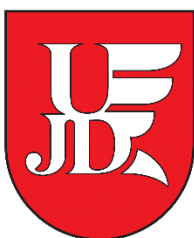


UNIWERSYTET
HUMANISTYCZNO-PRZYRODNICZY
IM. JANA DŁUGOSZA W CZĘSTOCHOWIE
WYDZIAŁ NAUK ŚCISŁYCH, PRZYRODNICZYCH I TECHNICZNYCH



ROZPRAWA DOKTORSKA

Rafał Matusiak

**WPŁYW ZASTOSOWANIA ORTOKOREKCI NA KRÓTKO
I DŁUGOTERMINOWE ZMIANY W UKŁADZIE OPTYCZNYM OKA**

Influence of orthoceratology application on short
and long term changes in the eye optical system

Promotor
dr hab. Radosław Szczęśniak, prof. nadzw.

Promotor pomocniczy
dr Marcin Dośpiał

Częstochowa 2022

Składam serdeczne podziękowania mojemu promotorowi Panu Profesorowi Radosławowi Szczęśniakowi oraz promotorowi pomocniczemu Panu Doktorowi Marcinowi Dośpiałowi za wszechstronną pomoc, opiekę merytoryczną, cenne uwagi i sugestie udzielane mi podczas powstawania tej pracy.

Chciałabym również podziękować rodzinie, przyjaciołom i wszystkim osobom za wszelką pomoc oraz nieustanne wsparcie.

SPIS TREŚCI

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ I SYMBOLI STOSOWANYCH W PRACY	5
WPROWADZENIE.....	7
Streszczenie pracy	9
I. WSTĘP TEORETYCZNY	12
I.1. BUDOWA OKA	12
I.1.1. BUDOWA OKA - MODELE FIZYCZNE	12
I.1.2. BUDOWA I ROLA ROGÓWKI.....	19
I.2. WADY REFRAKCJI.....	33
I.3. ABERRACJE UKŁADÓW OPTYCZNYCH	36
I.3.1. PODSTAWOWE MIARY ABERRACJI, ABERRACJA ŚREDNIOKWADRATOWA RMS, WARTOŚĆ PV	37
I.3.2. WIELOMIANY ZERNIKIEGO, ABERRACJE NISKIEGO RZĘDU, ABERRACJE WYŻSZEGO RZĘDU	40
I.4. ANALIZA FOURIERA W TOPOGRAFII ROGÓWKI	45
I.5. KOREKCJA ORTOKERATOLOGICZNA	50
I.5.1. HISTORIA SOCZEWEK ORTOKERATOLOGICZNYCH.....	51
I.5.2. BUDOWA SOCZEWEK ORTOKERATOLOGICZNYCH	52
I.5.3. ZMIANY ZACHODZĄCE W ROGÓWCE WYWOŁANE APLIKACJĄ SOCZEWEK ORTOKERATOLOGICZNYCH – STAN WIEDZY	54
II. TEZY I CELE PRACY	57
III. METODOLOGIA	58
III.1. OBIEKT BADANIA	58
III.2. CHARAKTERYSTYKA POMOCY WZROKOWYCH.....	59
III.3. PROCEDURA BADAŃ	59
III.3.1. PROCEDURA KWALIFIKACYJNA DO ZASTOSOWANIA SOCZEWEK ORTOKERATOLOGICZNYCH.....	60
III.3.2. PROCEDURA OKREŚLANIA STANU POCZĄTKOWEGO ROGÓWKI I OKA ..	66
III.3.3. PROCEDURA BADANIA DYNAMIKI ZMIAN KRÓTKO I DŁUGO TERMINOWYCH.....	67
III.4 ANALIZA NUMERYCZNA UZYSKANYCH WYNIKÓW	68

III.4.1 DOBÓR PARAMETRÓW SOCZEWKI ORTOKERATOLOGICZNEJ I SPOSÓB ZAPISU WYBRANYCH WIELKOŚCI FIZYCZNYCH	68
III.4.2. ANALIZA BŁĘDU POMIAROWEGO I DOKŁADNOŚĆ UZYSKANYCH WYNIKÓW.....	73
III.5. MODEL OKA AMETROPOWEGO.....	74
IV. WYNIKI BADAŃ I DYSKUSJA WYNIKÓW.....	77
IV.1 PROCEDURA KWALIFIKACYJNA I OPIS STANU POCZĄTKOWEGO ROGÓWKI .	77
IV.2 DYNAMIKA ZMIAN KRÓTKOTERMINOWYCH.....	99
IV.3 DYNAMIKA ZMIAN DŁUGOTERMINOWYCH.....	113
V. WNIOSKI.....	160
SPIS LITERATURY.....	165

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ I SYMBOLI STOSOWANYCH W PRACY

AL	(ang. axial length)	długość osiowa gałki ocznej
ACD	(ang. anterior chamber depth)	głębokość przedniej komory
BC	(ang. base curve)	krzywizna bazowa
BFE	(ang. best fit ellipsoid)	najlepsze dopasowanie elipsoidy
BFS	(ang. best fit sphere)	najlepiej dopasowana kula
BFTE	(ang. best fit toric ellipsoid)	najlepiej dopasowana elipsoidalna toryczna
BOZD	(ang. back optic zone diameter)	średnica tylnej sfery optycznej
BOZR	(ang. back optic zone radius)	promień tylnej sfery optycznej
BRE	(ang. basic refractive error)	wyściowa wada refrakcji
CCT	(ang. central corneal thickness)	grubość centralna rogówki
D _{cyl}	(ang. cylindrical diopter)	dioptria cylindryczna
D	(ang. diameter)	średnica
D _k	(ang. oxygen permeability)	tlenoprzepuszczalność
D _k /t	(ang. oxygen transmissibility)	gazoprzepuszczalność
e	(ang. eccentricity)	ekscentryczność
FDA	(ang. Food and Drug Administration)	Ministerstwo Żywności i Leków USA
FOD	(ang. front optical diameter)	przednia średnica optyczna
FOZD	(ang. front optic zone diameter)	średnica przedniej sfery optycznej
HOA	(ang. high order aberration)	aberracja wysokiego rzędu
K1	(ang. flat keratometric curvature)	odczyt keratometryczny na płaskim południku

K2	(ang. steep keratometric curvature)	odczyt keratometryczny na stromym południku
Km	(ang. medium keratometric curvature)	odczyt keratometryczny wartość uśredniona
LOA	(ang. low order aberration)	aberracja niskiego rzędu
LT	(ang. lens thickness)	grubość soczewki
OK	(ang. orthokeratology)	ortokeratologia
PMMA	(ang. poly methyl methacrylate)	polimetakrylan metylu
PTI	(ang. percentage thickness increase)	procentowy wzrost grubości
PV	(ang. peak to valley)	jeden z miar aberracji frontu falowego
RGP	(ang. rigid gas permeable)	soczewka sztywna gazoprzepuszczalna
RI	(ang. refractive index)	współczynnik załamania światła
RMS	(ang. root mean square)	średnia kwadratowa
SA	(ang. spherical aberration)	aberracja sferyczna
SZR	(ang. secondary zone radius)	promień strefy wtórnej
t_c	(ang. centre thickness)	grubość w centrum
t_e	(ang. edge thickness)	grubość krawędzi
TCRP	(ang. total corneal refractive power)	całkowita moc refrakcyjna rogówki
TCT	(ang. thinnest corneal thickness)	najcieńsza grubość rogówki
ZD	(ang. zone diameter)	średnica strefy
ZR	(ang. zone radius)	promień strefy
TL	(ang. thinnest location)	punkt najmniejszej grubości rogówki

WPROWADZENIE

Badania w zakresie epidemiologii krótkowzroczności wykazują znaczny wzrost częstotliwości jej występowania w krajach rozwiniętych. Wzrost ten powiązany jest ze zmianą środowiska wzrokowego, w jakim funkcjonuje człowiek. Coraz większa ilość osób w okresie wzrostu oka narażona jest na przedłużony czas pracy w tzw. bliży wzrokowej¹. Powiązany z tym, nadmierny wysiłek wzrokowy stanowi bodziec do wzrostu wady wzroku i wzrost częstości jej występowania w społeczeństwie. Problem ten powoduje, że naukowcy na całym świecie poszukują skutecznej metody powstrzymania epidemii krótkowzroczności. Współczesne próby jej powstrzymania mają charakter zarówno medyczny np. wprowadzenie środków farmakologicznych zmniejszających napięcie akomodacyjne jak również bardziej interdyscyplinarny związany z modyfikacją układu optycznego oka np. poprzez wprowadzenie dodatkowych elementów korygujących lub wręcz wymuszoną modyfikację geometrii istniejących elementów optycznych.

Według ostatnich badań, jedną z najskuteczniejszych, niefarmakologicznych metod powstrzymywania miopii² jest korekcja ortokeratologiczna.

Korekcja ortokeratologiczna, potocznie nazywana ortokorekcją, jest to metoda polegająca na zamierzonej, mechanicznej deformacji przedniej powierzchni rogówki (jednego z elementów układu optycznego oka) poprzez czasowe nałożenie twardych soczewek kontaktowych specjalnej konstrukcji. W wyniku ich zastosowania uważa się, że dochodzi do migracji masy nabłonka rogówki, czyli dostosowania kształtu pierwszej powierzchni refrakcyjnej, zgodnie z kształtem narzuconym przez geometrię soczewki ortokeratologicznej. Zmiana kształtu głównej powierzchni refrakcyjnej powoduje zmiany w zakresie topografii i grubości rogówki. W zamierzeniu zmiany te mają prowadzić do przeogniskowania całego układu optycznego oka tak, aby obraz przedmiotów dalekich powstawał na siatkówce, czyli dokładnie tak, jak w oku miarowym. Wywołanie celowych zmian, w tak zaawansowanym elemencie soczewkowym,

¹ bliż wzrokowa – parametr opisujący odległość obserwacji przedmiotów bliskich, znajdujących się typowo w odległości do ok. 1 metra od oka

² miopia – inna, medyczna nazwa wady wzroku - krótkowzroczności

jakim jest rogówka, w sposób istotny wpływa na jej parametry fizyczne takie jak: promień krzywizny, asferyczność, całkowita moc, jak również aberracje niższego i wyższych rzędów a co za tym idzie na jakość obrazu siatkówkowego.

W literaturze światowej, dotyczącej oftalmologii, optyki i inżynierii biomedycznej w zakresie korekcji ortokeratologicznej, można znaleźć liczne prace dotyczące aspektów medycznych, takich jak: skuteczności metody korekcji wzroku [1-3], śledzące długoterminową stabilność zmian refrakcji [4-5] czy zmiany w obrębie parametrów filmu łzowego [6-7]. Należy natomiast odnotować mniej liczne lub wręcz szczątkowe badania w zakresie zmian krótkoterminowych oraz długoterminowej analizy parametrów i procesów fizycznych tj.: zmian w obrębie aberracji frontu falowego rogówki [8-11], wykorzystania analizy Fouriera do opisu zmian zachodzących w takim układzie, czy powiązanych ze zmianami reflaktancji rogówki badań densytometrycznych [12]. Należy również zaznaczyć, że nie odnaleziono żadnych badań w zakresie zmiany wartości parametru asferyczności w wyniku zastosowania nowoczesnych, wielokrzywiznowych typów soczewek ortokeratologicznych.

Streszczenie pracy

Niniejsza praca ma charakter interdyscyplinarny i obejmuje obszary: fizyki – optyki, jak również medycyny lub fizyki medycznej – oftalmologii. W ujęciu bardziej szczegółowym praca koncentruje się na analizie zmian parametrów optycznych, dynamicznego i zaawansowanego konstrukcyjnie elementu optycznego, jakim jest rogówka, która została poddana procesowi zamierzonej deformacji z wykorzystaniem soczewki ortokeratologicznej.

W części teoretycznej pracy dokonano opisu: układu optycznego oka miarowego wraz z podstawowymi modelami fizycznymi wykorzystywanymi do opisu biegu promieni świetlnych w takim oku; rogówki, jako najbardziej istotnego, dla tej pracy, elementu tegoż układu optycznego; wad refrakcji jako podstawowych niemiarowości oka; metod analizy i rodzajów aberracji układów optycznych; zastosowania szeregów Fouriera w opisie topografii rogówkowej; historii ortokeratologii oraz obecnego stanu wiedzy na temat zmian krótko i długoterminowych wywoływanych aplikacją soczewek ortokeratologicznych.

Po wprowadzeniu teoretycznym w pracy zawarto opis tez i celu pracy oraz scharakteryzowano zastosowaną metodologię badawczą.

W pracy za cel postawiono określenie warunków brzegowych układu soczewkowego o złożonej geometrii oraz prześledzenie zmian, jakie następują w wyniku deformacji jednej z powierzchni optycznych wywołanych wykorzystaniem korekcji ortokeratologicznej. Analiza powstałych zmian miała zostać wykonana zarówno poprzez pomiary doświadczalne jak i analizę teoretyczną z wykorzystaniem jednego z modeli fizycznych, po wprowadzeniu niezbędnych modyfikacji. Zgodnie z założeniami poznanie dynamiki i mechanizmów zachodzących procesów pozwolić miało na doprecyzowanie wybranych kryteriów powiązanych z kwalifikacją do noszenia soczewek, sprawdzenie jaki wpływ wywierają wprowadzone celowe deformacje na jakość odwzorowania oraz umożliwić dookreślenie mechanizmów stojących u podstaw stosowanej metody.

Realizacja celu pracy miała zostać osiągnięta w wyniku przeprowadzonego eksperymentu, którego warunki zilustrowano w opisie stosowanej metodologii badawczej.

W części eksperymentalnej pracy zawarto wyniki oraz ich dyskusję. Wyniki przeprowadzonych badań zostały podzielone na części i przedstawione w postaci opisów: warunków początkowych układu; zmian krótko i długoterminowych powstałych w wyniku deformacji rogówki; wpływu powstałych zmian na jakość obrazu siatkówkowego.

Analiza piśmiennictwa w zakresie przeciwwskazań do stosowania pomocy wzrokowej, zestawiona z wynikami badań brzegowych (początkowych) pozwoliła na uściślenie przyjętych kryteriów kwalifikacyjnych do użytkowania korekcji ortokeratologicznej. Przyjęte kryteria zostały stabelaryzowane.

Na podstawie uzyskanych wyników z tzw. procedury kwalifikacyjnej stwierdzono, że uzyskane wyniki pozwoliły: zakwalifikować pacjenta do użytkowania pomocy wzrokowej; określić warunki brzegowe (początkowe) elementu układu optycznego oka, jakim jest rogówka przed procesem jej deformacji; określić parametry indywidualne soczewek ortokeratologicznych stosowanych w eksperymencie.

Opis zmian krótkoterminowych obejmował okres pierwszej doby użytkowania pomocy wzrokowej (minimalne 6h ich stosowania). Z kolei opis zmian długoterminowych obejmował charakterystykę wybranych punktów czasowych w okresie do 3 miesięcy od pierwszej aplikacji soczewek ortokeratologicznych.

W ramach przeprowadzonych badań, dla poszczególnych punktów czasowych, określono: stan refrakcji oraz biometrię oka, topografię, densytometrię, pachymetrię i aberrometrię rogówki. Badania te pozwoliły: określić zmiany parametrów fizycznych rogówki w funkcji czasu użytkowania soczewek czy doprecyzować mechanizm zmian topograficznych wywołanych zastosowaniem soczewek ortokeratologicznych, dokonać analizy w obrębie zmian jakości widzenia wywołanych stosowaniem pomocy wzrokowej a co za tym idzie jej skuteczności, przeprowadzić analizę z wykorzystaniem szeregu Fouriera topografii rogówkowej i wskazać jej rolę w kontekście analizy jakości dopasowania soczewek, jak również określić, jaki wpływ ma zastosowanie korygującej sferycznej soczewki ortokeratologicznej na aberracje rogówki.

W dalszej części, pomiary parametrów fizycznych, jak również dane opisane w asferycznym modelu oka według Navarro, posłużyły do budowy modeli oczu a konkretniej: modelu Navarro z wadą refrakcji odpowiadającą swoją

miarą wadzie otrzymanej z pomiarów doświadczalnych; oraz modeli zmodyfikowanych do parametrów rzeczywistych przed i po korekcji ortokeratologicznej. Zastosowanie modeli, dzięki analizie plamki najmniejszego rozproszenia oraz odpowiadających jej interferogramów, pozwoliło na ujawnienie wpływu zastosowanej ortokorekcji na jakość obrazu siatkówkowego.

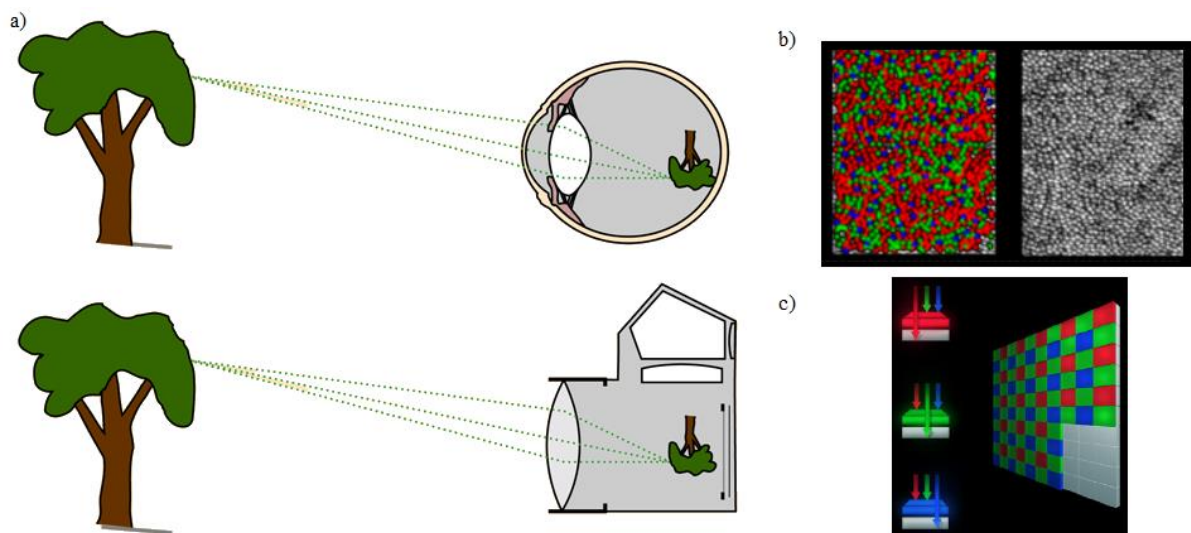
Przeprowadzone badania pozwoliły zrealizować wszystkie postawione w pracy cele badawcze. Na podstawie przedstawionych badań oraz ich analizy dokonano doprecyzowania kryteriów kwalifikacyjnych w oparciu o mierzalne, fizyczne parametry oka a ich wyniki przedstawiono w formie tabelarycznej; określono, że głównym mechanizmem, który spowodował zmiany geometrii rogówki była deformacja kształtu wywołana zmianami plastycznymi bez istotnej zmiany grubości rogówki w strefie centralnej (reologiczna migracja masy nabłonka rogówki) co wskazało na zgodność mechanizmu z modelem opisanym przez Reim'a; dzięki zastosowaniu analizy aberrometrycznej oraz wprowadzonym modyfikacją w asferycznym modelu oka wg. Navarro zilustrowano wpływ deformacji na jakość obrazu siatkówkowego. Zastosowana metodologia wskazała również dużą aplikacyjność techniki śledzenia biegu promieni (ang. ray-tracing) i opisanego modelu (z wprowadzonymi modyfikacjami) w opisie teoretycznym układu optycznego oka po ortokeratologii.

Należy również zaznaczyć, że uzyskane wyniki i przedstawione na ich podstawie wnioski w zakresie mechanizmu wymuszonej adaptacji kształtu rogówki do krzywizny tylnej powierzchni soczewki ortokeratologicznej otwierają możliwość poszukiwania nowych, trwałych i nieinwazyjnych metod korekcji wad wzroku.

I. WSTĘP TEORETYCZNY

I.1. BUDOWA OKA

Oko ludzkie jest to detektor biologiczny stanowiący wypustkę sensoryczną mózgu. Sensor ten wyposażony jest w układ optyczny ogniskujący obserwowany obraz na ekranie, którym jest siatkówka [15]. Sam układ optyczny w swojej budowie przypomina aparat fotograficzny, a siatkówka może w nim być opisana jako dyskretna matryca takiego aparatu (rys. 1).



Rys. 1 a) Zestawienie schematu powstawania obrazu w oku i aparacie fotograficznym; b) dyskretna mozaika fotoreceptorów - czopków na siatkówce; c) przykładowa matryca aparatu fotograficznego [16-18].

W celu właściwego zilustrowania tego rodzaju sensora należy przedstawić jego budowę oraz układ optyczny, który go tworzy.

I.1.1. BUDOWA OKA - MODELE FIZYCZNE

W literaturze przedmiotu w celu przeprowadzenia analizy jakościowej układu optycznego oka, różnego rodzaju ametropii oczu (niemiarowości w postaci wad refrakcji) czy sposobów ich korekcji, oko traktuje się jako układ

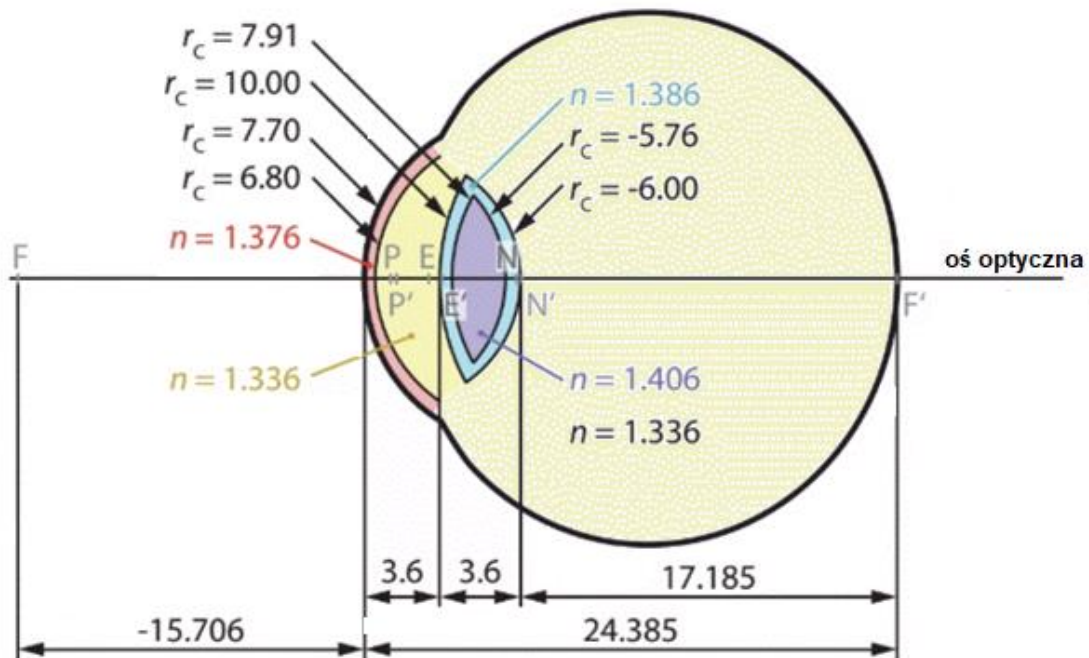
optyczny [19-20]. Układ ten opisywany jest zazwyczaj parametrami wynikającymi z bezpośredniej biometrii gałki ocznej i jej elementów [20] lub pewnych uśrednień populacyjnych [21]. Podejście to pozwala opisać oko w postaci różnego rodzaju modeli [22]. Stopień skomplikowania modelu zależy od jego przeznaczenia, które z kolei determinuje liczba uwzględnionych szczegółów. Jak można oczekiwać im mniej uogólnień i uproszczeń tym bardziej skomplikowany model. Aby uwypuklić złożoność problemu fizycznego (stopień skomplikowania układu optycznego) mając na względzie fakt, że w pracy wykorzystano jeden z modeli, przedstawiono krótki opis budowy gałki ocznej i cechy wpływające na zróżnicowanie jej różnych modeli.

Upraszczając, układ optyczny oka składa się z dwóch elementów soczewkowych tj. rogówki i soczewki krystalicznej. Oprócz wskazanych elementów w układzie optycznym należy jeszcze wymienić tęczówkę, pełniącą rolę diafragmy aperturowej o zmiennej średnicy (sterowanej biomechanicznie w zależności od poziomu luminacji, stopnia koncentracji czy poziomu akomodacji) oraz siatkówkę pełniącą rolę ekranu, na którym projektowany jest obraz [22, 23]. Rogówka, czyli soczewka wypukło-wklęsła, stanowi główny element refrakcyjny oka (element o największej mocy łamiącej). Z kolei soczewka oczna jest gradientową (ang. GRIN - Gradient Refractive Index N) dwuwypukłą soczewką, która jest odpowiedzialna za tzw. nastawność oka, czyli zdolność do akomodacji. Akomodacja stanowi o dynamice układu i pozwala na dostosowanie mocy układu optycznego do obserwacji przedmiotów bliskich, poprzez zmianę geometrii soczewki krystalicznej, a w ten sposób zwiększenie mocy całego układu optycznego oka [22, 23]. Umożliwia to, pomimo przesunięcia przedmiotu ku oku, na dalsze ogniskowanie obrazu na siatkówce (przy przesunięciu przedmiotu bez zmiany mocy układu optycznego następuje "defokus" obrazu z siatkówki i jego rozmycie).

Układ optyczny złożony z dwóch soczewek, diafragmy oraz ekranu mógłby wydawać się mało skomplikowany. Odczucie to jest mylne, czego dowodem może być obecność zmiennooogniskowej sterowanej biomechanicznie soczewki typu GRIN oraz przysłony aperturowej o zmiennej średnicy. Cechy te nie są jedynymi, które prowadzą do komplikacji układu optycznego oka.

Aby w pełni zilustrować układ optyczny oka należy wymienić i opisać złożoną geometrię wszystkich elementów tworzących ten układ jak również podać wzajemne odległości poszczególnych elementów i charakterystykę materiałów z jakich są zbudowane, a przynajmniej w zakresie współczynnika

załamania. By uwypuklić stopień możliwej komplikacji sposobów opisu teoretycznego, należy wskazać co różnicuje znane modele i jest w nich typowo upraszczane.



Rys. 3 Parametry opisujące promienie krzywizny, współczynniki załamania, położenie i rozmiar poszczególnych elementów tworzących układ optyczny oka wraz z zaznaczonymi położeniami: ogniskowymi F i F' , punktów nodalnych N i N' , płaszczyzn głównych P i P' oraz położeniami źrenicy wejściowej i wyjściowej E i E' [24].

Na rys. 3 przedstawiono uproszczoną charakterystykę geometrii poszczególnych elementów optycznych (sprowadzoną do opisu za pomocą powierzchni sferycznych) wraz z współczynnikami załamania opisującymi dane ośrodki optyczne, oraz grubości i położenia poszczególnych elementów. Pozwala to na ideowe scharakteryzowanie układu optycznego oka. Wskazana ideowość głównie dotyczy ilości powierzchni refrakcyjnych jak i uogólnień sferycznych.

Na podstawie przedstawionych parametrów modelu można stwierdzić, że całkowita moc łamiąca oka niezakomodowanego to 58.63 D. Wynika ona pośrednio z sumy mocy łamiącej rogówki, która wynosi w przedstawionym modelu 42,2 D oraz soczewki ocznej o mocy 19 D przy uwzględnieniu wzajemnej odległości odpowiednich płaszczyzn głównych tych elementów. Ogniskowa przedmiotowa takiego układu będzie leżeć po stronie powietrza i wynosi 17,1 mm. Ponieważ we wnętrzu oka mamy ośrodek zbliżony charakterystyką do

wody ogniskowa obrazowa tego układu będzie równa 22,8 mm. Parametr ten wraz z odległością płaszczyzny głównej obrazowej dla takiego układu optycznego determinuje długość gałki ocznej oka miarowego, która wynosi około 24,4 mm (rys. 3.) [22-24]. W oku miarowym obraz nieskończonego odległego przedmiotu musi powstawać na siatkówce, czyli ekran powinien znajdować się w ogniskowej obrazowej układu optycznego oka. Należy pamiętać, że przedstawiona tu budowa oka ma charakter prostego modelu a zamieszczone na schemacie wymiary będą różnić się w stosunku do oka rzeczywistego i modeli w zależności od stopnia zastosowanych uogólnień i przybliżeń.

Aby wskazać co różnicuje te modele musimy odnieść się do poszczególnych powierzchni optycznych i powiązać je z danymi biometrycznymi. Tak np. pierwszą powierzchnią optyczną jaką napotyka promień świetlny w oku rzeczywistym jest cienka warstwa (ang. thin film) w postaci filmu łożowego. Realizuje ona szereg funkcji biologicznych jak również pewne zadania fizyczne powiązane z mechaniką jak i optyką. O znaczeniu biologicznym i mechanicznym nie będziemy wspominać. Wspomnimy tylko o tych funkcjach, które mają znaczenie optyczne. Z punktu widzenia fizyki-optyki stanowi ona warstwę o pośrednim współczynniku załamania redukującą refraktancję a konkretniej straty fressnlowskie przy przejściu światła przez granicę dwóch ośrodków optycznych oraz redukuje rozwinięcie powierzchni (jej chropowatość) co wpływa na stopień redukcji rozproszenia od dyfuzyjnego (obserwowana ziarnistość rogówki) na kierunkowo-dyfuzyjne (silny refleks rogówkowy). Co ciekawe żaden z modeli nie uwzględnia filmu łożowego a kompensuje moc łamiącą na granicy tego ośrodka z rogówką. Powodem tego jest założenie równomiernego rozłożenia filmu łożowego na powierzchni rogówki i przyjęcie tych samych parametrów krzywiznowych.

Drugą i trzecią istotną z punktu widzenia pracy powierzchnią optyczną jest przednia i tylna powierzchnia rogówki. Ze względu na tematykę pracy szczegółowy opis budowy rogówki jako głównego elementu refrakcyjnego w oku, poddawanego zmianom geometrycznym, został wyodrębniony dokładnie i przedstawiony w osobnym rozdziale. Tutaj należy tylko wspomnieć, że rogówka w swojej budowie jest toryczna, asferyczna i asymetryczna co różnicuje modele w zależności od przyjętych uogólnień (obecność lub brak takich cech jak asferyczność czy toryczność). Modele nie różnicują się w obrębie asymetrii czy uogólnienia materiałowego. Mimo licznych warstw rogówka, ze względu na niską rozpiętość współczynnika załamania, w spotykanych modelach traktowana jest

jako materiał o jednakowym uśrednionym współczynniku załamania w całej swojej objętości.

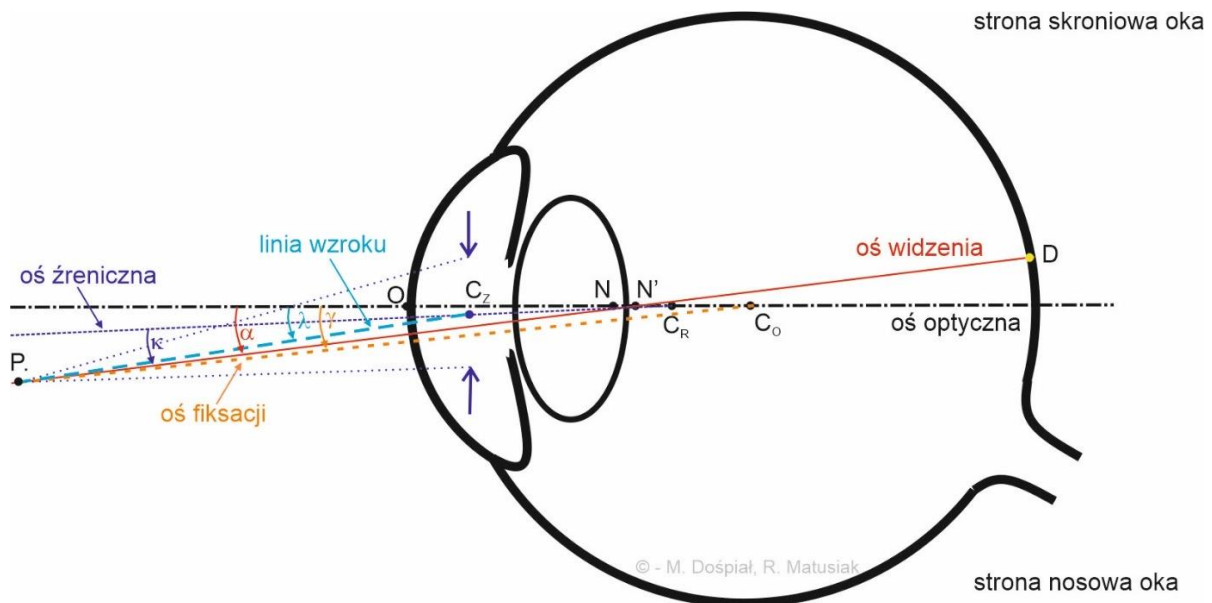
Następnym elementem jest soczewka oczna. Podobnie jak w przypadku rogówki soczewka jest toryczna i asferyczna tyle, że ze względu na możliwość zmiany mocy oraz materiał o zmiennym współczynniku załamania GRIN uogólnienia w różnych modelach nie tylko będą się różnicować ze względu na uwzględnienie toryczności czy asferyczności ale również ilość powierzchni optycznych (co ma ilustrować uśredniony współczynnik załamania np. w obszarze kory i jądra soczewki) jak i stanem akomodacji (oko spoczynkowe czy maksymalnie zakomodowane - różnica w mocy i położeniu soczewki) [23].

Ostatnim elementem układu optycznego jest siatkówka, która jak już wspomniano pełni rolę ekranu. We wszystkich modelach siatkówka ma kształt kulisty, aczkolwiek w tych bardziej skomplikowanych modelach, Autorzy opisują ją współczynnikami asferyczności. W żadnym z modeli jak również i w przypadku oka rzeczywistego kształt siatkówki nie pokrywa się z powierzchnią Petzvala. Istotnym dla formowania obrazu na jej powierzchni jest również fakt, że oko rzeczywiste nie jest symetryczne zarówno w obrębie kształtu niektórych powierzchni jak i rozłożenia osiowego elementów a obraz powstający w nim nie jest formowany w punkcie najlepszej fiksacji a w obszarze dołeczka. Dlatego oprócz opisanej budowy geometrycznej układu optycznego oraz ukazanej w kolejnym rozdziale budowie rogówki zasadnym jest przedstawienie różnego rodzaju osi występujących w oku. Stanowią one podstawę do charakterystyki istotnych punktów mieszczących się na powierzchni rogówki (co ma znaczenie dla treści tej pracy szczególnie w kontekście aberracji pozaosiowych), dodatkowo są również użyteczne w interpretacji niektórych z uzyskanych wyników w szczególności w kontekście różnic między okiem rzeczywistym a modelem. Wszystkie modele opisujące oko upraszczają układ poprzez rozmieszczenie elementów optycznych na wspólnej osi [23].

W konwencjonalnych, symetrycznych układach optycznych oś optyczna jest osią symetrii obrotowej wszystkich elementów układu optycznego przechodzącą przez środki optyczne każdej powierzchni elementu tego układu. Ponieważ w oku rzeczywistym mamy brak pełnej symetrii obrotowej czy to pojedynczych powierzchni optycznych, czy położenia całych elementów, oś optyczna jest definiowana, jako oś najlepszego dopasowania przechodząca przez

środku optycznego powierzchni dopasowanych krzywymi sferycznymi. Oś ta stanowi punkt odniesienia do opisu pozostałych osi w oku [23].

Przebieg osi widzenia, źrenicznej, optycznej oraz linii wzrokowej przedstawiono na rys. 4.



Rys. 4 Układ optyczny oka z naniesionymi osiami: optyczną, źreniczną, fiksacji i linią wzrokową oraz odpowiednio zaznaczonymi punktami charakterystycznymi: P – położenie przedmiotu lub punkt fiksacji, O – wierzchołek rogówki, Cz – środek źrenicy oka, N, N' – punkty węzłowe, CR – środek krzywizny rogówki, Co – środek obrotu gałki ocznej, D – dołeczek [rys. własny].

Linia wzroku jest to linia łącząca punkt fiksacji P i środek źrenicy wejściowej Cz. W optyce przyosiowej definiowana jest jako paralaksjalny promień źrenicy. Linia wzroku jest najważniejszą osią z punktu widzenia funkcji wzrokowych, w tym zabiegów refrakcji czy ortokorekcji, ponieważ wyznacza środek wiązki światła wpadającego do oka. Należy jednak pamiętać, że linia ta nie jest ustalona, ponieważ centrum źrenicy oka może zmieniać położenie wraz z wahaniami wielkości źrenicy. Miejsce, w którym przecina rogówkę nazywa się centrum obserwacji rogówki (ang. corneal sighting centre) [25] lub rogówkowym centrum widzenia (ang. visual centre of the cornea) [26]. Linia wzrokowa tworzy z osią źreniczną kąt κ .

Oś wzrokowa (widzenia) jest to linia łącząca punkt fiksacji, przechodząc przez punkty węzłowe, z dołączkiem. W związku z powyższym nie jest to pojedyncza linia prosta, ale linia składająca się z dwóch odcinków PN oraz N'D. Stanowi ona wygodną oś odniesienia dla funkcji wzrokowych, zwłaszcza, że nie zależy od wielkości źrenicy. Zwykle znajduje się blisko linii wzroku na rogówce i źrenicy wejściowej. Oś wzrokowa tworzy z osią optyczną kąt γ .

Reasumując przyczyny powodujące zróżnicowanie sposobów opisu układu optycznego oka jego modele możemy sklasyfikować w następujący sposób [22-24]:

- różniące się ilością powierzchni refrakcyjnych
 - uproszczone, w których oko jest traktowane jako jeden ośrodek optyczny (załamanie na pojedynczej powierzchni sferycznej);
 - model uproszczony Emsley'a
 - z soczewką jednorodną – rozróżnione są poszczególne struktury wchodzące w skład oka (rogówka, ciecz wodnista, soczewka, ciało szkliste); soczewka wewnątrzgałkowa jest traktowana jako jeden ośrodek
 - Model Yvesa Le Granda
 - Model Navarro
 - Model Dubbelmana
 - Model Alvarro Gullstranda
 - z podziałem na jądro i korę – soczewka wewnątrzgałkowa jest podzielona na dwa ośrodki – twarde silniej załamujące światło jądro i otaczającą z obu stron jądro miękką korę
 - Model Alvarro Gullstranda
 - Model Davida Atchinsona
 - Model Kooijmana
 - z soczewką gradientową – o zmiennym współczynniku załamania
 - Model Liou & Brennana
- różniące się kształtem powierzchni refrakcyjnych
 - uogólnione sferyczne
 - Model prosty/pełny Alvarro Gullstranda
 - Model prosty teoretyczny Yvesa LeGranda
 - Model teoretyczny Yvesa LeGranda

- Model uproszczony Emsley'a
- Model Walkera
- z uwzględnieniem asferyczności
 - Model rozszerzony Navarro
 - Model Liou & Brennana
 - Model Indiana
 - Model Kooijmana
- z uwzględnieniem toryczności
 - Model rozszerzony Navarro
 - Model Liou & Brennana
- uwzględniające akomodację
 - Model prosty/pełny Alvarro Gullstranda
 - Model prosty teoretyczny Yvesa LeGranda
 - Model teoretyczny Yvesa LeGranda
 - Model rozszerzony Navarro
- różniące się innymi cechami
 - uwzględniające diafragmę
 - uwzględniające chromatyczność oka
 - Model rozszerzony Navarro
 - Model Liou & Brennana
 - Model uproszczony Emsley'a
 - Model Indiana

W pracy zastosowano jeden z bardziej skomplikowanych modeli tj. Navarro. Jego szczegółowy opis oraz wprowadzone modyfikacje dokonane na potrzeby pracy zostały opisane dalej w części praktycznej i metodologii pracy.

I.1.2. BUDOWA I ROLA ROGÓWKI

Budowę rogówki możemy rozbić na dwa odrębne opisy. Pierwszy z nich będzie koncentrował się na budowie fizjologicznej, natomiast drugi na geometrycznej (opis geometrii soczewki, którą tworzy rogówka).

Rogówka (ang. cornea) jest przezroczystą, bezbarwną, gładką oraz nieposiadającą naczyń krwionośnych błoną, która ze względu na swoją

lokalizację w przednim odcinku oka oraz największą moc łamiącą w układzie optycznym oka jest uważana za główną część gałki ocznej.

Należy zaznaczyć, że taka, spotykana w naukach biologicznych, jej charakterystyka jest jednak pewnym uogólnieniem, a jej cechy wynikają bezpośrednio z właściwości fizycznych. Tak np. analizując jej przezroczystość, z fizycznego punktu widzenia, opisane cechy są efektem, zarówno wygładzenia lekko chropowatej rogówki o rozwinięciu powierzchni rzędu $0.65 \pm 0.06 \mu\text{m}$ [27] przez film łzowy, jak również jej właściwości transmisyjnych. Ponieważ chropowatość powierzchni czy inaczej wielkość niejednorodności powierzchni, jest znacznie większa od długości fali (zakres promieniowania widzialnego 400-700 nm) można światło w tym modelu traktować, jako wiązkę promieni świetlnych nieulegających dyfrakcji, które ulegają odbiciu lub załamaniu przy przejściu pomiędzy ośrodkami o różnych własnościach optycznych. W tym przypadku, do opisu propagacji światła będzie można stosować fenomenologiczne wzory optyki geometrycznej (prawo odbicia, załamania, wzory Fresnela). Jednocześnie pozwala to na stwierdzenie, że wysuszona rogówka, bez filmu łzowego, będzie charakteryzować się pewnym stopniem matowości, która powstaje na skutek rozproszenia dyfuzyjnego. Jej uwodnienie spowoduje znaczne wygładzenie powierzchni, przez co będzie się wydawać gładką i przezroczystą substancją. Z kolei bezbarwność jest wynikiem doskonałej transmitancji światła przez rogówkę w zakresie promieniowania widzialnego.

Rogówka ma za zadanie spełniać dwie podstawowe funkcje tj. ze względu na kształt, gładkość i przezroczystość powierzchni ma odgrywać rolę soczewkowego elementu optycznego, który pełni funkcję w ogniskowaniu wrażenia wzrokowego (przedmiotu) na elemencie receptorowym oka – siatkówce. Druga funkcja jest ochronna, którą pełni w aparacie ochronnym oka. Rogówka wraz z twardówką tworzą włóknistą błonę, która pozwala na utrzymanie prawidłowego kształtu gałki ocznej, co chroni oko przed uszkodzeniami, głównie mechanicznymi [19-23].

BUDOWA FIZJOLOGICZNA ROGÓWKI

W przekroju osiowym rogówka ma pięć warstw, które różnią się od siebie grubością i strukturą, a każda z nich pełni inną rolę.

Nabłonek (łac. *epithelium anterius corneae*) posiada od pięciu do siedmiu warstw o łącznej grubości od 50 do 52 μm oraz trzech, różnych typów komórek ułożonych na błonie granicznej. Nabłonek charakteryzuje się dużą aktywnością metaboliczną oraz posiada znakomitą zdolność regenerowania się [19, 28-30].

Warstwa Bowmana (łac. *lamina limitans anterior corneae*) jest cienką, bezkomórkową membraną rogówki, zbudowaną głównie z włókienek kolagenowych o małej średnicy i łącznej grubości 12 μm . Błona pomaga utrzymać kształt rogówki oraz chroni przed urazami [19, 28-30].

Zrąb rogówki (łac. *substantia propria corneae*) reprezentuje 4/5 grubości rogówki i zbudowana jest przeważnie z uwodnionego typu kolagenu. Jej regularna struktura zapewnia prawidłowe właściwości optyczne, jak również wytrzymałość mechaniczną. Keratocyty, usytuowane w istocie właściwej, utrzymują przejrzystość, wspomagają prawidłowy rozwój oraz wspierają leczenie ran [19, 28-30].

Błona Descemeta (łac. *lamina limitans posterior corneae*) jest twardą i elastyczną membraną złożoną z drobnych nitek kolagenowych, będącą ochroną przed stanami zapalnymi oraz urazami [19, 28-30].

Nabłonek tylny rogówki (łac. *epithelium posterius corneae*) – śródbłonek, jest pojedynczą warstwą heksagonalnych komórek. Tylni nabłonek rogówki nie posiada zdolności regeneracyjnych a ich gęstość u osoby dorosłej wynosi około 2500 komórek/ mm^2 , która maleje wraz z wiekiem [19, 28-30].

Każda z opisanych warstw ma odrębne przeznaczenie i pełni ważną rolę w funkcjonowaniu rogówki i całego oka.

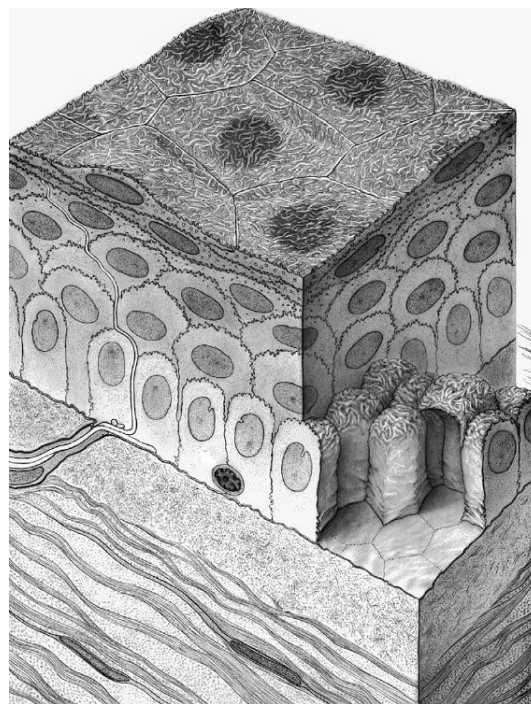
Nabłonek rogówki, wraz z filmem łzowym, tworzy pierwszą barierę ochronną dla oka i innych warstw rogówki przed zagrożeniami płynącymi ze środowiska zewnętrznego, takich jak: kurz, woda i bakterie. Jednolita, wielowarstwowa, nierogowaciejąca, płaskonabłonkowa warstwa nabłonka zbudowana jest z 5-7 warstw m. in. warstwy powierzchniowej i 3 rodzajów komórek, takich jak: komórki skrzydłowate i komórki podstawowe (rys. 5) [19, 30].

Najbardziej zewnętrzne komórki nabłonka rogówki tworzą dwie warstwy komórek, które charakteryzują się równą powierzchnią. Przyjmują płaski kształt o rozmiarach 40-60 μm średnicy i 5 μm wysokości. Komórki te posiadają rozległe mikrokosmki, które z kolei są pokryte glikokaliksem. Hermetyczne połączenia pomiędzy bocznymi ściankami a powierzchniowymi komórkami stanowią zapórę w przemieszczaniu międzykomórkowym materii oraz pobieraniu nadmiaru płynu

z filmu łowego [19, 30]. Komórki, które uległy degradacji poprzez procesy starzenia nie są silnie związane z powierzchnią i zostają usunięte a następnie zastępowane komórkami z niższych warstw.

Warstwa pośrednia składa się od dwóch do trzech warstw komórek skrzydłowych. Komórki te są mniej płaskie od komórek powierzchniowych, ale dysponują podobnie ciasnymi połączeniami pomiędzy komórkami. Dzięki swojej strukturze warstwa ta przypomina warstwy kolczyste naskórka.

Najgłębsza warstwa nabłonka rogówki składa się z komórek podstawnych tworzących pojedynczą warstwę komórek walcowatych o średnicy od 8 do 10 μm oraz wysokości od 18 do 20 μm . Komórki te mają ograniczone działanie mitotyczne i dlatego uważa się je za źródło komórek skrzydłowych i powierzchniowych. Komórki podstawne posiadają jądra w kształcie owalnym o średnicy około 5-6 μm ułożone pod kątem prostym do powierzchni rogówki. Górna powierzchnia komórki sąsiaduje z komórkami skrzydłowatymi a za pomocą hemidesmosomów łączy się z leżącą pod nią błoną podstawną [19, 30].



Rys. 5 Przekrój rogówki z uwydatnionym podziałem nabłonka rogówki na poszczególne warstw, który następnie łączy się z błoną Bowmana i istotą właściwą rogówki [30].

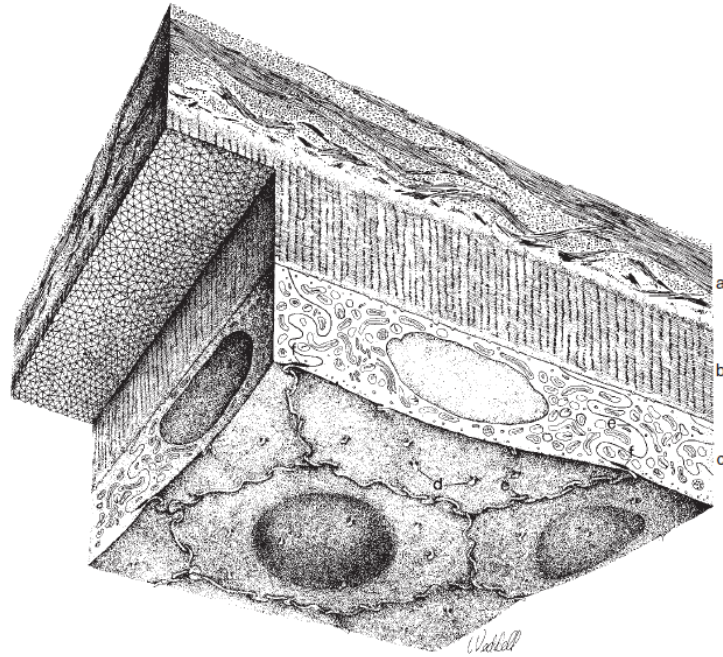
Warstwa Bowmana (lub membrana Bowmana) jest usytuowana pod nabłonkiem i stanowi warstwę graniczną o grubości od 8-12 μm (rys. 5). Posiada gęstą strukturę składającą się z drobnych włókien kolagenowych o średnicy od 20 do 25 nm. Włókna rozlokowanie są losowo i ułożone w różnych kierunkach

a dzięki usieciowieniu wspomagają utrzymanie kształtu rogówki. Błona Bowmana jest wytworzona w okresie prenatalnym przez nabłonek. Błona jest bardzo twarda i odporna na uszkodzenia, jeśli jednak zostanie uszkodzona to powstanie zmętniała blizna, ponieważ membrana nie posiada zdolności do regenerowania się [19, 30].

Istota właściwa zapewnia największą część obszaru rogówki i stanowi 90% jej grubości tj. 400 μm do 500 μm . Stroma zbudowana jest z przezroczystych włókien kolagenowych formujących się w blaszki, które przeplatając się i łącząc ze sobą układają, warstwowo, równoległe do powierzchni rogówki (rys. 5 i 6). W rejonie przednim blaszki mają grubość od 0,2 do 1,2 μm oraz szerokość od 0,5 do 30 μm . Z kolei w obszarze tylnym płatki są większe a ich grubość to 1 do 2,5 μm , szerokość od 100 do 200 μm . W zrąbie można zaobserwować zmienność sieciowania się w zależności od głębokości, z większą gęstością w części przedniej. W istocie właściwej rogówki identyfikujemy kolagen typu I oraz V. Macierz, wypełniająca miejsce pomiędzy włóknami składa się z proteoglikanu (PG) i glikozoaminoglikanu (GAG). Proteoglikan wpływa na elastyczność i wytrzymałość rogówki, a glikozoaminoglikan posiadający właściwości hydrofilowe znakomicie wiąże się z wodą i dzięki temu utrzymuje wysokie uwodnienie rogówki [19, 28-30].

Błona Descementa jest błoną tylną, podstawną śródbłonka, która graniczy z istotą właściwą i śródbłonkiem (rys. 6). Jest wytwarzana przez komórki śródbłonka i zmienia swoją gęstość oraz grubość w ciągu życia. U małego dziecka grubość błony wynosi około 5 μm , następnie zwiększa swoją grubość do 15 μm u dorosłego człowieka. Membrana Descementa utworzona jest z dwóch warstw: przedniej o grubości 3 μm , która jest siatką cienkich włókien kolagenowych i tylnej, mocno spojonej ze śródbłonkiem buduje jednorodną konstrukcję, która dzięki swojej architekturze tworzy elastyczną i odporną membranę pełniącą funkcję osłony przed urazami i niektórymi stanami chorobowymi. Tylna błona graniczna posiada zdolność do regenerowania się w przeciwieństwie do warstwy Bowmana [19, 28-30].

Śródbłonek rogówki jest pojedynczą warstwą komórek, która znajduje się w bezpośrednim sąsiedztwie komory przedniej (rys. 6). Prawidłowy śródbłonek zbudowany jest ze spłaszczonych w większości sześciokątnych komórek o grubości wynoszącej zwykle 10 μm , która maleje wraz z wiekiem.



Rys. 6 Przekrój tylnej części rogówki z uwydatnionym podziałem na poszczególne warstwy: a – istota właściwa, b - błona Descemonta, c- śródbłonek rogówki [30].

Warstwa komórek, spoczywająca na błonie Descemonta, ściśle przylegając do siebie tworzy szczelny obszar, który chroni zrąb rogówki przed płynem znajdującym się w komorze przedniej. Barierna część śródbłonka jest przepuszczalna, co umożliwia przenikanie jonów niezbędnych do ustalenia gradientu osmotycznego. Gęstość komórek śródbłonka jest zmienna i zmniejsza się z 3500 - 4000 komórek/mm² u dzieci do około 1500-2000 komórek/mm² u ludzi starszych. Ponieważ komórki nie tworzą się na nowo ani nie regenerują, to zmuszone są zwiększać swoją powierzchnię. Zbyt niska gęstość komórek śródbłonka, poniżej 400 komórek/mm² może spowodować rozszczelnienie połączeń między komórkami i przenikanie cieczy wodnistej do zrębu rogówki [19, 28-30].

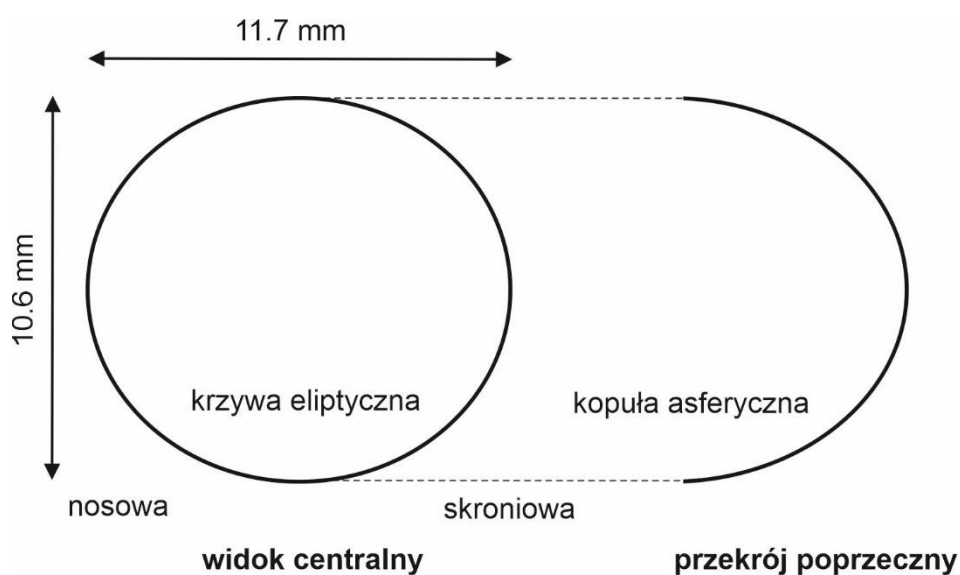
GEOMETRYCZNA BUDOWA ROGÓWKI

Rogówkę, jako obiekt soczewkowy w układzie optycznym oka należy również poddać analizie geometrycznej. Z jej budowy wynika szereg właściwości optycznych, jak i fizjologicznych.

Rogówka w swojej budowie stanowi rodzaj kompozycji: eliptyczności, asferyczności i asymetrii [31, 32]. Rozpatrując jej budowę możemy zapisać, że:

z południkowego punktu widzenia, jest ona opisana elipsoidą, która stanowi źródło astygmatyzmu rogówki; z punktu widzenia strefowego jest asferyczna, ponieważ promień krzywizny różni się pomiędzy środkiem a obwodem; z sektorowego punktu widzenia jest asymetryczna, ponieważ sektor nosowy jest zwykle bardziej płaski niż sektor skroniowy [31, 32]. Tak skomplikowana budowa powoduje, że aby prawidłowo scharakteryzować soczewkę, jaką jest rogówka potrzebna jest znajomość wielu wymiarów geometrycznych. Wymiary te obejmują wielkości, takie jak: średnice, meridiany, promienie krzywizny, strefy rogówkowe, grubość rogówki – odległość powierzchni optycznych, krzywe opisujące kształt rogówki, moc łamiąca, geometryczne punkty orientacyjne [31, 32].

Pośród meridianów możemy wyliczyć dwa składające się na widok przedni rogówki tj. horyzontalny i wertykalny oraz trzeci zenitalny ilustrujący wraz z meridianem wertykalnym przekrój pionowy rogówki (rys. 7).



Rys. 7 Średnice i przekroje rogówki.

Jak można zaobserwować na rys. 7 rogówka, przy obserwacji skierowanej centralnie na wprost jej wierzchołka, ma kształt elipsy. Średnica rogówki u dorosłej osoby wynosi od 11 do 12 mm w poziomie (wzdłuż meridianu tangencjalnego) i o 1 mm mniej w pionie (wzdłuż meridianu sagitalnego). Poza tym obszarem rogówka przechodzi w nieprzezroczystą twardówkę.

Rogówka ma dwie powierzchnie: przednią i tylną o przybliżonych i uśrednionych promieniach, odpowiednio 7,8 mm i 6,4 mm [31, 32]. Obie powierzchnie wykazują również niewielki astygmatyzm, co ma związek z różnicą

promieni w przekrojach wertykalnym i horyzontalnym. Typowa wielkość promienia w kierunku wertykalnym jest mniejsza i stanowi źródło fizjologicznego astygmatyzmu rogówkowego o wartości około 0,5 D. Zaobserwowano również, że istnieje związek między zewnętrznym i wewnętrznym promieniem krzywizny i ma on charakter zależności liniowej opisanej równaniem [33-35]:

$$R_2 = 0.81 R_1. \quad (1)$$

gdzie R_1 – zewnętrzny promień rogówki, R_2 – wewnętrzny promień rogówki. Oba, podane wcześniej promienie odnoszą się do środkowej (osiowej) strefy rogówki.

Analizując powierzchnię przednią, przy przemieszczeniu na peryferia rogówki, promienie zwiększają się, wskazując bardziej płaski obwód rogówki. Taka zmiana jest charakterystyczna dla powierzchni, których opisu nie da się dokonać za pomocą sfery i noszą nazwę powierzchni asferycznych (ang. conic curves).

W celu opisanie powierzchni rogówki stosuje się zatem krzywe stożkowe o symetrii obrotowej. Opisują je przedstawione poniżej tożsame równania [23, 36, 37]:

$$X^2 + Y^2 + (1 + Q)Z^2 - 2ZR = 0 \quad (2)$$

lub

$$h^2 + (1 + Q)Z^2 - 2ZR = 0 \quad (3)$$

bo

$$X^2 + Y^2 = h \quad (4)$$

W równaniach tych odpowiednio: oś Z pokrywa się z osią optyczną, R opisuje promień krzywizny powierzchni stożkowej, a Q opisuje jej asferyczność. Krzywe stożkowe, reprezentujące przekroje tych powierzchni, mogą przyjąć różne kształty w zależności od wartości parametru Q. Idąc od wartości ujemnych parametru Q, krzywa stożkowa będzie przyjmować kształt odpowiednio dla krzywej i powierzchni, kolejno: hiperboli i hiperboloidy obrotowej ($Q < -1$), paraboli i paraboloidy obrotowej ($Q = -1$), elipsy i elipsoidy obrotowej o wydłużonym od wierzchołka kształcie ($-1 < Q < 0$), koła i sfery ($Q = 0$) lub elipsy i elipsoidy obrotowej o spłaszczonym od wierzchołka kształcie ($Q > 0$) [23, 36, 37].

Atchison i Smith [23] przedstawili wpływ asferyczności na kształt powierzchni stożkowej przy zachowaniu bez zmian wartości promienia w równaniu 3 (rys. 8).

Obok wskazanej metody, opierającej się na parametrze Q , opisu asferyczności w układach optycznych (w tym np. rogówki) dokonuje się również w oparciu o opis spłaszczenia (p) lub ekscentryczności (e).

Spłaszczenie powierzchni (p) powiązane jest z asferycznością (Q) za pomocą zależności [23, 36]:

$$p = (1 + Q) \quad (5)$$

Z kolei przy opisie asferyczności rogówki za pomocą ekscentryczności elipsy, czyli inaczej określenia jej mimośrodu, dla meridianu wzdłużnego, gdzie oś Z jest osią główną, posługujemy się równaniem

$$\frac{(Z - a)^2}{a^2} + \frac{Y^2}{b^2} = 1, \quad (6)$$

gdzie a i b to półosie wielka i mała elipsy, a mimośród oblicza się z równania [23]:

$$e^2 = \frac{a^2 - b^2}{a^2}, \quad (7)$$

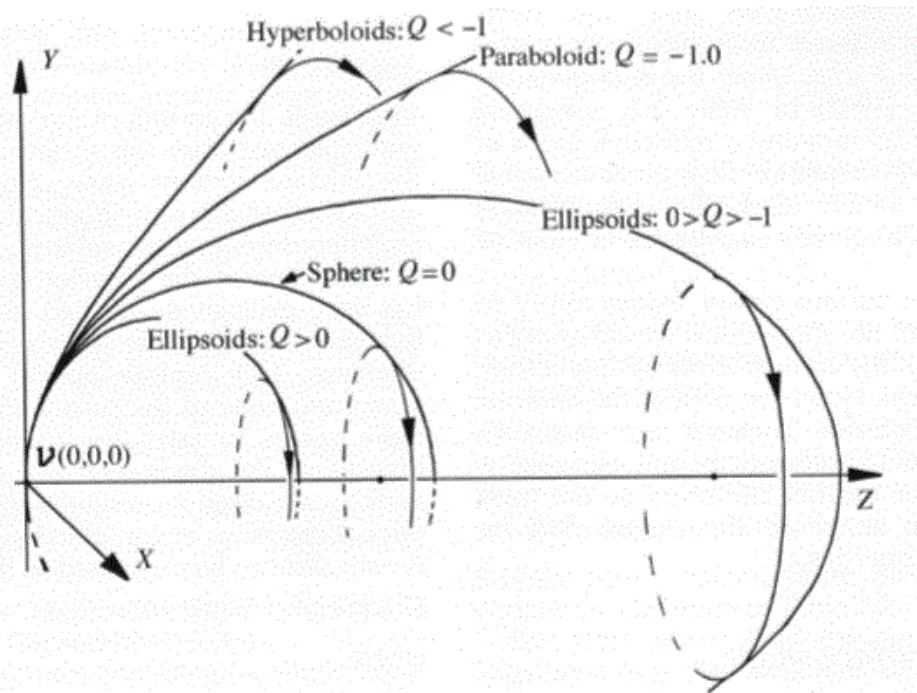
lub po przeliczeniu

$$e^2 = 1 - \frac{b^2}{a^2}. \quad (8)$$

Pozwala to zapisać związek spłaszczenia powierzchni z ekscentrycznością za pomocą równania:

$$p = (1 - e^2) \quad (9)$$

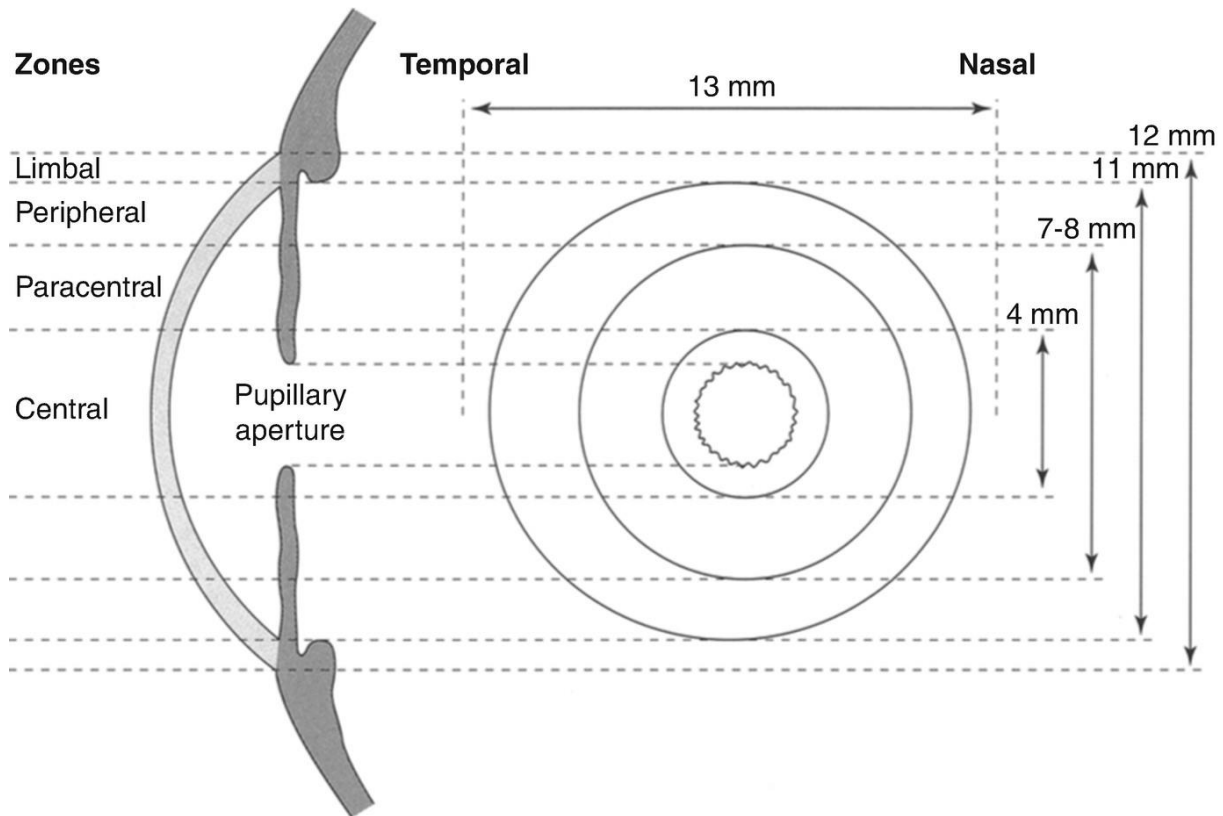
Jak już wspomiano w opisie asferyczności powierzchni optycznej wykorzystywane są wszystkie trzy metody zapisu (e , p , Q). Ich użycie ma charakter czysto obligatoryjny i zależy od autora publikacji, urządzenia pomiarowego stosowanego do pomiaru tych wielkości lub wyboru ustawień w urządzeniu.



Rys. 8. Wpływ asferyczności wyrażonej parametrem Q na kształt powierzchni stożkowych. Każda z prezentowanych powierzchni reprezentowana jest za pomocą takich samych wartości położenia wierzchołka, promienia i krzywizny [23].

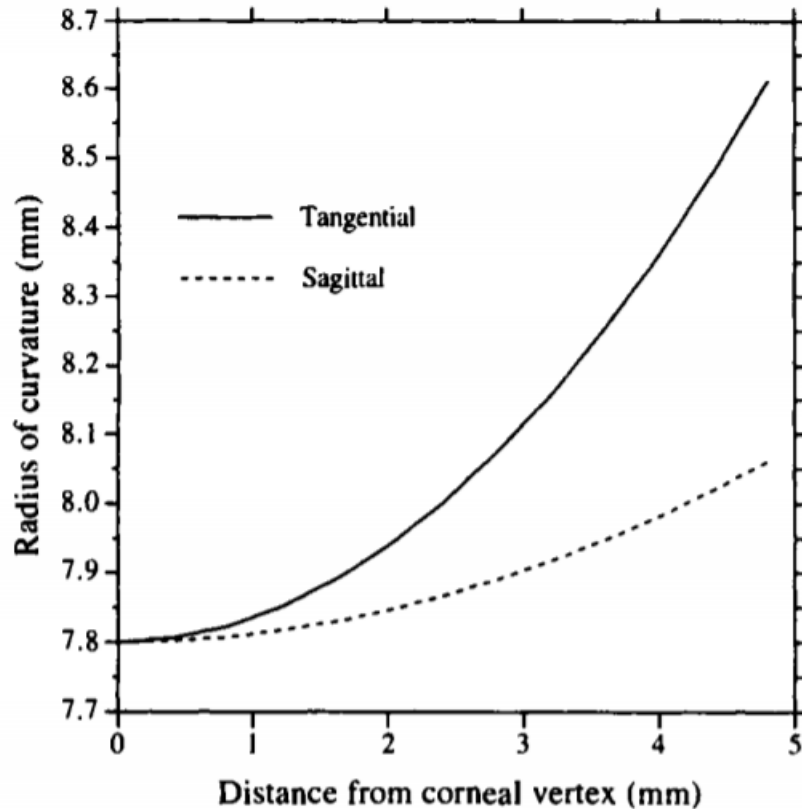
Wspomniane powyżej zmiany promienia krzywizny wraz ze zmianą odległości od wierzchołka rogówki powodują, że wygodnym staje się również wprowadzenie podziału strefowego powierzchni rogówki. Typowy, fizjologiczny podział rogówki przedstawia rys. 9, gdzie strefy dzielą się na: centralną, paracentralną oraz peryferyjną (prześciową) i naczyniową (obręcz). Ich rozmiary są różne w zależności od zastosowanego źródła literaturowego. W niniejszej pracy oparto się o podział wprowadzony na mapach topograficznych w urządzeniu Pentacam. Różni się wartościami liczbowymi w stosunku do podziału fizjologicznego z rys. 9. W urządzeniu tym strefa centralna obejmuje typowo średnicę do 3 mm, nakłada się na źrenicę i odpowiada za widzenie w wysokiej rozdzielczości. Część środkowa jest prawie sferyczna i nazywana jest strefą wierzchołkową lub osiową, często kojarzona z widzeniem zmierzchowym. Strefa paracentralna obejmuje powierzchnię pierścienia ograniczonego przez wycięcie strefy centralnej z okręgu ograniczonego średnicą do 5 mm. Reprezentuje obszar stopniowego spłaszczenia w kierunku trzeciej strefy. Strefa brzegowa obejmuje powierzchnię pierścienia ograniczonego przez wycięcie strefy centralnej i paracentralnej z okręgu ograniczonego średnicą do 7 mm. Znana jest również jako strefa prześciowa. Jest asymetrycznie bardziej płaska niż

strefa centralna. Segmenty nosowe i górne są bardziej płaskie niż skroniowe i dolne. Strefa obręczy obejmuje powierzchnię pierścienia ograniczonego przez wycięcie wszystkich opisanych stref z całej powierzchni rogówki. Przylega do twardówki i jest obszarem, w którym rogówka stromi się przed osiągnięciem twardówki [38].



Rys. 9 Podział rogówki na strefy fizjologiczne, idąc od środka: centralna, paracentralna, peryferyjna, obręczy [38]

Analizując dalej kształt rogówki należy również wskazać, że normalna rogówka spłaszcza się stopniowo od środka do obrzeża, przy czym dla meridianu horyzontalnego obszar nosa spłaszcza się bardziej niż obszar skroniowy. Występuje również różnica w stopniu spłaszczenia wzdłuż meridianów tangencjalnego (horyzontalny) i sagitalnego. Świadczy to o asymetryczności strefowej kształtu rogówki. Porównanie stopnia spłaszczenia wzdłuż meridianów ilustruje rys. 10.



Rys. 10. Profil spłaszczenia przedniej powierzchni rogówki wzdłuż meridianów sagittalnego i tangencjalnego [23]

Rogówka ma wypadkowy współczynnik załamania 1,376, a z kolei stykające się z nią ośrodki optyczne tj. film łzowy i ciecz wodnista mają współczynnik załamania równy 1,336. Mimo pokazania złożoności budowy rogówki w modelach fizycznych czy biomechanicznych przyjmuje się rogówkę, jako całość a wartość jej współczynnika załamania, jako wartość uśrednioną.

Promień krzywizny przedniej powierzchni rogówki wynosi w poziomie 7,8 mm, co odpowiada mocy rogówki 43,1 D (przyjmując moc nadaną kształtem rogówki przy przejściu między powietrzem a rozłożonym na niej filmie łzowym) lub 48,2 D przy uwzględnieniu układu: powietrze – film łzowy – przednia powierzchnia rogówki [39]. Z kolei w pionie krzywizna jest bardziej stroma i wynosi około 7,7 mm, co odpowiada mocy 43,6 D lub 48,8 D, stosując metodykę opisaną powyżej. Pomiaru tych wielkości dokonujemy metodami keratometrycznymi a wielkości powiązane z ich odczytami to odczyt centralny K (Kc lub Km), K1 i K2. K jest to średni środkowy odczyt Sim-K na przedniej powierzchni rogówki i reprezentuje ekwiwalent sferyczny rogówki. Pomiar keratometryczny skalibrowany jest na współczynnik załamania 1,3375, czyli podaje wyniki w układzie, gdzie moc nadana jest kształtem rogówki przy

przejściu między powietrzem a rozłożonym na niej filmie łożowym. Normalny, centralny Sim-K mierzony przez mapę strzałkową, charakterystyczny dla fizjologicznego stanu rogówki wynosi $<47,2D$ [32, 39].

Tylna powierzchnia rogówki posiada średnio promień krzywizny równy 6,5 mm i wykazuje niewielki astygmatyzm przeciwny w stosunku do przedniej powierzchni rogówki. Moc tylnej powierzchni rogówki wynosi $-6,2 D$, co ma związek z przejściem światła z gęstszego do rzadszego ośrodka optycznego.

Oprócz opisanej dotychczas geometrii poszczególnych powierzchni optycznych rogówki, w rozważaniach nad soczewką, która nie jest soczewką cienką należy uwzględnić jej grubość, czyli grubość rogówki. Należy tu jednak zaznaczyć, że fluktuacja grubości rogówki w populacji emmetropów (osób bez wady refrakcji) czy typowych ametropów (osób z wadą refrakcji) nie jest analizowana jako czynnik wpływający istotnie na moc układu optycznego oka. Grubość rogówki częściej rozważana jest w kontekście jej wpływu na ciśnienie wewnątrzgałkowe, możliwość wykonania niektórych zabiegów, zastosowania soczewek ortokeratologicznych, czy parametr wskazujący na obecność niektórych stanów patologicznych [32, 40, 41].

Kolejną grupę parametrów geometrycznych, charakteryzujących rogówkę i jednocześnie mających istotne znaczenie z punktu widzenia tematów powiązanych z treścią pracy, stanowią geometryczne punkty orientacyjne. Do punktów takich można zaliczyć tzw. wirtualne punkty orientacyjne opisane położeniem [32]:

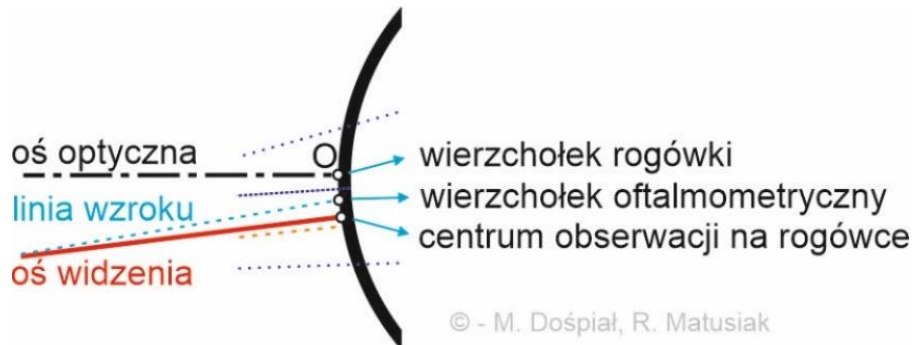
- wierzchołków,
- lokalizacji pkt. najcieńszej grubości (TL),
- środka źrenicy wejściowej.

Punkty te wyznaczone są na podstawie przebiegów różnych osi rogówki lub położenia jej charakterystycznych cech.

Przebieg osi widzenia, źrenicznej, optycznej oraz linii wzrokowej przez rogówkę, których położenie w oku opisano wcześniej podczas omawiania jego budowy, wyznaczają rogówkowe punkty charakterystyczne, takie jak wierzchołek rogówki, oftalmometryczny, jak również centrum obserwacji na rogówce. Punkty te zostały zaprezentowane na rys. 8.

Szczyt (wierzchołek) rogówki jest to geometryczne centrum rogówki, czyli przecięcie obrotowej osi anatomicznej przedniej powierzchni rogówki z tą powierzchnią. Punkt ten stanowi początek układu współrzędnych (x dla poziomej i y dla pionowej osi) w opisie geometrii rogówki. Wartości na osi x rosną od

prawej strony pacjenta na lewo, a y z dołu do góry. Na wybór tego punktu jako początku układu współrzędnych, istotny wpływ ma względna stałość jego położenia.



Rys. 11 Punkty charakterystyczne na powierzchni rogówki oraz ich korelacja z osiami: optyczną, widzenia i linią wzroku.

Kolejnym punktem charakterystycznym jest położenie środka źrenicy wejściowej. Ze względu na brak symetrii obrotowej położenia wszystkich elementów optycznych oka, jak i samych kształtów tych elementów (w tym rogówki) oraz fakt przyjęcia wierzchołka rogówki, jako początku układu współrzędnych, położenie źrenicy wejściowej będzie miało niezerową wartość. Zasadniczo, z punktu widzenia optyki, przyjęcie jako początku układu współrzędnych jej położenia byłoby lepszym rozwiązaniem (w układach optycznych często przyjmuje się taką postawę). Niestety nie jest to możliwe ze względu na fakt, że środek ten ulega przesunięciu w wyniku zmiany jej rozmiaru. Wzajemne położenie środka źrenicy względem szczytu rogówki stanowi jeden z czynników analizowanych w kontekście schorzeń rogówki. Środek źrenicy powiązany jest jeszcze z jedną wielkością, charakteryzującą rogówkę kątem Kappa [32].

Kąt Kappa definiowany jest jako kąt pomiędzy osią wizualną (linią łączącą punkt mocowania z dołkiem) a osią źrenicy (linią przechodzącą przez źrenicę wejściową i prostopadłą do płaszczyzny rogówki). Kąt ten spełnia istotną rolę np. w chirurgii refrakcyjnej, jeśli chodzi o centrowanie ablacji laserowej, czy przy implantacji soczewek wieloogniskowych wewnątrzgałkowych (MFIOL). W urządzeniach opartych na systemie Scheimpfluga, kąt Kappa można w przybliżeniu określić w oparciu o połowę wartości współrzędnych X i Y środka źrenicy [32].

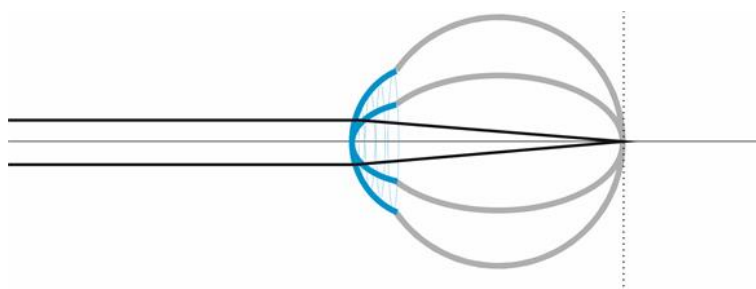
Innym, istotnym punktem charakterystycznym rogówki jest położenie szczytu pachymetrycznego, czyli lokalizacja punktu o najcieńszej grubości rogówki (ang. TL). Jak sama nazwa wskazuje położenie tego punktu wynika z pomiaru grubości rogówki. Parametr ten, u zdrowej populacji ludzi, przyjmuje wartości, w której przesunięcie na osi x ma charakter fizjologiczny i nie przekracza $-0,50$ mm. Jest on analizowany w kontekście obecności schorzeń rogówki, takich jak np. ektazja, która stanowi przyczynę dyskryminacji z aplikacji soczewek ortokeratologicznych. W przypadku przekroczenia wartości wzajemnego położenia tych punktów, które mieści się przedziale od $-0,5$ do $-1,0$ mm, analizie poddaje się czasową stabilność położenia tego punktu. Ma to związek z obecnością statystycznie istotnej grupy osób, u których przesunięcie to ma charakter fizjologiczny i jest stałe w czasie i nie wskazuje na obecność patologii [32, 42, 43].

Wierzchołek oftalmometryczny jest to punkt, w którym urządzenia keratometryczne (te mniej dokładne) dokonują pomiaru parametrów przedniej powierzchni rogówki. Jego pozycja wynika z orientacji oka podczas fiksacji na obiekt.

I.2. WADY REFRAKCJI

W poprzednim rozdziale omówiono podstawowe parametry oka fizjologicznie normatywnego. Należy jednak nadmienić, że ze względu tematykę pracy koniecznym jest również przynajmniej skrótowe przypomnienie podstawowych stanów, nie chorobowych, opisujących niemiarywości oka.

Oko, w którym układ optyczny posiada taką moc, że obraz w stanie braku napięcia mięśniowego dla przedmiotu teoretycznie nieskończenie odległego powstaje na siatkówce, która pełni rolę ekranu, oko nazywamy emmetropowym lub inaczej miarowym (rys. 12) [22].



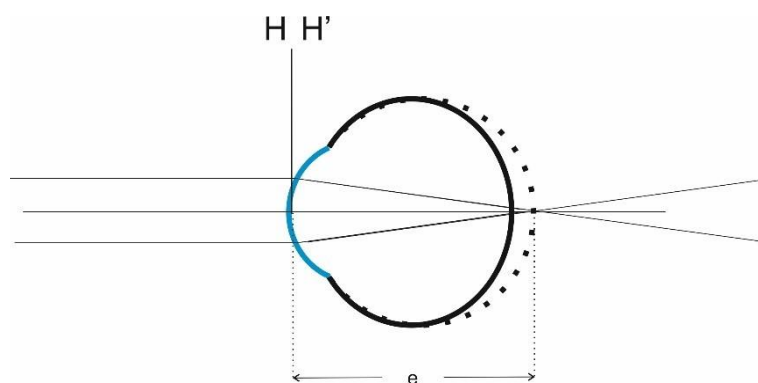
Rys. 12 Schemat ogniskowania obrazu w oku emmetropowym [44].

W sytuacji, kiedy obraz w oku jest rozogniskowany w stosunku do ekranu - siatkówki lub oko wykazuje astygmatyzm nazywamy je ametropowym lub inaczej niemiarowym. W zależności od przyczyny powstałej ametropii klasyfikujemy ją jako: nadwzroczność, krótkowzroczność lub astygmatyzm [22].

Ametropią oka, klasyfikowaną jako nadwzroczność, określamy wadę refrakcji, polegającą na rozogniskowaniu obrazu siatkówkowego przez układ optyczny oka, wynikającą z przeniesienia płaszczyzny obrazowej za siatkówkę. Podstawowe przyczyny, wywołujące takie zjawisko da się podzielić na dwie grupy: refrakcyjne - związane z zbyt małą mocą układu optycznego oka; oraz osiowe - związane z zbyt krótką gałką oczną, czyli ze zbyt małą odległością ekranu, jakim jest siatkówka od płaszczyzny głównej obrazowej oka [22].

W przypadku nadwzroczności refrakcyjnej zbyt mała moc łamiąca może wynikać z niezgodności w postaci zbyt dużych promieni krzywizny elementów układu optycznego oka lub zbyt małej wartości współczynników załamania ośrodków optycznych w oku.

Na rys. 13 przedstawiono przykładowy schemat ideowy ogniskowania promieni przyosiowych w oku nadwzrocznym. Linią przerywaną oznaczono długość oka emmetropowego (miarowego), a symbolem e oznaczono długość gałki ocznej w takim oku.

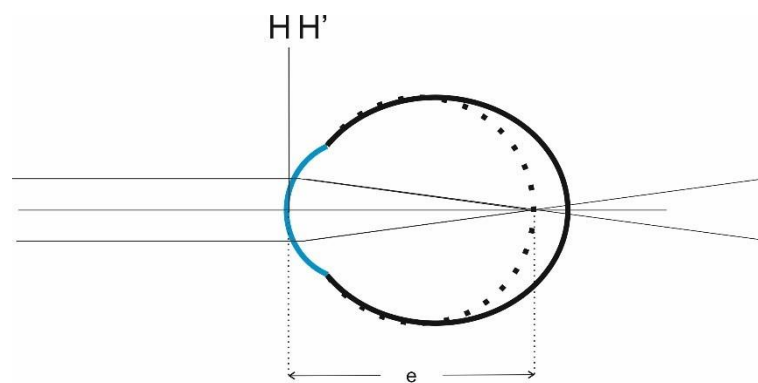


Rys. 13 Schemat ogniskowania obrazu w oku ametropowym – nadwzrocznym osiowo o zbyt krótkiej gałce ocznej [44].

Ametropią oka w postaci krótkowzroczności określamy wadę refrakcji polegającą na rozogniskowaniu obrazu siatkówkowego przez układ optyczny oka wynikającą z przeniesienia płaszczyzny obrazowej przed siatkówkę oka. Podstawowe przyczyny wywołujące takie zjawisko, podobnie jak w przypadku

nadwzroczności, da się podzielić na dwie grupy: refrakcyjne - związane z zbyt dużą mocą układu optycznego oka oraz osiowe - związane z zbyt długą gałką oczną, czyli ze zbyt dużą odległością ekranu jakim jest siatkówka od płaszczyzny głównej obrazowej oka. Analogicznie do przypadku nadwzroczności, w krótkowzroczności refrakcyjnej zbyt duża moc łamiąca oka może wynikać z niezgodności w postaci zbyt małych promieni krzywizny elementów układu optycznego oka lub zbyt dużej wartości współczynników załamania ośrodków optycznych w oku [22].

Na rys. 14 przedstawiono przykładowy schemat ideowy ogniskowania promieni przyosiowych w oku krótkowzrocznym. Podobnie jak w przypadku oka nadwzrocznego osiowo, linią przerywaną oznaczono długość oka emmetropowego (miarowego), a symbol e oznacza długość gałki ocznej w takim oku [22].



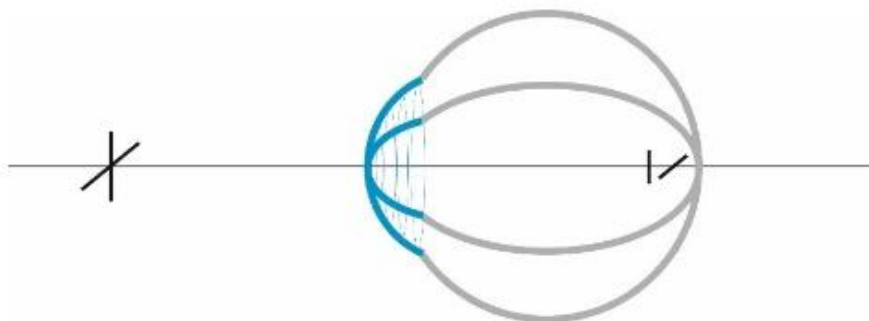
Rys. 14 Schemat ogniskowania obrazu w oku ametropowym – krótkowzrocznym osiowo o zbyt dużej gałce ocznej [44].

Ostatnim ze spotykanych typów ametropii jest astygmatyzm. Charakteryzuje się on rozbieżnym położeniem ognisk dla promieni padających wzdłuż głównych meridianów oka. Przyczyną takiego astygmatyzmu może być nadmierny brak symetrii obrotowej elementów układu optycznego. Podstawowa klasyfikacja typów astygmatyzmu opiera się o położenie ognisk w stosunku do siatkówki, czyli ekranu układu optycznego oka [22].

Zgodnie z układem ognisk wyróżniamy osiem podstawowych rodzajów astygmatyzmu, o ich klasyfikacji decyduje położenie ognisk, plamki najmniejszego rozproszenia oraz położenie kątowe silniejszego meridianu mocy. W przypadku, gdy jedno z ognisk wypada na siatkówce astygmatyzm nazywamy prostym. Z kolei, jeżeli oba ogniska wypadają poza siatkówką, astygmatyzm nazywamy złożonym. Wyjątek stanowi sytuacja, kiedy jedno z ognisk wypada

przed, a drugie za siatkówką. Przypadek taki nazywamy astygmatyzmem mieszanym. Podział, ze względu na położenie plamki najmniejszego rozmycia, podobnie jak w przypadku wcześniej opisanych wad refrakcji, będzie przypisywać położeniu plamki przed siatkówką krótkowzroczność, z kolei za siatkówką nadwzroczność [22]. Ostatni z podziałów rozróżnia położenie bliższe rogówce meridianu o większej mocy łamiącej. Typowo, podział w oku wynika z położenia fizjologicznego meridianów na rogówce, gdzie silniejsza moc łamiąca wypada w meridianie sagitalnym, a słabsza tangencjalnym. Położenie silniejszego meridianu mocy bliżej rogówki dla kierunku sagitalnego określamy jako astygmatyzm zgodny z regułą, dla kierunku tangencjalnego jako astygmatyzm przeciwny regule. W przypadku pośrednim, czyli gdy oś znajduje się od 30° do 60° jako astygmatyzm skośny.

Na rys. 15 przedstawiono przykładowy schemat ideowy ogniskowania promieni przyosiowych w oku niezbornym (astygmatycznym). Linia pionową oznaczono ognisko promieni pochodzących od meridianu sagitalnego a poziomą tangencjalnego [22].



Rys. 15 Schemat ogniskowania obrazu w oku ametropowym – przykład ilustruje astygmatyzm złożony, krótkowzroczny, zgodny z regułą [44].

I.3. ABERRACJE UKŁADÓW OPTYCZNYCH

Opisując rozchodzenie się fali w danym ośrodku możemy posłużyć się metodą opisu jej propagacji powiązaną z prędkością poprzez współczynnik załamania światła. W takim przypadku propagację opisujemy jako przemieszczenie się punktów, do których fala dochodzi w tym samym czasie –

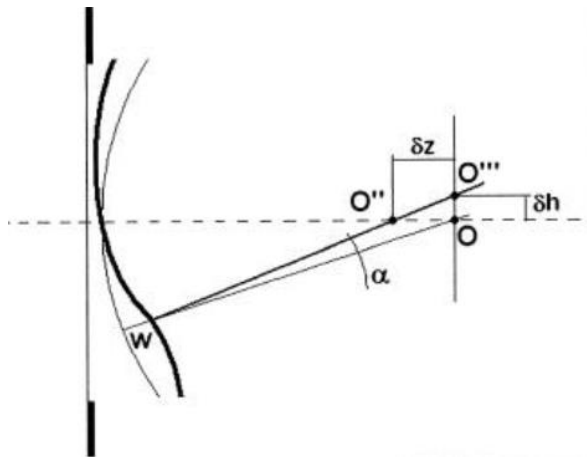
front falowy. Źródłem kulistego frontu falowego może być punktowe źródło światła bądź wąska szczelina. Z kolei płaskiego frontu falowego zbiór wielu leżących (niezmiernie blisko siebie) na jednej linii źródeł punktowych lub nieskończenie odległe źródło fali kulistej (lokalnie niewielki łuk niezmiernie odległego źródła światła da nam w dość dobrym przybliżeniu linię prostą) [45, 46].

Alternatywnym opisem rozchodzenia się fal świetlnych jest opis za pomocą promieni świetlnych. W tym przypadku obiekt odwzorowania staje się źródłem promieni świetlnych (źródło światła wtórne). Oba opisy korelują ze sobą, promienie świetlne są prostopadłe do frontu falowego [45, 46].

Front falowy czy to wiązka promieni świetlnych przemieszczając się w przestrzeni może trafić na obiekt, który doprowadzi do jej lub jego przekształcenia. Przykładem takiego obiektu może być oko, które jest układem optycznym. Zadaniem takiego układu optycznego jest przekształcenie przedmiotowej wiązki światła w wiązkę obrazową i skupienie jej na siatkówce, czyli ekranie. W układzie bezaberracyjnym odwzorowaniem kulistego frontu falowego, wychodzącego z danego punktu, będzie również kulisty front falowy, koncentrujący się w punkcie obrazowym. Punkt ten będzie dokładnym odwzorowaniem punktu przedmiotowego [45, 46]. Niestety, w rzeczywistych układach front falowy ulega zaburzeniom, a promienie świetlne prostopadłe do frontu falowego nie przecinają się w jednym punkcie i tworzą rozmytą plamę. To oznacza, że układ posiada aberrację odwzorowania.

I.3.1. PODSTAWOWE MIARY ABERRACJI, ABERRACJA ŚREDNIOKWADRATOWA RMS, WARTOŚĆ PV

Podstawowym sposobem opisu aberracji układu jest pokazanie różnicy między obrazem gaussowskim czoła fali wychodzącej z źrenicy a rzeczywistym frontem falowym czoła fali (rys. 16).



Rys. 16 Aberracja frontu falowego i różne jej miary [46]

Na rys. 16 zaznaczono podstawowe miary aberracji frontu falowego, gdzie odpowiednio: W – miara aberracji frontu falowego związana z odległością rzeczywistej powierzchni od idealnej kulistej w danym punkcie; δz - podłużna aberracja kątowa promienia wyznaczona z pomiaru odległości punktów przecięcia się normalnej, pochodzącej odpowiednio od idealnej fali kulistej z osią optyczną (promień wzorcowy) i normalnej do rzeczywistej powierzchni falowej wyznaczonej od punktu jej przecięcia z promieniem wzorcowym do punktu przecięcia z osią optyczną (promień rzeczywisty); δh – poprzeczna aberracja kątowa promienia wyznaczona z pomiaru odległości punktów przecięcia się promieni wzorcowego i rzeczywistego z prostą prostopadłą do osi optycznej, poprowadzoną w punkcie przecięcia się promienia wzorcowego z osią optyczną [46, 47].

Innym sposobem opisu aberracji jest analiza plamki najmniejszego rozproszenia. Z rozkładu deformacji fali w tym obszarze da się wyznaczyć, zarówno ogólne, jak i bardziej szczegółowe informacje jakościowe w zakresie zniekształcenia obrazu [46, 47].

W przypadku skomplikowanych aberracji czoła fali wygodnie jest określić wartość P-V (szczyt-dolina). Opisuje ona maksymalne odejście rzeczywistego od pożądanego wzorcowego czoła fali, zarówno w kierunku dodatnim, jak i ujemnym. Na przykład, jeśli maksymalne odejście fali w kierunku dodatnim wynosi $+0,35$, a maksymalne odejście w kierunku ujemnym wynosi $-0,15$, wówczas błąd czoła fali P-V wynosi $0,5$ [46].

Użycie P-V do określenia błędu czoła fali jest wygodne i proste, jednakże może wprowadzać w błąd. Wartość P-V jest określeniem maksymalnego błędu czoła fali, ale nie mówi nic o obszarze, w którym ten błąd występuje. Układ optyczny z dużym błędem P-V może w rzeczywistości działać lepiej niż układ z małym błędem P-V. Dlatego bardziej zasadnym jest określenie jakości czoła fali za pomocą błędu RMS frontu falowego [46, 47].

Metoda aberracji średniokwadratowej RMS (ang. root mean square) służy do oceny ogólnej jakości odwzorowania i jest jedną z najpopularniejszych metod stosowanych w tym celu w optyce. Wartość RMS obliczamy jako pierwiastek ze średniej wartości kwadratu aberracji falowej, stosując równanie [46, 47]:

$$RMS_W = \sqrt{\frac{\sum_{i,j} (W_{i,j})^2}{n}} \quad (10)$$

gdzie W – wartość aberracji w pkt i, j ; n – całkowita liczba punktów.

Zarówno wartość P-V, jak i RMS opisują aberrację w sposób globalny, nie niosąc ze sobą żadnej informacji na temat charakteru obserwowanych zmian frontu falowego. W celu poznania, typowo w optyce stosuje się opis aberracji wg. Seidla. Metoda ta niestety nie nadaje się do układu optycznego oka, gdyż zakłada symetrię obrotową elementów układu optycznego względem osi optycznej, a w oku takiej nie ma. Przypomnieć tu należy, że oś optyczna oka została opisana wcześniej i w oku stanowi oś najlepszego dopasowania, przechodzącą przez środki optyczne powierzchni dopasowanych krzywymi sferycznymi. W takim przypadku, do opisu aberracji stosuje się opis aberracji za pomocą wielomianów Zernikego.

Wielomiany Zernikego to sekwencja wielomianów, które są ortogonalne i ciągłe na jednostkowym okręgu. Oko stanowi układ optyczny, w którym źrenica jest w przybliżeniu okrągła. Wielomiany Zernikego zostały przyjęte jako matematyczny opis optycznych czoł falowych, propagujących się w układach o okrągłych diafragmach [46-51].

I.3.2. WIELOMIANY ZERNIKIEGO, ABERRACJE NISKIEGO RZĘDU, ABERRACJE WYŻSZEGO RZĘDU

Opis matematyczny, oferowany przez wielomiany Zernikego, jak wspomniano w poprzednim rozdziale, jest przydatny w określaniu wielkości i charakterystyk różnic między obrazem utworzonym przez układ optyczny a oryginalnym obiektem. Po raz pierwszy wielomiany te zastosowane zostały przez F. Zernike'a, w jego metodzie kontrastu fazowego do badania zwierciadeł kołowych, a od tego czasu zyskały szerokie zastosowanie w badaniu układów optycznych [46-51].

Przedstawiając krótko ich charakterystykę, wielomiany Zernikego są zbiorem nieskończonej liczby wielomianów ortogonalnych dwóch zmiennych: r - radialnej i θ - azymutalnej, w układzie biegunowym odniesionym do diafragmy kołowej, w przypadku oka jego źrenicy. Zmienna radialna określa odległość punktu od osi, a azymutalna kąt, jaki tworzy z osią poziomą. Wielomiany te mają trzy ciekawe cechy tj. [46, 48]:

¹ - mają właściwości symetrii obrotowej, które prowadzą do iloczynu wielomianu postaci

$$R(\rho)G(\theta), \quad (11)$$

gdzie $G(\theta)$ jest funkcją ciągłą, która powtarza się co 2π i spełnia warunek, że obrót układu współrzędnych o kąt α nie zmienia postaci wielomianu. To jest,

$$G(\theta + \alpha) = G(\theta)G(\alpha). \quad (12)$$

Przykładem takiej funkcji może być zbiór funkcji trygonometrycznych:

$$G(\theta) = e^{\pm im\theta}, \quad (13)$$

gdzie m – dowolna liczba naturalna lub 0.

² - funkcja radialna musi być wielomianem ρ stopnia n i nie zawierać potęgi ρ mniejszej niż m .

³ - $R(\rho)$ musi być parzyste, jeśli m jest parzyste i nieparzyste, jeśli m jest nieparzyste.

Wielomiany radialne można wyprowadzić jako szczególny przypadek wielomianów Jacobiego $R_n^m(\rho)$, dla których warunek ortogonalności i normalizacyjny definiuje się jako [44]:

$$\int_0^1 R_n^m(\rho) R_{n'}^m(\rho) \rho d\rho = \frac{1}{2(n+1)} \delta_{nn'} \quad (14)$$

i

$$R_n^m(1) = 1. \quad (15)$$

Uwzględniając wielomian radialny:

$$R_{2n-m}^m(\rho) = Q_n^m(\rho) \rho^m, \quad (16)$$

gdzie $Q_n^m(\rho)$ jest wielomianem stopnia $2(n-m)$, który można zapisać

$$Q_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{n-m} (-1)^s \frac{(2n-m-s)!}{s!(n-s)!(n-m-s)!} \rho^{2(n-m-s)}, \quad (17)$$

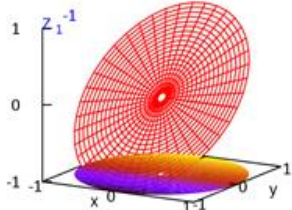
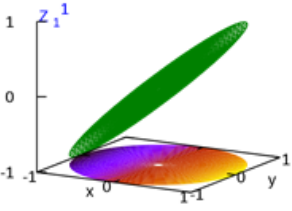
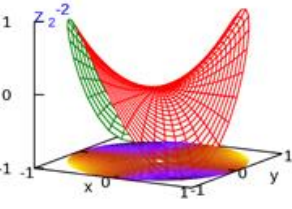
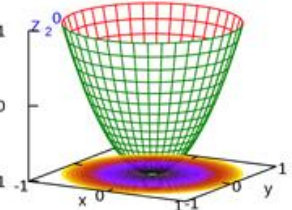
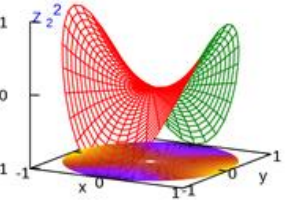
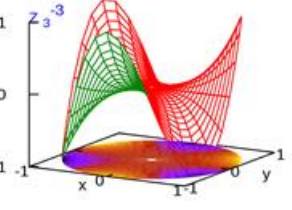
Przedstawiając wielomian radialny jako kombinację funkcji \sin i \cos możemy zapisać wielomian Zernikego. jako [46]:

$$W = \overline{\Delta W} + \sum_{n=1}^{\infty} \left[A_n Q_n^0(\rho) + \sum_{m=1}^n Q_n^m(\rho) \rho^m (B_{nm} \cos m\theta + C_{nm} \sin m\theta) \right]. \quad (18)$$

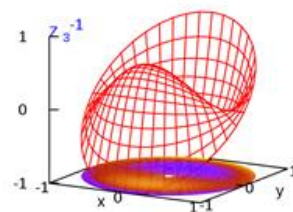
gdzie $\overline{\Delta W}$ średnia wartość różnicy ścieżki optycznej OPD (ang. optical path difference), A_n , B_{nm} , C_{nm} – współczynniki wielomianów.

Poniżej, w tabeli 1 przedstawiono zestaw wielomianów z odpowiadającą numeracją wielomianów, zgodną z notacją ANSI, nazwami aberracji i ich wizualizacją geometryczną. Linie pomiędzy wierszami oddzielają kolejne rzędy wielomianów. W tabeli podział na aberracje wyższego i niższego rzędu przebiega zgodnie z podwójną linią. Linia ta oddziela aberracje niskorzędowe LOA (ang. lower order aberrations) rozmieszczone do 2 rzędu (0, 1 i 2) od aberracji wyższych rzędów HOA (ang. higher order aberrations). Należy zaznaczyć, że zgodnie z niektórymi pozycjami literaturowymi, tłok oraz pochyły często opisywane są jako składowe charakteryzujące obraz, a nie jako aberracje [46].

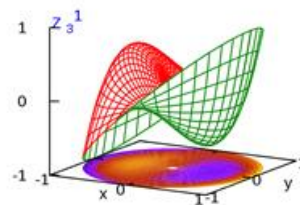
Tabela 1 Zestaw wielomianów Zernikego z numeracją zgodną z notacją ANSI wraz z ich wizualizacją geometryczną [46, 47, 52].

Nr	Wielomian	nazwa aberracji	postać graficzna
0	1	tłok	
1	$2\rho \sin\theta$	x-nachylenie	
2	$2\rho \cos\theta$	y-nachylenie	
3	$\sqrt{6}\rho^2 \sin(2\theta)$	astygmatyzm 90°	
4	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	przeogniskowanie	
5	$\sqrt{6}\rho^2 \cos(2\theta)$	astygmatyzm 45°	
6	$\sqrt{8}\rho^3 \sin(3\theta)$	90°- trefoli	

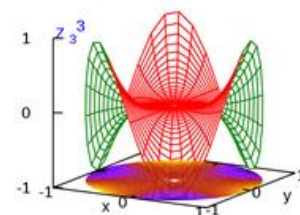
7 $\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \sin(\theta)$ 90°- koma



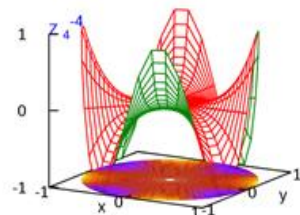
8 $\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \cos(\theta)$ 45°- koma



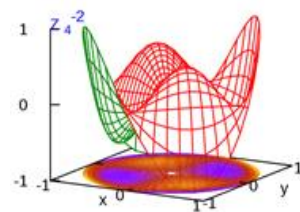
9 $\sqrt{8}\rho^3 \cos(3\theta)$ 45°-trefoil



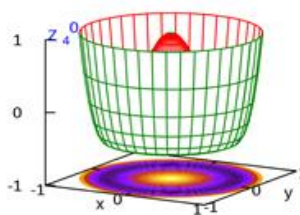
10 $\sqrt{10}\rho^4 \sin(4\theta)$ 90°- quadrafoil



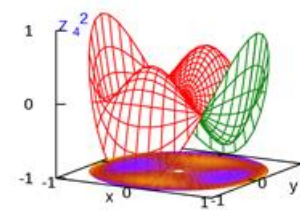
11 $\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin(2\theta)$ 90°- astygmatyzm drugorzędowy



12 $\sqrt{10}\rho^4 \sin(4\theta)$ aberracja sferyczna



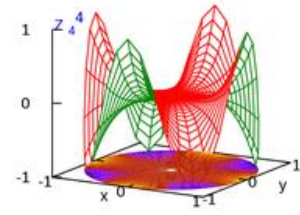
13 $\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos(2\theta)$ 45°-astygmatyzm drugorzędowy



14

$$\sqrt{10}\rho^4 \cos(4\theta)$$

45°-quadrafoil



I.4. ANALIZA FOURIERA W TOPOGRAFII ROGÓWKI

Analiza Fouriera w topografii rogówki wykorzystywana jest w dwóch aspektach tj. do analizy regularności mocy rogówki oraz odwrotnej analizy aberracji frontu falowego [53-56]. Pierwsza ze wskazanych metod wykorzystywana jest w toku pracy i dlatego zostanie omówiona dokładnie.

W metodzie analizy topografii rogówki wykorzystywane są szeregi Fouriera. Stanowią one serie trygonometrycznych funkcji sinusa i cosinusa o zwiększającym się współczynniku przed zmienną tj. odpowiednio $\cos ix$ oraz $\sin ix$, gdzie $i = 0, 1, 2, \dots$. Pozwalają one na przekształcenie dowolnej funkcji periodycznej w składniki trygonometryczne. Można to zilustrować w następujący sposób, dla funkcji o okresie 2π możemy zapisać $f(x) = f(x + 2\pi)$ i przetransformować ją w składowe harmoniczne Fouriera. Funkcja przyjmie wtedy postać [56]:

$$f(x) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{n=1}^{\infty}(a_n \cos nx + b_n \sin nx). \quad (19)$$

Współczynniki a_0 , a_n i b_n wyznacza się z równań [55]:

$$a_0 = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) dx \quad (20)$$

$$a_n = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos nx dx \quad (21)$$

$$b_n = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \sin nx dx \quad (22)$$

Analiza kliniczna mocy rogówki opiera się o podanie składowej sferycznej refrakcji oraz astygmatyzmu regularnego, a czasami w bardziej skomplikowanych przypadkach patologicznych przytacza się również pewne parametry opisujące nieregularności. Ze względu na asferyczny kształt parametry opisujące moc rogówki zwyczajowo są obliczane dla różnych jej stref na bazie pierścieni – mirów pomiarowych. Pierścienie takie nazywane są dzwonami i wykorzystywane są w keratografach do akwizycji danych topograficznych.

Współczynniki Fouriera dla jednego n-tego pierścienia danych funkcji $[f(\omega)]$ można obliczyć jako:

$$a_0 = 2 \sum_{\omega=1}^m \frac{f(\omega)}{m} \quad (23)$$

$$a_n = \frac{1}{\pi} \sum_{\omega=1}^m \left[f\left(\frac{2\pi\omega}{m}\right) \cos\left(n \frac{2\pi\omega}{m}\right) \left(\frac{2\pi}{m}\right) \right] \quad (24)$$

$$b_n = \frac{1}{\pi} \sum_{\omega=1}^m \left[f\left(\frac{2\pi\omega}{m}\right) \sin\left(n \frac{2\pi\omega}{m}\right) \left(\frac{2\pi}{m}\right) \right] \quad (25)$$

gdzie ω - całkowita liczba pierścieni danych.

Przy takim zapisie funkcja periodyczna, opisująca rogówkę przyjmuje postać:

$$f(\omega) = \frac{1}{2} a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos n\omega + b_n \sin n\omega) \quad (26)$$

Stosując zależności trygonometryczne [56]:

$$c_n \cos(\omega - \alpha_n) = a_n \cos n\omega + b_n \sin n\omega \quad (27)$$

$$\begin{aligned} c_n \cos(\omega - \alpha_n) &= \\ &= c_n \cos(n \cdot \alpha_n) \cos(n \cdot \omega) + c_n \sin(n \cdot \alpha_n) \sin(n \cdot \omega) \end{aligned}$$

można wzór (26) przekształcić w funkcję zależną tylko od wartości cosinusa przy uwzględnieniu odpowiedniego przesunięcia fazowego α . Kąty przesunięcia fazowego dla poszczególnych szeregów harmoniczných (α_n) będą wtedy liczone jako odchylenie osi reprezentującej najbardziej stromy meridian i przybiorą postać:

$$f(\omega) = \frac{1}{2} a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} c_n \cos(\omega - \alpha_n) \quad (28)$$

Amplitudy i kąty dla poszczególnych pierścieni można wyliczyć z zależności:

$$a_n = c_n \cos(n \cdot \alpha_n) \quad (29)$$

$$b_n = c_n \sin(n \cdot \alpha_n) \quad (30)$$

$$c_n = \pm \sqrt{(a_n^2 + b_n^2)} \quad (31)$$

$$\alpha_n = \begin{cases} \frac{\arctan\left(\frac{b_n}{a_n}\right)}{n}, & a_n \geq 0 \\ \frac{\arctan\left(\frac{b_n}{a_n}\right) + \pi}{n}, & a_n < 0 \end{cases} \quad (32)$$

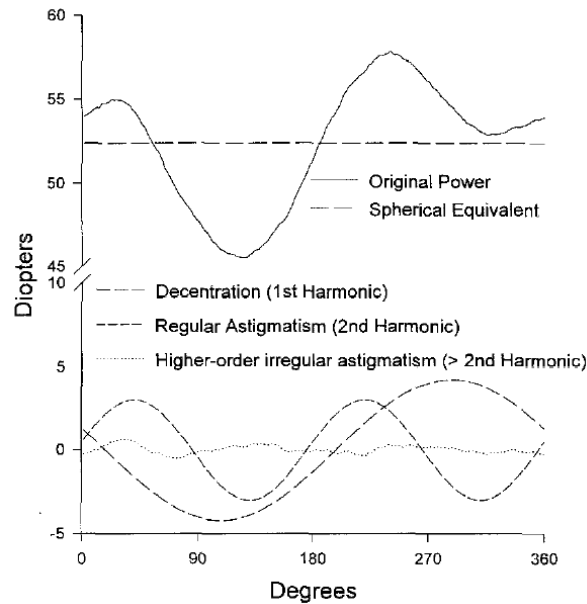
Dla c_n dodatniego, równanie (32) ma dwa rozwiązania zależne od znaku a_n .

Przeprowadzenie opisanej powyżej analizy Fouriera pozwala na rozłożenie dowolnych fluktuacji mocy rogówki na wartość średnią i ciągi trygonometryczne o rosnącej periodyczności. Wykorzystując powyższe równania można wyznaczyć: wartości $\frac{1}{2}a_0$, która opisuje ekwiwalent sferyczny mocy pierścienia; dwukrotność stałej c , która opisuje składową astygmatyzmu regularnego mocy pierścienia, opisaną dla kąta α_2 ; wartości $c_{1,3,\dots,n}$ opisujące astygmatyzm nieregularny i inne nieregularności powierzchni. Często dokonuje się również rozbicia stałych, opisujących nieregularności na parametry c_1 i pozostałe. Parametr c_1 opisuje decentrację wzdłuż osi α_1 ; a pozostałe wyższe składowe astygmatyczne tzw. szum refrakcyjny. Zarówno astygmatyzm całościowy, jak i wkład szumu można opisać korzystając z wartości średniokwadratowej RMS (Root-Mean-Square) odpowiednio [56]:

$$RMS_{\text{astygmatyzm całkowity}} = \sqrt{\left(\sum_{\omega=1}^m \frac{\left[f(\omega) - \frac{1}{2}a_0 \right]^2}{m} \right)} \quad (33)$$

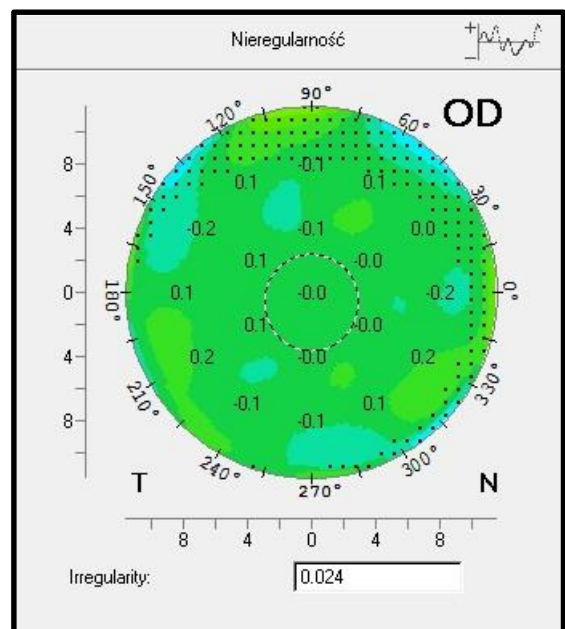
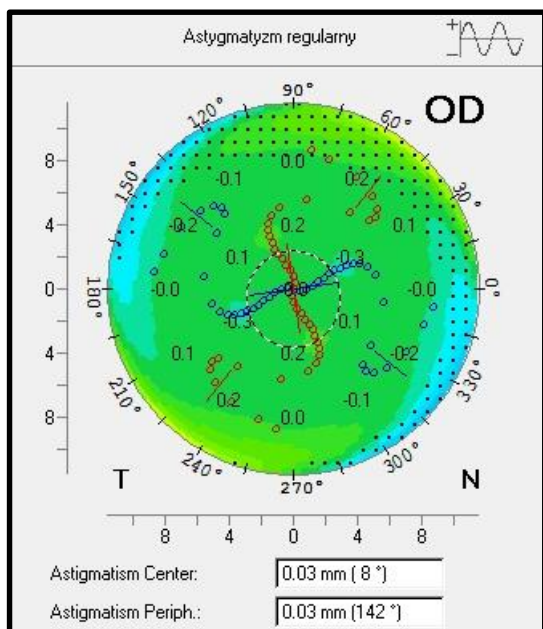
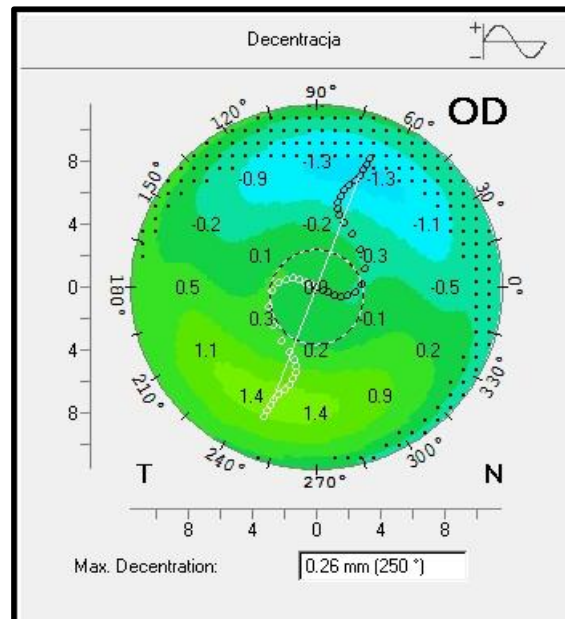
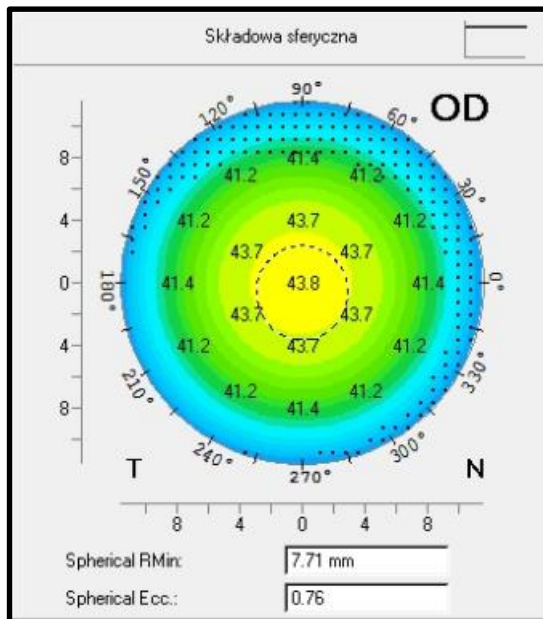
$$RMS_{\text{astygmatyzm resztkowy}} = \varepsilon \left[R.M.S_{\text{astygmatyzm całkowity}}^2 - \frac{1}{2}c_1^2 - \frac{1}{2}c_2^2 \right] \quad (34)$$

Przykład dekompozycji pomiarów topografii rogówki z wykorzystaniem opisanej metody na parametry, opisujące jej składowe refrakcyjne oraz szum zaprezentowano na rys. 17.



Rys. 17 Dekompozycja przebiegu mocy rogówki wzdłuż jednego z keratograficznych pierścieni pomiarowych na ekwiwalent sferyczny i składowe harmoniczne – pierwszego (decentracja), drugiego (astygmatyzm regularny) i sumaryczne wyższych rzędów (szum refrakcyjny) [56].

Ponieważ w toku pracy wykorzystano urządzenie Pentacam, dlatego na rys. 18 przedstawiono wyniki przykładowego pomiaru i sposobu prezentacji wyników mocy rogówki, wynikającej z jej topografii po dekompozycji na poszczególne elementy szeregu Fouriera. Jak już wcześniej wspomniano wyniki te wykorzystywane są w analizie klinicznej mocy rogówki, a w pracy będą ilustrowały zmiany zachodzące pod wpływem korekcji ortokeratologicznej.



Rys. 18 Obrazy a) składowej sferycznej mocy b) pierwszej harmonicznej ilustrującej decentrację c) drugiej harmonicznej ilustrującej astygmatyzm regularny d) sumaryczny wyższych harmonicznych ilustrującej szum refrakcyjny otrzymane z analizy szeregu Fouriera dla pomiaru topografii rogówki, wykonanej z zastosowaniem aparatu Penracam HR.

I.5. KOREKCJA ORTOKERATOLOGICZNA

Korekcja ortokeratologiczna (Orto-k, potocznie ortokorekcja) polega na tymczasowym i celowo wymuszonym przekształceniu geometrii rogówki w celu skorygowania ametropii. Zakresy graniczne stosowalności soczewek orto-k potrafią różnić się w zależności od kraju czy typu ametropii [57-58]. Metoda ta np. wg. brytyjskich standardów pozwala na korekcję: krótkowzroczności (miopii) w granicach od -0,75 do -5 D, większe wartości traktowane są jako terapia off-label, przy czym np. w krajach azjatyckich zakłada się górną granicę terapii nawet do -10 D. W przypadku astygmatyzmu (niezborności) rogówkowego zakres stosowalności dodatkowo zależy od jego rodzaju tj. dla astygmatyzmu zgodnego z regułą do -1,5 Dcyl (w USA -1,75 D), lub odwrotnego do -0,75Dcyl. W przypadku nadwzroczności (hipermetropii) metoda ta jest stosowana rzadziej, w krajach np. azjatyckich stosuje się terapię w granicach do +5 D [57].

Korekcji ortokeratologicznej dokonuje się poprzez zastosowanie specjalnie zaprojektowanej soczewki kontaktowej, która po aplikacji wywiera nacisk na powierzchnię rogówki, prowadząc do jej niewielkiej, ale celowej deformacji. Jako przyczynę deformacji podaje się częściową migrację warstwy nabłonka rogówki lub jej elastyczne odkształcenie [59-63].

Soczewki orto-k charakteryzują się bardzo dużą gazoprzepuszczalnością i posiadają specjalnie zaprojektowaną geometrię, której konstrukcja ma w tej w metodzie ogromne znaczenie i zostanie opisana szczegółowiej w dalszej części pracy. Okres ich stosowania ma charakter długoterminowy obejmujący czas do dwóch lat (wtedy następuje konieczność ich wymiany) a aplikowane są w ciągu snu przez sześć do ośmiu godzin na dobę. Takie zastosowanie ortokorekcji ma zapewnić, dzięki wspomnianym zmianom reologicznym, dobrą ostrość widzenia w ciągu dnia [64]. Zdarza się, w zależności od stopnia krótkowzroczności, że ostrość widzenia może ulec niewielkiemu pogorszeniu pod koniec dnia. W celu uniknięcia takiej sytuacji stosuje się redukcję mocy, polegającą na zwiększeniu bazowego stopnia spłaszczenia rogówki. zgodnie z formułą Jessena lub jej późniejszymi modyfikacjami [65-66].

Ortokorekcja jest bezpieczną i odwracalną metodą korygowania ametropii oka.

I.5.1. HISTORIA SOCZEWEK ORTOKERATOLOGICZNYCH

Zmiana kształtu rogówki jest znana od dawna. Chińczycy w XVII wieku stosowali tę metodę, używając płaskich kamieni, które nakładane na oczy podczas snu wpływały na zmianę w układzie optyczne oka [67].

W pięćdziesiątych latach ubiegłego wieku, kiedy aplikowano soczewki twarde, zaobserwowano u pacjentów, u których dopasowano zbyt płasko soczewki kontaktowe, że po ich zdjęciu dochodziło do spłaszczenia rogówki. Zjawisko zmiany kształtu rogówki po raz pierwszy badał i opisał Robert Morrison w 1956 roku [68]. Badania prowadzone przez Morrisona wykazały nie tylko, że wada refrakcji uległa zmniejszeniu, ale również spowodowała spowolnienie postępowania krótkowzroczności. W badaniu używano soczewek twardych z materiału PMMA a badania przeprowadzono na grupie tysiąca nastolatków [69].

George Jessen w latach 60 XX wieku jako pierwszy zastosował pomysł zmniejszania wady refrakcji za pomocą soczewek kontaktowych, nazywając koncepcję „Orthofocus” [65].

Na początku lat siedemdziesiątych powstał nowy gazoprzepuszczalny materiał. Leonard Seidner i Norman Gaylord w 1971 r. stworzyli Polycon, sztywny materiał silikonowo-akrylanowy. Dzięki zwiększeniu gazoprzepuszczalności można było zastosować soczewki o większej średnicy, co zwiększyło stabilność soczewki, poprawiło centrację i komfort ich użytkowania [70].

W roku 1989 r. Richard Wlodyga i Nick Stoyan jako pierwsi zaprojektowali soczewki kontaktowe o odwróconej geometrii. Miały konstrukcję trzystrefową a twórcy nadali im nazwę Contex OK-3 [71]. Wraz z wynalezieniem komputerowej topografii rogówki, w latach 90 XX wieku, zwiększyły się możliwości w zakresie projektowania i konstrukcji soczewek. Było to możliwe dzięki możliwości dokładnego obrazowania, nie tylko ogólnej krzywizny rogówki w strefie centralnej, ale także opisowi geometrii całej powierzchni rogówki.

W obecnych czasach trwają dalsze prace różnych grup specjalistów (oftalmologów, fizyków, informatyków czy inżynierów materiałowych) nad

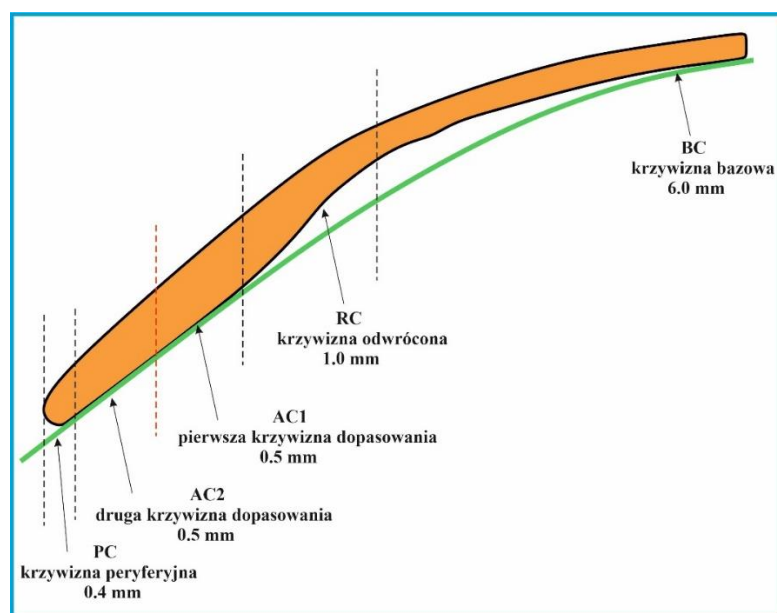
poprawą parametrów dopasowania, wygody użytkowania, ograniczenia powikłań i poszerzenia zakresu i skuteczności możliwej korekcji.

Agencja FDA zaaprobowała soczewki ortokeratologiczne zwane Contex OK-Lens w 1994 r., a w 2002 r., ta sama agencja udzieliła zgody na użytkowanie orto-k na noc, nazywając cały proces „terapią refrakcyjną rogówki” (CRT) [72].

I.5.2. BUDOWA SOCZEWEK ORTOKERATOLOGICZNYCH

Współcześnie stosowane soczewki ortokeratologiczne zaliczają się do grupy soczewek wielokrzywiznowych o odwróconej geometrii. Ze względu na złożoną budowę soczewek oraz brak stosowania standardów nazewnictwa przez producentów (motywowane chęcią wyróżnienia własnych produktów) w opisie budowy soczewek posłużono się terminologią opublikowaną w normie ISO 8320 (British Standards Institute 1995) [73].

W celu prawidłowego opisanie budowy soczewki wygodnie jest posłużyć się schematem graficznym, ilustrującym ich budowę. Schemat został przedstawiony na rys. 19 i dotyczy soczewki czterokrzywiznowej, gdyż taka została wykorzystana w pracy.



Rys. 19 Budowa soczewki cztero/pięć krzywiznowej. W soczewce pięciokrzywiznowej czerwona, przerywana linia dzieli strefę AC (soczewki czterokrzywiznowej) na dwie równe połowy opisane oddzielnymi krzywymi [13].

Na rys. 19 można wyróżnić 4 strefy charakterystyczne soczewki. W celu zrozumienia ich znaczenia, koniecznym jest zapoznanie się z podstawowym nazewnictwem opisującym te strefy w powiązaniu z geometrią soczewki.

Promień krzywizny tylnej części optycznej soczewki (w strefie centralnej) nazywany jest BOZR. Bardzo często określany jest nazwą „krzywizna bazowa” lub tylny środkowy promień optyczny, który w rzeczywistości należałoby nazwać tylnym środkowym promieniem optycznym soczewki wielogniskowej [13]. Zgodnie z przywołaną normą ISO, BOZR mierzy się w milimetrach, ale spotyka się również przedstawienie tego parametru w równoważnej mocy dioptryjnej. Przeliczenie wykonuje się dzieląc 337,5 przez wartość BOZR podaną w milimetrach. BOZR jest pierwszą strefą (ulożoną centralnie) tylnej powierzchni optycznej. Krzywizna tej strefy jest bardziej płaska od meridianu K1 rogówki, co zapewnia uzyskanie zmiany refrakcji. Zmiana ta pojawia się dzięki uciskowi, jaki wytwarza powierzchnia tej strefy na centralną część rogówki. Jej średnica, oznaczana jako BOZD, definiuje średnicę strefy poddanej terapii soczewkami orto-k.

Krzywa, bezpośrednio przylegająca do BOZR to według normy pierwszy tylny promień obwodowy BPR1 (ang. first back peripheral radius). W terminologii ortokeratologicznej strefa ta jest powszechnie nazywana „krzywą rezerwuaru łez” (TR – ang. tear reservoir) lub „krzywizną odwróconą” (RC – ang. reflected curve). Zwykle mierzy się ją podając stopień stromości w porównaniu do BOZR i wyraża w dioptriach, tj. 3,00 D, bardziej strome niż BOZR. Inne terminy specyficzne dla soczewek do określenia tej strefy to krzywa powrotna (CKR) i krzywa sigmoidalna (CRT). Większość producentów w specyfikacji nie podaje wartości krzywej odwrotnej [13]. Strefa odwrotna pełni rolę zbiornika łez. Odpowiednio średnica tego obszaru oznaczana jest jako BPD1 i w większości czterostrefowych soczewek jej wartość jest stała i zwykle mieści się w zakresie od 0,50 do 1,00 mm, w zależności od konstrukcji soczewki.

W konstrukcjach soczewek ortokeratologicznych drugi i trzeci tylny promień obwodowy (BPR2 i BPR3) reprezentują krzywe, które są zaprojektowane tak, aby uzyskać dopasowanie z powierzchnią rogówki i kontrolę centracji soczewki. Nazywa się je zwykle „krzywymi dopasowania” lub „strefami dopasowania” (AC – ang. alignment curve). Soczewka czterostrefowa będzie miała sferyczną, asferyczną lub hiperboliczną, jednokrzywiznową krzywą AC, która zwykle ma szerokość 1,00 mm. Jako strefy dopasowania również mogą być

używane krzywe tangencjalne. Synonimy to „strefa kotwiczenia” (CKR) i „strefa podparcia” (CRT). Soczewka pięciostrefowa ma dwa AC, przy czym pierwsza jest nieco bardziej stroma niż druga. Całkowita szerokość, w przypadku soczewki pięciokrzywiznowej, nadal wynosi około 1,00 mm, przy czym każda ze stref stanowi połowę całości.

Ostatnia, najbardziej odśrodkowa krzywizna tylnej powierzchni soczewki o odwróconej geometrii jest powszechnie nazywana „uniesieniem krawędzi” lub krzywą obwodową (PC). Na większości soczewek ma zwykle szerokość od 0,30 do 0,50 mm. Kształt krzywej ma ułatwić wymianę łez oraz zapewnić wygodę jej dopasowania.

Podsumowując, nomenklatura nazewnictwa soczewki czterostrefowej to: BOZR, RC, AC i PC.

I.5.3. ZMIANY ZACHODZĄCE W ROGÓWCE WYWOŁANE APLIKACJĄ SOCZEWEK ORTOKERATOLOGICZNYCH – STAN WIEDZY

Studium literaturowe, obejmujące swoim zakresem badania nad tematyką stosowania korekcji ortokeratologicznej, można wpisać w kilka nurtów badawczych. Zaczynając od przyczyn stosowania, wśród których na najbardziej znaczącą motywację wskazuje się wysoką skuteczność w powstrzymaniu rozwoju epidemii krótkowzroczności [1-4,74], przez metodologię dopasowania soczewek [75-78], a dalej analizę mechanizmów działania, skutków stosowania i opisu wybranych zmian zachodzących w wyniku stosowanej terapii [67, 79, 82], aż po analizę potencjalnie pojawiających się powikłań w wyniku wieloletniego ich stosowania [28, 83-85].

Dla podjętych w niniejszej pracy badań zasadnym jest przedstawienie opisu stanu wiedzy na temat zmian zachodzących w wyniku aplikacji soczewek ortokeratologicznych. Pozwoli to zilustrować, jakie zagadnienia zostały precyzyjnie omówione i gdzie pojawiają się luki w wiedzy, które można wypełnić.

Jako pierwszy, istotny trend w dyskusji naukowców należy wskazać debatę na temat faktycznego mechanizmu działania ortokeratologii. Niektórzy naukowcy uważają, że sztywne soczewki modelujące wyginają rogówkę, co prowadzi do

zmiany jej krzywizny, a tym samym zmniejszenia krótkowzroczność [86]. Inne badania wskazują, że zmiany kształtu rogówki wywołane są, nie tyle jej wygięciem, co spłaszczeniem, a spłaszczenie to wywołane jest migracją nabłonka z jej strefy centralnej [59]. Powiązana z tym zagadnieniem wydaje się również dyskusja nad trwałością stosowanej metody. Część naukowców postuluje, że wywołane zmiany są przejściowe. Postulat ten wskazuje, że rogówka jest elastyczna i ma pamięć kształtu, oraz że powróci do swojego kształtu sprzed orto-k po zaprzestaniu noszenia soczewek. Teoria ta jest kontrastowa do twierdzenia, że zmiana rogówki ma charakter plastyczny, w teorii tej, rogówka jest trwale formowana w inny kształt na skutek noszenia sztywnej soczewki [59]. Wyniki badań Polse'a [60-62] wykazały, że zmiany kształtu rogówki i wynikająca z nich redukcja krótkowzroczność, były tymczasowe i zanikały po zaprzestaniu terapii. Należy również wspomnieć, że pomimo badań wskazujących jednoznacznie na redukcję grubości nabłonka rogówki, jako mechanizmu działania korekcji orto-k [87] ciągle pojawiają się prace, w których nie obserwuje się tego zjawiska lub ma ono niewystarczający zakres [88]. Pozwala to na stwierdzenie, że do tej pory nie odpowiedziano ostatecznie na pytanie czy zmiany wywołane stosowaniem korekcji ortokeratologicznej powodowane są wygięciem powierzchni rogówki, migracją nabłonka, czy też innym mechanizmem i że temat ten powinien być dalej zgłębiany.

Innym, istotnym trendem badań jest analiza zmian zachodzących w wyniku aplikacji soczewek orto-k. Dotychczasowe badania koncentrują się na analizie czasu po jakim ostrość wzroku osiąga stan stabilny [8, 9, 89], czy redukcja mocy rogówki jest zgodna z zamierzoną [90], jak zmiany topograficzne powiązane są z redukcją mocy [76, 78], jak zmieniają się aberracje układu optycznego post-ortokeratologicznego oka [10, 12]. Badania te można bezpośrednio powiązać ze skutecznością stosowanej metody a podsumować je można następująco: wyniki stabilności refrakcji wskazują na osiągnięcie wstępnej stabilności korekcji po okresie 2-3 tygodni [8], analiza zmian refrakcji (w terminologii oftalmicznej) rogówki pozwoliła określić zakresy stosowalności metody w odniesieniu do miary i rodzaju ametropii oraz opisać zakresy i odpowiadające im stopnie skuteczności terapii [9]; wyniki badań w zakresie obrazów topograficznych pozwoliły wskazać na parametry charakterystyczne dla prawidłowego (obraz „bull's eye”) i nieprawidłowego (np. obraz typu „smiling face”) dopasowania soczewek czy dopuszczalnych zakresów przesunięć wierzchołka rogówki [91];

powiązanie zmian topograficznych z miarami asferyczności wskazało na ograniczenia stosowalności metody powiązane z miarą ekscentryczności (redukcja mocy o 1D na każdą ekscentryczność pomniejszoną o 0,2). Pomimo wielu badań, prowadzonych w tym zakresie, ciągle pozostają pytania i niezbadane obszary wiedzy. Wiele z przyjętych kryteriów, opisujących stosowalność metody zostało określonych jakościowo, a nie ilościowo. Nie ma prac, w których analizie poddaje się parametry densytometryczne post ortokeratologiczne (choć jesteśmy w stanie odnaleźć te określające normy zdrowej populacji). Istniejące braki stanowią doskonałą motywację do podjęcia badań w tych obszarach.

II. TEZY I CELE PRACY

Badania w zakresie epidemiologii krótkowzroczności wykazują w krajach rozwiniętych znaczny wzrost częstotliwości występowania miopii. Jedną z najskuteczniejszych, nefarmakologicznych metod służących do jej powstrzymywania jest korekcja ortokeratologiczna.

Korekcja ta polega na zamierzonej deformacji powierzchni rogówki poprzez czasowe nałożenie twardych soczewek kontaktowych. Skuteczność i możliwość stosowania takiej terapii opiera się o kryteria kwalifikacyjne, które ograniczają grupę docelową. Badania te stosują znaczną liczbę urządzeń, dostarczających niezbędne informacje numeryczne. Pomimo tego, w dostępnym piśmiennictwie część kryteriów ma charakter tylko jakościowy lub nie jest wystarczająco precyzyjna. Rozwój topografii rogówkowej stwarza możliwości doprecyzowania wybranych kryteriów kwalifikacyjnych.

Zgodnie z obowiązującym stanem wiedzy pojawiają się również wątpliwości w zakresie jednoznacznego opisu zasady działania korekcji ortokeratologicznej. Dominująca koncepcja postuluje, że w wyniku zastosowania soczewek ortokeratologicznych, w strefie centralnej dochodzi do migracji masy nabłonka rogówki [60-63], z kolei alternatywna koncepcja zakłada, że do wypłaszczenia dochodzi na skutek wygięcia i dostosowania kształtu rogówki [59]. W celu potwierdzenia pierwszej koncepcji bada się zmiany pachymetryczne a jako potwierdzenie słuszności koncepcji uznaje się spadek grubości w strefie centralnej w szczególności w obrębie grubości warstwy nabłonka rogówki. W przypadku drugiej koncepcji zmiany topograficzne powiązane są z geometrią całej rogówki (nie tylko jej przedniej powierzchni).

Zmiany w zakresie topografii i grubości rogówki w sposób istotny wpływają na całkowitą moc refrakcji, jak i aberracje niższego i wyższych rzędów rogówki, przez to rzutują na jakość całego układu optycznego oka. Uznaje się, że wzrost aberracji wysokorzędowych wpływa istotnie na warunki funkcjonowania a wręcz nawet je uniemożliwia, gdy aberracje są znaczne układ optyczny dopuszcza promienie pozaosiowe do udziału w tworzeniu obrazu siatkówkowego (dzieje się tak w warunkach widzenia mezopowego - zmierzchowego). Poznanie i powiązanie mechanizmów łączących zmiany geometryczne rogówki,

zachodzące pod wpływem aplikacji soczewek orto-k ze zmianami aberracji wysoko i niskorzędowych stanowi aktualny trend badań w literaturze światowej.

Głównym celem pracy jest określenie zmian krótko (w pierwszej dobie użytkowania) i długoterminowych w układzie optycznym rogówki powstających w wyniku zastosowania korekcji ortokeratologicznej. Znajomość zachodzących procesów pozwoli na doprecyzowanie wybranych kryteriów powiązanych z kwalifikacją do stosowania soczewek orto-k, sprawdzenie jaki wpływ wywierają one na jakość odwzorowania oraz umożliwi dookreślenie mechanizmów stojących u podstaw stosowanej metody.

III. METODOLOGIA

III.1. OBIEKT BADANIA

Wszystkie przeprowadzone badania miały charakter studium przypadku – Autor pracy przeprowadził je na swojej osobie, posiadając wykształcenie w zakresie optometrii. Był to zabieg celowy i wynikał z możliwości prowadzenia badań tak aby do ich przeprowadzenia nie była konieczna zgoda komisji bioetycznej (pomiarzy miały charakter nieinwazyjny i wykonywane były powszechnie uznanymi i stosowanymi metodami). Jednocześnie aby praca zachowała wymaganą siłę naukową przypadek został opisany kompleksowo na różnych etapach eksperymentu (zamiast badań statystycznych przeprowadzono badania przypadku w wielu punktach czasowych).

Badaniu zostały poddane oczy (OP, OL) przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych oraz w pięciu odstępach czasowych do 6 godzin po założeniu korekcji wzrokowej i czterech w okresie do 3 miesięcy od pierwszej aplikacji. Oczy poddane badaniom spełniały warunek wykorzystania soczewek kontaktowych o odwróconej geometrii bez konstrukcji torycznej.

III.2. CHARAKTERYSTYKA POMOCY WZROKOWYCH

W pracy wykorzystano zestaw czterokrzywiznowych soczewek próbnych oraz soczewek korygujących o odwróconej geometrii Menicon Reinhart-Reeves Ortho-k.

Zestaw soczewek próbnych składał się z 28 soczewek o krzywiznach bazowych (BC) z zakresu 6,50-12,50 mm, średnicy (Dia) równej 10,60 i krzywiznach dopasowania (AC) z zakresu 6,00-100 mm.

Zarówno soczewki korygujące, jak i próbne zostały wykonane z kopolimeru sylikoksanylostyrenowo fluorometakrylanowego o nazwie handlowej BOSTON XO. Materiał ten charakteryzował się przepuszczalnością dla gazu (Dk) 163×10^{-11} (ISO 9913-1), 189×10^{-11} (FAT).

Parametry soczewek wyznaczane były zgodnie z procedurą opisaną w podrozdziale III.4.1.

Dopasowane soczewki korygujące opisane były parametrami: *ogólnie* - średnica soczewki ortokeratologicznej (Dia) 10,60 mm, grubość centralna lub innaczej grubość środka geometrycznego (t_c) 0,220 mm, dodatek korygujący wynikający z formuły Jessena +0,75 D; w strefie centralnej - krzywizna bazowa (BC) 8,22 mm, średnica tylnej sfery optycznej (BOZD) 6.00 mm, przednia średnica optyczna (FOD) 6.50 mm; dla strefy krzywizny odwrotnej innaczej zbiornika łzowego - promień drugiej strefy (TR) 7,72 mm, średnica zbiornika łzowego 7,20 mm, dla strefy krzywizny dopasowania równoległego lub innaczej strefa osiadania w soczewkach pięć krzywiznowych składającej się w tym wypadku z dwóch stref - promień trzeciej - bardziej stromej strefy (AC₁) 8,04 mm, promień czwartej - bardziej płaskiej strefy (AC₂) 7,14 mm, dla strefy peryferyjnej lub innaczej krzywizny obwodowej - promień piątej strefy 11,00 mm.

III.3. PROCEDURA BADAŃ

Procedurę badań przeprowadzonych w pracy należy podzielić na trzy etapy. Pierwszym etapem jest określenie stanu fizykalnego i refrakcyjnego oka w celu dokonania kwalifikacji do aplikacji soczewek kontaktowych orto-k. Jest on

spójny z częścią badań ujętych w kolejnym etapie, w którym ocenie i opisowi podlega stan początkowy oka. Ostatni etap to opis procedury badań i zmian zachodzących w układzie optycznym oka po aplikacji soczewek orto-k.

III.3.1. PROCEDURA KWALIFIKACYJNA DO ZASTOSOWANIA SOCZEWEK ORTOKERATOLOGICZNYCH

Kwalifikacja do aplikacji soczewek orto-k polega między innymi na określeniu stanu refrakcji całego oka, jak również stanu fizykalnego rogówki.

W procedurze tej, na podstawie pomiarów refrakcji, określana jest wielkość i typ wady refrakcji. Soczewkami tego typu praktycznie nie koryguje się nadwzroczności lub koryguje się ich niewielkie wartości. Dopuszcza się korekcję krótkowzroczności do około -4,5 D (w zależności od producenta soczewek) oraz astygmatyzmu prostego rzędu wielkości 1,50 DCyl i odwrotnego 0,75 DCyl, w przypadku zastosowania soczewek z symetrią obrotową lub prostego rzędu wielkości 2,75 DCyl i odwrotnego 1,50 DCyl w przypadku zastosowania soczewek torycznych.

W celu określenia refrakcji obiektywnej wykonano badania z wykorzystaniem autokeratorefraktometru Canon RK-F1.

Badania refrakcji przedmiotowej (obiektywnej) posłużyły, jako dane wstępne przy określaniu refrakcji podmiotowej obu oczu.

Badania przeprowadzone za pomocą foroptera oraz rzutnika optotypów posłużyły do określenia refrakcji subiektywnej (podmiotowej) oka. Badanie wykonano dla każdego z oczu osobno a następnie przeprowadzono pomiary widzenia obuocznego. Pomiar ostrości wzroku określono metodą mgłową Dondersa. W badaniu zastosowano optotypy w postaci pierścieni Landolta. Wybór optotypu uwarunkowany był: jednakowym prawdopodobieństwem rozpoznania różnych znaków wynoszące 12,5%, bezszeryfowością czcionki (brak ozdorników utrudniających rozpoznanie znaków), brakiem obecności efektu tłumienia (rozpoznanie optotypu literowego/liczbowego może być uwarunkowane jego otoczeniem) [22]. Badania w celu określenia astygmatyzmu całkowitego oka wykonano z zastosowaniem tarczy Greena, testu solniczki i cylindra skrzyżowanego Jacksona. Weryfikacja prawidłowości doboru korekcji oraz

balansu refrakcji wykonano z zastosowaniem tesu polaryzacyjnego trzech linii i testu czerwono-zielonego.

Wyniki badań refrakcji, opisujące ostrość wzroku zapisano w formie ułamka Snellena wyrażonego równaniem (35).

Dalsze badania stanu refrakcji oka opierały się o określenie parametrów rogówki. Badania te zostały wykonane za pomocą autokeratorefraktometru Canon RK-F1 (wcześniej razem z badaniami refrakcji), biometru Zeiss IOL Master 700 oraz topografu PENTACAM HR. Pierwsze dwa z wymienionych urządzeń pozwalały uzyskać ograniczone dane dotyczące mocy łamiącej rogówki w dwóch głównych przekrojach oraz osi asytmatyzmu rogówkowego i badania te dotyczyły pierwszej powierzchni łamiącej rogówki. Badania przeprowadzone za pomocą topografu PENTACAM HR pozwalały uzyskać pełne informacje na temat mocy i topografii rogówki (zarówno dla pierwszej, jak i drugiej powierzchni łamiącej).

Wyniki badań astygmatyzmu rogówkowego nie tylko posłużyły do określenia przeciwwskazania do stosowania soczewek orto-k w zakresie miary astygmatyzmu całkowitego ale również posłużyły do określenia astygmatyzmu wewnętrznego oka. W tym celu zastosowano regułę Javala opisaną równaniem (49).

Należy zaznaczyć, że o ile średni astygmatyzm nie dyskryminuje pacjenta z zastosowania korekcji tego typu a jedynie wymusza zastosowanie geometrii torycznej, to zbyt duży astygmatyzm całkowity (jak opisano wcześniej) lub astygmatyzm wewnętrzny przeciwny regule, o mierze nie zdefiniowanej liczbowo w literaturze, uniemożliwiają stosowanie tego typu korekcji [92]. Biorąc pod uwagę, że typowy - fizjologiczny astygmatyzm soczewkowy ma wartość rzędu 0,5 DCyl w pracy przyjęto wartość dyskryminującą powyżej 0,75 DCyl.

Kolejnym, sprawdzanym parametrem w procedurze kwalifikacji do aplikacji soczewek orto-k jest grubość rogówki, której zbyt mała wartość – poniżej 470 μm jest czynnikiem dyskwalifikującym ze względu na możliwość wystąpienia ektazji [13, 32, 92]. Wartość grubości rogówki została określona za pomocą dwóch urządzeń tj. biometru Zeiss IOL Master 700 oraz topografu PENTACAM HR.

Przeciwwskazaniem do noszenia soczewek ortokeratologicznych może być również stożek rogówki oraz inne nieprawidłowości w zakresie nieregularności jej topografii. Parametrami topometrycznymi, wskazującymi na ich obecność, są typowo: wcześniej omawiany astygmatyzm rogówkowy wysokiej wartości, astygmatyzm charakteryzujący się nieregularnością kształtu, wertykalne przesunięcie punktu położenia najcieńszej grubości rogówki czy pozanormalne wartości asferyczności lub inaczej ekscentryczności rogówki. Należy również przyjrzeć się czy nie występują zmiany o charakterze lokalnym.

Miara astygmatyzmu rogówkowego określana jest z porównania wartości mocy (lub promieni krzywizny) wzdłuż głównych południków K1 i K2.

Ocena asymetryczności astygmatyzmu ma charakter dualny i opiera się o analizę wzajemnego odchylenia w drugiej strefie paracentralnej rogówki (pomiędzy 3 i 5 mm), kątowych wartości położenia południków K1 i K2 i ich wartości oraz analizy kształtu map ciepła. W obrazie takim ciepłe kolory są charakterystyczne dla stromizna a zimne dla wypłaszczeń.

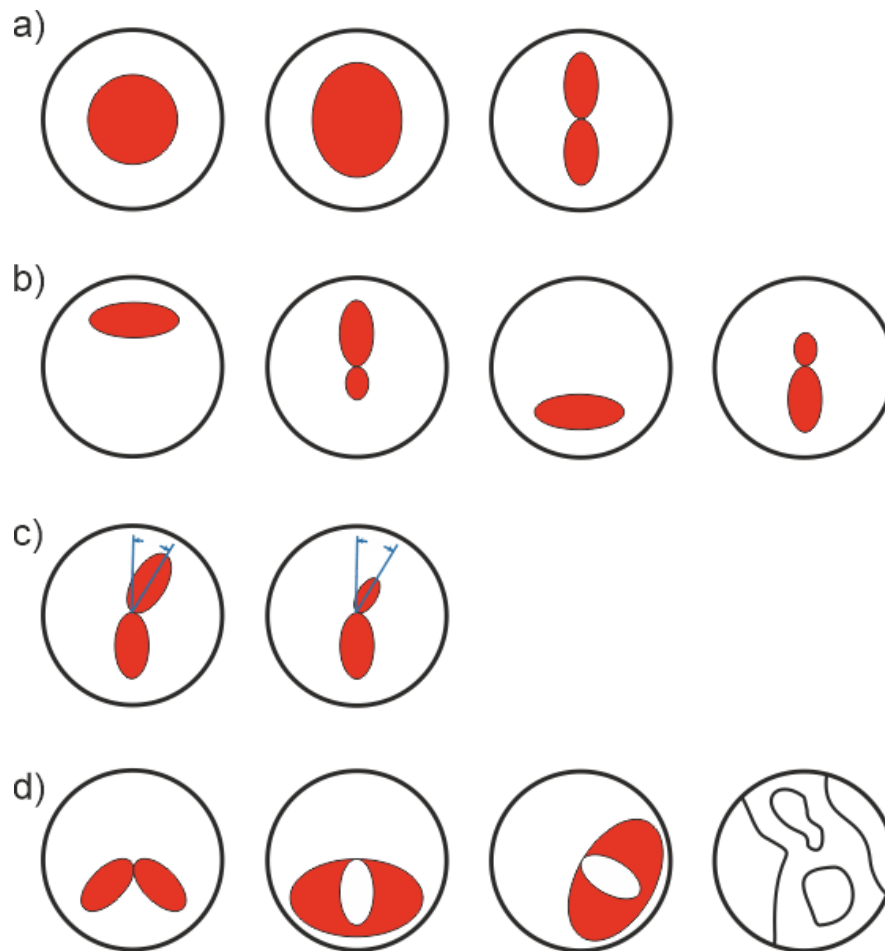
Analiza regularności kształtu rogówki prowadzona jest w oparciu o mapy sagitalne, otrzymane z topografii rogówkowej.

Na rys. 20 przedstawiono typowe obrysy map ciepła otrzymane dla fizjologicznych i patologicznych rogówek.

Przeciwwskazaniem do zastosowania ortokorekcji są dla symetrycznych kształtów rogówki o wartości K_{max} (większa z wartości K_1 lub K_2) powyżej 47,2D. Mogą one np. wskazywać na centralnie rozłożony stożek rogówki (rys. 28 a). W przypadku rogówek asymetrycznych (rys. 20 b) przeciwwskazaniem będzie wcześniej opisana wartość astygmatyzmu powyżej 1,5 DCyl dla astygmatyzmu zgodnego z regułą lub 0,75 DCyl dla astygmatyzmu przeciw regule. Wszystkie kształty nieregularne dyskryminują z zastosowania ortokorekcji. Przekrzywione muchy przyjmują kształty uznawane za patologiczne lub zagrożone dla dużych wartości astygmatyzmu i wartości osi przekrzywionych powyżej 22°.

Przesunięcie punktu położenia najcieńszej grubości rogówki oceniane jest w odniesieniu do punktu położenia wierzchołka pachymetrycznego. Punkty wyznaczone są w przebiegu badania topograficznego rogówki. Przesunięcie takie nie powinno przekraczać wzdłuż meridianu wertykalnego wartości absolutnej

500 μm . Należy pamiętać, że niecentryczność układu optycznego jest źródłem aberracji w układzie optycznym oka.



Rys. 20 Wzory topograficzne pierwszej powierzchni rogówki, odpowiednio od lewej, kształty a) symetryczne - okrągły, owalny, mucha, b) asymetryczne – stromizna górna, asymetryczna mucha o stromiźnie górnej, stromizna dolna, asymetryczna mucha o stromiźnie dolnej, c) przekrzywione –symetryczna przekrzywiona mucha, asymetryczna przekrzywiona mucha o stromiźnie dolnym, d) specjalne – motyl, szypce raka, wertylalne-D, nieregularny. (rysunek własny, nazewnictwo wg. Sinjaba [32])

Ostatnim z mierzonych parametrów liczbowych wykorzystywanych w kwalifikacji do noszenia soczewek ortokeratologicznych był parametr opisujący asferyczność rogówki, czyli jej ekscentryczność e , jej średnia wartość dla populacji wynosi 0,45 [92, 93]. Zgodnie z danymi materiałowymi, dostępnymi w katalogu produktu dopasowywanego typu soczewek orto-k, wartość ekscentryczności powinna mieścić się w przedziale od [0; 0,70]. Ma ona wpływ na

wartość krzywizny dopasowywanej soczewki według wartości bardziej płaskiego południka K1. Innymi słowy na podstawie odczytu wartości e modyfikujemy wartość promienia odczytanego z bardziej płaskiego południka mocy K1 o wartości zależne od wielkości ekscentryczności [95]. Dane w zakresie wartości ekscentryczności rogówki uzyskano z pomiarów topografii rogówkowej, wykonanej za pomocą topografu PENTACAM HR.

Dalsza kwalifikacja do aplikacji soczewek ortokeratologicznych opierała się o analizę biologicznego stanu fizykalnego oka oraz wywiad z pacjentem.

W celu oceny stanu fizykalnego oka, dokonano badania przedniego odcinka oka z zastosowaniem biomikroskopu z lampą szczelinową, wykonano pomiar ciśnienia śródgałkowego przy pomocy Tonometru Canon TXF oraz oceniono stan geometrii rogówki na podstawie wcześniej opisanych pomiarów topograficznych (w celu wykluczenia stanów chorobowych rogówki).

W badaniu z wykorzystaniem biomikroskopu z lampą szczelinową dokonano oceny aparatu ochronnego, oceny przedniego odcinka oka oraz badania jakości filmu łzowego.

W ramach oceny aparatu ochronnego szczególną uwagę zwrócono na powieki i ocenę sposobu ich przylegania do oka. Zbyt luźne powieki nie gwarantują prawidłowego docisku soczewki ortokeratologicznej do powierzchni rogówki. Na wyróżnienie zasługuje tu również ocena sprawności gruczołów Meiboma, gdyż mają one istotny wpływ na jakość filmu łzowego.

Następnie skoncentrowano się na ocenie przedniego odcinka oka. Oprócz standardowej oceny, szczególną uwagę zwrócono na kształt i przezierność rogówki oraz wielkość źrenicy oka przy natężeniu oświetlenia odpowiadających widzeniu fotopowemu. Nieregularności rogówki – ektazje oraz stany chorobowe wpływające na przezierność rogówki stanowią podstawę do wykluczenia z aplikacji soczewek orto-k. Z kolei zbyt duża wielkość źrenicy oka w warunkach widzenia fotopowego powoduje powstanie dużych aberracji i migotanie peryferyjne, objawiające się w przypadku stosowania ortokorekcji olśnieniami, pojawiającymi się w warunkach widzenia mezopowego.

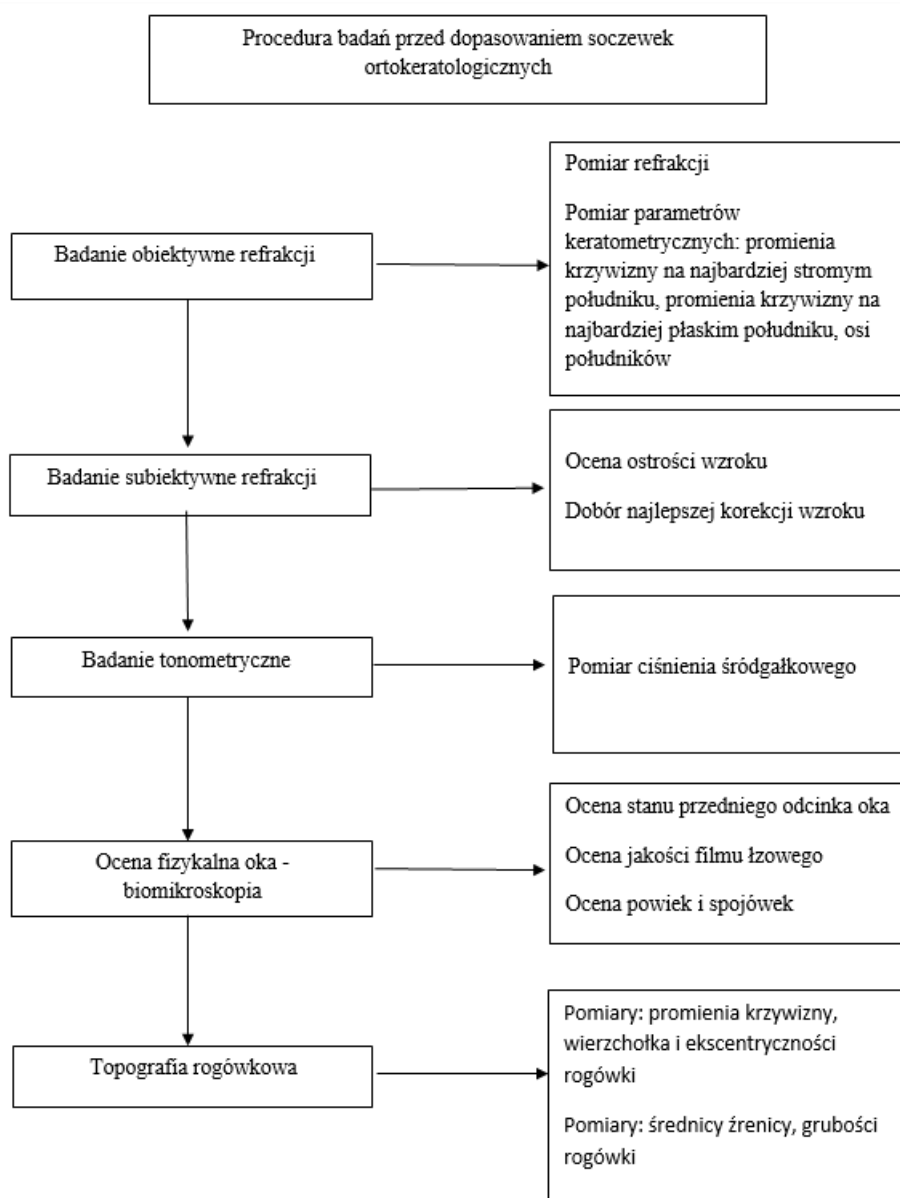
Analizę ilościową wydzielania łez wykonano w oparciu o test Schirmera. W teście tym ocenia się zakres nasączenia bibuły Whatmana w przeciągu 5 min. Wartości wybarwienia, odpowiadające prawidłowej zawartości ilościowej filmu

łzowego mieszczą się w przedziale równo i powyżej 15 mm; wartości w przedziale od 15 do 10 mm oznaczają początkowy niedobór warstwy wodnej łez opisywany, jako istotny niedobór filmu łzowego; wartości między 10 a 5 mm zaawansowany niedobór filmu łzowego, wywołujący zespół suchego oka.

Badania ciśnienia wewnątrzgałkowego (IOP-intra ocular pressure) zostały wykonane z wykożystaniem tonometru Canon TX-F. Norma ciśnienia wewnątrzgałkowego u osób zdrowych mieści się w przedziale 10-21 mmHg. Pomimo, że we współczesnej literaturze w zakresie soczewek kontaktowych wartość tego parametru nie jest rozważana w kontekście przeciwwskazań do stosowania soczewek kontaktowych ortokeratologicznych, w niniejszej pracy przyjęto warunek braku przynależności do grupy osób zagrożonych jaskrą, jako warunek konieczny do stosowania ortokorekcji. Przyczyną podjęcia takiej decyzji jest fakt, że soczewki ortokeratologiczne zakładane są w okresie nocnym a ich zadaniem jest ucisk mechaniczny na gałkę oczną a w szczególności rogówkę przy zamkniętej powiece w okresie snu. Ostatnie badania w zakresie neuropatii jaskrowej wykonane w ściśle kontrolowanych środowiskach laboratoriów snu pokazują, że u większości chorych z jaskrą, akrofaza IOP występuje w pozycji leżącej w nocy/podczas snu [95]. A zatem, dodatkowy ucisk mechaniczny wywołany uciskiem soczewki ortokeratologicznej zakładanej na noc może sprzyjać rozwojowi jaskry.

W wywiadzie medycznym ocenie podlegał stan zdrowia ogólnego, stan zdrowia oka, przyjmowana farmakologia, historia stanu zdrowia oraz motywacja i cel do użytkowania soczewek kontaktowych. Opis obecności chorób przewlekłych (np. cukrzyca, tarczyca, nadciśnienie tętnicze, alergie itp.), stosowanych do ich leczenia/łagodzenia środków farmakologicznych (np. leki antyhistaminowe, B-blokery, doustne środki antykoncepcyjne itd.) czy przebytych urazów i chorób oczu pozwala ocenić czy nie występują przeciwwskazania w zakresie stosowania soczewek kontaktowych. Z kolei analiza motywacji i celu użytkowania pozwala na określenie czy zastosowanie danej metody będzie miało szansę powodzenia oraz umożliwiło ocenę prawdopodobieństwa w zakresie spełnienia oczekiwań pacjenta i stosowania się do zaleceń oftalmologa w zakresie prawidłowego użytkowania pomocy wzrokowej.

Całkowita procedura kwalifikacji do noszenia soczewek orto-k w celu usystematyzowania została przedstawiona poniżej w postaci schematu (rys. 21).



Rys. 21 Schemat ilustrujący procedurę dopasowania soczewek ortokeratologicznych [rys. własny].

III.3.2. PROCEDURA OKREŚLANIA STANU POCZĄTKOWEGO ROGÓWKI I OKA

W badaniach stanu początkowego oka zostały wykorzystane wszystkie badania z procedury kwalifikacyjnej. Poszerzono je dodatkowo o badania parametrów, które mogły ulec zmianie w wyniku krótko- i długoterminowego

stosowania ortokorekcji. Do takich parametrów zaliczono: topografię i moc tylnej powierzchni rogówki; densytometrię; pachymetrię w obrębie całej rogówki, nie tylko jej szczytu pachymetrycznego (profil przekroju pachymetrycznego); aberrometrię (wielomiany Zernikego z rozbiciem na składowe nisko i wysokorzędowe, RMS, PV); analizę Fourrierowską topografii rogówkowej.

Dodatkowo w celu doprecyzowania typu wady (refrakcyjna/osiowa) oraz dokonania komparatywnego pomiaru pachymetrycznego zmierzono również długość gałki ocznej oraz grubość rogówki z wykorzystaniem biometru Zeiss IOL Master 700.

III.3.3. PROCEDURA BADANIA DYNAMIKI ZMIAN KRÓTKO I DŁUGO TERMINOWYCH

W celu analizy zmian krótko i długoterminowych wykonane zostały prawie wszystkie pomiary opisane w procedurze określania warunków początkowych. Ze względu na fakt, iż pomiary keratometryczne, wykonane za pomocą keratometrów, były mniej dokładne i miały wyniki uśrednione, zdecydowano się poddać analizie tylko pomiary otrzymane za pomocą urządzenia Pentacam (pełniącego min. rolę topografu rogówkowego). Dodatkowo badania stanu refrakcji oka ograniczono do pomiarów refrakcji subiektywnej.

W ramach śledzenia dynamiki zmian krótkoterminowych pomiary dokonywano w odstępach czasowych 30 min, 1h, 2h, 4h i 6h od założenia soczewek ortokeratologicznych. Odstępy czasowe dla pomiarów długoterminowych wynosiły: 1, 7, 14, 21, 28, 54 dni stosowania. Zmiany krótkoterminowe miały zilustrować pierwszy obrzęk rogówki wynikający z kontaktu z ciałem obcym a następnie jego ustępowanie. Zmiany długoterminowe miały w założeniu obejmować czas niezbędny do osiągnięcia stabilizacji korekcji wady refrakcji. Nie badano najdłuższego okresu, związanego w literaturze z analizą stabilności stosowanej korekcji i zużyciem nabłonka rogówki (zmiany do 2 lat od pierwszej aplikacji) w wyniku stosowania ortokorekcji.

III.4 ANALIZA NUMERYCZNA UZYSKANYCH WYNIKÓW

III.4.1 DOBÓR PARAMETRÓW SOCZEWKI ORTOKERATOLOGICZNEJ I SPOSÓB ZAPISU WYBRANYCH WIELKOŚCI FIZYCZNYCH

Wyniki badań refrakcyjnych, opisujące ostrość wzroku, zapisano w formie ułamka Snellena wyrażonego równaniem [96]:

$$V = \frac{d}{D} \quad (35)$$

gdzie V-ostrość wzroku (z łac. visus - widzenie), d – odległość badania, D – odległość z jakiej oko normalne jest w stanie zobaczyć rząd najmniejszych, przeczytanych liter. Wartość ostrości wzroku jest wykorzystywana, zarówno w procedurze kwalifikacyjnej, jak i analizie skuteczności zastosowania ortokorekcji – wykorzystujemy ją na wszystkich etapach pracy.

Wada refrakcji została zapisana w postaci profilu mocy (48) [97]. Typowo zapis ten stosowany jest do prezentacji koefekcji refrakcyjnej oka. W pracy dodatkowo wykorzystano go do prezentacji zmian mocy rogówki. Zastosowanie tego zapisu umożliwia łatwe transponowanie wyników do przestrzeni wektorowej i zilustrowanie zmian za pomocą wektorów mocy. Stanowi to użyteczne narzędzie w analizie zmian stanu refrakcji.

Moc powierzchni optycznej, w tym rogówki, można wyrazić równaniem:

$$D = \kappa \cdot (n' - n), \quad (36)$$

gdzie $n'-n$ – różnica współczynników załamania przy przejściu z jednego ośrodka optycznego do drugiego, κ - odczyt mocy dla danej krzywizny. Wariację κ dla poszczególnych meridianów można wyrazić przy pomocy teorii Eulera równaniem:

$$\kappa(\theta) = \kappa_x \cdot \cos^2(\theta - \alpha) + \kappa_y \cdot \sin^2(\theta - \alpha), \quad (37)$$

skąd

$$\kappa(\theta) = \kappa_y + (\kappa_x - \kappa_y) \cdot \cos^2(\theta - \alpha), \quad (38)$$

gdzie κ_x , κ_y - odczyt mocy dla danego południka nachylonego pod kątem α do meridianu i południka prostopadłego do niego, α - kąt referencyjny opisujący położenie południka głównego.

Korzystając z równań (36) można zapisać:

$$D(\theta) = S + C \cdot \cos^2(\theta - \alpha), \quad (39)$$

gdzie

$$S = \kappa_y \cdot (n' - n) \quad (40)$$

$$C = (\kappa_x - \kappa_y) \cdot (n' - n) \quad (41)$$

korzystając z zależności

$$\cos^2(\theta - \alpha) = \frac{(1 + \cos 2(\theta - \alpha))}{2}, \quad (42)$$

otrzymujemy równanie na profil mocy:

$$D(\theta) = S + \frac{C}{2} + \frac{C}{2} \cdot \cos(2(\theta - \alpha)). \quad (43)$$

Korzystając z równania (43) na profil mocy wadę refrakcji możemy zapisać w notacji cylindra dodatniego:

$$D(\theta) = \underbrace{S}_{\text{sfera}} + \underbrace{\frac{C}{2} + \frac{C}{2} \cdot \cos(2(\theta - \alpha))}_{\text{cylinder}}, \quad (44)$$

gdzie zapis mocy przyjmuje postać:

$$(S, +C \times \alpha + 90). \quad (45)$$

Alternatywną formą przedstawienia wady refrakcji w postaci profilu mocy jest zapis w postaci cylindra ujemnego. W celu przedstawienia wady należy dokonać przeliczenia, korzystając z zależności trygonometrycznej:

$$\cos 2x = -\cos(2(x - 90)), \quad (46)$$

otrzymujemy

$$D(\theta) = \underbrace{S + C}_{\text{sfera}} - \underbrace{\frac{C}{2} - \frac{C}{2} \cdot \cos(2(\theta - (\alpha - 90)))}_{\text{cylinder}}, \quad (47)$$

gdzie zapis mocy przyjmuje postać:

$$(S + C, -C \times \alpha). \quad (48)$$

Na podstawie wzorów (45) i (48), można odczytać wartości, zarówno korekcji sferycznej, jak i astygmatyzmu, które są analizowane w pracy i wykorzystywane do procedury kwalifikacyjnej.

W celu wyznaczenia astygmatyzmu wewnętrznego zastosowano regułę Javala [96]:

$$A_C = p \cdot (A_R) \pm k \quad (49)$$

gdzie A_C – astygmatyzm całkowity, A_R – astygmatyzm rogówkowy, p – stała równa średnio 1,25, k – reprezentuje astygmatyzm wewnętrzny. Wartość k , zgodnie z regułą Javala, równa jest $\pm 0,50$ D w zależności od typu astygmatyzmu rogówkowego tj. zgodny/przeciwny regule lub 0 w przypadku astygmatyzmu skośnego. Odnosząc się bardziej szczegółowo do wartości stałych w regule Javala, wartość fizjologiczna 0,4 D cyl astygmatyzmu rogówkowego, skierowanego zgodnie z regułą (w kierunku pionowym), powinna dawać całkowitą kompensację astygmatyzmu rogówkowego przez astygmatyzm fizjologiczny soczewkowy równy 0,5 D cyl (skierowany w kierunku poziomym), stąd wartość 1,25 współczynnika p i $k = -0,5$. Wartości astygmatyzmu soczewkowego i rogówkowego przeciwnego regule będą się dodawać i stąd dla tego typu astygmatyzmu $k = +0,5$. Z kolei w przypadku astygmatyzmu typu skośnego wzór Javala nie wnosi wartości stałej pochodzącej od astygmatyzmu soczewkowego. Astygmatyzm soczewkowy stanowi główne źródło astygmatyzmu wewnętrznego oka. Wartość astygmatyzmu wewnętrznego potrzebna jest do wykonania procedury kwalifikacyjnej i w pracy jest wyliczana na podstawie powyższej reguły [96].

Promień tylnej strefy optycznej został określony na podstawie formuły Jessena. Oryginalna postać formuły zakładała zmianę mocy bardziej płaskiego meridianu o wartość wady refrakcji [65]. Późniejsze badania wprowadziły stały współczynnik skorelowany z regresją mocy związaną z powrotem rogówki do pierwotnego kształtu w okresie dziennym, kiedy nie są noszone soczewki wymuszające zmianę kształtu [66]. Dalsze badania nad formułą służyły doprecyzowaniu wartości współczynnika regresji mocy [98].

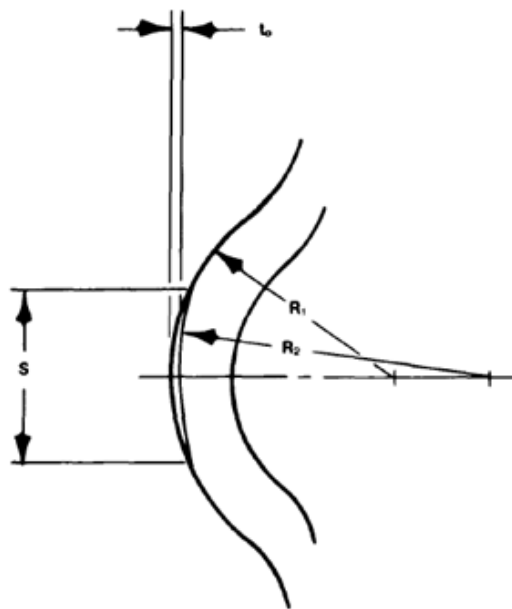
Obecna postać formuły Jessena przyjmuje postać [66, 98]:

$$BOZR = K_f - T - 0,75, \quad (50)$$

gdzie: K_f –wartość mocy dla bardziej płaskiego meridianu rogówki (K_1 lub K_2) po modyfikacji wynikającej z miary ekscentryczności, T – wartość wady refrakcji, $0,75$ – wartość stała odpowiadająca redukcji spłaszczenia w ciągu dnia.

Wartość BOZR dodatkowo podlega modyfikacji związanej z niesferycznym kształtem rogówki. Należy przy doborze uwzględnić wartość ekscentryczności. Zgodnie z przyjętym standardem niskie wartości ekscentryczności tj. z zakresu od $0,00$ do $0,30$ wymuszają zastosowanie korekcji otrzymanego BOZR o wartość $0,10$ mm, średnie z zakresu od $0,31$ do $0,55$ korekcji o wartości $0,15$ mm, a wysokie ekscentryczności tj. z zakresu od $0,56$ do $0,70$ korekcji o wartości $0,20$ mm. Wartości ekscentryczności powyżej $0,70$ stanowią powód do wykluczenia ze stosowania korekcji ortokeratologicznej.

Dobór średnicy strefy poddawanej terapii BOZD wyznaczany jest w oparciu o formułę Munnerlyna (rys. 21), typowo stosowaną w laserowej chirurgii refrakcji. Ponieważ ideą ortokeratologii jest zmiana mocy na skutek zmniejszenia grubości pod wpływem uścisku mechanicznego, a w przypadku chirurgii refrakcji usunięcie tkanki, podobieństwo pozwala zastosować wspomnianą formułę w obu przypadkach.



Rys. 21 Zmiana kształtu rogówki (grubość mocno przesadzona) w przypadku korekcji krótkowzroczności: R_1 i R_2 to początkowe i końcowe promienie krzywizny; t_0 to maksymalna głębokość odkształcenia (lub cięcia laserowego); S to średnica strefy optycznej [90].

Moc rogówki można opisać jako moc soczewki grubej przy pomocy równania [90]:

$$D = (n - 1) \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_1} \right) \quad (51)$$

Z równania tego można wyznaczyć, grubość usuniętej masy rogówki jako funkcję Y tj. odległości od osi optycznej, gdzie parametry równania odpowiadają odpowiednio: $n=1,377$ - współczynnik załamania rogówki, S - średnica ablacji, R - promień krzywizny rogówki. Równanie na korekcję miopii przyjmuje postać [90]:

$$t(Y) = \sqrt{(R_1^2 - Y^2)} - \sqrt{\left(\frac{R_1(n-1)}{n-1+R_1D}\right)^2 - Y^2} - \sqrt{R_1^2 - \frac{S^2}{4}} \quad (52)$$

$$+ \sqrt{\left(\frac{R_1(n-1)}{n-1+R_1D}\right)^2 - \frac{S^2}{4}}$$

Maksymalna ilość usuwanej tkanki będzie zdefiniowana jako $t_0 = t(0)$.

$$t_0 = R_1 - \left(\frac{R_1(n-1)}{n-1+R_1D}\right)^2 - \sqrt{R_1^2 - \frac{S^2}{4}} + \sqrt{\left(\frac{R_1(n-1)}{n-1+R_1D}\right)^2 - \frac{S^2}{4}} \quad (53)$$

Skąd wynika [90]:

$$t_0 \cong -\frac{S^2D}{8(n-1)} \quad (54)$$

Na podstawie powyższego równania Munerlyn stwierdził, że w strefie centralnej korekcji 1D odpowiada usunięcie około $3\mu\text{m}$ rogówki, w strefie do 4 mm wartość ta wzrasta do $5,3\mu\text{m}$, a w strefie do 5mm do $8,3\mu\text{m}$.

W przypadku ortokeratologii posługujemy się pewnym przybliżeniem tzn. przyjmujemy uśrednioną wartość współczynnika załamania dla rogówki równą 1.375, a formuła (54) przyjmuje wartość:

$$t_0 = \frac{S^2D}{3}, \quad (55)$$

gdzie: t_0 - należy interpretować, jako zmniejszenie grubości rogówki, S - powierzchnię poddawaną terapii oraz D - wartość wady refrakcji.

Do określenia promienia w drugiej strefie soczewki ortokeratologicznej, tzw. zasobnika łez (TR) stosuje się bardziej stromy profil niż BOZR. Profil ten

zwykle bywa określany w dioptriach i przybiera wartości od 1 do 9D. Od różnicy mocy przypisanej do tego profilu zależy wartość wywołanego podciśnienia i siła docisku soczewki do rogówki. Parametr nie jest obliczany a zadany przez producenta soczewek. Najczęściej stosowany TR to 4D przy BOZD równym 7mm [92]. Średnica tej strefy ma szerokość od 0,50 do 1,00 mm w zależności od producenta.

Promień trzeciej strefy rogówki stanowi strefę podparcia dla soczewki i nie wyszczególniono sposobu jej obliczenia. W przypadku zastosowanych soczewek jej wartość opiera się o wyliczaną wartość BOZR po uwzględnieniu ekscentryczności rogówki. Promień strefy czwartej jest bardziej stromy tj. o 0,10 mm niż ten dobrany w strefie trzeciej (w przypadku soczewek wybranego producenta). Średnica tej strefy typowo ma szerokość 1 mm.

Strefa peryferyjna ma zapewnić dostęp filmu łzowego do obszaru podsoczewkowego i jej parametry nie są wyznaczane przy dopasowaniu soczewek, ale zadane przez producenta.

III.4.2. ANALIZA BŁĘDU POMIAROWEGO I DOKŁADNOŚĆ UZYSKANYCH WYNIKÓW

Wartości dokładności parametrów pomiarowych determinowała dokładność stosowanych urządzeń pomiarowych. W przypadku urządzenia PENTACAM HR większość pomiarów podawana była z dokładnością do dziesiątej lub setnej części mierzonej wielkości (promienia krzywizny, mocy itd.), w przypadku pomiarów pachymetrycznych i aberometrycznych dokładność pomiaru była większa (do tysięcznej części mierzonej wielkości).

Dodatkowo w związku z pomiarem wartości K1, K2, Km dla obu oczu pacjenta na podstawie wyników pomiarów dokonanych na trzech urządzeniach pomiarowych oprócz bezpośredniego odniesienia do dokładności urządzeń wyznaczono średnią arytmetyczną z tych pomiarów. Odchylenie standardowe obliczono na podstawie średniego błędu kwadratowego średniej arytmetycznej:

$$\sigma_{\bar{K}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (K_i - \bar{K})^2}{n(n-1)}}. \quad (56)$$

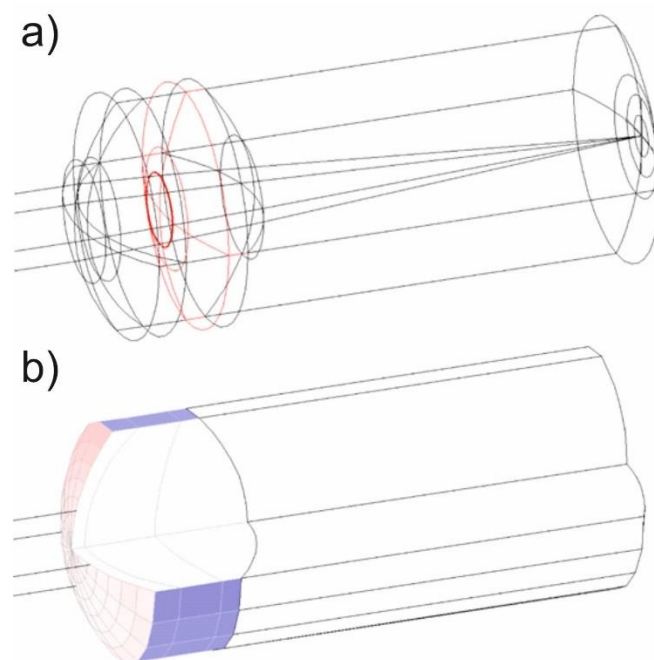
III.5. MODEL OKA AMETROPOWEGO

Motywacją zastosowania modelu optycznego oka emmetropowego, zmodyfikowanego do stanu ametropowego, wiąże się bezpośrednio z powiązaniem zmian w obrębie jakości obrazu po przebyciu przez światło rogówki z wpływem, jaki będzie wywierać na całe oko.

Źródła literaturowe [92, 99-100] pokazują, że zmianie mocy rogówki w wyniku zastosowania korekcji orto-k, towarzyszy redukcja jej asferyczności. Zmiany w obrębie tego parametru mają wpływ na aberracje całego układu optycznego oka, a w szczególności na aberracje sferyczną. Zmianie ulegać będzie również kształt przedniej powierzchni rogówki oraz położenie jej punktu wierzchołkowego. Modyfikacje te z kolei wpłyną na przemieszczenie osi optycznej, która w oku jest określana, jako wartość wypadkowa wynikająca z położenia osi optycznych jej poszczególnych elementów. Na skutek powyższych zmian oczekiwany jest wzrost wartości aberracji komatycznej, związany ze wzrostem odległości pozaosiowej przedmiotów. Dodatkowo, ze względu na fakt, że stosowana w pracy soczewka korekcyjna ma kształt pozbawiony torusa, przemianie ulegnie również wartość astygmatyzmu rogówkowego. Biorąc pod uwagę przedstawione powyżej informacje oraz to, że urządzenie wykorzystane w pracy do analizy aberracji powstałych na rogówce pozwala na dokładny pomiar przy centralnym położeniu wiązki padającej (wzdłuż osi) i nie pozwala na analizę tych parametrów przy pozaosiowym położeniu przedmiotu, jak również ich wpływu na cały układ optyczny oka, zdecydowano się do zilustrowania opisanej problematyki wykorzystać asferyczny model oka wg Navarro.

Jako elementy wzorcowe/brzegowe (początkowe) przyjęto: ¹⁾jako model oka miarowego (emetropowego) – niezmodyfikowany model Navarro oraz ²⁾do oka ametropowego i dalej rzeczywistego (początkowego) zmodyfikowany model Navarro, opisany parametrami rzeczywistej wady wzroku i topografii rogówki przed aplikacją pomocy wzrokowej. Modele wykonano za pomocą programu WinLens3D QIOptiq, stworzonego przez dr Geoffa Adamsa. Do analizy z wykorzystaniem modeli użyto danych opisujących stan początkowy i zmiany długoterminowe.

Model niezmodyfikowany Navarro przedstawiony został na rys. 22 i opisany jest parametrami przedstawionymi w tabeli 2.



Rys. 22 Model oka emmetropowego wg. Navarro a) widok krzywiznowy, b) model bryłowy typu $\frac{3}{4}$ solid [rys. własny]

Tabela 2 Parametry modelu oka emmetropowego, zrelaksowanego zgodnie z modelem Navarro [101].

Typ modelu: oko zrelaksowane					
nr medium	nazwa ośrodka	promień krzywizny R [mm]	grubość d [mm]	współczynnik załamania n [b.w.]	asferyczność Q [b.w.]
1	Rogówka	7,72	0,55	1,367	-0,26
2	komora wewnętrzna	6,50	3,05	1,3374	0
3	Soczewka	10,20	4,00	1,420	-3,1316
4	ciało szkliste	-6,00	16,40	1,336	-1,0
5	siatkówka / obraz	-12,00	-	-	-

Zgodnie z zawartymi w niej informacjami można scharakteryzować go jako model o izotropowych mediach, opisanych powierzchniami asferycznymi, bez

powierzchni torycznych, nie uwzględniający rozbicia soczewki ocznej na jądro i korę. Model ten również nie uwzględnia obecności diafragmy (w postaci źrenicy oka) przed soczewką oczną. Do adaptacji go na potrzeby pracy jako modelu oka emmetropowego – miarowego wprowadzono do układu optycznego obecność źrenicy oka, czyli ograniczenia aperturowego w przestrzeni komory przedniej oka, położonego tuż przed soczewką oczną. Źrenicy, w przypadku widzenia dziennego. przypisano rozmiar (o wysokiej luminacji otoczenia) 1,5 mm, zmierzchowego (o niskiej luminacji oświetlenia) 5mm.

Ze względu na fakt, iż wprowadzone zmiany w modelu Navarro, w celu uzyskania ametropii oka, mają charakter badawczy – teoretyczny, opisane zostały w części pracy odpowiadającej otrzymanym wynikom.

IV. WYNIKI BADAŃ I Dyskusja Wyników

IV.1 PROCEDURA Kwalifikacyjna i opis Stanu początkowego Rogówki

W tabeli 3 przedstawiono wyniki badań obiektywnych refrakcji, keratometrii oraz biometrii oka. Dodatkowo przedstawiono wyniki badań refrakcji otrzymane metodą subiektywną.

Tabela 3 Wyniki badań refrakcji subiektywnej i obiektywnej oraz keratometrii, otrzymane z pomiarów autokeratorefraktometrem, biometrem, urządzeniem Pentacam HR (zapisane jako topograf rogówkowy) oraz foropterem manualnym.

Pomiar	Typ	Oko	Składowa sferyczna oka	Składowa cylindryczna oka	Składowa cylindryczna rogówki					Długość gałki ocznej [mm]
					K1 [D] [mm]	K2 [D] [mm]	Km [D] [mm]	Oś [°]	grubość rogówki [μm]	
Autokeratorefraktometr	O	OP	-1,75	-0,50x103	43,25 7,81	44,12 7,65	43,68 7,73	102	-	-
		OL	-2,00	0,00	43,00 7,86	43,75 7,72	43,38 7,79	76	-	-
Biometr	O	OP	--	-	43,69 7,734	44,32 7,625	44,01 7,678	102	607 (5)	23,90 (0,008)
		OL	-	-	43,21 7,820	44,14 7,656	43,68 7,736	79	610 (4)	24,00 (0,004)
Topograf rogówkowy	O	OP	-	-	43,50 7,75	44,00 7,68	43,75 7,72	111,6	600	-
		OL	-	-	43,10 7,83	43,90 7,69	43,50 7,76	66,2	599	-
Foropter manualny	S	OP	-1,75	0,00	-	-	-	-	-	-
		OL	-1,50	0,00	-	-	-	-	-	-

Współczynnik załamania $n=1,3375$, () – odchylenie standardowe, O – obiektywny, S – subiektywny, OP – oko prawe, OL – oko lewe, K1 – meridian sagitalny mocy/krzywizny rogówki, K2 – meridian tangencjalny mocy/krzywizny rogówki, Km – średnia moc/krzywizna rogówki.

Wartości wady refrakcji dla obu oczu zapisano w postaci profilu mocy o cylindrze ujemnym zgodnie z równaniem (48) i wynosiła ona odpowiednio $(S + C, -C \times \alpha) = (-1.75, -0.50 \times 103^\circ)$ dla oka prawego i $(S + C, -C \times \alpha) = (-2.00, -)$ dla oka lewego, na podstawie wyników badań obiektywnych.

Wyniki badań refrakcji subiektywnej ujawniły ostrość wzroku $V_{OP}^{SC} = 0,15$ i $V_{OL}^{SC} = 0,20$, nie stwierdzono obecności astygmatyzmu całkowitego oka. Dobór

korekcji wykazał obecność wady refrakcji $R_{OP}=-1,75D$ i $R_{OL}=-1,50D$ oraz ostrość wzroku dla obu oczu $V_{OP,OL}^{CC} = 1,2$ po zastosowaniu soczewek korygujących.

Zapis wyników refrakcji subiektywnej postaci profilu mocy przyjął postaci $(S + C, -C \times \alpha) = (-1.75, -)$ dla oka prawego i $(S + C, -C \times \alpha) = (-1.50, -)$ dla oka lewego.

Wyniki badań refrakcji metodą obiektywną pokazały, że oko prawe pacjenta posiada wadę refrakcji określaną mianem krótkowzroczności z astygmatyzmem. Astygmatyzm ze względu na położenie ognisk i głównego południka mocy sklasyfikowano jako astygmatyzm krótkowzroczny, złożony, zgodny z regułą. Oko lewe pacjenta posiadało wadę refrakcji w postaci krótkowzroczności, nie stwierdzono obecności astygmatyzmu. Zaobserwowane różnice wad refrakcji, otrzymane z zastosowaniem metod subiektywnej i obiektywnej i wynikać mogą z metodologii pomiaru obiektywnego. W badaniach obiektywnych przedmiot obserwowany przez pacjenta znajduje się w skończonej odległości, co wywołuje odruch akomodacyjny. Na skutek akomodacji soczewka robi się bardziej wypukła, co powoduje zawyżenie wyniku pomiaru mocy oka, czyli przeszacowanie wartości w kierunku minusów – nadrefrakcja oka. W związku z powyższym, przewidywana korekcja refrakcji ustalana jest w oparciu o wynik badania subiektywnego. Wartość ta służy dalej jako wartość składowa w formule Jessena (równ. 50), niezbędnej do doboru promienia krzywizny tylnej strefy optycznej BOZR, w soczewce ortokeratologicznej. Dodatkowo pozwala stwierdzić, że wielkość wady refrakcji nie przekracza wartości krytycznej, dyskryminującej z aplikacji korekcji orto-k.

W celu określenia źródła pochodzenia krótkowzroczności (refrakcyjna / osiowa) zostały wykonane dodatkowo pomiary w zakresie długości gałki ocznej – biometria.

Wyniki pomiaru długości gałki ocznej wykazały wartości 23,91 mm dla oka prawego (przy wadzie refrakcji -1,75) i 24,00 mm dla oka lewego (przy wadzie refrakcji -1,50). Wartości te różnią się od długości gałki ocznej oka emmetropowego, która według Bueno-Gimeno i współpracowników wynosi $23,12 \pm 0,79$ mm [102]. Natomiast nie odbiega w sposób istotny od wartości długości gałki ocznej osób posiadających krótkowzroczność niskiej miary, mieszczącej się w przedziale od -0,50 do -3,00 D, która wg. autorów wynosiła $23,91 \pm 0,84$ mm [102]. Trochę wyższe wartości średnie zaprezentowane zostały

w pracy Carneya i wsp. [103] gdzie wartość średnia długości gałki ocznej oka emmetropowego wynosiła 23,861 mm i długość gałki ocznej zmieniała się wraz z wielkością wady refrakcji opisaną równaniem liniowym w postaci: $y = -0,29 \cdot x + 23,861$. Zależność ta była dokładnie spełniona dla oka lewego pacjenta, gdzie dla wskazanej wady refrakcji długość powinna wynieść dokładnie 24,00 mm, co było równe wartości zmierzonej za pomocą biometru. W przypadku oka prawego pacjenta wartości te istotnie rozbiegały się, gdyż wynikająca z zależności Carneya i wsp. dla odnotowanej wady refrakcji powinna wynieść 24,369 mm, a zmierzona wartość wynosiła 23,91 mm. Nie znaczy to, że zależność ta jest niewłaściwa, ale może sugerować silnie refrakcyjny charakter krótkowzroczności powiązany ze stromym kształtem rogówki.

Wyniki badań keratometrycznych otrzymane trzema metodami obiektywnymi za pomocą: keratometru, biometru oraz topografu rogówkowego. Wyniki te posłużyły do określenia parametrów brzegowych – początkowych oka nieskorygowanego, kwalifikacji do korekcji ortokeratologicznej oraz doboru parametrów niezbędnych do określenia typu i mocy stosowanej korekcji. Mierzonym parametrem była krzywizna pierwszej powierzchni łamiącej rogówki wzdłuż dwóch głównych meridianów.

Na podstawie uzyskanych wyników wyznaczono średnie arytmetyczne (z trzech urządzeń) parametrów K1, K2, Km, wartości i kierunku astygmatyzmu. Wynosiły one odpowiednio dla oka prawego: $K1_{OP}$ równa $43,48 \pm 0,14$ D (7,76 mm), $K2_{OP}$ $44,15 \pm 0,10$ D (7,65 mm), Km_{OP} $43,81 \pm 0,10$ D (7,69 mm), astygmatyzm przedniej powierzchni rogówki 0,67 D i oś $105,2 \pm 3,2^\circ$ oraz dla oka lewego: $K1_{OL}$ $43,10 \pm 0,06$ D, $K2_{OL}$ $43,93 \pm 0,12$ D, Km_{OL} $43,52 \pm 0,10$ D, astygmatyzm przedniej powierzchni rogówki 0,83 D, oś $73,7 \pm 3,9^\circ$.

Otrzymane z pomiarów wartości Km, K1 i K2 podane w wartościach promienia krzywizny mieszczą się w przedziale wielkości normatywnych, zarówno dla osób emmetropowych, jak i krótkowzrocznych (część wspólna). Scholtz i wsp. pokazali, że dla osób bez wady refrakcji i obarczonych krótkowzrocznością w odpowiedniej kolejności Km przyjmuje wartość średnią $7,76 \pm 0,25$ mm, i $7,69 \pm 0,28$ mm; K1 (bardziej płaski) $7,84 \pm 0,26$ mm, $7,78 \pm 0,28$ mm; K2 (bardziej stromy) $7,68 \pm 0,26$ mm, $7,60 \pm 0,28$ mm [104].

Zależność ekwiwalentu sferycznego od wielkości wady refrakcji w grupie osób obdarzonych krótkowzrocznością przedstawił Carney i wsp. [103]. Zgodnie

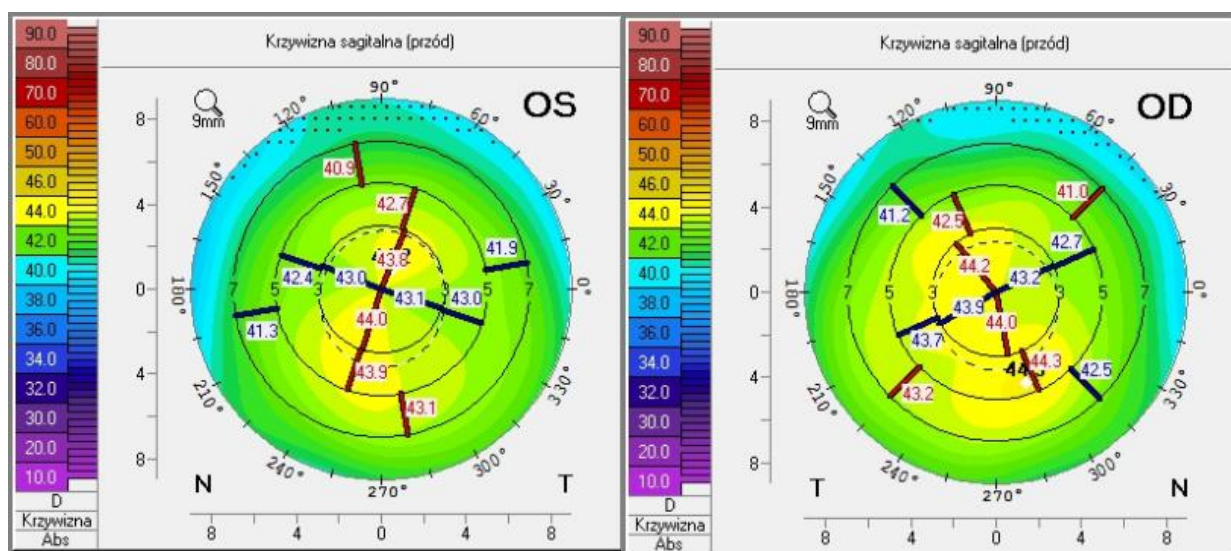
z jego obserwacją zmianę promienia krzywizny w zależności od wielkości wady refrakcji opisuje równanie $y = 0,036 \cdot x + 7,762$. Zgodnie ze wskazaną zależnością oczekiwane rozmiary promienia krzywizny dla wady refrakcji równej odpowiednio -1,5 dpt i -1,75 dpt powinny wynosić 7,708 mm i 7,699 mm. Zmierzone eksperymentalnie wartości nie mieszczą się w zakresie opisanym poziomem ufności badań Carne i wsp. [103]. Należy tu zaznaczyć, że w swoich badaniach autor nie rozróżnił źródła krótkowzroczności i nie dokonali podziału grupy badawczej ze względu na składowe refrakcyjną i osiową krótkowzroczności, co musiało skutkować zaniżeniem otrzymanych wartości ekwiwalentu sferycznego.

Różnice w wartościach mocy i osi cylindra, występujące pomiędzy pomiarami uzyskanymi z biometru i keratometru a topografem rogówkowym, wynikają z metodologii pomiaru. W przypadku pierwszych, dwóch urządzeń moc rogówki jest mierzona wzdłuż dwóch wzajemnie ortogonalnych południków (pomiar nieczuły na astygmatyzm nieregularny), w przypadku topografu rogówkowego istnieje możliwość określenia wszelkich asymetrii rogówki. Ponadto autokeratorefraktometr mierzy z mniej dokładnym krokiem – co 0,125 D.

Na podstawie analizy odchyłeń wyznaczonych parametrów stwierdzono, że najdokładniejsze wartości uzyskuje się z topografu rogówkowego. Dlatego w dalszej analizie zmian opisanych parametrów ograniczono się do stosowania jednego, najdokładniejszego urządzenia.

Obliczony na podstawie otrzymanych wyników astygmatyzm rogówkowy wynosił odpowiednio dla wartości średnich 0,68 Dcyl w osi 105° i 0,83 Dcyl w osi 74° dla oka prawego i lewego oraz dla topografu rogówkowego 0,50 Dcyl w osi 111° i 0,80 Dcyl w osi 66°. Wartość średnia astygmatyzmu rogówkowego w oczach emmetropowych, zgodnie z pracą Scholtza i współpracowników, to 0,9Dcyl wzdłuż południka stromego [104].

Oprócz miary astygmatyzmu rogówkowego analizie poddano również jego typ. Ocena opierała się o analizę kształtu topograficznego wyznaczonego na podstawie map topografii rogówkowej. Wyniki badań topografii rogówkowej przedstawiono na rys. 24.



Rys 23 Mapa ilustrująca rozkład mocy w poszczególnych strefach przedniej powierzchni rogówki oka a) prawego i b) lewego określona metodą sagitalną.

Przedstawione na rys. 23 kształty sklasyfikowano dla oka lewego jako asymetryczna mucha o stromiźnie dolnej i położeniu wypadkowego meridianu - zgodny z regułą odchylony o $23,8^\circ$ od pionu zgodnie z kierunkiem wskazówek zegara. Dla oka prawego kształty sklasyfikowano jako symetryczna przekrzywiona mucha o kącie przekrzywienia 22° , z przesuniętym centrum, i położeniem wypadkowego meridianu - zgodny z regułą odchylony od pionu o $21,6^\circ$ w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara. Nieznaczną odchyłkę od regularności kształtu topograficznego dla oka prawego może tu przypisać niestabilności filmu łzowego i nieznacznej wartości astygmatyzmu.

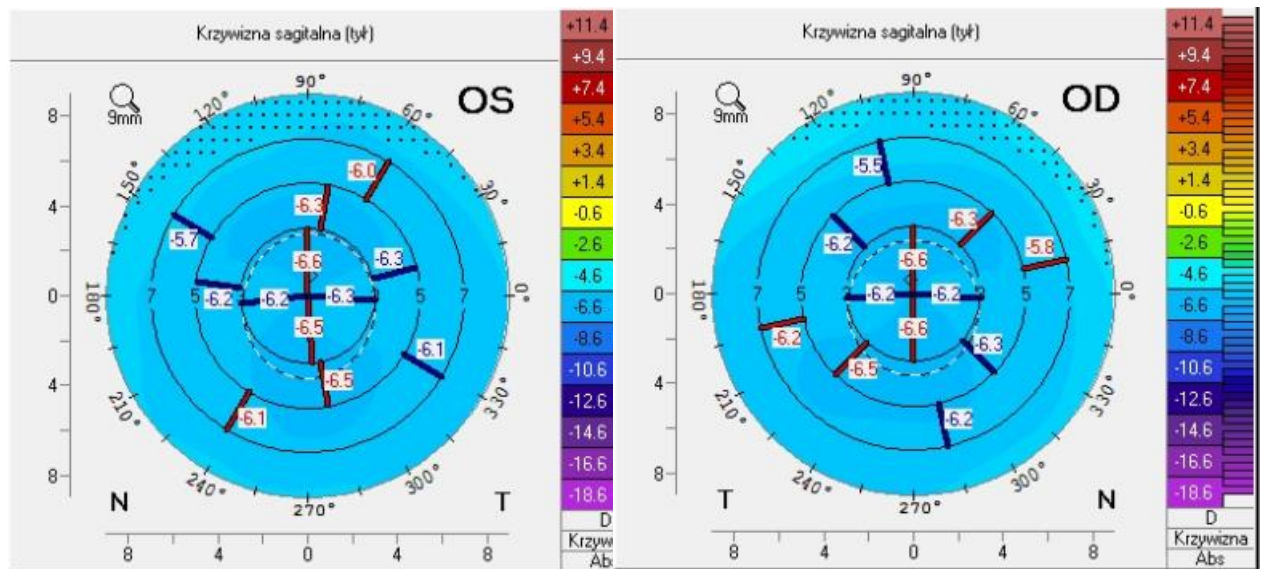
Opisywane powyżej wyniki badań keratometrycznych, uzyskane na trzech urządzeniach, dotyczyły, jak już wcześniej wspomniano, mocy pierwszej powierzchni łamiącej rogówki. Zarówno biometr, jak i autokeratorefraktometr nie pozwalają zmierzyć parametrów tylnej powierzchni rogówki, przez co nie było możliwym określenie na ich podstawie całkowitej mocy rogówki, jako soczewki wypukło-wklęsłej (możemy jedynie szacować jej wartość). Moc całej rogówki jest niezbędna w celu określenia miary astygmatyzmu wewnętrznego, co jest jednym z kryteriów ocenianych w procesie aplikacji soczewek ortokeratologicznych. Moc tylnej powierzchni rogówki można natomiast określić na podstawie badań topograficznych wykonanych na urządzeniu Pentacam. Zgodnie z otrzymanymi wynikami astygmatyzm tylnej powierzchni rogówki dla oka lewego wynosił $0,4 \pm 0,1$ D w osi $173,7 \pm 0,1^\circ$ czyli skierowanej horyzontalnie,

parametry opisujące moc ekwiwalentu sferycznego oraz moce wzdłuż najbardziej stromego i płaskiego meridianu wynosiły odpowiednio $K_{mOL} = 6,4 \pm 0,1$ D, $K_{1OL} = 6,6 \pm 0,1$ D, $K_{2OL} = 6,2 \pm 0,12$ D, wyniki te odpowiadały krzywiznom tylnej powierzchni rogówki równym odpowiednio $R_{mOL} = 6,28 \pm 0,01$ mm, $R_{1OL} = 6,09 \pm 0,01$ mm, $R_{2OL} = 6,47 \pm 0,01$ mm. W przypadku oka prawego astygmatyzm tylnej powierzchni wynosił $0,3 \pm 0,1$ D w osi $3,1 \pm 0,1^\circ$ (po przeliczeniu $183,1^\circ$) czyli skierowanej również horyzontalnie, parametry opisujące ekwiwalent sferyczny oraz moce wzdłuż najbardziej stromego i płaskiego meridianu wynosiły odpowiednio $K_{mOP} = 6,3 \pm 0,1$ D, $K_{1OP} = 6,6 \pm 0,1$ D, $K_{2OP} = 6,2 \pm 0,1$ D, a odpowiadające im promienie krzywizny $R_{mOP} = 6,25 \pm 0,01$ mm, $R_{1OP} = 6,42 \pm 0,01$ mm, $R_{2OP} = 6,08 \pm 0,01$ mm. Prezentowane wartości zostały zmierzone w strefie centralnej rogówki.

W celu zilustrowania rozkładu mocy na całej tylnej powierzchni rogówki przedstawiono wyniki badań topometrycznych, gdzie na skali zamiast wysokości prezentowana jest moc powierzchni w wybranych strefach rogówki wzdłuż najbardziej płaskiego i stromego meridianu w danej strefie (rys. 24). Moc określono stosując metodę sagitalną. Wyniki te, poza wartościami odczytanymi ze strefy centralnej, nie są w znanej i stosowanej procedurze wykorzystywane w kwalifikacji do aplikacji soczewek ortokeratologicznych. Stanowią natomiast wskazanie wartości brzegowych i są wykorzystywane dalej w pracy, aby określić, czy dochodzi do zmian na tylnej powierzchni rogówki w wyniku ich aplikacji, a jeśli tak to, czy dotyczą one okresu dłuższego niż czas bezpośrednio po ich pierwszej aplikacji.

Parametry opisujące przednią i tylną moc (promienie krzywizny) rogówki, znając współczynniki załamania wszystkich ośrodków tj. filmu łzowego, uśredniony rogówki i cieczy wodnistej oraz grubości warstwy filmu łzowego i rogówki, przy założeniu równomiernego rozłożenia filmu łzowego na całej przedniej powierzchni, pozwoliły określić moc całkowitą i astygmatyzm rogówki. Program dedykowany do urządzenia Pentacam robi to automatycznie i prezentuje przeliczenie, jako wyniki zapisane w zakładce rzeczywista siatka mocy. Wyliczenia te można zrobić samodzielnie, stosując proste równania opisujące załamanie na pojedynczej powierzchni sferycznej i wykorzystując równanie soczewkowe [105]. Odczytane w programie wyniki wskazywały na astygmatyzm rogówkowy (jako całej soczewki) w oku lewym równy $0,7 \pm 0,1$ D w osi

147,1±0,1°, z kolei w oku prawym 0,4±0,1 D w osi 46,0±0,1°. Odpowiadające im moce dla ekwiwalentu sferycznego i wzdłuż bardziej stromej i płaskiego meridianu dla oka lewego $K_{mOL} = 42,1±0,1$ D, $K1_{OL} = 42,5±0,1$ D, $K2_{OL} = 41,8±0,1$ D i odpowiednio dla oka prawego $K_{mOP} = 42,3±0,1$ D, $K1_{OP} = 42,5±0,1$ D, $K2_{OP} = 42,1±0,1$ D.



Rys. 24 Mapa reprezentująca rozkład promieni krzywizny w poszczególnych strefach dla tylnej części rogówki oka a) prawego i b) lewego wyznaczony metodą sagitalną.

Korzystając z wyników badań astygmatyzmu rogówkowego oraz astygmatyzmu całkowitego, stosując regułę Javala (49), określono astygmatyzm wewnętrzny. Obliczenia wskazały wartości astygmatyzmu wewnętrznego dla oka prawego równą 0,50 DCyl i 0,875 DCyl dla oka lewego. Należy tutaj zaznaczyć, że obliczenia astygmatyzmu wewnętrznego na podstawie reguły Javala ale zastosowane w sposób skrótowy do mocy pierwszej powierzchni rogówki a nie całej rogówki zawyżyłoby wartość astygmatyzmu wewnętrznego i umieściłoby astygmatyzm wewnętrzny dla oka lewego, w przedziale warunkowego dopuszczenia, w kryteriach możliwości stosowania ortokorekcji.

Reasumując, otrzymane wyniki parametrów: K_m , K_1 , K_2 oraz astygmatyzmu wewnętrznego wskazują na brak przeciwwskazań do aplikacji soczewek ortokeratologicznych.

Kolejnym, poddanym analizie parametrem topograficznym rogówki była jej asferyczność lub stosując inną miarę jej ekscentryczność. Wartość ekscentryczności została określona pośrednio na podstawie odczytu parametru Q reprezentującego asferyczność. Wynosiła ona odpowiednio: dla oka prawego $Q_{OP} = -0,58$ i lewego $Q_{OL} = -0,61$. Po podstawieniu do równań (5) i (9), otrzymuje się wartości ekscentryczności równe odpowiednio: dla oka prawego $e_{OP} = 0,76$ i lewego $e_{OL} = 0,78$. Średnia wartość ekscentryczności dla rogówki człowieka wynosi $e = 0,45$ a za normatywne - nie wskazujące na patologie, uznaje się wartości z przedziału $[0; 1]$ [92-93]. Należy jednak pamiętać, że w przypadku ortokeratologii, im większa wartość ekscentryczności, tym rogówka umożliwia większą korekcję wady refrakcji. Przyjmuje się, że do korekcji 1 D wady refrakcji konieczne jest wywołanie zmiany ekscentryczności o 0,2 [92]. W związku z tym należy stwierdzić, że graniczna wartość wady refrakcji, możliwa do skorygowania za pomocą soczewek orto-k, w przypadku badanych oczu, to około 3,75 D dla obu oczu pacjenta. Stąd wynika, że możliwa jest pełna kompensacja wady refrakcji obu oczu przy pomocy odpowiednio dobranych soczewek ortokeratologicznych.

Ekscentryczność posłużyła również do modyfikacji wartości parametru K, czyli promienia krzywizny wzdłuż bardziej płaskiego południka, wykorzystywanego w doborze soczewek ortokeratologicznych. Zgodnie z normą zmierzona ekscentryczność klasyfikowana jest jako bardzo wysoka $e > 0,71$ i konieczne jest zmodyfikowanie odczytu K w długości promienia krzywizny dla obu oczu o wartość +0,20 mm a następnie przeliczenie tej wartości na moc, która jest dalej wykorzystywana w formule analitycznej Jessena (równ. 50) przy ustalaniu BOZR [92].

Kolejnymi, ocenianymi parametrami wyznaczonymi z topografii rogówkowej były przesunięcie położenia punktu ekstremum grubości rogówki (minimum) w stosunku do szczytu pachymetrycznego oraz różnice grubości w tych punktach. Wartości przesunięcia horyzontalnego dla oka prawego i lewego wynosiły odpowiednio $x_{TL}^{OP} = -0,45$ i $x_{TL}^{OL} = +0,56$, i nie były analizowane w kontekście przeciwwskazań do użytkowania soczewek kontaktowych (np. w ekstazji, będącej przeciwwskazaniem do użytkowania soczewek orto-k, pojawiają się przesunięcia, zarówno ku nosowi, jak i skroni). Natomiast wartości przesunięcia wertykalnego zostały zestawione z wartościami odpowiadającymi stanowi fizjologicznemu $y_{TL} > -0,50$, warunkowemu $y_{TL} \in (-1,00; -0,50)$ –

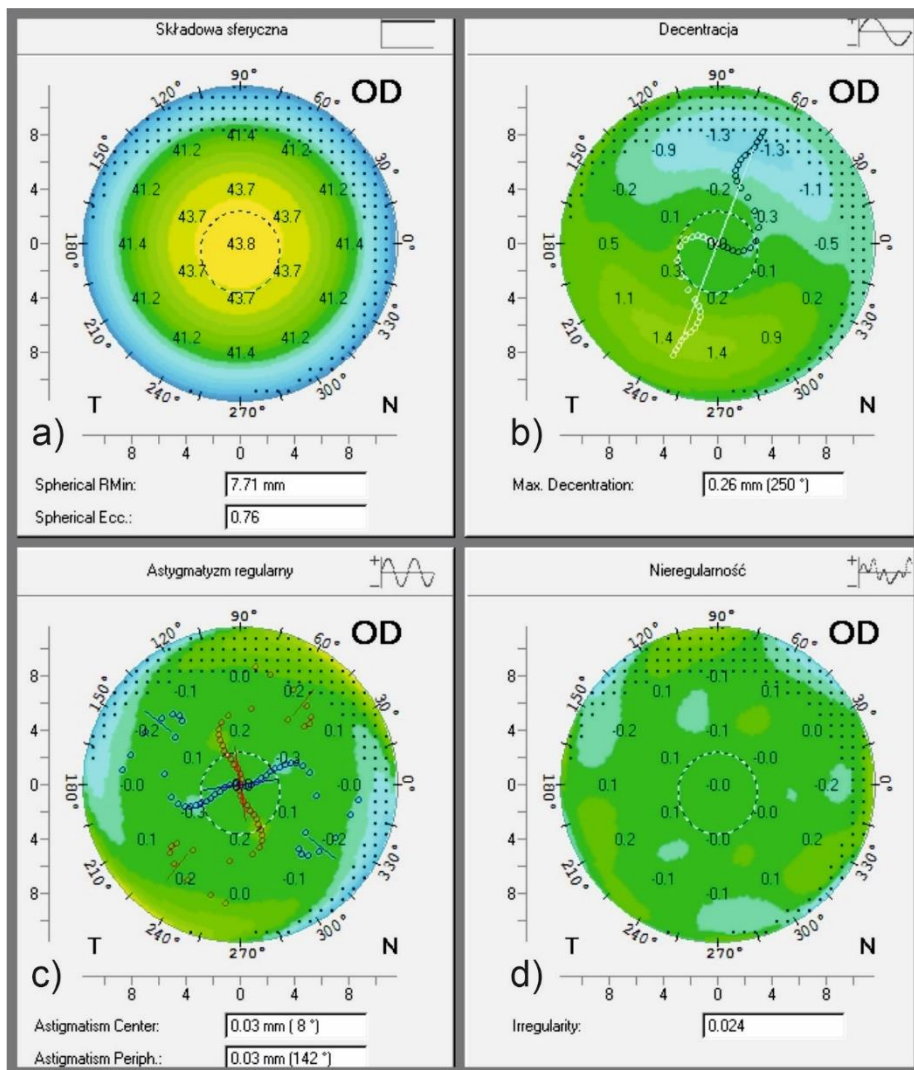
opisującemu średnie ryzyko obecności stanu patologicznego (np. ekstazji, gdzie powstaje konieczność dokonania analizy czasowej zmian położenia) i patologicznemu $y_{TL} < -1,00$ – opisującemu wysokie ryzyko obecności stanu patologicznego [31-32, 42-43]. Zmierzone wartości przesunięcia wertykalnego były równe, odpowiednio: $y_{TL}^{OP} = -0,64$ dla oka prawego i $y_{TL}^{OL} = -0,38$ dla oka lewego. Wartość przesunięcia dla oka lewego była typowa dla stanu fizjologicznego, natomiast przesunięciu zaobserwowanemu w oku prawym przypisano wartość warunkowo spełnione (ocena ryzyka wystąpienia stanu patologicznego opiera się również o analizę zgodności innych parametrów, które nie wskazywały na obecność patologii) [31-32].

Wyniki badań topografii rogówkowej, w postaci map mocy oraz wartości decentracji wierzchołka rogówki, zostały zestawione w celu lepszego zrozumienia z wynikami badań analizy za pomocą szeregów Fouriera. Przeprowadzona analiza pozwoliła przedstawić fluktuację mocy zachodzącą na rogówce w postaci szeregów Fouriera, opisanych przez wartość średnią i zbiór ciągów trygonometrycznych o rosnącej periodyczności, reprezentujących odpowiednio: ekwiwalent sferyczny, decentrację, astygmatyzm i szum refrakcyjny.

Wyniki rozkładu mocy na kolejne składowe szeregu Fouriera dla oczu prawego i lewego zaprezentowano odpowiednio na rys. 26 i 27.

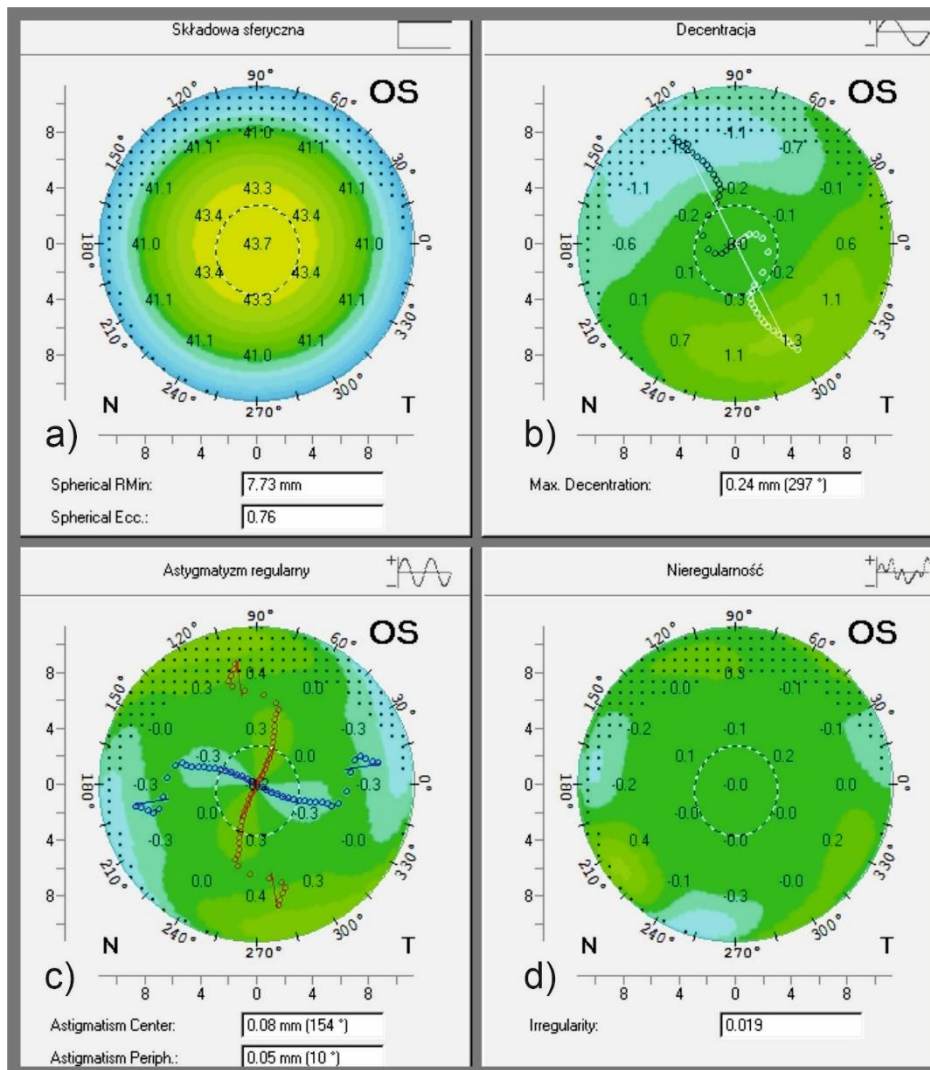
Na podstawie otrzymanych wyników, krzywa stożkowa reprezentująca wartość refrakcji uśrednioną wzdłuż dzwonów pomiarowych, definiowana była: promieniem krzywizny $R=7,71$ mm i ekscentrycznością 0,76 dla oka prawego (rys. 26a) oraz $R=7,73$ mm i ekscentrycznością 0,76 dla oka lewego (rys. 27a). Dla porównania, wynik promienia dla ekwiwalentu sferycznego odczytany jako uśredniona wartość ze wszystkich urządzeń pomiarowych był równy 7,69 mm dla oka prawego i 7,76 mm dla oka lewego. Różnica była niewielka i wynikała z faktu, iż urządzenia te dokonują pomiaru na podstawie różnej średnicy reprezentującej obszary stref centralnej i paracentralnej, co wpływa na miarę wartości uśrednionej po całym obszarze. Wyniki wartości średniej dla szeregu Fouriera $\frac{1}{2} a_0$, pozwalają odczytać wartość średnią mocy tj. ekwiwalent sferyczny. W strefie centralnej był on równy odpowiednio 43,8D dla oka prawego i 43,7D dla oka lewego. Wyniki ekwiwalentu sferycznego, ekscentryczności i promienia krzywizny, otrzymane z analizy Fouriera, korelują z wartościami zmierzonymi.

Rys. 26b i 27b obrazują decentrację wierzchołka mocy dla przedniej powierzchni rogówki. Decentracja powoduje powstanie naprzeciwległe leżących minimum i maksimum mocy na powierzchni danego pierścienia. Na rys. 26b i 27b przesunięcie wierzchołka dla poszczególnych pierścieni zostało opisane kółkiem oznaczonym cieplejszą barwą. Rozkład mocy wzdłuż jednego pierścienia odzwierciedlony jest przebiegiem o częstotliwości $1 \cdot v$, a biały znacznik w postaci koła oznacza maksimum fali.



Rys. 26 Rozkład mocy rogówki oka prawego na składowe szeregu Fouriera reprezentujące: a) ekwiwalent sferyczny, b) decentrację, c) astygmatyzm, d) szum refrakcyjny – sumaryczne składowe wyższego rzędu.

Dla obu oczu możemy wyróżnić dwa prostopadłe, leżące do siebie kierunki przesunięcia wierzchołka. W strefie pierwszej - centralnej wierzchołek w obu oczach przesuwa się ku górze i skroni odpowiednio wzdłuż osi 165° dla oka prawego i 30° dla oka lewego w strefach trzeciej i czwartej (brzeżnej i podparcia) i przesuwa się również w obu oczach tyle, że ku dołowi i skroni odpowiednio wzdłuż osi 250° dla oka prawego i 297° dla oka lewego. Kierunek przesunięcia w strefie paracentralnej zmienia się płynnie i stanowi wypadkową pomiędzy strefami centralną a peryferyjnymi. Wyniki te są zgodne z fizjologicznym stanem rogówki, w którym występuje asymetria sektorowa – strefa nosowa rogówki jest bardziej płaska, czyli ma mniejszą moc oraz położeniem wierzchołka topograficznego rogówki.



Rys. 27 Rozkład mocy rogówki oka lewego na składowe szeregu Fouriera reprezentujące: a) ekwiwalet sferyczny, b) decentrację, c) astygmatyzm, d) szum refrakcyjny – sumaryczne składowe wyższego rzędu.

Rys. 26c i 27c reprezentują astygmatyzm przedniej powierzchni rogówki. Obecność astygmatyzmu powoduje powstanie, na krzywej reprezentującej rozkład mocy wzdłuż dowolnego pierścienia, przebiegu fali o częstotliwości $\frac{1}{2} \cdot \nu$. Taki przebieg skutkuje obecnością dwóch maksimumów i dwóch minimumów. Barwa czerwona znacznika (cieplejsza) oznacza maksimum fali, a niebieska (zimniejsza) minimum. Położenia znaczników cieplejszych determinują oś bardziej stromej meridianu, czyli potocznie zwaną oś astygmatyzmu, a amplituda c_2 odzwierciedla jego miarę.

Jak można zaobserwować na obu rys. 26c i 27c astygmatyzm w oczach zachowuje się podobnie. W strefie centralnej i paracentralnej bardziej stromy meridian mocy ustawiony jest w kierunku pionowym z przekrzywieniem ku skroni, odpowiednio dla strefy centralnej maksima leżą na osi w oku prawym 98° i lewym 64° . Z kolei w strefie brzeżnej maksima i minima mocy przesuwają się w obszar kątowny, który znajdował się pomiędzy maksimum i minimum strefy centralnej. Przy czym maksimum w strefie peryferyjnej obraca się w kierunku nosowym, w oku prawym do wartości 52° - zgodnie, a lewym do wartości 100° - przeciwnie, do kierunku obrotu wskazówek zegara. Wartości amplitudy dla poszczególnych ekstremów zostały zamieszczone jako dane liczbowe na mapie ciepła. Ich wartości po zsumowaniu wychyleń korelują ze zmierzonym astygmatyzmem przedniej powierzchni rogówki. Astygmatyzm w strefie trzeciej podparcia jest zmienny i przybiera kolejno wartości pośrednie między strefą paracentralną i brzeżną.

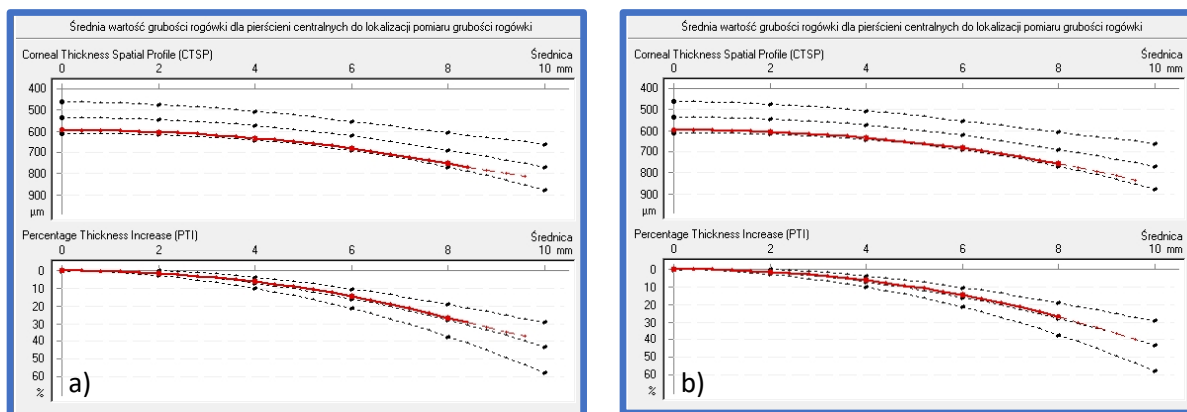
Rys. 26d i 27d ilustrują obecność szumu refrakcyjnego, który stanowi sumę funkcji trygonometrycznych dla wszystkich, wysokich częstotliwości. Wartość jego udziału opisuje parametr nieregularności wyznaczany na podstawie równania (34).

Jak można zaobserwować na rys. 26d i 27d obecność szumu ma charakter wyspowy i ogranicza się do stref zewnętrznych. W przypadku obu oczu w strefie centralnej jest on praktycznie nieobecny, pojawia się w strefie paracentralnej i zyskuje na znaczeniu w strefach bardziej peryferyjnych. W przypadku obu oczu

jego wkład jest niewielki i nie przekracza wartości 0,025 mm. Różnice w jego wartości mogą wynikać np. z nieregularności rozkładu filmu łzowego na powierzchni rogówki.

Analiza pachymetryczna rogówki ujawniła wartości grubości w szczycie pachymetrycznym dla oka prawego 600 μm i lewego 599 μm . Pozwala to na sklasyfikowanie rogówki, jako grubej i zdatnej do zastosowania ortokeratologii. Wyniki pomiarów wskazują również na konieczność modyfikacji wartości pomiaru ciśnienia wewnątrzgałkowego, o czym będzie mowa przy opisie pomiarów IOP. Z kolei pomiar w punkcie najcieńszej grubości wskazał wartości dla oka prawego 594 μm i lewego 596 μm . Różnica w grubości rogówki pomiędzy szczytem pachymetrycznym a pomiarem w punkcie TL (ang. thinnest location) o najmniejszej jej wartości, wynosiły odpowiednio dla oka prawego 3 μm i lewego 6 μm . Parametr ten poddawany jest pod analizę w celu wykluczenia obecności ekstazji. Dopuszczalna wartość różnicy grubości we wskazanych punktach wynosi nie więcej niż 10 μm , a jej większe miary mieszczą się poza odczytami spotykanymi dla zdrowej populacji [31, 32].

Analiza profilu (CTSP) zmian średniej grubości rogówki, poczynając od lokalizacji punktu najcieńszego (0 na osi horyzontalnej) do brzegu (oś horyzontalna) została przedstawiona na rys. 28 (górny). Centralna, przerywana czarna linia przedstawia średnią wartość standardową wyznaczoną ze wszystkich badanych rogówek, określoną na zdrowej populacji oczu. Przerywana górna lub dolna linia przedstawia podwójne odchylenie standardowe grubości rogówki (95%). Czerwona linia ciągła reprezentuje wynik średniej grubości rogówki, jej przerywane przedłużenie wartości ekstrapolowane po obszarach z niepełnymi danymi pomiarowymi. Na rys. 28 (dolne) zamieszczono odpowiadające krzywom CTSP procentowe profile wzrostu grubości rogówki PTI. Przedstawione na nich krzywe mają identyczne znaczenie, jak w opisie CTSP.



Rys. 28 Profil przestrzenny oraz odpowiadający mu procentowy wzrost grubości rogówki odpowiednio dla oka: a) prawego i b) lewego.

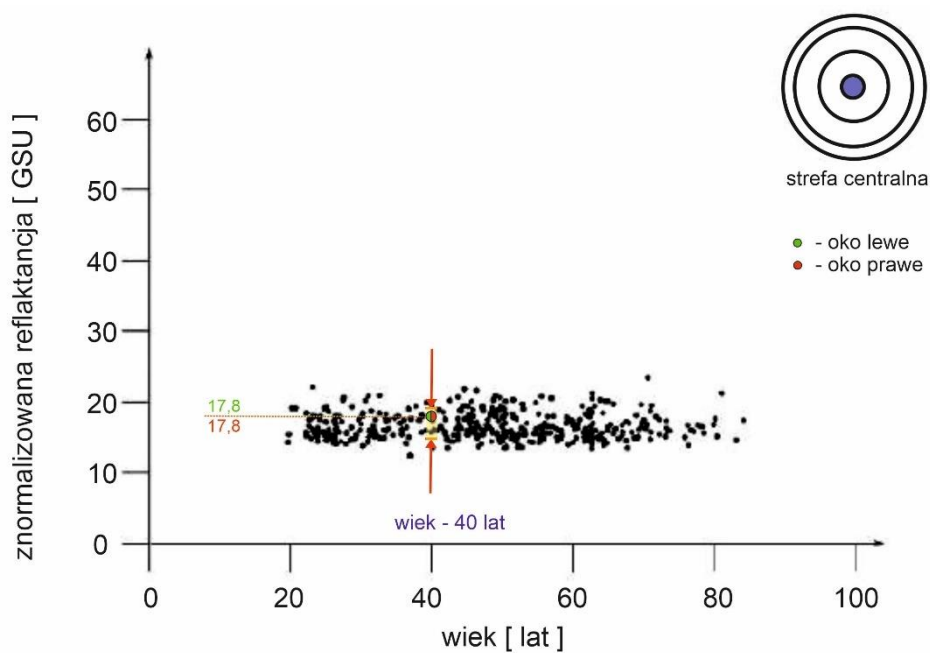
Profil zmian grubości rogówki dla obu oczu mieści się w zakresie wyznaczonym krzywymi przerywanymi i jest typowy dla grubych rogówek. Wielkość odchylenia krzywych CTSP od profilu wzorcowego w całym zmierzonym zakresie nie przekracza $6\mu\text{m}$, nie wskazując na czynniki patologiczne. Poddana analizie wartość procentowego wzrostu grubości rogówki licząc od punktu TL do jej brzegu. Krzywa PTI miała typowy, standardowy – średni przebieg obserwowany dla zdrowej populacji i nie wskazywała na stan patologiczny.

W celu dokonania oceny stanu fizykalnego oka, stosując biomikroskop z lampą szczelinową, przeprowadzono badania: filmu łzowego, przedniego odcinka oraz aparatu ochronnego oka. Badania aparatu ochronnego oka ujawniły prawidłowe działanie powiek oraz brak dysfunkcji umieszczonych na nich gruczołów meiboma. Stan gruczołów analizowany był w kontekście jakościowej oceny filmu łzowego. Dalsza analiza jakościowa wskazała normatywną objętość menisku łzowego oraz silny refleks rogówkowy. Analiza ilościowa wydzielania łez, wykonana w oparciu o test Schirmera, pokazała uwodnienie bibuły Whatmana, w wyniku ekspozycji na działanie łez przez 5 min, na odcinku o długości 17 mm. Otrzymane wyniki świadczą o prawidłowej ilościowej i jakościowej strukturze filmu łzowego.

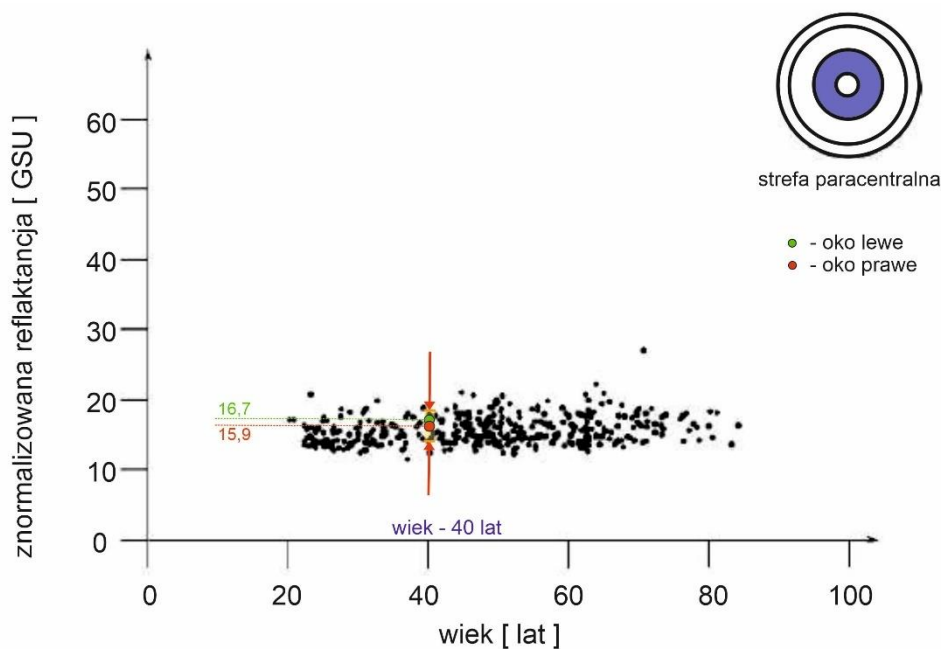
Kolejne badanie stanu przedniego odcinka oka pacjenta dotyczyło przezierności rogówki. Badanie to przeprowadzono dokonując oglądu stanu rogówki w obserwacji z zastosowaniem lampy szczelinowej z biomikroskopem oraz z wykorzystaniem urządzenia wielofunkcyjnego Pentacam dokonując

analizy densytometrycznej. Badania prowadzone za pomocą lampy szczelinowej pozwalają dokonać tylko jakościowej oceny transparentności rogówki, z kolei densytometryczne otrzymane z urządzenia Pentacam pozwalają na ocenę ilościową. W pracy do przeprowadzenia kwalifikacji do aplikacji soczewek ortokeratologicznych wystarczyłaby ocena jakościowa, ale do przeprowadzenia analizy zmian krótko i długoterminowych potrzebne już są wyniki ilościowe.

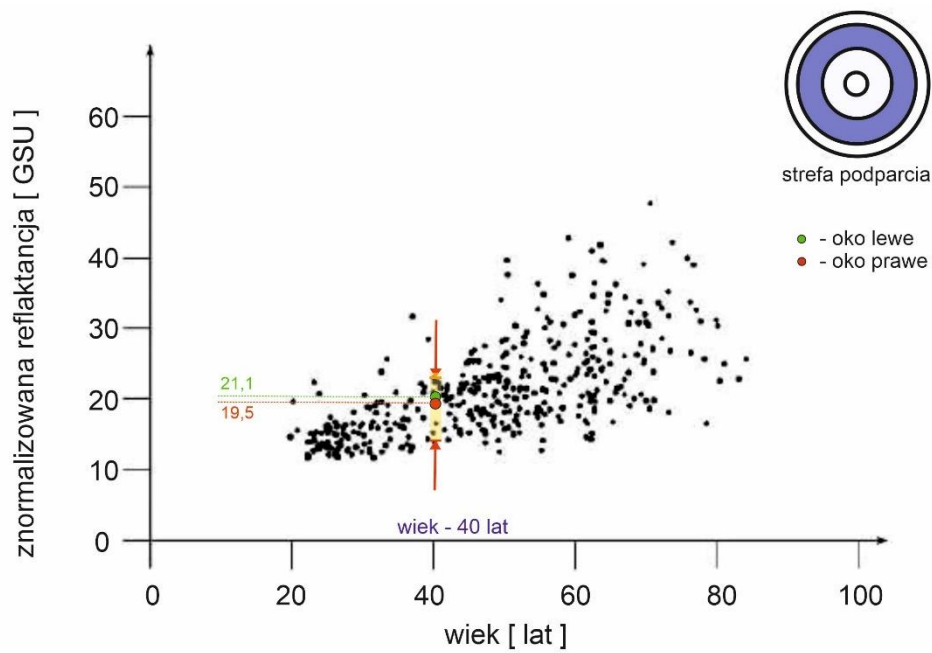
Wykonane pomiary densytometryczne obejmowały wartości średnie tego parametru w różnych strefach i przekrojach rogówki. Podział dzielił rogówkę na strefy: centralną (rys. 29), paracentralną (rys. 30), podparcia (rys. 31) oraz brzeżną (rys. 32), i przekroje: przedni do 120 μm (rys. 33), centralny bez przypisanego rozmiaru ale ograniczony rozmiarami sąsiadujących przekrojów (rys. 34) oraz tylny o rozmiarze 50 μm (rys. 35). Otrzymane wartości zestawiono z wynikami badań Sorcha i współpracowników [10] (pomiary również wykonane na urządzeniu Pentacam), nanosząc na wykresy obrazujące zachowanie się znormalizowanej refraktancji w funkcji wieku, wartości densytometryczne zmierzone dla odpowiednich typów przekrojów i stref rogówki przed założeniem soczewek ortokeratologicznych. Wartości odpowiednio dla oka lewego i prawego zaznaczono zielonymi i czerwonymi punktami, podając również na wykresie ich wartości liczbowe i zestawiając je z przedziałem tolerancji dla grupy wiekowej odpowiadającej badanym oczom.



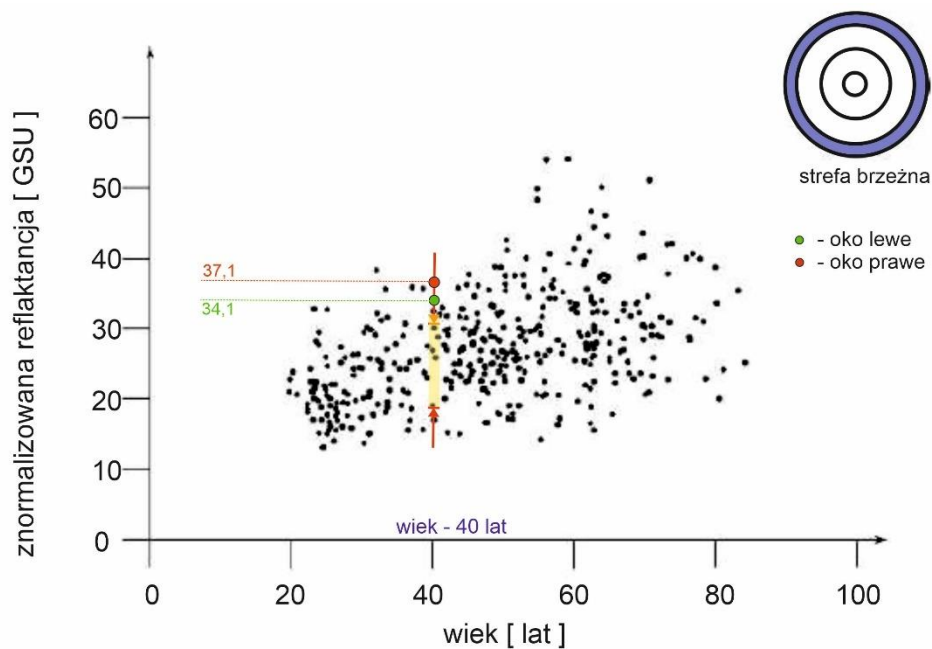
Rys. 29 Opis znormalizowanej refraktancji w strefie centralnej dla zdrowej populacji ludzi w funkcji wieku [107] oraz jej wartości zmierzone dla oczu przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych.



Rys. 30 Opis znormalizowanej refraktancji w strefie paracentralnej dla zdrowej populacji ludzi w funkcji wieku [107] oraz jej wartości zmierzone dla oczu przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych.



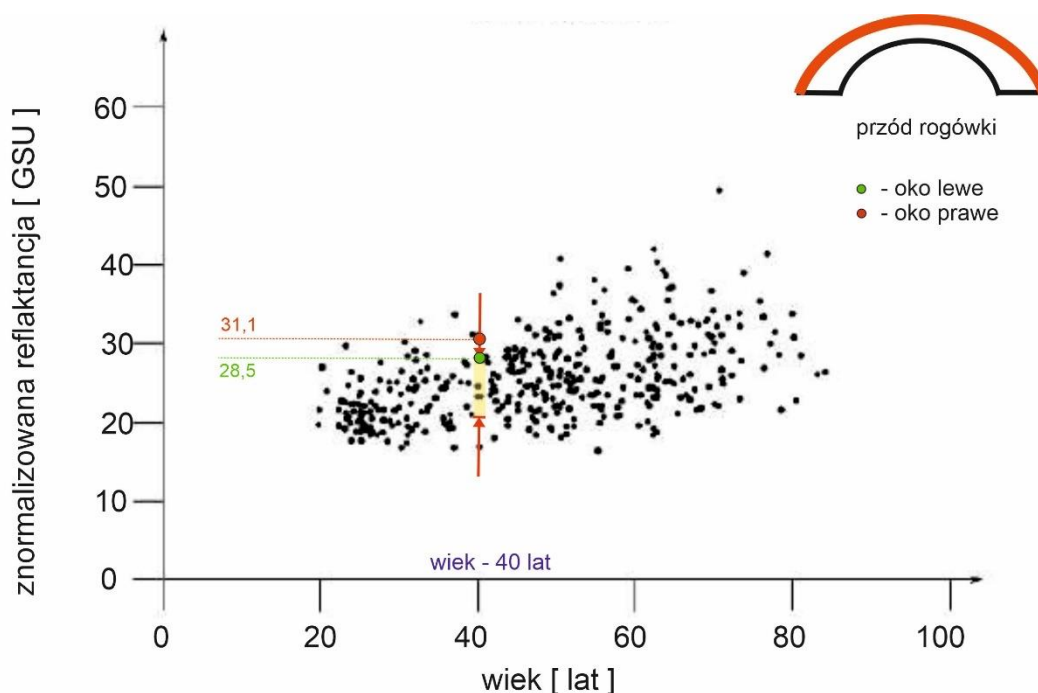
Rys. 31 Opis znormalizowanej refraktancji w strefie podparcia dla zdrowej populacji ludzi w funkcji wieku [107] oraz jej wartości zmierzone dla oczu przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych.



Rys. 32 Opis znormalizowanej refraktancji w strefie brzeżnej dla zdrowej populacji ludzi w funkcji wieku [107] oraz jej wartości zmierzone dla oczu przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych.

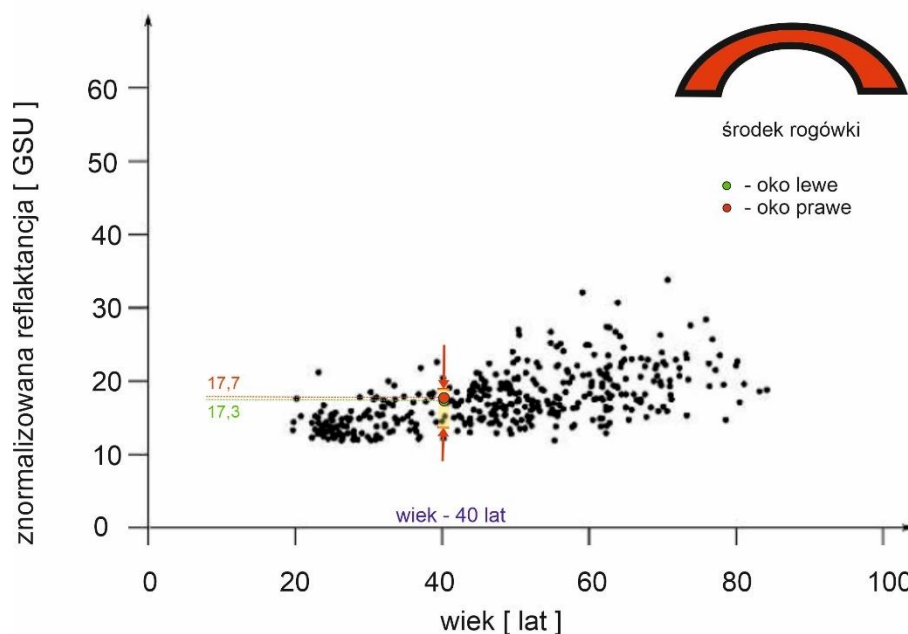
Przedstawione na rys. 29 - 32 wartości znormalizowanej refraktancji w strefach centralnej, paracentralnej i podparcia były odpowiednio równe: $R_{centr}^{OP} = 17,8$; $R_{centr}^{OL} = 17,8$; $R_{p.cent}^{OP} = 15,9$ $R_{p.cent}^{OL} = 16,7$; $R_{podp.}^{OP} = 19,5$; $R_{podp.}^{OL} = 21,1$ GSU i mieściły się w zakresach typowych dla populacji w wieku 40 lat. W strefie obwodowej znormalizowana refraktancja równa odpowiednio $R_{obw.}^{OP} = 37,1$ i $R_{obw.}^{OL} = 34,1$ GSU leżała poza średnimi wartościami i przedziałem wyznaczonym ich dopuszczalną odchyłką. Obserwacja w lampie szczelinowej ujawniła, że powieki górna i dolna delikatnie nachodzą na obszar rąbkowy a nawet nieznacznie wykraczają poza jego zakres. Ujawnia się to również na zdjęciach densytometrycznych w postaci spłaszczenia górnego i dolnego obszaru pomiarowego. Najprawdopodobniej powoduje to zawyżenie wyników uśrednionych wartości z tego obszaru.

Wyniki badań otrzymane dla całej rogówki i jej poszczególnych przekrojów zaprezentowane zostały na rys. 33 - 36.

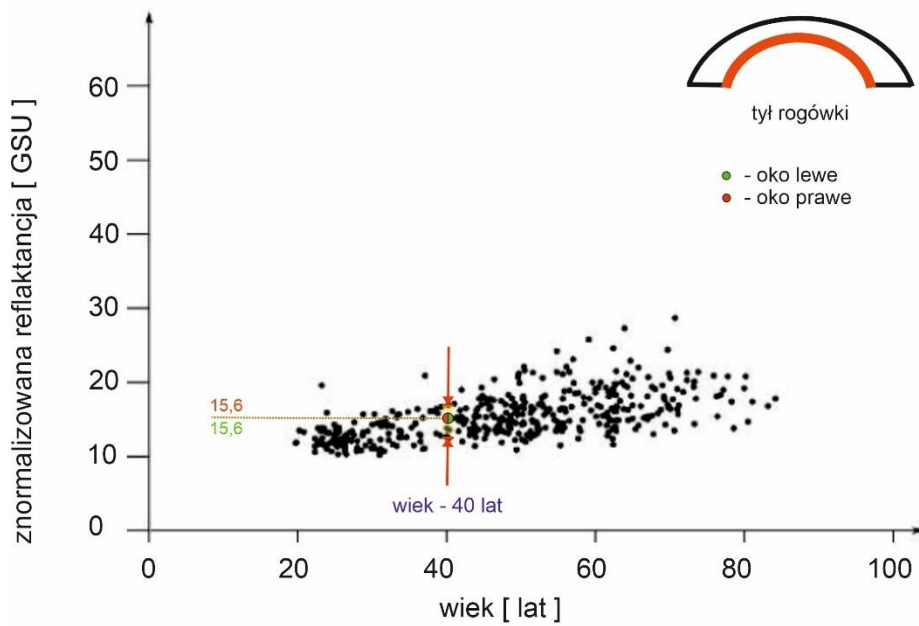


Rys. 33 Opis znormalizowanej refraktancji w przekroju przednim rogówki dla zdrowej populacji ludzi w funkcji wieku [107] oraz jej wartości zmierzone dla oczu przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych.

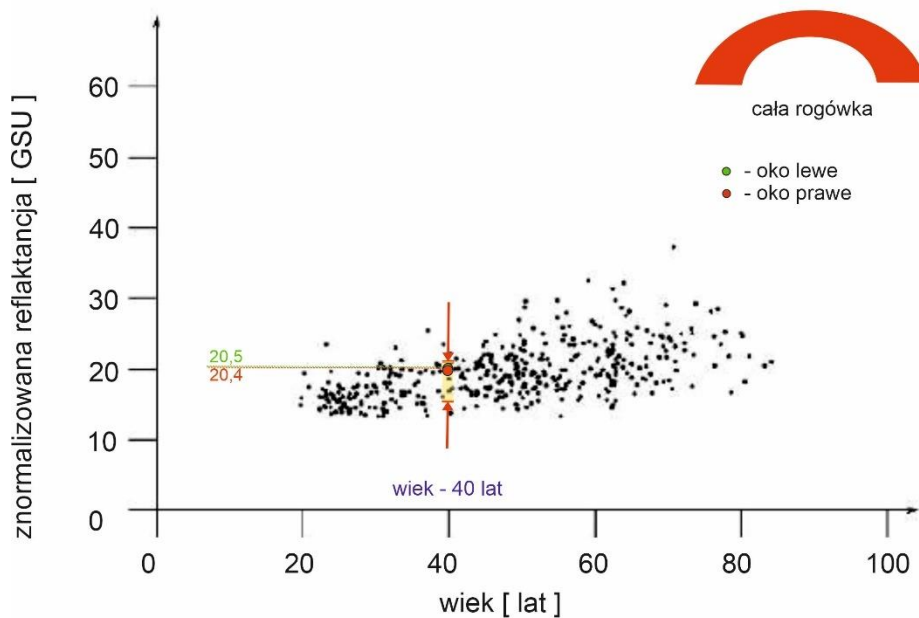
Średnia refraktancja pochodząca od przedniej części rogówki była równa 31,1 GSU dla oka prawego i 28,5 GSU dla oka lewego. Wyniki pomiarów dla obu oczu nie mieściły się w zakresie normatywnym [107]. W związku z powyższym zdecydowano się poddać je dodatkowej analizie z podziałem nie tylko przekrojowym ale również strefowo-przekrojowym. Analiza wyników ujawniła, że wartości znormalizowanej refraktancji od stref przedniej-centralnej, przedniej-paracentralnej i przedniej-obwodowej mieściły się w zakresie $25,8 \pm 1,4$ GSU dla oka prawego i $24,6 \pm 1,9$ GSU dla oka lewego, podczas gdy jej wynik dla części przedniej-obwodowej były około dwa razy większy i wynosił 49,7 GSU dla oka prawego i 55,0 GSU dla oka lewego. Zawyżony wynik w strefie przedniej-obwodowej przypisano częściowemu nachodzeniu powiek na górny i dolny obszar rąbkowy rogówki a nawet nienznacznie na rogówkę. Wartość średnia pochodząca od stref bez uwzględnienia strefy obwodowej mieściła się w wartościach normatywnych charakterystycznych dla oczu osób w wieku 40 lat [107]. Wyniki te były spójne z obserwacją bezpośrednią w lampie szczelinowej, gdzie nie obserwowano odchyłek od stanu fizjologicznego w postaci zmętnień w strefie obwodowej przy jednoczesnym położeniu powiek, jak w opisie powyżej.



Rys. 34 Opis znormalizowanej refraktancji w przekroju centrum rogówki dla zdrowej populacji ludzi w funkcji wieku [107] oraz jej wartości zmierzone dla oczu przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych.



Rys. 35 Opis znormalizowanej refraktancji w przekroju tylnym rogówki dla zdrowej populacji ludzi w funkcji wieku [107] oraz jej wartości zmierzone dla oczu przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych.



Rys. 36 Opis znormalizowanej refraktancji całej rogówki dla zdrowej populacji ludzi w funkcji wieku [107] oraz jej wartości zmierzone dla oczu przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych.

Wyniki badań średniej refraktancji dla całej rogówki oraz przekroju środka i tylnego odcinka rogówki wynosiły odpowiednio: $R_{rog}^{OP} = 20,4$; $R_{rog}^{OL} = 20,5$; $R_{sr}^{OP} = 17,3$; $R_{sr}^{OL} = 17,3$; $R_{tył}^{OP} = 15,6$; $R_{tył}^{OL} = 15,6$ i mieściły się w przedziale tolerancji dla oczu z grupy wiekowej 40 lat [107].

Reasumując badania densytometryczne w wyniku obserwacji nie stwierdzono żadnych odchyłek od stanu fizjologicznego, które mogły być przyczyną dyskryminacji do zastosowania soczewek kontaktowych, a zaobserwowane podwyższone wartości refraktancji w strefie brzeżnej rogówki wynikały z nachodzenia powiek na obszar okołorąbkowy rogówki.

Badania ciśnienia wewnątrzgałkowego IOP zostały wykonane z wykorzystaniem tonometru Canon TX-F. Otrzymane ciśnienie 17mmHg zostało zmodyfikowane o wartość addytywną wynikającą z budowy rogówki (jej grubości) a następnie porównane z obowiązującą normą. Parametr addytywny wyznaczony został na podstawie badań tomografii rogówki i wynosił dla obu oczu -2mmHg. Otrzymane wyniki mieściły się w przedziale 10-21 mmHg.

Wyniki wywiadu medycznego nie ujawniły żadnych ogólnych chorób przewlekłych oraz potencjalnych zagrożeń wynikających z trwale stosowanych środków farmakologicznych. Motywacja pacjenta do zastosowania soczewek ortokeratologicznych oraz podejście do higieny osobistej nie stanowiły również podstaw do dyskwalifikacji.

Przedstawione dotychczas wyniki, oprócz opisu stanu początkowego wybranych parametrów układu wzrokowego, stanowiły podstawę do całościowej oceny możliwości aplikacji soczewek ortokeratologicznych.

Uzyskane wyniki zostały stabelaryzowane w celu zestawienia z normami dotyczącymi wskazań/przeciwwskazań do stosowania opisanej pomocy wzrokowej i przedstawione w tabeli 4.

Analiza wyników zebranych w tabeli nie wskazała obecności jakichkolwiek bezwzględnych przeciwwskazań do aplikacji soczewek ortokeratologicznych. W tabeli, jednemu z wyników przypisano warunkowe dopuszczenie. Warunek wiązał się z obserwacją potencjalnych zmian w czasie przesunięcia wertykalnego wierzchołka ekstremum grubości rogówki w stosunku do szczytu pachymetrycznego. Zmian takich nie zaobserwowano.

Tabela 4 Parametry kontrolne przeciwwskazań do stosowania sferycznych soczewek ortokeratologicznych kontrolowane w ramach pracy badawczej.

Kontrolowana wielkość	Norma	Wartość		Spełnienie normy		
		OP	OL	Tak	Nie	War.
Wielkość wady refrakcji	do -4,50 D [42, 43, 92]	-1,75 D	-1,50 D	X	-	-
Miara astygmatyzmu rogówkowego prostego	do 1,50 DCyl [42, 43, 92]	0,50 DCyl	0,80 DCyl	X	-	-
Miara astygmatyzmu rogówkowego odwrotnego	Jeśli stwierdzony to o wartości do 0,75 DCyl ^c	Brak	Brak	X	-	-
Regularność kształtu rogówki	dowolny regularny lub regularna przekrzywiona mucha o odchyleniu nie przekraczającym 22° *[31, 42, 43]	kształt regularny - asymetryczna mucha °	kształt regularny - symetryczna mucha zgodna z regułą przekrzywiona o 18°	X	-	-
Miara K _{max} (większa z wartości K ₁ lub K ₂) dla symetrycznych kształtów rogówki	poniżej 47,2 D [42, 43, 92]	44,0 D	43,9 D	X		
Miara astygmatyzmu wewnętrznego	<1,00 DCyl [42, 43, 92]	0,5 DCyl	0,875 DCyl	X	-	-
Ekscentryczność	[x** ; 1] [42, 43, 92]	0,76	0,78	X	-	-
Grubość rogówki	>470 μm	600 μm	599 μm	X	-	-
Przesunięcie wertykalne wierzchołka ekstremum grubości rogówki w stosunku do szczytu pachymetrycznego	Norma [31, 42, 43] $x_{TL} < -0,50$ Warunkowo $X_{TL} \in (-1,00; -0,50)$	$y_{TL}^{OP} = -0,64$	$y_{TL}^{OL} = -0,38$	-	-	X – brak zm. w czasie
Różnica w grubości rogówki między szczytem pachymetrycznym a pkt. o najcieńszej grubości TL	Norma [42, 43, 92] $\Delta d < 10\mu m$	$\Delta d_{OP} = 6\mu m$	$\Delta d_{OL} = 3\mu m$	X		
Densytometria rogówki	Norma – zgodnie z rys. 37 – 44 dla danej strefy i grupy wiekowej [106-108]	$R_{centr}^{OP} = 17,8;$ $R_{p.cent}^{OP} = 15,9;$ $R_{podp.}^{OP} = 19,5;$	$R_{centr}^{OL} = 17,8;$ $R_{p.cent}^{OL} = 16,7;$ $R_{podp.}^{OL} = 21,1;$	X		
Przezierność i zamglenia rogówki w oglądzie bezpośrednim	brak obecności [92].	brak obecności	brak obecności	X		

* Możliwość dopuszczenia warunkowego dla nieregularności przy astygmatyzmie niewielkiej miary.

** Wartość x zależy od wielkości wady. Przyjmuje się 0,2 na 1D do korekcji.

Uzyskane wyniki w ramach procedury kwalifikacji zostały wykorzystane do określenia parametrów soczewki korygującej. Wykorzystując wynik pomiaru wady refrakcji i formułę Munerlyna (55) określono średnicę obszaru rogówki poddawanej wypłaszczeniu, czyli parametr soczewki BOZD. Otrzymane wartości to odpowiednio 5,86 mm dla oka prawego i 6,32 mm dla oka lewego. Ponieważ w katalogu producenta gradacja rozmiaru wynosi 1mm, wyniki te pozwoliły na dopasowanie najbliższej średnicy równej 6 mm dla obu oczu. Z kolei korzystając z odczytu mocy rogówki wzdłuż najbardziej płaskiego meridianu, wartości wady refrakcji i ekscentryczności, przy zastosowaniu formuły Jessena (50), obliczono i dobrano kolejny parametr soczewki BOZR. Otrzymane wyniki były takie same dla wartości średniej odczytów z wszystkich urządzeń i odczytu topograficznego. Wynosiły one odpowiednio 8,24 mm i 8,31 mm dla oka prawego i lewego.

Otrzymane wyniki posłużyły do zamówienia indywidualnych soczewek ortokeratologicznych, które dalej stosowano do korekcji wady refrakcji.

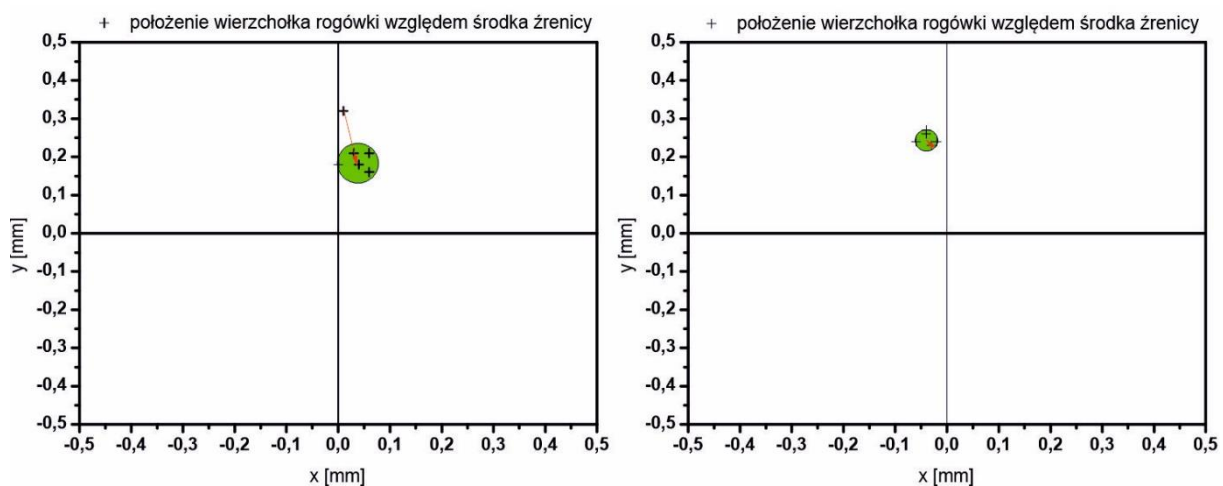
IV.2 DYNAMIKA ZMIAN KRÓTKOTERMINOWYCH

Po procedurze kwalifikacyjnej, kolejnym etapem w korekcji wady refrakcji z wykorzystaniem soczewek ortokeratologicznych jest obserwacja zmian zachodzących zaraz po ich aplikacji oraz po pierwszej nocy. W standardowej procedurze okres ten służy obserwacji prawidłowości wstępnego pozycjonowania soczewek oraz oszacowaniu poprawy jakości widzenia (ostrości wzroku). W pracy, czasookres ten dostosowano tak, aby można było obserwować zmiany zachodzące zaraz po pierwszej aplikacji soczewek oraz w okresie do 6 godzin ich ułożenia na oku w ciągu dnia. Podczas użytkowania soczewek oczy pozostawały zamknięte a ciało było ułożone w pozycji leżącej tak aby, jak najlepiej odwzorować pozycję snu. Następnie, w z góry zadanych odcinkach czasu wykonywano kolejne pomiary za pomocą urządzenia Pentacam oraz z wykorzystaniem zestawu urządzeń do pomiaru ostrości wzroku, by następnie poddać je analizie.

Obecnie standardem badania i jedynym kryterium oceny stabilności osadzenia soczewki ortokeratologicznej jest obserwacja obrazu fluorescencyjnego rogówki po założeniu soczewki oraz analiza różnicowej mapy

topograficznej po pierwszej dobie użytkowania. Wiedząc, że nie ma doniesień literaturowych oceniających zachowanie się wierzchołka rogówki po założeniu soczewki w różnych okresach czasowych, zdecydowano się sprawdzić czy zmiany wartości tego parametru można wykorzystać do ilustracji stabilność osadzenia soczewki.

Na rys. 37 przedstawiono opis zmian położenia wierzchołka rogówki wywołany krótkoterminową aplikacją korekcji orto-k względem położenia początkowego przed jej aplikacją (początek wektora) oraz środka źrenicy (początek układu współrzędnych) dla oka a) prawego i b) lewego.

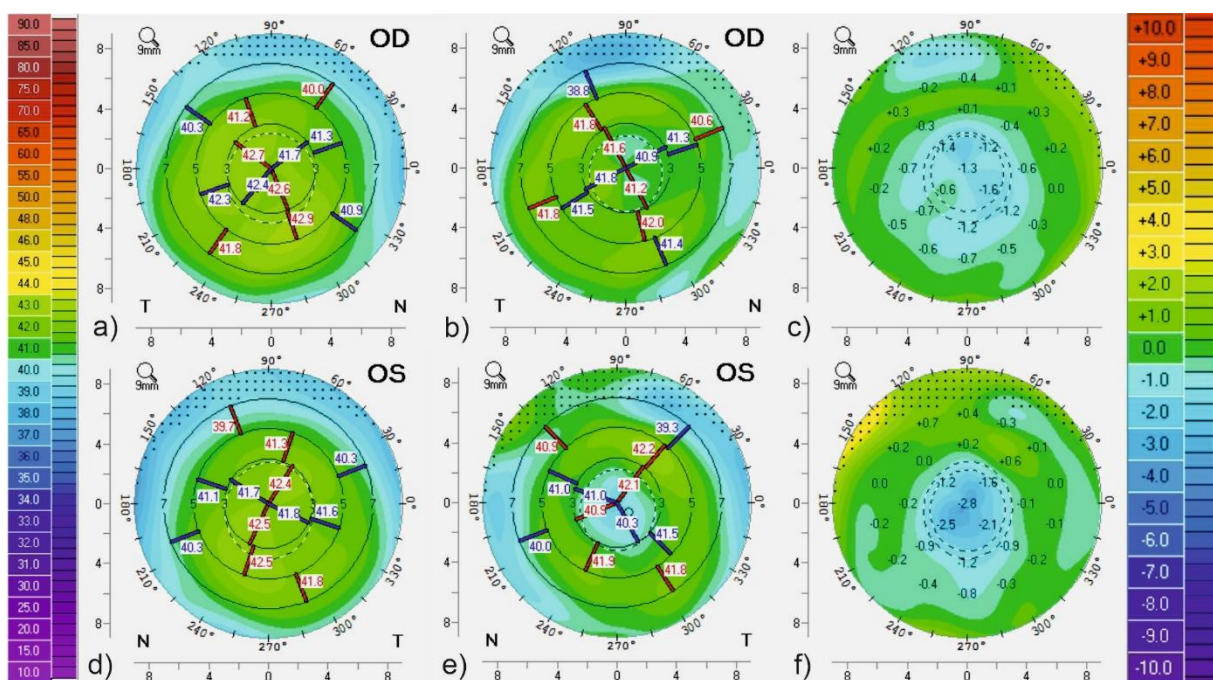


Rys. 37 Obraz zmian krótkoterminowych ilustrujących przemieszczenie wierzchołka rogówki w stosunku do środka źrenicy, na skutek aplikacji soczewek orto-k dla a) OP i b) OL.

Położenia wierzchołków dla poszczególnych czasów (oznaczone plusami) w przypadku zmian krótkoterminowych, posłużyły do określenia wektorów przesunięcia jego położenia. Następnie korzystając z równania (56) na podstawie tych położen wyznaczono wektor średniego przemieszczenia wierzchołka rogówki. Wektor ten został naniesiony na rys. 37 a i b, a jego koniec ilustruje położenie średnie po aplikacji soczewek orto-k. Długość wektora określiła średnie przemieszczenie wierzchołka rogówki i wynosiło odpowiednio 0,135 mm dla oka prawego i 0,022 mm dla oka lewego. Położenia najbardziej odległych punktów wierzchołkowych pozwoliły na wyznaczenie wektorów maksymalnego przemieszczenia dla obu oczu, a ich długości do wyznaczenia przemieszczenia maksymalnego, które wynosiło odpowiednio dla oka prawego 0,168mm i lewego

0,041 mm. Z różnicy wektorów największego i średniego przedunięcia wierzchołka rogówki wyznaczono wartość promienia rozrzutu położenia wierzchołka rogówki. Wynosił on odpowiednio dla oka prawego 0,033 mm i lewego 0,019 mm. Wartości średniego położenia wierzchołka rogówki i promienia rozrzutu pozwoliły zanaczyć na rysunkach obszar kołowy reprezentujący rozrzut położenia wierzchołka rogówki po aplikacji soczewek ortokeratologicznych. Obszar ten reprezentuje stabilność położenia wierzchołka rogówki po aplikacji soczewek ortokeratologicznych. W przypadku dobrego dopasowania, czyli stabilnego osadzenia soczewki oczekuje się, że promień będzie miał niewielką wartość, z kolei złą stabilność osadzenia, czyli „ucisk” - zbyt ciasne dopasowanie i „pływanie” zbyt luźne dopasowanie będzie reprezentował odpowiednio zbyt mały i duży promień koła. Nie istnieją obecnie normy liczbowe regulujące wartość rozrzutu promienia, jest to autorski parametr oceny, który do tej pory nie występował w literaturze i po raz pierwszy pojawia się w tej pracy. W celu wprowadzenia go do użytku koniecznym będzie wykonanie dalszych badań statystycznych w zakresie różnych typów dopasowań.

Na rys. 38 przedstawiono mapę różnicową oraz służące do jej wyznaczenia mapy topograficzne przedstawiające rzeczywiste siatki mocy przed i po pierwszej „dobie” użytkowania soczewek orto-k.



Rys. 38 Rzeczywista siatka mocy dla a) OP, d) OL przed zastosowaniem orto-k, b) OP, e) OL po 6h stosowania orto-k oraz odpowiadające im mapy różnicowe stanów pre i post orto-k dla c) OP i f) OL.

Mapa rzeczywistej siatki mocy przed aplikacją soczewek została szczegółowo omówiona w procedurze kwalifikacji (rys. 38a i d). Rzeczywista siatka mocy dla oczu poddanych działaniu soczewek orto-k, zaprezentowana na rys. 38b dla oka prawego i 38e oka lewego, ilustruje zmiany po 6 h ich użytkowania. W obu mapach widoczna jest istotna redukcja mocy w strefie centralnej powstała na skutek spłaszczenia rogówki w tym obszarze. Objawia się to powstaniem zimnego centrum umieszczonego centralnie na mapie ciepła, które w przypadku oka lewego jest dobrze widoczne (rys. 38e) natomiast dla oka prawego obejmuje tylko nieznaczny obszar (rys. 38c).

Zmiany, jakie zaszły na przestrzeni 6h użytkowania soczewek łatwiejsze są do zobrazowania i oceny z zastosowaniem mapy różnicowej. Ilustruje ona zmiany mocy całej rogówki pomiędzy dwoma dowolnymi pomiarami. Jak można zaobserwować na rys. 38c i 38f w różnicowych mapach ciepła dla obu oczu widoczny jest obszar zimny reprezentujący największą redukcję mocy. W przypadku oka prawego średnia redukcja mocy w obszarze centralnym wynosiła 1,20D a lewego 2,04D. Ponieważ rogówka posiadała kształt toryczny a soczewka orto-k sferyczny można zaobserwować różne redukcje mocy wzdłuż stromego i płaskiego meridianu. Średnia redukcja mocy wzdłuż bardziej stromego meridianu wynosiła $DC_{str}^{OP} = 1,43$, $DC_{str}^{OL} = 2,30D$ a wzdłuż bardziej płaskiego $DC_{płaski}^{OP} = 1,03$, $DC_{płaski}^{OL} = 2,03D$, odpowiednio dla oka prawego i lewego.

Oprócz miary zachodzących zmian, widoczny na mapach centralny obszar zimny służy również ilustracji strefy oddziaływania soczewki orto-k, a więc pozwala na ocenę czy dobrana soczewka posiada właściwe dopasowanie. W przypadku odpowiedniego dostosowania oczekuje się centralnie położonej strefy oddziaływania obejmującej swym obszarem przestrzeń większą od wielkości źrenicy oka tak, jak jest to widoczne na rys. 38c i 38f czyli oczu analizowanych w pracy [109]. W przypadku, gdy mamy do czynienia ze zbyt luźnym dopasowaniem BOZR obszar wypłaszczenia będzie przesunięty, a na mapie ciepła będzie widoczna wyspa w kształcie sierpa, określanego w literaturze jako „uśmiezek” (ang. smaily face). Występuje zwykle poniżej strefy

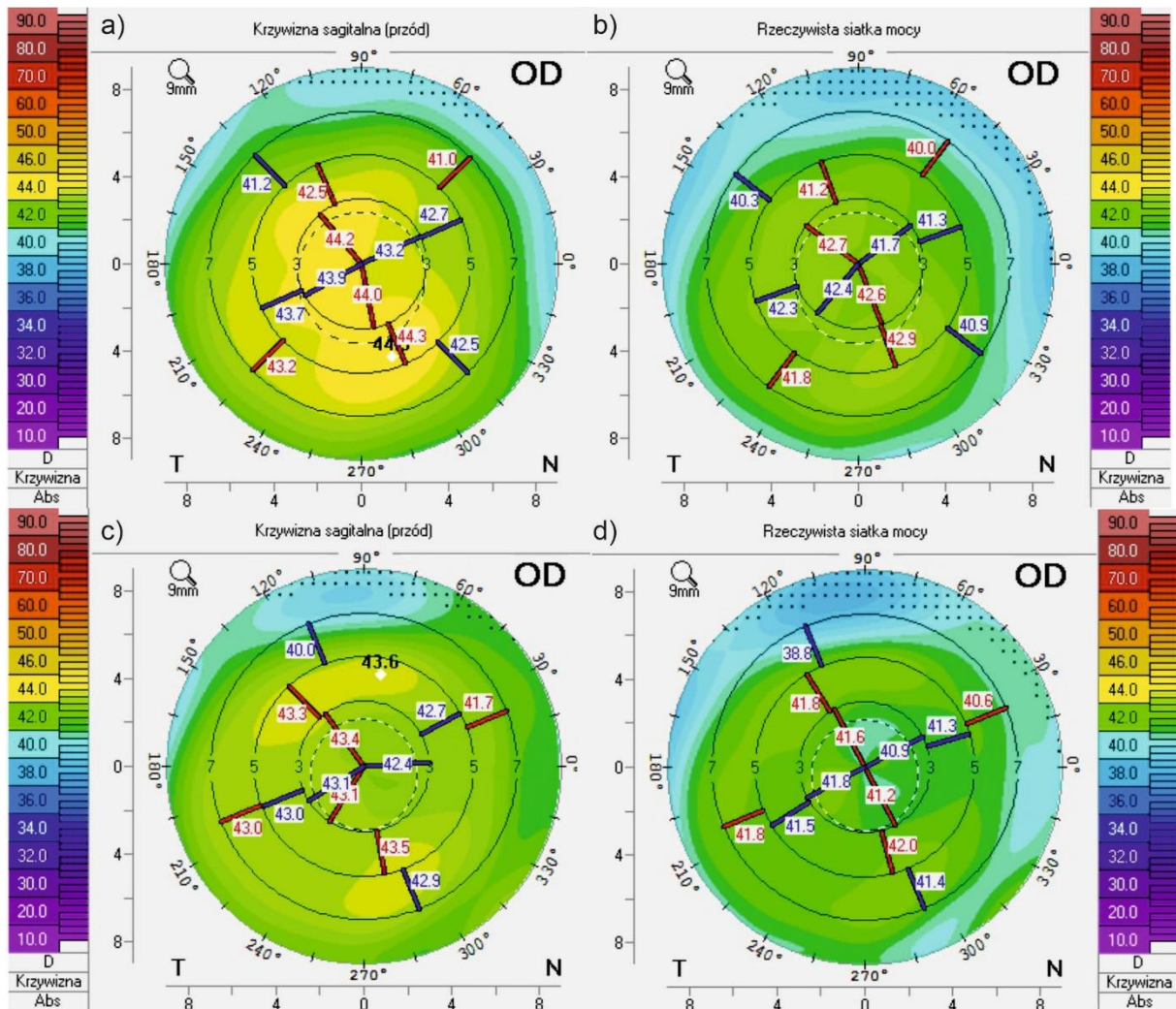
poddawanej terapii i odpowiada obszarom miejscowego zwiększenia stromizmy rogówki. Spowodowane jest ono zbyt płaskim dopasowaniem i niewystarczającą wysokością łuku. Brak właściwego doboru tych parametrów skutkuje przesunięciem się soczewki ku górze. Z kolei zbyt ciasne dopasowanie skutkuje powstaniem na mapie ciepła obszaru określanego mianem „wysepki centralnej” (ang. central island). Obszary takie ilustrują, że nie cały obszar został poddany odkształceniu. Spowodowane jest to przeszacowaniem wysokości łuku soczewki. Oprócz wspomnianych powyżej przypadków, ilustrujących brak dopasowania, należy również zwrócić uwagę na średnicę obszaru oddziaływania. W przypadku jej zbyt małej wielkości pokrywającej się lub mniejszej od wielkości źrenicy w widzeniu fotopowym, mogą pojawić się skutki negatywne w obserwacji otoczenia w warunkach świetlnych odpowiadających widzeniu mezopowemu. Będzie się to wiązało ze znacznym wkładem aberracji pochodzących od strefy niepoddanej działaniu korekcji ortokeratologicznej w obraz siatkówkowy. Jak widać na rys. 38c i 38f w obu oczach obszar poddany działaniu orto-k jest większy niż rozmiar źrenicy zarówno przed, jak i po deformacji (obrysy źrenic zaznaczone okręgami z przerywanych linii). Jednocześnie należy zauważyć, że wyniki pomiarów stabilności położenia otrzymane z analizy przemieszczenia wierzchołków rogówki korelują z wynikami stabilności uzyskanymi z map różnicowych.

W oku prawym występuje większy promień rozrzutu położenia wierzchoła rogówki, co odpowiada większej strefie oddziaływania widocznej w obrazach na mapach różnicowych, a z kolei w oku lewym mniejszy promień rozrzutu wierzchołka rogówki odpowiada mniejszej strefie oddziaływania soczewki w obrazie mapy różnicowej.

Na rys. 39 dla oka prawego i rys. 40 dla oka lewego zestawiono siatkę mocy (a i c) dla przedniej powierzchni rogówki (określoną metodą sagitalną) wraz z odpowiadającą jej rzeczywistą siatką mocy (b i d), odpowiednio dla rogówki przed (a, b) i po 6h stosowania ortokorekcji (c, d).

Jak można zaobserwować na rys. 39 średnia moc przedniej powierzchni rogówki OP na skutek spłaszczenia soczewką orto-k po 6h od jej założenia wynosiła 43,0D w stosunku do 43,83D przed jej aplikacją (redukcja mocy o 0,83D). Z porównania różnicy mocy wzdłuż meridianów płaskiego i stromego, przed i po aplikacji soczewki, można wywnioskować, że redukcja mocy nie była równa wzdłuż obu meridianów i doprowadziła do redukcji astygmatyzmu strefy

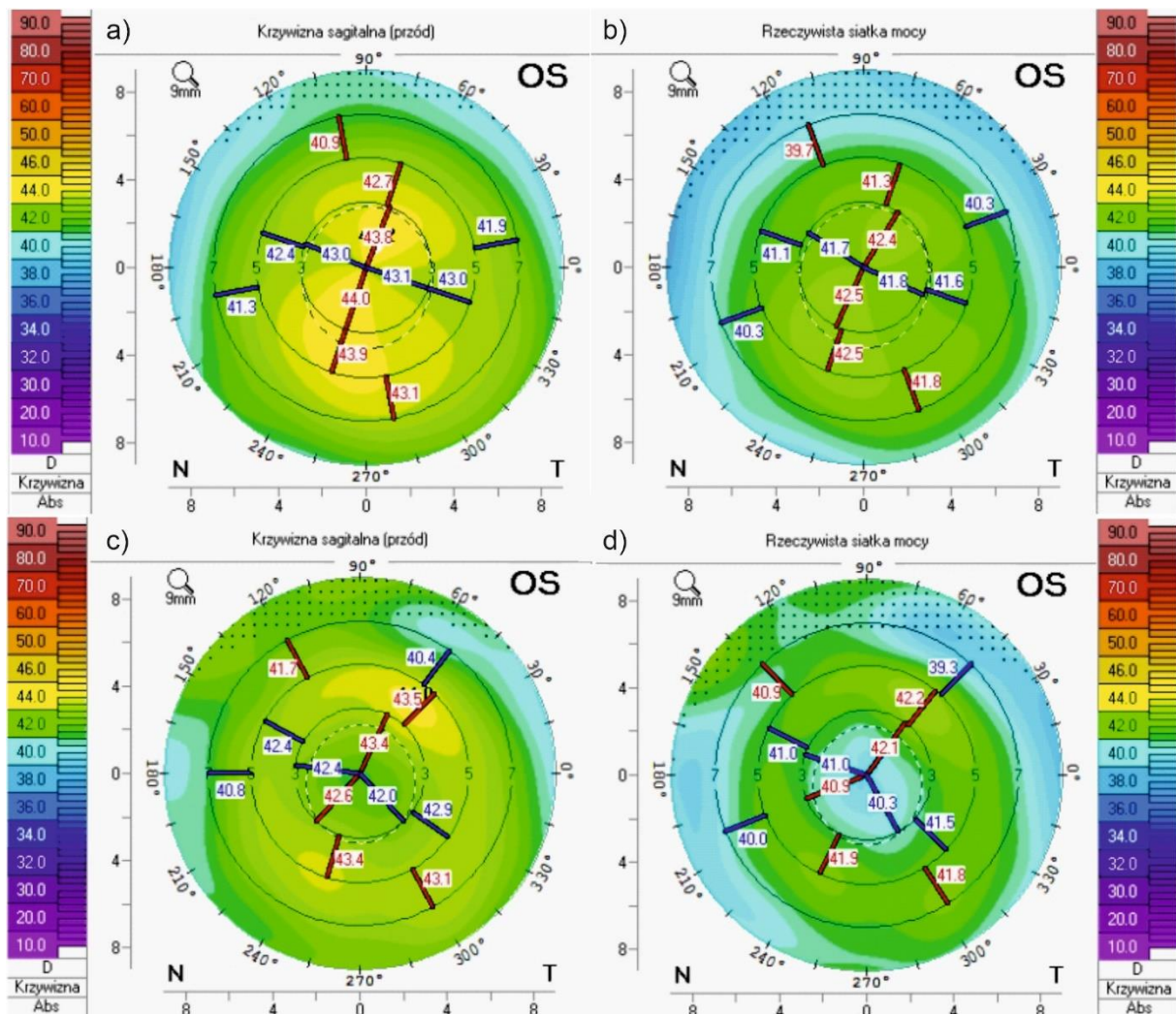
centralnej. Porównanie mocy w strefie centralnej dla map siatki mocy z przedniej powierzchni rogówki i rzeczywistej siatki mocy, która opisuje moc w całej rogówce pokazały, że zmiany zachodzące na powierzchni rogówki odzwierciedliły zmianę mocy całej rogówki.



Rys. 39 Moc przedniej powierzchni rogówki i odpowiadająca jej rzeczywista siatka mocy OP, przed zastosowaniem orto-k (odpowiednio a i b) i po 6h stosowania orto-k (odpowiednio c i d).

Z kolei średnia moc przedniej powierzchni rogówki OL na skutek spłaszczenia soczewką orto-k po 6h od jej założenia wynosiła 42,6D w stosunku do 43,83D przed jej aplikacją (redukcja mocy o 1,23D). Z porównania różnicy mocy wzdłuż meridianów płaskiego i stromego, przed i po aplikacji soczewki, można wywnioskować, że redukcja mocy była porównywalna wzdłuż obu

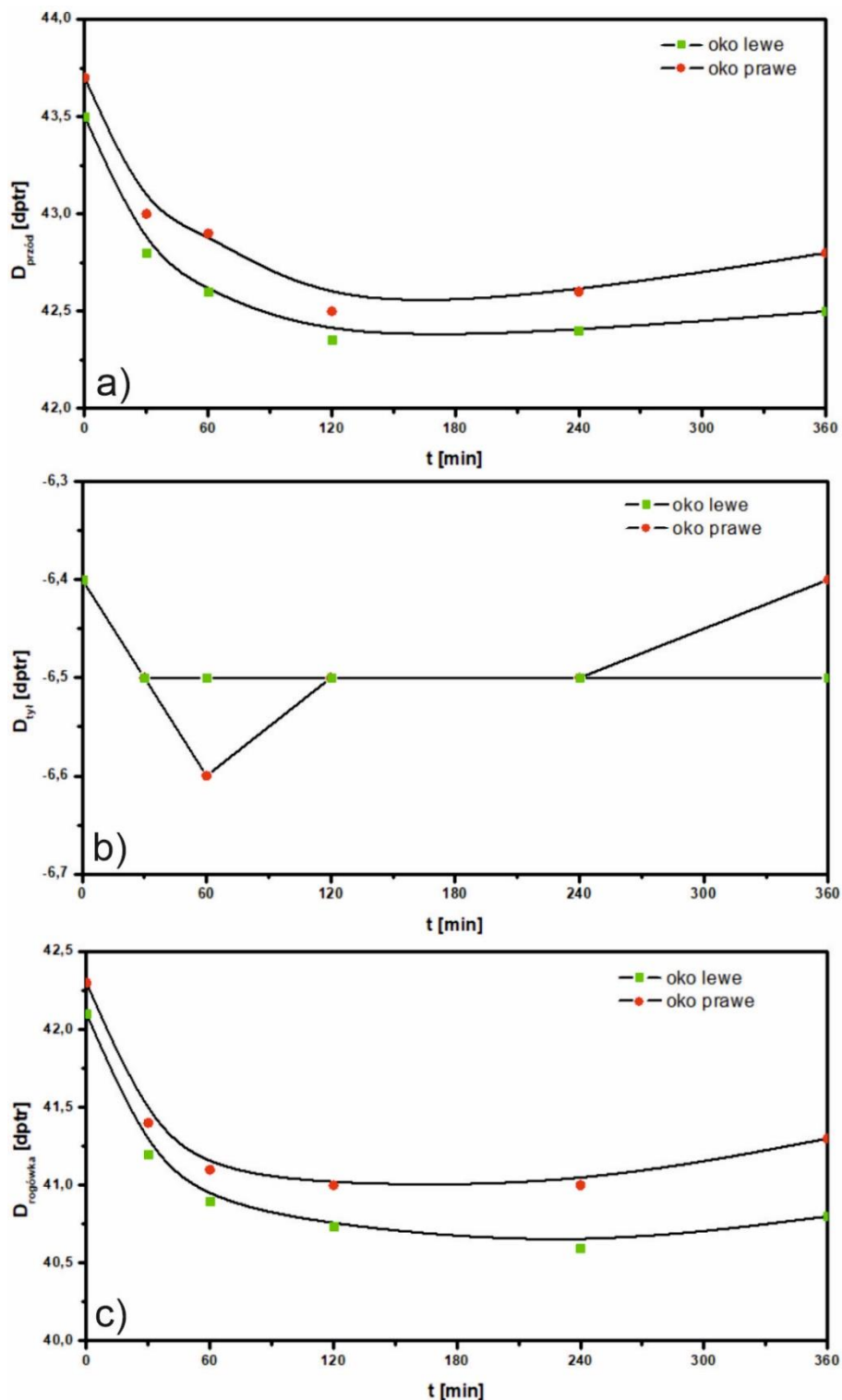
meridianów i nie doprowadziła do pełnej redukcji astygmatyzmu strefy centralnej. Porównanie mocy w strefie centralnej dla map siatki mocy z przedniej powierzchni rogówki i rzeczywistej siatki mocy, która opisuje moc w całej rogówce pokazały, że zmiany zachodzące na powierzchni rogówki nie w pełni odzwierciedliły zmianę mocy całej rogówki, co oznacza, że mogło dojść do zmiany mocy na tylnej powierzchni rogówki.



Rys. 40 Moc przedniej powierzchni rogówki i odpowiadająca jej rzeczywista siatka mocy OL, przed zastosowaniem orto-k (odpowiednio a i b) i po 6h stosowania orto-k (odpowiednio c i d).

Na rys. 41 przedstawiono zmiany krótkoterminowe mocy dla ekwiwalentu sferycznego powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej. Jak można zaobserwować założenie soczewki kontaktowej ortokeratologicznej skutkuje natychmiastową reakcją rogówki w postaci znacznej redukcji

mocy skupiającej przedniej powierzchni o ok. 0,7 D oraz nieznacznym wzrostem mocy rozpraszającej tylnej powierzchni o 0,1 D, a co za tym idzie ogólną redukcją mocy całej rogówki o 0,8 D. W stosowaniu soczewek ortokeratologicznych oczekiwane jest pojawienie się redukcji mocy przedniej powierzchni rogówki na skutek jej wypłaszczenia, zmiany powinny pojawiać się stopniowo.



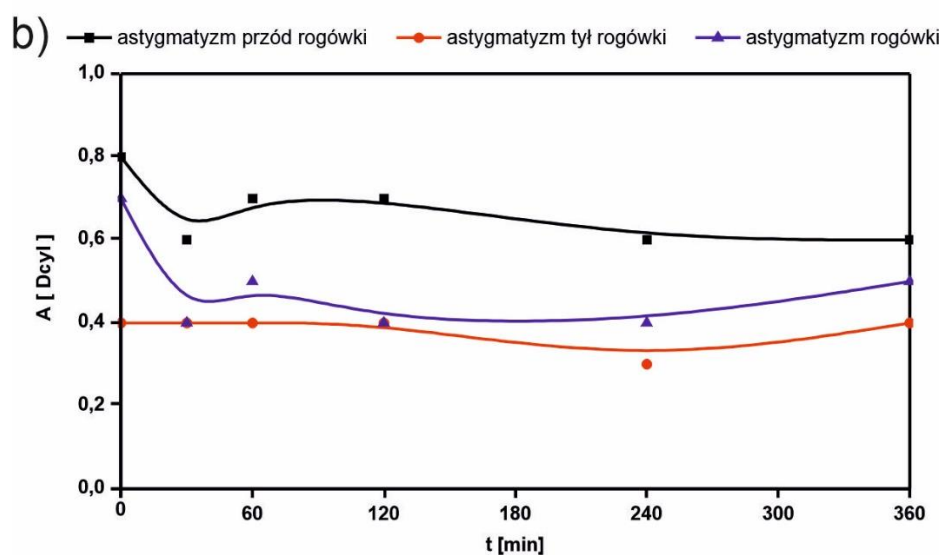
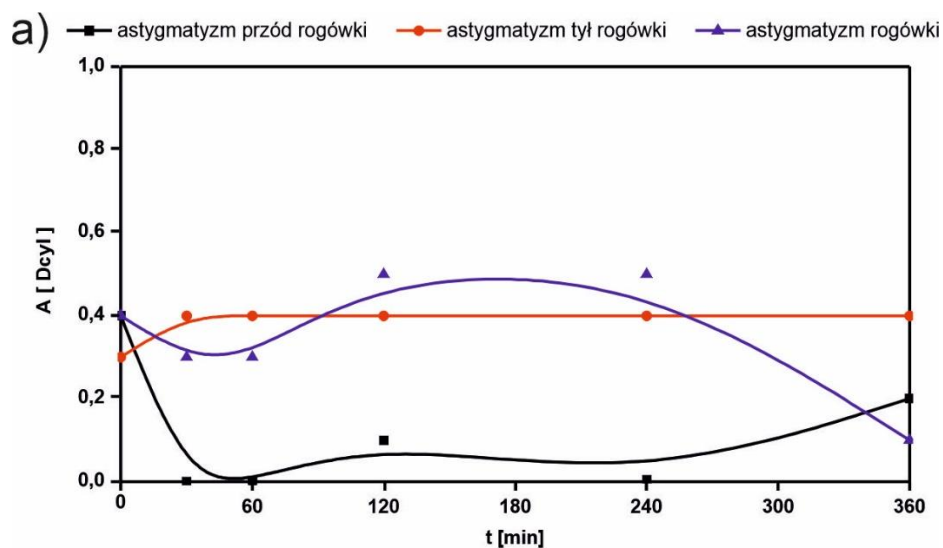
Rys. 41 Zmiany krótkoterminowe mocy dla ekwiwalentu sferycznego na powierzchni a) przedniej b) tylnej c) całości rogówki powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej

Nie oczekuje się gwałtownych zmian oraz zmian mocy w tylnej powierzchni rogówki, co wynika z faktu, że nie podlega ona wymuszonej plastycie. Obserwowaną w eksperymencie dynamikę zmian należy przypisać powstaniu obrzęku rogówkowemu w wyniku reakcji fizjologicznej na kontakt ciała obcego, jakim jest soczewka orto-k z silnie unerwioną rogówką [110-112]. Obrzęk powoduje szybkie zmiany w postaci zwiększenia objętości rogówki w obszarach bliskich podrażnieniu i nieograniczonych powierzchnią soczewki. Skutkuje to dość szybkim i dobrym dopasowaniem powierzchni rogówki do powierzchni formującej rogówkę, czyli wewnętrznej soczewki. Następnie w okresie po 6h użytkowania soczewek orto-k obserwuje się adaptację układu nerwowego rogówki do obecności soczewki (spadek jej wrażliwości) i redukcję obrzęku. To z kolei skutkuje nieznacznymi zmianami powrotnymi promieni krzywizny rogówki, a co za tym idzie mocy, w kierunku stanu początkowego. Opisana dynamika koreluje z wynikami prezentowanymi na rys. 39 dla oka prawego i rys. 40 oka lewego. Opisane powyżej zmiany dotyczyły ekwiwalentu sferycznego.

Na rys. 42 przedstawiono zachowanie się astygmatyzmu po aplikacji soczewek orto-k.

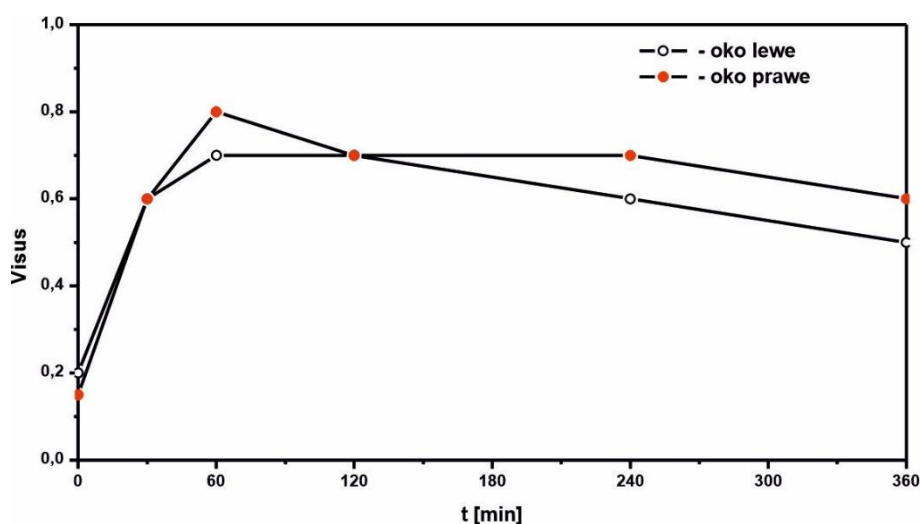
Jak można zaobserwować na rys. 42a i b da się wyróżnić dwa typy reakcji astygmatyzmu rogówki na aplikację soczewek ortokeratologicznych. W oku prawym obrzęk powoduje szybsze zwiększenie rozmiaru rogówki w wolnym obszarze, pomiędzy jej powierzchnią a tylną powierzchnią soczewki, czyli w przekroju bardziej stromego meridianu K_2 . Prowadzi to do dostosowania się geometrii rogówki do mającej sferyczny kształt tylnej powierzchni soczewki. Dostosowanie to zwiększa symetrię obrotową rogówki, praktycznie eliminując astygmatyzm z jej przedniej powierzchni. Po okresie 6h następuje regres obserwowanej obecności symetrii obrotowej, co można przypisać ustępującemu obrzękowi rogówki. Zupełnie inny mechanizm reakcji zaobserwowano w oku lewym, gdzie odnotowano tylko nieznaczną redukcję astygmatyzmu na przedniej powierzchni o ok. 0,2 Dcyl (o połowę mniej niż w oku prawym). Odmienna reakcja rogówki oka lewego mogła wynikać z różnicy w wielkości wartości

początkowych. Astygmatyzm przedniej powierzchni rogówki oka prawego był o połowę mniejszy od adekwatnego astygmatyzmu oka lewego. Różnicę w reakcji na ortokorekcję obserwowano również dla tylnej powierzchni. W oku prawym astygmatyzm zwiększył się po aplikacji soczewek orto-k o 0,1 Dcyl, a w lewym pozostał na wartości początkowej. Sumaryczny astygmatyzm oka w przypadku rogówki stanowi złożenie dwóch, wzajemnie przeciwnych typów astygmatyzmów zgodnego z regułą pochodzącego od przedniej powierzchni i przeciwnego regule od tylnej powierzchni rogówki. Jego wypadkowa wartość dla oka prawego po okresie 6h nie przekraczała 0,1 Dcyl, podczas gdy w oku lewym wynosiła 0,6 Dcyl.



Rys. 42 Zmiany krótkoterminowe astygmatyzmu na przedniej i tylnej powierzchni oraz całości rogówki powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej dla oka a) prawego i b) lewego.

Na rys. 43 przedstawiono zmiany ostrości wzroku po aplikacji soczewek ortokeratologicznych dla obu oczu. Jak można wywnioskować z przebiegu zmienności ostrości wzroku w czasie, założenie soczewek orto-k wywołało natychmiastową poprawę tego parametru układu wzrokowego do wartości visusa większej od 0,6 dla każdego z oczu. W okresie do 60 min po założeniu soczewek, ostrość wzroku ulegała poprawie, a następnie utrzymywała się na poziomie około $V_{s.c.} = 0,7$, by ostatecznie po okresie 6h nieznacznie zniżyć. Przebieg zmienności ostrości wzroku w czasie wydaje się być powiązany z obecnością obrzęku i jest koherentny z analizą zmian mocy rogówki i jej astygmatyzmu. Oko prawe po 6h użytkowania soczewek orto-k wykazało tylko nieznaczny astygmatyzm zgodny z regułą, który najprawdopodobniej w całości kompensowany jest przez astygmatyzm soczewki ocznej i nie wpływa na ostrość widzenia. Z kolei analiza zmian mocy wykazała spadek ekwiwalentu sferycznego dla oka prawego o wartość 0,83 D po 6h od założenia soczewek orto-k.



Rys. 43 Zmiany krótkoterminowe ostrości wzroku powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej

Wartość uzyskanej redukcji mocy nie w pełni kompensuje wadę refrakcji. Pozostała wartość wady refrakcji odpowiada ostrości wzroku uzyskiwanej przez

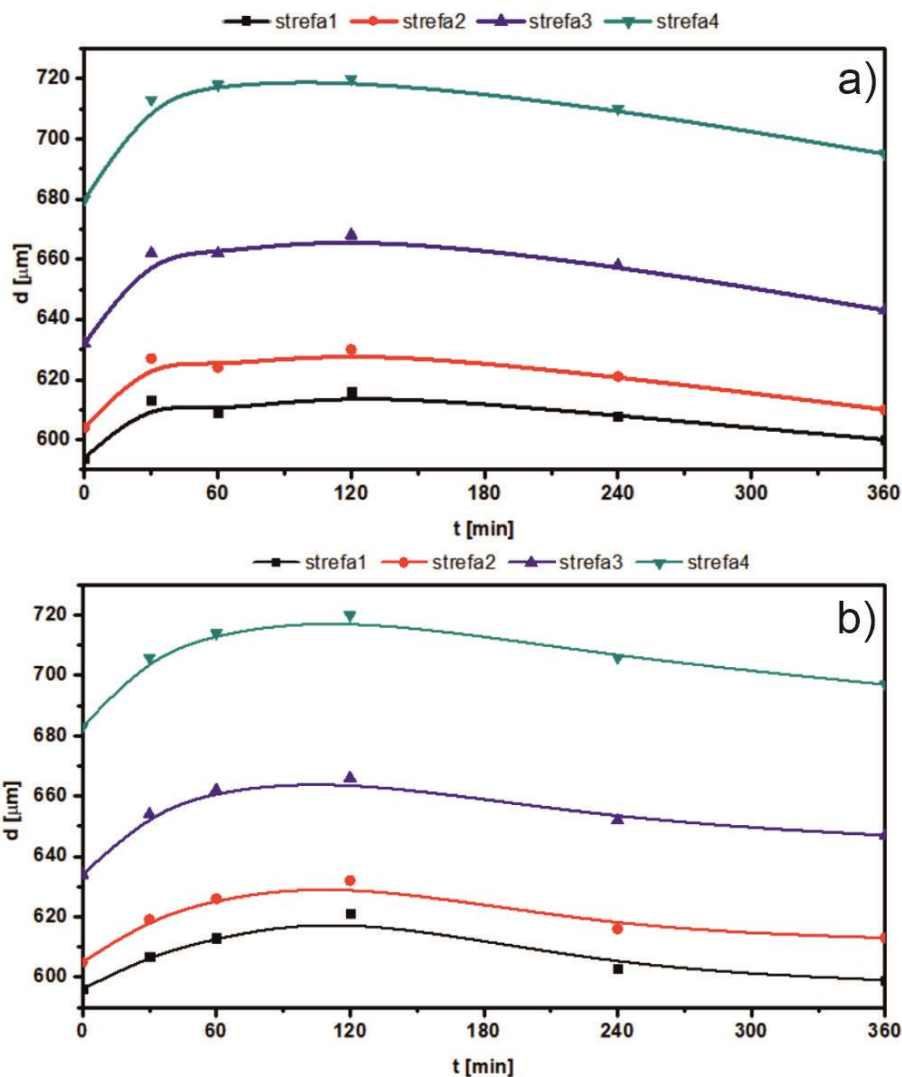
osoby krótkowzroczne o podobnej jej mierze. Wynik ten jest zgodny z zależnością ostrości wzroku od nieskorygowanej krótkowzroczności przedstawionej przez Grosvenora [39]. W przypadku oka lewego po 6h użytkowania soczewek orto-k również nie obserwuje się pełnej wartości ostrości wzroku. Analiza zmian mocy wykazała spadek ekwiwalentu sferycznego o wartość bliską wartości wady refrakcji. Obniżona ostrość wzroku w tym przypadku może wynikać z obserwowanego dla tego oka astygmatyzmu rogówkowego. Miara ubytku ostrości wzroku, wywołanego obecnością zmierzonej wartości astygmatyzmu (przy uwzględnieniu kompensacji soczewkowej), koreluje z danymi literaturowymi opublikowanymi przez Styszyńskiego [96].

Przedstawione dotychczas szybkie zmiany wartości refrakcji rogówki tłumaczone były przez możliwość pojawienia się obrzęku rogówkowego wywołanego kontaktem rogówki z ciałem obcym, czyli soczewką orto-k i dostosowaniem się kształtu rogówki do ograniczającej ją wewnętrznej powierzchni soczewki. W celu potwierdzenia przedstawionej tezy, analizie poddano grubość rogówki, która musiałaby przy obrzęku ulec wzrostowi oraz zmiany w zakresie jej densytometrii, gdyż obrzęk typowo powoduje spadek jej transparentności.

Na rys. 44 przedstawiono zmiany pachymetryczne rogówki, ilustrujące fluktuacje grubości rogówki w czasie pierwszej doby użytkowania soczewek ortokeratologicznych.

Zachowanie grubości rogówki w obu oczach ma podobny przebieg, w związku z powyższym zmiany zostaną opisane na przykładzie jednego z oczu. Po zaaplikowaniu soczewek ortokeratologicznych (na oku lewym) można zaobserwować nagły wzrost grubości rogówki w każdej z jej stref. Początkowa jej grubość wynosiła: w strefie pierwszej 596 μm , strefie drugiej 605 μm , strefie trzeciej 634 μm oraz w strefie czwartej 683 μm . Po trzydziestu minutach grubość rogówki wzrosła w strefach centralnej i paracentralnej średnio o 2,1% a w strefach podparcia i brzeżnej średnio o ok. 3,25%, a zmiany w tym przedziale czasowym wywołały największą redukcję ekwiwalentu sferycznego. Po stu dwudziestu minutach grubość rogówki osiągnęła największe rozmiary i wynosiły one odpowiednio: w strefie pierwszej 621 μm (4,2%), strefie drugiej 632 μm (4,5%), strefie trzeciej 666 μm (5,0%) oraz w strefie czwartej 720 μm (5,4%). Po przekroczeniu dwóch godzin obrzęk zaczął się zmniejszać, by ostatecznie po

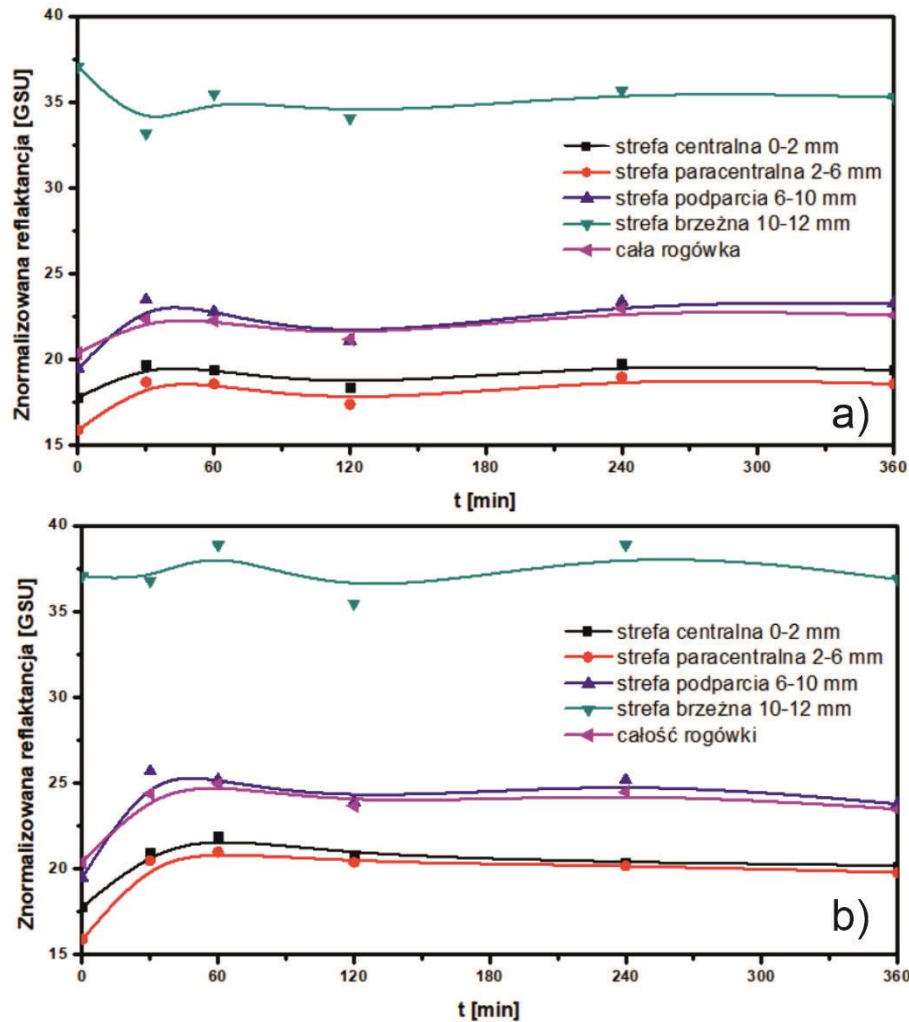
1 dniu użytkowania, grubość wróciła do rozmiarów bliskich wartościom początkowym tj.: w strefie pierwszej 599 μm (0,5%), strefie drugiej 613 μm (1,3%), strefie trzeciej 647 μm (2,1%) oraz w strefie czwartej 697 μm (2,1%). Obserwowane zmiany świadczą o pojawieniu się obrzęku na rogówce na skutek jej kontaktu z soczewką ortokeratologiczną. Obrzęk ten stabilizuje się w czasie po około 30-60 min, a następnie zaczyna zanikać w okresie 6h. Świadczy to o adaptacji oka do obecności soczewki na jego powierzchni.



Rys. 44 Zmiany krótkoterminowe grubości rogówki w jej poszczególnych strefach powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej

Na rys. 53 przedstawiono zmiany densytometryczne, zachodzące na skutek użytkowania soczewek orto-k w okresie pierwszej doby (6h noszenia soczewki

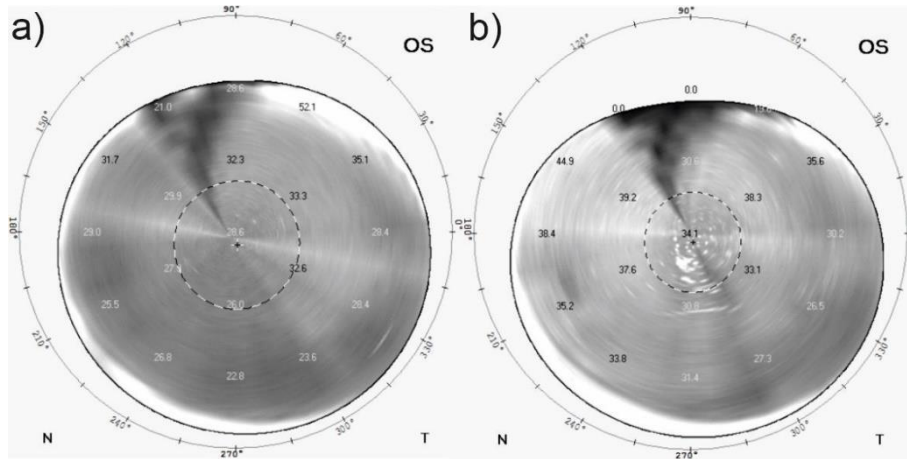
na oku) z podziałem na strefy. Strefa brzeżna odbiega zachowaniem od pozostałych stref i dlatego zostanie omówiona osobno.



Rys. 45 Zmiany krótkoterminowe densytometrii rogówki w jej poszczególnych strefach powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej

Po pierwszej aplikacji soczewki obserwuje się wzrost refraktancji światła w obrębie: strefy centralnej, paracentralnej i podparcia. Wzrost ilości światła rozpraszane wstecznie w opisywanych strefach dla oka prawego wahał się w przedziale od 12-20% a lewego od 30-40%. Nastąpił on w czasie do 30 min po pierwszym założeniu soczewki orto-k i utrzymywał się na stałym poziomie do końca badań (krótkoterminowych). Wpływ na pojawienie się silniejszego rozproszenia wstecznego mogły mieć pojawiający się obrzęk rogówki, ale

również otarcia nabłonka rogówki wywołane kontaktem z twardą soczewką ortokeratologiczną, co ilustruje rys. 46.



Rys. 546 Obraz zmian krótkoterminowych densytometrii rogówki OL przed i po aplikacji soczewek ortokeratologicznych

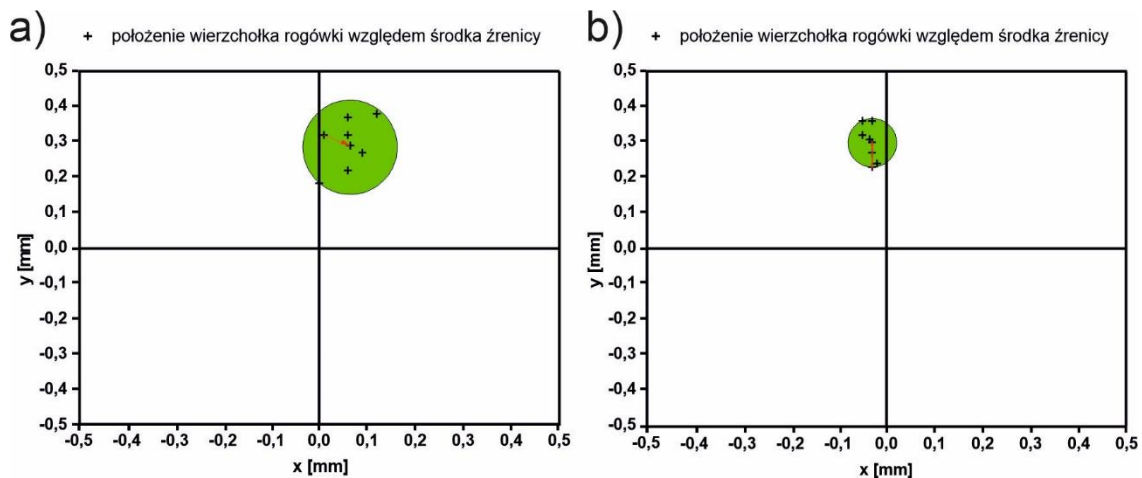
Zachowanie się reflaktancji w strefie brzeżnej w oku prawym nie koreluje z zachowaniem się oka lewego – przynajmniej w obrębie czasookresu pierwszych 30 min. W pozostałym przedziale czasowym zachowanie w obu oczach jest zbieżne i fluktuuje wokół wartości 35 GSU dla oka prawego i 37 GSU dla oka lewego. Zachowanie oka prawego i ogólnie podwyższone wartości reflaktancji w strefie brzeżnej w stosunku do wartości normatywnych [12, 107] łączyć należy z położeniem powiek, które zasłaniają w szczególności górną część strefy brzeżnej rogówki i zwiększają ilość promieniowania odbitego wstecznie. Całkowita reflaktancja rogówki stanowi sumę zachowań obserwowanych w poszczególnych strefach i jest zdominowana przez zmiany zachodzące w trzech jej pierwszych strefach (licząc od środka rogówki).

IV.3 DYNAMIKA ZMIAN DŁUGOTERMINOWYCH

Na rys. 47 przedstawiono opis zmian położenia wierzchołka rogówki, wywołany długoterminową aplikacją korekcji orto-k względem położenia początkowego wierzchołka, przed jej aplikacją (punkt początkowy dla wektora)

oraz środka źrenicy (początek układu współrzędnych) dla oka a) prawego i b) lewego. Podobnie, jak w przypadku zmian krótkoterminowych położenia wierzchołków dla poszczególnych czasów (oznaczone plusami) posłużyło do określenia wektorów przesunięcia jego położenia a następnie wektora średniego przemieszczenia wierzchołka rogówki. Wektor ten został naniesiony na rys. 47a i b, jego początek to położenie wierzchołka przed aplikacją soczewek, a koniec ilustruje wypadkowe położenie po aplikacji soczewek orto-k. Również, jak w poprzednim przypadku, wyliczono i naniesiono wartość promienia rozrzutu położenia wierzchołka rogówki, które ilustruje zielony obszar kołowy.

Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że średnie przemieszczenie wierzchołka rogówki wynosiło odpowiednio 0,081 mm w kierunku skroniowo-dolnym dla oka prawego i 0,079 mm w dół dla oka lewego. Wektory maksymalnego przemieszczenia dla obu oczu, miały długość odpowiednio dla oka prawego 0,125 mm i lewego 0,132 mm i przesuwały wierzchołek w kierunku skroniowym, czyli wzdłuż kierunku o bardziej stromym przebiegu.



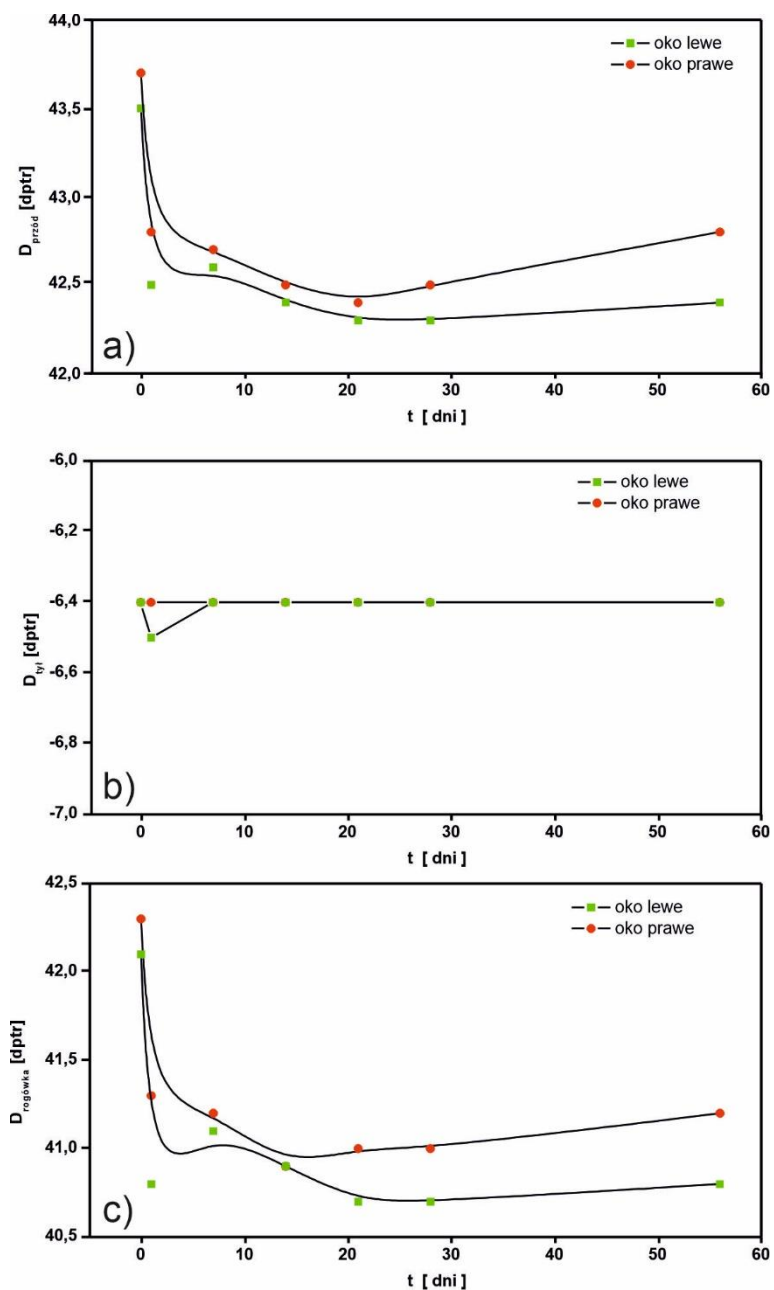
Rys. 47 Obraz zmian długoterminowych ilustrujących przemieszczenie wierzchołka rogówki w stosunku do środka źrenicy, na skutek aplikacji soczewek orto-k dla a) OP i b) OL.

Wartość promienia rozrzutu położenia wierzchołka rogówki (zielony obszar kołowy) wynosiła 0,085 mm dla oka prawego i 0,054 mm dla oka lewego. Jak wcześniej w pracy wspomniano, wartości średniej zmiany położenia wierzchołka rogówki i promienia rozrzutu reprezentują stabilność położenia

wierzchołka rogówki po aplikacji soczewek ortokeratologicznych. W obu przypadkach możemy stwierdzić, że obserwowane osadzenie soczewki miało stabilny charakter, co wynika to z faktu, że wartość przesunięcia była mniejsza o rząd wielkości niż dopuszczalna tolerancja [94]. Należy jednak zaznaczyć, że zaobserwowano znacznie mniejsze średnie przemieszczenie soczewki i większy promień rozrzutu niż w przypadku zmian krótkoterminowych. Przyczyną tego może być różnica w stromiźnie centrum, która w stosunku do stanu początkowego - po pierwszej aplikacji, ulega wypłaszczeniu. Odnotowano również zanik obrzęku, który stabilizował ruchomość soczewki przy jej pierwszym użytkowaniu (rys. 44).

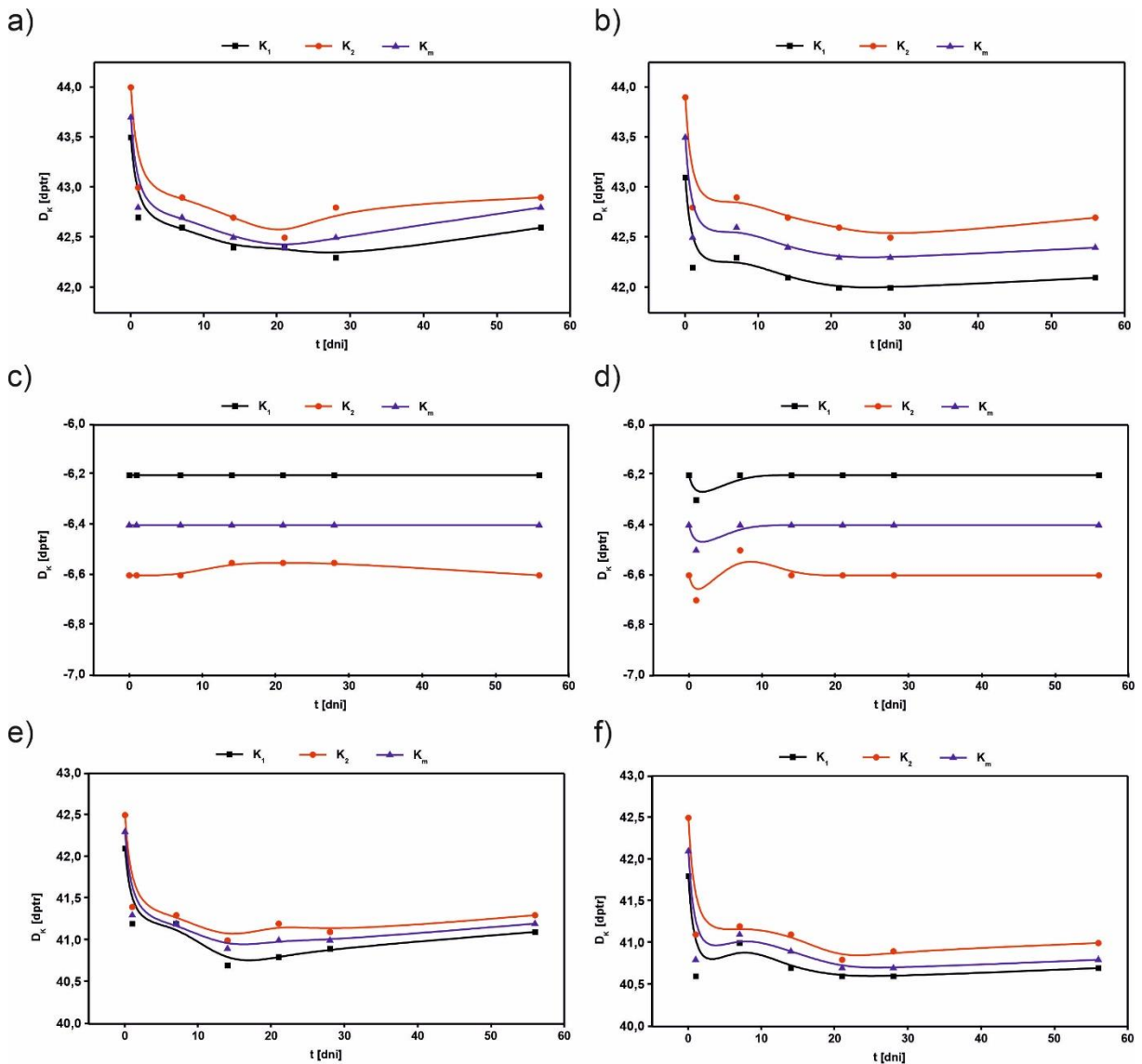
Jak można zaobserwować na rys. 48 pierwsza doba użytkowania (okres po 6h) soczewki kontaktowej ortokeratologicznej powoduje istotną redukcję mocy skupiającej przedniej powierzchni o ok. 1,0 D w przypadku oka prawego i 1,0 D dla oka lewego (opisane zmiany odpowiadają drugiemu punktowi na wykresie). Obserwujemy w tym przypadku, że zmiany w mocy zachodzą zarówno na przedniej (rys. 48a), jak i tylnej (rys. 48b) powierzchni rogówki i wywołane są jej obrzękiem. Po ponad dobie użytkowania moc rogówki ulega dalszej redukcji, ale zmiany mocy wywoływane są tylko poprzez reakcję przedniej jej powierzchni, moc tylnej powierzchni po zejściu obrzęku pozostaje na wartościach z przed aplikacji soczewki orto-k.

Analizując dalsze zmiany w czasie, za warunek stabilności mocy uznaje się osiągnięcie korekcji takiej, która pozwala widzieć z ostrością wzroku $V=1,0$ przy jednoczesnym braku wahań mocy lub obecności takich, które nie wywołają obniżenia ostrości wzroku na pomiarze refrakcji subiektywnej. W przypadku oka prawego warunek powinien zostać osiągnięty dla zmiany ekwiwalentu sferycznego mocy rogówki jako całości o 1,75D, a w przypadku oka lewego o 1,5D. Zgodnie z obserwowanymi zmianami, moc rogówki dla oka prawego nie osiąga takiej miary (redukcja o 1,5D), a w oku lewym dostateczna redukcja zachodzi dopiero po okresie ponad 3 tygodni. Dane te nie korelują z wykonanymi pomiarami refrakcji subiektywnej, które wykazały osiągnięcie ostrości wzroku równej $V=1,0$ dla każdego z oczu, już w pierwszym tygodniu użytkowania soczewek orto-k.



Rys. 48 Zmiany długoterminowe mocy dla ekwiwalentu sferycznego na powierzchni a) przedniej b) tylnej c) całości rogówki powstałe w wyniku zastosowania korekcji ortokeratologicznej

Na rys. 49 przedstawiono zmiany mocy zachodzące wzdłuż średniego i skrajnych meridianów odpowiednio dla przedniej i tylnej powierzchni rogówki oraz w rogówce traktowanej, jako całości dla obu oczu. Zachowanie meridianu K1 reprezentuje reakcję płaskiego meridianu rogówki na ortokorekcję.



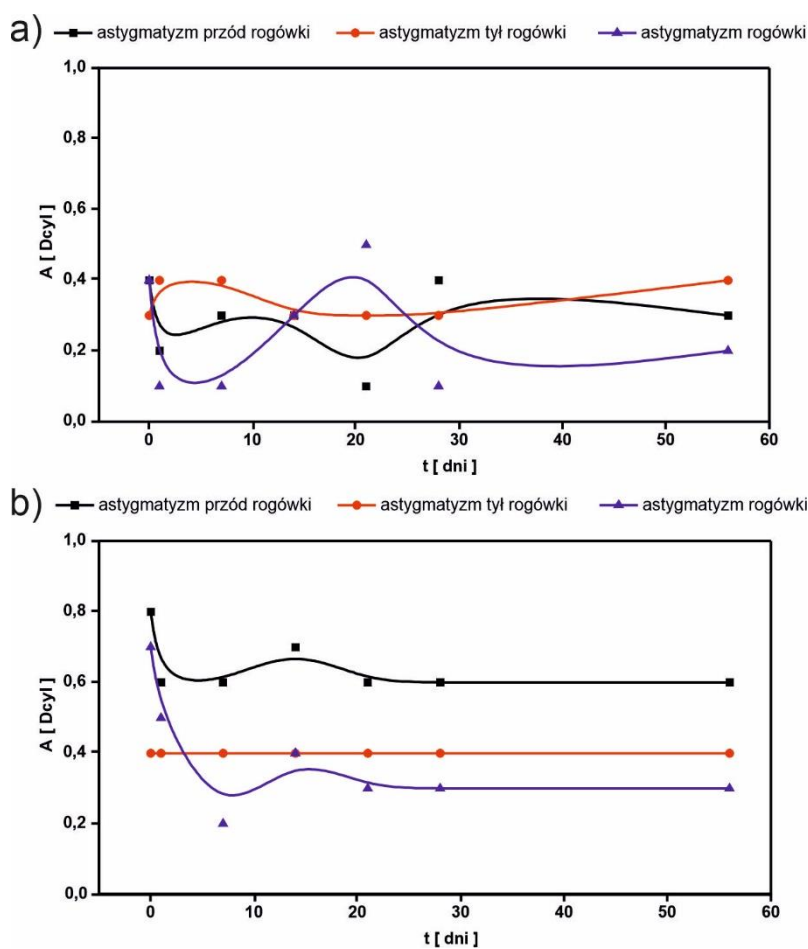
Rys. 49 Zmiany mocy w czasie zachodzące wzdłuż meridianów płaskiego K_1 , stromego K_2 i średniego K_m na: a, b) przedniej, c, d) tylnej powierzchni oraz e, f) w rogówce jako całości odpowiednio dla oka prawego (a, c e) i lewego (b, d, f) przy długoterminowym stosowaniu soczewek orto-k.

Jak można zaobserwować na rys. 49a i b da się wyróżnić dwa typy reakcji astygmatyzmu rogówki na aplikację soczewek ortokeratologicznych.

W oku prawym obrzęk powoduje szybsze zwiększenie rozmiaru rogówki w wolnym obszarze pomiędzy jej powierzchnią a tylną powierzchnią soczewki, czyli w przekroju bardziej stromego meridianu K_2 . Prowadzi to do dostosowania się geometrii rogówki do mającej sferyczny kształt tylnej powierzchni soczewki. Dostosowanie to zwiększa symetrię obrotową rogówki praktycznie eliminując astygmatyzm z jej przedniej powierzchni. Po okresie 6h następuje regres obserwowanej obecności symetrii obrotowej, co można przypisać ustępującemu obrzękowi rogówki. Zupełnie inny mechanizm reakcji zaobserwowano w oku lewym pacjenta, gdzie odnotowano tylko nieznaczną redukcję astygmatyzmu na przedniej powierzchni o ok. 0,2 Dcyl (o połowę mniej niż w oku prawym). Odmienna reakcja rogówki oka lewego mogła wynikać z różnicy w wielkości wartości początkowych. Astygmatyzm przedniej powierzchni rogówki oka prawego był o połowę mniejszy od adekwatnego astygmatyzmu oka lewego. Różnicę w reakcji na ortokorekcję obserwowano również dla tylnej powierzchni. W oku prawym astygmatyzm zwiększył się po aplikacji soczewek orto-k o 0,1 Dcyl, a w lewym pozostał na wartości początkowej. Sumaryczny astygmatyzm oka w przypadku rogówki stanowi złożenie dwóch, wzajemnie przeciwnych typów astygmatyzmów, zgodnego z regułą pochodzącego od przedniej powierzchni i przeciwnego regule od tylnej powierzchni rogówki. Jego wypadkowa wartość dla oka prawego po okresie 6h nie przekraczała 0,1 Dcyl, a w oku lewym wynosiła 0,6 Dcyl.

Na rys. 50 przedstawiono zmiany w czasie wielkości astygmatyzmu dla przedniej i tylnej powierzchni oraz rogówki, jako całości wywołane stosowaniem soczewek ortokeratologicznych.

Jak można zaobserwować astygmatyzm tylnej powierzchni nie ulega istotnym zmianom w odróżnieniu do powierzchni przedniej, na której obserwujemy redukcję w odniesieniu do jego wielkości początkowej. W oku prawym astygmatyzm przedniej powierzchni z wartości 0,4 Dcyl maleje do 0,3 Dcyl. Z kolei w oku lewym z wartości 0,8 do około 0,6 Dcyl.

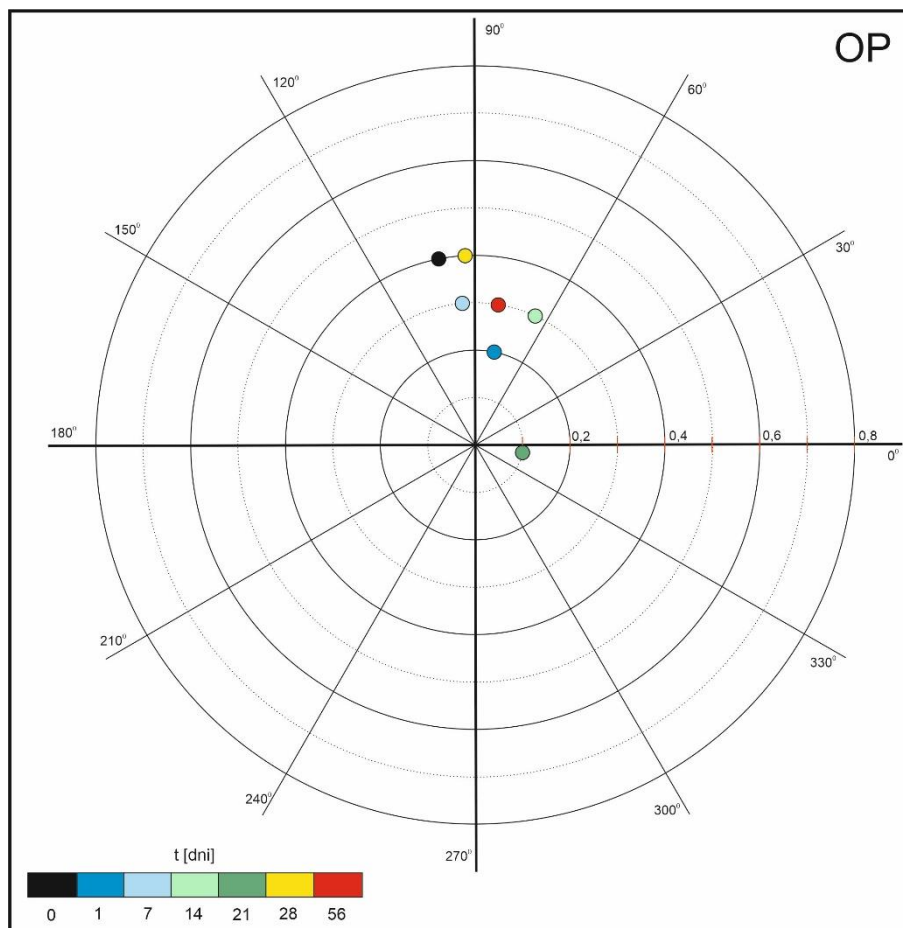


Rys. 50 Zmiany długoterminowe wielkości astygmatyzmu dla przedniej i tylnej powierzchni oraz rogówki jako całości wywołane stosowaniem soczewek ortokeratologicznych w oczach a) prawym i b) lewym.

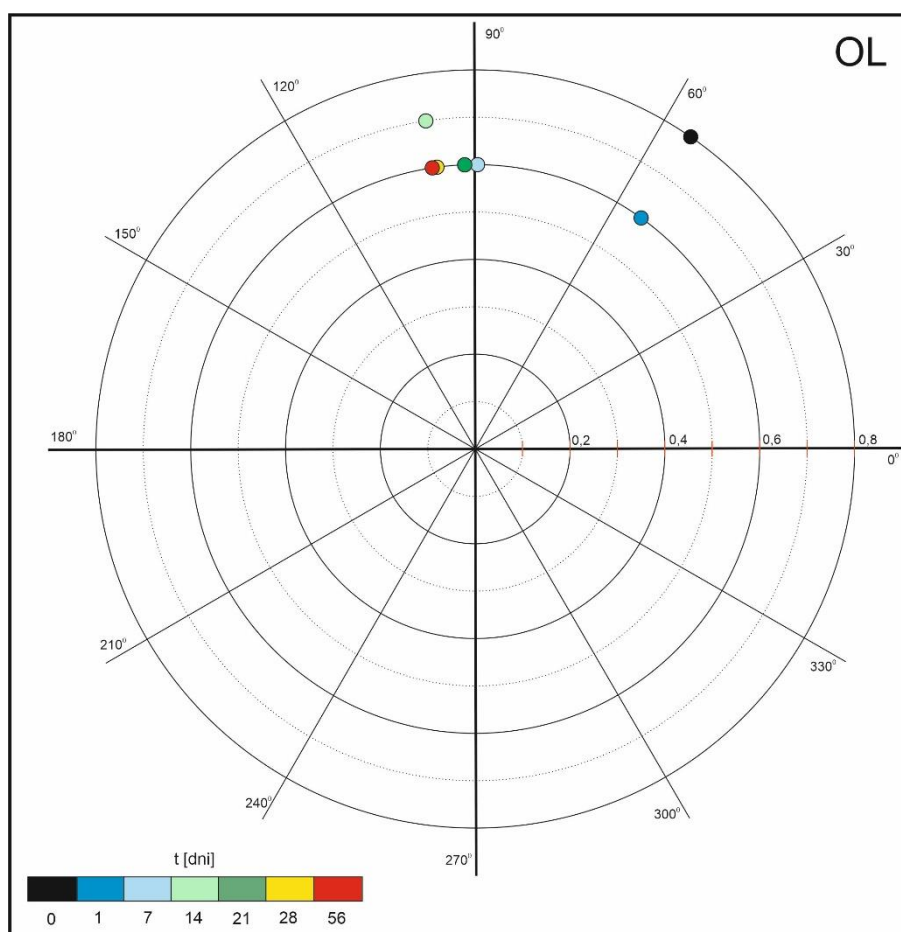
Astygmatyzm rogówki jako całości stanowi sumę astygmatyzmów przedniej i tylnej powierzchni. Suma ta nie jest prosta, ponieważ zależy od wzajemnego układu osi głównych meridianów mocy. W przypadku, gdy osie tworzą kąt prosty a moce mają ten sam znak to będą odejmować się, a z kolei, jeżeli przy tym samym znaku osie będą skierowane równoległe moce dodadzą się. Zazwyczaj astygmatyzm tylnej powierzchni rogówki częściowo kompensuje astygmatyzm jej przedniej powierzchni i z taką sytuacją mamy do czynienia w obu oczach, poza jednym wynikiem pomiarowym. Dla oka prawego w 3 tygodniu stosowania soczewek oś przedniej powierzchni obróciła się tak, że moce dodały się a astygmatyzm całej rogówki zwiększył się z wartości 0,3 do 0,5 Dcył. Jak można wywnioskować przedstawienie samych zmian wartości astygmatyzmu nie pozwala w pełni zinterpretować zmian zachodzących w wyniku aplikacji soczewek orto-k. W związku z powyższym na rys. 51 i 52 przedstawiono zmiany

wartości powiązane ze zmianą osi astygmatyzmu na pierwszej powierzchni łamiącej odpowiednio dla rogówki oka prawego i lewego.

Wskazana wyżej interpretacja, dotycząca kompensacji lub zwiększenia mocy astygmatyzmu dla całej rogówki w wyniku reorientacji osi astygmatycznej przedniej powierzchni rogówki jest zgodna z danymi przedstawionymi na rys. 51 i 52. Zaobserwowano, że im mniejszy astygmatyzm pierwszej powierzchni rogówki, tym mniejsza stabilność położenia osi meridianów. Brak stabilności osi może prowadzić do kumulacji zamiast kompensacji astygmatyzmu przedniej i tylnej powierzchni rogówki i w efekcie zwiększać jego wartość. Sytuację taką ilustruje zmiana osi w trzecim tygodniu użytkowania soczewek orto-k w oku prawym – ciemnozielony punkt na rys. 51.



Rys. 51 Zmiany wielkości astygmatyzmu z uwzględnieniem zmian osi dla rogówki oka prawego wywołane długoterminowym stosowaniem soczewek ortokeratologicznych.

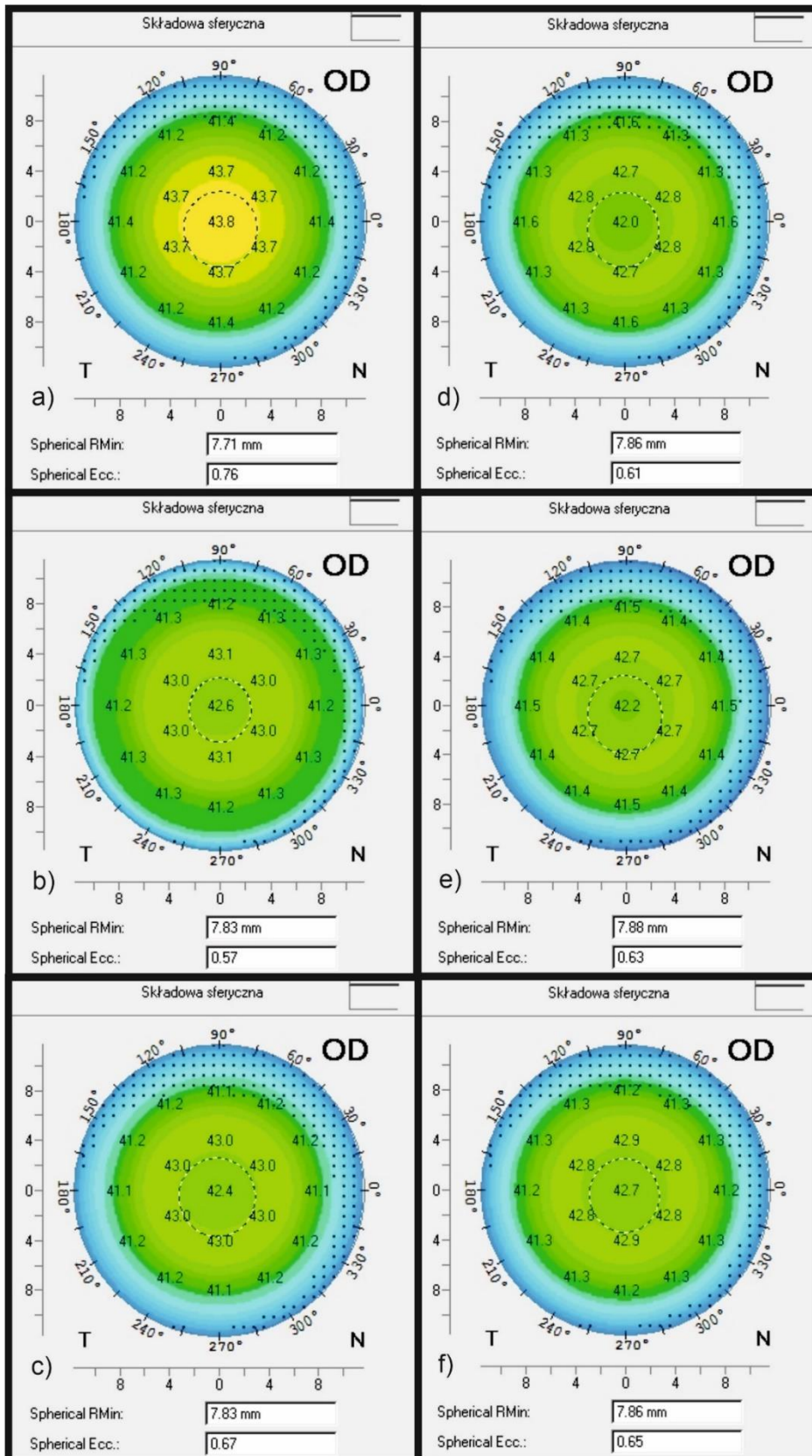


Rys. 52 Zmiany wielkości astygmatyzmu z uwzględnieniem zmian osi dla rogówki oka lewego wywołane długoterminowym stosowaniem soczewek ortokeratologicznych.

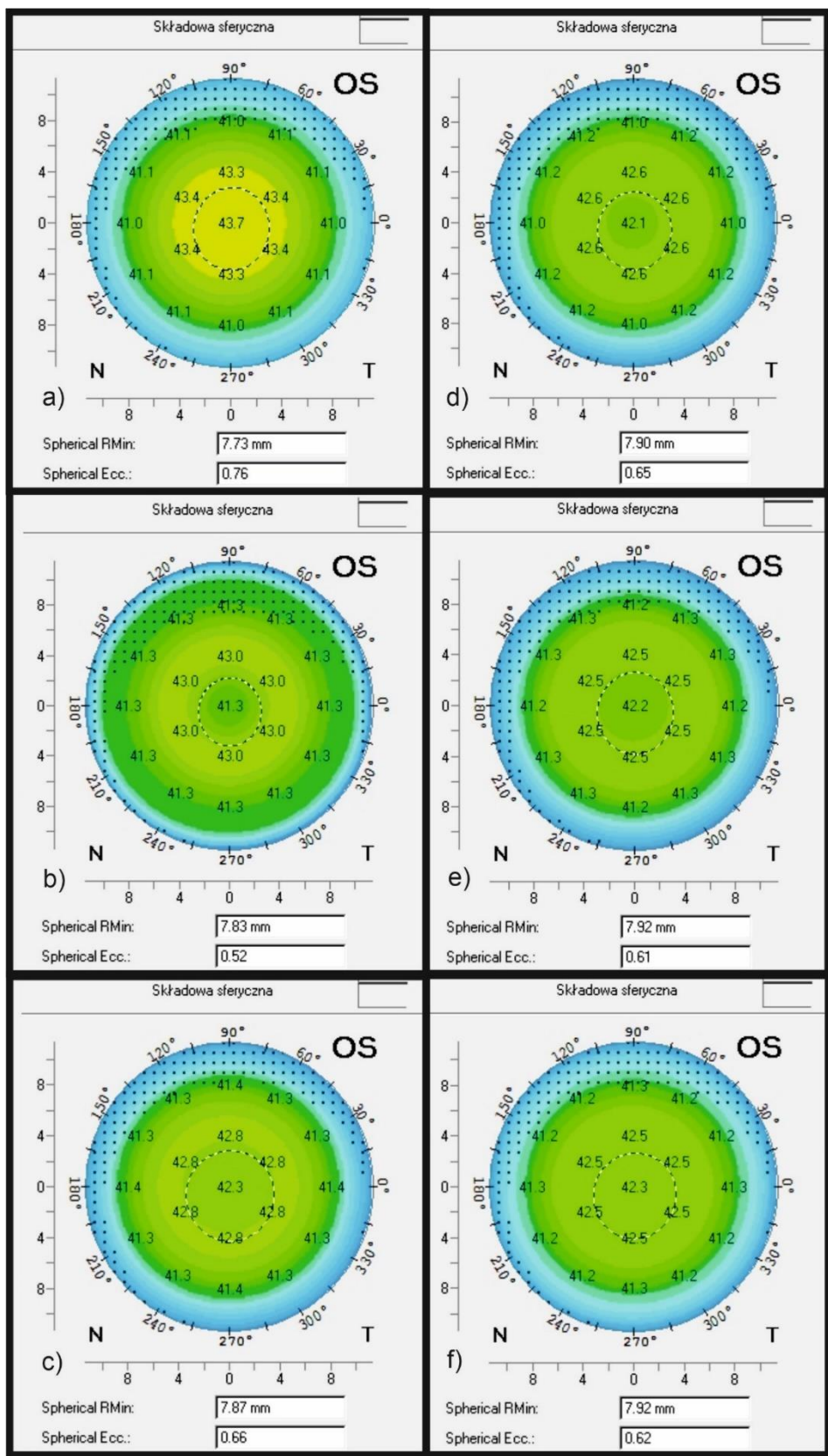
W celu prześledzenia zmian długoterminowych zachodzących na przedniej powierzchni rogówki podano analizie kolejne składowe reprezentacji mocy rogówki w postaci szeregu Fouriera.

Na rys. 53 i 54 przedstawiono zmianę w czasie (a-f) wartości średniej po poszczególnych pierścieniach (dzwonach pomiarowych) dla szeregu Fouriera, odpowiednio dla oka prawego (rys. 53) i lewego (rys. 54). Wartość ta reprezentuje ekwiwalent sferyczny w obszarze kolejnych pierścieni, licząc od środka do brzegu, a kolor odpowiada mocy przedstawionej w postaci mapy ciepła, gdzie kolor niebieski – zimny reprezentuje najmniejsze wartości mocy, a żółty największe. Jak można zaobserwować na rys. 53a i 54a ekwiwalent sferyczny przed aplikacją soczewek przyjmuje największą wartość w środku mapy, czyli na wierzchołku rogówki. Po aplikacji soczewek obserwujemy przemieszczenie się

żółtego obszaru ze strefy centralnej do obszaru pierścienia znajdującego się w strefie paracentralnej, a następnie jego migrację w kierunku brzegu tej strefy. Odpowiada to, na początku wypłaszczeniu centralnej powierzchni rogówki, a następnie zwiększeniu obszaru wypłaszczenia poza strefę centralną, co było oczekiwane i zgodne z zamiarem. Powyższe zmiany odpowiadają stopniowej redukcji mocy ekwiwalentu sferycznego w strefie centralnej odpowiednio o około 1,7D dla oka prawego i 1,5D dla oka lewego. Wyniki te korelują z pomiarami ostrości wzroku w poszczególnych czasookresach.



Rys. 53 Zmiana w czasie średniej wartości w szeregu Fouriera reprezentującej ekwiwalent sferyczny dla oka prawego, gdzie stan a) początkowy, stan po b) 1, c) 7, d) 14, e) 21, f) 54 dobach użytkowania soczewek orto-k.

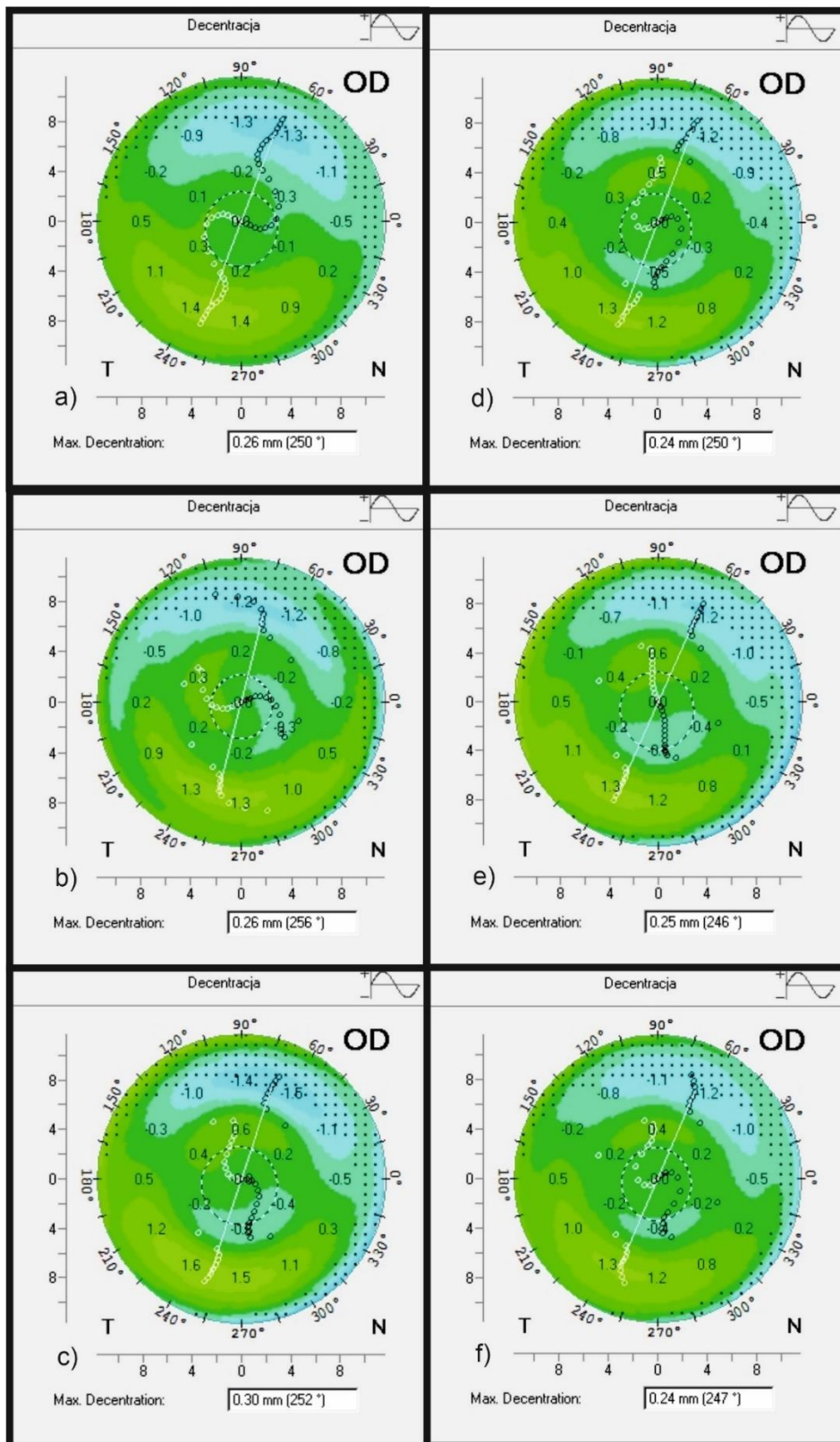


Rys. 54 Zmiana w czasie średniej wartości w szeregu Fouriera reprezentującej ekwiwalent sferyczny dla oka prawego, gdzie stan a) początkowy, stan po b) 1, c) 7, d) 14, e) 21, f) 54 dobach użytkowania soczewek orto-k.

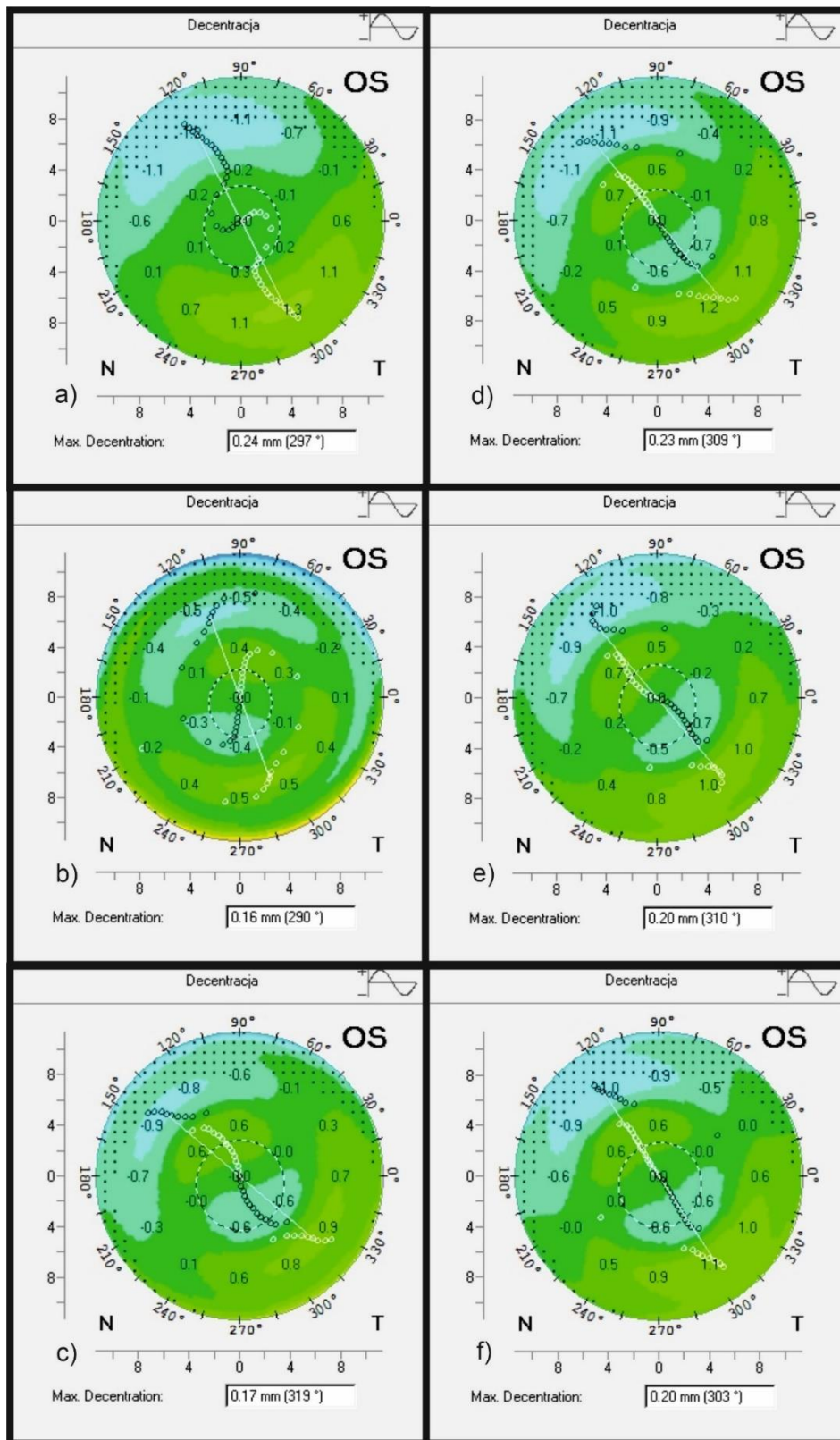
Na rys. 55 i 56 przedstawiono zmianę w czasie (a-f) pierwszej składowej szeregu Fouriera o najniższej częstotliwości, odpowiednio dla oka prawego (rys. 55) i lewego (rys. 56). Wartość ta reprezentuje przesunięcie – decentrację wierzchołka mocy w obszarze kolejnych pierścieni, licząc od środka do brzegu. Kolor odpowiada mocy przedstawionej w postaci mapy ciepła, gdzie niebieski – zimny reprezentuje najmniejsze wartości mocy, a żółty największe. Z kolei znaczniki ilustrują położenie maksimum mocy – biały i minimum mocy – czarny dla każdego z pierścieni.

Jak można zaobserwować na rys. 55a i 56a przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych wierzchołek mocy przesunięty był w obu oczach w kierunku skroniowym w obszarze centralnym i skroniowo-dolnym w pozostałych obszarach, przy czym największe wartości maksimum (wyspa) i minimum (depresja) na mapie ciepła ulokowane były w obszarze podparcia, a różnica mocy między nimi na wykresie amplitudy sięgała $2,7D$. W centrum amplituda ilustrująca różnicę mocy była bliska zeru, a z kolei w obszarze paracentralnym jej różnice pomiędzy ekstremami sięgały wartości $0,6D$.

Po aplikacji soczewek ortokeratologicznych obserwujemy dla obu oczu brak zmian jakościowych i ilościowych w strefie podparcia oraz powstanie obszaru depresji i wzniesienia w strefie paracentralnej, które leżą przeciwnie do analogicznych obszarów w strefie podparcia. Różnica mocy, pomiędzy maksimum a minimum dla tej strefy, wynosiła między $1,4$ a $1,6D$, w zależności od rozpatrywanego oka, a kierunek decentracji był zorientowany nosowo do góry. Przy czym należy zaznaczyć, że w oku lewym, obarczonym większą wartością astygmatyzmu, położenia maksimum i minimum w sąsiednich pierścieniach zmieniały się liniowo, podczas gdy w oku prawym po krzywej esowatej. Zmiany te korelowały z kierunkami przemieszczenia się wierzchołka rogówki, zaprezentowanym na rys. 47, a obecność depresji mocy pokrywa się z kierunkiem ruchu wierzchołka rogówki.



Rys. 55 Zmiana w czasie pierwszej składowej szeregu Fouriera reprezentującej decentrację dla oka prawego, gdzie stan a) początkowy, stan po b) 1, c) 7, d) 14, e) 21, f) 54 dobach użytkowania soczewek orto-k.



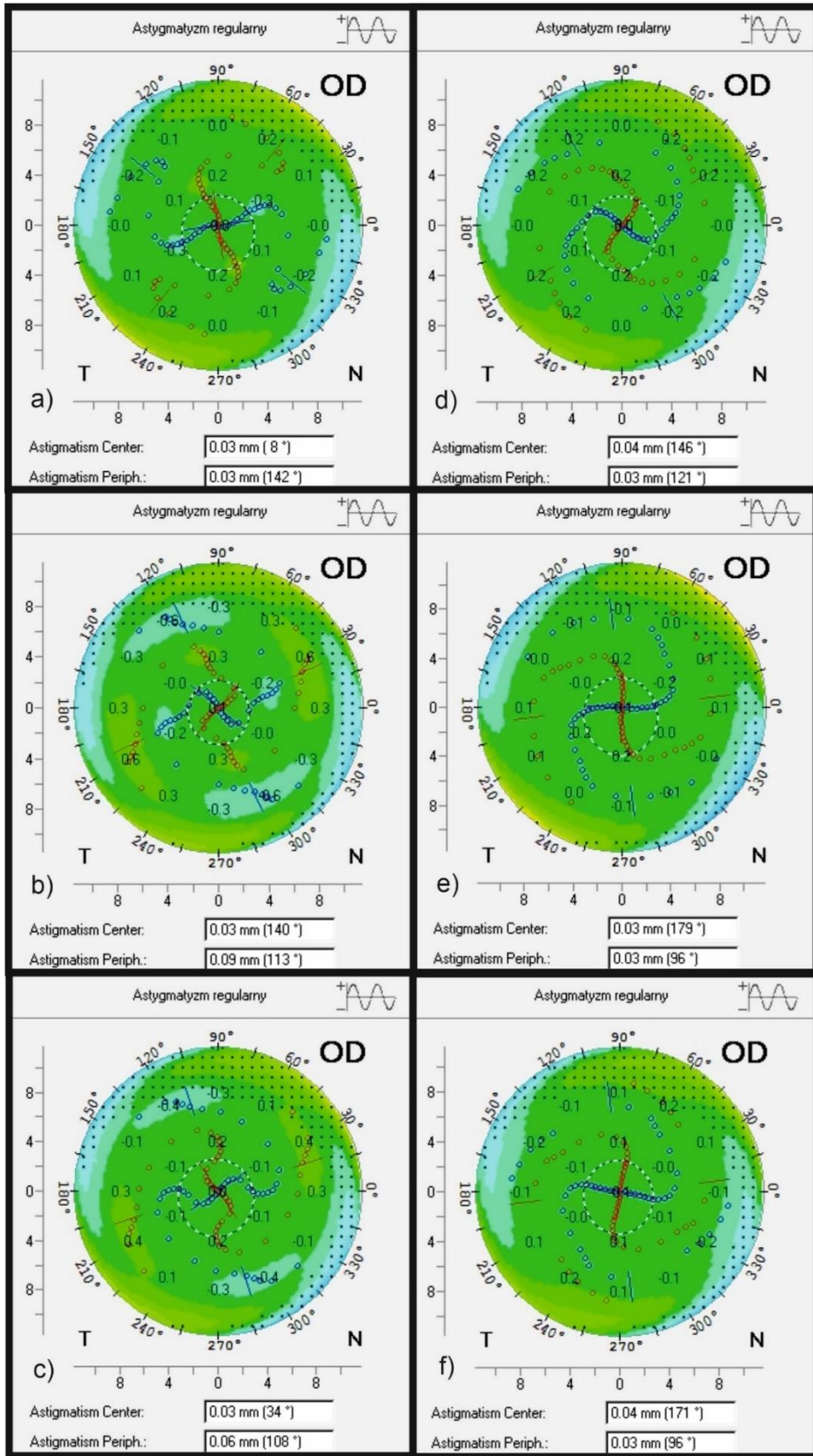
Rys. 56 Zmiana w czasie pierwszej składowej szeregu Fouriera reprezentującej decentrację dla oka lewego, gdzie stan a) początkowy, stan po b) 1, c) 7, d) 14, e) 21, f) 54 dobach użytkowania soczewek orto-k.

Na rys. 57 i 58 przedstawiono zmianę w czasie (a-f) drugiej składowej szeregu Fouriera, odpowiednio dla oka prawego (rys. 57) i lewego (rys. 58). Wartość ta reprezentuje astygmatyzm w obszarze kolejnych pierścieni, licząc od środka do brzegu. Kolor odpowiada mocy przedstawionej w postaci mapy ciepła, gdzie niebieski – zimny reprezentuje najmniejsze wartości mocy, a zielono-żółty największe. Z kolei znaczniki ilustrują położenie maksimum mocy – czerwony i minimum mocy – niebieski dla każdego z pierścieni. Na rysunku obecne są dwa maksima i dwa minima.

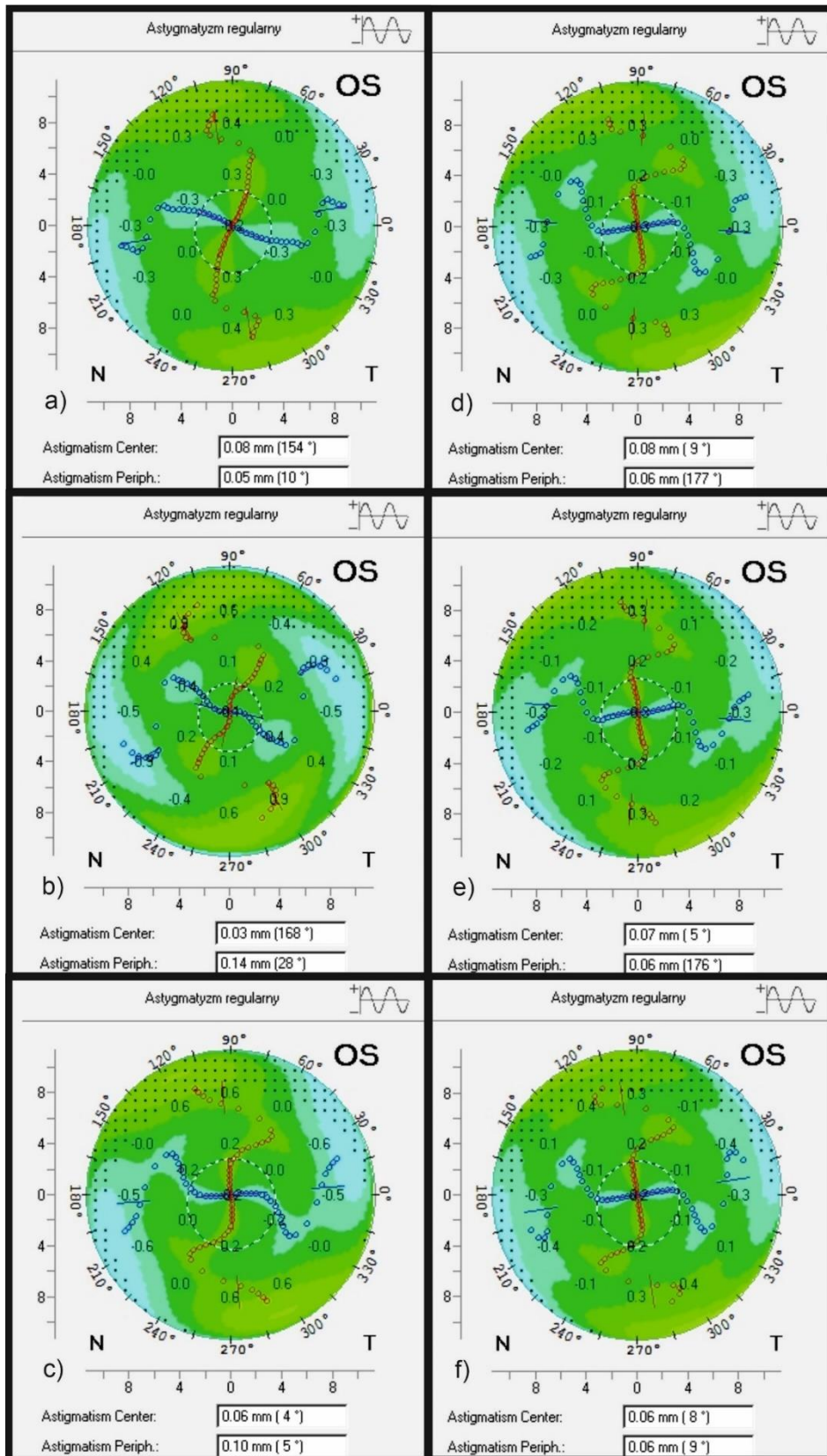
Na rys. 57a i 58a przedstawiono astygmatyzm oka przed zastosowaniem korekcji ortokeratologicznej. Jak widzimy na rys. 57a astygmatyzm oka prawego w strefie centralnej charakteryzuje się pewną regularnością położenia ekstremów, które oscylują wokół osi od około 90° do 105° (notacja według maksimum reprezentującego meridian o większej mocy) z wartością średnią dla całej strefy równą 98° . Wartość średnia położenia maksimów skierowana jest od pionu w kierunku skroniowym. Na podstawie mapy ciepła można stwierdzić, że rozpiętość reprezentująca rozkład amplitudy zmienia się od $-0,3$ do $0,2D$, a jej wartości największe przypadają dla pierścieni znajdujących się w obszarze pierścieni znajdujących się na granicy stref centralnej i paracentralnej. W strefie podparcia rozkład położenia ekstremów reprezentuje stopniową reorientację osi astygmatyzmu tak, że w strefie brzeżnej ekstrema są zorientowane pod kątem około 45° w stosunku do położzeń w strefie centralnej w kierunku nosowym.

Na rys. 58a obserwujemy astygmatyzm oka lewego w strefie centralnej. Charakteryzuje się znaczną regularnością położenia ekstremów, które oscylują w niewielkim przedziale wokół osi od około 62° do 66° (notacja według maksimum reprezentującego meridian o większej mocy) z wartością średnią dla całej strefy równą 66° . Wartość średnia położenia maksimów, podobnie jak w oku prawym, skierowana jest od pionu w kierunku skroniowym. Na podstawie mapy ciepła można stwierdzić, że rozpiętość reprezentująca rozkład amplitudy zmienia się od $-0,3$ do $0,3D$, a jej wartości największe przypadają dla pierścieni znajdujących się w obszarze stref centralnej i paracentralnej, co widoczne jest na mapie ciepła w postaci „śmigielka”. Podobnie, jak w oku prawym w strefie podparcia rozkład położenia ekstremów reprezentuje stopniową reorientację osi astygmatyzmu tak, że w strefie brzeżnej ekstrema są zorientowane pod kątem około 30° w stosunku do położzeń w strefie centralnej w kierunku nosowym.

Rys. 57b i c oraz 58b i c obrazują okres do kilkunastu dni po pierwszej aplikacji soczewek. Na mapach ciepła widoczne są największe zmiany w zakresie położenia ekstremów. Zmiany te dotyczą obu oczu i polegają na wyodrębnieniu różnie zorientowanych osi astygmatyzmu (położeń maksimów i minimów) we wszystkich strefach rogówki. Osie te są zazwyczaj obrócone o około 45° w stosunku do poprzedniej strefy, licząc od wierzchołka. Ponieważ w strefie obserwacji, czyli dla strefy centralnej i paracentralnej da się wyróżnić dwie dominujące osie, można oczekiwać występowanie braku stabilności widzenia, szczególnie nocnego – przy szeroko rozwartej źrenicy oka. Wraz ze wzrostem czasu użytkowania soczewek liczba stref, w których występuje sąsiednio zbieżnie ukierunkowany astygmatyzm maleje do dwóch lub trzech, przy czym w obszarze poszerzonego centrum (strefa centralna i część strefy paracentralnej) obserwujemy stabilizację kierunku w obrębie tego całego obszaru a następnie reorientację osi w kierunku pionu. Objawia się to obrotem orientacji „śmigielka” na mapie ciepła do orientacji kierunku pion-poziom. Na mapie tej widoczne są również zmiany wysokości amplitudy, co ilustruje zmniejszenie wartości astygmatyzmu. Oba obserwowane zjawiska są korzystne ze względu na kompensację pozostałego astygmatyzmu przez astygmatyzm tylnej powierzchni rogówki oraz soczewkowy.



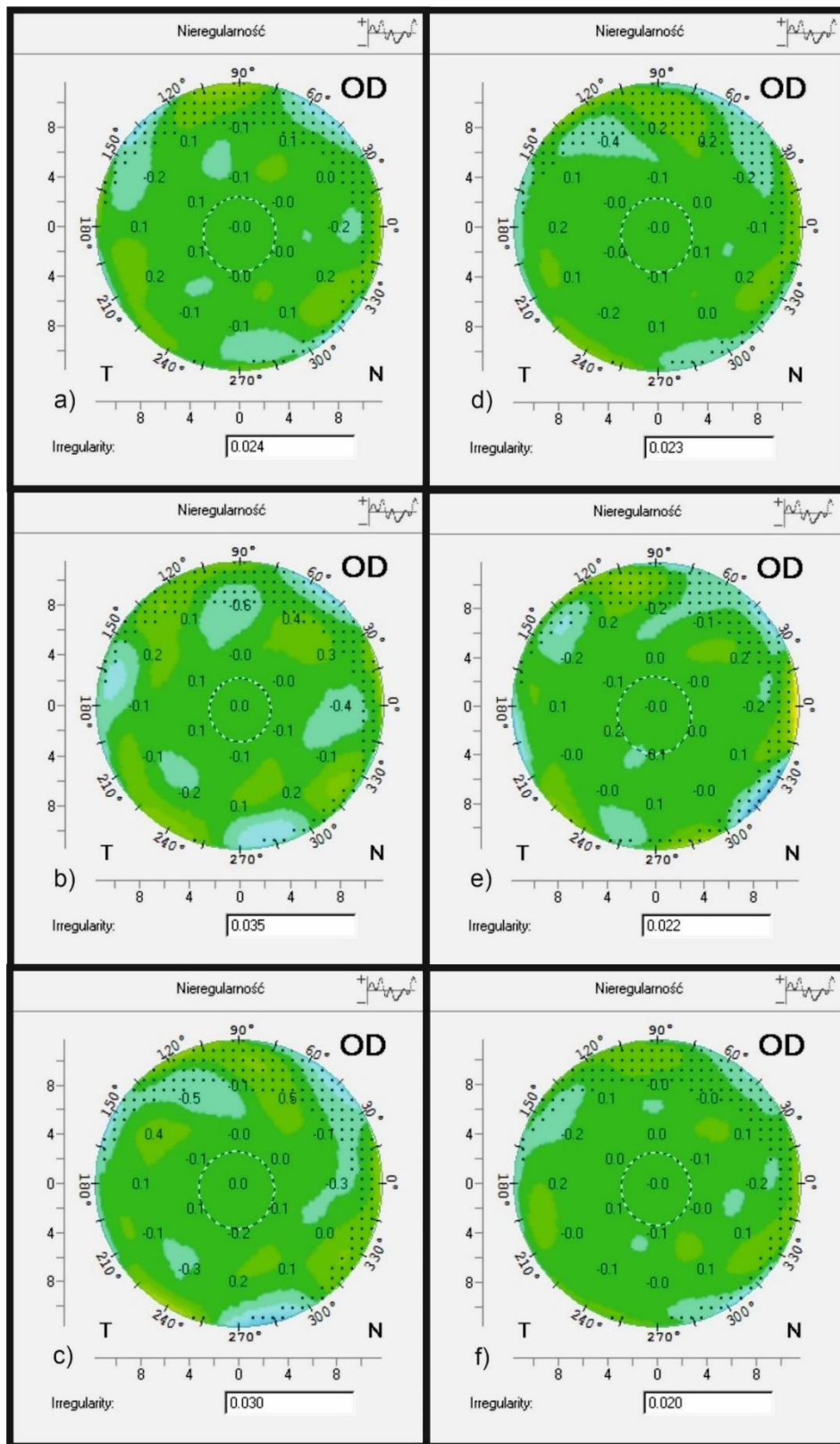
Rys. 57 Zmiana w czasie drugiej składowej szeregu Fouriera reprezentującej astygmatyzm oka prawego, gdzie stan a) początkowy, stan po b) 1, c) 7, d) 14, e) 21, f) 54 dobach użytkowania soczewek orto-k.



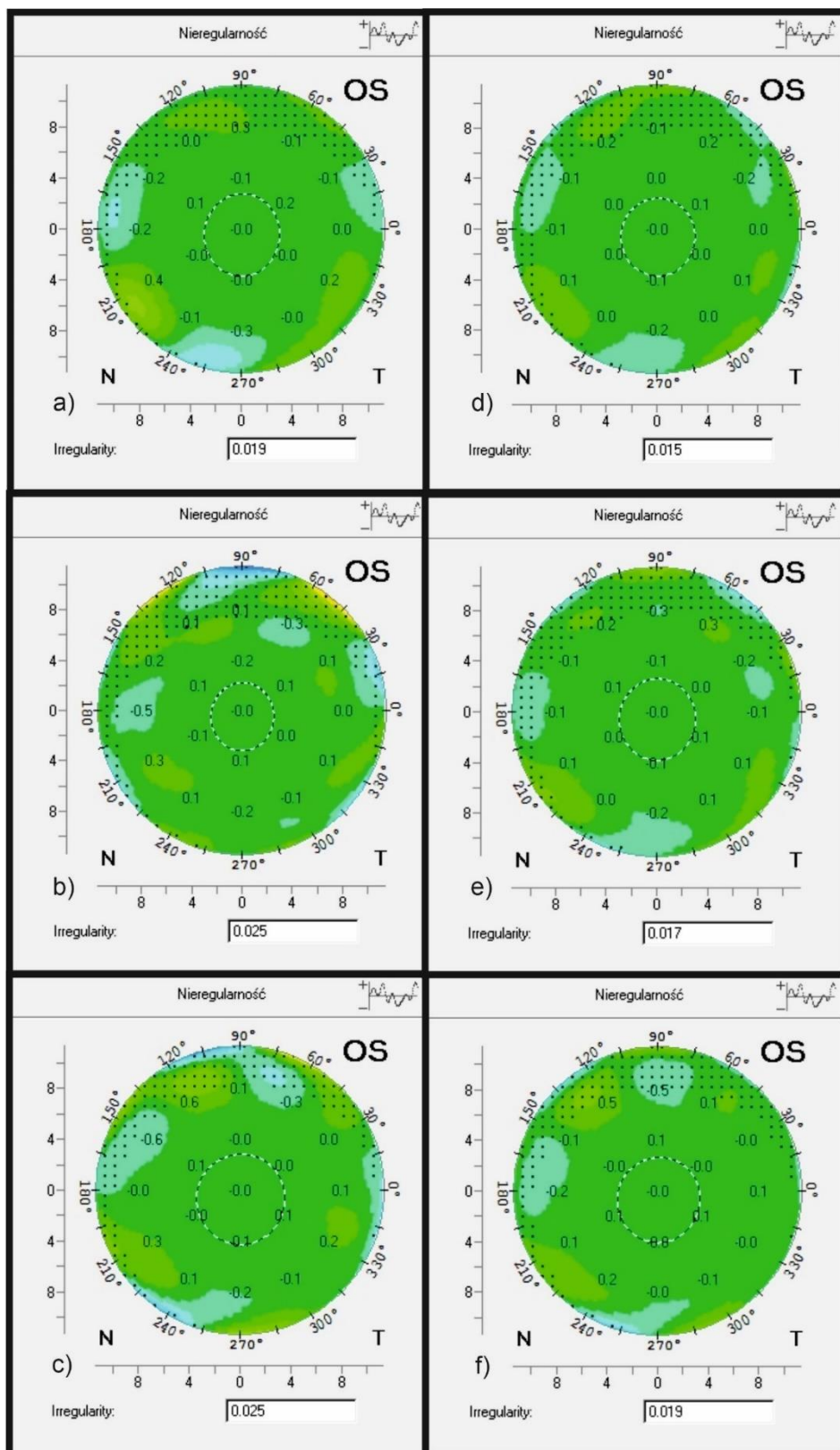
Rys. 58 Zmiana w czasie drugiej składowej szeregu Fouriera reprezentującej astygmatyzm oka lewego, gdzie stan a) początkowy, stan po b) 1, c) 7, d) 14, e) 21, f) 54 dobach użytkowania soczewek orto-k.

Na rys. 59 i 60 przedstawiono zmianę w czasie (a-f) składowych wyższych rzędów - częstotliwości szeregu Fouriera, odpowiednio dla oka prawego (rys. 59) i lewego (rys. 60). Wartości te reprezentują szum refrakcyjny. Podobnie, jak w przypadku poprzednich map kolor odpowiada mocy przedstawionej w postaci mapy ciepła, gdzie niebieski – zimny reprezentuje najmniejsze wartości mocy, a żółty największe.

Na podstawie zaobserwowanych wartości liczbowych 0,024D dla oka prawego i 0,019D dla oka lewego należy stwierdzić, że szum refrakcyjny nie zaburza w sposób istotny rozkładu mocy na rogówce. Na jego wartość, przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych, największy wpływ mają fluktuacje mocy znajdujące się w strefach brzeżnych, co w sposób istotny nie wpływa negatywnie na jakość obserwowanego obrazu. Należy odnotować, że po aplikacji soczewek, występuje nieznaczny wzrost szumu refrakcyjnego w okresie do tygodnia, a po tym okresie następuje stopniowy powrót do wartości początkowych.

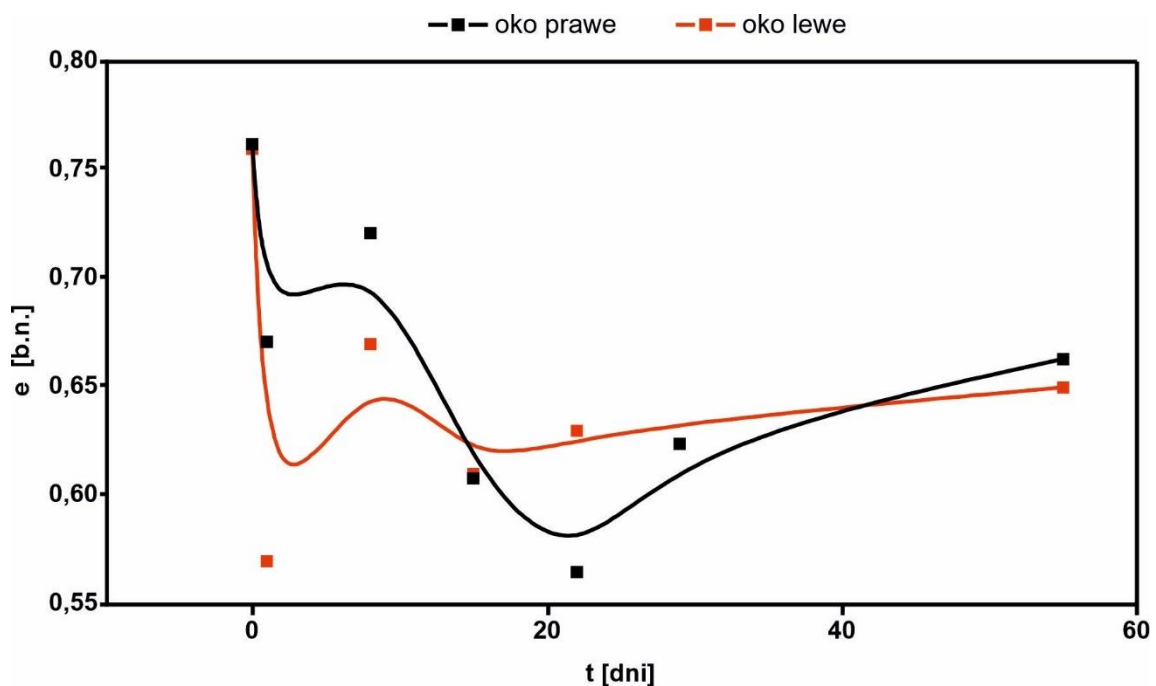


Rys. 59 Zmiana w czasie składowych wyższego rzędu szeregu Fouriera reprezentujących szum refrakcyjny dla oka prawego, gdzie stan a) początkowy, stan po b) 1, c) 7, d) 14, e) 21, f) 54 dobach użytkowania soczewek orto-k.



Rys. 60 Zmiana w czasie składowych wyższego rzędu szeregu Fouriera reprezentujących szum refrakcyjny dla oka lewego, gdzie stan a) początkowy, stan po b) 1, c) 7, d) 14, e) 21, f) 54 dniach użytkowania soczewek orto-k.

Kolejnym, poddanym analizie parametrem była ekscentryczność przedniej powierzchni rogówki wyznaczona z zerowej składowej szeregu Fouriera a_0 reprezentującej ekwiwalent sferyczny. Ekwiwalent ten obrazuje zmianę mocy w poszczególnych pierścieniach (dzwonach pomiarowych). Funkcja opisująca zmianę ekwiwalentu wraz ze zmianą odległości od centrum rogówki określona jest krzywą stożkową a konkretniej elipsą, którą można opisać za pomocą dwóch zmiennych tj. parametru ekscentryczności i promienia krzywizny.

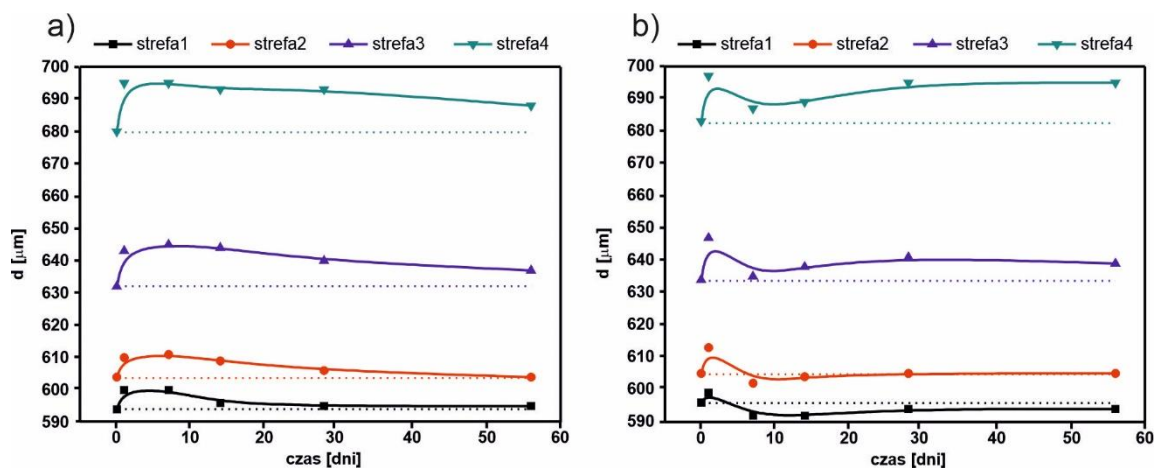


Rys. 61 Zmiany długoterminowe ekscentryczności przedniej powierzchni rogówki określone na podstawie zerowej składowej szeregu Fouriera.

Na rys. 61 przedstawiono zmianę ekscentryczności przedniej powierzchni rogówki dla obu oczu. Wartości początkowe ekscentryczności w obu oczach są praktycznie identyczne i równe 0,76. Odczyty bezpośrednie z map wysokościowych (po strefach centralnej i paracentralnej) są zbliżone wartościami do wyników uzyskanych z analizy reprezentacji mocy rogówki za pomocą szeregu Fouriera. Analiza zmian zachodzących po aplikacji soczewek orto-k ujawniła, że w przypadku obu oczu obserwuje się, po okresie stabilizacji, zmniejszenie wartości parametru ekscentryczności średnio o 0,13. Jest to zmiana oczekiwana, gdyż zadaniem soczewki orto-k jest wypłaszczenie strefy centralnej rogówki. W związku z tym kształt elipsy opisującej rogówkę zmienia się,

a konkretniej zmianie ulega wzajemny stosunek długości średnicy transversalnej do sprzężonej (zmniejsza się – redukcja ku 1). Obserwowane zmiany są zgodne jakościowo z oczekiwanymi wynikami, notujemy natomiast rozbieżność ilościową. Zgodnie z danymi literaturowymi zmiana mocy o 1D powinna skutkować zmniejszeniem ekscentryczności o średnio 0,21, podczas gdy w obu oczach wada została zredukowana odpowiednio dla oka prawego i lewego o 1,75 i 1,5D, a asferyczność spadła o 0,13. Jest to znacznie mniej niż można by oczekiwać. Zgodnie z podaną wyżej zależnością ekscentryczność powinna spaść o 0,368 w oku prawym i o 0,315 w oku lewym. Braku spójności w zakresie miary redukcji asferyczności można szukać w rozbieżności geometrii soczewek, na podstawie których określono tę zależność w stosunku do soczewek badanych w pracy. Zależność ta została określona dla soczewek trójkrzywiznowych, a w pracy badane są soczewki nowej generacji pięciokrzywiznowe. Jest to istotny fakt, nie tylko ze względu na potencjalne możliwości poszerzenia grupy osób kwalifikujących się do korekcji ortokeratologicznej, ale również ze względu na to, iż zmiana asferyczności (ku powierzchniom bardziej sferycznym – spadek e) powinna skutkować wzrostem aberracji frontu falowego rogówki.

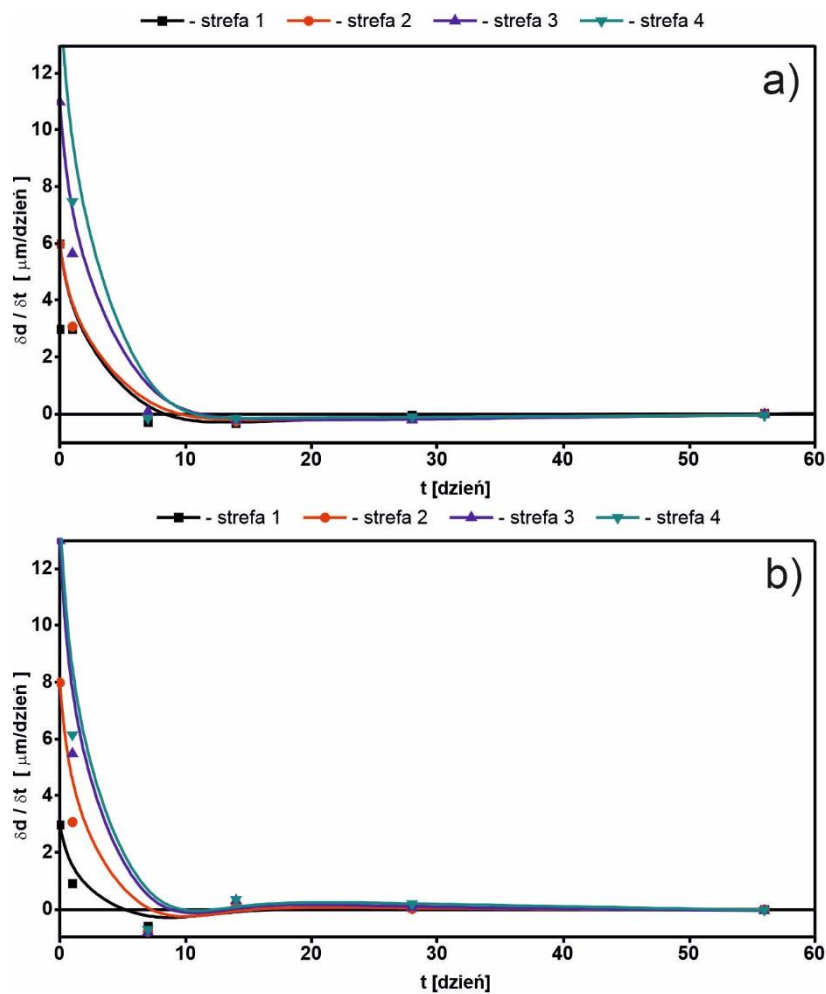
Na rys. 62 przedstawiono zmiany długoterminowe grubości rogówki w strefach: 1 - centralnej, 2 – paracentralnej, 3 – podparcia i brzeżnej powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej.



Rys. 62 Zmiany długoterminowe grubości rogówki w jej poszczególnych strefach powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej.

Na przedstawionym rysunku obserwujemy wzrost grubości we wszystkich strefach rogówki w początkowej fazie stosowania korekcji ortokeratologicznej (1 dzień użytkowania). Następnie obserwujemy redukcję tej grubości we wszystkich strefach. Obserwowane zmiany charakteryzowały się różnym przebiegiem w zależności od położenia strefy i badanego oka.

W oku prawym obrzęk, który pojawił się w wyniku stosowania soczewek orto-k, był obecny we wszystkich strefach przez około 2 tygodnie. Po tym okresie w strefie centralnej ustąpił, a grubość rogówki była nieznacznie większa niż wartość początkowa i przyjmowała wartości w granicach wahań dobowych [113]. W pozostałych strefach zanikał stopniowo, przy czym wartość początkową osiągnął tylko w strefie paracentralnej. W pozostałych strefach grubość była większa niż przed założeniem soczewek ortokeratologicznych.

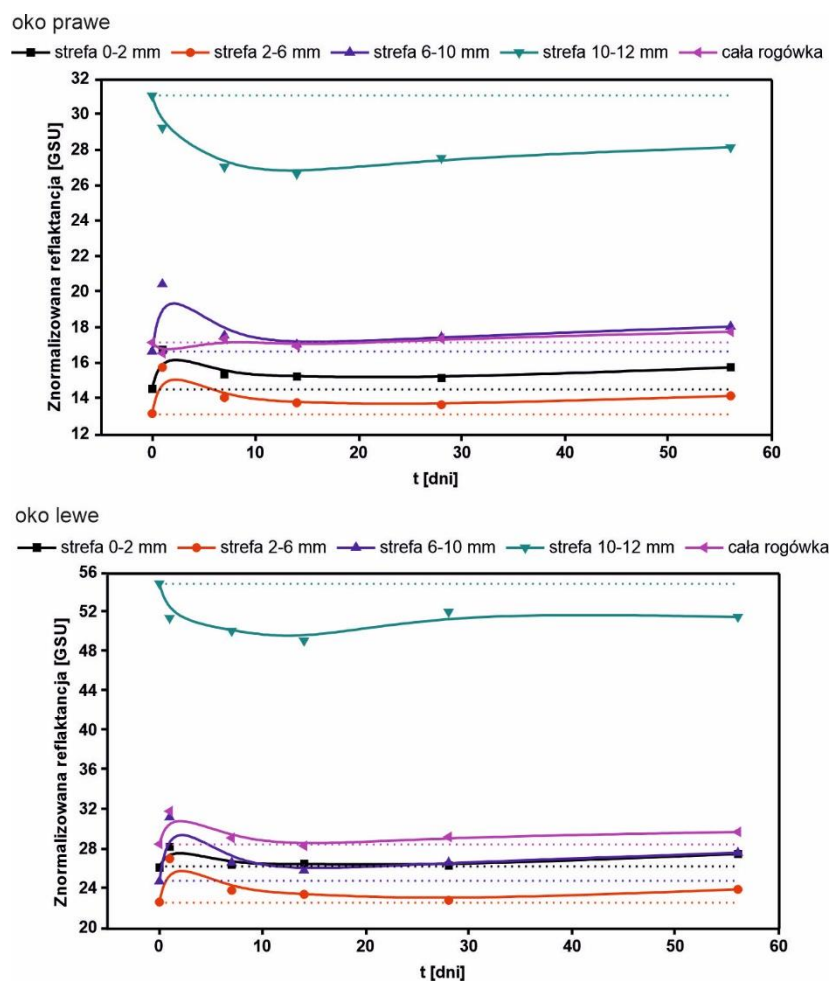


Rys. 63 Krzywe podatność zmiany grubości rogówki w czasie $\frac{\delta d}{\delta t}$ dla poszczególnych jej stref zachodzące w oczach a) prawym, b) lewym.

W oku lewym obrzęk, który pojawił się po aplikacji soczewek orto-k (1 dobie użytkowania), był obecny we wszystkich strefach przez około tydzień. Po tym okresie w strefach centralnej i paracentralnej ustąpił, a grubość rogówki była nieznacznie mniejsza niż wartość początkowa (różnica o około $2\mu\text{m}$). W strefach podparcia i brzeżnej, po około tygodniu, grubość rogówki uległa redukcji by następnie nieznacznie wzrosnąć i ustabilizować się na poziomie 3-4% większym niż przed aplikacją soczewek.

W celu prześledzenia dynamiki zachodzących zmian wyznaczono podatność zmiany grubości rogówki w czasie $\frac{\delta d}{\delta t}$. Jak można zaobserwować na rys. 63 dynamika zmian zachodzących w obu oczach jest zbliżona. Podatność początkowa ilustruje wartość wzrostu grubości związanej z pierwszą dobą użytkowania soczewki, następnie obserwuje się redukcję tej grubości w czasie do 2 tygodni użytkowania, dalej podatność osiąga wartość bliską zeru co przypisywane jest stabilizacji parametrów.

Przebieg zmian grubości różni się od oczekiwań wynikających z opisu działania soczewek orto-k.

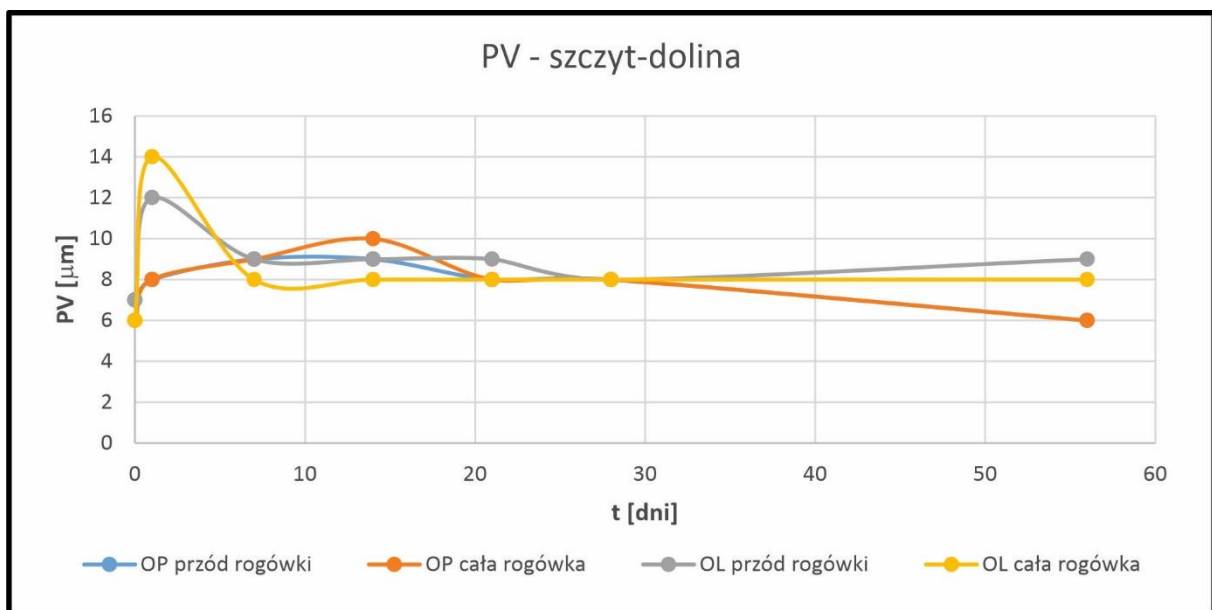


Rys. 64 Zmiany długoterminowe densytometrii rogówki w jej poszczególnych strefach powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej

Na rys. 64 przedstawiono zmiany długoterminowe średniej znormalizowanej refraktancji (uśrednienie po głębokości) w strefach: 1 - centralnej, 2 – paracentralnej, 3 – podparcia i 4- brzeżnej oraz rogówki, jako całości, powstałe w wyniku zastosowaniu korekcji ortokeratologicznej. Przebiegi zmienności dla obu oczu są tożsame we wszystkich strefach dla obu oczu. Ilość światła odbitego wstecznie rośnie do wartości maksymalnej w trzech pierwszych strefach po pierwszej dobie stosowania soczewek. Dalej, wraz z redukcją obrzęku, ilość światła rozproszonego wstecznie maleje, aż po okresie około miesiąca stosowania soczewek widzimy ponowne odbicie do góry. Zachowanie w strefie brzeżnej różni się od tego, co obserwujemy w trzech pierwszych strefach. Po pierwszej dobie i w okresie do tygodnia stosowania soczewek orto-k obserwujemy spadek refraktancji, która stabilizuje się w dalszym okresie na osiągniętym poziomie.

Zachowanie refrakcji w strefach 1-3 związane jest z początkowym spadkiem ilości światła transmitowanego przez opuchniętą rogówkę, wraz z ustępowaniem obrzęku przepuszczalność rośnie. Po okresie około miesiąca obserwujemy wahnięcia, które może być tłumaczone pojedynczym odbiciem bez stałego trendu zmian lub wzrostem rozproszenia wstecznego wywołanym zużyciem powierzchniowym nabłonka rogówki wynikłym ze stosowania soczewek. Zmiany w strefie czwartej mogą wynikać z przesunięcia na skutek ucisku struktur rąbkowych, które charakteryzują się znacznie mniejszą przepuszczalnością, w kierunku zewnętrznym.

Na rysunkach od 65 do 69 przedstawiono wpływ zastosowania korekcji ortokeratologicznej na aberracje układu optycznego rogówki. Analizie zostały poddane, zarówno wskaźniki globalne opisujące ogólne miary aberracji takie, jak: PV szczyt-dolina (rys. 65) czy RMS aberracja średniokwadratowa (rys. 66 i 67), jak i szczegółowe, pozwalające dokonać pełnej analizy ilościowej wpływu różnych typów aberracji na jakość odwzorowania (rys. 68 i 69) – składowe wielomiany Zernika.



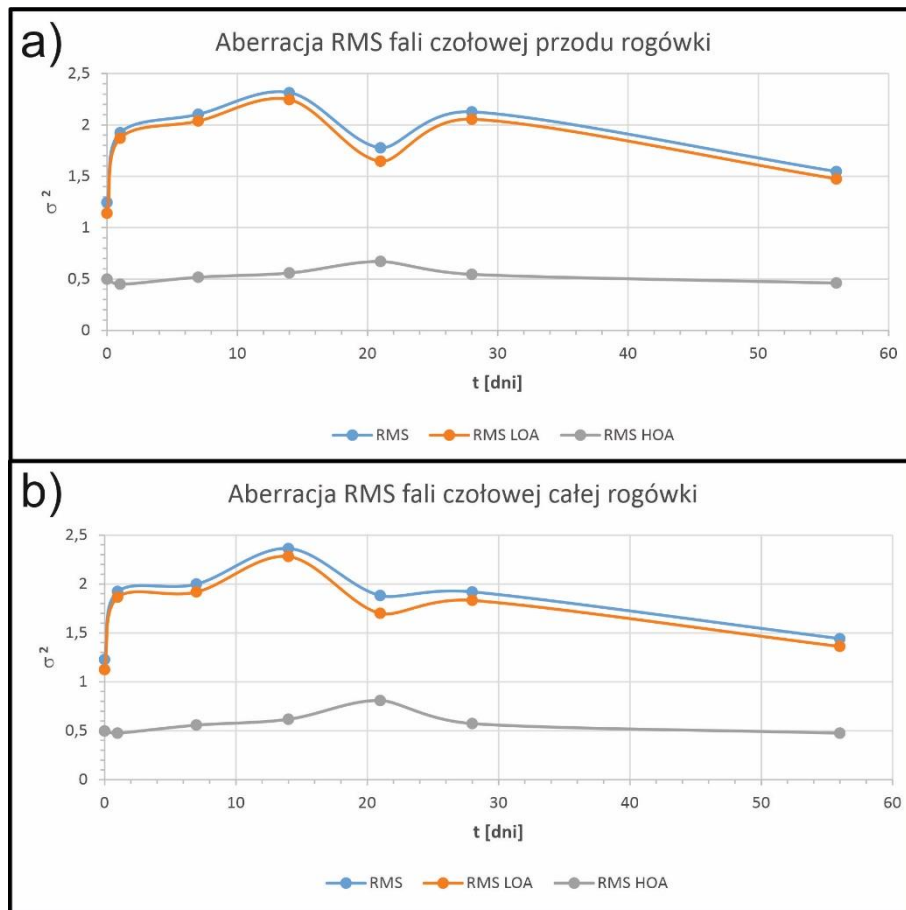
Rys. 65 Zmiany długoterminowe wskaźnika globalnego aberracji PV szczyt-dolina powstałe w wyniku stosowania soczewek orto-k.

Na rys. 65 przedstawiono miarę PV, ilustrującą różnicę między maksymalnym dodatnim i ujemnym przesunięciem w stosunku do frontu fali, odpowiednio wyprzedzenie i opóźnienie. Wartość tego parametru rogówki jako

całości przed zastosowaniem korekcji ortokeratologicznej wynosiła odpowiednio dla oka prawego 7 μm i 6 μm dla oka lewego. Po zastosowaniu ortokorekcji wartość ta wzrosła nieznacznie w przypadku oka prawego do maksymalnej wartości 10 μm i co istotnie, ponad dwukrotnie w przypadku oka lewego do wartości 14 μm . Przy dłuższym stosowaniu korekcji orto-k parametr PV stabilizował się na poziomie nieznacznie różniącym się od wartości początkowej i co ciekawe w przypadku oka prawego osiągał wartość mniejszą niż przed zastosowaniem korekcji. Zachowanie się parametru PV dla przedniej powierzchni rogówki było tożsame z zachowaniem się tego parametru dla rogówki liczonej jako całość (podobny trend zachowania). Należy jednak odnotować rozbieżność skali zmian na oku lewym. W tym przypadku zmian zachodzących na przedniej powierzchni były mniejsze dla pierwszej doby użytkowania i większe dla kolejnych czasookresów, niż dla całej rogówki. Na podstawie uzyskanych wyników należy stwierdzić, że zastosowanie korekcji ortokeratologicznej po okresie stabilizacji większym niż dwa tygodnie nie wpłynęło istotnie na miarę tego parametru a zmiany wywołane na przedniej powierzchni odzwierciedlały całość zmian frontu falowego zachodzących w rogówce. Rozbieżność skali zmian PV między całością rogówki a jej przednią powierzchnią tłumaczyć można zmianami zachodzącymi na skutek zmniejszenia asferyczności powierzchni rogówki oraz redukcją astygmatyzmu powiązaną z reorientacją jego osi.

Na rys. 66 i 67 przedstawiono dynamikę zmian aberracji średniokwadratowej RMS w rogówce i na jej przedniej powierzchni, odpowiednio dla oka prawego i lewego. Wartości początkowe aberracji RMS w obu rogówkach były zbliżone i wynosiły, odpowiednio dla oka prawego 1,23 μm i dla oka lewego 1,01 μm . Na wartość RMS dominujący wpływ miały składowe niskorzędowe. Aplikacja soczewek orto-k wywołała dwa różne przebiegi zmienności aberracji RMS. W oku prawym po aplikacji soczewek nastąpił prawie dwukrotny wzrost aberracji średniokwadratowej, podobne zachowanie obserwowaliśmy w przypadku RMS LOA, z kolei RMS HOA uległ zwiększeniu, ale zauważalnie mniejszemu (o około 35%). Po dłuższym użytkowaniu soczewek aberracje utrzymywały się na zbliżonym poziomie w stosunku do wartości po pierwszej dobie ich użytkowania. Z kolei w oku lewym pierwsza doba użytkowania soczewek orto-k wywołała znaczny, bo aż trzykrotny wzrost aberracji RMS, po którym nastąpiła stabilizacja parametru na wartościach porównywalnych do oka prawego. Wzrost aberracji w pierwszej dobie

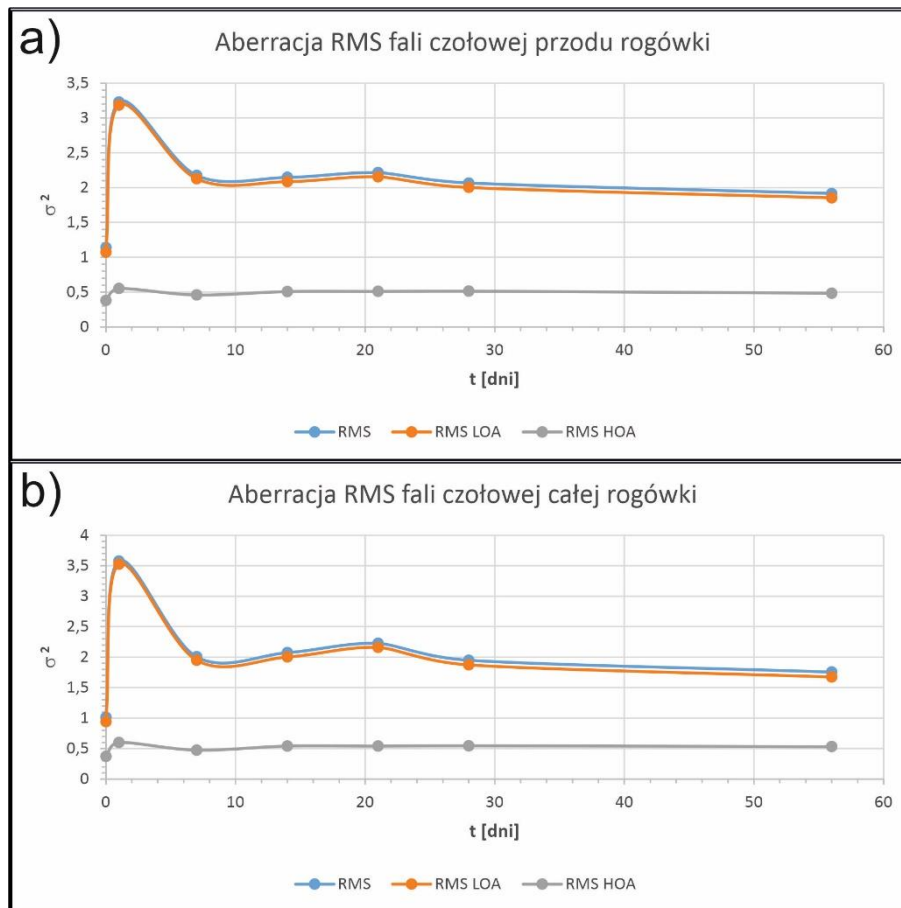
użytkowania należy wiązać ze zmianami geometrii rogówki wywołanymi obrzękiem. Z kolei podanie przyczyny ogólnego wzrostu aberracji po aplikacji soczewek orokeratologicznych jest już trudniejsze. Z zasady działania soczewek orto-k oczekiwany jest wpływ na zmianę tego parametru wynikający z redukcji astygmatyzmu oraz ekscentryczności. Oba czynniki będą miały przeciwne działanie. Spadek astygmatyzmu będzie skutkował obniżeniem aberracji średniokwadratowej, a z kolei zmniejszająca się wartość ekscentryczności, potrzebna do redukcji mocy, powinna wywołać wzrost aberracji sferycznych, co powinno wpłynąć na wzrost RMS. W celu prześledzenia tych zmian potrzebna jest dokładniejsza analiza np. z wykorzystaniem wielomianów Zernika.



Rys. 66 Zmiany długoterminowe wskaźnika globalnego aberracji średniokwadratowej RMS przodu rogówki powstałe w wyniku stosowania soczewek orto-k dla oczu a) prawego, b) lewego.

Warto również zauważyć, że wartość PV dla ostatniego czasu użytkowania była mniejsza niż wartość początkowa tego parametru opisującego aberrację.

Zestawiając to z prawie podwójnie większą wartością RMS w stosunku do czasu przed aplikacją soczewek orto-k możemy stwierdzić, że parametr PV w tym przypadku błędnie ilustruje stopień zaberrowania czoła fali.

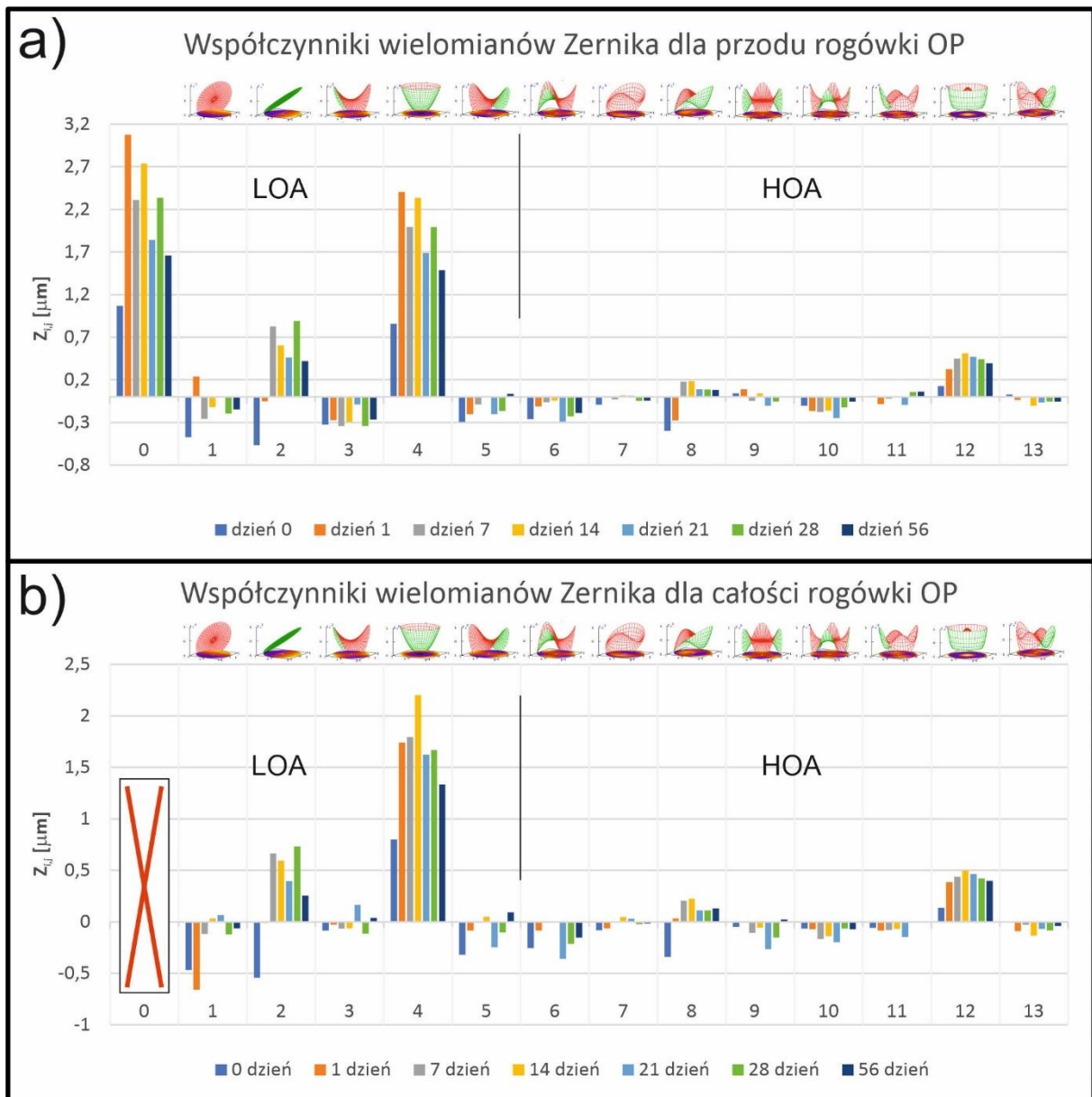


Rys. 67 Zmiany długoterminowe wskaźnika globalnego aberracji średniokwadratowej RMS rogówki powstałe w wyniku stosowania soczewek orto-k dla oczu a) prawego, b) lewego.

Dalszy opis wpływu ortokorekcji na aberrację układu został oparty o zastosowanie szeregu wielomianowego Zernikego. Wartości poszczególnych współczynników przy wielomianach ilustruje wkład różnych rodzajów aberracji na jakość odwzorowania. Na rys. 68 i rys. 69 przedstawiono zmiany współczynników przy kolejnych członach szeregu wielomianowego Zernikego wywołane zastosowaniem korekcji ortokeratologicznej, odpowiednio dla przodu i całości rogówki oka prawego i lewego.

Wielomian rzędu zerowego odzwierciedlający tłok (ang. piston), czyli osiowe przesunięcie czoła fali. Kolejne dwa wielomiany rzędu pierwszego

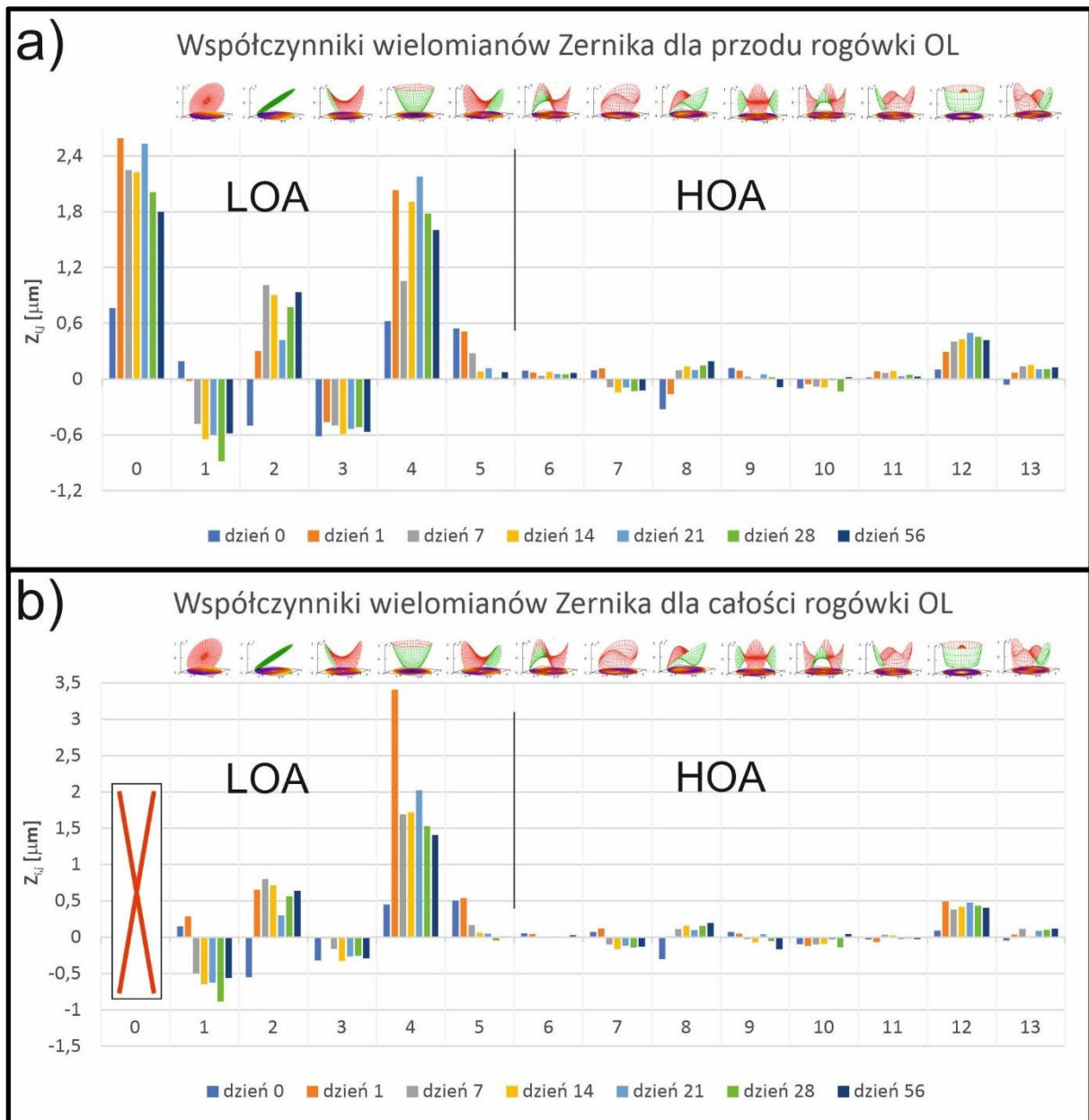
reprezentują przechyły (ang. tilt), czyli decentrację poziomą i pionową plamki najmniejszego rozmycia na płaszczyźnie Gaussowskiej [45]. Czynniki te charakteryzują obraz, a nie wpływają na jakość odwzorowania. Zmiany przechyłów wywołane zastosowaniem ortokorekcji leżą lateralnie w stosunku do kierunku przesunięcia wierzchołka rogówki. Ponieważ te składowe nie mają wpływu na jakość odwzorowania, dlatego ich opis ograniczony został do minimum.



Rys. 68 Zmiany długoterminowe współczynników wielomianów Zernika zachodzące na a) przedniej części i b) całości rogówki oka prawego.

Więcej uwagi należy natomiast poświęcić aberracjom reprezentującym drugi rząd wielomianów Zernikego. Zaliczamy do nich astygmatyzmy w osi 90° i 45° oraz rozogniskowanie.

Jak można zaobserwować, dla oka prawego przed aplikacją soczewek orto-k astygmatyzm w osi 90° był obecny na przedniej części rogówki (wartość współczynnika około -0,3), natomiast zanikał dla rogówki jako całości. Z kolei astygmatyzm w osi 45° też był obserwowany na przedniej powierzchni rogówki, ale w odróżnieniu od astygmatyzmu w osi 90° jego wkład w aberracje nie ulegał istotnej zmianie, kiedy rogówka była rozpatrywana jako całość. Należy również zaznaczyć, że sumaryczny wkład astygmatyzmów w aberracje LOA był zbliżony do wkładu rozogniskowania. Po aplikacji soczewki orto-k do oka prawego odnotowano niewielkie zmiany astygmatyzmu w osi 90° i redukcję astygmatyzmu w osi 45° . Największą zmianę odnotowano w przypadku rozogniskowania, które wzrasta średnio ponad dwukrotnie (maksymalnie nawet trzykrotnie).



Rys. 69 Zmiany długoterminowe współczynników wielomianów Zernikego zachodzące na a) przedniej części i b) całości rogówki oka lewego.

W przypadku oka lewego przed aplikacją soczewek orto-k astygmatyzm w osi 90° na przedniej części rogówki był dwa razy większy niż w przypadku oka prawego. Wartość współczynnika wielomianu Zernikego wynosiła dla niego około $-0,6$. W przypadku rozpatrywania rogówki jako całości zaobserwowano redukcję tej składowej do połowy swojej wartości. Jest to zgodne z oczekiwaniem i redukcją składowej astygmatyzmu przez ortogonalnie skierowany astygmatyzm tylnej powierzchni rogówki. Składowa astygmatyzmu oka lewego dla przedniej powierzchni rogówki w osi 45° również była prawie dwa razy większa niż w oku

prawym i wynosiła około 0,5. Podobnie, jak dla oka prawego obserwowany astygmatyzm rogówki w osi 45° nie ulegał istotnej zmianie, kiedy rogówka była rozpatrywana jako całość. Pozwala to na stwierdzenie, że tylna powierzchnia rogówki nie wpływa istotnie na zmianę tego parametru. Należy również zaznaczyć, że sumaryczny wkład astygmatyzmów w aberracje LOA przed aplikacją soczewki orto-k był w przypadku oka lewego większy od wkładu rozogniskowania.

Po aplikacji soczewki orto-k do oka lewego odnotowano niewielkie zmiany astygmatyzmu w osi 90° sięgające maksymalnie $1/3$ wartości tego współczynnika (średnio o 0,1) i redukcję astygmatyzmu w osi 45° praktycznie do wartości bliskiej 0. Największą zmianę odnotowano w przypadku rozogniskowania, które wzrasta średnio ponad 4,5 krotnie. Co ciekawe większość zmian rozogniskowania na przedniej powierzchni rogówki jest adekwatna do zmian w rogówce jako całości. Wyłamuje się z tego trendu wartość parametru dla całej rogówki po pierwszej dobie użytkowania soczewek. Parametr ten osiąga wartość bliską 3,2, co stanowi wartość 8 razy większą niż w przypadku rogówki niepoddanej korekcji ortokeratologicznej i prawie dwukrotnie większej niż średnia wartość tego parametru po aplikacji soczewek. Taki skok wartości może być przypisany dwóm zjawiskom. Jedno z nich wiąże się z dostosowaniem pierwszej powierzchni rogówki do kształtu soczewki na skutek obecności obrzęku po pierwszej dobie użytkowania. Potwierdzeniem tego są zmiany pachymetryczne prezentowane na rys. 62 oraz geometryczne powiązane z największym spadkiem wartości ekscentryczności pierwszej powierzchni łamiącej rogówki prezentowane na rys. 63. Drugim czynnikiem wpływającym na wartość tego parametru są zmiany zachodzące na tylnej powierzchni rogówki wynikłe z jej obrzęku. Zmiany takie obecne były tylko po pierwszej dobie użytkowania soczewek na oku lewym, co zostało zaprezentowane na rys. 48.

Reasumując wpływ zastosowania korekcji ortokeratologicznej na aberracje niskiego rzędu należy stwierdzić, że wprowadzenie tej korekcji nieznacznie wpłynęło na redukcję astygmatyzmu w osi 90° i w sposób istotny zmniejszyło składową w osi 45° . Odnotowano również znaczny wzrost znaczenia składowej z grupy aberracji sferycznych w postaci rozogniskowania. Zmiany te doprowadziły do tego, że głównym czynnikiem decydującym o wielkości aberracji niskiego rzędu LOA było rozogniskowanie. Wzrost wartości tego parametru można wiązać ze spadkiem wartości ekscentryczności przedniej

powierzchni rogówki, który powiązany jest z redukcją mocy rogówki na skutek jej wypłaszczenia.

Na wartość aberracji wysokorzędowych, przed aplikacją soczewek orto-k, dominujący wpływ miały dla oka prawego trefoli w osi 90° i koma w osi 45° , a z kolei dla lewego koma w osi 45° . Pozostałe składowe wysokorzędowe były istotnie mniejsze i nie wносиły istotnego wkładu. Zastosowanie korekcji ortokeratologicznej skutkowało wzrostem ogólnego wkładu składowych wysokorzędowych HOA. Największą zmianę obserwowano dla aberracji sferycznej (wsp. wielomianu nr 12), która zaczęła stanowić główną składową aberracji HOA oraz komy w osi 45° . Dla obu oczu zmiany współczynników reprezentujących komę w osiach 90° i 45° przebiegały podobnie. W obu przypadkach odnotowano zmianę znaku i redukcję wartości współczynników reprezentujących te aberracje (odpowiednio wsp. wielomianu nr 7 i 8). W przypadku oka prawego należy jeszcze wspomnieć, że obserwowany trefoli w osi 90° (wsp. wielomianu nr 6) w okresie stabilizacji soczewek orto-k zaniknął i wrócił po okresie stabilizacji na podobnym poziomie, jak w oku przed zastosowaniem ortokorekcji. Zwiększył swój wkład natomiast quadrufoil (wsp. wielomianu nr 10). Obie opisane tu aberracje w przypadku oka lewego nie miały istotnego wpływu. W oku lewym założenie ortokorekcji wywołało wzrost znaczenia komy w osi 90° (wsp. wielomianu nr 7), która była praktycznie zanedbywalna w oku prawym i astygmatyzmu drugorzędowego w osi 45° (wsp. wielomianu nr 13).

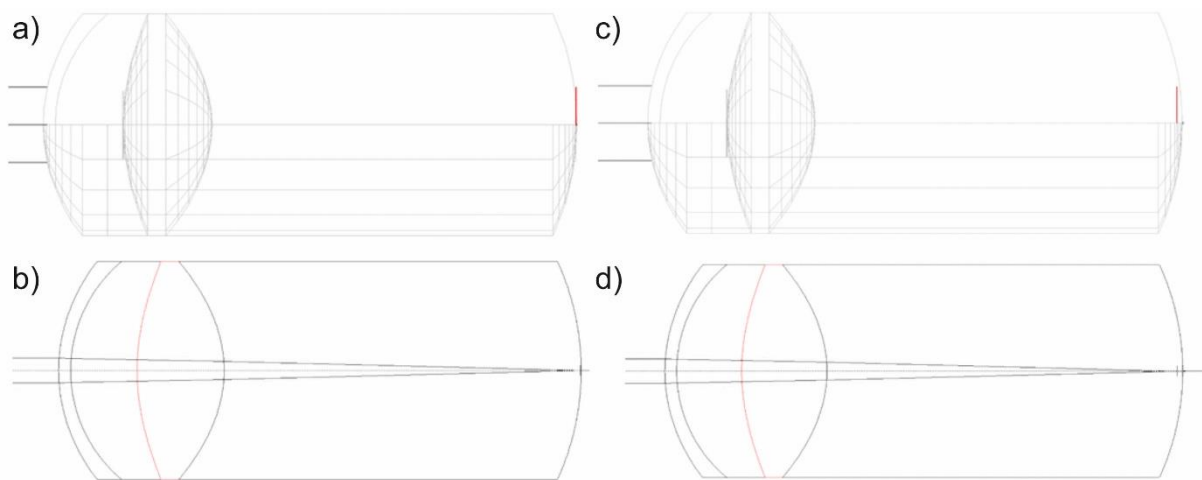
Wpływ na zmiany aberracji wysokorzędowych możemy przypisać wymuszonemu kształtem soczewki dążeniu rogówki oka do zwiększenia symetrii obrotowej (aberracje pozaosiowe) i redukcji jej ekscentryczności, która wiąże się z redukcją mocy i wzrostem aberracji sferycznej [11].

W celu zilustrowania wpływu zmian asferyczności oraz geometrii rogówki na jakość obrazu całego oka wykorzystano asferyczny model oka zrelaksowanego wg. Navarro, który następnie poddano modyfikacji.

Parametry niezmodyfikowanego modelu zostały opisane w metodologii badawczej. W modelu zmodyfikowanym oka ametropowego uwzględniono fizjologiczny astygmatyzm soczewkowy o wartości 0,5D w kierunku płaszczyzny tangencjalnej. Modyfikacja ta wynikała z faktu, że fizjologiczna soczewka – rogówka posiada astygmatyzm o średniej wartości 0,4D w kierunku

merydionalnym a soczewka oczna kompensujący go astygmatyzm o średniej wartości 0,5D. W celu symulowania warunków ametropii rzędu -1,75D przyjęto wadę refrakcji w postaci osiowej. Składowa osiowa wady refrakcji w optyce opisywana jest jako sytuacja, w której dochodzi do przesunięcia ekranu z ogniska, od rogówki ku odległościom dalszym. Fizjologicznie stan taki opisywany jest nadmiernym wzrostem długości gałki ocznej.

Otrzymany model został przedstawiony na rys. 70 c) i d), a jego dane zebrano w tabeli 5.



Rys. 70 Model oka a, b) emetropowego zgodnie z Navarro i c, d) ametropowego -1,75D po modyfikacjach, gdzie a, c) widok siatki, b, d) widok krzywiznowy [rys. własny].

Tab. 5 Parametry modelu oka ametropowego

Typ modelu: zmodyfikowany – ametropia -1,75D, oko zrelaksowane					
nr medium	nazwa ośrodka	promień krzywizny R [mm]	grubość d [mm]	współczynnik załamania n [b.w.]	asferyczność Q [b.w.]
1	rogówka	7,72*	0,55	1,367	-0,26
2	komora wewnętrzna	6,50	3,05	1,3374	0
3	soczewka	10,20**	4,00	1,420	-3,1316
4	ciało szkliste	-6,00	16,674	1,336	-1,0
5	siatkówka / obraz	-12,00	-	-	-

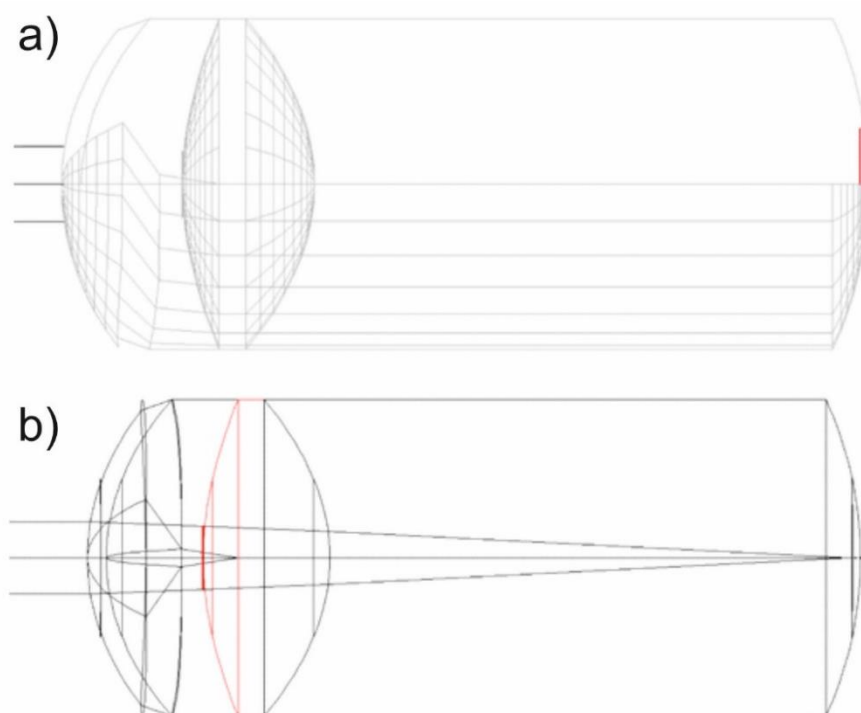
*,** powierzchnie toryczne (odpowiednio 0,5 i 0,4 Dcyl) o ortogonalnych orientacjach osi astygmatyzmu

Widoczne na rys. 70 a) i c) poziome – czerwone linie reprezentują punkt ogniskowania obrazu znajdującego się w nieskończoności. W oku

krótkowzrocznym – ametropowym, zgodnie z oczekiwaniem, obraz powstaje przed siatkówką a w emetropowym na jej powierzchni. Na podstawie danych tabelarycznych widoczna jest zmiana długości ośrodka – ciało szkliste, co odpowiada nadmiernemu wzrostowi gałki ocznej i osiowemu charakterowi wady refrakcji.

Następnie model oka ametropowego poddano dalszym modyfikacjom w celu uzyskania oka rzeczywistego, niepoddanego korekcji orto-k. W modelu tym uwzględniono zmierzone promienie krzywizn oraz asferyczności przedniej i tylnej powierzchni rogówki, dodano astygmatyzm z uwzględnieniem odpowiednich przechyłów (ang. tilt), odpowiadającym położeniom osi astygmatycznych na obu powierzchniach rogówki.

Model oka rzeczywistego przed ortokorekcją przedstawiono na rys. 71, a odpowiadające mu parametry w tabeli 6.



Rys. 71 Model oka rzeczywistego, nie poddanego działaniu ortokorekcji otrzymany na podstawie modyfikacji modelu asferycznego Navarro, gdzie a) widok siatki, b) widok krzywiznowy [rys. własny].

Tab. 6 Parametry modelu oka rzeczywistego przed ortokorekcją

Typ modelu: zmodyfikowany – rzeczywiste OP z ametropią -1,75D, oko zrelaksowane					
nr	nazwa	promień	grubość	współczynnik	asferyczność
medium	ośrodk	krzywizny	d [mm]	załamania	Q [b.w.]
		R [mm]		n [b.w.]	
1	rogówka	7,75/7,68	0,60	1,367	-0,58
2	komora	6,42/6,48	3,05	1,3374	-0,65
	wewnętrzna				
3	soczewka	10,20*	4,00	1,420	-3,1316
4	ciało szkliste	-6,00	16,73	1,336	-1,0
5	siatkówka / obraz	-12,00	-	-	-

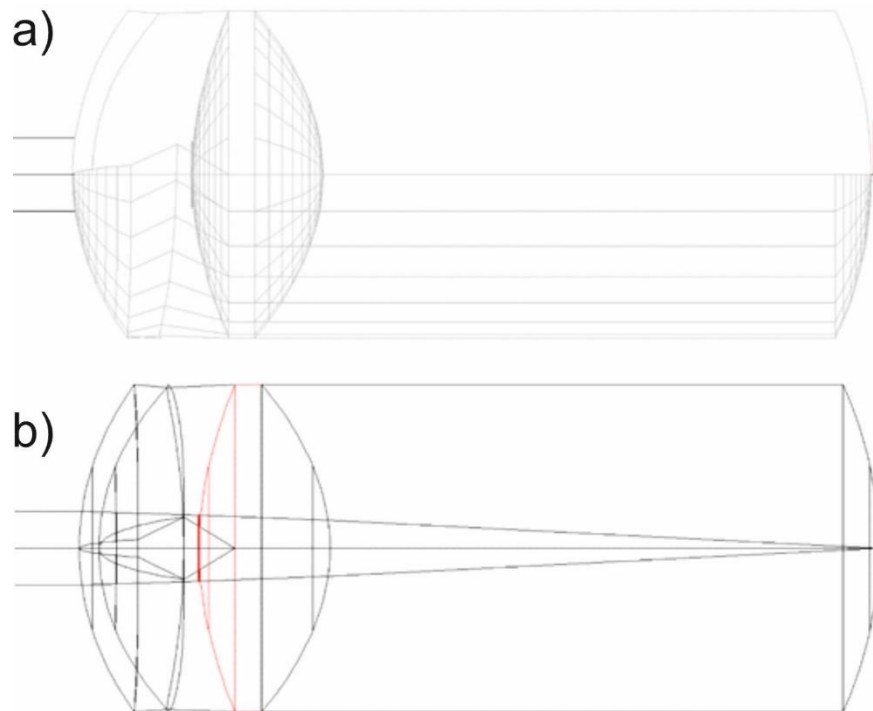
* powierzchnia toryczna (0,5 Dcyl)

Na rys. 71 b) krzywiznowym, oprócz wcześniej widocznych linii ilustrujących refrakcyjne powierzchnie asferyczne, widoczne są dodatkowe linie ilustrujące zmiany w obrębie obrotu osi astygmatycznych, odpowiadające rzeczywistym położeniom osi i ich wzajemnym nierównomiernym skręceniom. Rysunek ilustruje również brak pokrycia ogniska z położeniem siatkówki, czyli ekranu tego układu optycznego. Dane tabelaryczne (dotyczące rogówki, pochodzące z pomiarów) wskazują na fakt, iż symulowane warunki początkowe, tj. różnica pomiędzy mocą rogówki w oku rzeczywistym (nie poddanym korekcji) i jej mocy w modelu Navarro została potraktowana, jako składowa refrakcyjna krótkowzroczności. Pozostałą wartość wady refrakcji przyjęto jako składową osiową. Składowa refrakcyjna charakteryzowana jest jako niezamierzone przeogniskowanie (ang. defocus) układu na skutek zbyt dużej mocy rogówki (nadrefrakcji rogówki). Przeogniskowanie powoduje przesunięcie obrazu z ekranu (siatkówki) w kierunku ku rogówce. Składowa osiowa wady refrakcji, jak już wcześniej wspomniano, w optyce opisywana jest jako sytuacja, w której dochodzi do przesunięcia ekranu z ogniska, od rogówki ku odległościom dalszym, co w tym modelu odpowiada wzrostowi grubości ośrodk - ciało szkliste.

Ze względu na brak danych źródłowych w zakresie statystyki populacyjnej położenia wierzchołka rogówki, nie modyfikowano modelu w zakresie decentracji wierzchołka rogówki i ten aspekt nie podlegał analizie w niniejszej pracy. Uwzględniając potencjalnie ogromną ilość danych zdecydowano się na rozważania modelowe dotyczące tylko oka prawego (jako reprezentacyjnego).

Model oka rzeczywistego został następnie zmodyfikowany na podstawie uzyskanych parametrów, tak aby zilustrować oko poddane korekcji ortokeratologicznej. W tym celu wykorzystano parametry najbardziej zbliżone do średnich wartości parametrów w okresie po osiągnięciu stabilizacji (oko prawe, pomiary po 28 dniach).

Model oka rzeczywistego po ortokorekcji przedstawiono na rys. 72, a odpowiadające mu parametry w tabeli 7.



Rys. 72 Model oka rzeczywistego, nie poddanego działaniu ortokorekcji otrzymany na podstawie modyfikacji modelu asferycznego Navarro, gdzie a) widok siatki, b) widok krzywiznowy [rys. własny].

Model oka ilustrujący oko po ortokorekcji wyglądem ogólnym jest zbliżony do oka rzeczywistego przed aplikacją soczewek. Różnice pomiędzy modelami objawiają się w postaci geometrii rogówki (słabiej widoczne) oraz położeniu ogniska dla promieni przyosiowych - nieskończenie odległych (czerwona linia na widoku siatki). W przypadku oka po ortokorekcji zaobserwowano nieznaczne przemieszczenie ogniska (defocus) za siatkówkę.

Tab. 7 Parametry modelu oka rzeczywistego po ortokorekcji

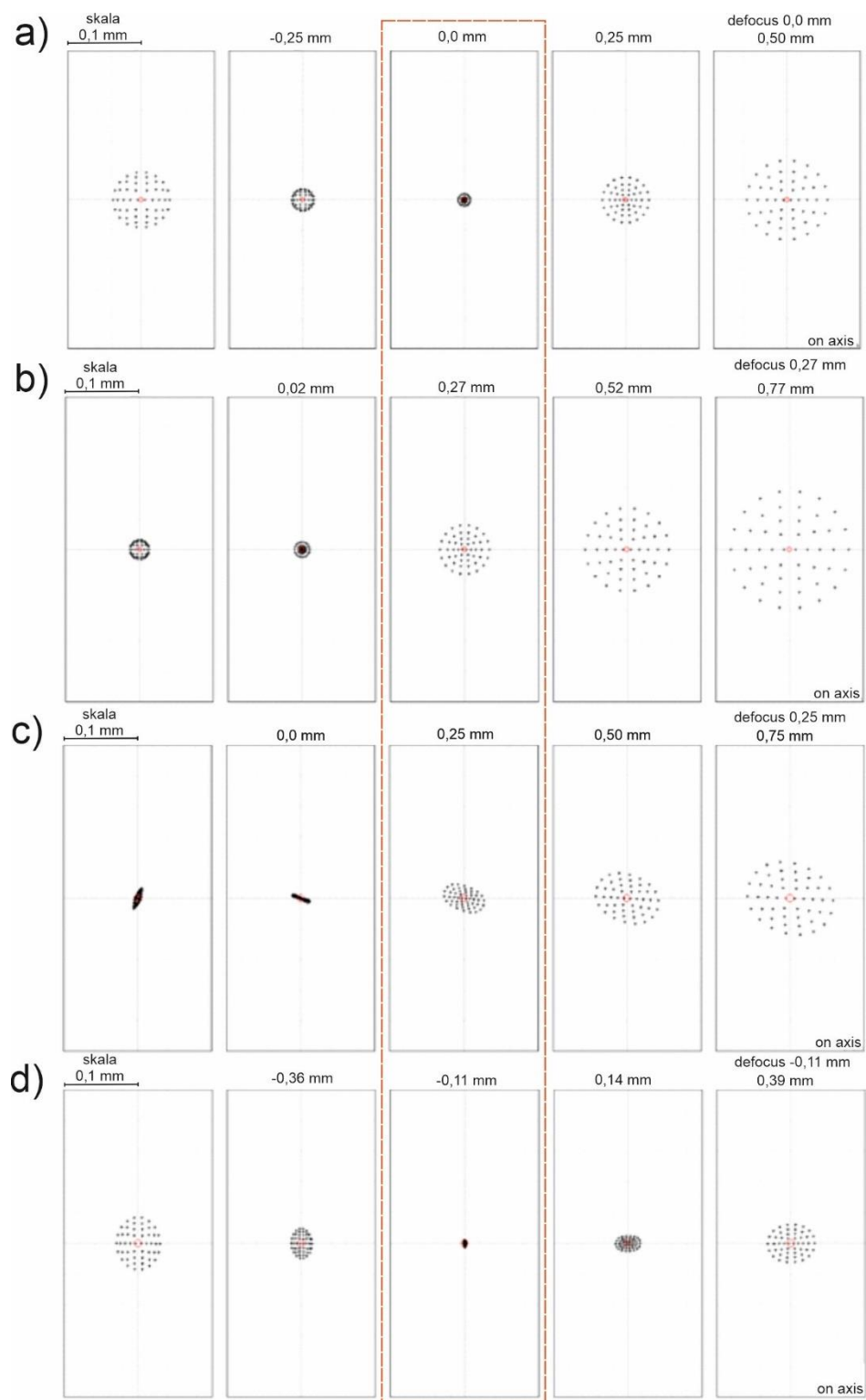
Typ modelu: zmodyfikowany – rzeczywiste OP z ametropią -1,75D, oko zrelaksowane					
nr medium	nazwa ośrodka	promień krzywizny R [mm]	grubość d [mm]	współczynnik załamania n [b.w.]	asferyczność Q [b.w.]
1	rogówka	7,97/7,89	0,60	1,367	-0,39
2	komora wewnętrzna	6,46/6,12	3,05	1,3374	-0,59
3	soczewka	10,20*	4,00	1,420	-3,1316
4	ciało szkliste	-6,00	16,73	1,336	-1,0
5	siatkówka / obraz	-12,00	-	-	-

* powierzchnia toryczna (0,5 Dcyl)

Oznacza to, że osiągnięto przekorygowanie, którego wartość można wyznaczyć z obliczeń numerycznych, a w opisanym przykładzie przyjmuje wartość rzędu 0,55D w kierunku nadwzroczności (obraz powstaje za siatkówką). Przekorygowanie w przypadku aplikacji soczewek ortokeratologicznych jest efektem pożądanym. Zgodnie z założeniem tego typu korekcji, aplikowane soczewki wg. reguły Jessena powinny wywoływać nadwzroczność rzędu 0,75D, która wraz z upływem dnia powinna ustępować do wartości zbliżonej do 0D, czyli emmetropizacji oka (braku rozogniskowania). Nadwzroczność tej wielkości w oku jest typowo kompensowana nieznacznym wysiłkiem akomodacyjnym. Warto tu również zaobserwować, że powyższa nadwzroczność osiągnięta jest zmianami w obrębie rogówki, czyli przy niezmienniej długości osiowej oka.

Przedstawione powyżej konstrukcje ilustrują, jak wyglądają odpowiednio modele oka emetropowego Navarro, zmodyfikowanego - ametropowego o krótkowzroczności rzędu 1,75D, rzeczywistego – ametropowego o tej samej wartości krótkowzroczności oraz oka po korekcji ortokeratologicznej. Sama konstrukcja nie pozwala prześledzić zmian jakościowych w zakresie obrazu siatkówkowego. Lepsze pojęcie na ten temat można uzyskać w wyniku analizy zmian występujących w obrębie plamki najmniejszego rozmycia oraz parametrów ją opisujących. W tym celu do zbudowanych modeli wprowadzono celowy defokus ekranu na powierzchnię siatkówki. Wyniki graficznej analizy plamki najmniejszego rozmycia w położeniu siatkówki przedstawiono na rys. 73.

Przedstawione obrazy plamki najmniejszego rozmycia ilustruje gęstość powierzchniową promieni optycznych na powierzchni siatkówki. W tym przypadku promienie reprezentują wiązkę równoległą o aperturze połowej rzędu 1,5 mm, co odpowiada rozmiarowi źrenicy oka w warunkach widzenia fotopowego – dziennego (rozmiar źrenicy oka istotnie zależy od warunków luminacji). W przypadku symetrycznego rozkładu promieni, im mniejsze ich rozproszenie, tym bardziej skupiona wiązka i mała wartość aberracji sferycznej lub rozogniskowania wiązki. Wraz ze wzrostem średnicy rozkładu symetrycznego promieni optycznych rośnie, bądź to aberracja sferyczna, bądź rozogniskowanie. Przy czym należy zaznaczyć, że minimum wielkości symetrycznego rozkładu pojawi się w przypadku pokrycia się ogniska obrazowego z siatkówką a średnica plamki w tym przypadku będzie ilustrować wielkość poprzecznej aberracji sferycznej. Z kolei, niezależnie od kierunku decentracji ekranu z położenia ogniska (np. jak w przypadku typu osiowego wady refrakcji) symetrycznie wzrośnie rozmiar plamki najmniejszego rozproszenia. Inne, regularne asymetrie charakterystyczne będą dla astygmatyzmu (eliptyczność plamki) bądź wad sprzężonych z pozaosiowym położeniem przedmiotu.



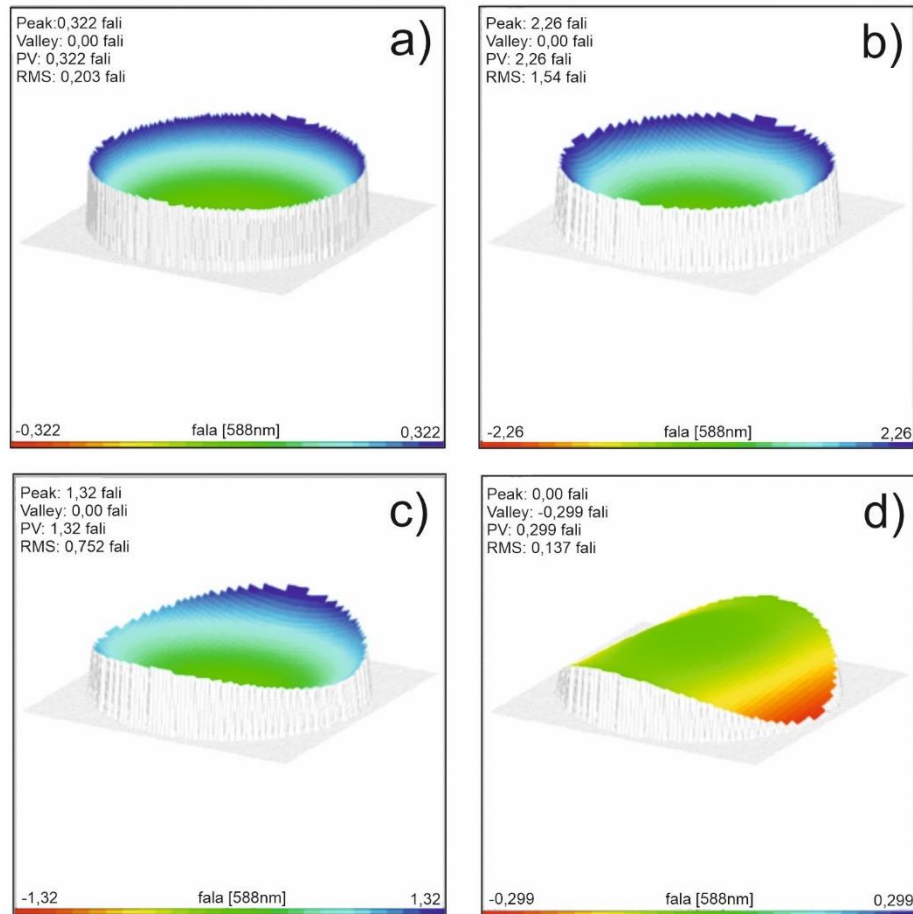
Rys. 73 Obraz siatkówkowy plamki najmniejszego rozmycia (oznaczony czerwonym insetem) odpowiednio dla a) oka emetropowego w modelu Navarro, b) oka ametropowego 1,75D krótkowzroczności wg modelu Navarro, c) oka rzeczywistego przed ortokorekcją wg zmodyfikowanego modelu Navarro, d) oka rzeczywistego po ortokorekcji wg zmodyfikowanego modelu Navarro.

Na rys. 73 przedstawiono widok plamki najmniejszego rozmycia dla wszystkich analizowanych modeli oka. Czerwoną obramówką zaznaczono plamki najmniejszego rozproszenia z powierzchni siatkówki, pozostałe plamki odpowiadają sąsiednim – pozasiatkówkowym położeniom ekranu.

Na rys. 73 a), który odpowiada modelowi oka wg. Navarro, można zaobserwować promienie przecinające się z płaszczyzną obrazową, które są rozmieszczone gęsto i symetrycznie, dodatkowo otoczone są pierścieniem. Obserwowany obraz charakterystyczny jest dla układu optycznego skupiającego promienie świetlne na siatkówce. Obserwowana plamka z pierścieniem jest rozkładem plamki Airego, gdzie pierścień ilustruje 1 rząd dyfrakcyjny pochodzący z diafragmy kołowej. Na rys. 73b, który odpowiada oku niemiarowemu – krótkowzrocznemu wg. zmodyfikowanego modelu Navarro, obserwujemy wzrost wielkości plamki rozmycia powiązany z rozogniskowaniem układu optycznego. Wielkość plamki odpowiada sumie aberracji sferycznej i rozogniskowaniu wiązki wywołanemu nadmierną mocą układu optycznego (krótkowzrocznością) rzędu 1,75D. Rys 73c, reprezentujący oko rzeczywiste otrzymane na podstawie zmodyfikowanego modelu Navarro, przedstawia asymetryczne na płaszczyźnie, ale symetryczne kierunkowo a konkretniej osiowo, rozproszenie promieni w plamce najmniejszego rozmycia. Odzwierciedla to obecność, zarówno wcześniej wspomnianych aberracji sferycznej i rozogniskowania, jak również astygmatyzmu. Ostatni z prezentowanych obrazów (rys. 73d) reprezentuje oko rzeczywiste po ortokorekcji zgodnie ze zmodyfikowanym modelem Navarro. Jak można zaobserwować, plamka najmniejszego rozproszenia w tym przypadku ma najmniejszy rozmiar. Oznacza to nie tylko, że obraz na skutek zastosowania ortokorekcji został przeniesiony w pobliże siatkówki, ale również zmniejszeniu uległa aberracja sferyczna oraz wartość astygmatyzmu. Zmiana rozmiaru plamki najmniejszego rozmycia koreluje z wartością asferyczności pierwszej powierzchni refrakcyjnej, która na skutek zastosowania ortokorekcji uległa zmniejszeniu i zbliżyła się do wartości bezaberracyjnej.

W celu lepszego zilustrowania jakościowego obrazu przedstawiono trójwymiarowy obraz aberracji plamki najmniejszego rozmycia (rys. 74). W celu dokonania oceny należy zwrócić uwagę, nie tylko na kształt samej mapy, ale również skojarzone z nią wielkości PV oraz RMS. Wartość PV (wartość bezwzględna odległości szczyt-dolina) będzie ilustrować wysokość mapy

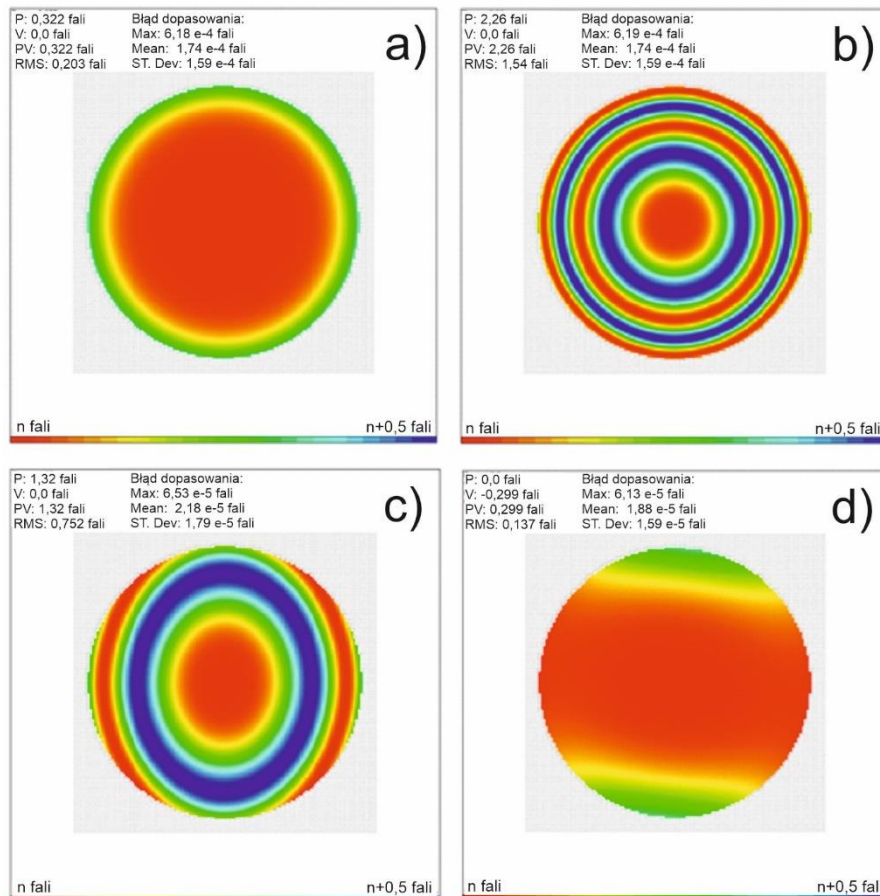
a wartość RMS opisuje ogólny stopień jej zdeformowania (aberracja średniokwadratowa).



Rys. 74 Obraz siatkówkowy 3d plamki najmniejszego rozmycia odpowiednio dla a) oka emetropowego w modelu Navarro, b) oka ametropowego 1,75D krótkowzroczności wg modelu Navarro, c) oka rzeczywistego przed ortokorekcją wg. zmodyfikowanego modelu Navarro, d) oka rzeczywistego po ortokorekcji wg. zmodyfikowanego modelu Navarro.

Jak można zaobserwować na rysunkach 74 a i b mapy trójwymiarowe mają podobny wygląd. Czynnikiem różnicującym je są wartości PV oraz RMS, które w przypadku rys. 74 a są odpowiednio o ok 7,5x mniejsze. Wynika to z faktu, iż dla modelu oka wg. Navarro na kształt plamki główny wpływ ma aberracja sferyczna, podczas gdy w przypadku oka ametropowego, wg. zmodyfikowanego modelu Navarro, rozogniskowanie układu optycznego (defocus) w kierunku wyższych wartości mocy układu optycznego (krótkowzroczności). Mapa 3d przedstawiona na rys. 74 c) ilustruje obraz aberracji plamki dla oka

rzeczywistego. Na jej kształt składają się nie tylko aberracja sferyczna i rozogniskowanie w kierunku większej mocy układu (krótkowzroczności) ale również astygmatyzm. Objawia się to nierównymi wysokościami po obwodzie w kształcie zapadniętego siodła. Interesującym może być tu fakt, że aberracja średniokwadratowa oka niemiernego jest mniejsza niż w oku krótkowzrocznym wg zmodyfikowanego modelu Navarro. Różnice będą tu wynikały z mieszanego charakteru wady wzroku tj. osiowo-refrakcyjnego (a nie osiowego, jak w przypadku przedstawionym na rys. 74 b) oraz wartości asferyczności bliskiej krzywej stożkowej opisującej powierzchnię bezaberracyjną. Widoczny na rys. 74d obraz mapy w postaci siodła wygiętego do góry, praktycznie bez obecności różnicy w topografii wzdłuż jednego z kierunków oznacza, że na siatkówce znalazło się jedno z ognisk astygmatycznych. W związku z czym rozmycie obrazu plamki dokonało się tylko w jednym kierunku, a wartość rozogniskowania plamki najmniejszego rozmycia równa jest połowie wartości obserwowanego astygmatyzmu podłużnego. Zmiana kierunku topograficznie bardziej płaskiego pomiędzy rys. 74 c) i d) ilustruje, że w przypadku c) bliżej siatkówki znajdowało się ognisko horyzontalne a w przypadku d) merydionalne. Obniżenie wartości RMS poniżej tych opisanych w modelu Navarro świadczy o uzyskaniu znacznej poprawy jakości obrazu siatkówkowego.



Rys. 75 Obraz siatkówkowy interferencyjny z plamki najmniejszego rozmycia odpowiednio dla a) oka emetropowego w modelu Navarro, b) oka ametropowego 1,75D krótkowzroczności wg modelu Navarro, c) oka rzeczywistego przed ortokorekcją wg. zmodyfikowanego modelu Navarro, d) oka rzeczywistego po ortokorekcji wg. zmodyfikowanego modelu Navarro.

Na rys. 75 a-d przedstawiono interferogramy dla plamki najmniejszego rozproszenia z wszystkich analizowanych modeli oka. Przedstawionym na interferogramie (rys. 75a) obraz, w postaci różnobarwnych, symetrycznych i współśrodkowych kół odpowiada błędowi o charakterze sferycznym, w tym przypadku typowemu dla aberracji sferycznej. Identyczny typ błędu, ale o znacznie większej skali obserwujemy na interferogramie przedstawionym na rys. 75b, na którym różnica objawia się w zwielokrotnieniu liczby kołowych map barwnych. Świadczy to o znacznie większej wartości błędu sferycznego, który typowo wiązany jest z przeogniskowaniem (defokus) dla obrazu wiązki przyosiowej. Interferogram przedstawiony na rys. 75c, przybiera postać współśrodkowych elips i jest to typowy obraz interferencyjny ilustrujący jednocześnie obecność rozogniskowania, jak i astygmatyzmu.

Obraz interferencyjny z rys. 75d jest obrazem astygmatyzmu z ogniska merydionalnego.

V. WNIOSKI

Przeprowadzone w pracy badania oraz analiza uzyskanych wyników pozwoliły sformułować wnioski dotyczące zarówno stanu początkowego oka przed aplikacją soczewek ortokeratologicznych jak i dotyczących zmian związanych z ich aplikacją w różnych odstępach czasowych.

Na podstawie danych wejściowych stwierdzono co następuje:

- W pracy kwalifikację do aplikacji soczewek ortokeratologicznych oparto o procedury zamieszczone w książce Gasson i Morris [92]. Analiza literaturowa źródła, wykazała brak precyzyjnie określonych wartości liczbowych dla wybranych kryteriów kwalifikacyjnych choćby takich jak wartość astygmatyzmu czy jego rodzaj (na podstawie map ciepła), przesunięcia szczytu pachymetrycznego w stosunku do wierzchołka rogówki i innych parametrów. Brakujące miary zostały uzupełnione o wartości liczbowe wynikające z analizy prac anglojęzycznych [31, 42, 43] i zamieszczone w tabeli 4. Pozwoliło to na uściślenie procedury i adaptację jej pod bardziej dokładne wyniki z topografii rogówkowej.
- Uzyskane w procedurze kwalifikacyjnej wyniki pozwoliły dobrać i obliczyć na podstawie formuł Munnerlyna (55) oraz Jessena (50) parametry czterokrzywiznowych soczewek orto-k. Dobrane soczewki posiadały następujące parametry: Dia = 10,60 mm, $t_c = 0,220$ mm, dodatek wynikający z formuły Jessena związany z regresją wypłaszczenia i zwiększeniem mocy układu optycznego oka w ciągu dnia równą 0,75D, BC = 8,22 mm, BOZD = 6.00 mm, FOD = 6.50 mm, TR = 7,72 mm, średnica zbiornika łzowego $tzDia = 7,20$ mm, $AC_1 = 8,04$ mm, $AC_2 = 7,14$ mm, promień krzywizny obwodowej 11,00 mm.

Przeprowadzone badania stanu refrakcji, topografii rogówkowej, aberrometrii i densytometrii przed i po aplikacji w różnych odstępach czasowych soczewek ortokeratologicznych pozwoliły określić stan początkowy i dynamikę zmian krótko i długoterminowych wywołanych zamierzoną deformacją rogówki.

Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że:

- Osiągnięcie pełnej korekcji wzroku następowało już po pierwszym tygodniu stosowania soczewek. Wyniki zmian mocy rogówki odczytane bezpośrednio z map ciepła w obszarze centralnym, otrzymane z topografii rogówkowej, pokazały redukcję mocy nie wskazującą na możliwość osiągnięcia pełnej korekcji wady wzroku (niedokorygowanie – obecność nieznacznego rozogniskowania). Wyniki te różniły się w stosunku do tych otrzymanych z analizy szeregu Fouriera opisującego topografię rogówki, dla których to współczynnik a_0 opisujący wartość ekwiwalentu sferycznego odpowiadał wymaganej korekcji i wynosił w strefie centralnej odpowiednio 1,7D dla oka prawego i 1,5D dla oka lewego. Pozwoliło to stwierdzić, że analiza map topograficznych, po dekompozycji na kolejne elementy szeregu Fouriera, powinna stanowić kluczowy parametr w ocenie prawidłowości działania soczewek orto-k.
- Zmianom refrakcji towarzyszyła zmiana plastyczna rogówki prowadząca do redukcji astygmatyzmu oraz zmian topografii w obrębie całej rogówki. Nie stwierdzono istotnych zmian grubości centralnej rogówki czyli zmian reologicznych wywołanych migracją nabłonka rogówki. Na tej podstawie stwierdzono, że obecny w obu oczach mechanizm zmian mocy w wyniku zastosowania korekcji ortokeratologicznej był zgodny z modelem opisanym przez Reim'a [59].
- Innym analizowanym parametrem powiązanim ze zmianą mocy w soczewkach ortokeratologicznych jest wartość asferyczności. Asferyczność, wyrażona poprzez parametr Q lub e (ekscentryczność), jest parametrem opisującym geometrię rogówki i pozwala na zakwalifikowanie osoby do aplikacji soczewek ortokeratologicznych. Ocenie podlega wartość tego parametru w stosunku do posiadanej wady wzroku. Zgodnie z literaturą [92] przyjmuje się, że zmiana mocy o 1D po aplikacji soczewek ortokeratologicznych powinna skutkować zmniejszeniem ekscentryczności średnio o 0,21. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że w obu oczach wada została zredukowana odpowiednio dla oka prawego i lewego o 1,75 i 1,5D, a asferyczność

spadła o ok. 0,13. Wyniki te wskazują, iż osiągnięte wypłaszczenie, a co za tym idzie redukcja mocy nie wymaga aż tak silnej redukcji ekscentryczności. Dane literaturowe zostały określone dla soczewek o geometrii trójkrzywiznowej. Brak natomiast danych w tym zakresie dla soczewek ortokeratologicznych cztero- i pięciokrzywiznowych. Pozwala to na stwierdzenie, że konieczne jest prowadzenie w tym obszarze badań statystycznych pozwalających doprecyzować zależność redukcji ekscentryczności w funkcji redukcji mocy. Obecne kryterium odrzuca znaczą grupę krótkowidzów o zbyt małej wartości parametru e od tego rodzaju korekcji, a nowe rozwiązania technologiczne (soczewki wielokrzywiznowe) mogą posiadać znacznie mniejsze wymagania w tym aspekcie.

W pracy ocenie poddane również były wskaźniki globalne i szczegółowe opisujące aberrację czoła fali dla rogówki. W przypadku stosowania korekcji ortokeratologicznej analizuje się je w kontekście zjawisk niepożądanych, związanych z olśnieniami pojawiającymi się przy szerokiej źrenicy w warunkach widzenia mezopowego - zmierzchowego [13]. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono:

- Wskaźniki globalne pokazują ogólny wzrost wartości aberracji niskorzędowych LOA w wyniku aplikacji soczewek orto-k. Aberracje wysokorzędowe HOA nie uległy istotnym zmianom. Analiza szczegółowa w oparciu o wielomiany Zernikego pokazała, że na zmianę wartości aberracji dominujący wpływ wywarły aberracje zaliczane do grupy sferycznych w postaci przeogniskowania dla LOA i sferycznej dla HOA oraz astygmatyzm dla LOA i astygmatyzm wyższych rzędów dla HOA. Wzrost wartości wskaźników aberracji typu sferycznego wiązać należy ze spadkiem wartości ekscentryczności przedniej powierzchni rogówki, który powiązany jest z redukcją mocy rogówki na skutek jej wypłaszczenia. Z kolei dążeniu rogówki oka do zwiększenia symetrii obrotowej poprzez dostosowanie się kształtem do kształtu tylnej powierzchni soczewki orto-k można przypisać redukcję wkładu składowych astygmatycznych. Odnotowany brak wzrostu aberracji HOA został potwierdzony poprzez brak skarg w zakresie pojawiania

się niepożądanego efektu olśnień (ang. glare) w warunkach widzenia zmierzchowego.

W celu oceny wpływu zmian rogówkowych powstałych w wyniku zastosowania korekcji orto-k na cały układ optyczny oka dokonano symulacji zmian jakości widzenia z wykorzystaniem asferycznego modelu oka według Navarro. Porównaniu poddano jakość plamki najmniejszego rozproszenia w czterech modelach. Modelu oka miarowego - emetropowego Navarro, oraz otrzymanych na jego podstawie modeli oka ametropowego z wadą refrakcji powstałą na skutek zmiany długości osiowej oka (defokus ekranu) oka ametropowego odpowiadającego rzeczywistym parametrom rogówkowym z czasu przed ortokorekcją i tą samą miarą ametropii, oraz oka opisanego parametrami rogówkowymi po ortokorekcji. Na podstawie uzyskanych wyników i przeprowadzonej analizy stwierdzono:

- Ocena diagramów punktowych pozwoliła stwierdzić, że przy jednakowej wadzie wzroku wywołanej rozogniskowaniem ekranu w stosunku do punktu fokalnego oka, oraz zmianami rogówkowo-osioowymi w oku odpowiadającym rzeczywistemu przed ortokorekcją, mniejsze rozproszenie punktów na diagramie śladowym obserwowano dla oka rzeczywistego. Dodatkowo zaobserwowano eliptyczne rozproszenie punktów diagramu śladowego oka rzeczywistego, typowe dla astygmatyzmu. Pomimo obecności astygmatyzmu wielkość i gęstość rozproszenia śladów świadczy o lepszej jakości obrazu pochodzącej z oka rzeczywistego.
- Zmiany parametrów rogówki wywołane ortokorekcją wdrożono do modelu oka ametropowego – rzeczywistego. Rezultaty w postaci diagramów śladowych po zastosowaniu ortokorekcji zestawiono z modelem oka miarowego Navarro. Diagram śladowy dla oka po ortokorekcji wykazuje istotnie mniejsze i eliptyczne rozproszenie punktów. Dodatkowo położenie ogniska układu optycznego oka w tym przypadku wskazuje na nieznaczne przeogniskowanie wiązki promieni równoległych co stanowi podstawę działania formuły Jessena. Oko po korekcji ortokeratologicznej powinno być delikatnie nadwzroczne i posiadać ognisko w niewielkiej odległości za siatkówką. Uzyskane wyniki wskazują na znaczną zgodność danych modelowych z wynikami rzeczywistymi, w szczególności w obrębie

opisu skuteczności metody jak i jej sposobu działania. Udowadnia to wysoką aplikacyjność zaawansowanego modelu Navarro do opisu zmian wywołanych ortokorekcją.

SPIS LITERATURY

- [1] A. Grzybowski, M. Szwajkowska; *Epidemiologia i leczenie krótkowzroczności na świecie; Ophthalmology*; Vol 1. 4 / Nr 3 (1 5) / (2017) 129-135; DOI: 10.24292/01.OT.290917.01
- [2] P. Kang and H. Swarbrick; *New Perspective on Myopia Control with Orthokeratology; Optometry and Vision Science* 93 (2016) 497-503
- [3] P. Kang, H. Swarbrick; *New Perspective on Myopia Control with Orthokeratology; Optometry and Vision Science* 93 (2016) 497-503
- [4] M. He, Y. Du, Q. Liu, Ch. Ren, J. Liu, Q. Wang, L. Li, J. Yu; *Effects of orthokeratology on the progression of low to moderate myopia in Chinese children; BMC Ophthalmology* 126 (2016) 1-8; DOI 10.1186/s12886-016-0302-5
- [5] S. El Hage, N.E. Leach, W. Miller, T. C. Prager, J. Marsack, K. Parker, A. Minavi, A. Gaume; *Empirical Advanced Orthokeratology Through Corneal Topography: The University of Houston Clinical Study; Eye & Contact Lens* 33 (2007) 224–235
- [6] X. Wang, J. Li, R. Zhang, N. Li, Y. Pang, Y. Zhang, & R. Wei, *The Influence of Overnight Orthokeratology on Ocular Surface and Meibomian Gland Dysfunction in Teenagers with Myopia. Journal of Ophthalmology* (2019) 1–6. doi:10.1155/2019/5142628
- [7] K.-S. Na, Y.-S. Yoo, H. S. Hwang, J. W. Mok, H. S. Kim, & C.-K. Joo; *The Influence of Overnight Orthokeratology on Ocular Surface and Meibomian Glands in Children and Adolescents. Eye & Contact Lens: Science & Clinical Practice* 42 (2016) 68–73; doi:10.1097/icl.0000000000000196
- [8] R. Sridharan, H. Swarbrick; *Corneal Response to Short-Term Orthokeratology Lens Wear; Optometry and Vision Science* 80 (2003) 200–206
- [9] C. Villa-Collar, J. M. Gonzalez-Meijome, A. Queiros, J. Jorge; *Short-Term Corneal Response to Corneal Refractive Therapy for Different Refractive Targets; Cornea* 28 (2009) 311- 316
- [10] J. K Lau, S. J Vincent, Sin-Wan Cheung, P. Cho; *The influence of orthokeratology compression factor on ocular higher-order aberrations; Clinical and Experimental Optometry* (2019) 1-9; DOI:10.1111/cxo.12933
- [11] I. G. Stillitano, M. R. Chalita, P. Schor, E. Maidana, M. Mastromonico Lui, C. Lipener, A. L. Hofling-Lima; *Corneal Changes and Wavefront Analysis after Orthokeratology Fitting Test; Orthokeratology Fitting Test* 144 (2007) 378 -386; doi:10.1016/j.ajo.2007.05.030
- [12] S. Ni Dhubhghaill, J. J. Rozema, S. Jongenelen, I. R. Hidalgo, N. Zakaria, M.-J. Tassignon; *Normative Values for Corneal Densitometry Analysis by Scheimpflug Optical Assessment; Invest Ophthalmol Vis Sci* 55 (2014) 162–168; DOI:10.1167/iovs.13-13236
- [13] *Orthokeratology: Principles and Practice*; J. Mountford, D. Ruston; Butterworth-Heinemann; 1st edition (September 11, 2004) ISBN-10: 0750640073

- [14] P. Kang, P. Gifford, H. Swarbrick; Can Manipulation of Orthokeratology Lens Parameters Modify Peripheral Refraction? *Optometry and Vision Science* 90 (2013) 1237-1248; DOI:1040-5488/13/9011-1237/0
- [15] Aktywność wizualna człowieka; J. Młodowski; Wydawnictwo Naukowe PWN Warszawa Łódź 1998 ISBN: 83-01-12578-0
- [16] <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/vision/rfreye.html> (08.04.2021 11:10)
- [17] Zhang, F., Kurokawa, K., Lassoued, A., Crowell, J. A., & Miller, D. T. Cone photoreceptor classification in the living human eye from photostimulation-induced phase dynamics. *Proceedings of the National Academy of Sciences* (2019) 201816360. doi:10.1073/pnas.1816360116
- [18] 06. materiały światoczu.pdf (zsptwardogora.pl) (08.04.2021 11:11)
- [19] Okulistyka. Podstawy kliniczne; M. H. Niżankowska; Warszawa: PZWL (2010) ISBN: 9788320041576
- [20] Okulistyka Kliniczna - Clinical ophthalmology. A systematic approach; Kański Jacek J.; Urban & Partner (2009) Wrocław; ISBN: 9788376091204
- [21] <https://www.mp.pl/pacjent/okulistyka/chorobyoczu/chorobysiatkowki/95521,tylne-odlaczenie-ciala-szklistego> (08.04.2021 11:33)
- [22] Optyka Okularowa; M. Zajac; Dolnośląskie Wydawnictwo Edukacyjne (2003) Wrocław; ISBN: 83-7125-102-5
- [23] Optics Of The Human Eye; D. Atchison, G. Smith; Reed Educational and Professional Publishing Ltd (2000); ISBN: 0-7506-3775-7
- [24] Handbook of Optical Systems: Vol. 4 Survey of Optical Instruments. Edited by Herbert; Gross WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA (2008) Weinheim; ISBN: 978-3-527-40380-6
- [25] Mandell, R. B. Location of the corneal sighting centre in videokeratographyI. *Refract. Comeal Surg.*11 (1995) 253-8.
- [26] Dictionary of Visual Science, 4th edn.; Cline, D., Hofstetter, H. W. and Griffin, J. R.; Chilton Trade Book Publishing (1989)
- [27] S. J. McCafferty, J. T. Schwiegerling and E. T. Enikov; Corneal Surface Asphericity, Roughness, and Transverse Contraction after Uniform Scanning Excimer Laser Ablation *IOVS* 53 (2012) 1296-1305
- [28] Choroby Rogówki Bedeker Okulistyczny Tom IV; D. Dobrowolski, D. Tarnawska, E. A. Wylęgała; Górnicki (2014) ISBN: 9788361257981
- [29] Optyka kliniczna. Opracowanie zbiorowe Gabrysiak-Wąsowska Marzena, Wójcik-Gryciuk Anna; BCSC 3. Seria Basic and Clinical Science Course Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner (2009) Wrocław;
- [30] Clinical Anatomy and Physiology of the Visual System; Third Edition; L. A. Remington; Elsevier Butterworth Heinemann ISBN: 978-1-4377-19926-0

- [31] Step by Step® Reading Pentacam Topography (Basics and Case Study Series); M. M. Sinjab; Jaypee Brothers Medical Publishers 2010; ISBN 978-81-8448-804-3
- [32] Corneal Topography in Clinical Practice (Pentacam System) Basics and Clinical Interpretation; M. M. Sinjab; Jaypee Brothers Medical Publishers 2012; ISBN 978-93-5025-575-9
- [33] R. F. Lowe, and B. A. J. Clark, Posterior corneal curvature. Correlations in normal eyes and in eyes involved with primary angle-closure glaucoma. *Br. J. Ophthalmol.* 57 (1973) 464-70.
- [34] M. C. M. Dunne, J.M. Royston, and D. A. Barnes, Normal variations of the posterior corneal surface. *Acta Ophthalmol.* 70 (1992) 255-61.
- [35] S. Patel, J. Marshall, and F. W. Fitzke, Shape and radius of posterior corneal surface. *Refract. Com. Surg.* 9 (1993) 173-81.
- [36] A. Calossi; Corneal Asphericity and Spherical Aberration; *Journal of Refractive Surgery* 23 (2007) 505-514
- [37]] A. Pérez-Escudero, C. Dorronsoro, S. Marcos; Correlation between radius and asphericity in surfaces fitted by conics; *J. Opt. Soc. Am. A* 27 (2010) 1541- 1547
- [38] Corbett M., Maycock N., Rosen E., O’Brart D. (2019) Normal Topography. In: *Corneal Topography*. Springer, Cham
- [39] *Optometria*; T. Grosvenor; Elsevier Urban & Partner: (2011) Wrocław; red. wyd. pol. Tomasz Tokarzewski, Marek Ożóg
- [40] M. S. Mourada, R. A. Rayhana, M. Moustafaa, A. A. Hassanb; Correlation between central corneal thickness and axial errors of refraction; *Journal of the Egyptian Ophthalmological Society*; 112 (2019) 52–60
- [41] O. Ucakhan, P. Gesoglu, M. Ozkan, A. Kanpolat; Corneal elevation and thickness in relation to the refractive status measured with the Pentacam Scheimpflug system; *J Cataract Refract Surg*; 34 (2008) 1900–1905
- [42] Wykład multimedialny: <https://www.youtube.com/watch?v=XoNzlkFbosk> (08.04.2021 16:36)
- [43] Wykład multimedialny: <https://www.youtube.com/watch?v=aXetsSge8X8> (08.04.2021 16:41)
- [44] M. Dośpiał; Rysunki z wykładu – Optometria I, zamieszczone za zgodą autora.
- [45] K. Creath, J. C Wyant; *Basic Wavefront Aberration Theory for Optical Metrology*; *Applied Optics And Optical Engineering XI* (1992)
- [46] M. Zająć; Aberracje oka – ich pomiar i korekcja; *Kontaktologia i optyka okulistyczna* 15 (2007) 18-24
- [47] V. Lakshminarayanan, A. Fleck; Zernike polynomials: a guide; *Journal of Modern Optics*; 58 (2011) 545–561

- [48] D. Gatinel, J. Malet, L. Dumas; Polynomial decomposition method for ocular wavefront analysis; *Journal of the Optical Society of America A* 35 (2018) 2035-2045
- [49] F. Quiros-Pacheco, C. Correia, S. Esposito; Fourier transform wavefront reconstruction for the pyramid wavefront sensor; 1st AO4ELT conference, 07005 (2010); DOI: 10.1051/ao4elt/201007005
- [50] B. Tan Doctoral Dissertations, *Optical Modeling of Schematic Eyes and the Ophthalmic Applications*; The University of Tennessee (2009)
- [51] https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Zernike_polynomials3.pdf (08.04.2021 17:41)
- [52] Dai Guangming; Calculating Zernike Coefficients From Fourier Coefficients; Patent - International Publication Number WO 2007/027674 A2
- [53] J. E. M. Janssen, P. Dirksen; Computing Zernike polynomials of arbitrary degree using the discrete Fourier transform; *Journal of the European Optical Society - Rapid Publications*; 2, 07012 (2007)
- [54] E. Tatulli; Transformation of Zernike coefficients: a Fourier-based method for scaled, translated, and rotated wavefront apertures; *J. Opt. Soc. Am. A* 30 (2013) 726-732
- [55] L. Wang, D. Chernyak, D. Yeh, D. D. Koch; Fitting behaviors of Fourier transform and Zernike polynomials; *Cataract Refract Surg*; 33 (2007) 999–1004
- [56] J. O. Hjortdal, L. Erdmann, T. Bek ; Fourier analysis of video-keratographic data; *Ophthal. Physiol. Opt. Vol. 15.* (1995) 171-185
- [57] <https://aaomc.org/faq-for-patients> (24.10.2021 11:23)
- [58] James F. Saviola; Guidance for Industry Guidance for Premarket Submissions of Orthokeratology Rigid Gas Permeable Contact Lenses Document issued on April 10, 2000 U.S. Department of Health and Human Services Food and Drug Administration Center for Devices and Radiological Health Vitreoretinal & Extraocular Devices Branch Division of Ophthalmic, Ear, Nose and Throat Devices Office of Device Evaluation <https://www.fda.gov/media/72074/download> (24.10.2021 11:23)
- [59] Reim TR, “Overflowing With Ortho-k,” *Optometric Management*, December 1998, 36–39
- [60] Polse_KA, Brand_RJ, Vastine_DW, Schwalbe_JS, “Corneal Change Accompanying Orthokeratology: Plastic or Elastic?,” *Archives of Ophthalmology*, Vol. 101, 1983
- [61] Polse_KA, Brand_RJ, Schwalbe_JS, Vastine_DW, Keener_RJ, “The Berkeley Orthokeratology Study, Part II: Efficacy and Duration,” *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, Vol. 60, No. 3, 1983, 187–198
- [62] Polse_KA, Brand_RJ, Keener_RJ, Schwalbe_JS, Vastine_DW, “The Berkeley Orthokeratology Study, Part III: Safety,” *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, Vol. 60, No. 4, 1983, 321–326
- [63] Nichols_JJ, Marsich_MM, Nguyen_M, Barr_JT, Bullimore_MA, “Overnight Orthokeratology,” *Optometry and Vision Science*, Vol. 77, No. 5, May 2000

- [64] M. A. Bullimore, L. A. Johnson; Overnight orthokeratology; Contact Lens and Anterior Eye Volume 43, Issue 4, August 2020, Pages 322-332
- [65] Jessen, G. N. (1962) Orthofocus techniques. *Contacto*. 6, 200–204.
- [66] Ben Chan, Pauline Cho and John Mountford; The validity of the Jessen formula in overnight orthokeratology: a retrospective study; *Ophthal. Physiol. Opt.* 2008 28: 265–268
- [67] Brien Holden, International Contact Lens Developments: Is Ortho-K OK? Review of Optometry 139 (2002) 1
- [68] Morrison RJ. Contact lenses and the progression of myopia. *J Am Optom Assoc* 1957;28:711, 713.
- [69] S. Woodford, MD Van Meter, David C. Musch, S. Deborah, Jacobs Stephen, C. Kaufman, William J. Reinhart, Ira J. Udell; Safety of Overnight Orthokeratology for Myopia: A Report by the American Academy of Ophthalmology; *Ophthalmology* Volume 115, Issue 12, December 2008, Pages 2301-2313.e1 <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2008.06.034>
- [70] Lamb, J., & Bowden, T. (2019). The History of Contact Lenses. *Contact Lenses*, 2–17. doi:10.1016/b978-0-7020-7168-3.00001-5
- [71] Sami El Hage, Norman E. Leach, et al; Empirical Advanced Orthokeratology Through Corneal Topography: The University of Houston Clinical Study Eye Contact Lens 33 (2007) 224-35; doi:10.1097/ICL.0b013e318065b0dd.
- [72] Deborah K. Vander Veen, Raymond T. Kraker, Stacy L. Pineles, Amy K. Hutchinson, Lorri B. Wilson, Jennifer A. Galvin, Scott R. Lambert; Ophthalmic Technology Assessment Use of Orthokeratology for the Prevention of Myopic Progression in Children; A Report by the American Academy of Ophthalmology 2018 by the American Academy of Ophthalmology Published by Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2018.11.026> ISSN 0161-6420/18
- [73] ISO 18369-1:2006 Ophthalmic optics — Contact lenses — Part 1: Vocabulary, classification system and recommendations for labelling specifications
- [74] M. He, Y. Du, Q. Liu, Ch. Ren, J. Liu, Q Wang, L. Li, J. Yu; Effects of orthokeratology on the progression of low to moderate myopia in Chinese children; He et al. *BMC Ophthalmology*; 16:126 (2016); DOI 10.1186/s12886-016-0302-5
- [75] H. A. Swarbrick; Orthokeratology review and update; *Clin Exp Optom* 89: 3 (2006); 124–143; DOI:10.1111/j.1444-0938.2006.00044.x
- [76] J. Chen, W' Huang, R. Zhu, J. Jiang, Y. Li; Influence of overnight orthokeratology lens fitting decentration on corneal topography reshaping; Chen et al. *Eye and Vision*; 5:5 (2018) <https://doi.org/10.1186/s40662-018-0100-7>
- [77] P. Cho, S. W. Cheung, J. Mountford, P. White; Good clinical practice in orthokeratology; *Contact Lens & Anterior Eye*; 31 (2008); 17–28
- [78] M. Herzberg; An Update on Orthokeratology New technology and lens designs are expanding the applications for orthokeratology treatment; *ORTHOKERATOLOGY*; 3 (2010);

- [79] A. A. ALHARBI; CORNEAL RESPONSE TO OVERNIGHT ORTHOKERATOLOGY; The University of New South Wales; Sydney, Australia; November 2005
- [80] P. Kang, H. Swarbrick; The Influence of Different OK Lens Designs on Peripheral Refraction; *Optometry and Vision Science*; Vol. 93, No. 9 (2016); 1112-1119
- [81] V. K. Maseedupally, P. Gifford, E. Lum, R. Naidu, D Sidawi, B. Wang, H. A. Swarbrick; Treatment Zone Decentration During Orthokeratology on Eyes with Corneal Toricity; *Optometry and Vision Science*; Vol. 93, No. 9 (2016); 1101-1111
- [82] J. Tsukiyama, Y. Miyamoto, S. Higaki, M. Fukuda, Y. Shimomura; Changes in the Anterior and Posterior Radii of the Corneal Curvature and Anterior Chamber Depth by Orthokeratology; *Eye & Contact Lens*; 34(1) (2008); 17–20; DOI: 10.1097/ICL.0b013e3180515299
- [83] Kalina Maćkowiak, Lech Torliński; *Biochemia Rogówki W Aspekcie Stosowania Soczewek Kontaktowych*; *Nowiny Lekarskie* 2011, 80, 3, 178–183
- [84] Santolaria, E., Cerviño, A., Queirós, A., Brautaset, R., and González-Méijome, J. (2013) Subjective satisfaction in long-term orthokeratology patients. *Eye & contact lens*, 39(6), 388–93. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24172066>
- [85] Hiraoka, T., Kaji, Y., Okamoto, F., and Oshika, T. (2009) Corneal sensation after overnight orthokeratology. *Cornea*, 28(8), 891–5. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19654526>
- [86] Nichols JJ, Marsich MM, Nguyen M, Barr JT, Bullimore MA “Overnight Orthokeratology,” *Optometry and Vision Science*, Vol. 77, No. 5, May 2000
- [87] Swarbrick_HA, Wong_G, O’Leary_DJ, “Corneal Response to Orthokeratology,” *Optometry and Vision Science*, 75:11, November 1998
- [88] Kirti Singh, Mainak Bhattacharyya, Abhishek Goel, Ritu Arora, Nikhil Gotmare, Himshikha Aggarwal; Orthokeratology in Moderate Myopia: A Study of Predictability and Safety; *J Ophthalmic Vis Res.* 2020 Apr-Jun; 15(2): 210–217. doi: 10.18502/jovr.v15i2.6739
- [89] Andrew K. C. Lam, Ying Hon, Stanley Y. Y. Leung, Lu Shu-Ho, Jones Chong & David C. C. Lam; Association between long-term orthokeratology responses and corneal biomechanics; *Scientific Reports* volume 9, Article number: 12566 (2019)
- [90] Charles R. Munneryn, et al; Photorefractive keratectomy: A technique for laser refractive surgery; *J CATARACT REFRACT SURG-VOL 14, JANUARY 1988*
- [91] Vinod K. Maseedupally*, Treatment Zone Decentration During Orthokeratology on Eyes with Corneal Toricity; *OPTOMETRY AND VISION SCIENCE* 93 (2016) 1101-1111; doi:1040-5488/16/9309-1101/0 VOL.
- [92] Andrew Gasson Morris A. Judith; *Soczewki kontaktowe. Praktyczny przewodnik właściwego dopasowywania*; Wydawnictwo Edra Urban & Partner (2013)
- [93] K. Scholz, A. Messner, Timo Eppig, H. Bruenner, A. Langenbacher; Topography-based assessment of anterior corneal curvature and asphericity as a function of age, sex, and refractive status; *J Cataract Refract Surg* 35 (2009) 1046–1054
- [94] User manual do soczewek orto-k firmy Menicon (załączany do zestawu soczewek)

- [95] Z. Poznański, P. Krzyżanowska-Berkowska, A. Karasińska, J. Przeździecka-Dołyk, Telesensoryczne soczewki kontaktowe – nowe możliwości w diagnostyce ciśnienia wewnątrzgałkowego; *Z. Poznański et al. Polim. Med.* 44 (2014); 83–88
- [96] Korekcja wad wzroku – procedury badania refrakcji; A. Styszyński; Alfa Medica Press; Bielsko Biała 2019 ISBN 978-83-7522-169-5
- [97] Larry, N. T., Wheeler, W., & Douglas, H. (1997). Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error. *Optometry and Vision Science*, 74(6), 367–375. <http://dx.doi.org/10.1097/00006324-199706000-00019>
- [98] John Mountford Chapter 19; Contact Lenses (Sixth Edition) 2019, Pages 374-399 <https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-7168-3.00019-2>
- [99] Li, J., Yang, C., Xie, W., Zhang, G., Li, X., Wang, S., ... Zeng, J. (2017). Predictive role of corneal Q-value differences between nasal–temporal and superior–inferior quadrants in orthokeratology lens decentration. *Medicine*, 96(2), e5837. doi:10.1097/md.0000000000005837
- [100] Yoon, J. H., & Swarbrick, H. A. (2013). Posterior Corneal Shape Changes in Myopic Overnight Orthokeratology. *Optometry and Vision Science*, 90(3), 196–204. doi:10.1097/OPX.0b013e31828121eb
- [101] Navarro R, Santamaría J, Besco's J (1985) Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. *J Opt Soc Am A* 28: 1273–1280.
- [102] Inmaculada Bueno-Gimeno, Enrique Espana-Gregori, Andres Gene-Sampedro, Aitor Lanzagorta-Aresti and David P. Pinero-Llorens; Relationship among Corneal Biomechanics, Refractive Error, and Axial Length; *OPTOMETRY AND VISION SCIENCE* 91 (2014), PP. 507-513; doi: 1040-5488/14/9105-0507/0
- [103] Leo G. Carney, Julia C. Mainstone and Beth A. Henderson; Corneal Topography and Myopia; *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, February 1997, Vol. 38, No. 2 pp. 311-320
- [104] Scholz, K., Messner, A., Eppig, T., Bruenner, H., & Langenbucher, A. (2009). Topography-based assessment of anterior corneal curvature and asphericity as a function of age, sex, and refractive status. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 35(6), 1046–1054. doi:10.1016/j.jcrs.2009.01.019
- [105] A. Sojecki; *Optyka; Wydawnictwa Szkolne i Pedagogiczne* (1985) ISBN:9788302004018
- [106] N'í Dhubhghaill S, Rozema JJ, Jongenelen S, Ruiz Hidalgo I, Zakaria N, Tassignon M-J. Normative values for corneal densitometry analysis by Scheimpflug optical assessment. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2014;55:162–168. DOI:10.1167/iovs.13-13236
- [107] A. Asrar, B. Ikram, H. Khan, M. Asrar; Normal Values of Corneal Optical Densitometry Using Pentacam Scheimpflug Camera; *Advances in Ophthalmology & Visual System*; 5(2016); DOI: 10.15406/aovs.2016.05.00142

- [108] N. Mahajan, S. Tomar; Corneal densitometry using Pentacam based Scheimpflug imaging system: Indian rural population ;Indian Journal of Basic and Applied Medical Research; 7 (2018); 378-382
- [109] Khan, M. A., Gupta, A., Ahluwalia, T. S., Moulick, P. S., Gurunadh, V. S., & Gupta, S. (2016). A prospective interventional study of effect of accelerated orthokeratology on the corneal curvature and refraction among young adults with myopia. *Medical Journal Armed Forces India*, 72(2), 125–130. doi:10.1016/j.mjafi.2016.02.016
- [110] Nombela-Palomo, M., Felipe-Marquez, G., Hernandez-Verdejo, J. L., & Nieto-Bona, A. (2016). Short-term Effects of Overnight Orthokeratology on Corneal Sub-basal Nerve Plexus Morphology and Corneal Sensitivity. *Eye & Contact Lens: Science & Clinical Practice*, 1. doi:10.1097/icl.0000000000000282
- [111] OWENS, H., GARNER, L. F., CRAIG, J. P., & GAMBLE, G. (2004). Posterior Corneal Changes with Orthokeratology. *Optometry and Vision Science*, 81(6), 421–426. doi:10.1097/01.opx.0000135097.998
- [112] Alharbi, A., & Swarbrick, H. A. (2003). The Effects of Overnight Orthokeratology Lens Wear on Corneal Thickness. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 44(6), 2518. doi:10.1167/iovs.02-0680-
- [113] Fogagnolo, P., Capizzi, F., Orzalesi, N., Figus, M., Ferreras, A., & Rossetti, L. (2010). Can Mean Central Corneal Thickness and Its 24-hour Fluctuation Influence Fluctuation of Intraocular Pressure? *Journal of Glaucoma*, 19(6), 418–423. doi:10.1097/ijg.0b013e3181aff432