Pomiar tarcia i lubrykacji miękkich soczewek kontaktowych: przegląd metod

Measuring friction and lubricity of soft contact lenses: a review

Lakshman N. Subbaraman

Szef działu nauk biologicznych w Centrum Badań Soczewek Kontaktowych na Uniwersytecie w Waterloo

Lyndon W. Jones

Profesor w Szkole Optometrii i Nauk o Widzeniu oraz dyrektor Centrum Badań Soczewek Kontaktowych na Uniwersytecie w Waterloo

Tłumaczenie: Jacek Pniewski
Wydział Fizyki, Uniwersytet Warszawski

Tekst oryginalny: Measuring friction and lubricity of soft contact lenses: a review. Lakshman N. Subbaraman, Lyndon W. Jones. Contact Lens Spectrum 2013 [online: http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=108560].

For non-commercial use only

NAJWAŻNIEJSZE

Komfort użytkowania miękkich soczewek kontaktowych może być związany z tarciem i lubrykacją.

HIGHLIGHTS

Comfort of soft contact lenses wear may be tied to friction and lubricity.

W ciągu ostatnich 35 lat liczba użytkowników soczewek kontaktowych na świecie wzrosła z 10 do 140 milionów, przy czym najczęściej wybierane są (ponad 90%) miękkie soczewki kontaktowe [1]. Ostatnie raporty sugerują, że przemysł soczewek kontaktowych jest w dobrej kondycji, a światowy roczny rynek miękkich soczewek kontaktowych szacuje się na 5,3 mld dolarów (w samych Stanach Zjednoczonych 1,9 mld dolarów) [2].

Pomimo tej pozornie optymistycznej sytuacji wielu użytkowników soczewek nadal nie jest z nich zadowolonych. Około 35% osób rezygnuje z ich używania, za co w większości przypadków odpowiadają niski komfort oraz suchość, szczególnie pod koniec dnia [3].

Na spadek komfortu związany z noszeniem soczewek kontaktowych oraz na suchość wpływają różne czynniki, m.in. oddziaływanie między tylną powierzchnią soczewki a powierzchnią rogówki oraz między przednią powierzchnią soczewki a wewnętrzną powierzchnią powiek podczas mrugania. Soczewki hydrożelowe błyskawicznie przyciągają różne składniki filmu łzowego, w szczególności białka i lipidy, które osadzają się na ich powierzchni [4].

Powyższe procesy mogą wpływać na zmiany powierzchniowe soczewki kontaktowej. One z kolei wpływają na siły tarcia występujące podczas mrugania. Ponadto odwodnienie soczewki kontaktowej może zwiększać oddziaływanie między powieką a soczewką kontaktową w wyniku zmniejszenia zwilżalności i lubrykacji przedniej powierzchni soczewki, może także powodować przebarwienia nabłonka rogówki z powodu odparowania wody, a następnie wysychania [5].

Badania naukowe sugerują, że własności powierzchni soczewek kontaktowych dotyczące tarcia mogą być także związane z określonymi obserwowalnymi zjawiskami klinicznymi, m.in. ze zmianami patologicznymi na wewnętrznej

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 09.08.2025; 15:00,05

powierzchni powiek oraz z wystąpieniem fałdów spojówki równoległych do krawędzi powiek [6, 7].
W końcu zwiększenie tarcia może prowadzić do brodawkowego zapalenia spojówek w wyniku mechanicznego oddziaływania spojówki z powierzchnią soczewki kontaktowej [8].
Wymienione problemy jasno wskazują, że tarcie na powierzchni soczewki kontaktowej jest ważnym czynnikiem komfortu, który należy wziąć pod uwagę podczas projektowania oraz wytwarzania miękkich soczewek kontaktowych. Co więcej, zrozumienie sił tarcia, które występują na powierzchni soczewki, zapewni wgląd w związek między własnościami materiałowymi powierzchni soczewki a odpowiedzią biologiczną, taką jak osadzanie się białek czy adhezja drobnoustrojów chorobotwórczych [9].
Dotychczas opublikowano jednak bardzo niewiele prac na temat charakterystyki sił tarcia na powierzchni miękkich soczewek kontaktowych [10–16], więc kontaktolodzy mogą być nieświadomi znaczenia tego czynnika w codziennej praktyce. Celem niniejszego artykułu jest przegląd różnych metod, których używa się do określenia tarcia na powierzchni soczewek hydrożelowych.

TERMINOLOGIA

Materiałoznawcy oraz naukowcy zajmujący się własnościami powierzchni materiałów, z których są wykonywane soczewki, często używają terminów takich jak „tribologia", „tarcie" i „smarowanie". Praktycy – kontaktolodzy – mogą nie być zaznajomieni z tymi pojęciami, ponieważ nie używają ich na co dzień, a są to pojęcia warte zrozumienia. Termin „tribologia" pochodzi od greckiego słowa *tribos*, które znaczy „pocierać". Tribologia to ogólnie dziedzina nauki zajmująca się trzema obszarami – tarciem, smarowaniem i zużyciem. Te trzy obszary są ze sobą ściśle związane, aczkolwiek zależność między tarciem a zużyciem (uszkodzeniem powierzchni) nie została dobrze poznana. Ogólnie tarcie pojawia się w sytuacji, gdy dwie stykające się powierzchnie trą o siebie, w wyniku czego następuje ich zużycie. Zużyciu można zapobiec poprzez smarowanie, a także rozdzielenie powierzchni substancją smarującą, co skutkuje zmniejszeniem tarcia. Celem badań tribologicznych jest minimalizacja tarcia i zużycia, w związku z czym tribologia gra główną rolę w skutecznej kuracji niektórych często spotykanych schorzeń, związanych z implantami medycznymi oraz chorobami stawów.
„Biotribologia" to stosunkowo nowy termin, wprowadzony we wczesnych latach 70. XX wieku na określenie gałęzi nauki, która skupia się na badaniach tarcia, zużycia oraz smarowania w ciałach biologicznych. Jest to dziedzina multidyscyplinarna, obejmująca obszary inżynierii, nauki o materiałach, biologii, fizyki oraz medycyny.

Tarcie można zdefiniować jako siłę, która pojawia się na powierzchni dwóch ciał stałych podczas ich wzajemnego ruchu (ślizgania) i przeciwdziała temu ruchowi. Siła tarcia jest kwantyfikowana za pomocą prostego współczynnika zwanego współczynnikiem tarcia μ (ang. *coefficient of friction*). Aby określić współczynnik tarcia, należy wykonać dwa pomiary: a) siły niezbędnej do rozpoczęcia lub podtrzymania ruchu oraz b) siły nacisku utrzymującej dwie powierzchnie w stanie styku, normalnej (prostopadłej) do powierzchni. Współczynnik tarcia można następnie wyznaczyć, dzieląc wartość siły inicjującej lub podtrzymującej ruch przez wartość siły nacisku. Do zmniejszenia tarcia można użyć substancji smarującej. Ze względu na to, że substancja smarująca zmniejsza tarcie, współczynnik tarcia jest łatwym w użyciu wskaźnikiem ilościowym określającym zdolność do smarowania w dowolnym systemie. Zasadniczo porównanie współczynników tarcia mierzonych przez urządzenie w identycznych warunkach jest wiarygodne, jednakże porównanie wartości współczynnika tarcia otrzymanych za pomocą różnych urządzeń, w różnych warunkach, powinno być interpretowane z ostrożnością.
„Smarowanie" jest definiowane jako dowolny sposób zmniejszenia tarcia i zużycia występujących między dwiema trącymi o siebie powierzchniami. Istnieją dwa typy tarcia: w pierwszym trące o siebie powierzchnie stykają się praktycznie bezpośrednio i nosi ono nazwę tarcia granicznego; w drugim (tarcie płynne) między powierzchniami istnieje cienka warstwa substancji smarującej (smarowanie hydrostatyczne) bądź ciecz pojawia się w trakcie ruchu powierzchni (smarowanie hydrodynamiczne).

POMIAR TARCIA I LUBRYKACJI

Najbardziej rozpowszechnioną metodą wyznaczania współczynnika tarcia miękkiej soczewki kontaktowej jest użycie mikrotribometru. Niektórzy badacze korzystają z metody opartej na mikroskopii sił atomowych [15, 16], inni zaś rozwinęli nowatorskie metody pomiaru lubrykacji (uwaga od tłumacza: pojęcie „lubrykacja" oznacza matematyczną odwrotność współczynnika tarcia 1/μ). W dalszej części tekstu opisano różne metody pomiaru.

MIKROTRIBOMETR

Mikrotribometr to urządzenie, które dokonuje bezpośredniego pomiaru siły tarcia oraz siły nacisku normalnej do powierzchni w celu wyznaczenia współczynnika tarcia. W trakcie pomiaru należy ustabilizować wiele różnych parametrów układu, tak by otrzymać powtarzalne wyniki. W kolejnych akapitach przedstawiono czynniki, które wpływają na wartość współczynnika tarcia uzyskiwanego przez mikrotribometr.

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 09.08.2025; 15:00,05

Szybkość tarcia (przesuwu/ślizgania)

Szybkość użyta w testach ma duży wpływ na współczynnik tarcia. W przypadku tarcia granicznego pomiar wykonano z prędkością 0,01 mm/s [13], co odpowiada sytuacji bezpośredniego statycznego kontaktu soczewki z tkankami oka. Wyższe szybkości (12 cm/s), odzwierciedlające szybkość poruszania się powieki podczas mrugania [10], umożliwiają pomiar tarcia przy tarciu hydrodynamicznym, w którym cienka warstwa płynu oddziela soczewkę od tkanek oka. W badaniach przyjęto szybkość przesuwu w szerokim zakresie (63–6280 µm/s [11], 0,01–0,5 cm/s [12], 10–600 µm/s [18]), aby określić wpływ szybkości przesuwu na wartości współczynnika tarcia.

Ciśnienie wywierane przez siłę nacisku

Ocenia się, że ciśnienie wywierane przez powieki *in vivo* wynosi ok. 1–7 kPa, co sprawia, że dokładny pomiar przy tak niskim ciśnieniu staje się wyzwaniem. Niemniej jednak ostatnio opublikowano wyniki pomiarów współczynnika tarcia przy bardzo niskich ciśnieniach, rzędu 1 kPa [18].

Powierzchnia podłoża, po którym ślizga się soczewka

Wszystkie pomiary tarcia zależą od własności dwóch powierzchni i typów materiałów, z których są wykonane. Pomiary wykonywano dla szkła [11, 18], stali nierdzewnej [12] oraz silanizowanego szkła, pokrytego warstwą mucynową [13].

Płyn nawilżający

W pracy Nairna i zespołu [10] użyto różnych dostępnych na rynku płynów, w tym B + L ReNu, Allergan Complete, Alcon Opti-Free i roztworu soli fizjologicznej B + L. Wykazano, że zmiana substancji nawilżającej skutkowała zmianą wartości współczynnika tarcia. Przetestowano także płyny typu „sztuczne łzy" oraz roztwory zawierające różne białka obecne w łzach, przypominające składem naturalne łzy [13, 14].

Rodzaj ruchu

Mikrotribometry wykorzystują zwykle płaską płytkę lub zakrzywioną sondę, która jest przesuwana po powierzchni soczewki. W metodzie z użyciem płaskiej płytki tylko jeden punkt styka się z powierzchnią soczewki kontaktowej podczas pomiaru [13], w metodzie z sondą zaś można badać całą powierzchnię świeżej soczewki ze względu na przesuwanie sondy po powierzchni [18].

Przygotowanie próbki

Do dziś wszystkie dane dotyczące współczynnika tarcia uzyskano w odniesieniu do soczewek nienoszonych. Nie badano efektów wywoływanych przez noszenie soczewek oraz użycie różnych płynów pielęgnacyjnych, dlatego nieznana jest zmiana wartości współczynnika tarcia w czasie noszenia, gdy soczewka oddziałuje ze składnikami filmu łzowego. Niezbędne są dalsze badania w tym zakresie.

METODA BADANIA PALCEM

Ostatnio opisano jakościową metodę oceny lubrykacji soczewki kontaktowej poprzez pocieranie palcem [17].
W tej metodzie soczewki umieszczano na noc w roztworze soli fizjologicznej buforowanej fosforanem (PBS, *phosphate buffered saline*), aby usunąć wszelkie pozostałości środków konserwujących. Następnie badacz pocierał soczewkę palcami, trzymając ją między kciukiem a palcem wskazującym, i oceniał lubrykację w skali od zera (bardzo wysoka) do 4 (bardzo niska). Zaletą tej metody jest prostota, szybkość oraz brak potrzeby użycia wyrafinowanego oprzyrządowania. Autorzy twierdzą, że badanie jest wysoce powtarzalne, ale tylko w przypadku wykonywania przez doświadczonego badacza [17]. Główną wadą metody jest ograniczona skala i to, że nie wszystkie typy soczewek można nią badać.

METODA RÓWNI POCHYŁEJ

To nowa ilościowa metoda wyznaczania tarcia soczewki kontaktowej w roztworze PBS [17]. W tej metodzie ustawia się czystą szklaną równię pochyłą pod określonym kątem w kąpieli z płynem PBS. Testowaną soczewkę kontaktową umieszcza się na szczycie równi i obciąża ciężarkiem o masie 0,8 g, wykonanym ze stali nierdzewnej (ciśnienie 0,88 kPa), tak by wywołać ruch. Wyznacza się minimalny kąt nachylenia równi, przy którym soczewka zaczyna się zsuwać i kontynuuje ruch na odcinku ok. 100 mm. Tangens tego kąta jest miarą współczynnika tarcia statycznego. Tangens minimalnego kąta, przy którym soczewka jest w stanie przebyć zadany dystans, określa współczynnik tarcia kinetycznego [17] (ryc. 1).

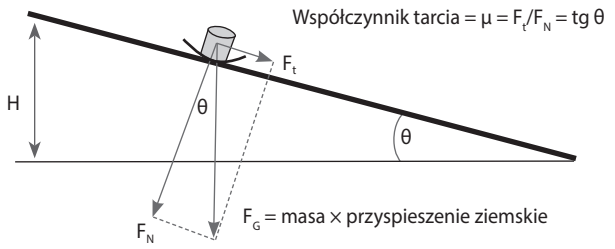
MIKROSKOPIA SIŁ ATOMOWYCH

Mikroskopia sił atomowych (AFM, *atomic force microscopy*) jest standardową techniką używaną do badania topografii powierzchni materiałów konwencjonalnych i silikonowo-hydrożelowych, z których wykonane są soczewki kontaktowe.
AFM jest bardzo wydajnym narzędziem do badań wysokiej rozdzielczości i umożliwia analizę topografii powierzchni oraz szorstkości za pomocą nieinwazyjnego badania (ryc. 2). Mikroskop AFM składa się z sondy w formie mikrodźwigni z ostrym końcem, która skanuje powierzchnię soczewki. Sonda jest zwykle wykonana z krzemu lub azotku krzemu, zaś krzywizna jej zakończenia jest na poziomie nanometrów. AFM może działać w wielu trybach: trybie statycznym (zwanym kontaktowym) oraz różnych

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from
https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 09.08.2025; 15:00,05

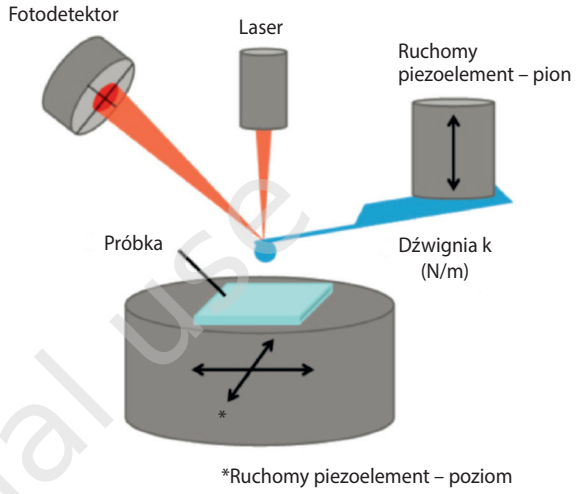
RYCINA 1

Metoda równi pochyłej.



RYCINA 2

Mikroskopia sił atomowych.



trybach dynamicznych (tryb bezkontaktowy lub tryb kontaktu przerywanego), w których dźwignia wibruje z określoną częstotliwością. Zaletą mikroskopu AFM w stosunku do tradycyjnego mikroskopu optycznego jest wysoka rozdzielczość, możliwość otrzymania danych trójwymiarowych oraz informacji o topografii uzyskanych w różnych warunkach (np. w środowisku mokrym lub nie, a także w środowisku suchym), co eliminuje konieczność przygotowania próbki przed pomiarem. W zespole Kim [15, 16] użyto trybu kontaktowego, aby wyznaczyć własności powierzchni miękkich soczewek kontaktowych wykonanych z materiału pHEMA. Obrazy powierzchni soczewki uzyskano za pomocą mikroskopu AFM w dwóch warunkach: a) soczewki wysuszone w powietrzu, b) soczewki pokryte roztworem soli fizjologicznej. Po udanej optymalizacji metody wyznaczania współczynnika tarcia autorzy doszli do wniosku, że w przypadku miękkich soczewek kontaktowych, wykonanych z usieciowanego materiału pHEMA, współczynnik tarcia był niski, a roztwór soli fizjologicznej umożliwił znaczną redukcję tarcia w porównaniu z suchymi soczewkami [15].

W ostatnich badaniach zespół Rudy'ego [20] wyznaczył własności mechaniczne i tribologiczne powierzchni soczewek silikonowo-hydrożelowych z użyciem AFM. W tym badaniu mierzono współczynnik sprężystości poprzez wciskanie dźwigni mikroskopu w powierzchnię materiału hydrożelowego w kontrolowany sposób i otrzymano wartość modułu sprężystości z dopasowania zależności siły w funkcji zachowania podczas wciskania sondy. W rezultacie pokazano, że współczynnik sprężystości soczewek wykonanych z materiału etafilcon A na bazie pHEMA mieści się w zakresie od 100 do 130 kPa, zaś soczewek wykonanych z materiału balafilcon A – jest wyższy o rząd wielkości. Wartości tarcia zachowywały podobny trend, przy czym soczewki z powierzchnią modyfikowaną plazmą (jak np. balafilcon A) wykazywały pięciokrotnie wyższy współczynnik tarcia w stosunku do soczewek wykonanych z materiału hydrożelowego delefilcon A z gradientem uwodnienia. W badaniach pokazano, że moduł sprężystości oraz własności tarcia w przypadku różnych soczewek hydrożelowych i silikonowo-hydrożelowych można ocenić poprzez badanie ich powierzchni w skali nanometrowej z użyciem mikroskopu AFM.

WNIOSKI

Wyznaczanie własności tarcia miękkich soczewek kontaktowych jest skomplikowanym zadaniem. Przegląd literatury pokazuje, że istnieje szereg metod określania lubrykacji materiałów, z których wykonuje się soczewki kontaktowe. Skutkiem dużych różnic między poszczególnymi technikami oraz w metodologii wyznaczania wartości współczynnika tarcia są znaczne rozbieżności w zakresie jego wartości w pracach publikowanych do tej pory. Mimo że istnieje świadomość w zakresie różnic między własnościami danych materiałów, wyzwaniem pozostaje porównanie wyników – tak długo, jak długo nie zostanie opracowana uniwersalna procedura badania. Budowa chemiczna materiału, uwodnienie, medium testowe, zastosowane obciążenie i szybkość przesuwu mają wpływ na wyniki i mogą w różnym stopniu wpływać na różne materiały. Osadzanie się składników filmu łzowego może również wpływać na siły tarcia, zarówno w przypadku soczewek silikonowych, jak i tradycyjnych hydrożelowych. Proces ten może być trudny do odtworzenia w warunkach laboratoryjnych *in vitro* i należy z pewnością zwrócić uwagę na warunki badania, które powinny jak najlepiej odzwierciedlać zachowanie soczewki w oku. W niedawnej analizie, w której próbowano określić korelacje między szeregiem własności soczewek kontaktowych (Dk/t, współczynnikiem sprężystości, uwodnieniem, lubrykacją) a odczuwanym komfortem noszenia soczewek pod koniec dnia, wykazano, że główną cechą fizyczną wpływającą na komfort jest tarcie [21].

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from
https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 09.08.2025; 15:00,05

W niniejszej pracy dane na temat komfortu noszenia soczewek kontaktowych pod koniec dnia uzyskano z ponad 700 osobnych miesięcznych testów wykonanych z użyciem czułej i zaawansowanej metody. Współczynniki tarcia były ściśle związane z komfortem noszenia, co wskazuje, że tarcie jest główną przyczyną komfortu. Potrzeba jednak więcej danych ze starannie przeprowadzonych badań klinicznych, aby określić związek między odczuwanymi symptomami dyskomfortu oraz wrażeniem suchości a lubrykacją w przypadku różnych komercyjnie dostępnych materiałów, z których są wykonane soczewki kontaktowe. Należy także zbadać wpływ różnych sposobów pielęgnacji na wartości współczynnika tarcia.

Autorzy pragną podziękować firmie Alcon Laboratories (USA) za wsparcie przy powstaniu tego artykułu poprzez nieograniczony grant.

ADRES TŁUMACZA
Jacek Pniewski
Wydział Fizyki, Uniwersytet Warszawski
02-093 Warszawa, ul. Pasteura 7
e-mail: jpniewski@igf.fuw.edu.pl

Piśmiennictwo

1. Morgan PB, Woods CA, Tranoudis IG, et al. International contact lens prescribing in 2011. Contact Lens Spectrum; Jan 2012.
2. Nichols JJ. Contact Lenses 2008. Contact Lens Spectrum; January 2009.
3. Fonn D. Targeting contact lens induced dryness and discomfort: what properties will make lenses more comfortable. Optom Vis Sci 2007; 84(4): 279-285.
4. Bontempo AR, Rapp J. Protein and lipid deposition onto hydrophilic contact lenses in vivo. CLAO J 2001; 27(2): 75-80.
5. Pritchard N, Fonn D. Dehydration, lens movement and dryness ratings of hydrogel contact lenses. Ophthalmic Physiol Opt 1995; 15(4): 281-286.
6. Berry M, Pult H, Purslow C, Murphy PJ. Mucins and ocular signs in symptomatic and asymptomatic contact lens wear. Optom Vis Sci 2008; 85(10): E930-938.
7. Pult H, Purslow C, Berry M, Murphy PJ. Clinical tests for successful contact lens wear: relationship and predictive potential. Optom Vis Sci 2008; 85(10): E924-929.
8. Donshik PC. Contact lens chemistry and giant papillary conjunctivitis. Eye Contact Lens 2003;29(1 supl): S37-9; dis.: S57-9, S192-4.
9. Willcox MD, Harmis N, Cowell BA, et al. Bacterial interactions with contact lenses; effects of lens material, lens wear and microbial physiology. Biomaterials 2001; 22(24): 3235-3247.
10. Nairn JA, Jiang T. Measurement of the friction and lubricity properties of contact lenses. In: Proceedings of ANTEC 1995; May 7-11, 1995 in Boston.
11. Rennie AC, Dickrell PL, Sawyer WG. Friction coefficient of soft contact lenses: measurements and modeling. Tribol Lett 2005; 18(4): 499-504.
12. Zhou B, Li Y, Randall NX, Li L. A study of the frictional properties of senofilcon-A contact lenses. J Mech Behav Biomed Mater 2011; 4(7): 1336-1342.
13. Roba M, Duncan EG, Hill GA, et al. Friction measurements on contact lenses in their operating environment. Tribol Lett 2011; 44: 387-397.
14. Ngai V, Medley JB, Jones L, et al. Friction of contact lenses: silicone hydrogel versus conventional hydrogel. Tribol Interface Eng Ser 2005; 48: 371-379.
15. Kim SH, Marmo C, Somorjai GA. Friction studies of hydrogel contact lenses using AFM: non-crosslinked polymers of low friction at the surface. Biomaterials 2001; 22(24): 3285-3294.
16. Kim SH, Opdahl A, Marmo C, et al. AFM and SFG studies of pHEMA-based hydrogel contact lens surfaces in saline solution: adhesion, friction, and the presence of non-crosslinked polymer chains at the surface. Biomaterials 2002; 23(7): 1657-1666.
17. Tucker RC, Quinter B, Patel D, et al. Qualitative and quantitative lubricity of experimental contact lenses. Invest Ophthalmol Vis Sci 2012; ARVO E-Abstract: 6093.
18. Sawyer WG, Dunn AC, Uruena JM, et al. Robust contact lens lubricity using surface gels. Invest Ophthalmol Vis Sci 2012; ARVO E-abstract: 6095.
19. Gonzalez-Meijome JM, Lopez-Alemany A, Almeida JB, et al. Microscopic observation of unworn siloxane-hydrogel soft contact lenses by atomic force microscopy. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2006; 76(2): 412-418.
20. Rudy A, Huo H, Perry S, et al. Surface mechanical and tribological properties of silicone hydrogels measured by atomic force microscopy. Invest Ophthalmol Vis Sci 2012; ARVO E-abstract: 6114.
21. Coles C, Brennan N. Coefficient of friction and soft contact lens comfort. Optom Vis Sci 2012; 89:E-abstract: 125603.

For non-commercial use only

© Medical Education. For private and non-commercial use only. Downloaded from
https://www.journalsmededu.pl/index.php/ophthatherapy/index: 09.08.2025; 15:00,05