye Res 2001; 23(1): 51-9.

26. Holly FJ, Refojo MF. Wettability of hydrogels I. Poly (2-hydroxyethyl methacrylate). J Biomed Mater Res A 1975; 9(3): 315-26.

27. Stapleton F, Stretton S, Papas E, Skotnitsky C, et al. Silicone hydrogel contact lenses and the ocular surface. Ocul Surf 2006; 4(1): 24-43.

28. Jacob JT. Biocompatibility in the development of silicone-hydrogel lenses. Eye Contact Lens 2013; 39(1): 13-9.

29. López-Alemany A, Compañ V, Refojo MF. Porous structure of Purevision™ versus Focus® Night&Day™ and conventional hydrogel contact lenses. J Biomed Mater Res 2002; 63(3): 319-25.

30. Efron N, Morgan PB, Cameron ID, Brennan NA, et al. Oxygen permeability and water content of silicone hydrogel contact lens materials. Optom Vis Sci 2007; 84(4): 328-37.

31. Guillon M. Are silicone hydrogel contact lenses more comfortable than hydrogel contact lenses? Eye Contact Lens 2013; 39(1): 86-92.

32. Shiobara M, Schnider CM, Back A, Holden BA. Guide to the clinical assessment of on-eye wettability of rigid gas permeable lenses. Optom Vis Sci 1989; 66(4): 202-6.

33. Keir N, Jones L. Wettability and silicone hydrogel lenses: a review. Eye Contact Lens 2013; 39(1): 100-8.

34. Maldonado-Codina C, Morgan PB. In vitro water wettability of silicone hydrogel contact lenses determined using the sessile drop and captive bubble techniques. J Biomed Mater Res A 2007; 83(2): 496-502.

35. Krishnan A, Liu YH, Cha P, Woodward R, et al. An evaluation of methods for contact angle measurement. Colloids Surf B Biointerfaces 2005; 43(2): 95-8.

36. Menzies KL, Rogers R, Jones L. In vitro contact angle analysis and physical properties of blister pack solutions of daily disposable contact lenses. Eye Contact Lens 2010; 36(1): 10-8.

37. Fatt I. Prentice Medal Lecture: Contact Lens Wettability-Myths, Mysteries, and Realities. Am J Optom Physiol Opt 1984; 61(7): 419-30.

38. Tress M, Karpitschka S, Papadopoulos P, Snoeijer JH, et al. Shape of a sessile drop on a flat surface covered with a liquid film. Soft Matter 2017; 13(20): 3760-3767.

39. Menzies KL, Jones L. The impact of contact angle on the biocompatibility of biomaterials. Optom Vis Sci 2010; 87(6): 387-99.

40. Schroder ME. Work of Adhesion of a Sessile Drop to a Clean Surface. J Colloid Interface Sci 1999; 213(2): 602-605.

41. Campbell D, Carnell SM, Eden RJ. Applicability of contact angle techniques used in the analysis of contact lenses, part 1: comparative methodologies. Eye Contact Lens 2013; 39(3): 254-62.

42. Grundke K, Pöschel K, Synytska A, Frenzel R, et al. Experimental studies of contact angle hysteresis phenomena on polymer surfaces – Toward the understanding and control of wettability for different applications. Adv Colloid Interface Sci 2015; 222: 350-76.

43. Guillon M, Maissa C, Wong S3, Patel T, et al. Effect of lens care system on silicone hydrogel contact lens wettability. Cont Lens Anterior Eye 2015; 38(6): 435-41.

44. Gorbet M, Postnikoff C. The impact of silicone hydrogel-solution combinations on corneal epithelial cells. Eye Contact Lens 2013; 39(1): 42-7.

45. Burlatsky SF, Atrazhev VV, Dmitriev DV, Sultanov V, et al. Surface tension model for surfactant solutions at the critical micelle concentration. J Colloid Interface Sci 2013; 393: 151-60.

46. Starov VM. Surfactant solutions and porous substrates: spreading and imbibition. Adv Colloid Interface Sci 2004; 111(1-2): 3-27.

47. Zhao Z, Carnt NA, Aliwarga Y, Wei X, et al. Care regimen and lens material influence on silicone hydrogel contact lens deposition. Optom Vis Sci 2009; 86(3): 251-9.

48. Lin MC, Svitova TF. Contact lenses wettability in vitro: effect of surface-active ingredients. Optom Vis Sci 2010; 87(6): 440.

49. Jones L, Powell CH. Uptake and release phenomena in contact lens care by silicone hydrogel lenses. Eye Contact Lens 2013; 39(1): 29-36.

50. Guillon JP. Non-invasive tearscope plus routine for contact lens fitting. Cont Lens Anterior Eye 1998; 21: S31-40.

51. Yokoi N, Takehisa Y, Kinoshita S. Correlation of tear lipid layer interference patterns with the diagnosis and severity of dry eye. Am J Ophthalmol. 1996; 122(6): 818-24.

52. Madden RK, Paugh JR, Wang C. Comparative study of two non-invasive tear film stability techniques. Curr Eye Res 1994; 13(4): 263-9.

53. Stahl U, Willcox MD, Naduvilath T, Stapleton F. Influence of tear film and contact lens osmolality on ocular comfort in contact lens wear. Optom Vis Sci. 2009; 86(7): 857-67.

54. Cheng L, Muller SJ, Radke CJ. Wettability of silicone-hydrogel contact lenses in the presence of tear-film components. Curr Eye Res 2004; 28(2): 93-108.

55. Young G, Efron N. Characteristics of the pre-lens tear film during hydrogel contact lens wear. Ophthalmic Physiol Opt 1991; 11(1): 53-8.

56. Wang, J., et al., Precorneal and pre- and postlens tear film thickness measured indirectly with optical coherence tomography. Invest Ophthalmol Vis Sci 2003; 44(6): 2524-8.

57. Lorentz H, Rogers R, Jones L. The impact of lipid on contact angle wettability. Optom Vis Sci 2007; 84(10): 946-53.

58. Guillon M, Styles E, Guillon JP, MaÏssa C, et al. Preocular tear film characteristics of nonwearers and soft contact lens wearers. Optom Vis Sci 1997; 74(5): 273-9.

59. Shirafkan A, Woodward EG, Port MJ, Hull CC. Surface wettability and hydrophilicity of soft contact lens materials, before and after wear. Ophthalmic Physiol Opt 1995; 15(5): 529-32.

60. MacMillan TF, Benjamin WJ. Cleaning and storage of rigid contact lenses prior to dispensing. J Am Optom Assoc 1992; 63(5): 333-42.

61. Lorentz H, Jones L. Lipid deposition on hydrogel contact lenses: how history can help us today. Optom Vis Sci 2007; 84(4): 286-95.

62. Senchyna M, Jones L, Louie D, May C, et al. Quantitative and conformational characterization of lysozyme deposited on balafilcon and etafilcon contact lens materials. Curr Eye Res 2004; 28(1): 25-36.

63. Bohnert JL, Horbett TA, Ratner BD, Royce FH. Adsorption of proteins from artificial tear solutions to contact lens materials. Invest Ophthalmol Vis Sci 1988; 29(3): 362-73.

64. Jones L, Senchyna M, Glasier MA, Schickler J, et al. Lysozyme and lipid deposition on silicone hydrogel contact lens materials. Eye Contact Lens 2003; 29(1 Suppl):S75-9; discussion S83-4, S192-4.

65. Tighe BJ. A decade of silicone hydrogel development: surface properties, mechanical properties, and ocular compatibility. Eye Contact Lens 2013; 39(1): 4-12.

66. Jones L, Franklin V, Evans K, Sariri R, et al. Spoliation and Clinical Performance of Monthly vs. Three Monthly Group II Disposable Contact Lenses. Optom Vis Sci 1996; 73(1): 16-21.