

Rola topografii rogówki w kalkulacji mocy soczewki wszczepialnej



Mgr inż. ALEKSANDRA WANICZEK
optometrysta

Streszczenie

Przedmiotem niniejszej pracy jest próba udoskonalenia metod obliczania mocy soczewki wszczepialnej (IOL) przy planowaniu operacji zaćmy lub chirurgicznej wymiany soczewki. Wykorzystywane dotychczas metody wzbogacono o nowsze technologie, posługując się metodą ray-tracingu i oceną funkcji przenoszenia kontrastu oraz punktowej funkcji rozmycia w obrazie siatkówkowym. Pozwoliło to na dokładniejszą ocenę obrazu uzyskanego w oku z wszczepem, ale również na bardziej szczegółową analizę, która soczewka wszczepialna będzie tą właściwą dla danego oka. Ponadto wykorzystana metoda numeryczna umożliwiła zaprojektowanie spersonalizowanej soczewki w oku z rogówką astygmatyczną lub aberracjami wyższych rzędów. Praca dowodzi, że w kwestii kalkulacji mocy IOL jeszcze mamy wiele do zrobienia jako specjaliści w doborze korekcji wad wzroku.

Wstęp

Współczesne metody obliczania mocy soczewek wszczepialnych (IOL) opierają się na dwóch parametrach mierzonych przy kwalifikacji pacjenta do zabiegu: biometrii (AL) i keratometrii (K). Równania, coraz nowsze i coraz bardziej skomplikowane algorytmy, wykorzystują stałe, które są charakterystyczne dla konkretnego chirurga. Doświadczenie operatora – umiejscowienie cięć na rogówce, ustawienie IOL w odpowiedniej odległości w komorze przedniej czy po prostu średnia pooperacyjna refrakcja – to parametry, dzięki którym można spersonalizować równania soczewkowe, by wyznaczona dla pacjenta soczewka pozwoliła na pozbycie się wady wzroku lub uzyskanie zamierzonej refrakcji. Do dziś pamiętam pytanie na egzaminie z okulistyki: Czego potrzeba do obliczenia mocy soczewki, która zostanie wszczepiona pacjentowi w zabiegu zaćmy? Odpowiedź brzmiała: AL i K. Czy to jednak wystarczy? Zazwyczaj tak. W zależności od oczekiwań pacjenta. A te potrafią być... nieosiągalne? Tak, ale dzięki nim możemy doskonalić zarówno metody badawcze, jak i software urządzeń, które pozwolą wyznaczać parametry oka dokładniej i bardziej przewidywalnie. Pamiętajmy, że zaćma spotyka osoby w różnym wieku i o różnicowanych potrzebach wzrokowych. Często senior po 70. roku życia ma hobby wymagające wysiłku wzrokowego do dali i bliży, a pacjent niekwalifikujący się do laserowej korekcji wzroku z powodu choćby zbyt cienkiej rogówki

Abstract

The goal of this paper is to improve the methods of IOL power calculation. Those are commonly used in both planning the cataract surgery and the refractive lens exchange as well. Methods that were applied so far, are now enhanced of modern technologies such as use of topography data of two corneal surfaces, ray tracing method, evaluation of MTF and PSF in the retinal image. This enabled not only a more precise estimation of image taken from the eye with artificial lens, but also it was realized that such detailed analysis is more beneficial when deciding which lens is the one of choice for the investigated eye. Additionally, used numerical method allowed for designing fully personalized lens for the eye with either astigmatic cornea or one of higher orders aberrations. This work proves that in matter of IOL power calculation there is still much to do for us – specialists of vision correction.

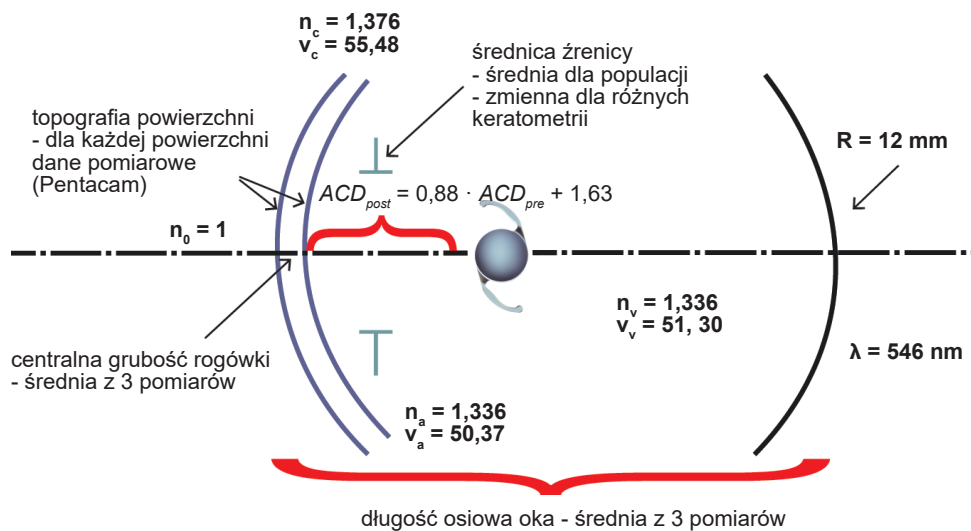
decyduje się na refrakcyjną wymianę soczewki. Są to przykłady sytuacji, kiedy chcemy jak najprecyzyjniej określić przed zabiegiem i zaplanować pooperacyjną refrakcję.

Tu pojawia się pytanie – czy dostępne metody i narzędzia są wystarczające? Czy niedokładność obliczenia mocy IOL jest dość wysoka i czy błąd, jaki popełniamy, korzystając z równań Holladay 1, Hoffer Q, Haigisa czy SRK/T, nie jest większy niż dokładność korekcji okularowej (0,25D)? Wydawałoby się, że mając układ optyczny: rogówka (gdzie znane jest nam K_m , czyli moc średnia) i soczewka i wiedząc, jaką długość ma gałka oczna z łatwością obliczamy, z jakim okiem mamy do czynienia – krótko- czy dalekowzrocznym, bo wiemy, gdzie powstaje obraz (ośrodki optyczne włącznie z cieczą wodnistą i ciałem szklistym też mają znane nam w przybliżeniu współczynniki załamania). Jeśli pozbedziemy się soczewki w takim układzie i będziemy chcieli „przesunąć obraz” na siatkówkę, również w przybliżeniu obliczymy, jaka moc IOL nam to umożliwi. Jednak czy te wszystkie ‘przybliżenia’ nie generują zbyt dużej niepewności? A jeśli pomylimy się o dioptrie? Co gorsza, jeśli po zabiegu będzie to refrakcja +1,00D? Te i inne pytania stały się przyczynkiem do zgłębienia tematu i podjęcia badań nad oceną obrazu siatkówkowego w modelu oka z wszczepioną soczewką.

Materiały i metody

W omawianym projekcie postanowiono zbadać, czy wykorzystanie spersonalizowanego modelu oka i posłużenie się, poza keratometrią, topografią dwóch powierzchni rogówki będzie miało istotny wpływ na wybór mocy IOL.

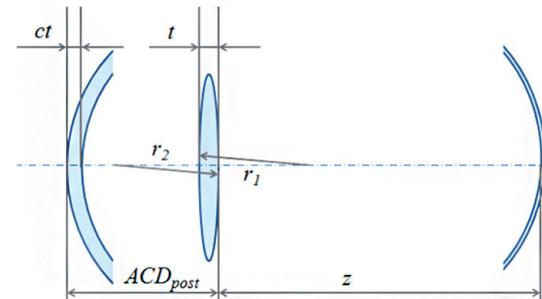
Badania zostały przeprowadzone na 33 pacjentach z Hiszpanii przez trzy studentki Optometrii z Politechniki Wrocławskiej: Aleksandrę Waniczek, Alinę Zieniewicz i Agnieszkę Duś na Uniwersytecie w Alicante, na Wydziale Optyki Farmakologii i Anatomii pod kierunkiem dwóch profesorów, którymi byli Juan Jose Miret Mari i Valentin Estanislao Viqueira Perez. Wykonano badania: aberometrii, topografii rogówki, pachymetrii, biometrii, ACD, refrakcji obiektywnej, keratometrii i wielu innych na przyrządach: IOL Master, VX120 Visionix i Pentacam. W badaniach posługiwano się również lampą szczelinową. Pacjenci cechowali się średnią wieku (25,0+/-0,7), nie zdiagnozowano u nich patologii układu wzrokowego, nie nosili soczewek kontaktowych w dniu badania. Badania prowadzono w warunkach skotopowych, nie podawano leków okulistycznych, kolejność pomiarów zawsze była jednakowa, a każdy parametr mierzono trzykrotnie. Na podstawie zebranych wyników badań autorka artykułu przeprowadziła analizę, wykonała projekt spersonalizowanego modelu oka i napisała pracę magisterską pod tytułem „Comparison of keratometry measurements using different methods and devices. Effects in the calculation and selection of the appropriate IOL” pod kierunkiem pani dr inż. Moniki Borwińskiej z Politechniki Wrocławskiej i prof. Juana Josego Mireta Mari z Uniwersytetu w Alicante. Wyniki analizy obrazu siatkówkowego oraz jego wpływ na wybór mocy IOL okazały się interesujące.



Ryc. 1. Schematyczny projekt modelu oka ze zmierzonymi i założonymi parametrami

Do konstrukcji modelu oka wykorzystano dane z topografii dwóch powierzchni rogówki i centralną grubość rogówki (mierzone z wykorzystaniem Pentacamu), osiową długość gałki ocznej (mierzoną z wykorzystaniem IOL Master). Współczynniki załamania i dyspersję rogówki, cieczy wodnistej i ciała szklistego założono zgodnie z pracami naukowymi. Schematyczny pro-

jekt modelu oka z założonymi, zmierzonymi i wyliczonymi parametrami przedstawia rycina 1 [1,2]. Wielkość źrenicy ustalono na blisko 5 mm [3], natomiast kształt siatkówki na sferyczny o promieniu 12 mm. W tak skonstruowanym układzie należało następnie umieścić „wszczepioną” soczewkę w miejsce soczewki własnej pacjenta. W tym celu posłużono się parametrami soczewek Akreos Adapt AO (Bausch+Lomb), które zostały scharakteryzowane w pracy irlandzkiego doktora [4,5]. Z ww. publikacji zaczerpnięto dane o centralnych promieniach krzywizn IOL oraz ich centralnej grubości. Parametry zaznaczono na rycinie 2. Pozostałe parametry, takie jak np. średnica czynna optycznie zostały wzięte ze specyfikacji producenta [6], natomiast współczynnik

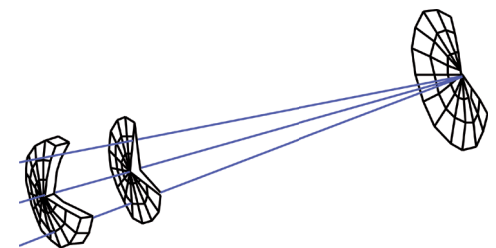


Ryc. 2. Parametry rogówki (ct - centralna grubość rogówki), soczewki wszczepialnej (t - centralna grubość, r_1 i r_2 - centralne promienie krzywizny) oraz odległości w modelu oka (ACD_{post} - pooperacyjna głębokość komory przedniej, z - odległość od wszczepu do siatkówki)

asferyczności zoptymalizowano w programie Zemax, wyłącznie dla pierwszej powierzchni IOL.

Zebra ne dane pozwo-

liły opisać wszystkie parametry IOL, jednak pojawił się problem – jak właściwie umieścić soczewkę w jej tylnej torebce, czyli jak zmierzyć poope-



Ryc. 3. Bieg promieni w układzie optycznym oka ze sztuczną soczewką Akreos Adapt AO dla jednego z pacjentów

racyjną głębokość komory przedniej? Wówczas pomocna okazała się publikacja [7], z której zaczerpnięto wzór na postACD (patrz rycina 2), powstały w wyniku aproksymacji na licznej grupie hiszpańskich pacjentów poddawanych zabiegowi zaćmy. Bieg promieni w układzie optycznym oka ze sztuczną soczewką Akreos Adapt AO przedstawiono na rycinie 3. Środki krzywizn kolejnych ośrodków optycznych ustawiono tak, by na siatkówce obraz powstawał w dołeczku, czyli podążano za tzw. osią spojrze-

nia [8]. Spersonalizowany model oka tym sposobem był gotowy, należało jeszcze wybrać takie IOL dla każdego oka, by móc porównać, która soczewka będzie dla pacjenta najkorzystniejsza. Podkreśla się tu jednak fakt, że w projekcie oceniano wyłącznie obraz siatkówkowy, nie możemy określić, jak dany obraz został przetworzony na drodze wzrokowej i jak faktycznie będzie wi-

dział go pacjent. Postępując się równaniem SRK/T (które wymagało przyjęcia przybliżonej stałej A – tu wykorzystano dane ULIB z Wurzburga) oraz keratometrami pochodzącymi z trzech urządzeń: VX120 (Km dla kolejnych południków i SIM-K), IOL Mastera i Pentacamu (Km oraz EKR Holladay Report) wyliczono moce IOL dla każdego oka i każdego pacjenta. Przeprowadzono analizę pod kilkoma kierunkami. Wykorzystując dane z keratometrii którego urządzenia jesteśmy najbliżej określenia prawidłowej mocy IOL? Wykorzystując dane z keratometrii mierzone dla której wielkości średnicy rogówki jesteśmy najbliżej określenia prawidłowej mocy IOL? Czy postużenie się dodatkowo w modelu topografią dwóch powierzchni rogówki pacjenta ma istotny wpływ na wybór IOL? Analizowano funkcje MTF i PSF, pole pod krzywą MTF, czyli AUMTF oraz symulowany obraz siatkówkowy w postaci pierścieni Landolta. Przykładowe analizy zaprezentowano poniżej w tabelach 2, 3, 5, 6, 7 i 8 oraz na wykresach 1 i 2.

OKO KRÓTKOWZROczne

EYE	Sph.	Cyl.	Ax.	L
OD	-6.50 D	-0.50 D	143°	26.26 mm
OS	-6.25 D	-0.50 D	55°	26.04 mm

Tab. 1. Refrakcja obiektywna i biometria pacjenta krótkowzrocznego

IOL Power (D)	12.50	12.00	12.00
EBR (mm)	2.5	2.5	1.5
PSF			
MTF 1D			
MTF 2D			
AUMTF	4.7801	8.6644	18.013
IMAGE MAR=2' (VA=0.5)			
IMAGE MAR=2' (VA=0.5)			

Tab. 2. Miary jakości odwzorowania: PSF, MTF, AUMTF oraz wygenerowany obraz siatkówkowy w postaci pierścieni Landolta dla wielkości kątowej 2' dla oka krótkowzrocznego i dwóch mocy IOL 12,500 i 12,000

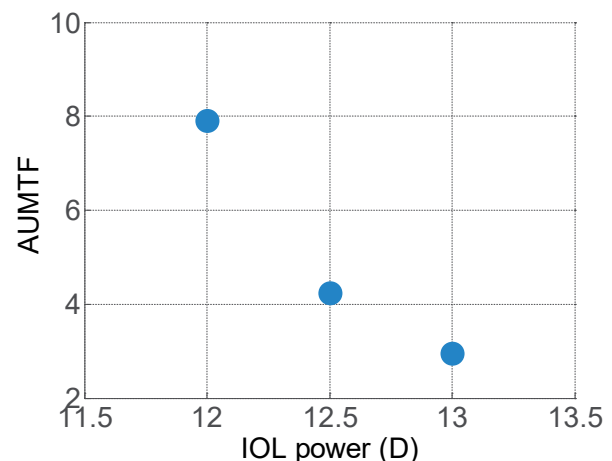
Wyniki i dyskusja

Opisanemu powyżej postępowaniu poddano oczy 33 pacjentów. Dla każdego oka wykonano pomiary, a także wyliczono bądź przybliżono parametry potrzebne do skonstruowania modelu ray-tracingu. Następnie prowadzono analizę odpowiednich krzywych i stałych opisujących obraz siatkówkowy. Topografie dwóch powierzchni rogówek zadawano w programie Oslo w postaci wielomianów Zernikego. Dzięki temu można było przy okazji przyjrzeć się aberracjom rogówki i wyodrębnić te dominujące w danym oku. W przypadku dwóch pacjentów dla jednego z oczu pomiary topografii rogówki Pentacamem okazały się na tyle niepowtarzalne, że podejrzewano niestabilny film łzowy i wyniki odrzucono. Zebrano zatem 64 modele oka z obliczonymi dla każdego z nich różnymi mocami IOL (od trzech do pięciu). Różnice w mocach IOL wynikały z różnic w pomiarach keratometrycznych. Dokonano zatem analizy, jaki przyrząd pozwoli na kalkulację soczewki, która umożliwi uzyskanie najlepszego obrazu siatkówkowego. W badaniach nie udało się określić najbardziej właściwego przyrządu. Istotna okazała się rola topografii rogówki, która miała znaczący wpływ na kształt MTF i PSF, a więc i rozmiar kątowy najmniejszych odwzorowywanych na siatkówce szczegółów.

Przykładowo poniżej opisano cztery przypadki – oko krótkowzroczne, dalekowzroczne, astygmatyczne i o rogówce obciążonej aberracjami wyższych rzędów.

IOL Power (D)	12.50	12.00	12.00
EBR (mm)	2.5	2.5	1.5
IMAGE MAR=1' (VA=1)			
IMAGE (of inverse contrast) MAR=1' (VA=1)			

Tab. 3. Obraz siatkówkowy o wielkości MAR = 1' dla oka krótkowzrocznego ze wszczepionymi soczewkami o mocach 12,500 i 12,000



Wykres 1. Zależność AUMTF od mocy IOL dla oka krótkowzrocznego

OKO DALEKOWZROCZNE

EYE	Sph.	Cyl.	Ax.	L
OD	+5.00 D	-0.50 D	133°	22.00 mm
OS	+4.75 D	-0.50 D	43°	21.75 mm

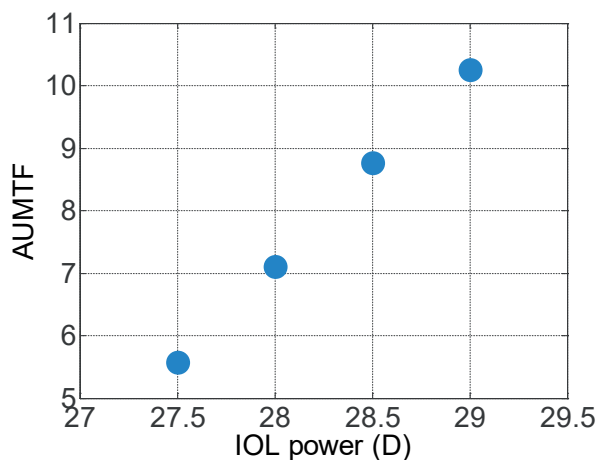
Tab. 4. Refrakcja obiektywna i biometria pacjenta nadwzrocznego

IOL Power (D)	28.50	29.00	29.00
EBR (mm)	2.5	2.5	1.5
PSF			
MTF 1D			
MTF 2D			
AUMTF	9.1781	9.5059	20.741
IMAGE MAR=2' (VA=0.5)			
IMAGE MAR=2' (VA=0.5)			

Tab. 5. Miary jakości odwzorowania: PSF, MTF, AUMTF oraz wygenerowany obraz siatkówkowy w postaci pierścieni Landolta dla wielkości kątowej 2' dla oka nadwzrocznego i dwóch mocy IOL 28,50D i 29,00D

IOL Power (D)	28.50	29.00	29.00
EBR (mm)	2.5	2.5	1.5
IMAGE MAR=1' (VA=1)			
IMAGE MAR=1' (VA=1)			

Tab. 6. Obraz siatkówkowy o wielkości MAR = 1' dla oka nadwzrocznego ze wszczepionymi soczewkami o mocach 28,50D i 29,00D



Wykres 2. Zależność AUMTF od mocy IOL dla oka nadwzrocznego

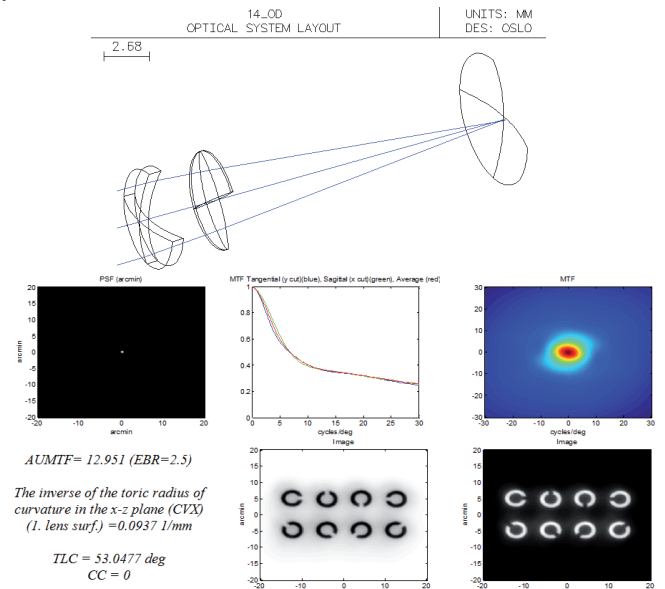
OKO Z ASTYGMATYZMEM ROGÓWKOWYM

IOL Power (D)	20.00	19.50	19.50
EBR (mm)	2.5	2.5	1.5
PSF			
MTF 1D			
MTF 2D			
AUMTF	8.0399	9.8713	15.175
IMAGE MAR=2' (VA=0.5)			
IMAGE MAR=2' (VA=0.5)			

Tab. 7. Miary jakości odwzorowania: PSF, MTF, AUMTF oraz wygenerowany obraz siatkówkowy w postaci pierścieni Landolta dla wielkości kątowej 2' dla oka z astygmatyzmem rogówkowym i dwóch mocy IOL 20,00D i 19,50D

IOL Power (D)	20.00	19.50	19.50
EBR (mm)	2.5	2.5	1.5
IMAGE MAR=1' (VA=1)			
IMAGE MAR=1' (VA=1)			

Tab. 8. Obraz siatkówkowy o wielkości MAR = 1' dla oka z astygmatyzmem rogówkowym ze wszczepionymi soczewkami o mocach 20,00D i 19,50D



Ryc. 4. Zaprojektowana toryczna IOL ustawiona w odpowiedniej osi oraz parametry jakościowe obrazu siatkówkowego: PSF, MTF, AUMTF oraz wygenerowany obraz siatkówkowy w oku ze wszczepem o wielkości MAR = 1'

W przypadku oka krótkowzrocznego najbardziej właściwa okazała się soczewka o najmniejszej mocy (12,00D – patrz wykres 1, tabela 2 i 3), natomiast w oku dalekowzrocznym najsilniejsza z wyliczonych (29,00D – patrz wykres 2, tabela 5 i 6). W oczach o niewielkim astygmatyzmie i niewielkich aberracjach wyższych rzędów zastosowanie topografii rogówki wydawało się nie bardzo istotne. Jednak jeśli moc rogówki zmieniono na bardziej jednolitą, wprowadzając do układu wyłącznie dane z keratometrii, obraz siatkówkowy zmieniał się, był bardziej nieregularny. Wynika to prawdopodobnie z faktu, że aberracja sferyczna rogówki jest tą nam potrzebną. U osób z astygmatyzmem około 1,00D rola topografii rogówki w wyborze IOL okazała się bardzo istotna. W obrazie siatkówkowym ukazywały się zniekształcenia obrazu, których można było się pozbyć, projektując dla pacjenta odpowiednią spersonalizowaną soczewkę toryczną. Projekt takiej soczewki prezentuje rycina 4 wraz z jej parametrami (CC – współczynnik asferyczności i TLC – oś ustawienia soczewki w oku). Obliczono również, jaka dla danego oka może być tolerancja rotacji IOL (w niniejszej pracy przy zadanych parametrach IOL było to 10 stopni). Podobnie, dla oka z rogówką obarczoną wysoką komą (prawdopodobnie początkowym stożkiem rogówki), metoda ray-tracingu i analizy obrazu siatkówkowego pozwoliła na zaprojektowanie spersonalizowanej soczewki wszczepialnej o asferycznej powierzchni, która zminimalizuje aberracje i pozwoli uzyskać najbardziej regularne odwzorowanie. W pracy dowiedziono, że w większości oczu z astygmatyzmem i aberracjami wyższych rzędów zastosowanie topografii rogówki i analizy obrazu siatkówkowego może pozwolić wybrać dla pacjenta korzystniejszą soczewkę, która naprawdę po zabiegu poprawi komfort widzenia.

Wnioski

Badania wykazały, że w pewnych okolicznościach (EKR vs. SIM-K) Pentacam i VX120 mogą być używane zamiennie, ale w innych należy zdecydować się na jedno z tych urządzeń. Natomiast dane z IOL Mastera najsilniej odbiegały od średniej z ww. urządzeń. Praca miała pokazać, że wraz ze wzrostem strefy optycznej rogówki, moc w prostopadłych południkach zmienia się. Często sama keratometria nie dostarcza ważnych informacji, które mogą mieć wpływ na wybór odpowiedniej korekty dla pacjenta. A co

więcej, keratometria mierzona w celu kalkulacji soczewki wszczepialnej przed zabiegiem powinna być prowadzona bardzo dokładnie i porównana pomiędzy dostępnymi urządzeniami. Przy konstrukcji modelu oka do określania mocy i typu IOL należy zdawać sobie sprawę z wielości stosowanych założeń i przybliżeń. Metoda ray-tracingu w połączeniu z równaniem SRK/T daje obiecujące efekty. Zaprojektowany model pozwala na ocenę jakości odwzorowania siatkówkowego, jednak nie bierze pod uwagę percepcji wzrokowej w wyższych ośrodkach drogi wzrokowej (w ciele kolankowatym bocznym – LGN, *Lateral Geniculate Nucleus* czy w korze wzrokowej). Wysoce istotną rolę w proponowanym modelu pełni topografia obu powierzchni rogówki, która umożliwia dopasowanie bardziej korzystnego rozwiązania niż w wypadku tradycyjnego pomiaru wszczepu (pozornie najlepsza soczewka okazuje się nie korygować wady refrakcji w wystarczającym stopniu ze względu na aberracje wyższych rzędów rogówki).

Prowadząc badania w ramach opisanego projektu dowiedziono, że optometrysta jest specjalistą, którego pomiary powinny być kompletne. Nie tylko powinien wiedzieć, jaki parametr oka jest badany przy pomocy jakiego przyrządu, ale także zdawać sobie sprawę z ograniczeń metody i znać jej zasady działania.

Podziękowania

Chciałabym podziękować Prof. Juanowi Josemu Miretowi Mari i Pani dr inż. Monice Borwińskiej za możliwość odbycia praktyk na Uniwersytecie w Alicante. Badania na Uniwersytecie w Alicante były możliwe dzięki współpracy międzyuczelnianej między Politechniką Wrocławską a Uniwersytetem w Alicante. Jestem wdzięczna Prof. Juanowi Josemu Miretowi Mari za sprawowanie funkcji promotora w trakcie praktyk, poszerzenie mojej wiedzy w zakresie keratometrii i aberometrii oraz za pomoc w projektowaniu modelu oka dostosowanego do wyboru IOL. Dziękuję Pani dr inż. Monice Borwińskiej za nadzór nad moją pracą w Polsce i wsparcie naukowe w ciągu całego okresu studiów. Chciałabym również wyrazić moją wdzięczność dla Agnieszki Duś i Aliny Zieniewicz, które brały udział w wykonywaniu pomiarów, na podstawie których opisany projekt mógł być realizowany.

Piśmiennictwo

1. D. Atchison, G. Smith. *Optics of the human eye*. Elsevier 2006
2. D. Atchison, G. Smith. Chromatic dispersions of the ocular media of human eyes. *Journal of the Optical Society of America*, Vol. 22(1), 29–37, January 2005
3. A. Watson, J. Yellott. A unified formula for light-adapted pupil size. *Journal of Vision*, Vol. 12 No. 10, 12, September 2012
4. M.T. Sheehan. *Eye modelling for personalised intraocular lens design*. August 2012. http://optics.nuigalway.ie/theses/Matthew_Sheehan_PhD_Thesis.pdf, date of access: 10.11.2014–25.05.2015
5. A. Goncharov, M. Nowakowski, M. Sheehan, Ch. Dainty. Reconstruction of the Optical System of the Human Eye with Reverse Ray-Tracing. *Optics Express*, Vol. 16, Iss. 3, 1692–1703, 2008
6. G. Lofoco. The Akreos Adapt IOL. An experience-based assessment of this hydrophilic acrylic lens. *Cataract & Refractive Surgery Today*, February 2006
7. C. Canovas, P. Artal. Customized eye models for determining optimized intraocular lenses power. *Biomedical Optics Express*, Vol. 2, No. 6, June 2011
8. Y. Chen, L. Shi, J.W.L. Lewis, M. Wang. Normal and diseased personal eye modeling using age-appropriate lens parameters. *Optics Express*, Vol. 20, No. 11, May 2012

Dział „Optyka – nauka”: zapraszamy do współpracy!

redakcja „Optyki”, realizując postulaty środowisk akademickich oraz organizacji reprezentujących środowiska optyków i optometrystów (KRIO, PT00, ŚKA00i0), prowadzi dział „Optyka – nauka”. Przedsięwzięcie to ma na celu umożliwienie publikacji oryginalnych wyników badań naukowych przede wszystkim studentom, doktorantom oraz młodym pracownikom nauki. „Optyka” znalazła się na liście punktowanych czasopism naukowych Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego. **Za publikacje w naszym czasopiśmie przyznawane są 2 punkty naukowe!** Nad merytorycznym poziomem nadsyłanych do druku prac czuwa Rada Naukowa dodatku „Optyka – nauka” w składzie:

Prof. dr hab. **RYSZARD NASKRĘCKI** (Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu)

Dr hab. inż. **D. ROBERT ISKANDER** (Politechnika Wrocławska)

Prof. dr hab. **HENRYK KASPRZAK** (Politechnika Wrocławska)

Prof. dr hab. **ANDRZEJ KOWALCZYK** (Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu)

Dr hab. **MAREK KOWALCZYK-HERNÁNDEZ** (Uniwersytet Warszawski)

Prof. dr hab. **BOGDAN MIŚKOWIAK** (Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu)

Rada korzysta także z pomocy zewnętrznych recenzentów.

Wszelkie informacje na temat wymogów przygotowywania manuskryptów znajdują się na naszej stronie internetowej:

www.gazeta-optyka.pl.