



**Agnieszka Tomaszewska**

*Instytut Fizyki, Wydział Matematyczno-Przyrodniczy*

*Akademia im. Jana Długosza w Częstochowie*

*al. Armii Krajowej 13/15, 42-200 Częstochowa*

*e-mail: a.tomaszewska@ajd.czyst.pl*

## MIKROSKOPIA SIŁ ATOMOWYCH JAKO NARZĘDZIE DO OCENY JAKOŚCI POWIERZCHNI SOCZEWEK KONTAKTOWYCH

**Streszczenie.** Na przestrzeni ostatnich lat badania właściwości powierzchni soczewek kontaktowych odgrywają coraz większe znaczenie w kontekście oceny komfortu i bezpieczeństwa ich stosowania. Nieocenionym narzędziem wydaje się być mikroskopia sił atomowych (AFM), umożliwiającą charakteryzację powierzchni soczewek kontaktowych w warunkach zbliżonych do naturalnych. W artykule dokonano przeglądu oryginalnych prac badawczych, odzwierciedlających aktualny stan wiedzy na temat możliwości zastosowań techniki AFM do badania soczewek kontaktowych.

**Słowa kluczowe:** soczewki kontaktowe, AFM, komfort, bezpieczeństwo.

## ATOM FORCE MICROSCOPY AS A TOOL FOR THE EVALUATION OF THE QUALITY OF CONTACT LENSES SURFACE

**Abstract.** Over the course of the last years the studies of the surface properties of contact lenses have been playing an increasing role in the context of the evaluation of their comfortable and safe application. Atom force microscopy (AFM) seems an invaluable tool, enabling the characterization of contact lenses surface under conditions similar to natural. The following paper provides with the revision of original research reflecting up-to-day state of scientific knowledge of the possibility to apply AFM technique for contact lens studies.

**Keywords:** contact lenses, AFM, comfort, safety.

## Wstęp

W ostatnich kilkudziesięciu latach obserwuje się znaczący wzrost popularności miękkich soczewek kontaktowych wśród osób, u których istniejąca wada refrakcji układu optycznego oka wymaga korekcji. Jednak poza tym tradycyjnym powodem, dla którego pacjenci sięgają po soczewki kontaktowe warto wspomnieć także o innych powodach, m.in. względach kosmetycznych, kiedy nie chodzi wyłącznie o chęć zmiany koloru tęczówki, ale także ukrycie istniejących defektów w budowie oka.

Jest oczywiste, że pacjent decydujący się na korekcję wady refrakcji przy użyciu soczewek kontaktowych oczekuje, że maksymalna ostrość widzenia, którą uzyska w dobranych soczewkach kontaktowych nie będzie mniejsza niż ta, która byłaby do osiągnięcia w najlepiej dobranej dla niego korekcji okularowej. Ten warunek, poza wymogiem odpowiedniej przezroczystości soczewki kontaktowej dla światła widzialnego, bierze się pod uwagę, oceniając własności optyczne soczewek kontaktowych.

W odróżnieniu od soczewek okularowych, soczewki kontaktowe umieszcza się bezpośrednio na powierzchni gałki ocznej, co oznacza, że znajdują się one w bezpośrednim kontakcie z błonami oka i błonami narządów dodatkowych oka, tzn. nabłonkiem rogówki, spojówkami i wewnętrzną powierzchnią powiek. Jest oczywiste, że poza wymogiem spełnienia kryteriów optycznych przez materiały wykorzystywane do produkcji soczewek, dochodzą jeszcze wymagania biogodności z tkankami oka, gdyż reakcje wynikające z wzajemnego oddziaływania pomiędzy organizmem a soczewką kontaktową decydują o bezpieczeństwie i komforcie jej użycia.

W przeszłości, gdy rynek soczewek kontaktowych zdominowany był przez soczewki hydrożelowe, najważniejszym czynnikiem decydującym o komforcie i bezpieczeństwie soczewek była transmisyjność tlenu ( $Dk/t$ ), rozumiana jako zdolność soczewki do przepuszczania tlenu między jej przednią a tylną powierzchnią ( $Dk$  określa tempo przepływu tlenu przez jednostkę powierzchni soczewki kontaktowej przy jednostkowej różnicy ciśnień,  $t$  oznacza grubość soczewki o mocy  $\pm 3,00$  dioptrii [6]). Obecnie rynek zdominowany jest przez soczewki silikonowo-hydrożelowe (Si-Hy) trzeciej generacji, które charakteryzują się nie tylko znakomitą tlenoprzepuszczalnością, ale także obniżoną sztywnością i wyższą zawartością wody [6]. Wydawałoby się, że problem dyskomfortu i niewystarczającego bezpieczeństwa został już rozwiązany. Jednakże użytkownicy soczewek kontaktowych wciąż uskarżają się na dyskomfort. To sugeruje, że za komfort i bezpieczeństwo soczewek odpowiadają nie tylko właściwości objętościowe materiału, ale również długo pomijane właściwości powierzchni soczewek kontaktowych.

Konieczność prowadzenia badań stanu powierzchni soczewek kontaktowych w aspekcie bezpieczeństwa ich stosowania wynika m.in. z następujących

faktów: (i) właściwości powierzchni (zwilżalność oraz morfologia w skali atomowej) decydują o przebiegu niekorzystnego procesu tworzenia na powierzchni soczewek biofilmu w wyniku osadzania się składników filmu łożowego oraz bakterii [3]; (ii) utrata wody przez soczewkę zachodzi w wyniku parowania z powierzchni; (iii) właściwości mechaniczne powierzchni soczewki kontaktowej przyczyniają się do subiektywnie odczuwanego komfortu.

Spośród wielu metod dedykowanych badaniom powierzchni materiałów, mikroskopia sił atomowych (AFM, ang. atom force microscopy) jest jedyną metodą, która pozwala na badanie powierzchni soczewek kontaktowych w środowisku o parametrach zbliżonych do naturalnego (tj. w cieczy o składzie naśladującym film łożowy). W niniejszym artykule dokonano przeglądu literatury dotyczącej tego zagadnienia.

### **Jakich narzędzi używać do badań powierzchni soczewek kontaktowych?**

O ile ocena jakości powierzchni soczewek kontaktowych już po zaaplikowaniu na rogówkę może być dokonana przy użyciu biomikroskopu z lampą szczelinową, o tyle ocena stanu powierzchni soczewek w mikro-, a nawet nanoskali wymaga użycia narzędzi pozwalających na obrazowanie powierzchni z rozdzielczością atomową. Obecnie nauki o powierzchni materiałów dysponują szerokim wachlarzem technik umożliwiającymi charakteryzowanie powierzchni z pożądaną rozdzielczością. Wartościowa ocena jakości powierzchni soczewek kontaktowych wymaga jednakże zastosowania technik, które pozwolą na spełnienie wymagań uwzględniających właściwości fizykochemiczne soczewek. Są to między innymi:

- możliwość obrazowania powierzchni soczewek w warunkach zbliżonych do fizjologicznych, tzn. zanurzonych w płynie o składzie naśladującym film łożowy;
- możliwość obrazowania powierzchni nieprzewodzącej prądu elektrycznego i nie wykazującej uporządkowania dalekiego zasięgu;
- brak konieczności czyszczenia powierzchni przed pomiarem.

Uwzględnienie powyższych wymagań oznacza, że metody powszechnie stosowane w praktyce naukowo-badawczej, takie jak skaningowa mikroskopia tunelowa czy skaningowa mikroskopia elektronowa są mało wartościowe w badaniach soczewek kontaktowych. Z pomocą przychodzi metoda AFM, która ze względu na możliwość obrazowania powierzchni nieprzewodzącej, umieszczonej w płynie, jest w stanie idealnie sprostać przedstawionym powyżej wymaganiom. Podstawy metody AFM można znaleźć w opracowaniach dotyczących mikroskopów z sondą skanującą [2] lub monografiach poświęconych zastoso-

waniu tej techniki w konkretnym zagadnieniu badawczym [15]. Zasada działania AFM oparta jest na pomiarze siły oddziaływania pomiędzy atomami powierzchni materiału a pojedynczym atomem, stanowiącym zakończenie ostrza (ang. tip), będącego istotnym elementem mikroskopu. W zależności od odległości pomiędzy ostrzem a powierzchnią, działające siły można ogólnie podzielić na krótkozasięgowe siły odpychające (głównie siły van der Waalsa, odpowiedzialne m.in. za zwilżalność powierzchni) oraz siły dalekozasięgowe, do których zaliczamy przyciągające i odpychające siły elektrostatycznego oddziaływania, siły magnetyczne i siły kapilarne związane z obecnością wody pomiędzy próbką a ostrzem mikroskopu [2]. Pomiar siły jest możliwy dzięki zamocowaniu ostrza na mikrobelle (ang. cantilever), która podlega ugięciu w górę lub w dół, w zależności od tego, czy siła działająca pomiędzy ostrzem i powierzchnią jest odpychająca czy przyciągająca. Pomiar wygięcia jest realizowany metodą optyczną.

W zależności od rodzaju mierzonej siły możliwe jest wykorzystanie trzech modów pracy mikroskopu AFM [15]:

- tryb kontaktowy (ang. contact mode) wykorzystuje siły odpychania. Istotą pomiaru jest doprowadzenie do kontaktu ostrza z badaną próbką. Odległość pomiędzy ostrzem i badaną powierzchnią jest mniejsza niż 1 nm.
- tryb bezkontaktowy (ang. noncontact mode) umożliwia wyznaczenie sił przyciągania dalekiego zasięgu. Ostrze jest oddalone od powierzchni na od kilku do 100 nm.
- tryb kontaktu przerywanego (ang. tapping mode) umożliwia wprowadzenie mikrobelle w drgania o częstotliwości zbliżonej do częstotliwości drgań rezonansowych. Za generację takich drgań odpowiada element piezoelektryczny połączony z dźwignią.

Dzięki temu, że ostrze przesuwają się punkt po punkcie nad skanowaną powierzchnią możliwe jest obliczenie siły oddziaływania pomiędzy ostrzem a każdym jej punktem. Obraz skanowanej powierzchni otrzymywany jest przez komputerowe przetworzenie otrzymanego zbioru danych. Ze względu na dynamikę zjawisk zachodzących na powierzchni próbek biologicznych do skanowania wybiera się zwykle niewielkie fragmenty powierzchni (np.  $10 \times 10 \mu\text{m}^2$ ). Powtarzalność wyników zapewnia się poprzez porównanie obrazów AFM z kilku, najlepiej odległych od siebie, fragmentów badanej powierzchni.

### **Jakich wyników dostarcza metoda AFM?**

W wyniku skanowania powierzchni punkt po punkcie otrzymuje się dwu- lub trójwymiarowy obraz, umożliwiający ocenę morfologii badanej powierzchni. W przypadku soczewek kontaktowych obraz może ujawniać obecność nie-

równości, zagłębień w postaci rowków lub porów, obecności struktur ziarnistych, które decydują o szorstkości powierzchni. Do ilościowej charakterystyki szorstkości powierzchni stosuje się następujące parametry [23]:

- średnia arytmetyczna  $R_a$  absolutnych wartości współrzędnych z-towych ( $Z_j$ ), mierzonych względem poziomego odniesienia. Liczba wartości wziętych pod uwagę przy obliczaniu średniej wynosi N:

$$R_a = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_j \quad (1)$$

- RMS:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_j^2} \quad (2)$$

- maksymalna szorstkość  $R_{max}$ , rozumiana jako największa odległość między największą i najmniejszą wartością współrzędnej z-towej;
- skośność  $R_{sk}$ - parametr, któremu przypisuje się coraz większe znaczenie kliniczne. W odróżnieniu od trzech wyżej wymienionych parametrów, których wartości podaje się w jednostkach długości (najczęściej nm), skośność jest wielkością bezwymiarową i świadczy o symetrii rozkładu wielkości statystycznych, opisujących własności powierzchni.  $R_{sk}=0$  świadczy o jednorodnym rozkładzie wartości współrzędnych z-towych w odniesieniu do wartości średniej, natomiast  $R_{sk} \neq 0$  wskazuje na brak symetrii. Dodatnie wartości skośności świadczą o dominacji „szczytów”, natomiast ujemne o przewadze „dolin”:

$$R_{sk} = \frac{1}{(RMS)^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_j^3 \quad (3)$$

- kurtoza  $R_{ku}$  jest również wielkością bezwymiarową, która pozwala ocenić kształt rozkładu badanych wartości, w tym wypadku wartości współrzędnych z-towych, względem wartości średniej. Wartość kurtozy równej 3 świadczy o jednorodnym rozkładzie, wartości mniejsze niż 3 świadczą o płaskim rozkładzie, natomiast wartości kurtozy większe od 3 sugerują rozkład ostry:

$$R_{ku} = \frac{1}{(RMS)^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_j^4 \quad (4)$$

Wszystkie powyższe parametry mogą być uzyskane drogą analitycznego przetworzenia obrazów AFM.

Alternatywą statystycznego podejścia do oszacowania szorstkości powierzchni jest podejście fraktalne. Zaletą tego rozwiązania jest możliwość uzyskania wartości szorstkości niezależnej od rozmiarów skanowanej powierzchni. Fraktalne podejście do oceny szorstkości soczewek kontaktowych rozwijane jest m.in. przez Tălu [21, 22].

Technika AFM, dzięki możliwości wyznaczenia zależności siły działającej między ostrzem a powierzchnią, pozwala na oszacowanie modułu Younga i adhezyności. Moduł Younga (zwany też modułem sprężystości) jest miarą deformacji badanego materiału w odpowiedzi na przyłożoną siłę. Adhezynność lub siły adhezji są miarą oddziaływania wiążącego między dwoma materiałami. Oba parametry można uzyskać w mikroskopach nowej generacji z wbudowanym modułem o nazwie Peak Force mode [23].

## **Przegląd literatury dotyczącej zastosowania techniki AFM do oceny powierzchni soczewek kontaktowych**

Technika AFM pozwala dokonać oceny jakości powierzchni soczewek kontaktowych, zarówno nieużywanych, jak i noszonych. Znajomość parametrów będących miarami szorstkości powierzchni w obu tych przypadkach, pozwala ustalić zmiany morfologii powierzchni w wyniku używania soczewek oraz to, jak szybko postępują one w czasie.

W pracy [18] poszukiwano związku pomiędzy metodą wytworzenia soczewki hydrożelowej a szorstkością jej powierzchni. Badania przeprowadzono na nieużywanych soczewkach, wyprodukowanych trzema dostępnymi metodami: cięcia (ang. lathing), odlewu z formy (ang. cast-moulding) oraz tzw. spin-casting. Materiałem użytym do produkcji był HEMA. Zawartość wody w soczewce była stała i wynosiła 38–39%. Oszacowano szorstkość przednich i tylnych powierzchni soczewek. Oszacowane wartości RMS wskazują następujące tendencje: (i) metoda odlewu z formy (cast-moulding) pozwala na uzyskanie soczewek o najmniejszych wartościach szorstkości powierzchni; (ii) wszystkie trzy metody pozwalają na uzyskanie soczewek, których przednie powierzchnie są bardziej szorstkie niż tylne; (iii) największe różnice szorstkości pomiędzy przednią i tylną powierzchnią występują dla soczewek wykonanych metodą spin-cast.

Sporo miejsca w literaturze poświęcono badaniom wpływu materiału, rodzaju modyfikacji powierzchni oraz stopnia uwodnienia na szorstkość powierzchni. Tabela 1 przedstawia przegląd popularnych soczewek hydrożelowych i hydrożelowo-silikonowych, dokonany pod kątem szorstkości ich powierzchni i stopnia uwodnienia. Uwzględniono tylko te dane literaturowe, które uzyskano w podobnych warunkach eksperymentalnych (obrazowanie po-

wierzchni soczewek w warunkach zanurzenia soczewki w roztworze soli, a szorstkość została oszacowana na podstawie obrazów AFM o wielkości nieprzekraczającej  $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ ).

Tab. 1. Charakterystyki wybranych soczewek kontaktowych

Nazwa soczewki	Materiał	Metoda wytworzenia	RMS (nm)	$R_{\text{max}}$ (nm)	Stopień uwodnienia (%)
<b>Soczewki hydrożelowe</b>					
Acuvue 2	Etafilcon A	Odlew z formy	3,9 [11]	17,4 [11]	58
SpofaLens	Filcon 1A	Spin-casting	1,2 (pow.wew.) [11] 2,8 (pow. zew.) [11]	5,7 (pow.wew.) [11] 17,6 (pow. zew.) [11]	39
Weicon	Filcon 4A	cięcie	24,1 [11]	132,1 [11]	60
Focus Dailies	Nelfilcon A	Odlew z formy	15,41 [7]	-	69
Frequency 1 day	Ocufilecon B	Odlew z formy	14,38 [7]	-	52
Osmo2	Hioxifilcon	Odlew z formy	5,50 [7]	-	72
Proclear	Omafilecon A	Odlew z formy	2,78 [7]	-	62
W&V	Filcon 1A	cięcie	26,4 [11]	120,4 [11]	39

Nazwa soczewki	Materiał	Metoda wytworzenia	RMS (nm)	$R_{\max}$ (nm)	Stopień uwodnienia (%)
<b>Soczewki silikonowo-hydrożelowe</b>					
Acuvue Advance	Galyfilcon A (brak modyfikacji powierzchni)	Odlew z formy	0,8 [11]; 6,7 [9]	4,1 [11]; 61,6 [9] 30,1 [16]	47
Focus Night&Day	Lotrafilcon A (zastosowano modyfikację plazmie, ang. <i>plasma coating</i> )	Odlew z formy	2,9 [11]; 4,7 [9]	40,9 [11] 42,1 [9]	24
O <sub>2</sub> Optix	Lotrafilcon B (zastosowano modyfikację w plazmie, ang. <i>plasma coating</i> )	Odlew z formy	7,3 [11]	35,3 [11] 40,8 [16]	33
Purevision	Balafilcon A (zastosowano utlenianie w plazmie ang. <i>plasma oxidation</i> )	Odlew z formy	6,6 [11]; 12,3 [9]	32,9 [11]; 116,9 [9] 81,5 [16]	35
Biofinity	Comfilcon A (brak modyfikacji)	Odlew z formy	2,3 [8]	-	48
Acuvue Oasys	Senofilcon A (brak modyfikacji)	Odlew z formy	4,1 [8]	-	38

Z uwagi na występujące rozbieżności w wartościach współczynników szorstkości dane te należy traktować orientacyjnie, jako odzwierciedlające jedynie pewne tendencje. Większość przebadanych soczewek wykonana została metodą odlewu z formy. Dla tych soczewek  $R_{\max}$  przyjmuje wartości między 4,1 a 41,0 nm, przy czym obserwuje się związek pomiędzy wartościami szorst-



kości a stopniem uwodnienia, tj. im mniejsza zawartość wody, tym współczynnik szorstkości wykazuje większe wartości.

W pracy [9] podjęto próbę ustalenia wpływu procesu modyfikacji powierzchni na jej morfologię, przy czym w celu wyeliminowania wpływu metody wytwarzania do badań wybrano jedynie soczewki wykonane metodą odlewu z formy. Zaobserwowano, że powierzchnia soczewki wykonanej z materiału o nazwie Galyfilcon A (brak modyfikacji) wykazuje ziarnistą strukturę. Z kolei soczewki wykonane z Lotrafilconu A i Balafilconu A, których powierzchnie poddawano modyfikacjom charakteryzują się obecnością struktur liniowych, przy czym w tej ostatniej soczewce dodatkowo widoczne są pory.

Oddzielne wyzwaniem stanowią soczewki kosmetyczne, w których, poza koniecznością sprostaniamu oczekiwaniom dostarczenia komfortu, zachodzi także konieczność wprowadzenia do soczewki barwnika, w taki sposób, by nie stanowił on dla użytkownika zagrożenia. Jest oczywiste, że barwnik powinien być nietoksyczny dla tkanek oka. Dodatkowo dochodzi jeszcze kwestia wyboru lokalizacji barwnika. Stosuje się dwa popularne rozwiązania: naniesienie barwnika na zewnętrzną (lub wewnętrzną) powierzchnię soczewki kontaktowej lub jego wstrzyknięcie do objętości soczewki. Naniesienie barwnika na powierzchnię soczewki powoduje występowanie na powierzchni różnic szorstkości i zwilżalności. Dodatkowo, krawędzie naniesionego barwnika i sama powierzchnia barwnika są preferencyjnymi miejscami osadzania się biofilmu i składników filmu łzowego [7]. Z tego powodu wstrzyknięcie barwnika do objętości soczewki jest bardziej pożądane, jednakże jest rzadziej stosowane przez producentów.

Lokalizacja barwnika w soczewkach kontaktowych może być ustalona przy pomocy metody AFM, poprzez oszacowanie szorstkości fragmentu zewnętrznej i wewnętrznej powierzchni soczewki o zmienionej, na skutek obecności barwnika kolorystyce, i porównanie tego parametru z szorstkością innego fragmentu powierzchni tej samej soczewki o kolorystyce niezmienionej obecnością barwnika. Brak różnic szorstkości wskazuje na to, że barwnik został wstrzyknięty do objętości soczewki. Lorenz wraz ze wsp. [17] przebadali siedem gatunków soczewek, dostępnych na rynkach azjatyckich: 1-Day Acuvue Define (1DAD), Camax color Daily Disposable Contact Lens (CC), One-Day Delight Max 2(DM2), Eye Coffret 1 day UV (ECO), Ticon Cosmetic Daily-Ring Black (TC), Fresh Look One-Day Color Contact Lens (FL) i Naturelle Daily-Ring Black (TC). Wyniki badań wykazały brak różnic szorstkości obszarów o naturalnej i zmienionej obecnością barwnika kolorystyce jedynie w przypadku soczewki 1-Day Acuvue Define (1DAD), co wskazuje na to, że spośród przebadanych soczewek jedynie w tej wspomnianej barwnik został wprowadzony metodą jego wstrzyknięcia do objętości soczewki.

Torrent-Burgues i wsp. [23] wyznaczyli wartości adhezyjności i modułu Younga soczewek hydrożelowych, silikonowo-hydrożelowych i sztywnych gazoprzepuszczalnych (RGP) przy zastosowaniu modułu Peak Force. Badane

parametry zostały wyznaczone w dwóch różnych środowiskach: wodnym i roztworze soli fizjologicznej.

Wyniki przedstawia tabela 2.

Tab. 2. Adhezyjność i moduł Younga wybranych soczewek kontaktowych [23]

Typ soczewki	Adhezyjność (nN)		Moduł Younga (MPa)	
	w wodzie	w roztworze soli fizjologicznej	w wodzie	w roztworze soli fizjologicznej
hydrożelowa	1,03	0,10	22,0	36,0
silikonowo-hydrożelowa	0,20	0,11	10,7	10,8
RGP	0,45	-	5,1	7,5

Przytoczone wyniki pokazują, że środowisko wpływa na wartość modułu Younga i adhezyjności. Adhezyjność powierzchni soczewek jest mniejsza w środowisku o większej gęstości, odwrotnie niż moduł Younga, który jest większy w wodzie niż w roztworze soli fizjologicznej.

W pracach [14, 19] wyznaczono zmiany wiskoelastyczności i adhezji soczewek hydrożelowych w funkcji wilgotności. Pomiarzy zostały przeprowadzone w warunkach uwodnienia i odwodnienia soczewki. Wykazano, że w warunkach niskiej wilgotności (40–50%) sztywność soczewki jest porównywalna ze sztywnością soczewki odwodnionej. Oznacza to, że przy niskiej wilgotności odwodnienie powierzchni zachodzi szybciej niż jej nawilżenie w wyniku dyfuzji wody z objętości wody w kierunku powierzchni. Przy wilgotności przekraczającej 60% wydajność procesu odwodnienia powierzchni obniża się, skutkując wyższą zawartością wody w soczewce i bardziej miękką powierzchnią soczewki.

Niedawno Caglayan i wsp. [4] potwierdzili, że wzrost zawartości wody w soczewce powoduje wzrost jej sprężystości (wzrost modułu Younga). Z kolei energia adhezji soczewek przy zawartości wody pomiędzy 38 a 59% zmieniła się od  $0,18 \times 10^{-15}$  J do  $1,54 \times 10^{-15}$  J.

Własności elastyczne wybranych soczewek silikonowo-hydrożelowych, wykonanych z takich materiałów jak: Lotrafilcon B, Balafilcon A, Senofilcon A i Comfilcon A, zostały opublikowane niedawno przez Chyasnawichyusa i wsp. [5].

Metoda AFM pozwala również na uzyskanie dwuwymiarowych map tarcia występującego na powierzchni soczewki. Badanie takie przeprowadza się poprzez pomiar siły tarcia, stosując tryb kontaktowy. Kim i wsp. [12, 13] przeprowadzili takie pomiary dla soczewek hydrożelowych, wykonanych z materiałów Ocufilecon-D i Polymacon w warunkach odwodnienia (obrazowanie powierzchni odbyło się w powietrzu). Badając mapę sił adhezji, występujących na powierzchni soczewek hydrożelowych, autorzy wyróżnili dwa obszary znacznie

różniące się wartościami omawianego parametru. Obrazy morfologii powierzchni badanych soczewek wykazują występowanie na obszarach o mniejszych wartościach tarcia obiektów o wysokościach 2–4 nm. Występowanie takich obiektów zostało przypisane występowaniu na powierzchni nieusieciowanych łańcuchów polimerowych.

Badania powierzchni noszonych soczewek kontaktowych wskazują, że w wyniku noszenia wzrasta szorstkość powierzchni, w porównaniu z szorstkością powierzchni soczewek nienoszonych [16]. Dla soczewek silikonowo-hydrożelowych wykonanych z materiału Lotrafilcon A odnotowano jedynie nieznaczny wzrost  $R_{\max}$  od wartości 40,8 nm dla soczewek nienoszonych do 52,7 nm. Dla porównania, ci sami autorzy odnotowali wzrost współczynnika  $R_{\max}$  dla soczewki wykonanej z Galyfilconu A od 30,1 nm do 189,0 nm.

Z kolei Gonzalez-Mejjome wraz ze wsp. [10] odnotowali wzrost szorstkości powierzchni soczewek hydrożelowo-silikonowych w wyniku ich noszenia. Zauważyli przy tym, że szorstkość wzrosła jedynie nieznacznie dla soczewek (Balafilcon), które już przed użyciem charakteryzowały się wysoką wartością współczynnika szorstkości. Przypuszcza się, że soczewki kontaktowe o szorstkich powierzchniach mają większą skłonność do adsorbowania na ich powierzchniach osadów niż soczewki o gładkich powierzchniach. Znikomy wzrost szorstkości po użyciu tej pierwszej grupy soczewek wynika stąd, iż osady kumulują się pomiędzy występującymi na tych powierzchniach nieregularnościami.

Bettulli i wsp. [1] dokonali charakteryzacji powierzchni soczewek silikonowo-hydrożelowych, modyfikowanych obecnością kwasu hialuronowego. Modyfikacje takie wprowadza się w celu poprawy zwilżalności powierzchni soczewek, jako alternatywę dla tradycyjnie stosowanych metod modyfikacji powierzchni w plazmie.

Powierzchnie wszystkich przebadanych nienoszonych soczewek silikonowo-hydrożelowych, modyfikowanych chemicznie kwasem hialuronowym charakteryzują się obecnością nieregularnych, ostrych struktur o wysokościach nieprzekraczających 10 nm. Obrazy AFM morfologii powierzchni soczewek, uzyskane po 8-godzinnym noszeniu wyróżniają dwojakiego typu struktury: (i) 60% przebadanych soczewek charakteryzowało się obecnością ostrych struktur, podobnych do tych, które występowały na nienoszonych soczewkach, ale o wysokościach ok. 30 nm; (ii) 40 % przebadanych soczewek posiadało struktury określane jako „rynny” i „wyboje”. Powstawanie tych struktur powiązано ze stratami materiału podczas używania soczewki.

Interesująca jest kwestia zmian szorstkości powierzchni soczewek kontaktowych, związanych z powstawaniem osadów składników filmu łzowego w czasie. Badania takie przeprowadził Rebeix ze wsp. [20]. W badaniach tych dokonano oceny zmian szorstkości powierzchni soczewki po upływie 1 godziny, 6 godzin i 24 godzin od założenia w porównaniu z referencyjną powierzch-

nią soczewki nieużywanej. Pokazano, że istotne zmiany szorstkości powierzchni soczewek, spowodowane tworzeniem się osadów składników filmu łzowego zachodzą w ciągu pierwszych 6 godzin od założenia. Po tym czasie zmiany szorstkości są względnie stabilne.

## Wnioski

Zastosowanie techniki AFM pozwala na nieinwazyjną jakościową i ilościową ocenę powierzchni soczewek kontaktowych w środowisku o składzie chemicznym, zbliżonym do naturalnych warunków fizjologicznych, a także w warunkach odwodnienia soczewki.

Na podstawie przeglądu aktualnej literatury przedmiotu w przedstawionej pracy pokazano, że metoda AFM pozwala na:

- wybór najbardziej optymalnej metody produkcji soczewek kontaktowych, skutkującej najmniejszymi możliwymi wartościami parametrami, charakteryzującymi szorstkość powierzchni;
- wybór metody modyfikacji powierzchni soczewek silikonowo-hydrożelowych, pozwalającej na otrzymanie gładkich powierzchni;
- ocenę szorstkości soczewek wykonanych z różnych materiałów;
- śledzenie procesu tworzenia osadów składników filmu łzowego;
- ocenę własności mechanicznych soczewek kontaktowych i adhezji ich powierzchni;
- ocenę lokalizacji barwnika w kosmetycznych soczewkach kontaktowych.

Brak możliwości chemicznej analizy zanieczyszczonej powierzchni soczewek kontaktowych stanowi poważną wadę metody i sprawia, że technika AFM, choć sama w sobie stanowi potężne narzędzie badawcze, musi być stosowana równolegle z innymi technikami, pozwalającymi na szersze badanie zjawisk przebiegających na powierzchni soczewek.

## Literatura

- [1] Bettuelli M, Trabattoni S., Fagnola M, Tavazzi S., Introzzi L., Farris S., *Surface properties and wear performances of siloxane-hydrogel contact lenses*, [in:] *Journal of Biomedical Materials Research B: Applied Biomaterials*, Vol. 101, 2013, p. 1585–1593, DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.32901>
- [2] Bonnel D.A., *Scanning Probe Microscopy and Spectroscopy. Theory, Techniques and Applications*. A. John Wiley&Sons, 2001.

- [3] Bruinsma G.M., van der Mei H.C., Busscher H.J., *Bacterial adhesion to surface hydrophilic and hydrophobic contact lenses*, [in:] *Biomaterials*, Vol. 22, 2001, p. 3217–3224, DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00159-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00159-4).
- [4] Caglayan M.O., *Atomic force microscopy as a characterization tool for contact lenses: Indentation tests and grain analysis*, [in:] *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials*, Vol. 63, 2014, p. 680–684, DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/00914037.2013.854242>
- [5] Chyasnawichyus M, Young S.L., Tsukruk V.V., *Mapping micromechanical properties of soft polymer contact lenses*, [in:] *Polymer*, Vol. 55, 2014, p. 6091–6101, DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.polymer.2014.09.053>.
- [6] Gasson A., Morris J.A., *The contact lens manual. A practical guide to fitting*, Elsevier, 2010.
- [7] Giraldez M.J., Yebra-Pimentel E., *Contact Lens surface roughness and bacterial adhesion. Ocular diseases*. InTechOpen 2012.
- [8] Giraldez M.J., Serra C., Lira M., Real Oliviera M. E. C.D., Yebra-Pimentel E., *Soft contact lens surface profile by atomic force microscopy*, *Optometry and Vision Science*, Vol. 87, 2010, p. 475–481.
- [9] Gonzalez- Meijome J.M., Lopez- Alemany A., Almeida J.B., Parafita M.A., *Microscopic observation of unworn siloxane- hydrogel soft contact lenses by atomic force microscopy*, [in:] *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, Vol. 76, 2006, p. 412–418, DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.30387>
- [10] Gonzalez- Meijome J.M., Lopez- Alemany A., Almeida J.B., Parafita M.A., *Surface AFM microscopy of unworn and worn samples of silicone hydrogel contact lenses*, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, Vol. 88, 2009, p. 75–82, DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.31153>.
- [11] Guryča V., Hobzova R., Pradny M., Sirc J., Michalek J., *Surface morphology of contact lenses probed with microscopy techniques*, [in:] *Contact Lens& Anterior Eye*, Vol. 30, 2007, p. 215–222.
- [12] Kim S.H., Marmo Ch., Somorjai G.A., *Friction studies of hydrogel contact lenses using AFM: non-crosslinked polymers of low friction at the surface*, [in:] *Biomaterials*, Vol. 22, 2001, p. 3285–3294.
- [13] Kim S.H., Opdahl A., Marmo Ch., Somorjai G.A., *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*, [in:] *Biomaterials*, Vol. 23, 2002, p. 1657–1666.
- [14] Koffas T.S., Opdahl A., Marmo Ch., Somorjai G.A., *Effect of equilibrium bulk water content on the humidity-dependent surface mechanical properties of hydrophilic contact lenses studied by atomic force microscopy*, [in:] *Langmuir*, Vol. 19, 2003, p. 3453–3460.

- [15] Kopaczyńska M., *Mikroskopia sił atomowych (AFM)-biomedyczne zastosowanie pomiarów w nanoskali*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2010.
- [16] Lira M., Santos L., Azeredo J., Yebra-Pimentel E., Real Oliviera M. E. C.D, *Comparative Study of silicone-hydrogel contact lenses surfaces before and after wear using atomic force microscopy*, [in:] *Journal of Biomedical Materials Research B: Applied Biomaterials*, Vol. 85, 2008, p. 361–367.
- [17] Lorenz K.O., Kakkassery J., Boree D., Pinto D., *Atomic force microscopy and scanning electron microscopy analysis of daily disposable limbal ring contact lenses*, [in:] *Clinical and Experimental Optometry*, Vol. 97, 2014, p. 411–417.
- [18] Maldonado-Codina C, Efron N., *Impact of manufacturing technology and material composition on the surface characteristics of hydrogel contact lenses*, [in:] *Optometry*, Vol. 88:6, 2005, p. 396–404.
- [19] Opdahl A., Kim S.H., Koffas T.S., Marmo Ch., Somorjai G.A., *Surface mechanical properties of pHEMA contact lenses: Viscoelastic and adhesive property changes on exposure to controlled humidity*, [in:] *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 67 A, 2003, p. 350–356, DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.a.10054>.
- [20] Rebeix V., Sommer F., Marcin B., Baude D., Duc T.M., *Artificial tear adsorption on soft contact lenses: methods to test surfactant efficacy*, [in:] *Biomaterials*, Vol. 21, 2000, p. 1197–1205, DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612\(99\)00221-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612(99)00221-5).
- [21] Tălu S., *Characterization of surface roughness of unworn hydrogel contact lenses at a nanometric scale using methods of modern metrology*, [in:] *Polymer Engineering and Science*, Vol. 53, 2013, p. 2141–2150.
- [22] Tălu S., Stach S., *Multifractal characterization of unworn hydrogel contact lenses*, [in:] *Polymer Engineering and Science*, Vol. 54, 2014, p. 1066–1080.
- [23] Torrent-Burgues J., Sanz F., *AFM in mode Peak Force applied to the study of un-worn contact lenses*, [in:] *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, Vol. 121, 2014, p. 388–394, DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.colsurfb.2014.06.026>.