

Wieloogniskowe soczewki wewnątrzgałkowe

Multifocal intraocular lenses

Beata Żelichowska, Marek Rękas, Andrzej Stankiewicz

Z Kliniki Okulistycznej Wojskowego Instytutu Medycznego w Warszawie
Kierownik: prof. dr hab. n. med. Andrzej Stankiewicz

Summary: Multifocal intraocular lenses are the new option not only in cataract surgery, but either in refractive surgery. Use of multifocal lenses make patients less dependent on spectacle, than after implantation of monofocal intraocular lenses. In this article we present an actual review of multifocal intraocular lenses. Two main types of the implants: refractive and diffractive are described with their detailed characteristics. Special attention we paid on advantages and disadvantages as well as some limits to implantation of the multifocal implants.

Słowa kluczowe: wieloogniskowa soczewka wewnątrzgałkowa, dyfrakcyjna soczewka, refrakcyjna soczewka.

Key words: multifocal intraocular lens, diffractive lens, refractive lens.

Początki implantacji soczewek wewnątrzgałkowych (ang. intraocular lenses, IOL) sięgają lat 50. ubiegłego wieku. Jako pierwszy zabieg implantacji jednoogniskowej IOL przeprowadził w 1949 roku Harold Ridley. Wskazaniem była wówczas korekcja bezsoczewkowości pooperacyjnej (1). Od tego czasu zarówno dynamiczny rozwój technik mikrochirurgicznych, jak i wprowadzenie nowych materiałów oraz technologii biomedycznych spowodowały, że obecnie wskazania do implantacji IOL rozszerzyły się, zmieniając profil operowanych pacjentów. Standardowa chirurgia zaćmy z implantacją soczewek jednoogniskowych oprócz uznanych korzyści niesie ze sobą nieodwracalną utratę wieloogniskowości widzenia, uzależniając tym samym pacjenta od korekcji okularowej. Przez wiele lat efekt pseudoakomodacji z użyciem jednoogniskowych IOL uzyskiwano przez indukowanie krótkowzrocznego astygmatyzmu pooperacyjnego bądź jednostronnej krótkowzroczności, czyli monowizji (1). Podstawową wadą monowizji, ograniczającą zastosowanie tej metody była utrata widzenia stereoskopowego (2,3). Przełomowy okres w rozwoju chirurgii wewnątrzgałkowej w kierunku odtworzenia wieloogniskowości widzenia i uzyskania pseudoakomodacji nastąpił w połowie lat 80. ubiegłego stulecia. Zastosowano wówczas nowe technologie w konstrukcji IOL, oparte na dwóch podstawowych zjawiskach optycznych: refrakcji i dyfrakcji. Efektem tego rozwiązania było wprowadzenie nowego rodzaju soczewek wewnątrzgałkowych określanych jako wieloogniskowe (ang. multifocal intraocular lenses, MIOL). Implantacja MIOL stanowi nową możliwość w standardowej chirurgii zaćmy, umożliwiając wyrównanie indukowanej presbiopii, a tym samym znaczące zredukowanie lub wyeliminowanie zależności od okularów. Pierwsze MIOL zbudowane z PMMA, początkowo jako modele dwuogniskowe, zostały wszczepione w 1986 roku (4). Obecnie wskazania do implantacji MIOL nie obejmują wyłącznie klasycznej chirurgii zaćmy. Wraz z wprowadzeniem związalnych soczewek wewnątrzgałkowych, zmniejszających ryzyko astygmatyzmu pooperacyjnego, wskazania te rozszerzyły się o korekcję wad refrakcji. Jest to nowy kierunek rozwoju w chi-

urgii refrakcyjnej znany jako PRELEX (ang. Presbyopic Lens Exchange) lub lensektomia refrakcyjna, w którym podstawowym wskazaniem jest korekcja presbiopii, zwłaszcza skojarzonej z nadwzrocznością.

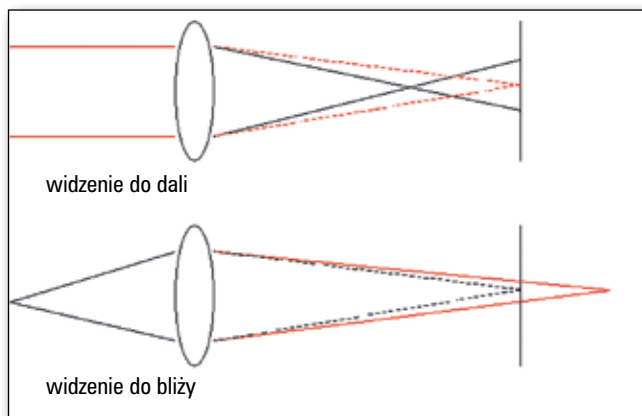
Fizyka optyczna MIOL

Podstawowy podział MIOL oparty jest na zastosowanej konstrukcji optycznej, wykorzystującej znane w fizyce optycznej zjawiska refrakcji i/ lub dyfrakcji światła.

Powszechnie znane zjawisko refrakcji optycznej, polegające na załamaniu światła przy przejściu przez dany ośrodek optyczny, zostało wykorzystane w refrakcyjnych MIOL przez zastosowanie zmiennych powierzchni optycznych o różnej mocy dioptrycznej. Natomiast zjawisko dyfrakcji światła, polegające na ugięciu promieni świetlnych przechodzących przez szczeliny o średnicy porównywalnej z długością fali świetlnej, wykorzystano przy tworzeniu modelu dyfrakcyjnego MIOL. Po przejściu promieni świetlnych przez siatkę dyfrakcyjną ulegają one ugięciu, a następnie interferencji, tworząc dodatkowe wtórne czoło fali, a tym samym nowy obraz. Wieloogniskowość w konstrukcji dyfrakcyjnych MIOL uzyskano dzięki zastosowaniu zmiennych pierścieni dyfrakcyjnych, zwężających się ku obwodowi soczewki dla uzyskania większego ugięcia światła zgodnie z zasadą, że kąt ugięcia wzrasta wraz ze zmniejszeniem średnicy szczeliny.

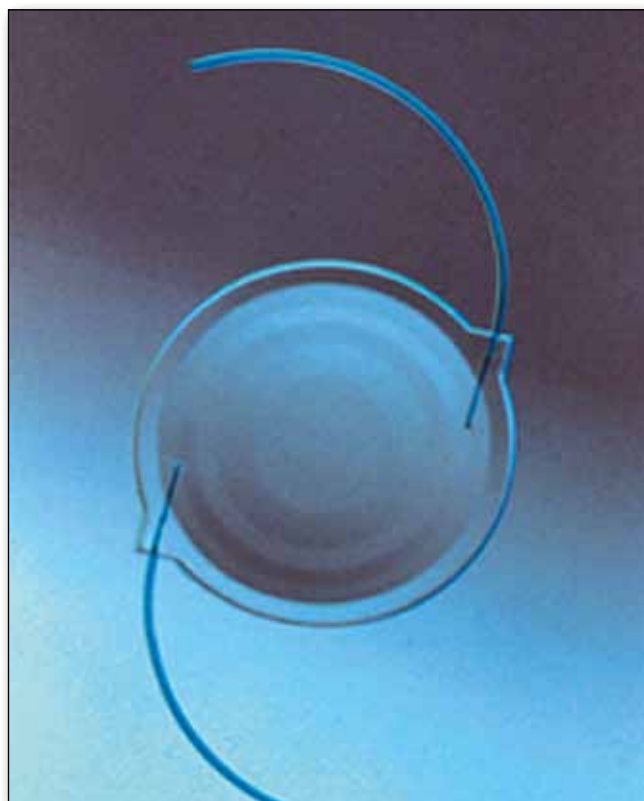
W przypadku zastosowania MIOL obserwowany obiekt niezależnie od odległości od soczewki jest ogniskowany przez poszczególne strefy optyczne w różnych ogniskach, przy czym jego obraz powstaje wskutek nałożenia się punktu ogniskowanego z obrazem niezogniskowanym postrzeganym jako rozmycie (3,5). Schemat widzenia dali i bliży z użyciem MIOL przedstawiono na rycinie 1.

Zdolność do jednoczesnego skupienia na siatkówce obrazów z różnych odległości określa się mianem widzenia symultanicznego. System wzrokowy wraz z ośrodkowym układem nerwowym mają umiejętność selekcji obrazu ogniskowanego na siatkówce z jedno-



Ryc. 1. Powstawanie obrazu w MIOL (na podstawie Bellucci R.: Multifocal intraocular lenses. *Curr. Opin. Ophthalmol.*, 2005, 16, 33-37).

Fig. 1. Image performance using MIOL (according to Bellucci R.: Multifocal intraocular lenses. *Curr. Opin. Ophthalmol.*, 2005, 16, 33-37).



Ryc. 2. Soczewka ARRAY (za zgodą Advanced Medical Optics).
Fig. 2. ARRAY lens (courtesy of the Advanced Medical Optics).

czesnym tłumieniem obrazów niezogniskowanych. Percepcja obrazu zogniskowanego na siatkówce umożliwia zachowanie ostrości konturów obrazu, natomiast nałożenie się obrazu niezogniskowanego powoduje ograniczenie kontrastu widzenia.

Refrakcyjne MIOL

Typowa dla soczewek jednoogniskowych optyka refrakcyjna stała się podstawą do skonstruowania nowego modelu refrakcyjnych MIOL. Wielogniskowość w konstrukcji soczewki uzyskano dzięki zastosowaniu koncentrycznych stref o naprzemien-



Ryc. 3. Soczewka ReSTOR (za zgodą firmy Alcon).
Fig. 3. ReSTOR lens (courtesy of the Alcon comp.).



Ryc. 4. Soczewka Tecnis (za zgodą Advanced Medical Optics).
Fig. 4. Tecnis lens (courtesy of the Advanced Medical Optics).

nej mocy do widzenia dali i bliskości. Pierwsze modele refrakcyjnych MIOL były dwu- lub trzystrefowe. Były to soczewki dwuogniskowe, które w zależności od mocy centralnie położonej strefy miały dominację do widzenia dali, np. trzystrefowa soczewka True Vista, lub dominację do bliskości, np. dwustrefowa soczewka NuVue, jak również czterostrefowa soczewka MF4. Pierwsze modele soczewek refrakcyjnych zbudowane z PMMA (polimetylometakrylat) nie zyskały dużej popularności głównie z powodu podwyższonego ryzyka indukcji pooperacyjnego astygmatyzmu oraz nadmiernej wrażliwości na decentrację wszczepu. Powikłania te istotnie wpływały na pogorszenie jakości widzenia w cza-

się obserwacji po zabiegu (4). Innym efektem ubocznym były zjawiska fotooptyczne typu glare i halo, wynikające z rozproszenia światła na granicy przejścia pomiędzy strefami, szczególnie nasilone w warunkach mezopowych przy szerokiej źrenicy (6).

Pełna wieloogniskowość widzenia, umożliwiająca postrzeganie obrazów w pełnym zakresie odległości, została osiągnięta w kolejnych modelach soczewek określanych mianem strefowo-progresywnych. Należą do nich soczewki ARRAY (AMO, Advanced Medical Optics) lub Domilens Progress (Bausch & Lomb).

ARRAY

Wśród soczewek refrakcyjnych najbardziej rozpowszechnionym modelem była do niedawna soczewka ARRAY (AMO) (ryc. 2). Jako pierwsza spośród MIOL została zaakceptowana w 1997 roku przez Amerykański Urząd ds. Żywności i Leków (ang. Food and Drug Administration, FDA). Jest to trzyczęściowa, dwuwypukła soczewka ze zwijalną częścią optyczną zbudowaną z silikonu oraz haptką z PMMA. Część optyczna soczewki zbudowana jest z pięciu koncentrycznych, asferycznych stref optycznych ułożonych na przedniej powierzchni jako naprzemienne pierścienie o zmiennej mocy optycznej. Centralnie ułożona 1. strefa o średnicy 2,1 mm jest przystosowana do widzenia dali, kolejna, 2. strefa, położona w odległości od 2,1 do 3,4 mm od centrum, jest przeznaczona do widzenia bliży. Dalej ku obwodowi soczewki leżą kolejne pierścienie z dominacją do dali (strefa 3. i 5.) oraz bliży (strefa 4.). Pierścienie strefy 2. i 4. mają dodaną moc do bliży na poziomie 3,5 D, co odpowiada efektywnej mocy 2,8 D w płaszczyźnie okularowej. Widzenie pośrednie zapewnia asferyczne, łagodne przejście pomiędzy poszczególnymi strefami. Soczewka ARRAY jest zaprojektowana tak, by wykorzystać 100% dostępnego światła bez wtórnego rozproszenia, przy czym dystrybucja światła jest zależna od średnicy źrenicy. Przy typowej średnicy źrenicy (4 mm) około 50% dostępnego światła jest przeznaczone do widzenia dali, 37% do postrzegania bliży oraz 13% do widzenia pośredniego. Taki rozkład światła sprawia, że soczewka ARRAY jest traktowana jako MIOL z dominacją dali. Podkreśla to również fakt ograniczonego widzenia do bliży przy wąskiej źrenicy (3,7,8).

Subiektywna i obiektywna jakość widzenia po implantacji MIOL ARRAY jest przedmiotem oceny licznych doniesień klinicznych, zwłaszcza w odniesieniu do soczewek monofokalnych. W jednym z ostatnich doniesień w prospektywnym randomizowanym badaniu analizowano skuteczność i bezpieczeństwo implantacji soczewek ARRAY w porównaniu ze standardową soczewką monofokalną (10). Po implantacji MIOL uzyskano znacznie lepszą ostrość widzenia do dali i bliży niż po implantacji soczewki monofokalnej, natomiast obserwowano redukcję czułości kontrastu dla prawie wszystkich zakresów częstotliwości w obu grupach z różnicą statystycznie nieznamiennej (10,11). Stwierdzona zwiększona częstość zjawisk fotooptycznych po wszczepieniu soczewek typu ARRAY nie wpływała na pogorszenie subiektywnej oceny jakości widzenia po zabiegu w odniesieniu do soczewek monofokalnych (10). Większość pacjentów uczy się po zabiegu ignorować niepożądane zjawiska świetlne, uzyskując szybszą poprawę tych subiektywnych objawów zwłaszcza po obustronnej implantacji MIOL (9). Ponadto po implantacji refrakcyjnych MIOL uzyskiwano znacznie lepszą nieskorygowaną ostrość widzenia pośredniego i do bliży, niezależność

od korekcji okularowej (81% pacjentów) oraz poprawę widzenia przestrzennego w odniesieniu do grupy z soczewką monofokalną (1,12).

ReZoom

Soczewka ReZoom stanowi nową generację soczewek refrakcyjnych, zbudowanych z wykorzystaniem technologii określanej mianem „Balanced View Optics” ze zmienioną proporcją stref optycznych w stosunku do soczewki ARRAY. Soczewka ta w przeciwieństwie do MIOL typu ARRAY jest zbudowana na bazie hydrofobowej akrylowej trzyczęściowej soczewki wewnątrzgałkowej. Podobnie jak w soczewce ARRAY konstrukcja części optycznej soczewki ReZoom oparta jest na pięciu koncentrycznych asferycznych strefach o naprzemiennej mocy. W modelu ReZoom zwiększono o 80% strefę 3. przeznaczoną do dali oraz o 5% strefę 2. do bliży, przy zredukowaniu o 55% strefy 4. do bliży. Ponadto ReZoom ma dodaną moc 3,5 D, co odpowiada addycji na poziomie 2,57 D w płaszczyźnie okularowej. Wprowadzona modyfikacja poprawia widzenie do dali i częściowo widzenie pośrednie oraz zmniejsza efekty fotooptyczne przy różnych warunkach oświetleniowych. Obecnie brak randomizowanych badań klinicznych, których celem byłaby ocena soczewek ReZoom. Dostępne doniesienia mają charakter opinii ekspertów lub badań niezbędnych do rejestracji przez FDA. W badaniach FDA osiągnięto około 80% niezależności od okularów w zakresie widzenia do dali, bliży, jak również widzenia pośredniego. Zwraca uwagę fakt istotnej poprawy widzenia pośredniego niezbędnego np. do pracy przy komputerze lub podczas prowadzenia pojazdu, przy czym poprawa jest uzyskiwana stopniowo, w czasie obserwacji po zabiegu (13,14).

Dyfrakcyjne MIOL

Zasadniczo odmienna jest konstrukcja soczewek dyfrakcyjnych, oparta na prowadzonych w 1801 roku doświadczeniach Thomasa Younga, który opisał zjawisko interferencji dwóch fal świetlnych, utworzonych przez dyfrakcję spójnego źródła światła padającego na układ 2 szczelin. Prototypem dyfrakcyjnych MIOL jest soczewka Fresnela, zwana soczewką schodkową lub pierścieniową. Została ona skonstruowana w roku 1822, a do tej pory była wykorzystywana jedynie w reflektorach i latarniach morskich. Soczewka ta ma kształt płaskiej przezroczystej płytki z pierścieniowymi obszarami, przy czym co drugi obszar jest zagłębiony tak, by uzyskiwać różnicę dróg optycznych równą połowie długości fali światła, co prawie zupełnie likwiduje zjawisko aberracji sferycznej.

Pierwsze modele dyfrakcyjnych MIOL, znane jako soczewki 3M 815LE/825X, powstały w 1987 roku. W kolejnych latach wprowadzono soczewkę CeeOn 811E/808X. Wszystkie te soczewki były zbudowane z PMMA i miały dwa ogniska optyczne. Część optyczna składała się z przedniej sferycznej powierzchni refrakcyjnej oraz tylnej dyfrakcyjnej, zbudowanej z 20-30 pierścieni o schodkowej strukturze. Taką konstrukcję z zastosowaniem pełnej optyki dyfrakcyjnej na tylnej powierzchni soczewki wyróżnia równomierny rozkład promieni świetlnych pomiędzy ogniskami dalekimi i bliskimi niezależnie od średnicy źrenicy. Fakt ten powoduje mniejszą wrażliwość na decentrację. W przybliżeniu 41% padającego światła jest ogniskowane do dali oraz 41% do bliży, natomiast pozostałe 18% jest tracone na interfe-

rencję wyższego rzędu, ponieważ ulega rozproszeniu, i w efekcie nie jest ogniskowane na siatkówce. Zmniejszony przez dyfrakcyjne dwuogniskowe IOL procent transmitowanego światła powoduje zmniejszenie czułości kontrastu w porównaniu z soczewkami refrakcyjnymi (15). Z kolei znaczny udział promieni świetlnych przeznaczonych do bliży, zwłaszcza przy szerokiej źrenicy, powoduje nasilenie zjawisk typu halo i glare.

Chociaż wieloletnie badania, podejmowane w celu dokonania oceny skuteczności implantacji soczewek typu 3M, wykazały dobre wyniki ostrości widzenia do dali i bliży oraz niezależność od okularów po obuocznej implantacji MIOL do 68% pacjentów, soczewka 3M nigdy nie została ostatecznie zatwierdzona przez FDA (16). W porównaniu z soczewkami monofokalnymi oraz refrakcyjnymi MIOL typu ARRAY soczewka 3M charakteryzuje się niższą czułością kontrastu i większą częstością zjawisk fotooptycznych glare (15). Porównując z kolei soczewkę CeeOn 811E z soczewką ARRAY, nie wykazano znamienych różnic w czułości kontrastu i częstości zjawisk glare (17).

Kolejnym krokiem w rozwoju dyfrakcyjnych MIOL było wprowadzenie nowych zaawansowanych technologii: apodyzacji oraz asferyczności, które miały na celu zmniejszenie niepożądanych efektów fotooptycznych oraz poprawę czułości kontrastu. Apodyzacja polega na stopniowym zmniejszaniu wysokości poszczególnych stref dyfrakcyjnych ku obwodowi soczewki, co pozwala skorygować stopień ugięcia światła i usunąć widoczne wcześniej pierścienie dyfrakcyjne z obrazu tworzonego przez układ optyczny. Z kolei zastosowanie asferycznej konstrukcji z ujemną aberracją umożliwia zniesienie dodatknych aberracji rogówki, zmniejszając rozproszenie światła docierającego do siatkówki, a tym samym poprawia czułość kontrastu.

ReSTOR

Pierwszą i dotychczas jedyną apodyzowaną dyfrakcyjną MIOL jest soczewka ReSTOR firmy Alcon (ryc. 3). Soczewka

ta została zatwierdzona przez FDA w marcu 2005 roku. Jest to MIOL jednoczęściowa, zbudowana z hydrofobowego akrylu. Przednia powierzchnia soczewki składa się z centralnej części dyfrakcyjnej o średnicy 3,6 mm oraz obwodowo położonego pierścienia refrakcyjnego szerokości 2,4 mm. Część dyfrakcyjna ma addycję do bliży na poziomie 4,0 D, co odpowiada efektywnej mocy +3,2 D w płaszczyźnie okularowej. Apodyzowana strefa dyfrakcyjna jest złożona z 12 koncentrycznych pierścieni, przy czym ich wysokość i szerokość zmniejsza się stopniowo od 1,3 μm w centrum do 0,2 μm ku obwodowi soczewki. Położone bliżej części centralnej stopnie umożliwiają równomierny rozkład światła do bliży i dali, podczas gdy stopnie obwodowe zwiększają dystrybucję światła do dali. Taka konstrukcja zakłada niezależność od szerokości źrenicy. Ponadto zastosowanie apodyzacji oraz obwodowej strefy refrakcyjnej zapewnia zredukowanie częstości zjawisk świetlnych halo i glare, typowych dla pełnej optyki dyfrakcyjnej.

Według najnowszych europejskich, wielośrodkowych badań klinicznych po wszczępieniu MIOL typu ReSTOR niezależność od korekcji okularowej do widzenia bliży i dali osiąga odpowiednio 84,6% oraz 88% pacjentów (18). W porównaniu z tradycyjną monofokalną IOL soczewka ReSTOR ma porównywalną ostrość widzenia do dali oraz podobne widzenie pośrednie z odległości 60 i 70 cm. Natomiast oceniając widzenie do bliży, jak również widzenie pośrednie z odległości 50 cm, uzyskano znamienne lepsze wyniki w grupie ReSTOR (19). Częstość aberracji w porównaniu z tradycyjnymi IOL zostaje w istotnej części zredukowana, jednakże nie wykazano związku z wynikami czułości kontrastu (19,20). Z kolei występowanie zjawisk fotooptycznych stwierdza się u średnio 50% pacjentów z soczewką ReSTOR, w tym ocenianych jako poważne u maksymalnie 8,5% pacjentów (18,19). Pomimo obserwowanych zjawisk świetlnych poziom satysfakcji pacjentów jest wysoki, a zjawiska są klinicznie w pełni akceptowane (2,18,19).

	ARRAY AMO	ReZoom AMO	ReSTOR Alcon model SA60D3	Tecnis MF ZM900 AMO
rodzaj MIOL	refrakcyjna	refrakcyjna	dyfrakcyjna, apodyzowana	dyfrakcyjna
typ IOL	3-częściowa	3-częściowa	1-częściowa	3-częściowa
materiał optyki	silikon	hydrofobowy akryl	hydrofobowy akryl	silikon
materiał haptyki	PMMA	PMMA	hydrofobowy akryl	PVDF
średnica optyki	6 mm	6 mm	6 mm	6 mm
średnica strefy multifokalnej	4,7 mm	4,7 mm	3,6 mm	6 mm
addycja mocy	+3,5 D	+3,5 D	+4,0 D	+4,0 D

Tab. I. Charakterystyka wybranych refrakcyjnych i dyfrakcyjnych MIOL.

Tab. I. Characteristics of selected refractive and diffractive MIOL.

Tecnis MF

Niedawno wprowadzony nowy model dyfrakcyjnych MIOL typu Tecnis MF ZM900 (AMO) stanowi kombinację pełnej optyki dyfrakcyjnej na tylnej powierzchni z przednią asferyczną konstrukcją optyczną powstałą z wykorzystaniem technologii Wavefront (ryc. 4). Technologia Wavefront została pierwotnie wykorzystana w projekcie asferycznej soczewki wewnątrzgałkowej Tecnis. Ma ona ujemną aberrację sferyczną, co zapewnia redukcję dodatniej aberracji rogówki. Takie połączenie poprawia czułość kontrastu w porównaniu z tradycyjną sferyczną IOL (21). Jest to soczewka trzyczęściowa z optyką zbudowaną z silikonu i częścią haptyczną z PVDF (polywinylofluoride). Zapewnia równomierną dystrybucję światła do dali i bliży (50/50), podobnie jak modele MIOL z pełną optyką dyfrakcyjną. Dotychczas soczewka ta nie została zarejestrowana przez FDA i brak jest wielośrodkowych badań klinicznych, których celem byłaby ocena tego modelu MIOL. Na podstawie wstępnych doniesień uważa się, że największe korzyści z implantacji MIOL typu Tecnis mogą odnieść pacjenci z presbiopią skojarzoną z normo- lub nadwzrocznością (22).

Zestawienie charakterystyki poszczególnych MIOL przedstawiono w tabeli I.

Zasady kwalifikacji pacjenta do implantacji MIOL – wskazania i przeciwwskazania

Kluczowe znaczenie dla osiągnięcia pełnej satysfakcji pacjentów po zabiegu operacyjnym mają nie tylko przebieg śród- i pooperacyjny, lecz również odpowiednia kalkulacja MIOL i właściwa selekcja pacjentów. Dobór pacjentów do implantacji MIOL należy rozważyć w trzech podstawowych aspektach: wskazań medycznych, psychologicznych i zawodowych. Najważniejsze medyczne kryterium kwalifikacji stanowi rozpoznanie zaćmy i/ lub presbiopii. Preferowany jest pacjent wymagający implantacji obuoczonej z uwagi na uzyskiwany szybszy proces neuroadaptacji. Nie mniej ważne, zwłaszcza z punktu widzenia pacjenta, są aspekty psychologiczne. Po pierwsze należy określić motywację pacjenta oraz chęć pozbycia się korekcji okularowej. Jednocześnie trzeba rozważyć oczekiwania pacjenta i dostosować je do możliwości poszczególnych typów MIOL. Należy dowiedzieć się, czy pacjent jest gotów zaakceptować proces neuroadaptacji do nowego systemu widzenia oraz występowanie przejściowych zjawisk świetlnych, nasilonych zwłaszcza we wczesnym okresie pooperacyjnym. Najlepszymi kandydatami do implantacji MIOL są pacjenci nadwzroczni ze względu na największy stopień uzależnienia od korekcji okularowej. Ponadto dobór pacjentów powinien być przeprowadzony z uwzględnieniem rodzaju ich aktywności zawodowej. Potencjalnym kandydatem jest najczęściej pracownik umysłowy, zwłaszcza spędzający dużo czasu przy komputerze, czy też osoba prowadząca aktywny tryb życia.

Medyczne kryteria dyskwalifikujące z zabiegu implantacji MIOL obejmują patologie narządu wzroku uniemożliwiające osiągnięcie ostatecznej pełnej ostrości wzroku, w tym w szczególności:

- nieregularny astygmatyzm, stożek rogówki, dekompensacja rogówki, ciężki zespół suchego oka,
- ekscentryczna, nieruchoma źrenica, wymiar źrenicy poniżej 2,5 mm (dotyczy soczewek refrakcyjnych),

- retinopatia cukrzycowa, zwyrodnienie plamki, wysokie ryzyko odwarstwienia siatkówki,
- jaskra ze zmianami w polu widzenia,
- astygmatyzm rogówkowy pooperacyjny powyżej 1 D,
- spodziewana niestabilna fiksacja MIOL (np. w przebiegu zaćmy dojrzałej, zespołu PEX),
- przebyty zabieg laserowy i/ lub chirurgiczny oka,
- jednoogniskowa soczewka wewnątrzgałkowa w jednym oku oraz wymagana moc MIOL poza dostępnym zakresem.

Implantacja MIOL nie jest wskazana u pacjentów akceptujących okulary, mających zbyt wysokie oczekiwania co do poprawy widzenia lub wymagających zbyt precyzyjnego widzenia do bliży z racji wykonywanego zawodu (np. architekt, zegarmistrz itp.). Ponadto należy ostrożnie rozważyć implantację u osób wymagających dobrego widzenia nocą (np. kierowca zawodowy).

Śródoperacyjne kryteria wykluczające obejmują przerwanie torebki tylnej z wpływem ciała szklistego lub bez wpływu oraz uraz tęczówki, zniekształcający źrenicę.

Podsumowanie

Zastosowanie MIOL stanowi obiecujące rozwiązanie dla pacjentów poddawanych tradycyjnej chirurgii zaćmy bądź pacjentów z presbiopią. Zapewnia osiągnięcie dobrej ostrości widzenia niezależnie od odległości i tym samym mniejszą zależność od okularów. Obserwowane zjawiska fotooptyczne są akceptowane przez pacjentów i nie wpływają na osiągnięty wysoki poziom subiektywnej satysfakcji po wszczęciu MIOL. Jednakże niezbędna jest właściwa kwalifikacja pacjentów do zabiegu z uwzględnieniem specyfiki poszczególnych MIOL.

PIŚMIENNICTWO:

1. Jacobi P.C., Dietlein T.S., Luke C., Jacobi F.K.: *Multifocal Intraocular Lens Implantation in Presbyopic Patients with Unilateral Cataract*. *Ophthalmology*, 2002, Apr., 109(4), 680-686.
2. Olson R.J., Werner L., Mamalis N., Cionni R.: *New intraocular lens technology*. *American Journal of Ophthalmology*, 2005, Oct., 140(4), 709-716.
3. Montés-Micó R., Espana E., Bueno I., Charman W.N., Menezes J.L.: *Visual performance with multifocal intraocular lenses: mesopic contrast sensitivity and near conditions*. *Ophthalmology*, 2004, Jan., 111(1), 85-96.
4. Auffarth G.U., Dick H.B.: *Multifokale intraokularlinsen*. *Ophthalmologie*, 2001, 98, 127-137.
5. Bellucci R.: *Multifocal intraocular lenses*. *Curr. Opin. Ophthalmol.*, 2005, 16, 33-37.
6. Dick H.B., Gross S., Tehrani M. et al.: *Refractive lens exchange with an Array multifocal intraocular lens*. *Journal of Refractive Surgery*, 2002, 18, 509-518.
7. Wang J.C., Tan A.W.T., Monatosh R., Chew P.T.K.: *Experience with ARRAY multifocal lenses in a Singapore population*. *Singapore Med. J.*, 2005, 46(11), 616-620.
8. Lee E.S., Lee S.Y., Jeong S.Y., Moon Y.S., Chin H.S., Cho S.J., Oh J.H.: *Effect of postoperative refractive error on visual acuity and patient satisfaction after implantation of the Array multifocal intraocular lens*. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 2005, 31, 1960-1965.

9. Hoffman R.S., Fine I.H., Packer M.: *Refractive lens exchange with a multifocal intraocular lens*. Curr. Opin. Ophthalmol., 2003, 14, 24-30.
10. Sen H.N., Sarikkola A.U., Uusitalo R.J., Laatikainen L.: *Quality of vision after AMO Array multifocal intraocular lens implantation*. J. Cataract. Refract. Surg., 2004, 30, 2483-2493.
11. Montés-Micó R., Alió J.L.: *Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation*. J. Cataract. Refract. Surg., 2003, 29, 703-711.
12. Leyland M., Zinicola E.: *Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery*. Ophthalmology, 2003, 110, 1789-1798.
13. Wallace III R.B.: *Reviewing design improvements with the ReZoom IOL*. Cataract & Refractive Surgery Today, 2005, Oct., Supplement 6-7.
14. Lindstrom R.L.: *Refractive IOLs: Mix and Match*. Cataract & Refractive Surgery Today, 2005, Oct., Supplement 4-5.
15. Pieh S., Weghaupt H., Skorpik C.: *Contrast sensitivity and glare disability with diffractive and refractive multifocal intraocular lenses*. J. Cataract. Refract. Surg., 1998, 26, 659-662.
16. Slagsvold J.E.: *3M diffractive multifocal intraocular lens: eight year follow-up*. J. Cataract. Refract. Surg., 2000, 26, 402-407.
17. Walkow T., Liekfeld A., Anders N. et al.: *A prospective evaluation of a diffractive versus refractive designed multifocal intraocular lens*. Ophthalmology, 1997, 104, 1380-1386.
18. Kohnen T., Allen D., Dublineau P. et al.: *European multicenter study of the AcrySof ReSTOR apodized diffractive intraocular lens*. Ophthalmology, 2006, Feb., 13.
19. Souza C.E., Muccioli C., Soriano E. et al.: *Visual Performance of AcrySof ReSTOR apodized diffractive IOL: a prospective comparative trial*. Am. J. Ophthalmol., 2006. Artykuł w druku.
20. Rocha K.M., Chalita M.R., Souza C.E., Soriano E.S., Freitas L.L., Muccioli C., Belfort R. Jr.: *Postoperative wavefront analysis and contrast sensitivity of a multifocal apodized diffractive IOL (ReSTOR) and three monofocal IOLs*. J. Refract. Surg., 2005, 21, 808-812.
21. Packer M., Fine I.H., Hoffman R.S., Piers P.A.: *Improved functional vision with a modified prolate intraocular lens*. J. Cataract. Refract. Surg., 2004, 30, 986-992.
22. Tetz M.R.: *The Tecnis Multifocal IOL*. Cataract & Refractive Surgery Today, 2005, June, 76-77.

Praca wpłynęła do Redakcji 10.02.2006 r.
Zakwalifikowano do druku 26.04.2006 r.

Adres do korespondencji (Reprint requests to):
lek. med. Beata Żelichowska
ul. Kardynała Kakowskiego 8/1
04-042 Warszawa

**W dniach 20–23 czerwca 2007 roku w Bydgoszczy
odbędzie się
XLII Kongres Polskiego Towarzystwa Okulistycznego**

Temat główny:
Techniki operacyjne w chirurgii przedniego odcinka gałki ocznej
Nowoczesne metody obrazowania w okulistyce
Tematy wolne

Uczestnictwo, zakwaterowanie, wystąpienia naukowe należy zgłaszać wyłącznie drogą internetową
e-mail: kikchoczu@cm.umk.pl
www.zjazdpto2007.pl

**Obrady będą się odbywać w budynku Opery Nova i w Centrum Kongresowym,
które tworzą jeden kompleks.**

Serdecznie zapraszam
prof. dr hab. n. med. Józef Kałużny