Soczewki kontaktowe – parametry, charakterystyka stosowanych polimerów

Marta Czapiewska¹, Piotr Bilski¹, Aleksandra Kruszką¹, Andrzej Marek Winnicki¹, Jerzy Krysiński¹

¹ Katedra Technologii Postaci Leku, Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu

Adres do korespondencji: Marta Czapiewska, Katedra Technologii Postaci Leku, Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, ul. dr. A. Jurasza 2, 85-089 Bydgoszcz, e-mail: marta.czapiewska@cm.umk.pl

Contact lenses – parameters, characteristics of the polymers · Dynamic development of contact lenses has been observed in recent years. Their diversity allows to choose those that are tailored to the individual needs. Soft lenses are becoming more popular and most people are wearing them constantly selecting monthly lenses instead of day lenses due to the lower cost of their use. Lenses made with newer materials such as lotrafilcon A and balafilcon A are used as a dressing lens for continuous wearing after surgery. The combination of hydrogel and silicone allows to achieve the comfort of wearing a soft hydrogel lenses with even higher solubility of oxygen in the silicone. Important parameters defining contact lenses are hydration, oxygen permeability coefficient, refractive index and Young's modulus. Development of soft contact lenses technologies as a drug carriers concern for example: incorporation of nanocapsules, liposomes or molecular printing.

Keywords: contact lenses, polymers, hydrogels, silicones, drug carriers.

© Farm Pol, 2018, 74 (12): 722–726

Wstęp

Zastosowanie soczewek kontaktowych zwiększa się na przestrzeni ostatnich lat. Coraz więcej osób decyduje się na korekcję wady wzroku, np. krótkowzroczności czy astygmatyzmu, za pomocą soczewek kontaktowych. Soczewki stanowią wygodne rozwiązanie, zwłaszcza dla ludzi młodych, aktywnych społecznie oraz zawodowo.

Nielatwo jest jednak sprostać wymaganiom, jakie stawiane są szkłom kontaktowym. Soczewka przylegająca do oka powinna nie tylko korygować wadę wzroku i poprawiać widzenie, ale powinna być również odporna na składniki filmu łzowego, nie zaburzać jego ciągłości, nie odklejać się podczas noszenia i musi być łatwa do usunięcia z powierzchni oka. Dodatkowo powinna być przepuszczalna dla

tlenu w celu zachowania prawidłowego metabolizmu rogówki. W przeciwnym razie może dochodzić do uszkodzenia warstwy lipidowej i w konsekwencji do parowania warstwy wodnej, co prowadzi do uczucia tzw. „suchości oka”.

Różnorodność soczewek pozwala dobrać szkła kontaktowe idealne dla określonej wady wzroku, trybu życia, jak i wrażliwości oka. Obecnie największą popularnością cieszą się soczewki miękkie, wykonane z materiałów charakteryzujących się wysoką przepuszczalnością tlenu, które w dużej mierze zastąpiły soczewki twarde, o dużej sztywności i tym samym mniejszym komforcie używania.

Producenci oferują również, oprócz soczewek jednokrotnego użytku (zwykle około 8 h noszenia), soczewki miesięczne do stosowania w tzw. „trybie ciągłym”, które nosi się 30 dni przez 24 h na dobę, np. *PureVision*, *Air Optix Night&Day*, *Biofinity*.

Działania niepożądane wynikające z noszenia soczewek kontaktowych związane są przede wszystkim z uczuciem suchości oka. W łagodzeniu dolegliwości suchego oka firmy farmaceutyczne proponują krople do oczu z dodatkiem substancji nawilżających (najczęściej hialuronian sodu) lub zwiększających lepkość kropli (na bazie karbomeru, hypromelozy). Dostępne są także krople pozbawione środków konserwujących zaburzających barierę lipidową oka, najczęściej z systemami typu ABAK, COMOD i OSD.

Innym działaniem niepożądanym jest alergia. Alergia spowodowana jest przez płyny stosowane do pielęgnacji soczewek kontaktowych lub białka odkładające się na wewnętrznej powierzchni soczewki. Przyczyna wystąpienia alergii jest zwykle złożona. Jeśli na powierzchni soczewki dojdzie do

odkładania się depozytów, takich jak złogi białek czy bakterii, mogą one zapoczątkować reakcję immunologiczną. Dodatkowym czynnikiem drażniącym może być sztywność materiału soczewki, co powoduje uszkodzenia mechaniczne i pogłębia reakcje alergiczne. W takich sytuacjach zaleca się stosowanie miękkich soczewek jednodniowych lub silikonowo-hydrożelowych albo zaprzestanie ich noszenia [1].

Podział soczewek

Najprostszym i zarazem najstarszym podziałem soczewek kontaktowych jest podział na soczewki twarde, twarde gazoprzepuszczalne i miękkie.

Pierwsze szkła kontaktowe zbudowane były na bazie polimetakrylanu metylu (PMMA) i są soczewkami twardymi, o małej elastyczności. Dodatkowo ich wadą jest hydrofobowa struktura i nieprzepuszczalność dla tlenu. Czynniki te sprawiły, że noszenie tego rodzaju szkieł kontaktowych nie jest dobrze tolerowane i bezpieczne dla pacjenta. Obecnie stosowane są przede wszystkim przy dużych wadach wzroku, ponieważ dają ostrzejszy obraz i poprzez nacisk mogą skorygować nieprawidłowy kształt rogówki (np. w schorzeniu zwanym *stożkiem rogówki*).

Kolejnym krokiem w rozwoju twardych soczewek było wykorzystanie do ich produkcji materiału przepuszczalnego dla tlenu (*Rigid Gas Permeable*, GRP). Wykorzystano do tego celu polimer składający się głównie z akrylanu silikonowego (polycycon). W celu poprawienia gazoprzepuszczalności zwiększano udział silikonu, ale to z kolei pogorszyło właściwości mechaniczne soczewek. Najlepszym rozwiązaniem okazał się dodatek monomerów fluorowych do polimerów silikonowych, co znacząco poprawiło ich zwilżalność, a także pozwoliło na zoptymalizowanie przepuszczalności dla gazów i poprawiło właściwości mechaniczne [2]. Nie zaobserwowano wpływu stężenia fluoru w fluorosilikonowym materiale na zachowanie ciągłości filmu łzowego, zwilżalności soczewek czy odporności na osadzanie [3].

Materiałami służącymi do produkcji soczewek miękkich są często poprzecznie usieciowane pochodne kwasów metakrylowych, które po uwodnieniu uzyskują pożądane dla soczewek cechy, stają się miękkie i elastyczne. Powszechnym materiałem stosowanym do produkcji miękkich soczewek kontaktowych jest 2-hydroksyetylometakrylan (HEMA), którego tlenoprzepuszczalność zwiększa się wraz ze wzrostem uwodnienia materiału [4]. Zwiększanie uwodnienia soczewki jest jednak ograniczone, gdyż prowadzi do spadku jej wytrzymałości mechanicznej, w tym przypadku odporności na rozerwanie.

Nowszymi materiałami służącymi do produkcji soczewek są kopolimery akrylanów silikonowych i metakrylanu metylu, tak zwane TRIS – (trime-tylosiloksy)-3-metakryloksypropylosilan i metakrylan metylu. Cechuje je wyższa przepuszczalność tlenu w porównaniu do wcześniej opisanych. Zastosowanie samego homopolimeru TRIS zapewnia wysoką przepuszczalność dla tlenu. Soczewki te są miękkie, ale nie zwilżają wystarczająco gałki ocznej, nie wykazują też odporności na osadzanie cząstek, a tym samym nie są komfortowe dla pacjenta. Dopiero zastosowanie kopolimeru TRIS i metakrylanu metylu rozwiązało powyższe problemy, jednocześnie zwiększając trwałość materiału i jego skrawalność [5].

Kolejnymi przykładami miękkich soczewek silikonowo-hydrożelowych są te wykonane na bazie lotrafilconu A (*Air Optix Night&Day*) oraz balafilconu A (*PureVision*). Polimery te dopuszczone są przez *Food & Drug Administration* (FDA) w USA do stosowania w soczewkach opatrunkowych, w celu ciągłego noszenia po zabiegach chirurgii refrakcyjnej [6, 7].

FDA, oprócz soczewek twardych gazoprzepuszczalnych i miękkich, wyróżnia też soczewki do długotrwałego noszenia, zaczynając od 1 doby do nawet 30 dni bez przerwy. Zwykle soczewki te są miękkie, przepuszczalne dla tlenu, co jest czynnikiem niezbędnym w przypadku długotrwałego przebywania soczewki kontaktowej na gałce ocznej.

Ze względu na czas noszenia, soczewki dzielimy na jednodniowe (jednorazowe) i wielokrotnego użycia. Soczewki jednodniowe są często wybierane przez osoby o większej skłonności do alergii, przydatne są także w sytuacji, gdy nie ma możliwości zadbania o higieniczny sposób ich przechowywania. Główną wadą soczewek jednodniowych jest stosunkowo wysoka cena. Soczewki wielokrotnego użytku, dwutygodniowe, jedno-, dwu- czy nawet trzymiesięczne przeznaczone są głównie dla osób, dla których prawidłowa pielęgnacja szkieł kontaktowych nie stanowi problemu i które zakładają soczewki kontaktowe codziennie. Po zdjęciu należy je oczyścić i przechowywać w specjalnym płynie przez określony czas (zależnie od zaleceń producenta).

FDA wyróżnia także specjalistyczne zastosowania soczewek kontaktowych – soczewki ortokeratologiczne (*Ortho-K*) i soczewki dekoracyjne (*Plano*).

Ortokeratologia to technologia, w której zastosowano specjalnie zaprojektowane sztywne soczewki kontaktowe gazoprzepuszczalne w celu zmiany krzywizny rogówki, aby tymczasowo poprawić zdolność oka do skupiania się na przedmiotach. Ta technologia jest używana przede wszystkim do korekcji krótkowzroczności.

Ostatnim rodzajem są soczewki dekoracyjne (barwne), których główną funkcją jest efekt zmiany koloru tęczówki oka [8].

FDA określa też nazwy poszczególnych typów soczewek, opierając się na rodzaju materiału, z jakiego są wykonane. Soczewki hydrożelowe i silikonowo-hydrożelowe mają w końcówce przyrostek -filcon, natomiast pozostałe niehydrożelowe -focon [9]. Ponadto, kolejnym ważnym kryterium dzielącym soczewki hydrożelowe na podgrupy jest stopień ich uwodnienia. Tutaj wyróżnia się soczewki wysokouwodnione oraz niskouwodnione, a graniczna wartość to 50%. Kolejnym parametrem są właściwości powierzchni i tutaj można wyróżnić soczewki niejonowe, charakteryzujące się mniej reaktywną powierzchnią oraz soczewki jonowe, których powierzchnia ma ładunek elektryczny [10].

Materiały hydrożelowe

Polimery pęczniejące w wodzie stanowią podstawę hydrożeli, charakteryzujących się trójwymiarową strukturą, hydrofilowością i zdolnością do absorpcji dużych ilości wody lub płynów biologicznych. W stanie suchym łańcuchy polimerów są nierozgałęzione i tworzą postać kłębków, ulegając rozwinięciu pod wpływem wody, dzięki solwatacji ich grup funkcyjnych. Pozwala to na przechodzenie przez materiał małych cząstek, a więc i tlenu. Struktura hydrożeli może bazować zarówno na homopolimerach, kopolimerach, a także mieszkankach różnych polimerów [11]. Niektóre polimery, określane jako wrażliwe na bodźce środowiska, inaczej zwane inteligentnymi, wykazują zdolność przejścia z postaci zolu do żelu pod wpływem czynników, takich jak np.: temperatura, pH, światło, elektrolity. Wrażliwość danego polimeru na określony bodziec uzależniona jest od jego budowy chemicznej, w szczególności od zawartości określonych grup funkcyjnych [12]. Struktura otrzymanego hydrożelu zależy w dużej mierze od metody i warunków jego otrzymywania.

Żele homogenne otrzymuje się, gdy proces sieciowania polimeru przebiega szybko w warunkach jednorodnych, jeśli natomiast dojdzie do tworzenia się wiązań poprzecznych między cząsteczkami, to może dojść do utworzenia się agregatów. Metody sieciowania można podzielić na chemiczne, np. rodnikowa polimeryzacja, usieciowanie za pomocą kondensacji czy addycji i fizyczne, np. usieciowanie przez krystalizację [13].

Najważniejszą grupą polimerów wykorzystywaną do produkcji soczewek kontaktowych są metakrylany i akrylany, których charakterystycznymi cechami są niskie koszty produkcji oraz łatwość polimeryzacji. Przedstawicielem tej grupy jest 2-hydroksyetylmetakrylan (HEMA), nazywany

również hydrofilowym superabsorbentem. Cechuje się dużą wytrzymałością mechaniczną i właściwościami hydrofilowymi, dzięki czemu jest łatwo przepuszczalny dla tlenu.

Materiały silikonowo-hydrożelowe

Soczewki silikonowo-hydrożelowe mają podobną strukturę do soczewek hydrożelowych, jednak różnią się znacznie pod względem chemicznym. Łączą one cechy miękkiej soczewki hydrożelowej z jeszcze większą rozpuszczalnością tlenu w silikonie. Użycie samego silikonu, z uwagi na jego hydrofobowy charakter, mogłoby powodować uczucie dyskomfortu noszenia, z powodu słabej zwilżalności powierzchni, a więc i destabilizacji ciągłości filmu łzowego. Hydrofilowość soczewki kontaktowej osiągana jest przez modyfikacje, takie jak obróbka jej powierzchni lub inkorporacja rozpuszczalnych polimerów. Obecnie dwa rodzaje materiałów silikonowo-hydrożelowych są zatwierdzone przez FDA do 30-dniowego ciągłego noszenia. Jest to lotrafilcon A i balafilcon A. Natomiast lotrafilcon B jest zalecany do codziennego noszenia i do 6-dniowego noszenia, a galyfilcon A i senofilcon A są zalecane tylko do codziennego noszenia [14].

Galyfilcon A (*Acuvue Advance*) zbudowany jest z monomeru SiGMA w połączeniu z innymi hydrofilowymi monomerami i wysokocząsteczkowym poliwinylpirolidonem (PVP), pełniącym funkcję „wewnętrznego środka nawilżającego”. Czynnikiem sieciującym jest tutaj EGDMA (etylene glycol dimethacrylate). Senofilcon A (*Acuvue Oasys*) jest zbliżony budową do galyfilconu A, a cechą różniącą te dwa materiały jest czynnik sieciujący, którym w przypadku senofilconu A jest TEGDMA (tetra(etyleneglycol) dimethacrylate) [15].

Pierwszym materiałem silikonowo-hydrożelowym, który został wykorzystany do produkcji soczewek kontaktowych był balafilcon. Współcześnie producenci soczewek kontaktowych stosują różne techniki produkcji. Jedną z nich jest technologia Aquaform polegająca na użyciu mniejszej ilości silikonów, ale o dłuższych łańcuchach. Zmniejszona zawartość silikonu w materiale sprawia, że staje się on bardziej elastyczny, miękki oraz lepiej zwilżany, równocześnie zachowując wysoką przepuszczalność dla cząstek tlenu. Materiałami używanymi przy użyciu tej technologii są comfilcon i enfilcon [16].

Inną techniką stosowaną przez producentów soczewek kontaktowych jest technologia Hydraclear, która umożliwiła wprowadzenie do struktury soczewki znacznych ilości PVP, warunkujących zarówno wysokie nawilżenie materiału, jak i wysoką tlenoprzepuszczalność [16]. Technologia Lacreon wiąże składnik nawilżający z materiałem

hydrożelowym, z którego wykonano soczewkę. Pozwala to na trwałe zamknięcie w macierzy soczewki cząsteczek PVP, co uniemożliwia jego usunięcie z powierzchni soczewki w trakcie mrugania [17].

Parametry charakteryzujące soczewki kontaktowe

Uwodnienie określa stan, jaki tworzy się w wyniku interakcji pomiędzy grupami hydrofobowymi i hydrofilowymi polimeru a wodą. Cząsteczki wody mogą być związane zarówno z grupami polimeru, jak również uwięzione pomiędzy jego łańcuchami. W uwodnionej soczewce miękkiej woda uwięziona jest w trójwymiarowej, przestrzennej sieci tworzącego ją polimeru.

Stan wody w hydrożelach można też opisać jako wodę wolną, luźno związaną i silnie związaną. Silnie związane cząsteczki wody oddziałują z polarnymi grupami polimerów za pomocą wiązań wodorowych lub z jonowymi resztami matrycy polimerowej. Woda luźno związana obejmuje różne klasy wody, które pozostają w stanie ciekłym poniżej temperatury zamarzania. Wodą wolną nazywa się natomiast te cząsteczki, które w ogóle nie oddziałują z matrycą polimeru [18].

Uwodnienie w odniesieniu do soczewki kontaktowej najczęściej jest wyrażone w procentach. Ze względu na stopień uwodnienia, soczewki dzieli się na trzy grupy: o niskim stopniu, które zawierają 35–45% wody, o średnim stopniu uwodnienia, który mieści się w przedziale 46–60% oraz wysokim stopniu uwodnienia, który określany jest jako zawartość wody w granicach 65–90%. Wysoki stopień uwodnienia charakteryzuje zwykle soczewki jednodniowe, a także rekomendowane dla osób skłonnych do alergii. Wysoka zawartość procentowa wody nadaje soczewce elastyczność, ale i powoduje, że jest ona delikatniejsza, a tym samym wrażliwa na uszkodzenia.

Ważnym parametrem charakteryzującym soczewki kontaktowe jest także współczynnik przepuszczalności gazów (głównie tlenu), czyli współczynnik Dk. Współczynnik Dk przyjmuje wartość stałą w określonej temperaturze i jest wyrażany w barrerach [$\text{mol}/(\text{m}\cdot\text{s}\cdot\text{Pa})$]. Dk przyjmuje wartości w zakresie 60–140 dla soczewek silikonowo-hydrożelowych, natomiast nie przekracza wartości 33 dla soczewek konwencjonalnych [4, 19]. W odniesieniu do rzeczywistej przepuszczalności tlenu przez soczewkę kontaktową, pod uwagę bierze się też grubość soczewki (t), zwykle mierzoną w jej środku. Miara Dk/t jest stosowana jako wzorzec branżowy dla soczewek kontaktowych hydrożelowych od ponad 30 lat [20].

Kolejny parametr – indeks refrakcji opisuje cechy optyczne materiału, z którego wykonana jest soczewka kontaktowa, może on przyjmować wartości w zakresie od 1,35 do 1,55. Wysoka wartość indeksu refrakcyjnego oznacza mniejszą ilość tworzywa, którego trzeba użyć, w celu uzyskania tego samego efektu optycznego. Indeks refrakcyjny dla miękkiej soczewki kontaktowej jest pośrednio jego miarą równowagowej zawartości wody (*equivalent water content*, EWC). Soczewki kontaktowe charakteryzujące się wysokim stopniem uwodnienia posiadają niski indeks refrakcyjny, co w konsekwencji skutkuje ich większą grubością [4, 21].

Moduł Younga (E) określany jest także modulem odkształcalności liniowej albo modulem (współczynnikiem) sprężystości podłużnej, określa sprężystość materiału podczas jego rozciągania czy ściskania. Jednostką modułu Younga jest paskal, czyli N/m^2 [22]. Im większa wartość modułu dla danego materiału, tym słabiej się on odkształca [23].

Polimery hydrożelowe charakteryzują się stosunkowo niskim współczynnikiem wartości modułu Younga, są miękkie i elastyczne, co powoduje łatwe dopasowanie się do krzywizny rogówki. Wadą materiału jest trudność w zakładaniu soczewek i mała wytrzymałość mechaniczna. Dodatek monomerów silikonowych powoduje wzrost wartości modułu Younga, co przyczynia się do zwiększenia wytrzymałości mechanicznej soczewek kontaktowych. Spadek uwodnienia w przypadku soczewek silikonowo-hydrożelowych powoduje też wzrost sztywności materiału, a co za tym idzie spadek komfortu noszenia, a nawet możliwość powikłań w postaci uszkodzeń mechanicznych i ubytków nabłonka rogówki [24].

Wykorzystanie soczewek jako nośników substancji leczniczych

Miękkie soczewki kontaktowe zarówno hydrożelowe, jak i silikonowo-hydrożelowe mogą być także wykorzystywane jako nośniki leków. Pierwsze takie próby podjęto już w latach 60. Zaczęto od zanurzania hydrożelu w roztworze z substancją leczniczą i następnie aplikowania takiej soczewki pacjentowi. Metoda ta jednak okazała się uciążliwa i mało efektywna [25]. Dalsze próby opierały się na utworzeniu warstwy hydrofobowej na soczewce stanowiącej barierę dyfuzyjną poprzez wysycanie witaminą E. Wykorzystanie tej metody pozwoliło na przedłużenie uwalniania chlorheksydy z soczewek wykonanych z senofilconu A, co jest pożądane w terapii zakażeń grzybiczych [26]. Wbudowywanie w soczewki substancji czynnej w postaci nanokapsulek czy liposomów [27], monomerów wiążących się z cząsteczkami określonego leku [28],

to kolejne sposoby na kontrolowane dostarczanie substancji leczniczych do oka. Najnowszą metodą jest nadrukowywanie molekularne. W tym procesie uzyskuje się najpierw strukturę prepolimerów z monomerów funkcjonalnych z cząsteczkami wzorcowymi leku, a następnie dochodzi do polimeryzacji za pomocą czynnika sieciującego w obecności obojętnego rozpuszczalnika pełniącego funkcję porogenu. Po usunięciu cząsteczek wzorcowych, powstałe zagłębienia mogą „rozpoznawać” i wiązać cząsteczki docelowe leku [29]. Przykładem zastosowania tej metody są soczewki hydrożelowe przygotowane na bazie HEMA z kwasem metakrylowym lub metakrylanem metylu i maleinianem tymololu [30].

Otrzymano: 2018.11.23 · Zaakceptowano: 2018.12.18

Piśmiennictwo

- Ambroziak A., Szaflik J.: Alergia i soczewki kontaktowe. *Postępy Dermatologii i Alergologii* 2009, 26(5): 323–325.
- Nicolson P., Vogt J.: Soft contact lens polymers: an evolution. *Biomaterials* 2001, 22: 3273–3283.
- Tomlinson A., Caroline P., Guillon J.: Effect of fluorine content of RGP contact lens polymers on tear film, lens wettability, and deposit resistance. *International Contact Lens Clinic* 1991, 18(3–4): 53–58.
- Wątróbska-Świątlikowska D., Bączek A., Wroby medyczne. W: Sznirowska M. (red.) *Farmacja stosowana. Technologia postaci leku*. Warszawa: PZWL Wydawnictwo Lekarskie, 2017: 811–849.
- Anton W., Coleman H., Ali M., Weintraub L.: Patent, US5314961A, Silicone-containing polymers, compositions and improved oxygen permeable hydrophilic contact lenses.
- Mohammadpour M., Amouzegar A., Hashemi H., Jabbarvand M., Kordbacheh H., Rahimi F., Rahimi M.: Comparison of Lotrafilcon B and Balafilcon A silicone hydrogel bandage contact lenses in reducing pain and discomfort after photorefractive keratectomy: A contralateral eye study. *Contact Lens and Anterior Eye* 2015, 38(3): 211–214.
- Grabska-Liberek I., Izdebska J., Szaflik J., Szymanek P., Szymanek K.: Silicone Hydrogel PremiO (asomofilcon A) and Air Optix Night & Day (lotrafilcon A) Lenses Use as Bandage Lenses After Refractive Surgery. *Okulistyka* 2015, 3: 111–113.
- <https://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/HomeHealthandConsumer/ConsumerProducts/ContactLenses/ucm062319.html> (dostęp: 12.11.2018).
- <https://www.clspectrum.com/class> (dostęp: 12.11.2018).
- Hutter J., Green A., Eydelman M.: Proposed Silicone Hydrogel Lens Grouping Systems for Lens Care Product Compatibility Testing. *Eye and Contact Lens* 2012, 38(6): 358–362.
- Thakur V., Thakur M.: *Hydrogels for Pharmaceutical Applications, Handbook of Polymers for Pharmaceutical Technologies*. New Jersey: Wiley, 2015, 125–144.
- Utrata-Wesołek A., Trzebiecka B., Dworak A.: Polimery wrażliwe na bodźce. *Polimery* 2008, 53(10): 717–724.
- Pluta J., Karolewicz B.: Hydrożele: właściwości i zastosowanie w technologii postaci leku. I. Charakterystyka hydrożeli. *Polimery w medycynie* 2004, 34(2): 1–31.
- Stapleton F., Stretton S., Papas E., Skotnisky Ch., Sweeney D.: Silicone Hydrogel Contact Lenses and the Ocular Surface. *The Ocular Surface* 2006, 4(1): 24–43.
- Wnek G., Bowlin G.: *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering, Second Edition Vol. 1*. Informa Healthcare USA, 2008: 725–727.
- <https://coopervision.pl> (dostęp: 13.11.2018).
- <https://www.acuvue.pl/dlaczegoacuvue/soczewki-kontaktowe-technologie> (dostęp: 13.11.2018).
- Tranoudis I., Efron N.: Water properties of soft contact lens materials. *Contact Lens and Anterior Eye* 2004, 27(4): 193–208.
- <http://www.fda.gov/downloads/AdvisoryCommittees/CommitteesMeetingMaterials/MedicalDevices/MedicalDevicesAdvisoryCommittee/OphthalmicDevicesPanel/UCM395577.pdf> (dostęp: 13.11.2018).
- <https://www.jnjvisioncare.co.uk/education/balance-of-properties/silicone-hydrogel-and-oxygen> (dostęp: 13.11.2018).
- Varikooty J., Keir N., Woods C. A., Fonn D.: Measurement of the Refractive Index of Soft Contact Lenses During Wear. *Eye and Contact Lens* 2010, 36(1) 2–5.
- Nawrot A., Karolczak D., Jaworska J.: *Encyklopedia – fizyka z astronomią*. Kraków: GREG, 2013: 424–425.
- Young J., Lovell A.: *Concept and Nomenclature, Introduction to Polymers*, New York 2011, CRC Press, 3–14.
- Efron N.: *Contact lens practice*. Butterworth – Heinemann Elsevier, 2010: 339–340.
- Cieberta H.: Wykorzystanie soczewek kontaktowych jako nośników leków okulistycznych. *Ophthalmotherapy* 2016, 3(4): 305–309.
- Paradiso P., Serro A., Saramago B.: Controlled Release of Antibiotics From Vitamin E-Loaded Silicone-Hydrogel Contact Lenses. *Journal of Pharmaceutical Sciences* 2016, 105(3): 1164–1172.
- Guzman-Aranguez A., Colligris B., Pintor J.: Contact Lenses: Promising Devices for Ocular Drug Delivery. *Journal of Ocular Pharmacology and Therapeutics* 2013, 29(2): 189–199.
- Hu X., Hao L., Wang H.: Hydrogel Contact Lens for Extended Delivery of Ophthalmic Drugs. *International Journal of Polymer Science* 2011, 2011: 1–9.
- Xinming L., Yingde C., Lloyd A., Mikhailovsky S., Sandeman S., Howel C., Liewen L.: Polymeric hydrogels for novel contact lens-based ophthalmic drug delivery systems: A review. *Contact Lens Anterior Eye* 2008, 31(2): 57–64.
- Alvarez-Lorenzo C., Hiratani H., Gomez-Amoza J., Martinez-Pacheco R., Souto C., Concheiro A.: Soft contact lenses capable of sustained delivery of timolol. *Journal of Pharmaceutical Sciences* 2002, 91(10): 2182–2192.