

Soczewki wewnątrzgałkowe – przegląd parametrów fizycznych

Kordian Chamerski

Instytut Fizyki, Wydział Matematyczno-Przyrodniczy, Akademia im. Jana Długosza,
Al. Armii Krajowej 13/15, 42-200 Częstochowa

kordian.chamerski@wp.pl

Streszczenie

W pracy przybliżone zostało zagadnienie soczewek wewnątrzgałkowych oraz ich zastosowanie, jako implanty przy zabiegach usunięcia zaćmy. Wskazano na promieniowanie UV, jako czynnik wywołujący zaćmę oraz dokonano charakterystyki tego czynnika. W dalszej części porównane zostało kilka modeli soczewek wewnątrzgałkowych różnych producentów. Porównania dokonano pod względem podstawowych własności geometrycznych zastosowanych układów optycznych oraz pod względem wykorzystanych materiałów. W podsumowaniu wskazano na zasadność rozpoczęcia badań materiałowych, mających na celu wykazanie różnic w budowie powierzchni materiałów hydrofobowych oraz hydrofilnych, a także wykazanie zmian strukturalnych materiału ze względu na działanie czynników zewnętrznych i wpływ tych zmian na własności optyczne materiału.

Wprowadzenie

Oko, będące jednym z elementów narządu wzroku, jest bardzo złożonym organem, umożliwiającym odbieranie bodźców zewnętrznych w postaci fal elektromagnetycznych. Gałka oczna wraz z nerwem wzrokowym, stanowią część narządu wzroku odpowiedzialną za skupianie światła i przetwarzanie go na sygnał możliwy do odbioru przez ośrodkowy układ nerwowy [1, 2]. Sama gałka stanowi także pewną ochronę przed szkodliwymi czynnikami zewnętrznymi, takimi jak promieniowanie ultrafioletowe [3]. Czynnikiem ten może powodować uszkodzenia narządu wzroku, a zwłaszcza soczewki, która skupia światło na receptorach znajdujących się na siatkówce w tylnej części oka. Zmętnienie soczewki w wyniku przemian wywołanych ultrafioletem skutkuje brakiem przezroczystości soczewki, przez co promienie nie mogą zostać skupione na siatkówce, a w efekcie nie może powstać obraz. W celu wyeliminowania takiej przypadłości stosuje się zabieg usunięcia zmętniałej soczewki. Brak naturalnej soczewki, oprócz niezdolności oka do skupiania światła na siatkówce, skutkuje rów-

niez zbyt dużą transmisją światła niebieskiego i UV w kierunku plamki żółtej, co może powodować powstanie w jej obrębie patologicznych zmian w budowie tkanek [4].

Aby możliwe było przywrócenie wzroku dla oka bez naturalnej soczewki, stosuje się zabieg wszczepienia sztucznego implantu przypominającego usuniętą strukturę. Naprzeciw zapotrzebowaniom w tym zakresie chirurgii okulistycznej wychodzi dział inżynierii materiałowej zajmujący się biomateriałami. Materiały takie muszą wykazywać biokompatybilność ze strukturami tkanek otaczającymi implant. W literaturze można spotkać podział biokompatybilności na biokompatybilność naczyniówkową (tęczówkową) oraz torebkową [5, 6]. W pierwszym przypadku ocenia się stopień reakcji tkanek na wprowadzenie ciała obcego, jakim jest implant. Do powstania stanu zapalnego dochodzi w przednich strukturach oka, gdzie podczas zabiegu wszczepienia sztucznej soczewki ma miejsce załamanie bariery krew-płyn komory soczewki, co powoduje wniknięcie do torebki soczewki przeciwciał inicjujących reakcję zapalną. Drugi rodzaj biokompatybilności wiąże się z możliwością namnażania się na powierzchni implantu komórek torebki soczewkowej, co prowadzi do zmętnienia tylnej powierzchni implantu oraz obkurczenia się torebki w jej przedniej części. Wyżej wymienione procesy skutkują pojawieniem się wtórnej zaćmy i pogorszeniem widzenia.

Aby uzyskać jak najmniejszy stopień występowania reakcji zapalnych i wtórnej zaćmy największy nacisk kładzie się na produkcję materiałów wysoce biokompatybilnych. Początki zastosowania soczewek wewnątrzgałkowych sięgają końca lat 40-tych XX wieku, kiedy to w Wielkiej Brytanii sir Harold Ridley wszczepił pierwszą soczewkę z materiału na bazie polimetakrylanu metylu. Ridley wybrał PMMA dzięki zaobserwowaniu braku reakcji zapalnych w oku na ten materiał [6-8], który przez długi okres potem był jedynym materiałem stosowanym do produkcji soczewek wewnątrzgałkowych. Rozwój nauki o biomateriałach dostarczył w końcu nowych rozwiązań, w większym stopniu spełniających wymagania kliniczne co do materiału, z jakiego zbudowana jest soczewka. Wprowadzenie miękkich, elastycznych materiałów pozwoliło zmniejszyć ingerencję skalpela chirurgicznego w struktury zewnętrzne oka, a zastosowanie materiałów mających większe powinowactwo do tkanek torebki soczewki spowodowało wzrost biokompatybilności implantów [5, 6]. W chwili obecnej wpływ rodzaju materiału na reakcję tkanek wewnętrznych oka wydaje się być już poznany i trwają badania nad udoskonaleniem parametrów optycznych uzyskiwanych implantów.

Wpływ promieniowania ultrafioletowego na narząd wzroku

Promieniowanie ultrafioletowe (*ang. UltraViolet Radiation – UVR*), będące składnikiem widma promieniowania słonecznego, jest niewątpliwie jednym z czynników wpływających na zdrowie człowieka. Wśród skutków nadmiernej ekspozycji na promienie UV można rozróżnić między innymi oparzenia słoneczne, nowotwory skóry czy immunosupresję [9, 10]. Szkodliwość promieniowania nadfio-

letowego została także wykazana przy tworzeniu się uszkodzeń narządu wzroku, takich jak zaćma czy ślepotą śnieżną (*keratitis*), w badaniach przeprowadzonych na zwierzętach [11, 12].

W całkowitym spektrum fal elektromagnetycznych, UV zawiera się pomiędzy promieniowaniem widzialnym a promieniowaniem X w zakresie 10-400 nm. W tak szerokim zakresie można wyróżnić kilka podzakresów UV: skrajny UV (10-120 nm), daleki UV (120-200), pośredni UV (200-300 nm) i bliski UV (300-400 nm). Powyższy podział odnosi się do zastosowań spektroskopowych. Podział ze względu na skutki biologiczne, jakie wywołuje ultrafiolet zawiera zakresy: UV-C (100-280 nm), UV-B (280-315 nm), UV-A (315-400 nm) [13-15]. Należy dodać, że im krótsza długość fali promieniowania ultrafioletowego tym bardziej szkodliwe staje się ono dla organizmów żywych. W całkowitym widmie promieniowania słonecznego, jakie dociera do atmosfery ziemskiej, UV stanowi jedynie 9% całkowitego promieniowania [16]. Ze względu na absorpcję wysokoenergetycznego UV przez tlen oraz ozon zawarte w atmosferze [10], do powierzchni ziemi dociera jedynie 5% pierwotnego promieniowania ultrafioletowego [15]. W promieniowaniu nadfioletowym docierającym do powierzchni ziemi można wyróżnić jedynie UV-A oraz UV-B, charakteryzujące się długościami fal z zakresu 310-400 nm [10]. Z tego wynika, że tylko część UV-B oraz całe promieniowanie UV-A przechodzi przez atmosferę. Faktyczna ilość promieniowania nadfioletowego docierająca do powierzchni ziemi zależy od szeregu innych czynników, wśród których można wyróżnić wysokość nad poziomem morza, szerokość geograficzną, porę dnia, porę roku, które mają związek z intensywnością promieniowania, a także zachmurzenie oraz zanieczyszczenia powietrza, które mają zdolność pochłaniania ultrafioletu [9, 15]. Powyższe czynniki mają również wpływ na procentową zawartość poszczególnych rodzajów promieniowania UV docierającego do ziemi. Dla przykładu można podać, że dla letniego, słonecznego dnia na szerokości geograficznej 40° N zawartość ta wynosi 97% UV-A i 3% UV-B [11], z kolei na szerokości 52° N dla tych samych warunków odpowiednio 96.5% oraz 3.5% [3]. Zależność ilości promieniowania ultrafioletowego sięgającego powierzchni ziemi od szerokości geograficznej oraz wysokości nad poziomem morza znajduje także odzwierciedlenie w dawkach absorbowanych przez skórę człowieka. W tabeli 1 przedstawione zostały dawki roczne otrzymane na skórę przez osoby przebywające większość dnia na zewnątrz budynków, zamieszkujące różne obszary kuli ziemskiej.

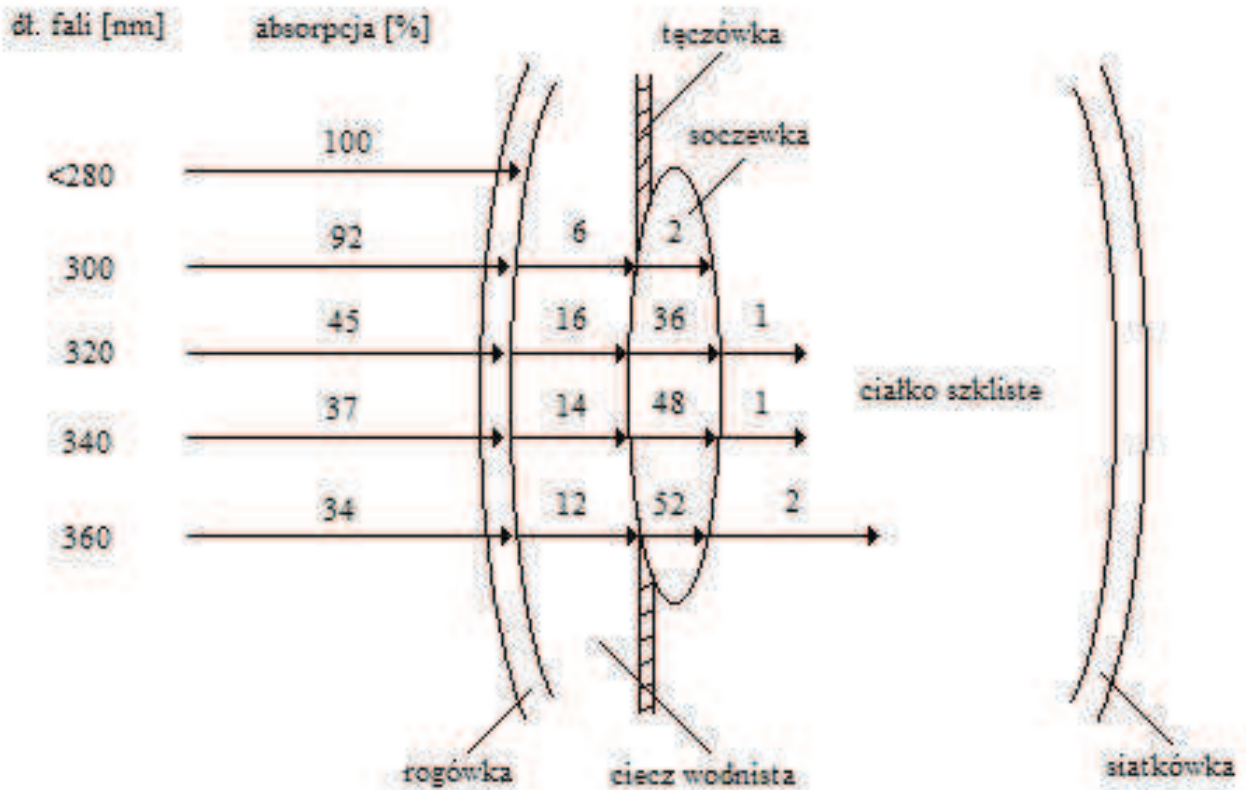
To właśnie promieniowania UV-A oraz UV-B mają wpływ na występowanie skutków biologicznych w organizmach żywych, jednak sposób w jaki oba rodzaje promieniowania oddziałują z materią organiczną jest odmienny, ponieważ UV-A oddziałuje pośrednio na nici DNA, przez produkcję wolnych rodników i form reaktywnych, natomiast UV-B może bezpośrednio prowadzić do zniszczenia nici w zakresie długości fal 300-310 nm [16]. Również oddziaływanie na poziomie komórkowym prowadzi do powstania odmiennych mechanizmów naprawczych w komórkach [15].

Tabela 1. Dawka roczna promieniowania UV przypadająca na skórę, dla osób przebywających większość dnia na zewnątrz budynków. Wartości przybliżone [9].

Państwo	Miasto	Szerokość geogr.	Wysokość n.p.m. [km]	Dawka roczna [J/m ²]
USA	Tallahassee	30.4° N	< 0.1	60500
	El Paso	31.8° N	1.194	75500
	Mauna Loa	19.5° N	3.38	140000
Polska	Belsk Duży	51.8° N	< 0.1	30400
Szwajcaria	Davos	46.8° N	1.58	48700
Australia	Melbourne	37.8° S	0.114	87300
	Darwin	12.4° S	0	167500

Przy ustalaniu dawki pochłoniętej przez skórę należy wziąć pod uwagę fakt, że dawki te będą się różniły dla osób przebywających większość dnia na zewnątrz budynku oraz dla osób przebywających większość dnia wewnątrz budynków. Szacuje się, że dla pierwszej grupy osób dawka skórna wynosi 10% całkowitej dawki absorbowanej na powierzchni ziemi, natomiast dla drugiej grupy jedynie 3% [9]. Jeżeli chodzi o dawkę absorbowaną przez oko, to sprawa dodatkowo się komplikuje. Oko ze względu na swoje anatomiczne predyspozycje oraz umiejscowienie absorbuje mniej promieniowania ultrafioletowego niż skóra. Ze względu na możliwość zmniejszenia powierzchni ekspozycji przez mrużenie oka, całkowita dawka padająca na rogówkę może zostać zredukowana nawet do 5%. Ze względu na złożoność budowy gałki ocznej pasmo absorpcji UV przez soczewkę przypada na zakres 300-360 nm [3], co zostało przedstawione na rys. 1. Jak dowodzą tego badania, tworzenie się zamyknięcia jest możliwe dla długości fali powyżej 310 nm [12].

Z powyższego opisu widać jak bardzo istotnym czynnikiem szkodliwym wobec soczewki gałkowej może być promieniowanie ultrafioletowe. Ważna z tego powodu staje się ochrona przed nadmierną ekspozycją narządu wzroku przed tym czynnikiem, który może prowadzić do zaburzenia poprawnego widzenia. Warto także zauważyć, że UV może mieć niekorzystny wpływ na strukturę sztucznych soczewek wewnątrzgałkowych i należy zwrócić uwagę na możliwość występowania zjawiska fotodegradacji materiału, z którego wykonane są implanty.



Rys. 1. Schemat przedstawiający absorpcję promieniowania UV przez poszczególne struktury oka [3].

Geometria soczewek wewnątrzgałkowych

Soczewki wewnątrzgałkowe to implanty, przed którymi stawiane są bardzo wysokie wymagania pod względem biokompatybilności, łatwości w implantacji oraz, co najważniejsze, zapewnienia odpowiednich własności optycznych. Biokompatybilność ma związek z czasem eksploatacji soczewki, łatwość implantacji jest zależna od własności mechanicznych materiału, natomiast jego własności optyczne, które mają za zadanie przywrócić proces dobrego widzenia, są połączone zarówno z geometrią układu optycznego jak i rodzajem materiału. Obecnie w sprzedaży można znaleźć wiele rodzajów soczewek wewnątrzgałkowych, charakteryzujących się różnymi właściwościami fizycznymi i materiałowymi, które w praktyce mają podwyższyć zarówno biokompatybilność implantów jak i komfort pacjenta przez skorygowanie aberracji układu optycznego oka. W tabeli 2 zestawiono kilka modeli soczewek dostarczanych przez trzech różnych producentów wraz z ich podstawowymi własnościami fizycznymi podanymi przez producentów.

W zestawieniu porównano soczewki wewnątrzgałkowe firm Oculentis, Alcon oraz Human Optics. Wymiary soczewek są zbliżone do siebie i zawierają się w zakresach 6-7 mm średnicy części optycznej i 11-14 mm całkowitej średnicy wraz z haptkami. Wymiary części optycznej są więc podobne do wymiarów soczewki naturalnej, która wynosi w przybliżeniu 5 mm [17]. Soczewka ludzka posiada kształt dwuwypukłego krążka i takie też w większości są soczewki sztuczne. Dodatkowo

w ofertach pojawiają się także modele o kształcie płasko-wklęsłym i wypukło-wklęsłym.

Najważniejszym parametrem soczewek wewnątrzgałkowych jest ich zdolność skupiająca, która charakteryzuje powierzchnię załamującą promienie na tę powierzchnię padające. Parametr ten jest odwrotnie proporcjonalny do promienia krzywizny powierzchni optycznej oraz zależy od współczynników załamania dwóch sąsiadujących ośrodków.

Przyjmując soczewkę wewnątrzgałkową za soczewkę grubą, zależność opisującą zdolność łamiącą można wyliczyć w sposób przedstawiony w poniższym wzorze:

$$\Phi_w = \Phi_1 + \Phi_2 - \frac{d}{n} \Phi_1 \Phi_2 \quad (1)$$

gdzie d oznacza grubość soczewki, n – współczynnik załamania materiału soczewki, natomiast Φ_1 i Φ_2 oznaczają zdolności skupiające obydwu powierzchni soczewki. Powyższa formuła jest tzw. zdolnością właściwą układu optycznego. Do obliczania mocy soczewki wewnątrzgałkowej stosuje się w praktyce formułę SRK (formuła Sandersa, Retzlaffa, Krafra), będącą metodą regresji. Formułę tego typu można zapisać następująco [7]:

$$\Phi_{IOL} = A - 0.9K - 2.5L \quad (2)$$

gdzie stała A jest współczynnikiem zależnym od ułożenia soczewki w oku i jej konstrukcji (podawana jest przez producenta), K oznacza moc optyczną rogówki pochodzącą z badania keratometrii, a L jest długością osiową gałki ocznej w mm. Wyżej wymieniona formuła jest stosowana dla „normalnych” wymiarów oka. Dla bardziej odbiegających od normy rozmiarów gałki ocznej stosuje się formułę SRKII, która uwzględnia zmianę w zdefiniowaniu współczynnika A . Formuła SRKII jest dana wzorem [7]:

$$\Phi_{IOL} = A_1 - 0.9K - 2.5L \quad (3)$$

gdzie:

$$\begin{aligned} A_1 &= A + 3 && \text{dla } L < 20.0 \text{ mm} \\ A_1 &= A + 2 && \text{dla } 20.0 \text{ mm} \leq L < 21.0 \text{ mm} \\ A_1 &= A + 1 && \text{dla } 21.0 \text{ mm} \leq L < 22.0 \text{ mm} \\ A_1 &= A && \text{dla } 22.0 \text{ mm} \leq L < 24.5 \text{ mm} \\ A_1 &= A - 0.5 && \text{dla } L \geq 24.5 \text{ mm} \end{aligned}$$

Z zestawionych soczewek wewnątrzgałkowych widać, że produkowane są zarówno soczewki skupiające o dodatniej mocy optycznej, jak i rozpraszające o mocy ujemnej. Zdolność skupiająca soczewek wewnątrzgałkowych zawiera się w przedziale od -10.0 D do 36.0 D. Wyjątek stanowią tutaj soczewki produkowane przez

Human Optics, model *Aspira aA*, które są wytwarzane ze zdolnością skupiającą sięgającą nawet 50.0 D.

Każdy układ optyczny może posiadać wady polegające na deformowaniu obrazu zwane aberracjami. Również w ludzkim oku dochodzi do tego typu niekorzystnych efektów, wśród których szczególne znaczenie mają aberracja sferyczna i astygmatyzm. Aberracje sferyczne polegają na większym załamaniu przez układ optyczny promieni bardziej oddalonych od osi optycznej układu. Skutkiem tej aberracji jest spadek ostrości widzenia. Korekta tej wady za pomocą soczewek sferycznych jest możliwa i uzyskuje się lepsze efekty przy zastosowaniu soczewki o dobrze dopasowanym współczynniku kształtu X , który można otrzymać z następującej zależności:

$$X = \frac{C+C'}{C-C'} \quad (4)$$

gdzie C jest promieniem krzywizny przedniej powierzchni soczewki, z kolei C' jest promieniem krzywizny tylnej powierzchni soczewki. Okazuje się, że parametr $X = +0.5$ dla dwuwypukłych soczewek sferycznych z mniejszym promieniem krzywizny tylnej powierzchni daje najmniejsze aberracje sferyczne [7].

Ponieważ aberracje sferyczne oka dotyczą głównie rogówki, zatem minimalizowanie ich przez soczewki sferyczne nie jest możliwe. Soczewki sferyczne można jedynie skonstruować w taki sposób by same nie dawały za dużego wkładu do aberracji całkowitej. Innym rozwiązaniem, stosowanym w celu wyeliminowania aberracji sferycznej rogówki, są soczewki asferyczne. Przez odpowiednią modyfikację powierzchni załamującej, otrzymuje się soczewki, które mogą zredukować w znacznym stopniu aberracje sferyczne tego typu [7].

Astygmatyzm oka jest z kolei eliminowany przez zastosowanie soczewek torycznych. Aberracja tego typu polega na różnym ogniskowaniu promieni przechodzących w dwóch prostopadłych do siebie płaszczyznach, co w efekcie daje brak ostrości obrazu w niektórych obszarach pola widzenia. Przyczyną tej wady jest niesymetryczna budowa rogówki. Jak się okazuje, każdy z zestawionych producentów posiada w swojej ofercie soczewki zarówno asferyczne jak i toryczne.

Jeszcze jedną własnością soczewek wewnątrzgałkowych jest zdolność ogniskowania światła w kilku punktach. Soczewki takie odznaczają się posiadaniem kilku mocy skupiających naraz co umożliwia ostre widzenie przedmiotów bliższych jak i oddalonych. Jest to duże udogodnienie dla pacjentów, ponieważ nie muszą oni korygować dalszych wad bliskiego widzenia z zastosowaniem soczewek jednoogniskowych przy pomocy okularów. Soczewki wieloogniskowe obecnie są wytwarzane ze strukturą dyfrakcyjną, która wykorzystuje nie geometryczne własności powierzchni w celu uzyskania kilku ognisk lecz falową naturę światła [7]. Każdy z wymienionych wcześniej producentów oferuje soczewki wieloogniskowe z czego Alcon oraz Human Optics wytwarzają soczewki dyfrakcyjne.

Tabela 2. Zestawienie podstawowych własności fizycznych soczewek wewnątrzgałkowych różnych producentów.

* – zakres mocy optycznej z krokiem 1.0 D

** – zakres mocy optycznej z krokiem 0.5 D

*** – zakres mocy optycznej z krokiem 0.01 D

Producent	Model	Moc optyczna	Śr. optyki [mm]	Śr. całkow. [mm]	stała A	rodzaj układu optycznego
Oculentis	L-402	-10.0 - 35.0 D* 15.0 - 27.0 D**	6	13	118.0	dwuwypukła
	LS-313 MF 30	-10.0 - -1.0 D* 0.0 - 36.0 D**	6	11	118.0	ujemne soczewki: płasko-wklęsłe; dodatnie: dwuwypukłe; asferyczna pow. tylna wieloogniskowa
	LU-313 MF30T	sferyczna: 0.0 - 36.0 D*** cyldryczna: 0.25 - 12.0 D***	6	11	118.0	dwuwypukła, asferyczna i toryczna pow. tylna, wieloogniskowa
	LU-313 MF30TY	sferyczna: 0.0 - 36.0 D*** cyldryczna: 0.25 - 12.0 D***	6	11	118.0	dwuwypukła, asferyczna i toryczna pow. tylna, wieloogniskowa
Alcon	MZ60BD	4.0 - 34.0 D	6	12.5	b.d.	dwuwypukła, wypukło-płaska, płasko-wklęsła
	SA60AT	6.0 - 40.0 D	6	13	b.d.	dwuwypukła, asymetryczna
	SN60AT	6.0 - 40.0 D	6	13	b.d.	j.w.
	MN6AD1	b.d.	6	13	b.d.	dyfrakcyjna, asferyczna, wieloogniskowa
	SN6AT3	sferyczna: b.d. cyldryczna: 1.50; 2.25; 3.0 D	6	13	b.d.	dwuwypukła, asferyczna, toryczna

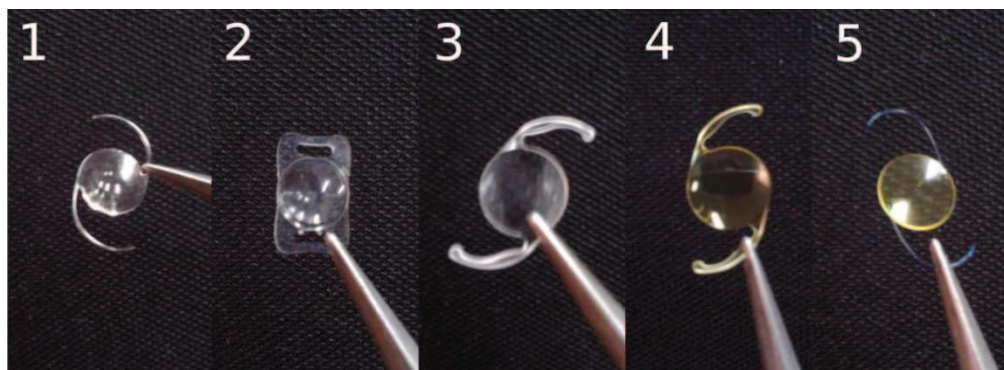
Human Optics	Aspira - aA	wklęsło-wypukła -10.0 - 9.0 D* dwuwypukła: 10.0 - 30.0 D** 31.0 - 50.0 D*	6	12.5	118.4	dwuwypukła, wklęsło-wypukła, asferyczna
	Aspira - aAY	j.w.	6	12.5	118.4	j.w.
	Diffraction - aAY	10.0 - 30.0 D**	6	12.5	118.4	dwuwypukła, asferyczna tylna powierzchnia, wielogniskowa
	Secura - sPBY	-6.0 - 6.0 D**	7	14	b.d.	wypukło-wklęsła
	Torica - sY	sferyczna: 15.0 - 25.0 D** -30.0 - 14.0 D* 26.0 - 34.0 D* cyldryczna: 1.0 - 3.0 D** 4.0 - 30.0 D*	6	11.6	118.6	sferyczno-toryczna

Struktura wewnętrzna soczewek wewnątrzgałkowych

Struktura wewnętrzna materiału, z którego zbudowana jest soczewka odgrywa ważną rolę w chirurgii okulistycznej. Pierwszymi historycznie materiałami, z jakich korzystano, były materiały na bazie polimetakrylanu metylu (PMMA). Materiał ten odznacza się dużą biozgodnością z tkankami wewnętrznymi oka, dzięki czemu nie daje zbyt dużych reakcji zapalnych. Charakteryzuje się też dużą sztywnością, co nie jest w pełni korzystne z punktu widzenia wszczepiania soczewki wykonanej z PMMA do oka. Soczewki takiej nie da się zwinąć, co wymusza większą ingerencję skalpela w tkanki zewnętrzne narządu wzroku. Obecnie stosowanymi w produkcji soczewek wewnątrzgałkowych są materiały miękkie, które można zwinąć na czas implantacji, przy czym nie tracą one swoich walorów optycznych i ulegają powrotowi do swoich roboczych rozmiarów wewnątrz oka. Materiały te są zarówno hydrofilne jak i hydrofobowe i bazują na akrylanach, hydrożelach oraz elastomerach silikonowych. W tabeli 3 zebrane zostały własności materiałowe porównanych wcześniej soczewek firm Oculentis, Alcon oraz Human Optics.

W pierwszej kolejności można zauważyć, że produkowane są soczewki w formie jednoczęściowej oraz trzyczęściowej. Jako pierwsze wytwarzano soczewki trzyczęściowe, jednak w celu ułatwienia zabiegu implantacji i zmniejszenia ran powstałych w trakcie zabiegu postanowiono wprowadzić na rynek soczewki jednoczęściowe [18]. Okazało się również, że rozwiązanie jednoczęściowe zapobiega skręceniom

układu optycznego [19]. Soczewki jednoczęściowe mają jednak jedną wadę w przeciwieństwie do soczewek trzyczęściowych, mianowicie w układach tych występuje większe zmętnienie tylnej powierzchni soczewki, co jest istotnym parametrem oceny biokompatybilności implantu [18]. Na rys. 2 przedstawiono fotografie kilku soczewek, produkowanych przez Alcon oraz Oculentis, na których widać różne rodzaje haptyków. Z zaprezentowanych na zdjęciach soczewek jedynie Alcon MN6AD1 jest soczewką trzyczęściową.



Rys. 2. Fotografie przedstawiające soczewki wewnątrzgałkowe. 1 – Alcon MZ60BD, 2 – Oculentis LS-313 MF30, 3 – Alcon AcrySof SA60AT, 4 – Alcon AcrySof SN60AT, 5 – Alcon AcrySof MN6AD1.

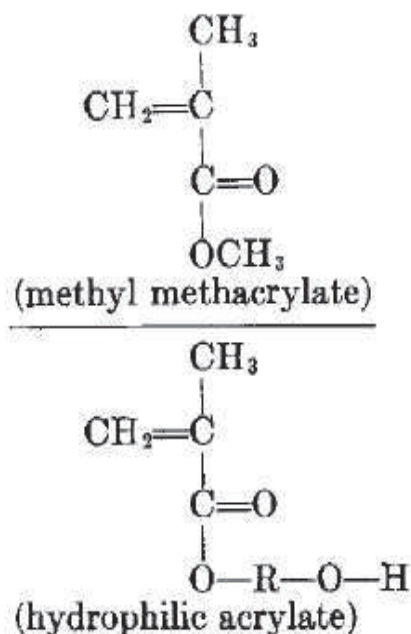
Tabela 3. Zestawienie własności materiału soczewek wewnątrzgałkowych różnych producentów.

Producent	Model	Materiał	Wsp. załamania światła	Filtr UV	Filtr światła niebieskiego
Oculentis	L-402	część optyczna: hydrofilny kopolimer akrylowy z powierzchnią hydrofobową haptyki: Polieterosulfon (PES)	1.46	jest	brak
	LS-313 MF 30	soczewka jednoczęściowa: hydrofilny kopolimer akrylowy z powierzchnią hydrofobową	1.46	jest	brak
	LU-313 MF30T	soczewka jednoczęściowa: hydrofilny kopolimer akrylowy z powierzchnią hydrofobową	1.46	jest	brak
	LU-313 MF30TY	soczewka jednoczęściowa: hydrofilny kopolimer akrylowy z powierzchnią hydrofobową	1.46	jest	jest

Alcon	MZ60BD	soczewka jednoczęściowa: Polimetakrylan metylu (PMMA)	1.49	jest	brak
	SA60AT	soczewka jednoczęściowa: akrylan feniloetylowy me- takrylan feniloetylowy usieciowany diakrylanem butanodiolu	1.55	jest	brak
	SN60AT	j.w.	1.55	jest	jest
	MN6AD1	część optyczna: j.w. część haptyczna: PMMA	1.55	jest	jest
	SN6AT3	soczewka jednoczęściowa: akrylan feniloetylowy me- takrylan feniloetylowy usieciowany diakrylanem butanodiolu	1.55	jest	jest
Human Optics	Aspira - aA	soczewka jednoczęściowa: akryl hydrofilny	b.d.	jest	brak
	Aspira - aAY	j.w.	b.d.	jest	jest
	Diffrac- tiva - aAY	j.w.	b.d.	jest	jest
	Secura - sPBY	część optyczna: elastomer silikonowy część haptyczna: PMMA	b.d.	jest	jest
	Torica - sY	j.w.	b.d.	jest	jest

Z przedstawionych w tabeli 3 soczewek widać, że każdy z producentów stosuje różne rozwiązania materiałowe. Alcon wprowadził na rynek hydrofobowy materiał AcySof, na bazie miękkiego akrylu, który umożliwia bardzo dobre przyleganie do torebki soczewki, co prowadzi do zmniejszenia proliferacji komórek na tylnej powierzchni soczewki. Fakt wyboru materiału miękkiego ułatwia zabieg implantacji, dzięki zwijalności materiału i powolnemu powrotowi do pierwotnego kształtu, co umożliwia dłuższe korygowanie błędów w ułożeniu soczewki w oku. Oculentis stosuje z kolei materiał hydrofilny z powierzchnią modyfikowaną materiałem hydrofobowym, co ma również za zadanie podwyższyć biokompatybilność torebkową. Należy dodać, że materiały hydrofilne zwiększają biokompatybilność naczyniówkową, ponieważ są lepiej tolerowane przez organizm, jako materiały biozgodne, nie wywołujące stanów zapalnych [20]. Właściwości hydrofilne są nadane tym materiałom przez występowanie w ich strukturze grup hydroksylowych, które zastępują grupy metylowe, co zostało przedstawione na rys. 3.

Z kolei Human Optics dostarcza soczewek hydrofilnych na bazie akrylanów oraz soczewek hydrofobowych na bazie elastomerów silikonowych. Można więc wnioskować z tego, że producent realizuje wymóg biokompatybilności niejako w dwóch różnych podejściach. Należy nadmienić, że wadą stosowania materiałów silikonowych jest zbyt szybkie powracanie zwiniętej soczewki do pierwotnego kształtu, co może spowodować uszkodzenie haptok oraz skraca czas manipulacji soczewki w oku [6].



Rys. 3. Porównanie materiału hydrofilnego z materiałem hydrofobowym [20].

Każdy z zestawionych producentów stosuje w swoich soczewkach chromofory światła UV, które odcinają długości fali dochodzące do około 400 nm. Ze względu na szkodliwość tego czynnika na siatkówkę, należy poddawać materiał soczewki badaniom w kierunku fotostabilności. Wytyczne dotyczące takich badań są opisane w standardzie ISO-11979-5. W niektórych modelach soczewek zastosowane są dodatkowo chromofory światła niebieskiego, co sprawia, że soczewka przybiera barwę żółtą. Absorbenty takie pochłaniają część promieniowania do około 475 nm. Zasadność stosowania chromoforów światła niebieskiego jest podyktowana przypuszczeniem negatywnego wpływu światła niebieskiego na plamkę żółtą. Jest to jednak sporny problem, ponieważ absorbenty tego typu mogą pogarszać widzenie barw, a także widzenie w nocy.

Podsumowanie

Soczewki wewnątrzgałkowe są implantami umożliwiającymi przywrócenie wzroku przy braku soczewki naturalnej. Różnorodność rozwiązań zastosowanych w tego typu biomateriałach umożliwia zwiększenie komfortu widzenia przy różnych naturalnych predyspozycjach pacjenta. Dzięki szerokiemu wyborowi mocy optycznej

oraz zastosowaniu materiałów korygujących aberracje optyczne, nie jest potrzebne dalsze minimalizowanie wad widzenia przez okulary. Zastosowane materiały również stają się bardziej użyteczne i wygodne z punktu widzenia chirurgicznego. Przez zastosowanie materiałów hydrofobowych połączonych z ostrą krawędzią soczewki zwiększona zostaje biokompatybilność torebkowa. Również biokompatybilność naczyniówkowa może ulegać poprawie dzięki wytwarzaniu materiałów łączących w sobie cechy hydrofilne z hydrofobowymi. Dobre przyleganie materiałów hydrofobowych do torebki oraz przepuszczalność metabolitów organizmu żywego przez materiały hydrofilne implikuje możliwość przebadania powierzchni tych materiałów w celu wykrycia różnic w ich budowie. Ochrona siatkówki przed działaniem szkodliwego promieniowania UV i światła niebieskiego również jest realizowana przez zastosowanie chromoforów pochłaniających światło aż do długości fali 475 nm. W tym przypadku istotne stają się badania fotostabilności materiału poddanego działaniu tych czynników. Dalsze badania w tym zakresie mogłyby umożliwić znalezienie zależności pomiędzy zmianami struktury oraz własnościami optycznymi materiału poddanego działaniu czynników zewnętrznych.

Literatura

- [1] B. Kędzia, *Biofizyka zmysłu wzroku*, Biofizyka, red. F. Jaroszyk, PZWL, Warszawa 2001.
- [2] L. Dzwonkowski, A. Michajlik, W. Ramotowski, W. Sylwanowicz, *Anatomia i Fizjologia Człowieka*, PZWL, Warszawa 1965.
- [3] P. Vecchia, M. Hietanen, B.E. Stuck, E. van Deventer, S. Niu, *Protecting Workers From Ultraviolet Radiation*, International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, Meckenheim 2007.
- [4] Contamac's Yellow Hydrophilic Acrylic IOL Material [on-line], Dostępny w internecie: <http://www.contamac.com/files/Article%20for%20Yellow%20IOL%20materials.pdf>.
- [5] S. McIntyre, L. Werner, N. Mamalis, *Hydrophobic Acrylic IOLs: a Primer*, Cataract and Refractive Surgery Today Europe, march 2011, 39-44.
- [6] K. Słotwiński, M. Misiuk-Hojło, M. Szaliński, *Wpływ Materiału na Biokompatybilność Soczewek Wewnątrzgałkowych*, Pol. Med. 1 (2007).
- [7] J. Schwiegerling, *Intraocular Lenses*, Handbook of Optics, red. M. Bass, The McGraw-Hill 2010.
- [8] J. Sabirin, B.J. Sin, *Intraocular Lens Implantation (IOL) – Hydrophilic Acrylic versus Hydrophobic Acrylic*, Health Technology Assessment Report, Ministry of Health Malaysia 2009.
- [9] D.E. Godar, *UV Doses Worldwide*, Photochem Photobiol 81 (2005) 736-749.
- [10] F.R. de Gruijl, J.C. van der Leun, *Environment and Health: 3. Ozone depletion and ultraviolet radiation*, CMAJ 163 (2000) 851-855.
- [11] S. Zigman, *Environmental Near-UV Radiation and Cataracts*, Optometry and Vision Science 72 (12), (1995) 899-901.
- [12] D.G. Pitts, A.P. Cullen, P.D. Hacker, *Ocular effects of ultraviolet radiation from 295 to 365 nm*, Invest Ophthalmol Vis Sci 16 (10), (1977) 932-939.
- [13] International standard ISO 21348: Space environment (natural and artificial) – Process for determining solar irradiances (2007) [dostęp 2009-10-23], s 5-6.
- [14] R. Lucas, T Mc Michael, W. Smith, B. Armstrong, *Solar Ultraviolet Radiation. Global burden of disease from solar ultraviolet radiation*, Environmental Burden of Disease Series 13, WHO, Geneva 2006.

- [15] International Agency for Research on Cancer Working Group, *Exposure to Artificial UV Radiation and Skin Cancer*, WHO, Lyon 2005.
- [16] J.C. Merriam, *The Concentration of Light in the Human Lens*, Tr. Am. Ophth. Soc. 94 (1996) 803-918.
- [17] W. Sawicki, *Histologia*, PZWL, Warszawa 2009, s. 407-408.
- [18] D.F. Chang, *Single versus three piece acrylic IOLs*, Br J Ophthalmol. 88(6), (2004) 727-728.
- [19] L.G. Vargas, Q. Peng, D.J. Apple, M. Escobar-Gomez, S.K. Pandey, S.N. Arthur, D.S. Hoddinott, J.M. Schmidbauer, *J Cataract Refract Surg.* 28(7), (2002) 1241-1250.
- [20] W.J. O'Brien, J. Hermann, T.H. Shepherd, *Mechanical Properties of Hydrophilic Acrylic Polymer*, J. Biomed. Mater. Res. 6 (1972) 15-24.