

(47)

Platforma soczewkowa

Lens platform

Agnieszka Łukaszewska-Smyk, Józef Kałużny

Z Kliniki Chorób Oczu Collegium Medicum w Bydgoszczy Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu

Kierownik: prof. dr hab. n. med. Józef Kałużny

Summary: The lens platform defines lens structure and lens material. Evolution of lens comprises change in their shape, angulation of haptens and transition of three-piece lens into one-piece lens. The lens fall into two categories: rigid (PMMA) and soft (siliconic, acrylic, colameric). The main lens materials are polymers (hydrophilic and hydrophobic). The lens platform has an effect on biocompatibility, bioadhesion, stability of lens in capsule, degree of PCO evolution and sensitiveness to laser damages.

Słowa kluczowe: platforma soczewkowa, sztuczne soczewki, hapteny, angulacja, hydrofilność, hydrofobowość, PCO.

Key words: lens platform, artificial lens, haptens, angulation, hydrophility, hydrophobity, PCO.

Platformą soczewkową jest określone wszystko poza jej optyką, czyli kształt, materiał, z jakiego jest zbudowana, i właściwości.

Haptyka i angulacja

Haptyka soczewek wewnątrzgałkowych, podobnie jak i części optycznych, przeszła drogę ewolucji. Pierwsza soczewka, wszczepiona w 1949 roku przez Ridleya, była soczewką dyskowatą, bez nóżek. W 1970 roku Anis zaproponował soczewkę z okrężną haptką. W 1977 roku Shearing wprowadził trzyczęściowe soczewki o długości 12 mm, z haptkami w kształcie litery J. Soczewki te dawały jednak sporo powikłań w postaci podwichnięć oraz objawów „zachodzącego słońca”. W 1980 roku Sinsky i Kratz wprowadzili trzyczęściowe soczewki o długości 14 mm. Od 1980 roku pojawiły się soczewki do wszczepiania dotorebkowego z haptkami w kształcie litery C, o długości 12-12,5 mm. Proponowali je Anis, Galand, Sheets i Knoll. W 1981 roku Greather wprowadził pierwszą soczewkę jednoczęściową o długości 12 mm do wszczepiania dotorebkowego, tzw. „capsular IOL”. Jednak soczewka Greathera nie znalazła szerokiego zastosowania. Następne generacje soczewek jednoczęściowych wyparły soczewki trzyczęściowe.

Głównym problemem jest to, że cienkie zwijalne soczewki jednoczęściowe mogą nie wytrzymać sił obkurczających torebkę podczas jej bliznowacenia i obkurczania. Dlatego stworzono trzeci typ soczewki o nazwie Kelman Duet Lens (1). Jest ona utworzona z dwóch części – jedna haptyczna, służy głównie jako element stabilizujący soczewkę, druga optyczna. Część haptyczną można łatwo wprowadzić do gałki, wykorzystując małe cięcie, ponieważ nie jest ona połączona z częścią optyczną stanowiącą główną masę soczewki. Aplikacja części optycznej następuje zaraz po umieszczeniu części haptycznej w torebce soczewki. Każda z dwóch części soczewki jest wszczepiana oddzielnie i dopiero w oku następuje proces ich łączenia się.

Wychodząc z założenia, że im mniejsze cięcie rogówkowe, tym mniejsza traumatyzacja w czasie operacji, mniejsze

ewentualne wrota infekcji i krótszy czas gojenia, oraz biorąc pod uwagę, że wszystko to wpływa na zmniejszenie zmętnienia torebki tylnej (PCO), opracowano nowy model soczewek wewnątrzgałkowych. Został zaprojektowany przez Medennium w Południowej Kalifornii (1). Soczewka jest produkowana w postaci cienkiego wałeczka o średnicy 1 mm. Może być umieszczona w torebce soczewki, implantowana przez bardzo małą ranę operacyjną. Kiedy dochodzi do kontaktu soczewki z cieczą wodnistą, w temperaturze ciała, soczewka powiększa się do właściwej wielkości, a w rozmiarze, kształcie i konsystencji jest identyczna jak ludzka soczewka krystaliczna.

Przeprowadzono szereg badań porównujących stopień PCO w soczewkach jedno- i trzyczęściowych. Badania wykazały, że po implantacji soczewek jednoczęściowych występowały mniejsze zmętnienia torebki tylnej niż po implantacji soczewek trzyczęściowych (2). Chociaż były też doniesienia, które tego nie potwierdzały, np. Nejima i wsp. przez 18 miesięcy po operacji nie zanotowali różnic w liczbach PCO, porównując te rodzaje soczewek, nie zauważyli również różnic w stabilności ich ułożenia (3). W soczewkach jednoczęściowych komórki nabłonkowe mają mniej miejsca na migrację niż w soczewkach trzyczęściowych (4).

Próbowano również oceniać zmętnienia torebki tylnej w zależności od kształtu haptaków. Stwierdzono mniejszy stopień PCO w soczewkach z haptkami w kształcie litery C niż w soczewkach z haptkami w kształcie J – czego dowiodło ich porównanie (4).

Analizowano także wpływ stopnia uwypuklenia tylnej powierzchni soczewki na PCO. Nagamoto i Eguchi przeprowadzili takie badania (5). Użyli torebek soczewkowych wyizolowanych od królików, następnie hodowali je w trzech grupach: 1. z soczewkami sztucznymi o częściach optycznych typu biconvex, 2. z soczewkami o częściach optycznych typu convex plano i 3. grupa kontrolna – same torebki bez obecności sztucznej soczewki. Stwierdzili, że optyka typu convex plano hamowała migrację komórek nabłonkowych w znacznie większym stopniu

niż optyka typu biconvex. Uznali, że część optyczna typu convex plano pozwala na większy kontakt między IOL a torebką tylną, przez co powoduje większą blokadę migracji komórek nabłonkowych niż część optyczna typu biconvex.

Zmianom w ewolucji soczewek ulegała również angulacja haptenów. Według Apple i wsp. powinna ona wynosić od 0° do 10° w płaszczyźnie przednio-tylnej (4). Angulacja zbliżona do 0° bardziej napina torebkę tylną, a zbliżona do 10° powoduje większe jej przyleganie do optyki soczewki. Według autorów angulacja w tym zakresie ma wpływ na ograniczenie stopnia zmętnienia torebki tylnej.

Schmidbauer i wsp. przeprowadzili badania na królikach trzy tygodnie po operacji fakoemulsyfikacji z wszczepieniem soczewek różniących się angulacją haptenów (6). Zastosowali soczewki o angulacjach 0° , 5° , 10° , 15° . Oceniali stopień zmętnienia zarówno torebki tylnej, jak i przedniej, pierścieni Soemmeringa i decentrację soczewek. Stwierdzili, że PCO centralne i obwodowe oraz pierścieni Soemmeringa nie wykazywały statystycznie znaczących różnic w zależności od angulacji. Zmętnienie torebki przedniej natomiast było statystycznie niższe w grupach z angulacjami, w porównaniu z grupą bez angulacji. Potwierdziło to kliniczne przypuszczenia, że im mniejszy kontakt soczewki z torebką przednią, tym mniejszy stopień zmętnienia tej torebki. W soczewkach bez angulacji obserwowano niski stopień decentracji soczewek. Soczewki bez angulacji są też, w opinii autorów, łatwiejsze i wygodniejsze do wszczepienia. Wpływa to z kolei na mniejszą liczbę przypadków nieprawidłowego ich ufksovania.

Haptyka jest potrzebna do uzyskania dobrej centracji soczewki. Na podstawie badań określono, jakie powinny być cechy nowoczesnej soczewki, w odniesieniu do haptenów i angulacji. Uznano, że nowoczesna soczewka powinna mieć typ zamkniętej pętli i angulację wynoszącą 0° . Podczas obkurczania się torebki taka zamknięta haptyka daje gwarancję, że soczewka się nie przemieści.

Nowoczesna technologia, tzw. AVH, wprowadzona w soczewkach Raynera, opiera się na specjalnej budowie haptenów w jednoczesnej soczewce z angulacją zerową. Koncepcja zaprojektowania części haptycznej miała na celu przeciwdziałanie nadmiernemu albo asymetrycznemu obkurczaniu się torebki soczewki, aby zapewnić lepszą stabilizację soczewki w czasie tego procesu, jak również zapobiegać wyginaniu i skręcaniu się części haptycznej. Część obwodowa haptenów jest tak skonstruowana, że w trakcie obkurczania się torebki zaczyna się ona składać w kierunku części optycznej, poprzez zbliżanie się do siebie, w jednej płaszczyźnie, jej odpowiednio wymodelowanych części. Proces składania zachodzi stopniowo, w miarę obkurczania się torebki, co powoduje skrócenie długości osiowej wszczepu z 12 mm do 9,5 mm w fazie końcowej. Kiedy długość osiowa zmniejszy się do 9,5 mm, dalszemu obkurczaniu się w południku haptenów stanie na przeszkodzie zetknięcie się sąsiadujących ze sobą elementów obu części haptycznych. W następstwie tego asymetryczne obkurczanie się torebki wzdłuż tego południka ulega zahamowaniu. Początkowe, podobne do sprężyny, działanie części haptycznej ulega usztywnieniu w oparciu o punkty podparcia, którymi są stykające się elementy obu części haptycznych. Dzięki temu soczewka uzyskuje dobrą centrację i jest stabilna, co w sposób pośredni wpływa również na ograniczenie stopnia zmętnienia torebki tylnej (ryc. 1).



Ryc. 1. Układ części haptycznych w soczewce Raynera.
Fig. 1. Arrangement of haptic parts in Rayner's lens.

Obecnie nadal są podejmowane próby konstruowania nowych typów soczewek. Tassignon i wsp. zaproponowali tzw. „bag-in-the-lens”, czyli „torebkę w soczewce” (7). Ten eksperymentalny model soczewki ma od góry kształt krążka, a z boku – biegnące dookoła całego obwodu – bruzdowate zagłębienie. Zasada wszczepiania opiera się na tym, że konieczna jest kapsuloreksja torebki przedniej i torebki tylnej. Soczewka powinna zostać ufksovana w taki sposób, żeby brzozy obu kapsuloreksji łącząc się ze sobą, weszły od boków dookoła w bruzdę soczewkową, a część optyczna znalazła się w otworze obu kapsuloreksji. Według twórców tego modelu soczewki w ten sposób uzyskuje się blokadę dla komórek nabłonkowych. Ich migracja w szczelinie między obiema torebkami zakończy się na granicy bruzdy soczewkowej, dalej ich droga zostanie zamknięta, co uniemożliwi powstawanie zmętnienia torebki tylnej w obrębie pola kapsuloreksji, dzięki czemu oś widzenia pozostanie czysta.

Materiały soczewkowe

W zależności od materiału, z jakiego są zbudowane soczewki, Centurion podzielił je na dwie kategorie – sztywne (z PMMA), których stosowanie uważa za uzasadnione tylko wtedy, gdy przemawiają za tym aspekty ekonomiczne, i zwijalne (silikonowe, poli-hema, kolamerowe, akrylowe hydrofilne i hydrofobowe) (8).

Głównymi materiałami wykorzystywanymi do produkcji sztucznych soczewek wewnątrzgałkowych są polimery. Polimery są to związki wielocząsteczkowe o ciężarze cząsteczkowym nie mniejszym niż 10000. Procesem polimeryzacji nazywamy przemianę monomerów w polimery. W przeciwieństwie do polimerów monomery są toksyczne dla organizmu człowieka. Procesy łączenia monomerów w polimery powinny być chemiczne, żeby nie było możliwości ich późniejszego uwalniania się w organizmie, co byłoby niebezpieczne z powodu ich toksyczności. Pierwszym wytworzonym polimerem był plexiglas, wyprodukowany przez Niemców w 1937 roku.

Cechy polimerów określają trzy wykładniki:

1. zawartość wody – określa hydrofilność i hydrofobowość,
2. moduł Younga – decyduje o odkształceniu liniowym, czyli wpływa na stopień szybkości rozwijania się soczewki w czasie wszczepiania,

3. kąt zwilżenia – kąt konieczny, aby po polimerze spływała woda.

Polimery akrylowe dzieli się na dwie grupy – polimery hydrofobowe i polimery hydrofilne. Z każdej grupy są produkowane inne rodzaje soczewek zwijalnych: z pierwszej – akrylowe hydrofobowe, z drugiej – akrylowe hydrofilne.

Soczewki akrylowe hydrofobowe są produkowane z kopolimeru akrylowo-metakrylowego. Ten rodzaj materiału określa następujące cechy produkowanych z niego soczewek:

- dobre przyleganie do torebki soczewkowej, czyli większa bioadhezja – trudne usunięcie soczewki z oka,
- termo labilność – implantacja musi się odbywać w temperaturze ludzkiego ciała,
- mały moduł Younga powodujący powolne rozwijanie się soczewki po implantacji,
- słaba biokompatybilność,
- wysoki współczynnik refrakcji, a przez to duże możliwości dysfotopsji,
- możliwość tworzenia mikrowodniczek powodujących zjawiska fotooptyczne,
- podatność na uszkodzenia w czasie kapsuлотomii laserowej.

Konstrukcja soczewek akrylowych hydrofilnych opiera się na kopolimerach HMA i MMA. Ten rodzaj soczewek cechują:

- duża rozciągliwość aż do przzerwania ciągłości materiału – wynosi 279%, co decyduje o plastyczności soczewki,
- duża zawartość wody, co stanowi czynnik chroniący soczewkę przed przegrzaniem podczas kapsuлотomii laserem YAG,
- duża biokompatybilność,
- termostabilność,
- brak adhezji do torebki soczewki,
- małe prawdopodobieństwo uszkodzenia śródbłonna rogówki.

Soczewki hydrofilne dzięki większej zawartości wody są bardziej plastyczne, co oznacza, że są delikatniejsze i łatwiej się modelują. Ponadto wszelkie zgięcia i odkształcenia nie pozostawiają żadnych trwałych śladów. Soczewki hydrofilne z powodu swojej biokompatybilności są bezpieczniejsze dla dzieci, stwarzają mniejsze prawdopodobieństwo powstania pooperacyjnych stanów zapalnych, co w przypadku oczu dzieci, reagujących intensywnie na infekcję, jest ważnym czynnikiem, również w perspektywie rozwoju zmętnień torebki tylnej (9).

Rayacryl – kopolimer metakrylatów hydrofilnych i hydrofobowych, zastosowany w produkcji soczewek Raynera, łączy w sobie cechy obu akryli – hydrofobowego i hydrofilnego. Składnikiem hydrofobowym jest MMA, czyli metyl metakrylat, który zapewnia soczewce wytrzymałość i sprężystość. Składnikiem hydrofilnym jest HEMA, czyli 2-hydroksyetyl metakrylat, który zapewnia dobre warunki chwytania i fałdowania soczewek. Wykazuje odporność na rozerwanie, porównywalną do odporności silikonu, ale jego moduł Younga jest niższy. Dzięki temu charakteryzuje się odpornością na uszkodzenia w czasie implantacji, a jednocześnie rozwija się w sposób kontrolowany i bezpieczny. Cechuje się wysoką odpornością na uszkodzenia podczas kapsuлотomii laserowej, ponieważ zawartość wody w macierzy soczewkowej stanowi zabezpieczenie przed przegrzaniem w czasie ekspozycji na promienie laserowe. Ta zawartość wody powoduje również, że soczewki są miękkie w takim

stopniu, że istnieje jedynie małe prawdopodobieństwo uszkodzenia śródbłonna rogówki w czasie implantacji.

Soczewki silikonowe są produkowane z polimerów DMS i DMPS. Były to jedne z pierwszych soczewek. Polimery, z których są zbudowane, powodują, że są to soczewki hydrofobowe z następującymi cechami:

- dużą adhezją do torebki soczewki,
- silnie hydrofobowe,
- na ich powierzchni łatwo osadzają się lipidy i barwnik,
- powodują większe uwalnianie się prostaglandyn z tęczówki,
- śliską powierzchnią, kiedy są wilgotne, przez co trudno je przeciąć, np. podczas usuwania z oka,
- dużą elastycznością, łatwo się odkształcają,
- sposób rozwijania się ich po implantacji jest zupełnie niekontrolowany, mają tendencję do gwałtownego rozwijania się po umieszczeniu w komorze tylnej oka,
- stymulują proliferację LEC, tworzenie pierścienia Soemmeringa i włóknienie torebki,
- zwiększają ryzyko obkurczenia się torebki soczewki,
- najniższym współczynnikiem załamania światła, aby więc uzyskać właściwą refrakcję, muszą mieć stosunkowo dużą grubość.

Soczewki hydrożelowe:

- są bardzo plastyczne,
- cechują się dużą biokompatybilnością,
- po umieszczeniu w torebce rozwijają się powoli, nie powodując niebezpieczeństwa uszkodzenia aparatu wieszadłowego soczewki,
- dają częste włóknienie torebki.

Soczewki PMMA – polimetakrylowe – są hydrofobowe. Ze względu na rodzaj materiału, z jakiego są wyprodukowane:

- są soczewkami sztywnymi,
- cechuje je duża adhezja do torebki,
- dają dużą możliwość osadzania się na nich substancji lipidowych i barwnika,
- powodują większe uwalnianie się prostaglandyn z tęczówki,
- stymulują powstawanie PCO,
- ich duży moduł Younga powoduje, że po implantacji zachowują się jak sprężyna,
- mają duży współczynnik załamania światła.

Soczewki kollamerowe to najnowsza generacja soczewek, obecnie są dostępne tylko w USA. W procesie produkcji tych soczewek materiał biologiczny, czyli kolagen, został połączony ze składnikiem chemicznym – polimerem HEMA. Są to soczewki o charakterze hydrofilnym i o małym module Younga. Jeśli dojdzie do ich uszkodzenia podczas kapsuлотomii laserowej, wykazują zdolność samonaprawy, dzięki czemu optycznie uszkodzenia nie są widoczne (tab. I).

Pojawiło się wiele publikacji, w których autorzy porównują stopień PCO w zależności od materiału, z którego wykonano soczewkę. Z większości badań wynikało, że rodzaj materiału soczewkowego ma wpływ na powstawanie zmętnień torebki tylnej. Kolejnym zgodnym wnioskiem w większości publikacji było stwierdzenie, że mniejszy stopień PCO występuje w przypadku soczewek akrylowych, wg porównania z soczewkami z PMMA i silikonowymi (10-14). Wyjątkami były doniesienia o odwrotnej zależności, np. praca Prosdocimo i wsp., w której autorzy

Właściwości/ Properties	Hydrofobowe/ Hydrophobic lens	Hydrofilne/ Hydrophilic lens
Adheza do torebki/ Adhesion to capsule	Duża/ Big	Mała/ Small
Usunięcie z oka/ Removal from the eye	Trudne/ Hard	Łatwe/ Easy
Odkładanie fibronektyny/ Deposition of fibronectine	Duże/ Large	Małe/ Small
PCO	Małe/ Small	Duże/ Large
Osadzanie materiału biologicznego/ Deposition of biological material	Duże/ Large	Małe/ Small
Uwalnianie prostaglandyn/ Release of prostaglandins	Duże/ Large	Małe/ Small
Obkurczanie torebki/ Capsular contraction	Małe/ Small	Małe/ Small
Wrażliwość na uszkodzenia laserowe/ Sensitivity for laser damage	Duża/ Big	Mała/ Small
Ochrona śródbłonna rogówki/ Protection of corneal endothelium	Mała/ Small	Duża/ Big

Tab. I. Porównanie soczewek hydrofobowych z hydrofilnymi.
Tab. I. Comparison between hydrophobic and hydrophilic lens.

donoszą, że 18 miesięcy po operacji zanotowano większy stopień zmętnień torebki tylnej po implantacji soczewek z akrylu (AcrySof), wg porównania ze stopniem jej zmętnień po aplikacji soczewek silikonowych (Cee On Edge) (15).

Ernest porównywał stopnie PCO po implantacjach soczewek akrylowych (AcrySof) i soczewek silikonowych (PhacoFlex II) (16). Podkreślił wiarygodność swoich wyników z racji spełnienia dwóch istotnych warunków: zabiegi wykonywał jeden operator, a porównywane soczewki były wszczepiane do oczu tego samego pacjenta – jedna do jednego oka, druga do drugiego oka. Stwierdził mniejszy stopień zmętnień po implantacji soczewek akrylowych niż silikonowych. W przeciwieństwie do tego Hayashi i wsp. nie zanotowali różnic w stopniach PCO i w liczbie wykonanych kapsulotomii laserowych między soczewkami akrylowymi a silikonowymi, zaobserwowali jednak większą liczbę kapsulotomii laserowych w oczach z soczewkami z PMMA niż w oczach z soczewkami akrylowymi i silikonowymi, co wynikało z porównania (14). Olson i Crandall stwierdzili, że konieczne jest wykonanie kapsulotomii po implantacji 33% soczewek z PMMA i 24% soczewek silikonowych, ale różnice nie były statystycznie znaczące (17). Odmienne wyniki uzyskali Kim i wsp., zanotowali znaczący wzrost zmętnień torebki tylnej po implantacji soczewek z silikonu, w porównaniu ze zmętnieniami po implantacji soczewek PMMA (18). Timberlake i wsp. w badaniach przeprowadzonych trzy lata po operacji opisali 24% przypadków kapsulotomii w grupie pacjentów po implantacji soczewek silikonowych, po implantacji PMMA natomiast – 33% przypadków (19). Wejde i wsp. dwa lata po operacji badali 180 pacjentów operowanych przez jednego chirurga i oznaczali stopień zmętnień torebki tylnej metodą EPCO

(20). Zaobserwowali statystycznie znaczący wysoki poziom PCO po implantacji soczewek z PMMA (Pharmacia & Upjohn), mniejszy – w soczewkach silikonowych (Allergan), najmniejszy – w soczewkach akrylowych (AcrySof). Podobne wyniki uzyskali Missier i wsp., porównując wszczepione temu samemu pacjentowi soczewki silikonowe (do jednego oka) z akrylowymi (do drugiego oka) (21). Na podstawie 214 przebadanych oczu, zmętnienia torebki tylnej oznaczano metodą EPCO, zanotowali statystycznie znacząco większą liczbę PCO po implantacji soczewek silikonowych, wg porównania z akrylowymi. Werner i wsp. w badaniach oczu po enukleacji stwierdzili, że proliferacja komórek pod torebką przednią w oczach z soczewkami akrylowymi hydrofobowymi jest znacznie mniejsza niż w oczach z innymi rodzajami soczewek (22). Zauważyli także, że decentracja występowała głównie w przypadkach po implantacji soczewek silikonowych, w nieco mniejszym stopniu – soczewek z PMMA, w najmniejszym – soczewek akrylowych. Soczewki hydrożelowe cechuje brak pooperacyjnego odczynu zapalnego, ale stanowią one doskonałe podłoże dla komórek nabłonkowych i są w dużym stopniu związane z występowaniem PCO (23). Zaobserwowano, że w porównaniu z soczewkami silikonowymi (Cee On), akrylowymi hydrofobowymi (AcrySof) i akrylowymi hydrofilnymi (MemoryLens) soczewki hydrożelowe powodują najsilniejszą proliferację komórek nabłonka soczewki, najsłabszą natomiast – reakcję zapalną (23,24). Wang i wsp. porównywali soczewki z PMMA z silikonowymi (25). W badaniach przeprowadzonych 12 miesięcy po operacji stwierdzili, że torebki tylne w centralnej strefie (o średnicy 3 mm) były bardziej przezroczyste w przypadku implantacji soczewek silikonowych, wg porównania z soczewkami z PMMA. Dwa lata po operacji zaćmy Hayashi i wsp. wykonali badania zmętnień torebki tylnej z użyciem wideofotografii Scheimpfluga na 240 oczach pacjentów podzielonych na 3 grupy w zależności od rodzaju wszczepionych soczewek (14). U pacjentów po implantacji soczewek z PMMA stwierdzili 30,4% PCO, u pacjentów po implantacji soczewek silikonowych – 5,7% PCO, u pacjentów po implantacji soczewek akrylowych – 2,7% PCO. Był to statystycznie znaczący wyższy poziom PCO w oczach z soczewkami z PMMA w porównaniu z poziomem PCO w oczach z soczewkami silikonowymi i akrylowymi. Ram i wsp. na podstawie badań 340 oczu pacjentów zanotowali najniższą częstość występowania PCO w oczach z soczewkami akrylowymi, wg porównania z pozostałymi typami soczewek: z PMMA – 21,74%, z silikonowymi – 26,6% (26). W swoich badaniach Rama i wsp., Hayashi i wsp. osiągnęli podobne wyniki, najmniej zmętnień torebki tylnej odnotowano u pacjentów po implantacji soczewek akrylowych, ale pojawiły się różnice w wynikach ww. badaczy w odniesieniu do pacjentów po implantacji soczewek z PMMA i silikonowych. U Rama największą liczbę PCO miały soczewki silikonowe, u Hayashi natomiast – soczewki z PMMA. Według Wanga i wsp. implantacja soczewek silikonowych jest technicznie trudniejsza niż implantacja soczewek wykonanych z PMMA (25). Grubość soczewki silikonowej jest zawsze większa niż grubość soczewki o takiej samej mocy wykonanej z PMMA, np. dla mocy +21 D soczewka z PMMA ma grubość 1,0 mm, a soczewka z silikonu – 1,82 mm. Soczewki silikonowe są bardziej śliskie, kiedy są wilgotne, i mogą być nieprzewidywalne podczas rozwijania się w komorze tylnej. Niekiedy może dochodzić również do pęk-

nięcia miejsca połączenia części optycznej z haptyczną podczas manipulacji w trakcie wszczepiania.

Tetz i wsp. stwierdzili, że stopień PCO jest większy po aplikacji soczewek hydrofilnych (Hydroview) niż po aplikacji soczewek AcrySof i soczewek z PMMA (27, 28). Percival porównywał soczewki silikonowe z akrylowymi oraz ich hydrofilność i biokompatybilność (29). Analizując dane z piśmiennictwa, podał, że soczewki silikonowe częściej ulegają decentracji niż inne rodzaje soczewek, są mniej odporne na działanie promieni lasera Nd: YAG, a wykonanie kapsulotomii laserowej w przypadku ich implantacji też jest trudniejsze, oraz że mają duże powinowactwo do oleju silikonowego po operacjach witreoretinalnych. Zaznaczył, że optymalną temperaturą, w jakiej soczewki akrylowe ulegają fałdowaniu, jest 20°C, dają one mniejsze stopnie włóknienia torebki przedniej, mniejszy stopień PCO, towarzyszą im mniejsze ilości depozytów komórek olbrzymich, większa biokompatybilność niż w soczewkach z PMMA i silikonowych. Są jednak doniesienia o występowaniu mikrowakuoli w tych soczewkach i wiążących się z tym zjawiskach dysfotopsji. Najpierw Almalah, a po nim Percival podali, że dysfotopsja była obecna w 3-5% przypadków po wszczepieniu soczewek AcrySof (29,30). Percival podkreślił, że soczewki hydrofilne są bardziej biokompatybilne niż hydrofobowe i są bezpieczniejsze dla śródbłonka rogówki. Powodują też mniej pooperacyjnych stanów zapalnych i włóknienia torebki tylnej. Percival przypomniał wyniki badań Applea i wsp., w których autorzy porównali powinowactwo do oleju silikonowego (charakteryzujące się stopniem jego osadzania się na powierzchni soczewki) dla trzech rodzajów soczewek (29,31). Apple i wsp. stwierdzili następujące wyniki stopnia powinowactwa: dla soczewek akrylowych hydrofilnych Rayacryl – 5%, dla akrylowych hydrofobowych AcrySof – 35%, dla silikonowych Elastomer – 100%.

Verges stwierdził, że konieczne są dalsze badania soczewek skupiające się na ich biokompatybilności, stabilności w torebce i jakości optyki, aby parametry te osiągnęły odpowiednie standardy (32). Nowym kierunkiem w badaniach nad materiałami sztucznych soczewek jest łączenie materiałów hydrofobowych z hydrofilnymi w celu stworzenia struktury o wysokim indeksie refrakcji, lepszej adhezji do torebki tylnej, lepszej plastyczności, z jednoczesnym zachowaniem ostrej krawędzi i asferycznego profilu. Powstają nowe projekty części haptycznej, a głównym celem ich twórców jest wyśrodkowanie implantu oraz umożliwienie absorpcji zewnętrznych napięć powstających w wyniku włóknienia torebki, aby zapobiegać pochylaniu się wszczepu lub jego podwichnięciu.

Piśmiennictwo:

1. Dodick J: *Aktualne poglądy na leczenie zaćmy*. Highlights of Ophthalmol, Wydanie polskie, 2004; Tom I, Nr 1, 2-4.
2. Bender LE, Spalton DJ, Meacock W, Jose R, Boyce J: *Predicting posterior capsule opacification: Value of early retroillumination imaging*. J Cat Refr Surg 2003, 29, 526-531.
3. Nejima R, Miyata K, Honbou M, Tokunaga T, Tanabe T, Sato M, Oshika T: *A prospective, randomised comparison of single and three piece acrylic foldable intraocular lenses*. Br J Ophthalmol 2004, 88, 746-749.
4. Apple DJ, Solomon KD, Tetz MR, Assia EJ, Holland EY, Leger UFC, Tsai JC, Castaneda VE, Hoggatt JP, Kostick AMP:

- Posterior capsule opacification*. Surv Ophthalmol 1992, 37, 73-116.
5. Nagamoto T, Eguchi G: *Effect of intraocular lens design on migration of lens epithelial cells onto the posterior capsule*. J Cat Refr Surg 1997, 23, 866-872.
 6. Schmidbauer JM, Escobar-Gomez M, Apple DJ, Peng Q, Arthur SN, Vargas LG: *Effect of haptic angulation on posterior capsule opacification in modern foldable lenses with a square, truncated optic edge*. J Cat Refr Surg 2002, 28, 1251-1255.
 7. Tassignon M-J, De Groot V, Vrensen GFJM: *Bag-in-the-lens implantation of intraocular lenses*. J Cat Refr Surg 2002, 28, 1182-1188.
 8. Centurion V: *Ewolucja soczewek wewnątrzgałkowych*. Highlights of Ophthalmol, Wydanie polskie, 2006, Tom III, Nr 3: 8.
 9. Piechocki M: *Study: Acrylic IOLs better choice for pediatric cataracts*. Ocular Surg News 2004, Vol. 22, Nr 3, February 1.
 10. Hollick EJ, Spalton DJ, Ursell PG, Pande MV, Barman SA, Boyce JF, Tilling K: *The effect of polymethylmethacrylate, silicone and polyacrylic intraocular lenses on posterior capsular opacification 3 years after cataract surgery*. Ophthalmology 1999, 106, 49-54, discussion 54-55.
 11. Nagamoto T, Fujiwara T: *Inhibition of lens epithelial cell migration at the intraocular lens optic edge. Role of capsule bending and contact pressure*. J Cat Refr Surg 2003, 29, 1605-1612.
 12. Nishi O, Nishi K, Sakanishi K: *Inhibition of migrating lens epithelial cells at the capsular bend created by the rectangular optic edge of a posterior chamber intraocular lens*. Ophthalmic Surg Lasers 1998, 29, 587-594.
 13. Ursell PG, Spalton DJ, Pande MV et al.: *Relationship between intraocular lens biomaterials and posterior capsule opacification*. J Cat Refr Surg 1998, 24, 352-360.
 14. Hayashi H, Hayashi K, Nakao F, Hayashi F: *Quantitative comparison of posterior capsule opacification after polymethylmethacrylate, silicone, and soft acrylic intraocular lens implantation*. Arch Ophthalmol 1998, 116, 1579-1582.
 15. Prosdocimo G, Tassinari G, Sala M, Di Biase A, Toschi PG, Gismondi M, Corbanese U: *Posterior capsule opacification after phacoemulsification. Silicone CeeOn Edge versus acrylate AcrySof intraocular lens*. J Cat Refr Surg 2003, 29, 1551-1555.
 16. Ernest PH: *Posterior capsule opacification and neodymium: YAG capsulotomy rates with AcrySof acrylic and PhacoFlex II silicone intraocular lenses*. J Cat Refr Surg 2003, 29, 1546-1550.
 17. Olson RJ, Crandall AS: *Silicone versus polymethylmethacrylate intraocular lenses with regard to capsular opacification*. Ophthalmic Surg Lasers 1998, 29, 55-58.
 18. Kim M-J, Lee H-Y, Choun-Ki J: *Posterior capsule opacification in eyes with a silicone or poly(methyl methacrylate) intraocular lens*. J Cat Refr Surg 1999, 25, 251-255.
 19. Timberlake G, Gemperli A, Larive C, Warren K, Mainster M: *Free radical production by Nd: YAG laser photodisruption*. Ophthalmic Surg Lasers 1997, 28, 582-589.
 20. Wejde G, Kugelberg M, Zetterström C: *Posterior capsule opacification: Comparison of 3 intraocular lenses of different materials and design*. J Cat Refr Surg 2003, 29, 1556-1559.
 21. Missier KAA, Nuijts RMMA, Tjia KF: *Posterior capsule opacification: Silicone plate-haptic versus AcrySof intraocular lenses*. J Cat Refr Surg 2003, 29, 1569-1574.

22. Werner L, Pandey SK, Apple DJ et al.: *Anterior capsule opacification. Correlation of pathologic findings with clinical sequelae.* Ophthalmology 2001, 108, 1675-1681.
23. Szaliński M, Oficjalska-Młyńczak J, Zając-Pytrus H: *Wpływ kształtu i materiału soczewki wewnątrzgałkowej na powstawanie przymglenia torebki tylnej.* Klin. Oczna 2005, 107(1-3), 156-158.
24. Mueller-Eidenboeck A, Amon M, Schauersberger J et al.: *Celular reaction on the anterior surface of 4 types of intraocular lenses.* J Cat Refr Surg 2001, 27, 734-740.
25. Wang MC, Woung LC: *Digital retroilluminated photography to analyze posterior capsule opacification in eyes with intraocular lenses.* J Cat Refr Surg 2000, 26, 56-61.
26. Ram J, Kaushik S, Brar GS, Gupta A: *Neodymium: YAG capsulotomy rates following phacoemulsification with implantation of PMMA, silicone, and acrylic intraocular lenses.* Ophthalmic Surgery and Lasers 2001, 32(5), 375-382.
27. Tetz MR, Nimsger C: *Posterior capsule opacification. Part 2: Clinical findings.* J Cat Refr Surg 1999, 25, 1662-1674.
28. Tetz MR, Auffarth GU, Nimsger C et al.: *Ausmaß von Vorderkapsel- und Hinterkapseltrübung bei verschiedenen Kunstlinsenmaterialien.* In: Duncker G, Ohrloff C, Wilhelm F, eds, 12. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen Implantation und Refractive Chirurgie, Berlin, Springer, 1999, 182-186.
29. Percival P: *New developments in intraocular lens design.* CE Optometry 2001, 4(2), 76-80.
30. Almallah OF: *Cataract surgical problems (consultation section).* J Cat Refr. Surg 1998, 24, 1555.
31. Apple DJ, Isaacs RT, Kent DG et al.: *Silicone oil adhesion to intraocular lenses an experimental study comparing various biomaterials.* J Cat Refr Surg 1997, 23, 536-544.
32. Verges C: *Bimanualna chirurgia zaćmy przy użyciu ultradźwięków w postaci mikropulsów.* Highlights of Ophthalmol, wydanie polskie 2005, Tom II, Nr 5, 2-5.

Praca wpłynęła do Redakcji 20.09.2009 r. (1162)
Zakwalifikowano do druku 10.07.2010 r.

Adres do korespondencji (Reprint requests to):
dr n. med. Agnieszka Łukaszewska-Smyk
ul. Kozala 6/23
85-812 Bydgoszcz



WROCŁAW, 18-20 listopada 2010

Katedra i Klinika Okulistyki Akademii Medycznej
we Wrocławiu

zaprasza na Międzynarodową Konferencję

Okulistyka – kontrowersje farmakoterapii i chirurgii”

która odbędzie się we Wrocławiu w dniach 18-20 listopada 2010 r.

Forma spotkania:

debaty i dyskusje panelowe dotyczące najbardziej kontrowersyjnych
problemów we współczesnej okulistyce.

W imieniu Organizatorów:

Kierownik Katedry i Kliniki Okulistyki AM we Wrocławiu
Marta Misiuk-Hojło

Więcej informacji na stronie internetowej konferencji:

www.okulistyka-kontrowersje.pl



Biuro Organizacyjne: InspireCongress Sp. z o.o.
ul. Nowowiejska 38,
50-315 Wrocław
tel.: +48 (71) 780 90 52,
faks: +48 (71) 780 90 54
e-mail: biuro@inspirecongress.pl