

INSTYTUT FIZYKI POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ

Magdalena Widlicka

**BADANIE WPŁYWU WŁASNOŚCI SPRĘŻYSTYCH
GAŁKI OCZNEJ NA WŁASNOŚCI REFRAKCYJNE OKA.**

Praca doktorska
wykonana pod kierunkiem

prof. Henryka Kasprzaka

Wrocław, maj 2004

GRUPA OPTYKI FIZJOLOGICZNEJ



*Szczególne wyrazy podziękowania kieruje do dr Wiesława Śródki,
Za cierpliwość i poświęcony czas na wprowadzenie mnie w otchłań
Metody Elementów Skończonych.*

*Podziękowania składam mojemu promotorowi prof. Henrykowi Kasprzakowi
za cenne uwagi i wyrozumiałość w trakcie pisania pracy.*

*Zespołowi Optyki Fizjologicznej dziękuję za uśmiech i cudowną atmosferę.
Mojemu mężowi dziękuję za okazane mi zrozumienie oraz, że czasami potrafi
skutecznie odciągnąć mnie od komputera,*

Jackowi za pomoc edytorska i rysunki.

Mojej rodzinie serdecznie dziękuję za wsparcie i ciepło.

Moją pracę dedykuję rodzicom.

SPIS TREŚCI

1. WSTĘP.....	1
2. LUDZKIE OKO Z OPTYCZNEGO I MECHANICZNEGO PUNKTU WIDZENIA.....	3
2.1. BUDOWA GAŁKI OCZNEJ.....	3
2.2. STRUKTURA ROGÓWKI.....	4
2.3. PARAMETRY OPTYCZNE I GEOMETRYCZNE ROGÓWKI.....	9
2.4. APROKSYMACJA PRZEDNIEJ POWIERZCHNI ROGÓWKI.....	10
2.5. WŁAŚCIWOŚCI BIOMECHANICZNE TKANEK OKA.....	14
2.5.1. Nieliniowość fizyczna materiału rogówki.....	18
2.5.2. Rozkład modułu Younga w ludzkiej rogówce.....	18
3. BIOMECHANICZNE MODELOWANIE GAŁKI OCZNEJ.....	20
3.1. STAN BŁONOWY RÓWNANIE LAPLACE’A.....	21
3.2. MECHANICZNE WŁASNOŚCI MODELU GAŁKI OCZNEJ.....	23
3.2.1. Liniowość fizyczna materiałów modelowanych tkanek oka.....	23
3.2.2. Liniowość geometryczna.....	26
3.3. METODA ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH (MES) W MODELOWANIU GAŁKI OCZNEJ.....	26
3.3.1. Równania podstawowe metody elementów skończonych.....	27
3.3.2. Równania kanoniczne metody elementów skończonych.....	28
3.3.3. Warunki brzegowe konstrukcji w metodzie elementów skończonych.....	30
3.3.4. Siły wewnętrzne.....	31
3.3.5. Algorytm MES.....	31
4. HIPOTEZA EMMETROPIZACJI LUDZKIEJ GAŁKI OCZNEJ.....	33
5. WŁASNOŚCI MODELU GAŁKI OCZNEJ I METODA OBLICZEŃ.....	40
5.1. MODEL LUDZKIEJ GAŁKI OCZNEJ.....	40
5.1.1. Geometria modelu.....	41
5.1.2. Materiał modelowanych tkanek oka.....	42
5.1.3. Warunki brzegowe modelu.....	47
5.1.4. Pierścień rąbkowy w modelu gałki ocznej.....	47

5.2. ROZWIĄZANIE MODELU – PARAMETRY GEOMETRYCZNE MAJĄCE WPŁYW NA UKŁAD OPTYCZNY OKA.....	49
5.3. UKŁAD OPTYCZNY MODELU GAŁKI OCZNEJ.....	51
6. TESTOWANIE HIPOTEZY O SAMONASTAWNOŚCI GAŁKI OCZNEJ NA BIOMECHANICZNYM MODELU.....	56
6.1. WŁASNOŚCI SPRĘŻYSTE PIERŚCIENIA RĄBKOWEGO ZAPEWNIAJĄCE EFEKT EMMETROPIZACJI MODELU.....	56
6.2. WPŁYW WARTOŚCI STOSUNKÓW MODUŁU YOUNGA MATERIAŁU ROGÓWKI I TWARDÓWKI.....	63
6.3. PORÓWNANIE WYNIKÓW DLA MODELU OKA Z SOCZEWKĄ OCZNĄ I BEZ SOCZEWKI.....	70
7. MODELOWANIE WPŁYWU CHIRURGII REFRAKCYJNEJ ROGÓWKI NA WŁASNOŚCI OPTYCZNE OKA.....	77
7.1. MODELOWANIE ZABIEGÓW CHIRURGII REFRAKCYJNEJ ROGÓWKI.....	83
7.2. OBLICZENIA NUMERYCZNE EFEKTU ABLACJI NA SZTYWNYM MODELU OKA.....	86
7.3. MODELOWANIE EFEKTU ABLACJI W BIOMECHANICZNYM MODELU GAŁKI OCZNEJ.....	94
8. PODSUMOWANIE.....	104
DODATEK.....	107
BIBLIOGRAFIA.....	111

1. WSTĘP

Badania fizyczne, fizjologiczne i anatomiczne dotyczące zarówno całej gałki ocznej jak i poszczególnych jej elementów są wciąż prowadzone i wspomagane najnowocześniejszą aparaturą badawczą oraz diagnostyczną. Człowiek posiada już dużą wiedzę dotyczącą budowy oka, jego schorzeń oraz procesów ich leczenia, ale wciąż wiemy za mało by zapanować w pełni nad procesami optycznymi i mechanicznymi zachodzącymi w naszym oku. Budowa anatomiczna oka uwidacznia ważność właściwości optycznych i mechanicznych rogówki dla prawidłowości procesu widzenia [1]. Rogówka jest elementem optycznym oka mającym największą moc optyczną, a także mechaniczną powłoką osłaniającą wrażliwe wnętrze gałki ocznej. Jedynie odpowiednia korelacja pomiędzy funkcjami mechaniczną i optyczną zapewniają prawidłowość działania rogówki w układzie optycznym oka, zapewniając wystarczającą ostrość odwzorowania w pierwszej fazie procesu widzenia. Mechanicznie uwarunkowana geometria zewnętrznej powierzchni rogówki umożliwia jej prawidłowość działania jako soczewki optycznej. Jakikolwiek zmiany parametrów mechanicznych tkanek oka (gęstość, moduły sprężystości) jak i warunków brzegowych (ciśnienie śródgałkowe), które w przypadku tkanek biologicznych są nieliniowymi funkcjami naprężeń, wpływają bezpośrednio na jakość odwzorowania obrazów przez rogówkę [2-6].

Wiedza dotycząca geometrii oka, matematyczny opis powierzchni rogówki, a także parametrów materiałowych rogówki jak i przyległych jej struktur oka jest szczególnie potrzebna dla wciąż rozwijającej się dziedziny korekcji wad wzroku metodami chirurgii refrakcyjnej rogówki, a także soczewkami kontaktowymi.

Niestety mechaniczna reakcja tkanek oka ludzkiego na wahania ciśnienia śródgałkowego IOP (Intraocular Pressure), kształtująca geometrię układu optycznego jest wciąż trudna do badań *in vivo*. Dlatego też, istnieje potrzeba modelowania gałki ocznej i procesów w niej zachodzących, odpowiadających rzeczywistości. Odpowiedź poprawnie zaprojektowanego modelu oka na wybrane wymuszenie powinna być adekwatna do zachowania się rzeczywistego oka. Tą drogą możliwe jest dochodzenie do wartości (lub zakresów) niektórych parametrów modelu bez odwoływania się do eksperymentów *in vivo*, których wykonanie jest w tym przypadku utrudnione lub często niemożliwe.

Celem tej pracy jest modelowanie gałki ocznej, procesów sprężystych i optycznych w niej zachodzących oraz znalezienie odpowiedzi gałki ocznej na wymuszenia w postaci

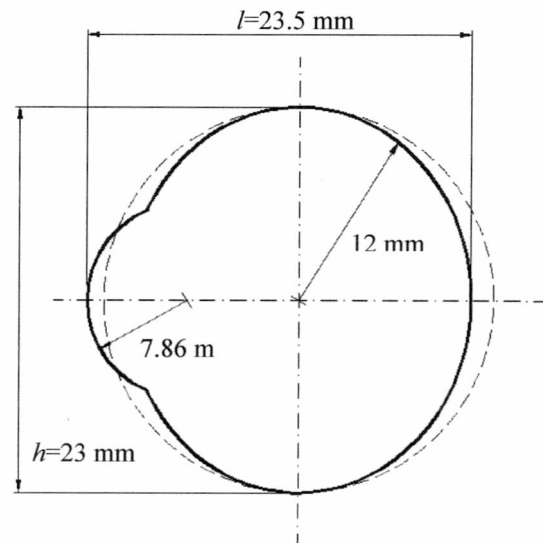
zmian ciśnienia śródgałkowego. W pracy postawiono hipotezę o emmetropizacji ludzkiej gałki ocznej. Jednym z zadań w tej pracy jest weryfikacja hipotezy o emmetropizacji oka, przeprowadzona zarówno na drodze obliczeń numerycznych jak i długoterminowych badań na pacjentach, wykonanych przy współpracy z Kliniką Okulistyczną Akademii Medycznej we Wrocławiu. Ponadto udoskonalono biomechaniczny model gałki ocznej, wprowadzając pierścień rąbkowy i soczewkę, by model realizował zarówno warunek samonastawności optycznej, a także spełniał własności optyczne oka. Bezpośrednio z powyższymi zadaniami związane jest określenie przedziału prawdopodobnych wartości parametrów materiałowych modelowanych tkanek gałki ocznej i określenie poprawności przyjętych założeń tak by model odzwierciedlał rzeczywiste funkcjonowanie oka ludzkiego. Następnie przeprowadzono modelowanie zabiegów chirurgii refrakcyjnej rogówki na modelu gałki ocznej, zgodnie z symulacją, wykonaną na sprzęcie pracującym przy zabiegach PRK i LASIK, oraz na podstawie obliczeń teoretycznych. Tak opracowany model gałki ocznej umożliwił także przetestowanie kilkunastu parametrów zarówno geometrycznych, mechanicznych jak i optycznych mających wpływ na poprawność odwzorowania siatkówkowego. W ten sposób oszacowano parametry modelu (oka), jakie powinny być brane pod uwagę dla poprawności efektu zabiegów refrakcyjnych.

Ponadto, badania na modelu biomechanicznym oka wykazały istnienie dodatkowego ograniczenia wyboru aproksymacji profilu rogówki. Ograniczenie to spowodowane jest dynamiką modelu, a w szczególności wpływem zmian wartości ciśnienia śródgałkowego na pole przemieszczeń modelu gałki ocznej. Pole to jest dodatkowo sparаметryzowane typem funkcji użytej do aproksymacji profilu rogówki. W związku z tym postanowiono przetestować, w aspekcie jakości odwzorowania siatkówkowego, krzywe stożkowe oraz funkcję cosinus hiperboliczny, aproksymując w ten sposób geometrię zewnętrznego profilu rogówki. Wykazano, że są takie funkcje aproksymujące profil rogówki, przy których model, dla zachowania ostrości obrazu, wymaga ujemnego napięcia wprowadzanego przez pierścień, co eliminuje te funkcje z grupy czynników zapewniających efekt samonastawności optycznej. Kolejnym zadaniem było przetestowanie kilku wartości modułu Younga dla materiału rogówki na ogólnym biomechanicznym modelu gałki ocznej, a następnie konfrontacja z badaniami klinicznymi. Na tej podstawie osiągnięto jeden z celów tej pracy, a więc oszacowanie wiarygodnego przedziału wartości modułu sprężystości tkanek oka ludzkiego. Uzyskane wyniki porównano w literaturze dotyczącej tematu a także oceniono z fizjologicznego punktu widzenia oraz poprawności odwzorowania optycznego.

2. LUDZKIE OKO Z OPTYCZNEGO I MECHANICZNEGO PUNKTU WIDZENIA

2.1. BUDOWA GAŁKI OCZNEJ

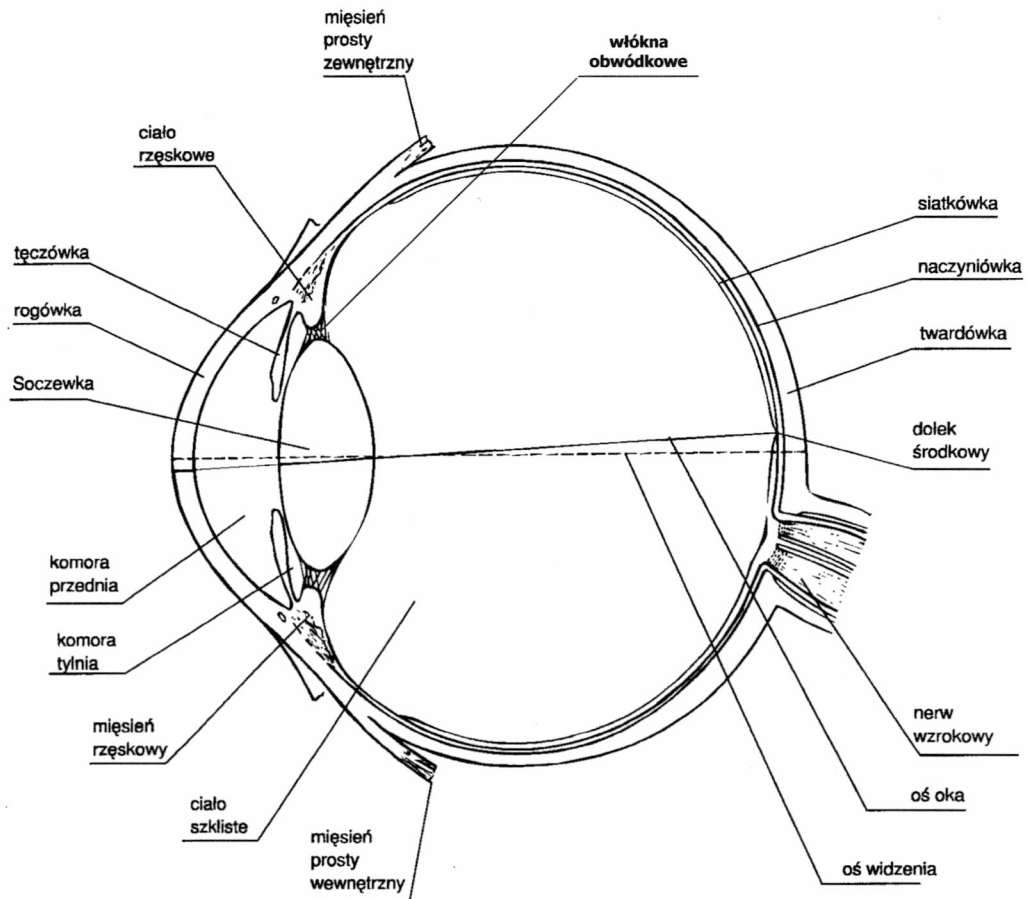
Gałka oczna ma kształt zbliżony do kuli o średnim promieniu 12 mm. W rzeczywistości tylna część gałki ocznej jest lekko spłaszczona. Natomiast w przedniej części oka znajduje się warstwa o większej krzywiznie – rogówka. Średni osiowy promień rogówki ludzkiej gałki ocznej dla populacji wynosi około 7.86 mm. Oś geometryczna oka przechodzi przez biegun przedni i tylny oka, lecz nie jest to oś obrotu, ponieważ w osi pionowej promień krzywizny jest zazwyczaj mniejszy od strony skroniowej niż od strony nosowej. Długość gałki ocznej w osi poziomej wynosi $l \approx 23.5$ mm, natomiast w osi pionowej $h \approx 23$ mm. Geometryczny schemat oka przedstawia rysunek 2.1.



Rys. 2.1. Geometryczny model gałki ocznej.

Budowę anatomiczną gałki ocznej pokazuje rysunek 2.2. Zewnętrzna warstwa gałki ocznej – twardówka, zbudowana jest z tkanki łącznej i stanowi mocną osłonę ochraniającą wewnętrzną, delikatną strukturę. Z przodu twardówka staje się cieńsza i przechodzi w przezroczystą rogówkę. Przestrzeń między rogówką a tęczówką oraz soczewką wypełnia ciecz wodnista. Tęczówka jest pierścieniem mięśni barwy niebieskiej, zielonej lub brązowej, który stanowi źrenicę oka. Tuż za tęczówką znajduje się, przezroczysta i elastyczna soczewka o kształcie dysku. Bezpośrednio do soczewki przyłączone są więzadła obwodkowe, które łączą soczewkę z ciałem rzęskowym. Większa komora pomiędzy soczewką a siatkówką wypełniona jest lepkiem, galaretowatym płynem zwanym ciałem szklistym. W tyle oka umieszczona jest półkolistą siatkówka, która jest jedyną światłoczułą częścią ludzkiego oka. Siatkówka zawiera liczne komórki światłoczułe, zwane – ze względu na kształt – pręcikami i czopkami. Do siatkówki przylega z tyłu warstewka komórek

wypełnionych czarnym barwnikiem, który pochłania nadmiar światła i zapobiega wewnętrznym odbiciom. Warstwa ta, zwana naczyniówką zawiera również naczynia krwionośne odżywiające siatkówkę.



Rys.2.2. Schemat budowy gałki ocznej.

2.2. STRUKTURA ROGÓWKI

Rogówka jest przezroczystą, włóknistą, naczyniową błoną, która pokrywa przednią część gałki ocznej. Rogówka, twardówka i spojówka łączą się na pierścieniu zwanym rąbkiem rogówkotwardówkowym [7], o szerokości w przybliżeniu 1.5 mm.

Z histologicznego punktu widzenia (istotnego też dla mechaniki powłoki) rogówka jest skomplikowaną strukturą (rys. 2.3). Struktura rogówki charakteryzuje się regularnym rozkładem tkanki łącznej, co ma znaczenie dla jej przezroczystości. Regularność ta zmniejsza się jednak stopniowo przy rąbku gdzie rogówka przechodzi w nieprzezroczystą twardówkę. W przekroju poprzecznym rogówki, wyróżnia się pięć histologicznych warstw [8]:

1. nabłonek,
2. blaszka graniczna, przednia (błona Bowmana),
3. istota właściwa - miąższ rogówki (stroma),
4. blaszka graniczna tylna (błona Descemeta),
5. śródbłonek.

Nabłonek - zewnętrzna warstwa rogówki, w zdrowym oku ma grubość centralną w zakresie $50 \div 90 \mu\text{m}$. Ważną jego właściwością jest brak rogowacenia przy zachowanych procesach metabolicznych i regeneracyjnych. Nabłonek składa się z $5 \div 6$ rzędów komórek jądrzastych.

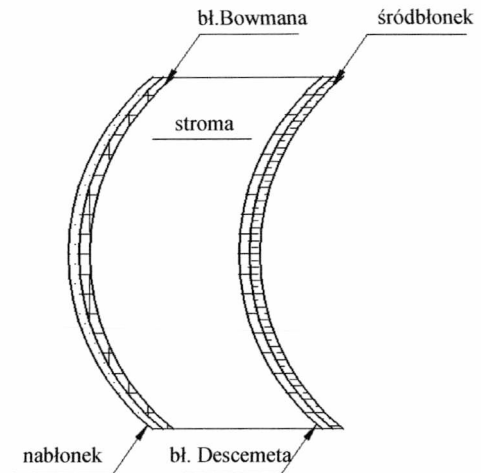
Z powodu morfologicznej organizacji komórek można nabłonek opisywać jako złożony z trzech stref:

- powierzchniowej, uformowanej z $2 \div 3$ rzędów cienkich, płaskich komórek,
- środkowej, złożonej z $2 \div 3$ rzędów komórek wielokątowych,
- podstawowej, utworzonej z pojedynczego szeregu dużych komórek walcowatych.

Najbardziej zewnętrzne komórki spłaszczone, o poziomych jądrach są zespolone desmosomami, co chroni rogówkę od zewnątrz przed wchłanianiem roztworów ciekłych, np. płynu łzowego.

Regularność i gładkość powierzchni rogówki uwarunkowana jest stopniowym spłaszczeniem komórek nabłonka i ich warstwową organizacją. Czas życia komórek zewnętrznej strefy wynosi około 7 dni. Około $1/10$ do $1/7$ tych komórek jest złuszczana codziennie. Tworzenie nowych komórek przez mitozę zachodzi głównie w drugiej warstwie komórek płaskich. Komórki „stare” robią miejsce nowym migrując do warstwy pierwszej, gdzie zostają spłaszczone i po kilku dniach złuszczone przez działanie powiek. Nabłonek rogówki wykazuje dużą zdolność do regeneracji nawet przy ostrych i rozległych zranieniach. Drobne uszkodzenia, takie jak np. ukucie szpilką regenerują się w przeciągu kilku godzin, pokrywając się komórkami sąsiednimi, natomiast przy uszkodzeniach bardziej rozległych komórki wszystkich warstw migrują i wygładzają zranienie. Zdolność do regeneracji nabłonka tylko nieznacznie maleje z wiekiem.

Błaszka graniczna, przednia (błona Bowmana) o grubości około $12 \mu\text{m}$ stanowi przezroczystą tkankę zbudowaną z zagęszczonej substancji podstawowej tkanki łącznej,



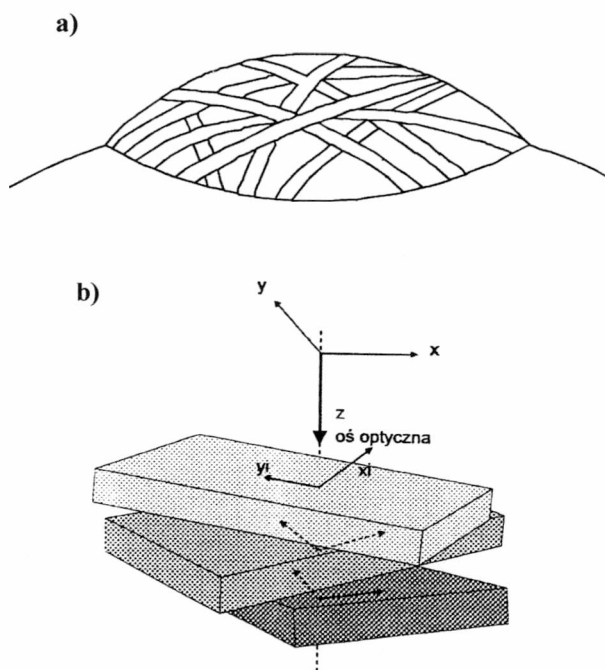
Rys. 2.3. Schemat ultrastruktury rogówki - przekrój poprzeczny.

w której występują nieregularnie ułożone delikatne włókienka kolagenowe. Badania mikroskopem elektronowym wykazały, że włókna te są podobne do kolagenowych włókien substancji właściwej, co sugeruje wspólne pochodzenie obu warstw. Na całej powierzchni warstwę tę przenikają włókna nerwowe, które przechodzą z substancji właściwej do komórek nabłonka. Na wskutek mechanicznego uszkodzenia struktury błony Bowmana, błona nie zostaje w pełni odtworzona w procesie gojenia i powstają trwałe blizny. Czas gojenia wynosi kilka tygodni.

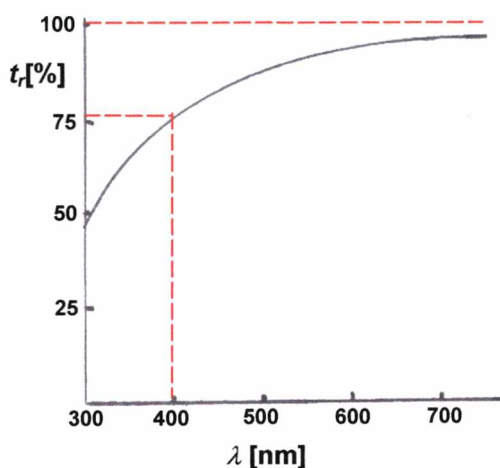
W głąb rogówki włókna układają się w sposób coraz bardziej zorganizowany, przechodząc w uporządkowaną strefę substancji właściwej.

Istota właściwa (*stroma*) stanowi około 85-90% grubości rogówki. W istocie właściwej, charakterystyczny uporządkowany układ włókien kolagenowych o średnicy około 20 nm w części przedniej, a 34 nm w części peryferyjnej. Włókna te są ułożone w cienkie warstwy – blaszki (lamella) o grubości $1.5 \div 2.5 \mu\text{m}$. Każda z warstw biegnie przez całą długość rogówki, tworząc wstęgę, ułożona równolegle do jej powierzchni (rys. 2.4 a). W przekroju istoty właściwej występuje około 200 warstw. Włókna w każdej warstwie, ułożone są równolegle do siebie, w jednakowych odległościach. Warstwy sąsiadujące, są przeplatane pod różnymi kątami (rys. 2.4 b). Włókna leżące w jednej blaszce łączą się z przylegającymi włóknami sąsiedniej, co powoduje spoistość tego utkania. Głębsze warstwy istoty właściwej zawierają delikatną siateczkę włókien sprężystych, co dodatkowo nadaje jej wytrzymałość. W przypadku zranienia miąższu rogówki, w procesie gojenia powstają nowe włókna kolagenowe. Organizują się one w sposób bardziej przypadkowy i są cieńsze. Rezultatem nieregularnego ułożenia włókien są trwałe blizny oraz nieprzezroczystość substancji właściwej.

Blaszka graniczna, tylna (*błona Descemeta*) – szklista, elastyczna warstwa, która oddziela dolną powierzchnię stromy od śródbłonka.



Rys. 2.4. a) schematy ułożenia warstw w istocie właściwej rogówki, b) stos kilku warstw istoty właściwej ułożonych pod różnymi kątami.



Rys. 2.5. Współczynnik transmisji rogówki t_r , % fal elektromagnetycznych w funkcji długości fali λ nm.

Po urodzeniu warstwa ta ma grubość około 3 μm . Grubość tej błony rośnie z wiekiem o około 1.3 μm w ciągu każdej dekady życia i u osób dorosłych osiąga grubość około 8 μm w części wierzchołkowej i 10 μm na obwodzie. Włókna tworzące tą błonę wykazują prawie regularny sześciokątny układ. Budulcem włókien jest nietypowy kolagen, tzw. prokolagen, w formie rozpuszczalnej. Błona Descemeta jest przepuszczalna dla roztworów i substancji o rozmiarach koloidów, jest jednak odporna na działanie chemiczne i procesy zapalne.

Śródbłonek jest jednokomórkową warstwą złożoną z około pół miliona spłaszczonych, dużych, sześciokątnych komórek o grubości 4÷5 μm i średnicy 18÷20 μm , połączonych z desmosomami. Komórki śródbłonka mają duże owalne jądra i dużą ilość cytoplazmy oraz wewnątrzkomórkowych organelli, co świadczy o ich dużej aktywności metabolicznej. Normalnie podział komórkowy jest rzadki w dorosłym śródbłonku, z wiekiem istnieje tendencja do zmniejszania liczby komórek. Błona Descemeta służy śródbłonkowi za podstawę. Natomiast z drugiej strony śródbłonka, komórki są swobodne i mają kontakt z płynem komory przedniej. Taka struktura sugeruje funkcje śródbłonka i błony Descemeta – regulacja metabolicznej wymiany między cieczą wodnistą i stromą, a jednocześnie działa jako bariera dla wody i przyczynia się do utrzymania stałego poziomu uwodnienia rogówki. Uszkodzenie śródbłonka prowadzi do nawodnienia i obrzęku substancji właściwej, a tym samym zaburza ultrastrukturę rogówki, dzięki której jest przezroczysta.

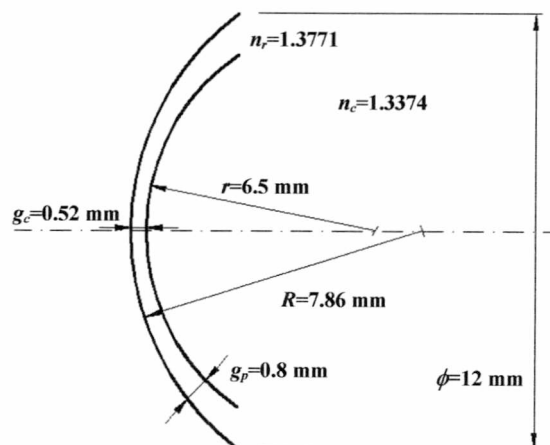
Struktura rogówki uwarunkowuje zarówno jej właściwości mechaniczne jak i optyczne takie jak: przezroczystość dla światła, przepuszczalność roztworów wodnych i metabolicznych, czułość na bodźce [7]. Do cech struktury rogówki, warunkujących jej przezroczystość należą: nieobecność naczyń krwionośnych i pigmentu, regularny układ komórek nabłonka i śródbłonka, małą liczbę komórek jądrzastych w istocie właściwej i regularny układ włókien kolagenowych. Dodatkowo komórki nabłonka nie ulegają rogowaceniu, a na jego zewnętrznej powierzchni tworzy się regularna warstwa płynu

łzowego. W ten sposób rogówka staje się przezroczysta dla fal elektromagnetycznych o długości λ z przedziału od 300 nm do 2500 nm, to znaczy, że współczynnik transmisji t_r w tym przedziale λ jest większy lub równy 50% (rys. 2.5). Dla $\lambda=400$ nm współczynnik transmisji t_r wynosi już około 75 %, gęstość optyczna $D_\lambda \approx 0.1$. W zakresie długości fal $\lambda = 700 \div 1400$ nm t wynosi 96% [9]. Promieniowanie ultrafioletowe o długości fali λ równej i mniejszej niż 280 nm jest prawie w 80 % pochłaniane przez rogówkę. Lasery excimerowe używane w refrakcyjnej chirurgii laserowej rogówki emitują falę o długości $\lambda = 193$ nm, dla której współczynnik absorpcji rogówki $k > 4000 \text{ cm}^{-1}$. Natomiast gęstość optyczna rogówki $D_\lambda > 90$, przyjmując grubość rogówki na osi $g_c = 0.5$ mm.

Rogówka jest najwrażliwszą na bodźce częścią ciała ludzkiego. Najwrażliwszą częścią jest strefa centralna. Od maksymalnej czułości przy wierzchołku maleje ona stopniowo przy przejściu do strefy peryferyjnej.

2.3. PARAMETRY OPTYCZNE I GEOMETRYCZNE ROGÓWKI

Obie powierzchnie rogówki są asferyczne. Często w obliczeniach paraksjalnych, zarówno zewnętrzna jak i wewnętrzna powierzchnie rogówki są aproksymowane sferami. Dla ludzkiego oka miarowego grubość zdrowej rogówki w wierzchołku g_c mieści się w przedziale $0.5 \div 0.6$ mm, która stopniowo wzrasta osiągając w części przyrąbkowej wartość g_p około 0.8 mm (rys. 2.5). Promień krzywizny zewnętrznej powierzchni w wierzchołku rogówki R wynosi przeciętnie 7.86 mm i wzrasta ku obwodowi do wartości około 10 mm, przez co rogówka staje się bardziej płaska w pobliżu rąbka. Wierzchołkowy promień krzywizny wewnętrznej powierzchni r mieści się w zakresie $6.5 \div 6.8$ mm. Średnica rogówki ϕ wynosi przeciętnie $11 \div 12$ mm. Wyżej opisaną geometrię rogówki przyjmuję do dalszych rozważań jako nominalną geometrię rogówki. Średni współczynnik załamania rogówki wynosi $n_r \cong 1.3771$, a średni współczynnik załamania cieczy wodnistej $n_c \cong 1.3374$ [1].



Rys. 2.6..Schemat nominalnej geometrii rogówki, rozkład grubości i promieni krzywizny rogówki.

Wykorzystując wzór na moc optyczną pojedynczej, sferycznej powierzchni załamującej w części przyosiowej i podstawiając do niego powyższe dane można wyliczyć moce optyczne P_z i P_w środkowej części odpowiednio zewnętrznej i wewnętrznej powierzchni rogówki [10]:

$$P_z = \frac{n_r - 1}{R_z} = 48.3 \text{ dioptrii}, \quad (2.1)$$

$$P_w = \frac{n_c - n_r}{r} = -6.1 \text{ dioptrii}. \quad (2.2)$$

Traktując rogówkę jako soczewkę cienką można łatwo obliczyć jej moc optyczną:

$$P_r = P_z + P_w = 42.2 \text{ dioptrii}. \quad (2.3)$$

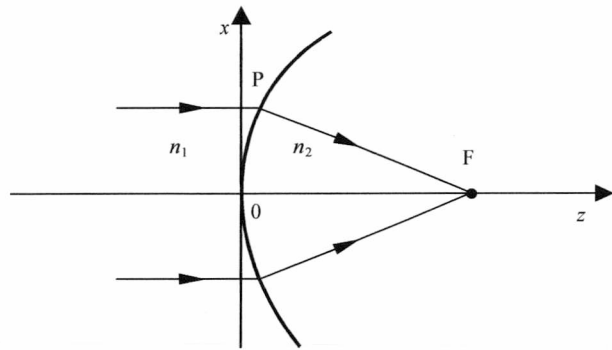
Moc optyczna oka miarowego wynosi w wierzchołku około 60 dioptrii, a więc refrakcja rogówki stanowi około 2/3 refrakcji całego oka [10]. Zatem, wyznaczenie wartości promienia krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki, jaki i jego wariancji pod wpływem działania czynników zewnętrznych jak ciśnienie śródgałkowe jest istotne dla korekcji wad wzroku. Równie ważnym powodem, dla którego mierzy się promień krzywizny rogówki jest jej astygmatyzm.

Współczesne, coraz bardziej dokładne metody videokeratometryczne, umożliwiają uzyskanie map topograficznych całej rogówki, na podstawie których okazało się, że położenie środka krzywizny jest indywidualne i pokrywa się z osią geometryczną oka [7, 11 - 16]. Ponadto, prawie każda rogówka fizjologicznie obciążona jest astygmatyzmem, o wartości do 0.5 dioptrii. W związku z tym zewnętrzna powierzchnia rogówki jest powierzchnią o skomplikowanym kształcie, nie wykazującą symetrii obrotowej, trudną do modelowania matematycznego.

2.4. APROKSYMACJA PRZEDNIEJ POWIERZCHNI ROGÓWKI

Proponowano wiele opisów matematycznych w celu aproksymacji zewnętrznej i wewnętrznej powierzchni rogówki, jednak każda z nich jest pewnym przybliżeniem i w pełni nie odzwierciedla wszystkich właściwości optycznych, a przede wszystkim refrakcyjnych rogówki. Geometria zewnętrznej powierzchni oka ma istotne znaczenie na odwzorowanie w układzie optycznym oka. Jest to spowodowane przede wszystkim dużą różnicą między współczynnikami załamania powietrza, a współczynnikiem załamania

rogówki. Załamanie na wewnętrznej powierzchni rogówki oraz obu powierzchniach soczewki ocznej jest znacznie mniejsze ze względu na znacznie mniejsze różnice współczynników załamania odpowiednich ośrodków. Fizjologiczna forma geometryczna rogówki, wykazująca niesferyczność, częściowo redukuje



Rys. 2.7. Załamanie równoległych promieni światła na pojedynczej powierzchni sferycznej.

aberrację sferyczną. Aberracja sferyczna redukowana jest częściowo poprzez wzrost promienia krzywizny w miarę oddalania się od osi rogówki [17]. Natomiast aberracja chromatyczna jest redukowana wzrostem grubości rogówki wraz ze wzrostem promienia krzywizny powierzchni rogówki (Edmund, 1987).

Cechy refrakcyjne rogówki są ściśle związane z jej właściwościami elastycznymi oraz sprężystymi. Jakakolwiek zmiana w powyższych parametrów na skutek, na przykład zmian ciśnienia wewnątrzgałkowego powoduje zmiany w krzywiznie rogówki, zatem zmiany jej refrakcji.

Topografia rogówki może być opisana analitycznie za pomocą różnych (jedno- lub dwuwymiarowych) matematycznych funkcji, oraz za pomocą numerycznych danych. W literaturze podaje się wiele propozycji funkcji matematycznych, których celem jest znalezienie wiarygodnego opisu powierzchni rogówki. Wszystkie proponowane aproksymacje powierzchni rogówki wymagają przyjęcia pewnych założeń. Przede wszystkim, najczęściej zaniedbuje się astygmatyzm przyjmując, że jest to powierzchnia obrotowo symetryczna. W rzeczywistości rogówka powinna być opisana przez powierzchnię nieobrotową.

W ciągu ostatnich lat problem geometrii rogówki rozwinął się szerzej w związku z korekcją wad wzroku soczewkami kontaktowymi. W celu seryjnej produkcji tych soczewek próbuje się znaleźć ogólną aproksymację profilu rogówki dla populacji. Profil powierzchni soczewki kontaktowej, a tym samym rogówki najczęściej jednak uzyskuje się przyjmując średni przybliżony promień krzywizny rogówki dla dużych populacji i aproksymuje go za pomocą powierzchni powstających w wyniku obrotu krzywych stożkowych.

Spośród wielu stosowanych przybliżeń aproksymacji profilu rogówki najczęściej stosowane są krzywe stożkowe. Krzywe stożkowe są relatywnie proste i posiadają

specyficzne właściwości refrakcyjne, dzięki którym są najczęściej stosowane do aproksymacji profilu rogówki. Załóżmy powierzchnię rogówki jako wypukłą o symetrii obrotowej, której profil opisany jest równaniem $z = f(x)$, ograniczającą dwa ośrodki optyczne o różnych współczynnikach załamania n_1 i n_2 . W dalszych rozważaniach założono, $n_1 < n_2$ oraz, że padająca na to powierzchnię równoległa wiązka promieni po załamaniu na niej skupi się w ognisku F (rys. 2.7). Aby znaleźć profil przekroju powierzchni spełniający powyższy warunek wykorzystano zasadę Fermata i porównano drogi optyczne promienia osiowego oraz promienia biegnącego równoległe do osi optycznej [19]. Następnie, po przekształceniach geometrycznych i podstawiając mimośród krzywych stożkowych równy $e = n_1/n_2$, otrzymujemy funkcję opisującą profil rogówki [20]:

$$z(x) = \frac{1}{e^2 - 1} \cdot \left[\sqrt{R_0^2 + x^2 \cdot (e^2 - 1)} - R_0 \right], \quad (2.4),$$

w postać elipsy gdy $e < 1$ oraz hiperboli dla $e > 1$.

Jeżeli $e = 0$ otrzymujemy okrąg w postaci:

$$z(x) = R_0 - \sqrt{R_0^2 - x^2} \quad (2.5),$$

dla $e = 1$ profil rogówki przyjmuje kształt paraboli o równaniu:

$$z(x) = \frac{x^2}{2 \cdot R_0} \quad (2.6).$$

Z powyższych rozważań widać, że powierzchnia załamująca o symetrii obrotowej posiadająca profil eliptyczny (elipsoida obrotowa) może ogniskować równoległą wiązkę promieni do punktu, jeżeli mimośród elipsy stanowi stosunek współczynników załamania obu ośrodków. W innym przypadku powierzchnia elipsoidalna wykazuje aberrację sferyczną podczas załamania.

Jeżeli profil rogówki jest aproksymowany elipsoidą obrotową, przy założeniu, że aberracja sferyczna rogówki ma być minimalna oraz średni współczynnik załamania rogówki wynosi 1.3771, a współczynnik załamania cieczy wodnistej 1.3374, to wartość mimośrodu elipsy mieści się w zakresie $0.7262 \div 0.7477$. Doświadczalnie pokazano, że średnia wartość mimośrodu elipsy, którą aproksymuje się powierzchnią rogówki człowieka wynosi 0.51 z odchyleniem standardowym 0.42 [17].

Koncepcja aproksymacji krzywizny rogówki krzywymi stożkowymi posiada kilka wad. Promień krzywizny wszystkich krzywych stożkowych zmienia się monotonicznie wraz z odległością od osi, podczas gdy w przypadku rzeczywistych rogówek promień krzywizny

może zmieniać się niemonotonicznie. Ponadto ten typ aproksymacji oferuje ograniczenie elastyczności zmian promienia krzywizny. Aproksymacja za pomocą funkcji cosinus hiperboliczny oferuje wiele zalet w porównaniu z krzywymi stożkowymi, ponieważ przybliży ona w prosty analityczny sposób powierzchnie rogówki oraz jej promień jako funkcję niezależnej zmiennej x , a także funkcję nachylenia kąta φ , za pomocą stałych z prostą geometryczną interpretacją.

Funkcja cosinus hiperboliczny wykorzystywana do opisu profilu zewnętrznej powierzchni rogówki o promieniu osiowym R_0 ma postać [19]:

$$z(x) = \frac{R_0}{3 \cdot m^2} \cdot \left[\cosh \left(\frac{\sqrt{3} \cdot m}{R_0} \cdot x \right) - 1 \right], \quad (2.7)$$

gdzie m jest parametrem opisującym monotoniczność promienia krzywizny blisko osi x .

Dla parametru $m = 1$ aproksymacja w wierzchołkowej części rogówki jest bardzo podobna do okręgu. Dla $m > 1$, promień R zmienia się niemonotonicznie, wraz z rosnącą odległością od środka i ten przyrost jest szybki. Takie zachowywanie się krzywizny rogówki obserwujemy w praktyce okulistycznej w przypadku niektórych rogówek. Funkcja cosinus hiperboliczny opisuje topografię rogówki dokładniej i umożliwia bardziej elastyczne manipulowanie aproksymacją profilu rogówki niż krzywe stożkowe.

Inną propozycję opisu profilu rogówki podał Bonnet [20], według równania:

$$\log_{10} \beta = u\alpha + v, \quad (2.8)$$

gdzie α jest kątem między normalną do rogówki i osią rogówki, β jest kątem między promieniem sfery odniesienia i normalną do rogówki, która przecina okrąg odniesienia, u i v są odpowiednio stałymi. Mimo, że równanie (2.8) uwzględnia niemonotoniczne zmiany wartości promienia krzywizny rogówki, posiada dwa ograniczenia. Po pierwsze, nie można uzyskać centralnego promienia krzywizny powierzchni rogówki bezpośrednio z równania (2.8). Drugi problem jest pojawiająca się osobliwość polegająca na tym, że dla $\alpha = 0$, kąt $\beta \neq 0$

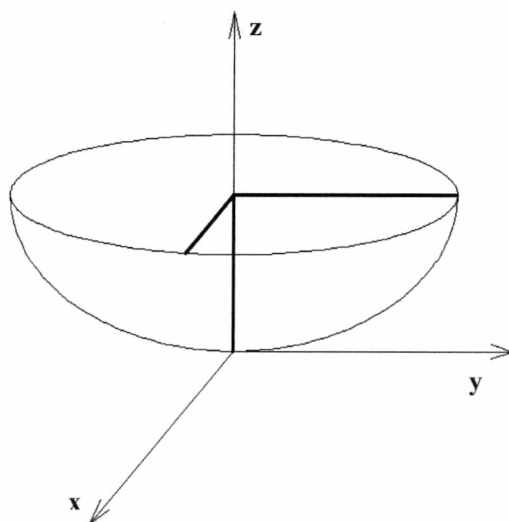
Lotmar [22] zaproponował inną aproksymację profilu rogówki w formie szeregu potęgowego:

$$z(x) = \frac{x^2}{2 \cdot R_0} \cdot \left[1 + \frac{5}{28} \cdot \left(\frac{x}{R_0} \right)^2 - \frac{1}{12} \cdot \left(\frac{x}{R_0} \right)^4 \right], \quad (2.9)$$

gdzie x jest odległością od osi rogówki. Jednak aproksymacja ta ma większe zastosowanie do analizy refrakcji rogówki. Wielomian (2.9) oferuje niemonotoniczne zmiany wartości promienia krzywizny i wymaga stałych o skomplikowanej interpretacji geometrycznej. W związku z tym, opis ten ma wiele wad i nie nadaje się do zastosowania klinicznego.

Wyżej wymienione krzywe wykazują symetrie obrotową nie uwzględniając astygmatyzmu rogówkowego. Jedną z powierzchni, która nie posiada symetrii obrotowej, używana do aproksymacji topografii rogówki wykazującej astygmatyzm osiowy jest powierzchnia elipsoidy nieobrotowej.

Zakłada się, że osie x i y odpowiadają osiom głównym astygmatyzmu rogówki. Powierzchnia elipsoidy nieobrotowej jest tak zorientowana, że najdłuższa półś elipsoidy pokrywa się z osią rogówki z , a dwie półś krótsze elipsoidy pokrywają się z osiami x i y (rys. 2.8). Wierzchołek rogówki pokrywa się z wierzchołkiem elipsoidy. Powierzchnie elipsoidy wyraża się przy pomocy trzech parametrów: promieni krzywizn w wierzchołku R_{0x} i R_{0y} oraz mimośrodu e_x przekroju osiowego yz . Równanie elipsoidy ma postać:



Rys. 2.8. Elipsoida nieobrotowa jako aproksymacja zewnętrznej powierzchni rogówki.

$$z(x, y) = \frac{R_{0x}}{1 - e_x^2} \cdot \left[1 - \sqrt{1 - \frac{1 - e_x^2}{R_{0x}} \cdot \left(\frac{x^2}{R_{0x}} + \frac{y^2}{R_{0y}} \right)} \right]. \quad (2.10)$$

Kolejną powierzchnią nieobrotową, dającą możliwość aproksymacji zewnętrznej powierzchni rogówki wykazującej astygmatyzm osiowy jest powierzchnia oparta na funkcji cosinus hiperboliczny [19]. Zakłada się, że dwie krzywe mające formę funkcji (2.7) są przekrojami poprzecznymi płaszczyzn zx i yz trójwymiarowej powierzchni aproksymującej powierzchnię rogówki. Wtedy powierzchni ta jest dana wzorem:

$$z(x, y) = \frac{\sqrt{(x^2 + y^2) \cdot (R_{0x}^2 \cdot x^2 + R_{0y}^2 \cdot y^2)}}{3(m_x^2 \cdot x^2 + m_y^2 \cdot y^2)} \cdot \left[\cosh \frac{\sqrt{3(m_x^2 \cdot x^2 + m_y^2 \cdot y^2) \cdot (x^2 + y^2)}}{(R_{0x}^2 \cdot x^2 + R_{0y}^2 \cdot y^2)} - 1 \right], \quad (2.11)$$

gdzie m_x , R_{0x} oraz m_y , R_{0y} są odpowiednimi stałymi w kierunku osi x i y , z taką samą interpretacją jak dla równania (2.7).

Inne dwie trójwymiarowe aproksymacje topografii rogówki obarczonej astygmatyzmem osiowym to powierzchnia sfero-cylindryczna i toroidalna [23].

Powierzchnia sfero-cylindryczna składa się ze sfery o promieniu R_l i cylindrycznej powierzchni o promieniu R_2 . Przyjmując, że cylindryczna powierzchnia jest zorientowana wzdłuż osi y to powierzchnia sfero-cylindryczna ma formę:

$$z(x, y) = R_{0x} \cdot \left(1 + \frac{R_{0y}}{R_{0y} - R_{0x}} \right) - \sqrt{R_{0x}^2 - (x^2 + y^2)} - \sqrt{\frac{R_{0x}^2 \cdot R_{0y}^2}{(R_{0y} - R_{0x})^2}} - x^2, \quad (2.12)$$

gdzie R_{0x} jest wierzchołkowym promieniem krzywizny powierzchni sfero-cylindrycznej w płaszczyźnie xz , a $R_{0y} = R_l$ jest wierzchołkowym promieniem krzywizny powierzchni w płaszczyźnie yz .

Powierzchnia toroidalna ma postać:

$$z(x, y) = R_{0y} - \sqrt{\left[\sqrt{R_{0x}^2 - x^2} - (R_{0x} - R_{0y}) \right]^2 - y^2}, \quad (2.13)$$

gdzie R_{0x} i R_{0y} są wierzchołkowymi promieniami krzywizny powierzchni odpowiednio w płaszczyznach przekroju osiowego xz oraz yz .

W literaturze odnaleźć można wiele propozycji funkcji do matematycznego opisu powierzchni rogówki, jednak wciąż najczęściej stosowaną aproksymacją pozostają krzywe stożkowe. Biorąc pod uwagę, właściwości optyczne i refrakcyjne rogówki w układzie optycznym gałki ocznej widać, że przyjmowana, do modelowania oka, geometria rogówki nie jest jedynie geometrycznym i mechanicznym szczegółem jego budowy, przybliżającym rzeczywistość, ale istotnie warunkuje jakość tworzonych obrazów na siatkówce. Okazuje się jednak, że mechaniczne modelowanie rogówki także nie dopuszcza pełnej dowolności w wyborze jej geometrii.

2.5. WŁAŚCIWOŚCI BIOMECHANICZNE TKANEK OKA

Stałe, które określają jak tkanka odkształci się dla pewnego naprężenia formują razem konstytutywne własności materiału. Materiał, którego mechaniczne własności zależą od kierunku, nazywany jest anizotropowym. Natomiast, w materiale izotropowym własności sprężyste nie zależą od orientacji próbki. Do pełnej charakterystyki izotropowego materiału

konieczny jest moduł Younga (modułu sprężystości podłużnej materiału) oraz tzw. liczba Poissona. Materiały biologiczne są sprężyste nieliniowe i w większości przypadków anizotropowe. Takie materiały ujawniają nieliniową relację pomiędzy tensorami naprężenia i odkształcenia, o czym będzie mowa w rozdziale trzecim. Materiały biologiczne pokazują typowo, pewien rodzaj uprzywilejowanej orientacji swoich włóknistych, mikrostrukturalnych składników, wywołując anizotropowe właściwości materiału, ale jednocześnie wykazują symetrię w jednym lub wielu płaszczyznach [24]. Rozważając mikrostrukturę rogówki, z substancją podstawową osadzoną w kolagenowych włóknach biegnących w płytkowych warstwach równoległe do powierzchni rogówki [25], widoczne jest, że rogówka nie jest materiałem izotropowym. Różnice pomiędzy właściwościami elastycznymi w kierunku poprzecznym (w poprzek stromy) rogówki i właściwościami elastycznymi w kierunku stycznym wzdłuż rogówkowej błony są znaczne. Wcześniej, w wielu pracach badano sprężystość błony ludzkiej rogówki [4-5, 26-33]. Jednak, ilościowe rezultaty tych badań różnią się znacznie między sobą. Prawdopodobna wielkość modułu Younga nie jest jednoznacznie określona z powodu zmienności lub niekontrolowanych warunków eksperymentalnych. Można się jednak spodziewać, że taki materiał jak istota właściwa, z dużą anizotropią, imituje podczas badań różne wartości modułu Younga, zależnie od stanu naprężenia, orientacji głównych kierunków anizotropii, wielkości i kształtu próbki oraz jej zamocowania. W ten sposób, eksperymentalnie wyznaczony moduł Younga można zastosować tylko do stanu określonego przez wszystkie wyżej wymienione warunki [34]. Na przykład moduł Younga przypisany nie obciążonej rogówce w stanie błonowym [4, 6, 27, 32] będzie różny od tego, określonego dla wypreparowanego paska rogówki [5, 26]. Zatem, właściwości sprężyste ludzkiej rogówki wciąż wymagają wyznaczenia i obliczenia w warunkach fizjologicznych. W literaturze podaje się wartość modułu Younga w przedziale od 0.026 MPa [6] do 6.9 MPa [33], [2, 5, 35-36], przy nominalnym ciśnieniu śródgałkowym IOP 2135 Pa (16 mmHg) (tabela 2.1).

Częste i tak różnorodne użycie w literaturze modułu Younga w odwołaniu się do materiału rogówki (sugerując jego izotropię i liniowość) skłoniło mnie do badań nad poprawnością założeń przyjmowanych przez przytoczonych tu eksperymentatorów. W tym celu wykonałam obliczenia na biomechanicznym modelu gałki ocznej następnie weryfikację wyników w oparciu o nominalną refrakcję oka oraz modelowanie zabiegów chirurgii refrakcyjnej rogówki, które opiszę w dalszej części niniejszej rozprawy. W tabeli 2.1 widać, że trudno jest jednoznacznie oszacować wartość modułu Younga dla materiału biologicznego jakim jest rogówka. Brak zgodności prawdopodobnie spowodowany jest tym,

Tabela 2.1. Wartości modułu Younga E w płaszczyźnie centralnej rogówki dla różnych wartości naprężenia ciśnieniem śródgałkowym.

AUTOR	MATERIAŁ	MODUŁ YOUNGA E [MPa]
Nyquist 1968 [37]	pasek rogówki	6.8 wartość graniczna przy naprężeniu zdejmującym do zera
Woo et al. 1972 [32]	stan błonowy nienaruszona rogówka	1.8 liniowa aproksymacja w przedziale 0-40 kPa
Andreassen et al. 1980 [26]	pasek rogówki	57 naprężenie 240 kPa
Nash et al. 1982 [5]	Pasek rogówki	0.4-21 styczny moduł, liniowo zależny od naprężenia w przedziale 0-240 kPa
Sjøtoft et al. 1987 [6]	stan błonowy rogówka <i>in vivo</i>	0.026
Edmund 1988 [27]	stan błonowy pomiar <i>in vivo</i> sztywności gałki	9.03 naprężenie 4 kPa
Hoeltzel et al. 1992 [28]	pasek rogówki	4 naprężenie 4 kPa
Hjortdal 1995 [33]	stan błonowy	6.9 naprężenie 2 kPa
Orssengo et al. 1999 [29]	stan błonowy	0.37 naprężenie 2 kPa

że każdy z eksperymentatorów badał lub modelował rogówkę w innym aspekcie i w różnorodnych warunkach zewnętrznych w zależności od potrzeb stawianego celu badania. Niektóre eksperymenty dotyczą rogówki obciążanej ciśnieniem, inne pasm kolagenowych stromy rogówki, w większości są to eksperymenty *in vitro*, które też nie są w pełni wiarygodne. Przede wszystkim w wielu eksperymentach, używano pełnego, południkowego pasma rogówki w celu obliczenia odkształcenia, mimo, że tylko centralne pole przekroju poprzecznego pasma daje rzeczywiste napięcia tkanki. Peryferyjne obszary rogówki są mniej elastyczne i zamocowane, co ogranicza ich przemieszczenie. Drugim problemem badań *in vitro* są metody uchwycenia lub przyklejenia końców pasma próbki rogówki, co może także wytworzyć specyficzny rozkład napięcia w tkance. Z drugiej strony, pomiar wydłużenia pasma w formie jednoosiowego obciążenia ma zalety z punktu widzenia matematycznego opracowania rezultatów, stałe sprężyste mogą być bezpośrednio wyliczone z krzywych naprężenie - odkształcenie. Obecnie, w celu uniknięcia trudności związanych z pomiarem wydłużenia pasma, najczęściej wypręparowuje się pełną strukturę rogówki (wszystkie warstwy). Natomiast eksperymenty na całym oku wymagają bardziej

skomplikowanych mechanicznych modeli i dodatkowych założeń, ponieważ nieuniknione jest, że obciążenie staje się raczej wiele niż jednokierunkowe. Analiza odkształcenia delikatnej błony rogówki jest możliwa tylko przy jednakowej strukturze próbki i nie zmiennych warunkach zewnętrznych. Ogólnie, zakłada się, że standardowe mechaniczne testy mogą być bezpiecznie wykonywane w temperaturze pokojowej pod warunkiem, że woda zawarta w próbkach jest bliska poziomowi *in vivo* [38]. Ponadto, uważa się, że dobrą metodą do konserwacji tkanek przed pomiarami rozciągliwości jest ich zamrożenie [26]. Nash [5] nie znalazł, żadnych różnic, porównując rozciągliwość świeżych i zamrażanych próbek rogówek królika. Woo [39], w bardziej dokładnych badaniach strukturalnych świeżych i zamrożonych próbkach, także nie znalazł żadnego znaczącego efektu zamrażania do trzech miesięcy.

Wartości modułu Younga, dla możliwie nabrzmiałych rogówek, są stosunkowo niskie [5, 32] (w odpowiednim przedziale naprężenia) w porównaniu do wyników badań wydłużenia pasm tkanki rogówki [26]. Rozbieżność tę można wytłumaczyć wyższymi poziomami naprężenia w eksperymencie wykonanym przez Andreassen [26]. Sztywność gałki była także oszacowana w eksperymencie *in vivo* na ludziach, wykonanym przez Edmund [27,40]. Uzyskana w ten sposób wartość modułu Younga, około 9 MPa, jest najbliższa wynikom eksperymentów *in vitro* przeprowadzonych przez Nyquist [37] oraz Hjortdal [33]. Należy jednak wziąć pod uwagę, że moduł sprężystości tkanki oka (wspólnej dla rogówki i twardówki) wyliczony z pomiarów sztywności gałki jest zdominowany przez właściwości sprężyste twardówki. Większość badań biomechanicznych dotyczy jednak rogówki. Twardówkę traktuje się najczęściej jako sztywną osadzoną w oczodole, na której zamocowana jest rogówka. Wiadomo, że twardówka ma większy moduł sprężystości niż rogówka. Badania biologiczne przeprowadzone przez Woo [32] pokazały, że stosunek modułów Younga twardówki E_t i rogówki E_r , $E_t/E_r \approx 5$. Bazując na tym wyniku, w pracy tej zajmuję się także znalezieniem „odpowiedniego” stosunku wartości modułów sprężystości rogówki i twardówki w aspekcie fizjologicznej poprawności działania modelu.

Ilościowy pomiar parametrów mechanicznych zarówno rogówki, jak i pozostałych tkanek oka, jest wciąż utrudniony. Jednak informacje tego typu są konieczne z punktu widzenia zastosowań klinicznych jak pomiar ciśnienia śródgałkowego oraz zabiegi chirurgii refrakcyjnej, które ingerują w strukturę rogówki.

2.5.1. Nieliniowość fizyczna materiału rogówki

Z przytoczonej wyżej literatury wynika, że moduł Younga wzrasta wraz ze wzrostem obciążenia (ciśnienie śródgalkowe). Hjortdal [33] podaje na podstawie swoich badań biologicznych rogówki *in vitro*, że w pewnym przedziale obciążenia, liniowa relacja pomiędzy naprężeniem i odkształceniem jest możliwa. Podobna zależność, została znaleziona przez pomiar *in vitro* wydłużenia pasma rogówki [28]. Prawdopodobnie tak samo jest w innych kolagenowych tkankach takich jak ścięgna czy więzadła. Zasugerowano, że podstawą strukturalną zaobserwowanej nieliniowości jest pofałdowanie włókien kolagenowych w stanie relaksacji. Kiedy próbka jest obciążona, pofałdowanie stopniowo znika w dolnej części krzywej naprężenie – odkształcenie [38]. Jednak włókna normalnie uwodnionej rogówki nie fałdują się bez obciążenia [24]. Natomiast eksperyment *in vitro* Nyquist [37] pokazał, że włókna stromy wykazują nieliniową zależność naprężenie – odkształcenie przy wysokich naprężeniach, przewyższających znacznie wartości fizjologiczne. Dla małych naprężeń, z przedziału fizjologicznego, rogówkę można traktować jako materiał liniowy, a krzywą zależności naprężenie – odkształcenie aproksymować liniowo.

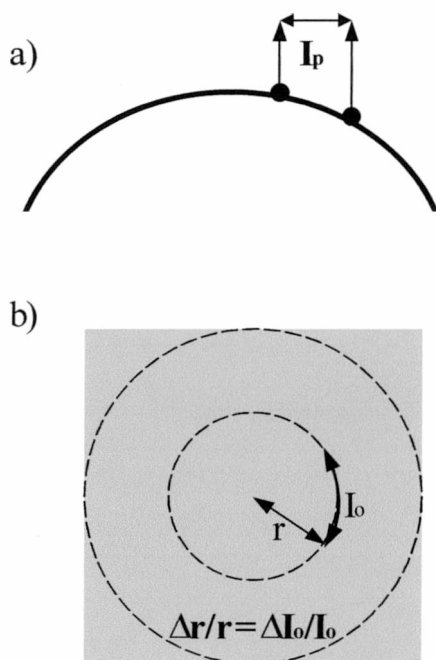
Krzywe dotyczące centralnej strefy rogówki przedstawiające zależność odkształcenie (ϵ) – naprężenie (σ) według literatury [3, 29, 33] znacznie się między sobą różnią (rys.5.4). Zatem dowolnie rozumiana linearyzacja prowadzi do modułu Younga rogówki zawartego w przedziale 0.2-10 MPa, na którym skupiam się w dalszych badaniach. Sposób wyznaczenia powyższych wartości oraz uzasadnienie doboru założeń opisane są w rozdziale piątym.

2.5.2. Rozkład modułu Younga w ludzkiej rogówce

Eksperymenty wymienione w poprzednim punkcie w większości dotyczą wyznaczenia parametrów sprężystych centralnej części rogówki. Często jednak są to dane uśrednione z całej rogówki. Centralny obszar rogówki jest najbardziej interesujący ze względu na odwzorowanie optyczne, ponieważ zawiera strefę widzenia, która dla ludzkiej rogówki ma średnicę około 4 mm. Jednak coraz częściej współczesna okulistyka wymaga informacji o parametrach na całej powierzchni rogówki. Przede wszystkim pooperacyjne wady refrakcji (najczęściej astygmatyzm pooperacyjny) są powodowane bliznami przy

rąbku rogówki, które modyfikują geometrię całej powierzchni rogówki. Podatność błony rogówki na odkształcenia bezpośrednio zależy od parametrów mechanicznych a raczej od ich rozkładu na powierzchni rogówki. Z drugiej strony, do modelowania mechanicznego struktury rogówki jak i zabiegów chirurgii refrakcyjnej konieczne są informacje dotyczące zarówno centrum, jak i peryferii rogówki w celu jej poprawnego zamocowania lub symulacji odkształceń pod wpływem obciążenia.

Niewiele eksperymentów tego typu było prowadzonych. Zarówno Hjortdal [4] jak i Shin [30] dzielą rogówkę na obszary z istotnymi statystycznie różnicami wartości południkowego i obwodowego modułu Younga, niezależnie od ciśnienia śródgałkowego (rys. 2.9). Hjortdal [4] podaje cztery obszary (centralny, przycentralny, peryferyjny i rąbkowy), natomiast Shin [30] podaje pięć obszarów. Zgodnie jednak uważają, że największą południkową sztywność wykazuje obszar zawierający wierzchołek rogówki i obszar przycentralny, różnica między nimi nie jest istotna statystycznie. Wartość południkowego modułu Younga, maleje z odległością od osi optycznej w całym przedziale ciśnienia obciążającego $1330 \div 13300\text{Pa}$ ($10 \div 100\text{ mmHg}$). Natomiast odwrotnie jest



Rys. 2.9. Schemat odkształcenia rogówki wg Hjortdal [4]:

- a) południkowe,
- b) obwodowe

w kierunku obwodowym. Obwodowy moduł Younga największy jest w okolicy rąbka rogówki. Najmniejsza obwodowa sztywność występuje w obszarze peryferyjnym następnie ponownie wzrasta w kierunku wierzchołka rogówki. Region centralny i przycentralny mają porównywalne wartości obwodowego modułu Younga, różnica między nimi nie jest istotna statystycznie w zakresie fizjologicznych wartości ciśnienia śródgałkowego. W wierzchołku rogówki moduł promieniowy i obwodowy jest oczywiście taki sam. Różnica modułów sprężystości pomiędzy regionami musi być powodowana różnicami w ultrastrukturze tkanki.

3. BIOMECHANICZNE MODELOWANIE GAŁKI OCZNEJ

*„Świat biologii jest częścią otaczającego nas świata fizyki
i naturalnie stanowi obiekt wielu nierozwiązanych problemów w mechanice.”*

Y. C. Fung

Biomechanika jest stosunkowo nową dziedziną, poszukującą zrozumienia mechaniki żywych systemów, a także związanych z nimi obciążeniach i ich skutkach [41]. W tym przypadku zastosujemy metody obliczeniowe oraz algorytmy komputerowe, jakimi posługuje się biomechanika, do analizy sytemu dynamicznego ludzkiej gałki ocznej. W ciągu ostatnich lat ośrodki okulistyczne i techniczne na świecie współpracują prowadząc biomechaniczne badania, których celem jest wyjaśnienie mechanizmu działania układu optycznego ludzkiego oka, przyczyn zaburzeń widzenia oraz opracowania metod ich korekcji. W realizacji tego typu badań ważne jest poznanie parametrów biologicznych i fizycznych tkanek gałki ocznej, zarówno mechanicznych (współczynników sprężystości, rozkładów gęstości, parametrów materiałowych i geometrycznych) jak i optycznych (współczynników załamania ośrodków, geometrii powierzchni załamujących). W większości są to parametry trudne lub niemożliwe do dokładnego oszacowania, dlatego też istnieje konieczność udoskonalania i prowadzenia badań na modelach fizycznych, numerycznych uzupełnianych i weryfikowanych wiedzą kliniczną [42]. W ten sposób realizowane badania pozwalają optymalizować techniki korygowania wad wzroku. W badaniach na modelach fizycznych czy też numerycznych nie jesteśmy w stanie odtworzyć całej złożoności struktury procesu widzenia i warunków dla niego istotnych, w związku z tym eksperymentator musi wziąć pod uwagę wpływ przyjętych uproszczeń i założeń na rezultaty badań. Początkowo mechaniczne modele rogówki wykorzystywane były głównie do badań tonometrycznych [43-47]. Jednak w ciągu ostatnich lat wzrost zainteresowania chirurgią refrakcyjną przyczynił się do rozszerzenia zastosowania modeli rogówki, a mechaniczne modelowanie objęło całą gałkę oczną.

W niniejszej rozprawie poziom ciśnienia śródgałkowego IOP sprowadzony został do bezwymiarowego mnożnika ciśnienia nominalnego p , $p=1$ oznacza ciśnienie 2135 Pa (16 mmHg).

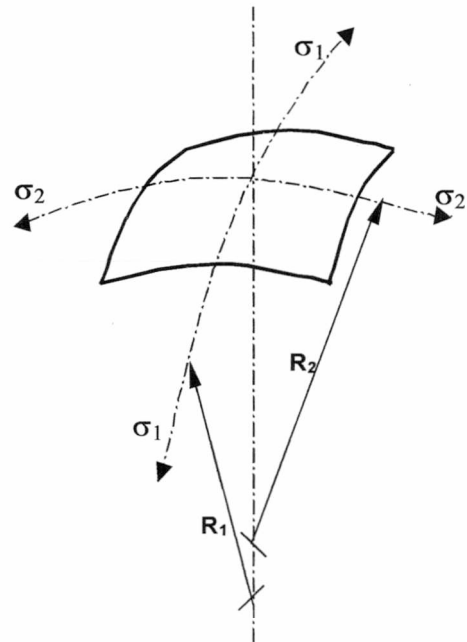
3.1. STAN BŁONOWY - RÓWNANIE LAPLACE'A

Równanie Laplace'a stosowane jest do ciennej zakrzywionej błony, o grubości g , z promieniami głównymi R_1 i R_2 . Osie główne naprężeń σ_1 i σ_2 w błonie pokrywają się z osiami krzywizn głównych (rys. 3.1). W układzie głównym naprężenia styczne są równe zero. Oznacza to, że nie rozważamy zmienności naprężenia wzdłuż grubości powłoki, ponieważ z założenia jest ona na tyle mała, że ją pomijamy (rys.3.2a). Skutkiem tego, jeśli błona jest poddana działaniu wewnętrznego ciśnienia p to równanie równowagi ma postać:

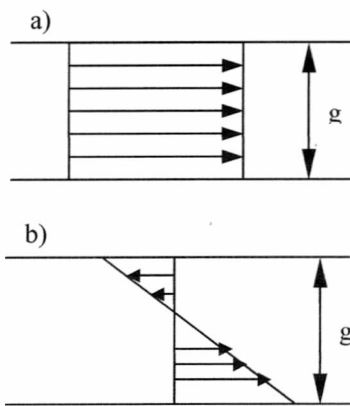
$$\left(\frac{\sigma_1}{R_1} + \frac{\sigma_2}{R_2}\right) \cdot g = p. \quad (3.1)$$

Jeśli $R_1 = R_2$ to $\sigma_1 = \sigma_2$, wtedy równanie (3.1) redukuje się do postaci:

$$\frac{2\sigma}{R} \cdot g = p. \quad (3.2)$$



Rys. 3.1. Schemat rozkładu promieni głównych R_1 i R_2 oraz naprężeń głównych σ_1 i σ_2 na fragmencie błony.

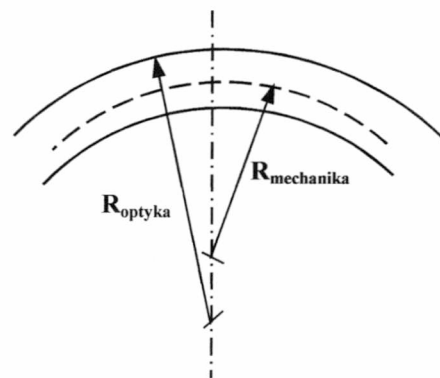


Rys. 3.2. Rozkład naprężenia wzdłuż grubości powłoki g . a) rozkład stały w nieskończenie ciennej powłoce, b) przykładowy gradient naprężenia w grubościennej powłoce.

będący odpowiedzią na obciążenie ciśnieniem śródgałkowym, jest stały wzdłuż grubości

rogówki. W ten sposób, zgodnie z równaniem Laplace'a (3.2), fizyczne modelowanie rogówki ogranicza się do płaskiego stanu naprężenia w środkowej powierzchni rogówki. Jest to jednak duże uproszczenie, rzeczywista rogówka nie jest nieskończenie cienką, a jej rozkład grubości nie jest jednorodny. Ponadto, równanie Laplace'a pozwala wyznaczać naprężenia w oparciu o krzywizny powierzchni środkowej, ale obliczenia optyczne mające na celu wyznaczenie mocy łamiącej całego systemu optycznego gałki ocznej wymagają wprowadzenia promienia zewnętrznej powierzchni rogówki. Promień krzywizny powierzchni zewnętrznej $R_{zew}=7.86$ mm jest o około 10% większy od promienia krzywizny powierzchni środkowej $R_{śr}=7.18$ mm, co daje różnicę w refrakcji całego układu optycznego oka 4.1 dioptrii (rys.3.3). Z punktu widzenia optyki rozbieżność ta jest istotna. W związku z tym modelowana w tej pracy rogówka nie jest cienką błoną bazującą na równaniu Laplace'a (3.2), osadzoną na sztywnej twardówce. Dodatkowo proponowany w tej pracy model całej gałki ocznej jest trójwymiarowy. W takiej konstrukcji brany jest pod uwagę gradient naprężenia wzdłuż grubości rogówki, który może pojawić się pod obciążeniem. Wykonane obliczenia wykazują, że w modelu o nominalnej geometrii gradient ten jest pomijalnie mały. Jeżeli jednak ingerujemy w geometrię rogówki wprowadzając ablację jej zewnętrznej powierzchni, pojawiające się gradienty naprężenia stają się zauważalne, a ich wpływ na geometrię zewnętrznej powierzchni rogówki jest bezpośrednio przekładany na jakość odwzorowania na siatkówce. Skutki pojawienia się gradientu naprężenia są istotne dla geometrii głównie zewnętrznej powierzchni rogówki, co bezpośrednio przekładane jest na działanie układu optycznego oka. Tym samym uwzględnienie tego zjawiska w modelu jest uzasadnione. W ten sposób, przy konstrukcji modelu głównym celem było uzyskanie ogólnego i uniwersalnego w swoim

zastosowaniu modelu gałki ocznej. To znaczy takiego, który daje możliwość wprowadzenia anizotropii materiałów tkanek oka, asymetrii geometrycznej oraz hydrostatycznego rozkładu ciśnienia śródgałkowego, a rogówka nie jest sztywno osadzona w twardówce. Takie zamocowanie pozwala uwzględnić przemieszczenie osiowe rąbka rogówki wywołane ciśnieniem śródgałkowym i jego istotny wpływ na moc optyczną oka. Celem opracowania konstrukcji jest odzwierciedlenie rzeczywistego dynamicznego systemu oka ludzkiego,



Rys. 3.3. Promień krzywizny powierzchni zewnętrznej R_{zew} i powierzchni środkowej $R_{śr}$ rogówki.

a także stworzenie możliwości badania nowych efektów, jakie na przykład pojawiają się w strukturze rogówki podczas zabiegu chirurgii refrakcyjnej, pomijanych dotychczas.

Budując model, traktujemy gałkę oczną jako ciało sprężyste, czyli takie, które posiada tylko jeden stan naturalny, do którego powraca po usunięciu wszystkich obciążeń zewnętrznych. Wszelkie naprężenia, odkształcenia i przemieszczenia są mierzone od tego naturalnego stanu. W tym przypadku stanem naturalnym jest gałka oczna nie obciążona ciśnieniem śródgałkowym. W literaturze odnaleźć można kilka biomechanicznych modeli zarówno samej rogówki jak i całej gałki ocznej [30, 43, 51-66].

3.2. MECHANICZNE WŁASNOŚCI MODELU GAŁKI OCZNEJ

3.2.1. Liniowość fizyczna materiałów modelowanych tkanek oka

Jednoznaczne określenie związków między naprężeniami σ a odkształceniami ε , w całkowicie anizotropowym materiale wymaga 21 niezależnych stałych materiałowych:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl}, \quad (3.3)$$

gdzie σ_{ij} jest tensorem naprężenia, ε_{kl} jest tensorem odkształcenia, a C_{ijkl} jest tensorem stałych sprężystości, które są niezależne od naprężenia lub odkształcenia.

W problemach dwuwymiarowych, gdy liczba współrzędnych naprężenia lub odkształcenia jest ograniczona do trzech, jak w (3.12) i (3.13), maksymalna liczba stałych wynosi 6. Wtedy dla najbardziej ogólnego przypadku, tensor C_{ijkl} można napisać w formie symetrycznej macierzy sprężystości:

$$[D] = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{12} & d_{22} & d_{23} \\ d_{13} & d_{23} & d_{33} \end{bmatrix}. \quad (3.4)$$

Symetria $d_{ij} = d_{ji}$ wynika z uogólnionego, odwrotnego twierdzenia Betti- Maxwella (jest konsekwencją niezmienności energii, niezależnie od drogi, na jakiej został osiągnięty zadany stan odkształceń).

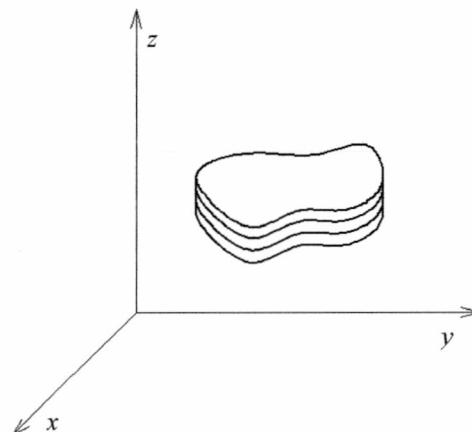
Rogówka oka ludzkiego jest przypadkiem „warstwowego”, czyli poprzecznie izotropowego materiału, który wykazuje obrotową symetrię własności w płaszczyznach warstw. Taki materiał określa się pięcioma niezależnymi stałymi sprężystości. Jeżeli przyjmiemy, że oś z jest prostopadła do warstw (rys. 3.4), to macierz $[D]$ ma wtedy postać:

$$[D] = \frac{E_2}{(1 - n\nu_2^2)} \begin{bmatrix} n & n\nu_2 & 0 \\ n\nu_2 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & m(1 - n\nu_2^2) \end{bmatrix}, \quad (3.5)$$

gdzie

$$\frac{E_1}{E_2} = n \quad \text{oraz} \quad \frac{G_2}{E_2} = m. \quad (3.6)$$

Stałe E_1 , ν_1 (G_1 zależy od E_1 i ν_1) dotyczą własności materiału w płaszczyźnie warstw, a E_2 , ν_2 i G_2 – własności w kierunku normalnym do warstw. E jest modułem sprężystości podłużnej materiału, (modułem Young'a), ν jest ułamkiem Poissona w odpowiednio zadanych kierunkach.



Rys. 3.4. Płaszczyzna warstw równoległa do xy .

W ośrodku izotropowym macierz sprężystości upraszcza się do postaci (3.11), w której pozostają tylko dwie stałe.

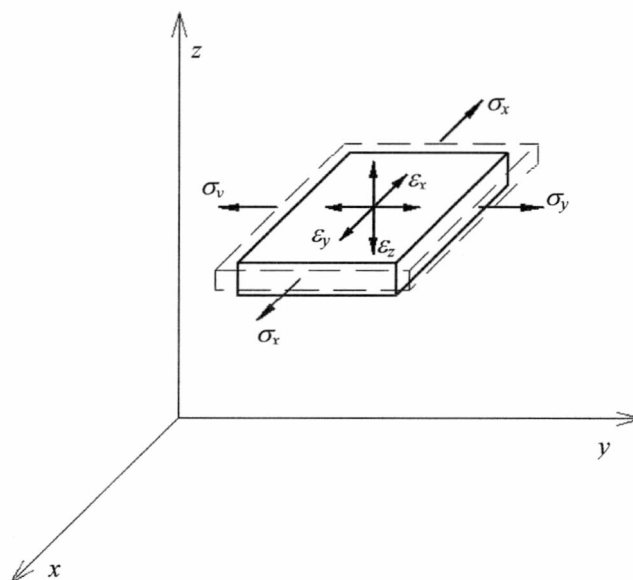
Stan naprężenia w rogówce jest zbliżony do dwuosiowego, w związku z tym możliwa jest dalsza redukcja równań konstytutywnych. W klasycznym zapisie, dla ośrodka izotropowego przyjmują one postać (rys. 3.5):

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{1}{E}(\sigma_x - \nu\sigma_y) \\ \varepsilon_y &= \frac{1}{E}(\sigma_y - \nu\sigma_x) \\ \varepsilon_z &= -\frac{\nu}{E}(\sigma_y + \sigma_x) \end{aligned} \quad (3.7)$$

Jeśli $\sigma_x = \sigma_y = \sigma$, to:

$$\sigma = \frac{E}{1 - \nu} \varepsilon, \quad (3.8)$$

związek ten ma zastosowanie w modelu rogówki traktowanej jako błona Laplace'a. Przy $\nu=0.5$ (materiał nieściśliwy)

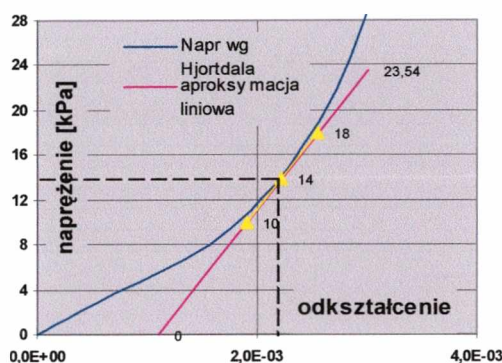


Rys. 3.5. Trójwymiarowy stan składowych odkształcenia ε_x , ε_y , ε_z , elementu i płaski stan składowych naprężenia σ_x , σ_y .

naprężenie σ w błonie jest związane z odkształceniem ε równaniem:

$$\sigma = 2E \cdot \varepsilon. \quad (3.9)$$

W celu oszacowania jak daleko stan błonowy odbiega od prezentowanego tu modelu rogówki porównajmy oba podejścia. Z modelu obciążonego ciśnieniem nominalnym 2135 Pa (16 mmHg) otrzymujemy wartość naprężenia błonowego $\sigma = 1.4 \cdot 10^{-2}$ MPa w powierzchni środkowej rogówki o promieniu krzywizny $R_{sr} = 7.18$ mm. Okazuje się, że te wartości spełniają równanie Laplac'a (3.2) z dokładnością $\pm 3\%$. Zatem przy tej samej geometrii i obciążeniu naprężenia w obu modelach są zgodne.



Rys. 3.6. Krzywa rozciągania materiału rogówki wg. Hjortdal [33].

Założenie o liniowości fizycznej jest jednak dobrym przybliżeniem jedynie w ograniczonym zakresie. Z naszych obliczeń przeprowadzonych na biomechanicznym modelu gałki ocznej wynika, że linearyzacja jest uzasadniona w przedziale $\pm 30\%$ założonej wartości ciśnienia śródgałkowego (rys. 3.6). Rozpatrzmy jako przykład krzywą rozciągania materiału tkanki rogówki wg Hjortdala [33] (rys. 3.6).

Styczna do krzywej w punkcie $\sigma = 1.4 \cdot 10^{-2}$ MPa reprezentuje zależność pomiędzy naprężeniem i odkształceniem w modelu liniowym. W przedziale naprężenia $\pm 30\%$ różnica pomiędzy zależnością liniową i nieliniową nie przekracza 10%. Można przyjąć, że funkcja liniowa jest dobrą aproksymacją w przyjętym przedziale naprężenia (i tym samym ciśnienia). Analogicznie uzasadnione jest założenie o fizycznej liniowości tej tkanki. W materiale twardówki moduł Young'a jest około pięciu razy większy niż w rogówce, ponadto grubość twardówki jest niemal dwukrotnie większa. Stąd sztywność tej tkanki jest znacznie większa od sztywności rogówki. Wynikające stąd małe przemieszczenia twardówki są powodem przyjęcia założenia sztywnego zamocowania rogówki, spotykanego w literaturze [67]. Jednak z punktu widzenia optyki nawet małe przemieszczenia rąbka rogówki zasadniczo zmieniają geometrie układu optycznego gałki ocznej, co ma znaczący wpływ ostrość obrazu siatkówkowego.

3.2.2. Liniowość geometryczna

Drugą istotną własnością założonego modelu jest liniowość geometryczna. W konstrukcji geometrycznie liniowej przemieszczenia są proporcjonalne do obciążenia. Założenie to znajduje uzasadnienie w przypadkach, gdy przemieszczenia odniesione do wymiarów gabarytowych są małe, to znaczy przynajmniej o jeden rząd wielkości. Największe przemieszczenia (wierzchołka rogówki w kierunku osiowym), które pojawiają się w modelu oka przy największych rozważanych tu wartościach ciśnienia śródgałkowego osiągają wartość 0.5 mm, co stanowi 1/50 długości gałki ocznej. Wynik ten uzasadnia założenie o modelu liniowym geometrycznie.

3.3. METODA ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH (MES) W MODELOWANIU GAŁKI OCZNEJ

MES jest jedną z metod przybliżonych, stosowaną do projektowania konstrukcji. W naszym przypadku jest nią dynamiczny układ oka ludzkiego. W literaturze można znaleźć wiele biomechanicznych modeli oka bazujących na MESie [30, 32, 58, 63-64, 66, 68]. Przez model oka rozumiemy ogół danych tworzących konstrukcję - w sensie, jaki nadaje jej MES - której pola przemieszczeń oka i modelu są identyczne przy tych samych wymuszeniach. Do wymuszeń zaliczamy zarówno warunki brzegowe: sposób zamocowania gałki, przemieszczenia wstępne, jak też obciążenia (np. ciśnienie śródgałkowe), czy korekty nominalnej geometrii oka (modelu) wprowadzane metodami chirurgii refrakcyjnej. Na konstrukcję składają się, obok wymiarów, także parametry materiałowe tkanek oka ludzkiego (moduł Young'a, ułamek Poisson'a).

Pinsky [58] wykorzystując MES zamodelował samą rogówkę. Konstrukcja ta składa się z 48 elementów powłokowych, czworokątnych, dziewięciowęzłowych. Konstrukcja jest trójwymiarowa, osiowosymetryczna i sztywno osadzona na obwodzie. Interesującym pomysłem jest materiał modelu rogówki, dla którego parametry anizotropii wyznaczono w oparciu o fizyczną strukturę tej tkanki.

Vito i Carnell [66] przy pomocy MESu zaproponowali dwuwymiarową, osiowosymetryczną konstrukcję rogówki i fragmentu twardówki. Środkowa część rogówki o średnicy 5 mm jest sferyczna o stałej grubości, która następnie wzrasta w rąbku rogówki i najgrubsza jest część twardówki. Na grubości modelu są trzy elementy osiowosymetryczne, czworokątne i czterowęzłowe. Rogówka jest sztywno osadzona na twardówce.

Scherer ze współpracownikami [63] opracowali model gałki ocznej w oparciu o MES z rogówką o zmiennej grubości. Model jest trójwymiarowy, osiowosymetryczny, zbudowany z elementów typu 3D-Solid. Autorzy w konstrukcji rogówki wyróżnili każdą z pięciu warstw jej struktury i każdej warstwie przypisali materiał izotropowy o różnych parametrach. Model Scherera w przeciwieństwie do modelu prezentowanego w tej pracy nie posiada pierścienia rąbkowego. Ponadto, proponowany tutaj biomechaniczny model gałki ocznej zbudowany jest z elementów przestrzennych i może być dowolnie zamocowany i obciążony.

3.3.1. Równania podstawowe metody elementów skończonych

Na układ równań, niezbędnych do wyznaczenia pola przemieszczeń, składają się (między innymi) związki geometryczne i równania konstytutywne (3.7). W zapisie macierzowym przyjmują one postać:

$$\{\sigma\} = [D] \cdot \{\varepsilon\}, \quad (3.10)$$

gdzie:

$$[D] = \frac{E}{1+\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix}, \quad (3.11)$$

$\{\varepsilon\}$, $\{\sigma\}$ - są tu wektorami kolumnowymi.

$$\{\varepsilon\} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix}, \quad (3.12)$$

$$\{\sigma\} = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix}, \quad (3.13)$$

gdzie:

γ_{xy} jest kątem odkształcenia postaciowego,

τ_{xy} jest naprężeniem stycznym.

Powyższe równania (związki fizyczne) wraz ze związkami geometrycznymi:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{Bmatrix} \quad (3.14)$$

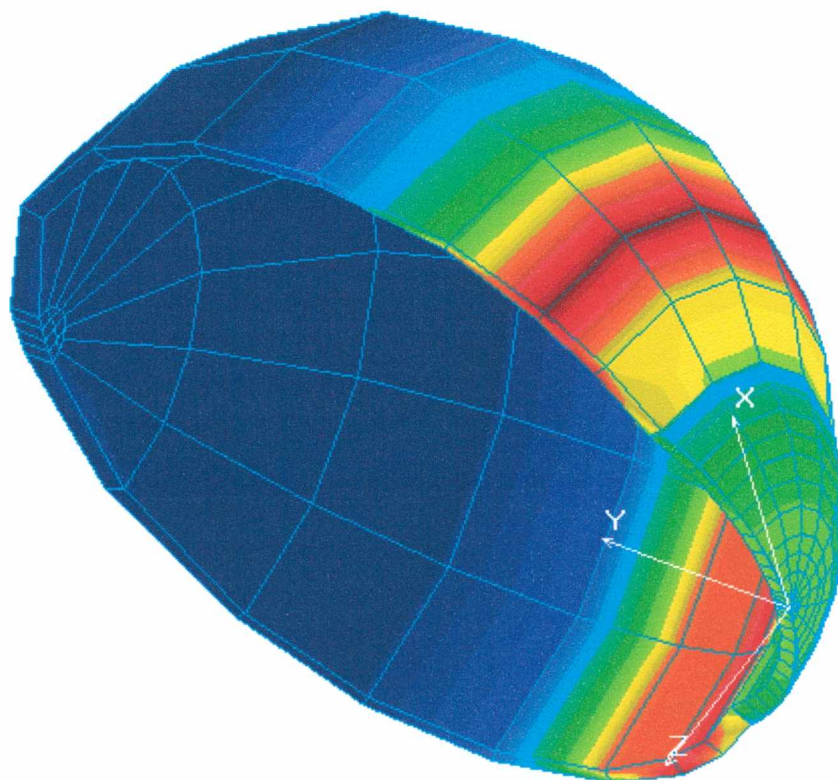
i równaniami równowagi tworzą kompletny układ równań, których liczba jest równa ilości niewiadomych. W przestrzeni dwuwymiarowej niewiadomych jest osiem: trzy odkształcenia $\{\varepsilon\}$, trzy naprężenia $\{\sigma\}$ oraz dwa przemieszczenia $u(x,y)$ i $v(x,y)$, uzupełnione o warunki brzegowe. W rezultacie uzyskujemy pole przemieszczeń: $u(x,y)$, $v(x,y)$.

Ogólnie w trzech wymiarach otrzymamy: $u(x,y,z)$, $v(x,y,z)$, $w(x,y,z)$ i jest to zasadniczy etap rozwiązywania w oparciu o MES. W funkcjach tych zawarta już została wszelka informacja o materiale (postać funkcji zależna jest od parametrów materiałowych) i jego geometrii. Z równań (3.10 i (3.14) wynika bowiem, że mając pole przemieszczeń konstrukcji, mamy w zasadzie wszystkie elementy rozwiązania: końcową konfigurację (czyli jej geometrię po obciążeniu), pole odkształceń i pole naprężeń. Wyznaczenie funkcji przemieszczeń jest zatem równoznaczne z rozwiązaniem (jeśli nie liczyć już prostych w użyciu związków (3.10) i (3.14) na drodze dochodzenia do naprężeń).

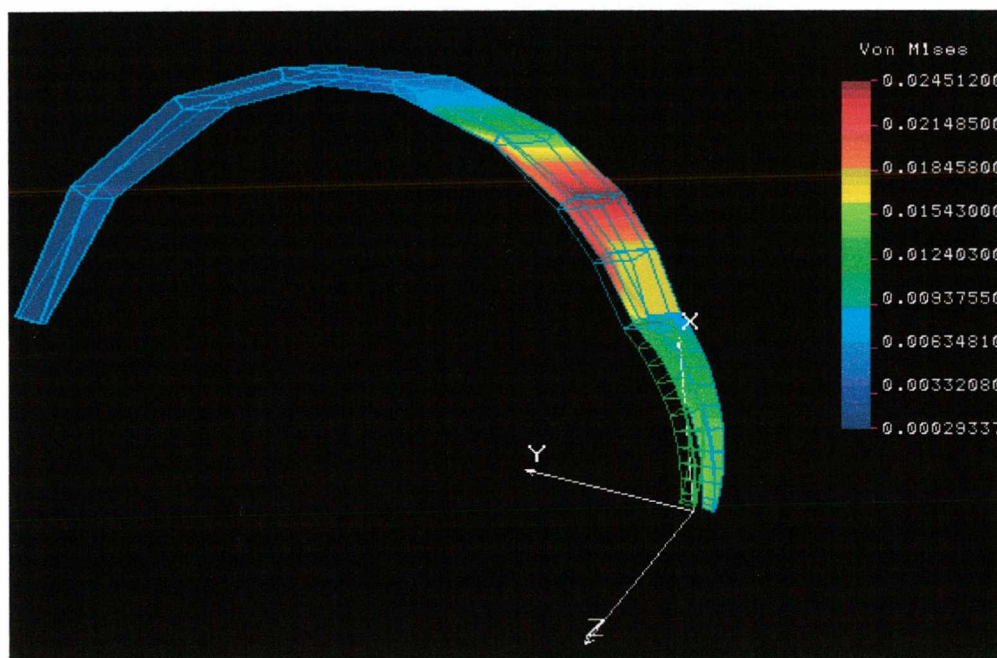
3.3.2. Równania kanoniczne metody elementów skończonych

Konstrukcja składa się z elementów skończonych, połączonych ze sobą jedynie w węzłach (rys. 3.7). Pojedynczy element jest obciążony oddziaływaniem ze strony przyległych elementów, przekazywanym za pośrednictwem wspólnych węzłów. Dyskretyzacja konstrukcji (jej podział na elementy skończone stanowiące w przestrzeni przez węzły) ma na celu wprowadzenie sił węzłowych powiązanych z elementami skończonymi związkami klasycznej teorii sprężystości i w rezultacie sprowadzenie rozwiązania konstrukcji (ciągłej, przestrzennej) do układu równań algebraicznych. Z kompletem sił (działających tylko w węzłach), zapisywanym w postaci wektora $\{Q\}$ (pionowej tablicy jednowymiarowej), skojarzony jest wektor przemieszczeń węzłowych $\{q\}$, nazywanych parametrami węzłowymi (oczywiście o tym samym wymiarze, co $\{Q\}$).

a)



b)



Rys. 3.7. a) Konstrukcja gałki ocznej złożona z elementów skończonych.
b) Fragment siatki elementów skończonych z konstrukcji gałki ocznej.

W MESie przyjmuje się liniową zależność pomiędzy tymi wektorami, nawet wtedy, gdy zadanie jest fizycznie i geometrycznie nieliniowe:

$$[K] \cdot \{q\} = \{Q\}, \quad (3.15)$$

gdzie $[K]$ jest macierzą sztywności konstrukcji. Zasadniczą treścią MES są algorytmy obliczeniowe współczynników sztywności (lub podatności) zawartych w macierzy $[K]$. Taki współczynnik występuje pomiędzy każdą współrzędną wektora przemieszczenia $\{q\}$, a każdą współrzędną wektora siły $\{Q\}$. Specyfika metody polega na tym, że najczęściej ogromna większość tych współczynników jest dla konstrukcji równa zeru. Równania (3.15) wyrażają liniowy związek między przemieszczeniami węzłowymi i siłami węzłowymi. Taka konstrukcja jest układem liniowym geometrycznie (układem Clapeyrona). Najpierw obliczane są macierze sztywności elementu $[k]_e$, które po dodaniu tworzą macierz globalną $[K]$. Współrzędne macierzy sztywności elementu $[k]_e$ zależą wyłącznie od geometrii elementu i materiału, zatem są „znane” - ich wartości obliczamy po zdefiniowaniu modelu konstrukcji, przed jego zamocowaniem, obciążeniem i rozwiązaniem.

3.3.3. Warunki brzegowe konstrukcji w metodzie elementów skończonych

Konstrukcja musi zostać unieruchomiona (warunki kinematyczne) i poprawnie obciążona (warunki kinetyczne). Siły czynne są przykładane wyłącznie w węzłach. Wprowadzenie tak określonych warunków brzegowych jest proste: poszczególne współrzędne sił lokujemy w odpowiadających im pozycjach wektora prawych stron $\{Q\}$, w równaniach (3.15). Mocowanie wybranych węzłów konstrukcji dotyczy poszczególnych stopni swobody. Odebranie konstrukcji (czyli pewnemu jej węzłowi) dowolnego stopnia swobody n , oznacza w języku algebry, że przemieszczenie dla wybranego stopnia swobody po rozwiązaniu będzie równe zeru. Oznacza to, że w równaniu odpowiadającym temu właśnie stopniowi swobody w układzie (3.15), pomiędzy siłą Q_n , a przemieszczeniem q_n mógłby pojawić się nieskończenie wielki współczynnik sztywności - nieskończenie wielki opór przeciw przemieszczeniu. Zatem spełnienie warunków kinematycznych (zadanych przemieszczeń zerowych w wybranych punktach konstrukcji) wymusza się przez modyfikowanie współczynników macierzy $[K]$. W ten sposób, dla konstrukcji poprawnie zbudowanej i poprawnie zamocowanej, macierz sztywności $[K]$ staje się nieosobliwa.

3.3.4 Siły wewnętrzne

W efekcie rozwiązania układu równań kanonicznych (3.15) otrzymujemy wektor przemieszczeń węzłowych $\{q\}$. Jednak do obliczenia naprężenia w dowolnym punkcie konieczna jest znajomość pola przemieszczeń, a nie ich wartości dyskretnych. Dlatego interpolujemy przemieszczenia pomiędzy węzłami elementu. Do tego potrzebne są funkcje kształtu. Zwykle są nimi wielomiany. Stopień wielomianu zależy od liczby węzłów w elemencie skończonym. Do budowy modelu gałki ocznej użyliśmy elementów prostopadłościennych z trzema węzłami na każdej krawędzi. W tym przypadku funkcja kształtu dla takiego elementu jest wielomianem drugiego stopnia (trzy punkty wyznaczają jednoznacznie wielomian drugiego stopnia) wzdłuż każdej z krawędzi. Ze związków geometrycznych wynika, że odkształcenie, jako pierwsza pochodna funkcji przemieszczenia jest wielomianem przynajmniej pierwszego stopnia wewnątrz takiego elementu. Natomiast z równań konstytutywnych wynika ten sam stopień wielomianu dla naprężeń. Oznacza to przynajmniej liniową zmienność pola naprężeń w obszarze elementu skończonego. Użycie takiego typu elementów pozwala na ograniczenie ilości elementów w całej konstrukcji oraz ograniczenie błędu rozwiązania.

3.3.5. Algorytm MES

Obliczenia wykonywane metodą elementów skończonych można sprowadzić do następujących etapów:

1. Podział konstrukcji na elementy skończone i obliczenie dla każdego z nich **macierzy sztywności elementu** $[k]_e$.
2. Połączenie elementów skończonych w całość, co oznacza obliczenie **macierzy sztywności konstrukcji** $[K]$.
3. Wprowadzenie warunków brzegowych:
 - kinetycznych, w postaci sił czynnych i ewentualnie odkształceń lub naprężeń wstępnych - w tej fazie modyfikowany jest **wektor obciążeń** $\{Q\}$,
 - kinematycznych, zadając przemieszczenia wskazanych obszarów konstrukcji - teraz modyfikowana jest macierz $[K]$ i wektor $\{Q\}$.

W tym miejscu układ równań (3.16) jest ustanowiony i gotowy do rozwiązania. Rezultatem rozwiązania jest wektor parametrów węzłowych $\{q\}$ (a więc znamy wtedy przemieszczenia

konstrukcji w węzłach, lub inaczej: jej nową, „dyskretną” konfigurację - znamy jej kształt po obciążeniu, choć tylko przez nowy rozkład punktów węzłowych).

4. Obliczenie naprężeń. Tu następuje powrót do mechaniki ośrodka ciągłego: mając pole przemieszczeń w obszarze każdego elementu, obliczane są (oddzielnie w każdym elemencie) odkształcenia (ze związków geometrycznych) i na koniec naprężenia (z równań konstytutywnych).

5. Wyznaczenie reakcji. We wszystkich węzłach, w których zadane zostały przemieszczenia (warunki kinematyczne) pojawiają się reakcje. Liczone są ich współrzędne oddzielnie dla każdego stopnia swobody i stanowią one różnicę pomiędzy siłą oddziaływania elementu skończonego na węzeł, a siłą czynną (jeśli występuje)

$$\{R\} = [K]\{q\} - \{Q\}.$$

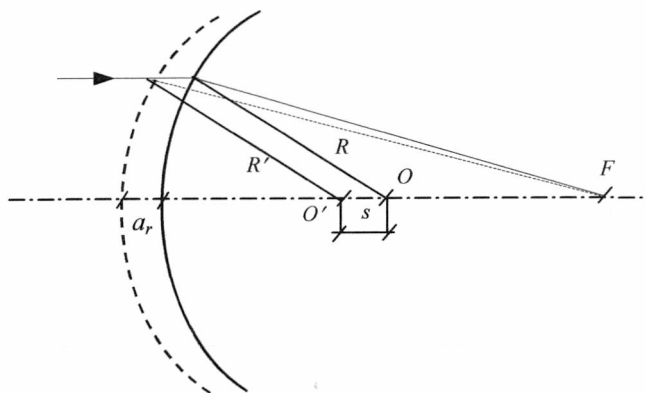
4. HIPOTEZA EMMETROPIZACJI LUDZKIEJ GAŁKI OCZNEJ

Identyfikacja parametrów mechanicznych tkanek gałki ocznej mających znaczący wpływ na jakość odwzorowania siatkówkowego, stanowi wciąż kompleksowy problem. Nadal nie jest możliwy ilościowy pomiar *in vivo* specyficznych, materiałowych parametrów tkanek oka, niezbędnych do wiarygodnego modelowania. Z drugiej strony, istnieją numeryczne metody, które razem z odpowiednimi technikami modelowania gałki ocznej, są w stanie wykonać niezbędne symulacje. Należy jednak pamiętać, że techniki te bazują na przyjętych przybliżeniach. W ten sposób, możliwa jest na przykład komputerowa symulacja korelacji pomiędzy, ciśnieniem śródgałkowym i długością gałki ocznej. Badania na uproszczonym modelu gałki ocznej składającym się tylko z rogówki i twardówki wykazały, że wahania wartości ciśnienia śródgałkowego zmieniają długość gałki ocznej powodując niestabilność położenia obrazu na siatkówce [64]. Zatem, zmiana ciśnienia śródgałkowego Δp wywołuje przesunięcie wierzchołka rogówki względem siatkówki o wartość a_r oraz zmianę osiowego promienia krzywizny rogówki o wartość ΔR . W konsekwencji uzyskujemy przesunięcie ogniska układu optycznego z siatkówki oka o wartość Δf [50] oraz przesunięcie płaszczyzn głównych układu optycznego względem dna oka. W ten sposób, zmiany nominalnej geometrii rogówki, powodowane zmianami ciśnienia śródgałkowego, obserwowanymi u ludzi, zmieniają moc optyczną oraz odległość rogówki w stosunku do siatkówki. Wielkość tych zmian jest na tyle istotna, że powinny one być odzwierciedlone w jakości odwzorowania układu optycznego oka.

Eksperymenty *in vitro* [50] dotyczące przemieszczania się rogówki w oku pod wpływem zmian wartości przykładanego ciśnienia, przy wykorzystaniu techniki interferometrii holograficznej pokazały, że istnieje korelacja pomiędzy zmianami wartości osiowego promienia krzywizny rogówki i przemieszczeniem się jej wierzchołka. Zgodnie z tymi eksperymentami, środek krzywizny rogówki O i wartość promienia krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki R zmieniają się w specyficzny sposób, podczas zmian ciśnienia śródgałkowego (rys. 4.1). Okazało się, że przesunięcie środka krzywizny rogówki s jest około trzy razy większe niż przyrost promienia krzywizny ΔR ($\Delta R = R' - R$) i wynosi odpowiednio 2.99 dla przyrostu ciśnienia 10 Pa oraz 2.83 dla przyrostu ciśnienia 20 Pa [50]. Wywnioskować można, że jeżeli wahania ciśnienia wywołują zmianę w geometrii zarówno rogówki jak i całego systemu optycznego gałki ocznej to powinniśmy uzyskać zmianę mocy

optycznej. Nasuwa się zatem pytanie, czy powyższy wniosek jest słuszny, czy rzeczywiście zmiana wartości ciśnienia śródgałkowego wywołuje rozmycie obrazu na siatkówce.

Wnioski z badań *in vitro* [50] opisane zostały także teoretycznie [69]. Do teoretycznych obliczeń autor założył, że położenie osiowego ogniska rogówki na siatkówce nie zmienia się wraz z przemieszczeniem



Rys. 4.1. Przesunięcie powierzchni rogówki, pod wpływem przyrostu przykładanego ciśnienia Δp , R , R' – paraksjalny promień krzywizny rogówki przed i po przyłożeniu ciśnienia, O , O' – położenie środka krzywizny powierzchni rogówki przed i po przyłożeniu ciśnienia, s – przesunięcie środka krzywizny powierzchni rogówki po obciążeniu ciśnieniem śródgałkowym, a_r – przemieszczenie wierzchołka rogówki po obciążeniu ciśnieniem śródgałkowym, F – ognisko rogówki.

rogówki. Okazało się, że w takim przypadku przemieszczenie środka krzywizny rogówki s jest również około trzy razy większe (dokładnie 2.964) niż przyrost promienia krzywizny ΔR , a położenie ogniska rogówki F jest stałe jeśli przemieszczenie wierzchołka rogówki a_r jest około cztery razy większe niż przyrost promienia krzywizny rogówki ΔR (rys. 4.1).

Wahania wartości ciśnienie śródgałkowego w ciągu dnia sięgają około 5 mmHg [8]. W związku z tym, podczas doby powinniśmy kilkakrotnie odczuwać rozmycie obrazu na siatkówce. Taki efekt nie jest jednak obserwowany. To znaczy, że dzienne, fizjologiczne zmiany ciśnienia śródgałkowego nie mają większego wpływu na jakość odwzorowania na siatkówce.

Powyższy wniosek, skłonił mnie do dalszych poszukiwań. W jakim stopniu cała zmiana geometrii rogówki spowodowana zmianami ciśnienia śródgałkowego, wywołuje zmianę refrakcji oka? Zastanawiające jest także, w jaki sposób wielkość zmian ciśnienia śródgałkowego wpływa na jakość odwzorowania siatkówkowego. Dotyczyć to może w szczególności pacjentów z jaskrą wysokiego ciśnienia śródgałkowego. W tym celu przeprowadziłam długoterminowe badania na pacjentach z jaskrą pierwotną, otwartego kąta przesączania. Badania zostały przeprowadzone przy współpracy z lekarzem okulistą Kliniki Okulistyki Akademii Medycznej we Wrocławiu. Badania trwały trzy lata i obejmowały pacjentów poddanych zabiegowi trabekulektomii. Zabieg ten polega na wykonaniu przetoki łączącej obie komory oka z przestrzenią śródtwardówkową i ma na celu chirurgiczne udrożnienie kanału Schlemma, dzięki czemu ciecz wodnista może swobodnie odpływać

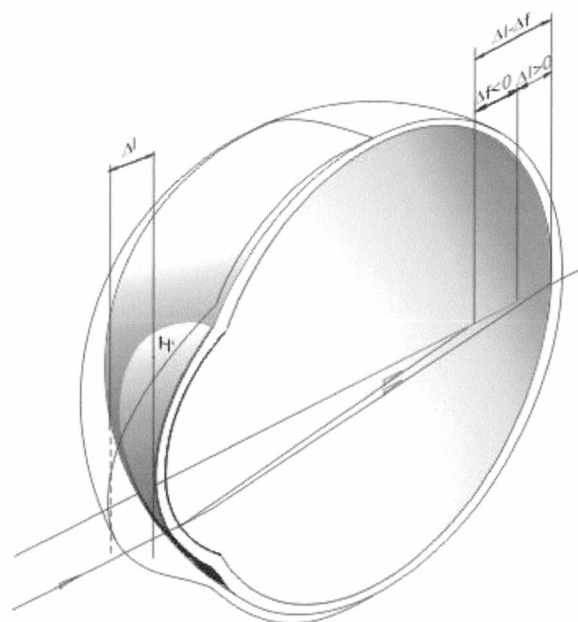
z przedniej komory oka [70]. Efektem trabekulektomii jest skuteczne obniżenie ciśnienia śródgałkowego o średnią wartość $20 \div 30 \%$ po okresie sześciu miesięcy od zabiegu. W czasie eksperymentu zebrano dane zawierające ostrość widzenia odczytaną przez pacjenta z tablicy Snellena, wartość ciśnienia śródgałkowego, mierzonego tonometrem aplanacyjnym oraz mapy topograficzne powierzchni rogówki uzyskane przy użyciu videotopografu (Corneal Topographic System TMS-3, Fortune Technologies). Dane zebrano, dla każdego pacjenta, przed zabiegiem, oraz kilkakrotnie po zabiegu (po tygodniu, po miesiącu, trzech miesiącach, sześciu miesiącach i roku). Badania te pokazały, że pacjenci z jaskrą wykazują taką samą jakość widzenia niezależnie od poziomu ciśnienia śródgałkowego. Przebadano 83 oczy, z czego 78.3 % wykazało taką samo jakość widzenia zarówno przed jak i pół roku po zabiegu trabekulektomii. Jednak analiza map topograficznych rogówki wykazała, że redukcja ciśnienia śródgałkowego indukuje istotną statystycznie (t-Studenta, $p < 0.05$) zmianę krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki wynoszącą 0.3 mm. Średnie ciśnienie śródgałkowe u pacjentów w grupie kontrolnej wynosiło 14 mmHg, osiowy promień krzywizny rogówki 7.78 mm. Natomiast pacjenci z jaskrą, przed zabiegiem mieli ciśnienie śródgałkowe farmakologicznie obniżone do średniego poziomu 22 mmHg. Po zabiegu trabekulektomii, średnie zredukowane ciśnienie wynosiło 9.64 mmHg. Różnica wartości zewnętrznego promienia krzywizny rogówki 0.3 mm teoretycznie daje różnicę refrakcji oka 2 dioptrie. Jednak u pacjentów po trabekulektomii nie zaobserwowano pogorszenia jakości odwzorowania siatkówkowego. Duże znaczenie ma tutaj wiek pacjentów i związana z nim zdolność akomodacji. Średnia wieku naszych pacjentów wynosiła 64 ± 2.4 lata, oznacza to brak akomodacji i wyklucza ją jako mechanizm kompensujący uzyskaną różnicę refrakcji wywołaną zmianami ciśnienia śródgałkowego.

Wiele prac donosi o pojawiających się zmianach topografii rogówki powodowanych zabiegami filtracyjnymi [71-73]. Badania topografii rogówki, pacjentów z jaskrą poddanych zabiegom chirurgicznym pokazują, że trabekulektomia ma istotny statystycznie wpływ na topografię rogówki i indukuje astygmatyzm [74]. Jednak astygmatyzm pooperacyjny utrzymuje się najczęściej tylko do sześciu miesięcy po zabiegu. Po tym okresie czasu nie stanowi on już dużego problemu klinicznego [73]. Od tego czasu nie ma widocznych korelacji pomiędzy wielkością wyindukowanego pooperacyjnego astygmatyzmu, a zmianami jakości widzenia. Utrata ostrości widzenia nie może być przypisana zmianie toryczności powierzchni rogówki [72].

Wyniki moich badań klinicznych pozwalają na wyciągnięcie wniosku, że redukcja ciśnienia śródgałkowego nie powoduje zmiany w jakości widzenia, ale wywołuje zmiany w geometrii powierzchni rogówki.

Gałka oczna jest zatem zdolna w jakiś sposób kompensować zmiany w układzie optycznym oka powodowane wahaniem ciśnienia śródgałkowego tak, aby nie miały one wpływu na położenie obrazu na siatkówce.

W celu zamodelowania wyżej opisanych wyników badań, zaproponowano w 1997 roku biomechaniczny model gałki ocznej (rys. 4.2) [64]. Model składa się z twardówki i rogówki różniących się parametrami materiałowymi. Grubość rogówki wzrasta od wierzchołka ku rąbkowi rogówki. Grubość twardówki maleje od rąbka rogówki do równika oka, a następnie wzrasta do tylnego bieguna twardówki. Tylna półkula twardówki jest sztywno osadzona w oczodole i nie może się odkształcać. W modelu założono obciążenie ciśnieniem śródgałkowym p . Przyjęto także, że miarą rozmycia obrazu na siatkówce w funkcji ciśnienia



Rys. 4.2. Schemat modelu ludzkiej gałki ocznej. Bieg promieni światła w gałce ocznej nieobciążonej ciśnieniem śródgałkowym — linie ciągłe, oraz po obciążeniu ciśnieniem — linie przerywane. Zmiana ciśnienia śródgałkowego Δp powoduje przemieszczenie głównej płaszczyzny obrazowej H' rogówki o wartość Δl , oraz przyrost długości ogniskowej układu optycznego oka Δf .

śródgałkowego p jest zdefiniowany jako różnica pomiędzy zmianą optycznej długości gałki ocznej Δl i zmianą długości ogniskowej układu optycznego oka Δf względem usztywnionego dna oka:

$$D(p) = \Delta l(p) - \Delta f(p). \quad (4.1)$$

Optyczna długość oka l jest definiowana w niniejszej pracy jako odległość obrazowej płaszczyzny głównej oka (H' na rysunku 4.2) od dna oka. W przypadku przedstawionego modelu pozbawionego soczewki, optyczna długość oka pokrywa się praktycznie z rzeczywistą długością gałki ocznej, a jej przyrost Δl odpowiada przesunięciu rogówki a_r po

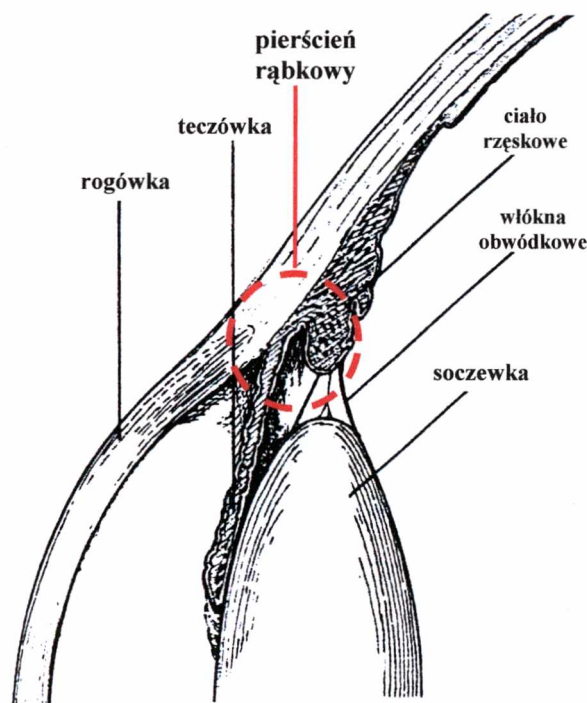
obciążeniu ciśnieniem. Funcja D określa osiowe przemieszczenie ogniska względem usztywnionego dna oka pod działaniem ciśnienia śródgałkowego.

Badania numeryczne z wykorzystaniem MES wykazały, że w przypadku modelu pokazanego na rysunku 4.2 obraz odwzorowywany na siatkówce nie jest stabilny. To znaczy, że w zależności od wartości ciśnienia śródgałkowego ognisko układu optycznego oka przemieszcza się względem siatkówki. Mamy zatem:

$$\frac{\Delta D}{\Delta p} \neq 0. \quad (4.2)$$

Przeprowadzono szereg obliczeń numerycznych na modelu gałki ocznej, zbudowanej ściśle wg wymiarów przyjętych w anatomii jako standardowe (podanych w podrozdziale 5.1.1) dla różnych parametrów materiałowych modelowanych tkanek, różnych funkcji matematycznych do opisu zewnętrznej powierzchni rogówki przy kilku poziomach ciśnienia śródgałkowego. W efekcie tych badań nie udało uzyskać się takiej geometrii rozszerzenia gałki ocznej (a więc i rogówki), aby zachować stałe położenie ogniska względem siatkówki, niezależnie od ciśnienia śródgałkowego.

Należy zauważyć, że w oku rzeczywistym, oprócz rogówki i twardówki, w okolicy rąbka znajdują się jeszcze elastyczne tkanki, jak tęczówka i ciało rzęskowe (rys. 4.3). Obecność mięśni rzęskowych i włókien obwódkowych jest istotna ze względu na funkcje, jakie pełnią one w oku. Przede wszystkim stanowią one zawieszenie dla soczewki, a dzięki swoim specyficznym właściwościom elastycznym sterują procesem akomodacji. Obecność mięśni rzęskowych w rejonie rąbka rogówki odpowiada za elastyczność tego obszaru i zmienia warunki brzegowe zawieszenia rogówki. Ten szczegół budowy anatomicznej gałki ocznej sugerowałby, zatem modyfikację modelu pokazanego na rysunku 4.2

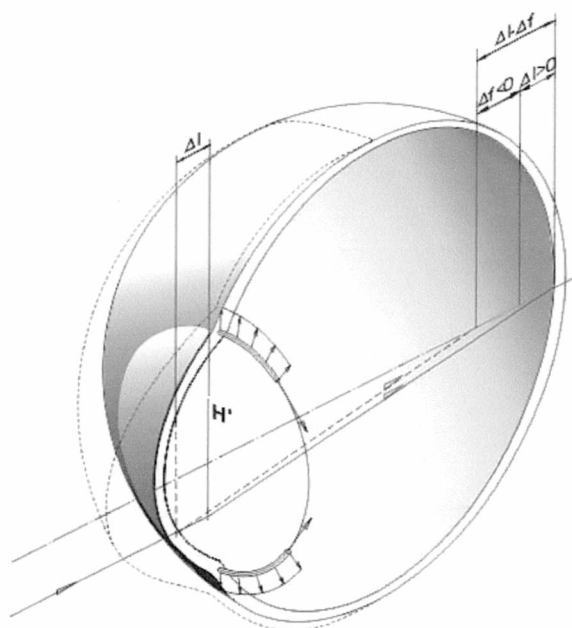


Rys. 4.3. Schemat pokazujący położenie pierścienia rąbkowego w oku.

w obszarze rąbka rogówki. W związku z tym uzupełniam poprzedni model gałki ocznej o elastyczny pierścień rąbkowy, który jest nowatorską propozycją w porównaniu do poprzednich modeli oka (rys. 4.3). Pierścień jest elementem położonym pomiędzy rogówką i twardówką i zastępuje elastyczne tkanki, takie jak ciało rzęskowe i tęczówka. Jednak pierścień ten jest elementem biernym, ponieważ model nie posiada elementów kontrolujących mechanizm akomodacji oka.

W celu dokładniejszego zamodelowania własności optycznych oka uzupełniam układ optyczny poprzedniego modelu o soczewkę oczną. Zakładam jednak, że soczewka ta zachowuje w modelu stałą moc optyczną. Założenie powyższe uzasadniam w następujący sposób. Podczas akomodacji, mięśnie rzęskowe kurczą się zwalniając włókna obwódki rzęskowej, które są bezpośrednio przyłączone z jednej strony do ciała rzęskowego, a z drugiej strony do torebki soczewki. Odwrotna sytuacja ma miejsce, kiedy akomodacja jest wyłączona, mięśnie rzęskowe rozluźniają się napinając włókna obwódki rzęskowej.

W ten sposób, możemy spodziewać się, że niezależnie od stanu akomodacji region rąbka rogówki ma stałą sprężystość, niezależnie od zmian zachodzących w czasie. Jeżeli nawet mechanizm akomodacji mógłby wpływać na promień krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki, to na obecnym etapie badań, nie biorę pod uwagę tego zjawiska. Konsekwentnie zakładam stałe napięcie okolicy rąbka rogówki, co eliminuje akomodację. Uzupełnienie modelu gałki ocznej o pierścień rąbkowy tworzy nowe podejście do jej biomechanicznego modelowania, zbliżając ten model do oka fizjologicznego. Nowy model gałki ocznej wyposażony w pierścień rąbkowy przedstawia rysunek 4.4. W nowym modelu rozszerzanie gałki ocznej



Rys. 4.4. Schemat modelu gałki ocznej z pierścieniem rąbkowym. Bieg promieni światła w gałce ocznej nieobciążonej ciśnieniem śródgałkowym — linie ciągłe, oraz po obciążeniu ciśnieniem — linie przerywane. Zmiana ciśnienia śródgałkowego powoduje przemieszczenie obrazowej płaszczyzny głównej układu oka H' o Δl oraz przyrost długości ogniskowej układu optycznego oka Δf . Soczewka (nie pokazana tutaj) jest zawieszona na pierścieniu rąbkowym. Wraz ze wzrostem ciśnienia śródgałkowego soczewka i pierścień przemieszczają się razem.

(i rogówki) pod wpływem przyrostu ciśnienia śródgałkowego jest warunkowane własnościami mechanicznymi pierścienia rąbkowego.

Powstaje zatem pytanie, czy można tak dobrać własności sprężyste pierścienia rąbkowego dla danej gałki ocznej, aby uzyskać stabilność ogniska oka na siatkówce a więc ostrość widzenia, niezależnie od zmian ciśnienia. Czy możliwe jest zatem spełnienie warunku:

$$\frac{\Delta D}{\Delta p} = 0, \quad (4.3)$$

dla modelu gałki ocznej z pierścieniem rąbkowym?

Z warunku (4.3) wynika, że przy zmianie Δp ciśnienia śródgałkowego, wartość funkcji D ma być stała. Zauważmy, że jeżeli $D = 0$ oznacza to zachowanie ostrego obrazu na siatkówce, jeżeli natomiast $D \neq 0$ ale stałe, to otrzymuje się zachowanie tego samego stopnia nieostrości obrazu podczas zmian ciśnienia p . Gdyby użyć poprawnie dobranej soczewki korygującej wadę wzroku to nadal mielibyśmy ostry obraz na siatkówce podobnie jak dla $D = 0$. Ta różna od zera wartość D nie ma bezpośredniego związku ze spełnieniem równości (4.3). W przypadku zaproponowanego modelu (rys. 4.4), wahania ciśnienia śródgałkowego mogą nie mieć wpływu na ostrość odwzorowania siatkówkowego, jeżeli zamodelowane tkanki oka oraz pierścień rąbkowy będą miały odpowiednią sprężystość i geometrię, by spełniony był warunek (4.3).

Przedstawioną powyżej własność gałki ocznej proponuję nazywać emmetropizacją oka lub samonastawnością optyczną oka. W oparciu o powyższe rozważania stawiam hipotezę:

Geometryczne i mechaniczne parametry gałki ocznej pozostają ze sobą w takiej korelacji, że ostrość obrazu, odwzorowywanego przez układ optyczny oka na siatkówkę, będzie niewrażliwa na fizjologiczne wahania ciśnienia śródgałkowego oraz wynikające stąd zmiany mocy optycznej rogówki.

Testowanie hipotezy o samonastawności optycznej gałki ocznej na nowym biomechanicznym modelu oraz weryfikacja czy efekt ten jest zależny od typu modelu, zrealizowałam badając różne funkcje matematyczne, jakie mogą być używane do aproksymacji profilu obu powierzchni rogówki, a także wartości modułu Younga rogówki i twardówki oraz sztywności pierścienia rąbkowego.

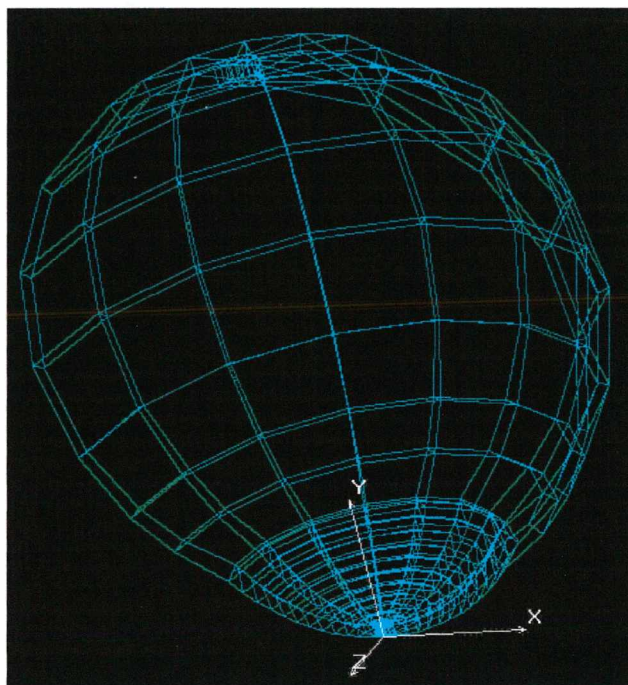
5. WŁASNOŚCI MODELU GAŁKI OCZNEJ I METODA OBLICZEŃ

5.1. MODEL LUDZKIEJ GAŁKI OCZNEJ

Przez model ludzkiej gałki ocznej rozumiemy tutaj ogół danych tworzących konstrukcję - w sensie, jaki nadaje jej Metoda Elementów Skończonych. Model, na którym zrealizowano badania zbudowano w systemie COSMOS/M 1.75 (256K Version, Copyright (C) 1996 Structural Research & Analysis Corporation), który jest standardowym i komercyjnie dostępnym oprogramowaniem (rys. 5.1). Metoda Elementów Skończonych oraz wykorzystane oprogramowanie narzuca w pewnym stopniu zastosowanie praw leżących u podstaw mechaniki, opisanych w rozdziale 3 [75].

Do wymuszeń zaliczamy zarówno warunki brzegowe - sposób zamocowania gałki, przemieszczenia wstępne - jak też obciążenia (ciśnienie śródgąłkowe), czy korekty nominalnej geometrii oka (modelu) wprowadzane, między innymi, metodami chirurgii refrakcyjnej. Na konstrukcję składają się, obok wymiarów, także parametry materiałowe tkanek oka ludzkiego.

Model składa się z trzech obszarów: rogówki, twardówki i pierścienia rąbkowego, różniących się parametrami materiałowymi. Ze względu na symetrię względem płaszczyzny osiowej model obejmuje jedną półkulę gałki ocznej. Rogówka i twardówka zbudowane są z 288 elementów skończonych dwudziesto - węzłowych typu Solid 3D, natomiast pierścień tworzy 8 elementów prętowych.



Rys.5.1. Konstrukcja gałki ocznej w systemie COSMOS/M 1.75.

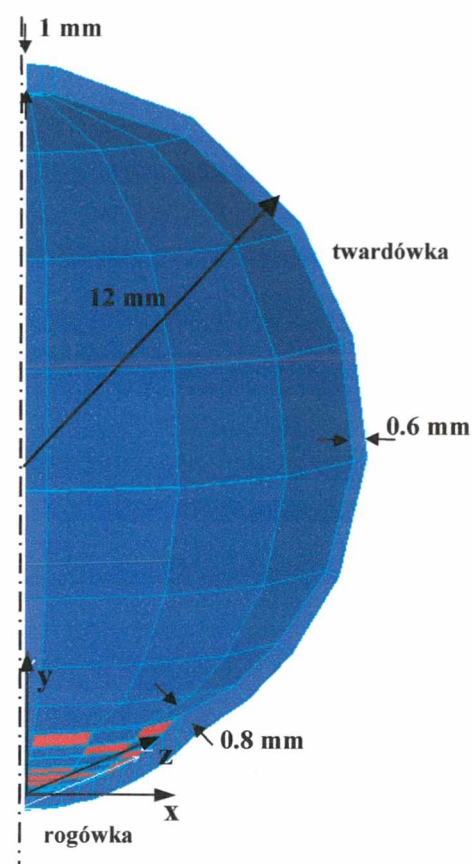
Modelowanie nominalnej geometrii modelu gałki ocznej zrealizowano poza systemem COSMOS, za pomocą własnego oprogramowania w środowisku EXCEL. W ten sposób, parametry geometryczne modelu, ze szczególnym uwzględnieniem funkcji

aproksymujących zewnętrzną i wewnętrzną powierzchnie rogówki, mogły być dowolnie dobierane. W efekcie uzyskałam łatwy dostęp do manipulacji poszczególnymi parametrami geometrycznymi oraz możliwość stworzenia wielu modeli o różnej geometrii. Następnie dane geometryczne wprowadzane były do systemu COSMOS, w którym według podanej geometrii konstruowany był model Metodą Elementów Skończonych, wykorzystując standardowe algorytmy. Po nałożeniu obciążenia modelu w postaci zadanego ciśnienia śródgałkowego, model był rozwiązywany w systemie COSMOS. Po rozwiązaniu modelu, pole przemieszczeń wyselekcjonowanych węzłów, potrzebnych do dalszej analizy czytywane było ponownie za pomocą własnego oprogramowania w środowisku EXCEL. W oprogramowaniu tym odnajdywałam przemieszczenia zewnętrznych węzłów mające wpływ na zmiany układu optycznego modelu po obciążeniu ciśnieniem. Dane te wprowadzane były do odpowiednich wzorów, w celu obliczenia zmian parametrów optycznych odwzorowania układu optycznego modelu, pod wpływem zmian ciśnienia śródgałkowego. Analizę układu optycznego przedstawię w dalszej części tego rozdziału.

5.1.1. Geometria modelu

Parametry geometryczne modelu gałki ocznej takie jak, kształt i wymiary twardówki oraz grubość rogówki (zmienna z odległością od osi oka) przyjęto zgodnie z danymi anatomicznymi. Wartości te są podawane dla ludzkiego, miarowego oka i powszechnie uznawane w tego rodzaju badaniach [1]:

- promień osiowy zewnętrznej powierzchni rogówki $R = 7.86$ mm,
- promień osiowy wewnętrznej powierzchni rogówki $r = 6.5$ mm,
- grubość rogówki na osi $g_c = 0.52$ mm,
- grubość rogówki w części peryferyjnej $g_p = 0.65$ mm,
- średnica rogówki wynosi 11.5 mm,
- wewnętrzny promień twardówki 12 mm,



Rys. 5.2. Przekrój poprzeczny modelu gałki ocznej – wymiary modelu.

- grubość twardówki przy rąbku rogówki wynosi 0.8 mm, następnie grubość ta maleje do 0.6 mm w kierunku prostopadłym do osi oka,
- grubość twardówki na dnie oka wynosi 1 mm.

Kształt profilu zewnętrznej powierzchni rogówki aproksymowano elipsą, zgodnie ze wzorem (2.4) (o mimośrodku $e=0$, $e=0.33$, $e=0.5$, $e=0.65$, $e=0.75$, $e=0.80$, $e=0.99$), oraz funkcją cosinus hiperboliczny według wzoru (2.7) (dla parametru $m=1$).

5.1.2. Materiał modelowanych tkanek oka

Przyjęto rogówkę i twardówkę jako materiały izotropowe. Powszechnie przyjmuje się, że materiał tych tkanek jest nieściśliwy. Ułamek Poissona ν dla takiego ośrodka jest równy 0.5. Jednak przy tej wartości ułamka Poissona ν równania konstytutywne (3.4) nie dają się odwracać, w związku z tym nie jesteśmy w stanie wyznaczyć naprężeń. Praktycznym sposobem ominięcia tego ograniczenia jest przyjęcie $\nu < 0.5$. W naszym przypadku przyjąłem $\nu = 0.45$ dla wszystkich badanych modeli.

Drugim parametrem materiałowym charakteryzującym tkanki oka i niezbędnym do obliczeń jest moduł Younga. Do badań wybieram kilka wartości modułu Younga dla rogówki z przedziału od 0.2 MPa do 10 MPa, przy nominalnym ciśnieniu śródgałkowym IOP 2135 Pa (16 mmHg). Między innymi korzystam z wyników badań Förstera [3], Hjortdala [33] oraz Orssengo [29]. Wartości modułu Younga rogówki, według powyższych eksperymentatorów, wyznaczyłam po przeprowadzeniu linearyzacji krzywych rozciągania materiału rogówki (opisanej w rozdziale trzecim). Zależności naprężenie σ – odkształcenie ε (krzywa rozciągania) materiału rogówki nie były publikowane wprost w wyżej wymienionych pracach. Każdy z cytowanych tu eksperymentatorów w inny sposób podaje swoje wyniki, w związku z tym dla wyznaczenia każdej krzywej rozciągania materiału rogówki opracowałam inną metodę.

Krzywa rozciągania materiału rogówki wg Förstera jest wynikiem badań *in vitro*, metodą interferometrii holograficznej, nad rozszerzaniem się wołowych rogówek przy wzrastającym ciśnieniu. Förster, jako wynik swoich badań, podaje wykres zależności stycznego modułu Younga E_{eksp} od ciśnienia śródgałkowego IOP (rys. 5.3). Nieliniową zależność naprężenie σ – odkształcenie ε otrzymałam pośrednio na podstawie danych z zależności $E_{\text{eksp}}(\text{IOP})$. W rogówce rozkład naprężenia jest niejednorodny (grubość nie jest stała), zatem nie można przy ustalonym ciśnieniu mówić o jednym module Younga E_{eksp} .

Moduł Younga, jako wartość zależna od naprężenia σ , będzie niejednorodny. Zależność modułu Younga w funkcji ciśnienia $E(IOP)$ ma sens jedynie lokalnie np. podana w wierzchołku rogówki i tak też jest tutaj podawana. Do aproksymacji czterech punktów otrzymanych doświadczalnie użyłam funkcji:

$$E_{apro} = A \cdot \sigma^\mu, \quad (5.1)$$

gdzie E_{apro} jest wartością modułu Younga wyznaczoną z funkcji aproksymującej, natomiast A oraz μ są współczynnikami.

Metodą najmniejszych kwadratów obliczyłam współczynniki $A=10^4$ i $\mu=2.35$, dla których funkcja (5.1) jest najlepiej dopasowana do danych eksperymentalnych (rys. 5.3). Następnie wykorzystuję założenie o liniowej zależności między naprężeniem σ w powłokach oka i ciśnieniem śródgałkowym IOP dla układów geometrycznie liniowych:

$$\sigma = t \cdot p. \quad (5.2)$$

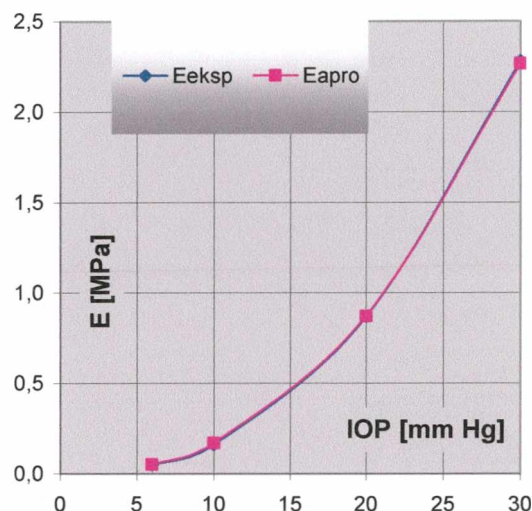
Z rozwiązania modelu przy założonej geometrii oka i przy ciśnieniu śródgałkowym $IOP=2135 \text{ Pa}$ (16 mmHg) naprężenie w wierzchołku rogówki wynosi $\sigma = 0.014 \text{ MPa}$. Podstawiając te wartości do równania (5.2) uzyskujemy wartość $t = 9.375 \cdot 10^{-4} [\text{MPa/mmHg}]$. Zależność modułu Younga E od naprężenia σ i odkształcenia ε ma postać:

$$E = \frac{d\sigma}{d\varepsilon}, \quad (5.3)$$

stąd,

$$d\varepsilon = \frac{d\sigma}{A \cdot \sigma^\mu}. \quad (5.4)$$

Do wyznaczenia odkształceń konieczne więc jest całkowanie równania (5.4). Początkowy fragment tego wykresu (rys. 5.3), do pierwszego punktu (6 mmHg , 0.052 MPa), aproksymowałam prostą poziomą, ponieważ krzywa wykładnicza dana wzorem (5.1) przechodzi przez początek układu współrzędnych, a moduł Younga w żadnym punkcie nie może zdążyć do zera. Gdyby tak było to zależność naprężenie σ - odkształcenie ε przestaje



Rys. 5.3. Zależność modułu Younga E_{exp} w funkcji ciśnienia śródgałkowego IOP oraz jego aproksymacja E_{apro} .

być jednoznaczna. Całkować więc należy w przedziale ciśnienia od $IOP_{pocz} = 800$ Pa do $IOP_{kon} = 4003$ Pa ($6 \div 30$ mmHg), tj $\sigma_{pocz} = 0.00563 \div \sigma_{kon} = 0.02813$ MPa. W ten sposób uzyskuję odkształcenie $\Delta\varepsilon$ materiału, które jest odpowiedzią na przyłożone naprężenie (ciśnienie) z przedziału σ_{pocz} . do σ_{kon} ., wynikające z równania (5.1):

$$\Delta\varepsilon = \int_{\sigma_{pocz}}^{\sigma_{kon}} \frac{d\sigma}{A \cdot \sigma^\mu} = \frac{1}{A} \int_{\sigma_{pocz}}^{\sigma_{kon}} \frac{d\sigma}{\sigma^\mu}, \quad (5.5)$$

stąd

$$\Delta\varepsilon = \frac{10^{-4}}{1.35} \cdot (\sigma_{pocz}^{-1,35} - \sigma_{kon}^{-1,35}). \quad (5.6)$$

Za σ_{kon} . wstawiam bieżącą wartość naprężenia wywołanego przyrostem ciśnienia, w kolejnych punktach za punktem początkowym. Całkowite odkształcenie wynosi więc:

$$\varepsilon = \Delta\varepsilon + \frac{\sigma_{pocz}}{E_{pocz}} = \Delta\varepsilon + \frac{0,00563}{0,052} = \Delta\varepsilon + 0,109. \quad (5.7)$$

Dla czterech punktów zaznaczonych na rysunku 5.3 obliczone odkształcenia zawiera tabela 5.1. Natomiast zależność $\varepsilon - \sigma$ według Förstera ilustruje wykres na rysunku 5.4.

Tabela 5.1. Parametry mechaniczne tkanki rogówki obliczone na podstawie danych Förstera (Förster et al. 1994).

IOP [Pa]	IOP [mm Hg]	naprężenie σ [MPa]	E_{eksp} [MPa]	E_{apro} [MPa]	odkształcenie ε
0	0	0.00000	-	-	0.0000
800.6	6	0.00563	0.050	0.052	0.1090
1334.37	10	0.00938	0.163	0.171	0.1492
2668.75	20	0.01875	0.871	0.874	0.1738
4003.1	30	0.02813	2.280	2.267	0.1805

Natomiast Orssengo [29] przeprowadził eksperyment *in vivo*, gdzie odkształcenie rogówki podczas pomiaru ciśnienia śródgałkowego zostało wywołane naciskiem głowicy tonometru aplanacyjnego typu Goldmann. W tym przypadku krzywą rozciągania wyznaczyłam także pośrednio. W pracy autorzy podają zależność stycznego modułu sprężystości E w funkcji ciśnienia śródgałkowego IOP :

$$E[MPa] = 0.0215 \cdot IOP[mmHg]. \quad (5.8)$$

Założyłam, jak poprzednio w wierzchołku rogówki, liniowy związek pomiędzy ciśnieniem IOP i naprężeniem σ , zgodnie z formułą (5.2):

$$\sigma = 9.375 \cdot 10^{-4} \cdot IOP. \quad (5.9)$$

Po wyrugowaniu ciśnienia IOP z równań (5.8) i (5.9) otrzymałam uproszczoną wersję równania (5.1), które teraz ma postać:

$$E = A \cdot \sigma, \quad (5.10)$$

gdzie $A=22.9$, co wynika z równań (5.8) i (5.9).

Następnie, jak w poprzednim przypadku, całkuje wyrażenie (5.4) podstawiając:

$$E = 22.9 \cdot \sigma. \quad (5.11)$$

Stąd

$$\Delta \varepsilon = \frac{1}{A} \int_{\sigma_{pocz}}^{\sigma_{kon}} \frac{d\sigma}{\sigma} = \frac{1}{A} \cdot (\ln \sigma_{kon} - \ln \sigma_{pocz}). \quad (5.12)$$

Za punkt początkowy przyjąłam stan opisany wierszem drugim w tabeli 5.2. Orssengo wykreślił zależność (5.4) zaczynając od wartości $E = 0.2\text{MPa}$ (trzeci wiersz w tabeli 5.2). W związku z tym przyjąłam, że do połowy tego przedziału, tj. do $E = 0.1\text{MPa}$ moduł E jest stały. Było to konieczne, ponieważ moduł sprężystości E musi być różny od zera dla naprężeń zdążających do zera. Zależność $\sigma - \varepsilon$ wg Orssengo ilustruje wykres na rysunku 5.4.

Tabela 5.2. Parametry mechaniczne tkanki rogówki obliczone na podstawie danych Orssengo [29].

	IOP [Pa]	IOP [mm Hg]	E [MPa]	naprężenie σ [MPa]	odkształcenie ε
	0	0	0.1	0	0
punkt początkowy	621.8	4.66	0.1	0.004367	0.043668
	1243.6	9.32	0.2	0.008734	0.073937
	1864.1	13.97	0.3	0.013100	0.091642
	2485.9	18.63	0.4	0.017467	0.104205
	3107.7	23.29	0.5	0.021834	0.113949
	3729.6	27.95	0.6	0.026201	0.121911
	4351.4	32.61	0.7	0.030568	0.128642
	4971.9	37.26	0.8	0.034934	0.134473
	5593.7	41.92	0.9	0.039301	0.139617
	6215.5	46.58	1.0	0.043668	0.144218

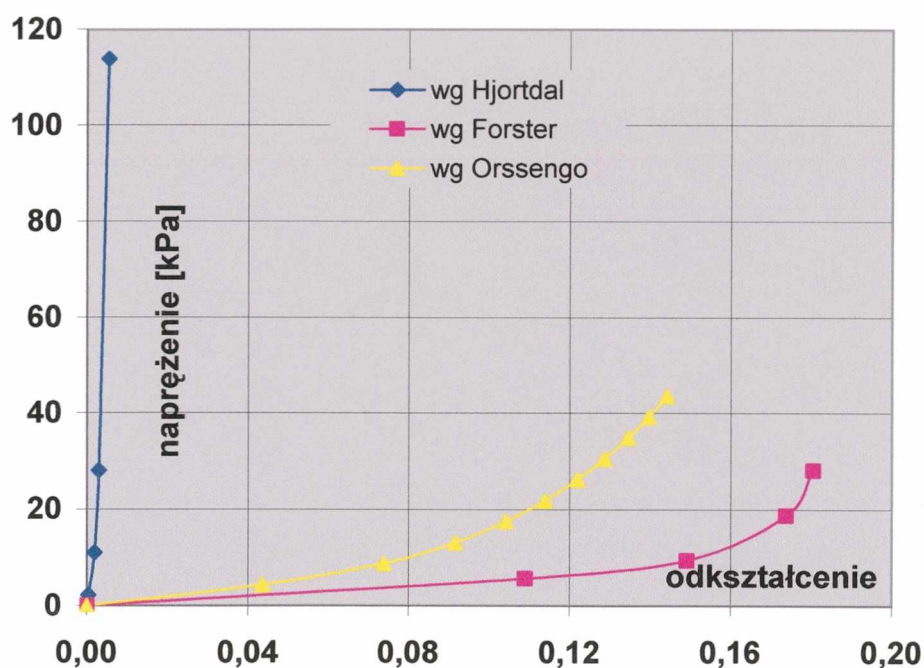
Hjortdal przeprowadził eksperyment *in vitro* na ludzkich rogówkach, które poddawał działaniu ciśnienia z przedziału $267 \div 13300$ Pa ($2 \div 100$ mmHg). Do wyznaczenia odkształcenia użyto markerów w postaci kropeł rtęci rozmieszczonych i zamocowanych w specyficzny układ na powierzchni rogówki. Wraz ze wzrostem ciśnienia rogówka wybrzyszała się. Jako odkształcenie mierzono przyrost odległości między markerami względem ich położenia na rogówce nie poddanej działaniu ciśnienia. Autor podaje wprost wielkość odkształcenia ε dla wartości przyłożonego obciążenia σ w postaci ciśnienia śródgałkowego, zebrane w tabeli 5.3. W celu wykreślenia krzywej ilustrującej zależność $\sigma - \varepsilon$ według Hjortdala punkty z tabeli 5.3 aproksymowałam wielomianem trzeciego stopnia.

Tabela 5.3. Parametry mechaniczne tkanki rogówki wyznaczone przez Hjortdal [33].

IOP [Pa]	IOP [mmHg]	napężenie σ [MPa]	odkształcenie ε
0	0	0.00000	0.0000
800.6	6	0.00563	0.1090
1334.4	10	0.00938	0.1492
2668.7	20	0.01875	0.1738
4003.1	30	0.02813	0.1805

Krzywe rozciągania rogówki, wyznaczone według badań Förstera, Hjortdala oraz Orssengo zebrano na wykresie pokazanym na rysunku 5.4.

Po przeprowadzeniu linearyzacji, krzywych rozciągania materiału rogówki (rys. 5.4) wyznaczyłam wartości modułu Younga dla rogówki przy nominalnym ciśnieniu śródgałkowym 2135 Pa (16 mmHg): 0.2 MPa wg Förstera, 0.37 MPa wg Orssengo oraz



Rys. 5.4. Krzywe zależności naprężenie odkształcenie materiału rogówki.

6.9 MPa wg Hjortdala. Oprócz tych wartości modułu Younga dla materiału tkanki rogówki, przyjmuję także wartości 0.45 MPa; 0.7 MPa; 1.2 MPa; 10.0 MPa. Dzięki czemu mam możliwość testowania całego przedziału wartości modułu Younga rogówki od 0.2 MPa do 10 MPa, podawanego w literaturze. Wartość modułu Younga materiału twardówki E_t przyjmuję jako wielokrotność modułu Younga rogówki E_r . Przyjmuję zatem w obliczeniach na biomechanicznym modelu gałki ocznej stosunek odpowiednich modułów równy 5 [32], a ponadto badam także $E_t/E_r = 3; 4; 7; 10$.

5.1.3. Warunki brzegowe modelu

W zaproponowanym tutaj modelu zakładam podobnie jak w modelu przedstawionym na rys. 4.2 sztywno osadzoną w oczodole tylną półkulę twardówki (ogranicza to rozprężanie się gałki ocznej). Nie ma, jak dotąd, żadnego standardu zamocowania modelu gałki ocznej. Jedną ze skrajności, zaproponowaną przez Maurice [67] jest rogówka rozpięta na sztywnym pierścieniu, jednak hipoteza ta została obalona przez Hjortdala [4] na podstawie wyników wykonanych badań biologicznych. Drugą skrajnością jest cała gałka nieskrępowana żadnymi więzami, co z fizjologicznego punktu widzenia wydaje się mało realistyczne. Prezentowany w tej pracy model jest rozwiązaniem pośrednim i bardziej realnym. Jeszcze bliższe rzeczywistości byłoby oczywiście osadzenie tylnej półkuli gałki w ośrodku podatnym, jednak o parametrach reologicznych osnowy oka wiadomo jeszcze mniej, niż o parametrach tkanek samego oka.

Węzłom leżącym na płaszczyźnie symetrii (brzeg modelu) pozostawiono swobodę przemieszczeń jedynie w tej płaszczyźnie.

5.1.4. Pierścień rąbkowy w modelu gałki ocznej

Pierścień rąbkowy jest istotnym elementem modelu, ponieważ powodowane przez sam fakt jego istnienia napięcie w płaszczyźnie rąbka rogówki (soczewki ocznej) wpływa na zachowanie stabilności odwzorowania siatkówkowego przy zmieniającym się ciśnieniu śródgałkowym. Jak zostanie pokazane w następnych rozdziałach, odpowiednio dobrana sztywność pierścienia może dać model zdolny samoczynnie (tj. bez udziału akomodacji) utrzymywać ostry obraz siatkówce (rys. 4.4).

Struktura tkanek reprezentowanych przez pierścień jest bardzo złożona, a ich parametry materiałowe i dokładna geometria są nadal nieznane. Dlatego też budowanie modelu takim

sposobem, tj. przez odtwarzanie geometrii mięśnia rzęskowego i tęczęwki - jak w przypadku rogówki - jest trudne, mało efektywne i po prostu niepotrzebne. Do badania warunków występowania samonastawności zupełnie wystarcza uproszczenie polegające na zredukowaniu tych tkanek do pierścienia rąbkowego o przekroju kołowym. Sztywność pierścienia pozostaje wówczas w jednoznacznym związku z wybranymi do badań pozostałymi parametrami modelu. Stąd też związek ten może zostać użyty do ujawnienia ograniczeń nakładanych na geometrię rogówki przez pierścień rąbkowy, lub odwrotnie – do wyznaczenia jego sztywności przy znanej geometrii.

Napężenie w pierścieniu jest proporcjonalne do ciśnienia śródgałkowego IOP i do sztywności rozciągania materiału pierścienia $E_{\text{pierścień}}$ wzdłuż swojego obwodu. Sztywność pierścienia wynosi zatem

$$\mathcal{R} = E_{\text{pierścień}} O_{\text{pierścień}}, \quad (5.13)$$

gdzie $E_{\text{pierścień}}$ jest modułem Younga materiału pierścienia, natomiast $O_{\text{pierścień}}$ powierzchnią przekroju poprzecznego pręta tworzącego pierścień. Kołowa powierzchnia przekroju poprzecznego pierścienia w nieobciążonym modelu jest stała i wynosi $O_{\text{pierścień}} = 2.34 \text{ mm}^2$, średnica pierścienia wynosi 1.7 mm. Taka średnica odpowiada przekrojowi poprzecznemu ciała rzęskowego i rąbka rogówki w jego płaszczyźnie.

Przy wzrastającym ciśnieniu śródgałkowym IOP, pierścień ogranicza przemieszczenia promieniowe, wprowadzając w tej płaszczyźnie siłę (napięcie), rozłożoną wzdłuż obwodu, skierowaną prostopadle do osi oka. Napięcie to rośnie ze wzrostem ciśnienia śródgałkowego oraz sztywnością rozciągania pierścienia (5.13) i ma szczególny wpływ na funkcję $D(p)$ (4.1). Odpowiednio dobrana sztywność rozciągania pierścienia może zapewnić samonastawność optyczną oka w wybranym zakresie pozostałych parametrów modelu – poziomu ciśnienia, geometrii, parametrów materiałowych modelowanych tkanek oraz warunków brzegowych. Brak możliwości spełnienia warunku (4.3) oznacza w tym aspekcie wadę strukturalną modelu. Nasuwa się zatem pytanie, czy dla modelu samonastawnego gałki ocznej powierzchnię rogówki można aproksymować dowolną funkcją?

W konsekwencji postawionego pytania, poszukując sztywności pierścienia rąbkowego zapewniającej spełnienie warunku emmetropizacji oka (4.3), dla trzech wybranych parametrów opisujących geometrię, materiał i ciśnienie śródgałkowe.

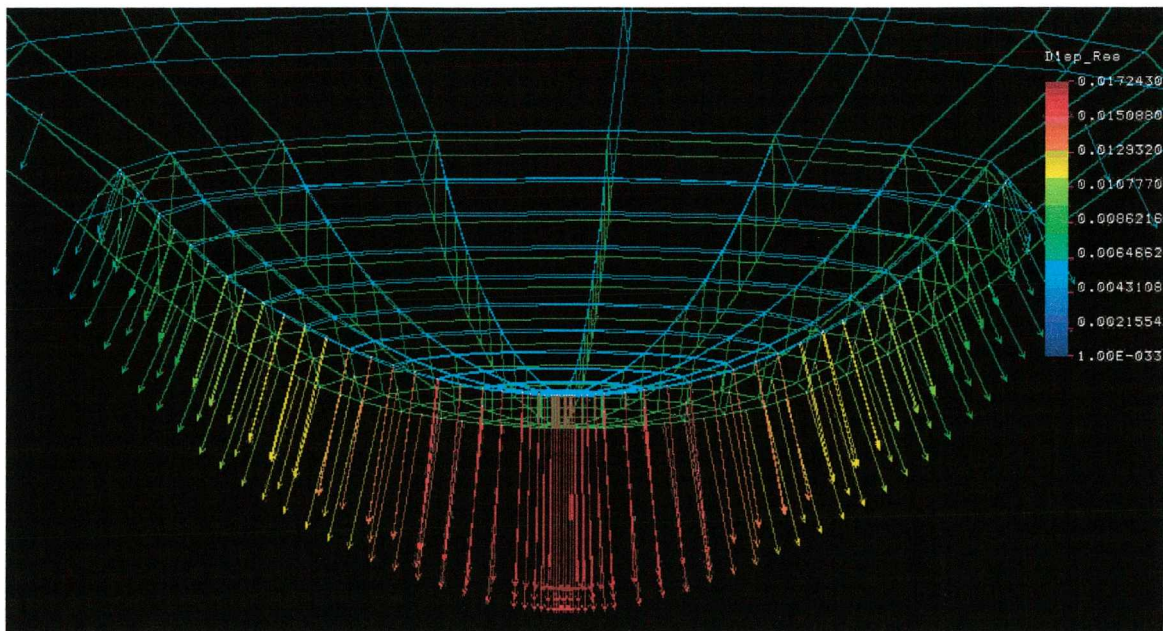
Badania obejmują przedział ciśnienia śródgałkowego IOP od 1070 Pa do 4270 Pa ($8 \div 32$ mmHg). Obliczenia wykonałam dla trzech poziomów wartości ciśnienia: 1070, 2135 oraz 4270 Pa (8, 16, 32 mmHg), odpowiednio dla parametru $p = 0.5; 1; 2$.

Zgodnie z celem pracy, badam wpływ własności sprężystych gałki ocznej na własności refrakcyjne oka. Zakładam zatem, że postulowana tu hipoteza emmetropizacji oka jest prawdziwa, w związku z tym szczególną własnością refrakcyjną modelu jest takie dopasowanie poszczególnych części układu optycznego oka (geometria powierzchni załamujących, odległości pomiędzy nimi) by uzyskać stałość odwzorowania niezależnie od wielkości przykładanego wymuszenia.

Wymuszeniem użytym w badaniach modelu są zmiany ciśnienia śródgałkowego, odpowiednią - wartość funkcji $D(p)$ określonej wzorem (4.1). Parametry modelu oceniam jako poprawne, gdy jego działanie prowadzi do spełnienia warunku (4.3). W ten sposób badam zasadność użycia kilku wybranych funkcji do opisu zewnętrznej powierzchni rogówki, która ma decydujące znaczenie dla układu optycznego gałki ocznej.

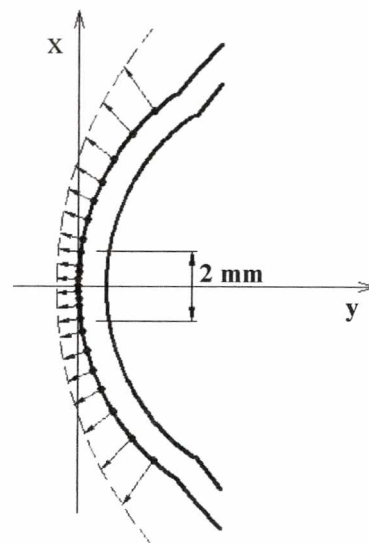
5.2. ROZWIĄZANIE MODELU – PARAMETRY GEOMETRYCZNE MAJĄCE WPŁYW NA UKŁAD OPTYCZNY OKA

Na każdym z poziomów ciśnienia śródgałkowego p warunek samonastawności (4.3) obliczany jest jako iloraz różnicowy wartości przyrostu osiowego przesunięcia ogniska ΔD pod wpływem przyrostu ciśnienia Δp . Wartość przyrostu Δp przyjęto 0.1 ($p \pm 0.05$), co jest o rząd mniejsze od badanych poziomów ciśnień. W tak przyjętym przyroście ciśnienia Δp zawarta jest też dokładność rozwiązania dla funkcji $D(p)$ (4.1), wyliczonej z uzyskiwanych rozwiązań w systemie COSMOS. Rozwiązanie w systemie COSMOS zwraca nam pole przemieszczeń węzłów położonych na zewnętrznej i wewnętrznej powierzchni rogówki i przedniej półkuli twardówki (ponieważ tylna półkula twardówki jest sztywno osadzona w oczodole i z założenia nie przemieszcza się) (rys. 5.5). Widać, że podstawa rogówki przemieszcza się nie można jej zatem traktować jak utwierdzonej w rąbku. Do paraksjalnych obliczeń własności optycznych modelu zakładam, że powierzchnia przechodząca przez węzły położone na zewnętrznej powierzchni rogówki w promieniu 1 mm od osi oka jest powierzchnią sferyczną (rys. 5.6). Założenie to ma na celu ułatwienie obliczeń znalezienia promienia krzywizny zewnętrznego profilu rogówki R' po każdorazowym rozwiązaniu w MESie. Aproksymacje realizuję metodą analizy regresyjnej, z której uzyskuję nowy promień

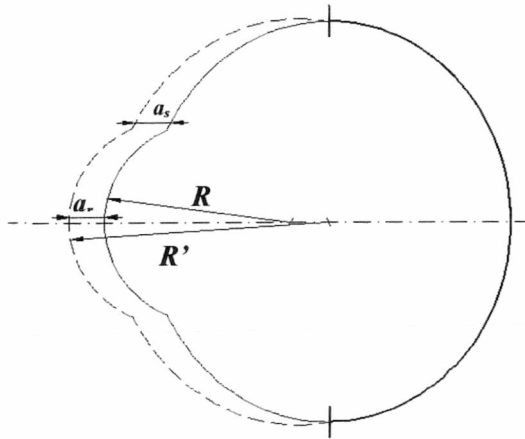


Rys. 5.5. Przeszczenia węzłów rozmieszczonych na zewnętrznym i wewnętrznym profilu rogówki - przykładowe rozwiązanie w systemie COSMOS.

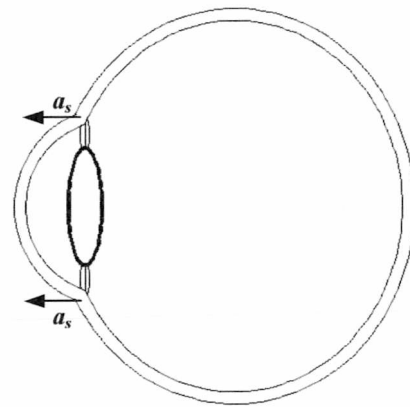
zewnątrznej krzywizny rogówki R' i przeszczenie osiowe wierzchołka rogówki a_r , po obciążeniu ciśnieniem śródgałkowym (rys. 5.7). Tak obliczony promień R' i przeszczenie wierzchołka rogówki a_r są dwoma z koniecznych parametrów do wyliczenia zmiany długości ogniskowej Δf i zmiany optycznej długości oka Δl . Następnym parametrem, koniecznym do wyznaczenia własności optycznych modelu jest przeszczenie wierzchołka wewnętrznej powierzchni rogówki b . Różnica a_r i b jest zmianą grubości rogówki wywołaną obciążeniem ciśnieniem śródgałkowym. Kolejnym parametrem, jaki musimy wziąć pod uwagę, do wyznaczenia zmiany długości ogniskowej układu optycznego modelu (oka) Δf oraz zmiany optycznej długości oka Δl , jest przeszczenie soczewki zarówno względem dna oka jak i wierzchołka rogówki (rys. 5.8). W celu wyznaczenia przeszczenia soczewki, wybieram węzeł położony w środku grubości twardówki w płaszczyźnie rąbka rogówki. Przeszczenie tego węzła a_s traktuję jako osiowe przeszczenie soczewki względem dna



Rys. 5.6. Przeszczenia węzłów rozmieszczonych na zewnętrznym profilu rogówki – schemat.



Rys. 5.7. Schemat zmiany geometrii modelu gałki ocznej przed obciążeniem ciśnieniem śródgałkowym (linia ciągła) i po obciążeniu (linia przerywana), R i R' – osiowy promień krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki przed i po obciążeniu, a_r – przesunięcie wierzchołka rogówki względem sztywno osadzonego dna oka, a_s – przesunięcie rąbka rogówki (soczewki) względem sztywno osadzonego dna oka.



Rys. 5.8. Schemat gałki ocznej oraz przesunięcie soczewki ocznej a_s pod wpływem zmiany ciśnienia śródgałkowego p .

oka (rys. 5.7 - 5.8). Te cztery parametry R' , a_r , a_s i b bezpośrednio wpływają na zmiany Δf oraz Δl po obciążeniu ciśnieniem śródgałkowym (obliczenia optyczne przedstawię w dalszej części tego rozdziału). Wyliczenie tych parametrów dla każdego poziomu ciśnienia umożliwia znalezienie wartości funkcji $\Delta D/\Delta p$.

Spełnienie warunku (4.3) samonastawności modelu zachodzi przy pewnej szczególnej wartości modułu Younga $E_{\text{pierścień}}$ dla materiału pierścienia rąbkowego. Wartość tą, dla każdego typu modelu, wyznaczyłam na drodze iteracyjnej. Kolejne wartości $E_{\text{pierścień}}$ wprowadzane były do systemu COSMOS tak długo, aż rozwiązanie dawało parametry R' , a_r , a_s oraz b prowadzące do spełnienia warunku samonastawności optycznej (4.3).

Odpowiednia korelacja wszystkich parametrów materiałowych, jak moduły Younga materiałów modelowanych tkanek oka: rogówki E_r , twardówki E_t i pierścienia rąbkowego $E_{\text{pierścień}}$ oraz parametrów geometrycznych z zewnętrznym promieniem rogówki R i R' , daje w efekcie model samonastawny.

5.3. UKŁAD OPTYCZNY MODELU GAŁKI OCZNEJ

W rozpatrywanym w niniejszej rozprawie biomechanicznym modelu gałki ocznej przyjąłam układ optyczny oka ludzkiego według Gullstrand - La Grand (rys. 5.9) [76]. Układ składa się z:

- rogówki o dwóch powierzchniach łamiących o osiowych promieniach krzywizny R (powierzchnia zewnętrzna) i r (powierzchnia wewnętrzna), średni współczynnik załamania rogówki wynosi $n_r \cong 1.3771$,
- soczewki o dwóch powierzchniach łamiących o osiowych promieniach krzywizny $R_s = 10 \text{ mm}$ (powierzchnia zewnętrzna) i $r_s = 6 \text{ mm}$ (powierzchnia wewnętrzna), średni współczynnik załamania soczewki wynosi $n_s \cong 1.42$,
- płynów wypełniających komory oka, jak ciecz wodnista – między rogówką a soczewką i ciało szkliste – między soczewką a siatkówką, średni współczynnik załamania cieczy wodnistej i ciała szklistego $n \cong 1.336$.

Wraz ze wzrostem ciśnienia śródgałkowego p cała soczewka przesuwa się względem dna oka o a_s . Soczewka jest elementem biernym jej promień krzywizny jak i grubość $g_s = 4 \text{ mm}$ są stałe niezależnie od obciążenia modelu. Zatem położenie płaszczyzn głównych soczewki względem siebie oraz ogniskowe soczewki są stałe. Wynika stąd stała moc optyczna soczewki, która wynosi w tym przypadku $P_s = 22.07$ dioptrii. Natomiast rogówka, po obciążeniu modelu ciśnieniem śródgałkowym p , zmienia swoje położenie oraz geometrię swojej zewnętrznej powierzchni. Promień krzywizny wewnętrznej powierzchni rogówki jest stały. Wielkości geometryczne układu optycznego oka i ich zmiana podczas obciążania ciśnieniem śródgałkowym pokazane są na rys. 5.9.

W przypadku nieobciążonego modelu moc optyczna rogówki P_r wyrażona jest wzorem:

$$P_r = P_z + P_w - \frac{g_c}{n_r} P_z \cdot P_w, \quad (5.14)$$

gdzie:

P_z – moc zewnętrznej powierzchni rogówki, dana wzorem (2.1),

P_w – moc wewnętrznej powierzchni rogówki, dana wzorem (2.2),

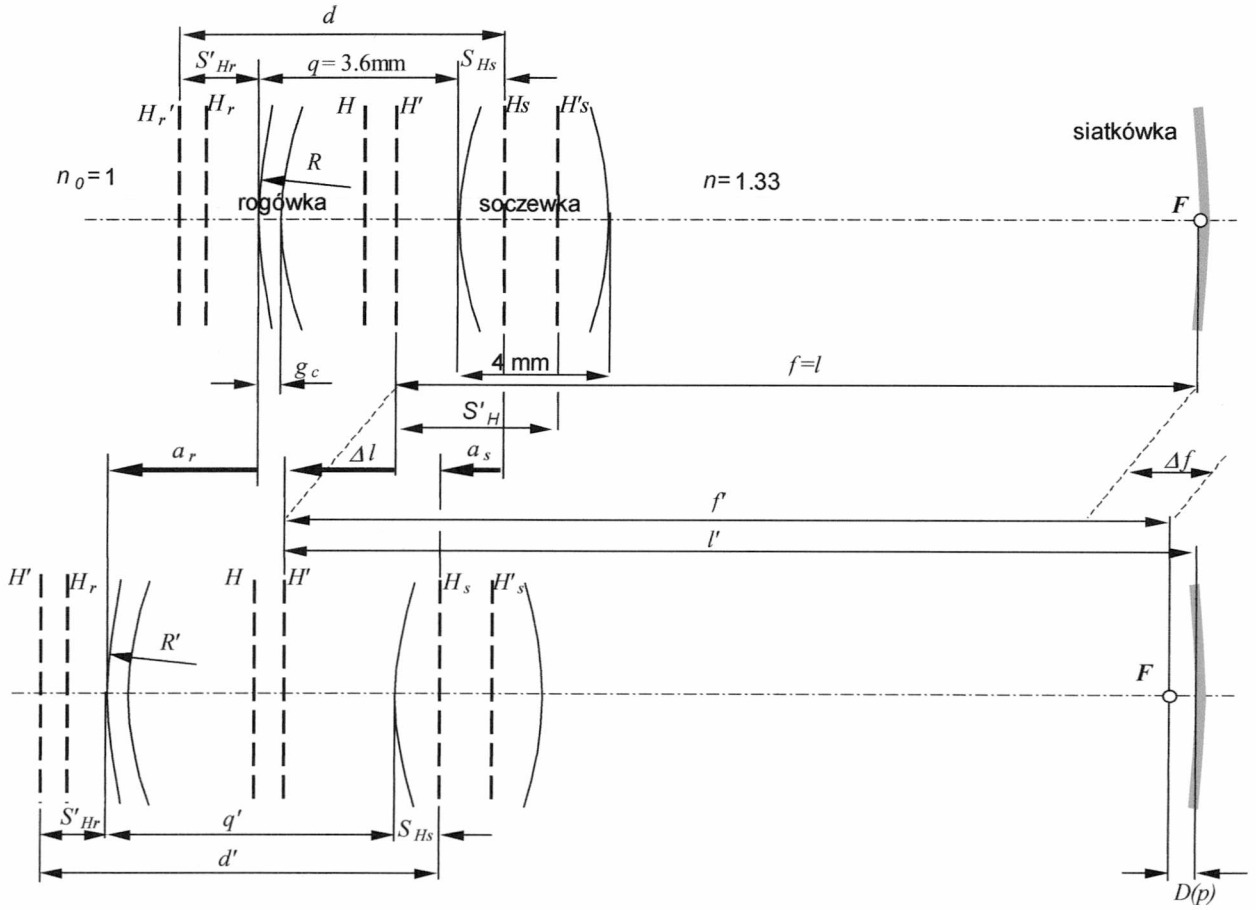
g_c – grubość rogówki w wierzchołku,

n_r – współczynnik załamania rogówki.

W związku z tym, że założyłam stałą moc soczewki P_s to moc optyczna całego układu optycznego oka P_{oka} zależy przede wszystkim od promienia zewnętrznej powierzchni rogówki R i ma postać:

$$P_{oka} = P_r + P_s - \frac{d}{n} \cdot P_r \cdot P_s, \quad (5.15)$$

gdzie d – odległość obrazowej płaszczyzny głównej rogówki od przedmiotowej płaszczyzny głównej soczewki.



Stąd długość ogniskowej f całego układu optycznego oka:

$$f = \frac{1.336}{P_{oka}}. \quad (5.16)$$

Po obciążeniu modelu ciśnieniem śródgałkowym, promień krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki R' , przemieszczenie jej wierzchołków a_r , b oraz przemieszczenie soczewki a_s stanowią podstawę do obliczenia aktualnej wartości ogniskowej układu optycznego modelu f' (5.16). Różnica początkowej długości ogniskowej układu f i długości ogniskowej układu po obciążeniu f' , daje zmianę długości ogniskowej oka Δf .

Zmiana optycznej długości oka Δl , która jest zmianą odległości głównej płaszczyzny obrazowej układu H' względem nieruchomego dna oka, wywołana jest przesunięciem położenia soczewki a_s oraz zmianą odległości $\Delta S_H'$ (głównej płaszczyzny obrazowej układu H' od głównej płaszczyzny obrazowej soczewki H_s') (rys. 5.9):

$$\Delta l = a_s + \Delta S_H'. \quad (5.17)$$

Wielkość a_s jest uzyskiwana z rozwiązania w MESie, natomiast S_H' jest dana wzorem (współczynniki załamania ciała szklстого i cieczy wodnistej się upraszczają):

$$S_H' = d \cdot \frac{P_r}{P_{oka}}. \quad (5.18)$$

Wartość $\Delta S_H'$ warunkowana jest przemieszczeniami wierzchołka rogówki a_r , soczewki a_s oraz zmianą długości zewnętrznego promienia krzywizny rogówki R , wywołanymi przyrostem ciśnienia śródgałkowego.

Zmiana geometrii modelu, po obciążeniu ciśnieniem śródgałkowym prowadzi do zmiany własności refrakcyjnych oka (modelu). Przede wszystkim zmienia się zewnętrzny promień rogówki na R' . We wzorze (2.1) na moc optyczną zewnętrznej powierzchni rogówki P_z , należy zastąpić R przez R' i otrzymać nową moc optyczną zewnętrznej powierzchni rogówki P_z' :

$$P_z' = \frac{n_r - 1}{R'}. \quad (5.19)$$

Podstawiając P_z' do wzoru (5.14), otrzymujemy wzór na moc optyczną rogówki P_r' po obciążeniu ciśnieniem śródgałkowym:

$$P_r' = P_z' + P_w - \frac{g_c - |b - a_r|}{n_r} P_z \cdot P_w. \quad (5.20)$$

Drugą przyczyną zmiany własności refrakcyjnych oka (modelu) jest wywołana obciążeniem, zmiana odległości głównej płaszczyzny obrazowej rogówki od głównej płaszczyzny przedmiotowej soczewki d . Zmiana wartości d jest wynikiem przesunięć zewnętrznych powierzchni rogówki a_r i soczewki a_s względem dna oka, dając przemieszczenie płaszczyzn głównych rogówki H_r i H_r' oraz soczewki H_s i H_s' . Zatem, odległość d' po obciążeniu obliczyłam według wzoru:

$$d' = S_{Hs} + (a_r - a_s) + \left[S_{Hr}' - (g_c - |b - a_r|) \right], \quad (5.21)$$

gdzie:

$$S_{Hs} = g_s \cdot \frac{n}{n_s} \cdot \frac{P_{sw}}{P_s}, \quad (5.22)$$

$$S'_{Hr} = -(g_c - |b - a_r|) \cdot \frac{n}{n_r} \cdot \frac{P_z}{P_r'}, \quad (5.23)$$

S_{Hs} – odległość przedmiotowej płaszczyzny głównej soczewki od przedniego wierzchołka soczewki,

S'_{Hr} – odległość obrazowej płaszczyzny głównej rogówki od wierzchołka rogówki,

P_{sw} – moc optyczna wewnętrznej powierzchni soczewki.

Wartości P_r' (5.20) i d' (5.21) wstawiamy do wzoru (5.15) aby uzyskać moc optyczną modelu oka po obciążeniu:

$$P_{oka}' = P_r' + P_s - \frac{d'}{n} \cdot P_r' \cdot P_s. \quad (5.24)$$

W konsekwencji długość ogniskowej układu optycznego modelu po obciążeniu f' ma postać:

$$f' = \frac{1.336}{P_{oka}'}. \quad (5.25)$$

Odległość głównej płaszczyzny przedmiotowej soczewki od przedniego wierzchołka soczewki S_{Hs} (5.22) nie wymaga modyfikacji po zmianie ciśnienia śródgałkowego ponieważ soczewka nie zmienia swojej grubości g_s . Natomiast zmiana grubości rogówki g_c po obciążeniu została uwzględniona jako różnica przemieszczeń a_r i b . Zatem, po przyroście ciśnienia śródgałkowego, odległość obrazowej płaszczyzny głównej rogówki od wierzchołka rogówki S'_{Hr} (5.23) wyliczana jest po uwzględnieniu nowego promienia krzywizny R' zewnętrznej rogówki i zmianie g_c . Promień ten jest wyliczany na podstawie przemieszczeń węzłów położonych na zewnętrznym profilu rogówki. Wartości a_r oraz a_s uzyskuję z rozwiązania modelu w MESie przy określonym obciążeniu ciśnieniem p .

6. TESTOWANIE HIPOTEZY O SAMONASTAWNOŚCI GAŁKI OCZNEJ NA BIOMECHANICZNYM MODELU

Badania na modelu biomechanicznym przeprowadziłam zgodnie z celami prezentowanej tutaj pracy w trzech etapach:

I etap – testowanie poprawności zaproponowanego modelu oraz jego odpowiedzi na wymuszenia ciśnieniem w aspekcie hipotezy emmetropizacji gałki ocznej i zapewnienia poprawności działania układu optycznego modelu. W ten sposób możliwe było dochodzenie do zakresów wartości parametrów geometrycznych i materiałowych modelu, oraz weryfikacja funkcji stosowanych do aproksymacji zewnętrznej powierzchni rogówki.

II etap – weryfikacja stałych sprężystości modelowanych tkanek gałki ocznej, przy których model posiada zdolność samonastawności optycznej, oraz ich konfrontacja z badaniami biologicznymi.

III etap – porównanie wyników uzyskanych z rozwiązania modelu w układzie optycznym oka bez soczewki i z soczewką oczną w aspekcie hipotezy emmetropizacji oka. Określenie poprawności przyjętych założeń.

6.1. WŁASNOŚCI SPRĘŻYSTE PIERŚCIENIA RĄBKOWEGO ZAPEWNIAJĄCE EFEKT EMMETROPIZACJI MODELU

Celem pierwszego etapu badań było znalezienie odpowiedzi gałki ocznej na wymuszenia w postaci zmian ciśnienia śródgałkowego p . Szczególnej uwadze poddaję uzyskane parametry materiałowe nowego elementu modelu, jakim jest pierścień rąbkowy. Badania sprowadzają się do znalezienia fizjologicznie prawdopodobnych sztywności pierścienia oraz modułów sprężystości badanych tkanek, które wraz z pozostałymi parametrami modelu zapewniają efekt samonastawności optycznej. Przyjmuję, że warunek samonastawności jest spełniony, jeżeli wartość $\frac{\Delta D}{\Delta p}$ mieści się w zakresie 0 ± 0.001 mm.

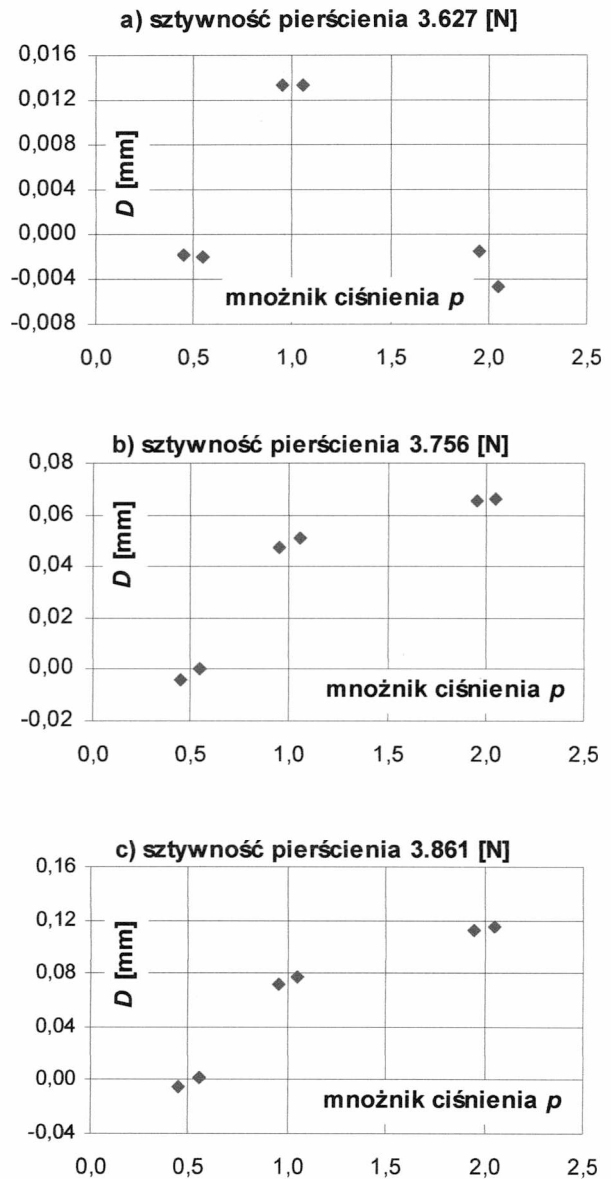
Na wstępie opisu uzyskanych wyników podam przykładowy sposób postępowania przy analizie wyników i sposób ich zapisu.

Przykładowe rozwiązania modelu dla poszczególnych obciążeń i wstępne wyniki zawiera tabela 6.1 i rysunek 6.1. Wyniki te uzyskano w oparciu o sposób postępowania

opisany w rozdziale 5 dla Modułu Younga materiału rogówki 0.2 MPa, twardówki 1 MPa, mimośrodowi elipsy aproksymującej zewnętrzny profil rogówki 0.5. Po iteracji wyliczono, że model spełnia warunki samonastawności przy ciśnieniu $p=0.5\pm0.05$ (IOP= 1067 ± 107 Pa) i $p=1\pm0.05$ (IOP= 2135 ± 107 Pa) dla sztywności pierścienia 3.627 N, oraz przy ciśnieniu $p=2\pm0.05$ (IOP= 4270 ± 107 Pa) dla sztywności pierścienia 3.756 N. Odpowiada to kolejnym

Tabela 6.1. Model z pierścieniem o sztywności 3.627 N, 3.756 N oraz 3.861 N, modulem Younga rogówki $E_r=0.2$ MPa, mimośrodowi elipsy $e=0.5$. Pierwsze dwie wartości sztywności pierścienia spełniają warunek samonastawności, trzecia wartość nie spełnia.

Δl [mm]	Δf [mm]	$D=\Delta l-\Delta f$ [mm]	p	$\Delta D/\Delta p$
sztywność pierścienia rąbkowego 3.627 N (1.550 MPa)				
-0.02200	-0.02386	-0.00186	0.45	
0.02573	0.02378	-0.00195	0.55	-0.0009
0.43920	0.45258	0.01338	0.95	
0.48693	0.50023	0.01330	1.05	-0.0008
0.93052	0.92903	-0.00149	1.95	
0.98128	0.97668	-0.00460	2.05	-0.0311
sztywność pierścienia rąbkowego 3.756 N (1.605 MPa)				
-0.02019	-0.02394	-0.00374	0.45	
0.02393	0.02386	-0.00007	0.55	0.0368
0.40637	0.45408	0.04771	0.95	
0.45081	0.50188	0.05107	1.05	0.0336
0.86624	0.93210	0.06586	1.95	
0.91401	0.97991	0.06590	2.05	0.0004
sztywność pierścienia rąbkowego 3.861 N (1.650 MPa)				
-0.01890	-0.02400	-0.00510	0.45	
0.02265	0.02392	0.00127	0.55	0.0637
0.38369	0.45524	0.07156	0.95	
0.42587	0.50317	0.07730	1.05	0.0574
0.82196	0.93449	0.11254	1.95	
0.86771	0.98242	0.11471	2.05	0.0218



Rys. 6.1. Wartość funkcji D dla trzech poziomów ciśnienia p wg tabeli 6.1 dla modelu z pierścieniem o sztywności:

- a) 3.627 N – model samonastawny przy $p \approx 0.5$ i 1,
- b) 3.756 N - model samonastawny przy $p \approx 2$,
- c) 3.861 N, brak efektu samonastawności.

modułom Younga pierścienia 1.086 MPa, 1.605 MPa oraz 1.650 MPa dla założonej tutaj geometrii pierścienia o średnicy przekroju 1.7 mm. Sztywność pierścienia jest obliczana według wzoru (5.13) po rozwiązaniu serii modeli różniących się wartościami modułu Younga materiału pierścienia rąbkowego.

W tych przypadkach funkcja D osiąga wartość ekstremalną ($\Delta D/\Delta p \approx 0$), co oznacza, że ognisko zachowuje stałe położenie względem dna oka przy narastającym ciśnieniu p , a ostrość obrazu na siatkówce oka pozostaje wówczas niezmienna (rys. 6.1 a, b.). Dla trzeciej wartości sztywności pierścienia 3.861 N, model nie wykazuje samonastawności optycznej dla żadnego poziomu ciśnienia (rys. 6.1 c.).

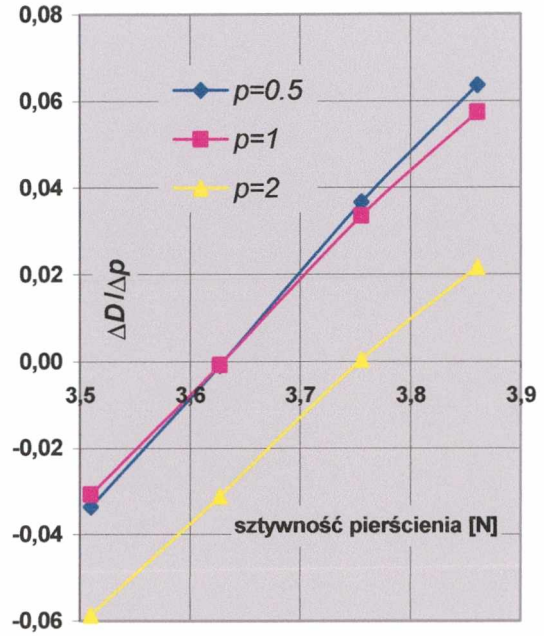
Wykresy na rysunku 6.1 a i b stanowią tu jedynie ilustrację jakościową, bowiem osiowe przemieszczenie ogniska ΔD względem nieruchomego dna oka jest bardzo małe przy przyroście ciśnienia i nie ma wpływu na zachowanie stabilności obrazu. Jednocześnie wierzchołek rogówki oddalił się osiowo od dna oka o około 0.4 i 0.9 mm przy $p \approx 1$ i 2, odpowiednio. Stabilność odwzorowania siatkówkowego została zachowana dzięki przyrostowi długości ogniskowej Δf (na skutek zmiany promienia krzywizny wierzchołka rogówki R i oddalenia się go od soczewki) o niemal dokładnie tę samą wartość. Gdyby tak się nie stało (gdyby rogówka przemieściła się sztywno na przykład o 0.9 mm, bez zmiany promienia krzywizny), to do utrzymania ogniska na dnie oka po wzroście ciśnienia do $p = 2.05$ (32.8 mmHg), konieczna byłaby zmiana ogniskowej z 22.365 mm do $22.365 + 0.863 = 23.228$ mm, czyli o 2.22 dioptrie (wg wzorów (5.16) i (5.23)). Nawet przyrost ciśnienia do $p = 1.05$ (16.8 mmHg) daje zmianę mocy optycznej o 1.19 dioptrii. Takie zmiany mocy optycznej są istotne dla jakości widzenia.

Natomiast w przypadku modelu z pierścieniem rąbkowym o sztywności 3.861 N (rys. 6.1c) osiowe przemieszczenie ogniska względem nieruchomego dna oka ΔD jest zbyt duże dla przyrostu ciśnienia p i wyraźnie wpływa na ostrość obrazu, a raczej jego rozmycie na siatkówce.

W celu dokładniejszego znalezienia miejsca zerowego funkcji $\Delta D/\Delta p$, a w konsekwencji sztywności pierścienia warunkującego samonastawność optyczną modelu postępuję w następujący sposób. Kolumna 5 tabeli 6.1 (rys. 6.1) dostarcza wartości $\Delta D/\Delta p$ dla trzech poziomów ciśnienia p , dając dla danych sztywności pierścienia trzy punkty, zapisane w kolejnych wierszach tabeli 6.2 i wykreślone na rysunku 6.2. Seria takich punktów (tabela 6.2, rys. 6.2) pozwala znaleźć miejsce zerowe funkcji $\Delta D/\Delta p$ z dużą dokładnością. Miejsce to wyznaczane jest jako pierwiastek wielomianu drugiego stopnia,

Tabela 6.2. Dokładne wartości sztywności pierścienia (modułu Younga) zapewniające $\Delta D/\Delta p=0$, obliczone według danych z tabeli 6.1, dla przedziału wartości sztywności pierścienia, w modelu z $E_r = 0.2$ MPa i $e=0.5$.

sztywność pierścienia (moduł Younga) [N] ([MPa])	$\Delta D/\Delta p$		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
3.5100 (1.500)	-0.0336	-0.0307	-0.0587
3.6270 (1.550)	-0.0009	-0.0008	-0.0311
3.7557 (1.605)	0.0368	0.0336	0.0004
3.8610 (1.650)	0.0636	0.0574	0.0218
sztywność pierścienia (moduł Younga) dla zerowych wartości $\Delta D/\Delta p$			
	3.6271 (1.550)	3.6265 (1.5498)	3.7581 (1.6060)



Rys. 6.2. Wykresy zależności $\Delta D/\Delta p$ od sztywności pierścienia dla trzech poziomów ciśnienia wg tabeli 6.2.

którym aproksymowano kilka punktów leżących najbliżej miejsca zerowego - jeśli takie istnieje. Wynik umieszczony jest w ostatnim wierszu tabeli 6.2.

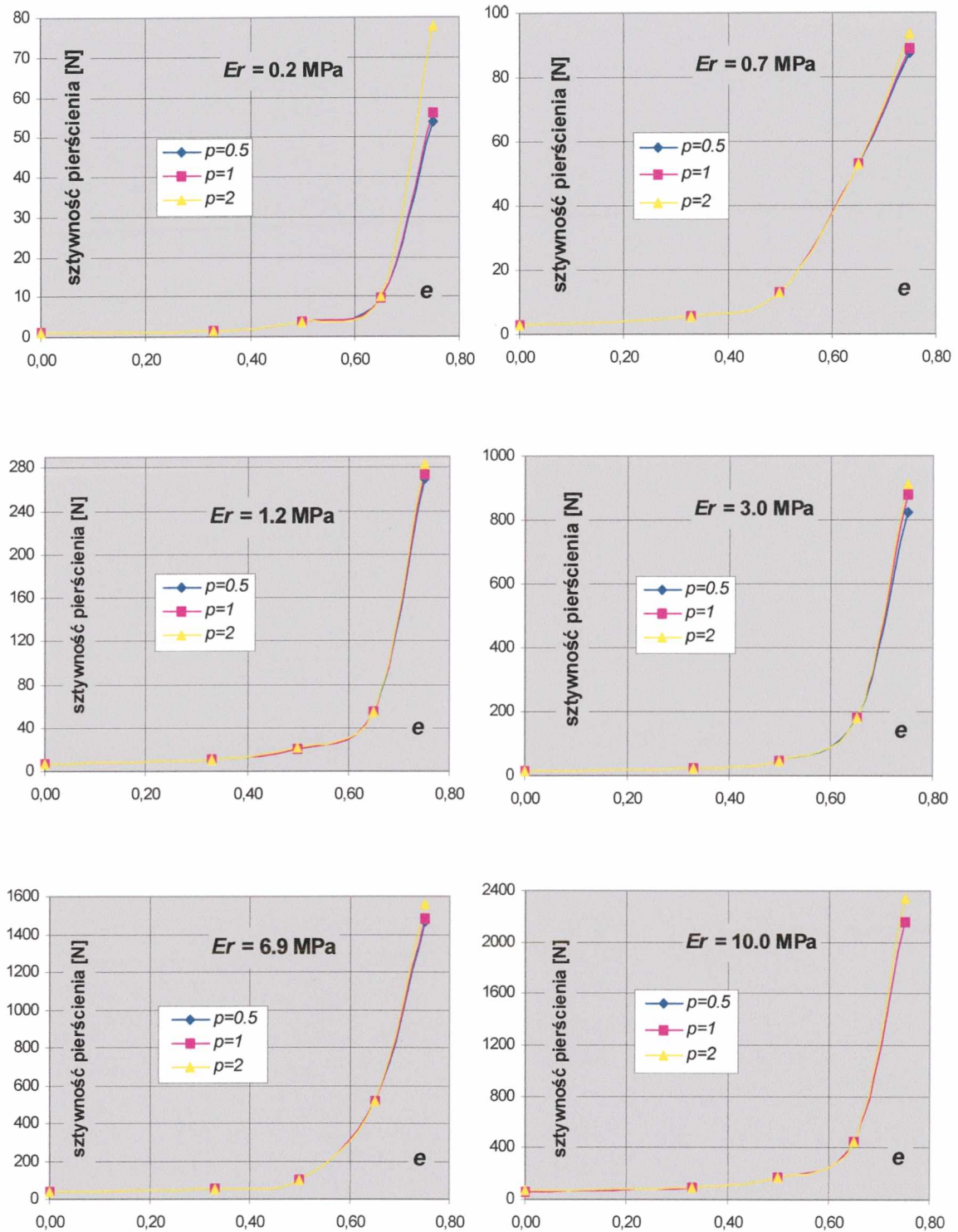
Tabela 6.2 pokazuje, że dla każdego przedziału ciśnienia śródgałkowego ($p \approx 0.5$, $p \approx 1$ oraz $p \approx 2$) można tak dobrać sztywność pierścienia rąbkowego, aby uzyskać wartość $\Delta D/\Delta p$ poniżej zakładanej wcześniej wartości 0.001.

Powtarzając powyższy cykl obliczeń wyników, z którego uzyskałam tabele 6.1 i 6.2 dla:

- kolejnych wartości mimośrodów e , oraz funkcji cosh, którymi aproksymuję zewnętrzny profil rogówki
- kolejnych wartości modułu Younga rogówki,

otrzymałam odpowiednie sztywności pierścienia rąbkowego dla modeli samonastawnych o różnych parametrach geometrycznych i materiałowych (Tabela 6.3, rys. 6.3).

Tabela 6.3 zawiera wyniki dla modeli o sześciu różnych wartościach modułu Younga rogówki i dla siedmiu funkcji aproksymujących zewnętrzny profil rogówki. Taki dobór parametrów materiałowych i geometrycznych modelu pozwolił na zawężenie zakresu parametrów do dalszych badań na modelu. Wyniki przedstawione w tabeli 6.3 i rysunku 6.3 pochodzą z modeli, w których moduł Younga materiału twardówki E_t pozostawał w stałym stosunku do modułu Younga rogówki E_r i wynosił pięć ($E_r/E_t = 5$).



Rys. 6.3. Wykresy wartości sztywności pierścienia rąbkowego (zamieszczonych w tabeli 6.3) w modelach samonastawnych w funkcji wartości mimośrodu elipsy e aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki, dla różnych modułów Younga rogówki E_r .

Tabela 6.3. Wartości sztywności pierścienia rąbkowego w [N] (moduł Younga w [MPa]) w modelach samonastawnych dla różnych wartości modułu Younga rogówki E_r i różnych wartości mimośrodów e elipsy aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki.

e	SZTYWNOŚĆ PIERŚCIENIA RĄBKOWEGO [N]								
	(MODUŁ YOUNGA [MPa])								
	$E_r = 0.2 \text{ MPa}$			$E_r = 0.7 \text{ MPa}$			$E_r = 1.2 \text{ MPa}$		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.00	1.10 (0.47)	1.12 (0.48)	1.15 (0.49)	2.81 (1.20)	2.81 (1.20)	2.82 (1.21)	6.55 (2.80)	6.57 (2.81)	6.61 (2.82)
0.33	1.89 (0.81)	1.89 (0.81)	1.95 (0.83)	5.65 (2.41)	5.66 (2.42)	5.66 (2.42)	11.1 (4.72)	11.1 (4.74)	11.1 (4.74)
0.50	3.71 (1.59)	3.72 (1.59)	3.86 (1.65)	12.8 (5.47)	12.8 (5.47)	12.8 (5.47)	21.1 (9.02)	21.2 (9.06)	21.3 (9.10)
0.65	9.59 (4.10)	9.59 (4.09)	10.3 (4.38)	52.8 (22.6)	52.9 (22.6)	53.1 (22.7)	54.7 (23.4)	55.3 (23.6)	55.0 (23.5)
0.75	53.8 (23.0)	55.9 (24.0)	77.7 (33.2)	87.6 (37.5)	88.7 (37.9)	93.6 (40.0)	269 (115)	273 (116)	283 (121)
COSH	3.34 (1.43)	3.35 (1.43)	3.36 (1.44)	11.8 (5.04)	11.8 (5.04)	11.8 (5.04)	20.0 (8.55)	20.0 (8.55)	20.0 (8.55)
e	SZTYWNOŚĆ PIERŚCIENIA RĄBKOWEGO [N]								
	(MODUŁ YOUNGA [MPa])								
	$E_r = 3.0 \text{ MPa}$			$E_r = 6.9 \text{ MPa}$			$E_r = 10.0 \text{ MPa}$		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.00	16.0 (6.85)	16.0 (6.86)	16.1 (6.88)	37.0 (15.8)	37.0 (15.8)	37.0 (15.8)	54.9 (23.5)	55.1 (23.6)	68.4 (29.2)
0.33	25.2 (10.8)	25.2 (10.8)	25.2 (10.8)	58.0 (24.8)	58.0 (24.8)	58.0 (24.8)	91.8 (39.2)	91.7 (39.2)	91.6 (39.1)
0.50	44.9 (19.2)	44.9 (19.2)	44.9 (19.2)	103 (44.1)	103 (44.1)	104 (44.4)	175 (74.9)	176 (75.1)	174 (74.5)
0.65	180 (76.8)	180 (76.8)	180 (76.9)	514 (219)	515 (220)	516 (220)	452 (193)	453 (193)	455 (194)
0.75	824 (352)	878 (375)	913 (390)	1469 (627)	1481 (632)	1562 (667)	2153 (920)	2160 (923)	2347 (1002)
COSH	43.0 (18.3)	43.0 (18.3)	43.0 (18.4)	106 (45.4)	106 (45.4)	107 (45.4)	171 (73.2)	171 (73.3)	171 (73.2)

Okazało się, że każdy z testowanych parametrów modelu – poziom ciśnienia śródgałkowego, typ profilu zewnętrznej powierzchni rogówki oraz moduł Younga rogówki E_r – pozostaje w ścisłym związku z efektem emmetropizacji modelu, co w konsekwencji prowadzi do warunków ograniczających dopuszczalne przedziały zmienności tych parametrów.

Wymagana do samonastawności sztywność tkanki w okolicy rąbka rogówki rośnie wraz ze wzrostem mimośrodu elipsy e , początkowo łagodnie do około $e = 0.5$, a następnie

bardzo gwałtownie. W modelu samonastawnym, przy wysokich wartościach mimośrodów elipsy $e > 0.65$ pojawiła się nieprawdopodobnie wysoka sztywność pierścienia rąbkowego, niezależnie od wartości modułu Younga rogówki E_r . Wydaje się, niemożliwe by tak duża sztywność pierścienia występowała w oku rzeczywistym. Zakładam, że wartość modułu Younga pierścienia powinna być tego samego rzędu, co moduł Younga twardówki. Pod tym względem najbardziej odpowiednią aproksymacją profilu rogówki jest elipsa o $e = 0.33$ i 0.5 , co pokrywa się z wynikami uzyskanymi w badaniach okulistycznych [17]. Natomiast dla $e = 0$ moduł Younga pierścienia jest o połowę mniejszy niż twardówki, niezależnie od wartości modułu Younga rogówki. Potwierdza to powszechnie przyjęty wniosek, że aproksymacja okręgiem zewnętrznego profilu rogówki jest zbyt dużym przybliżeniem

Rezultaty prezentowanych tutaj badań pokazują, że kryterium samonastawności optycznej wprowadza jedno stosunkowo ostre ograniczenie doboru mimośrodu elipsy aproksymującej zewnętrzny profil rogówki, wykluczając elipsy z mimośrodem $e > 0.65$. Na tej podstawie stwierdzam, że dla $e > 0.65$ model traci zdolność do emmetropizacji. Dodatkowo kryterium to daje bardziej subtelne rozgraniczenia między modelami o różnych wartościach wymienionych parametrów.

Model samonastawny, w którym zewnętrzny profil rogówki aproksymowany jest funkcją cosinus hiperboliczny (2.7) wymaga podobnej sztywności pierścienia jak model z rogówką o profilu eliptycznym (2.4) o mimośrodku $e \approx 0.5$.

Sztywność pierścienia w niewielkim tylko stopniu zależy od ciśnienia śródgałkowego - różnica między jego skrajnymi wartościami (dla ciśnień $p \approx 0.5$ i $p \approx 2$) jest rzędu $1 \div 5\%$. Zatem model pracuje stabilnie przy różnych obciążeniach, podobnie jak rzeczywista gałka oczna.

Kolejne wykresy na rysunku 6.3 wyraźnie pokazują, że zależność sztywności pierścienia od poziomu ciśnienia p ma ten sam charakter niezależnie od wartości modułu Younga rogówki. Chociaż więc hipoteza modelu samonastawnego ogranicza od góry wartość mimośrodu elipsy na poziomie 0.65 , to jednocześnie też nie nakłada ograniczeń na dobór modułu Younga rogówki.

6.2. WPŁYW WARTOŚCI STOSUNKÓW MODUŁU YOUNGA MATERIAŁU ROGÓWKI I TWARDÓWKI

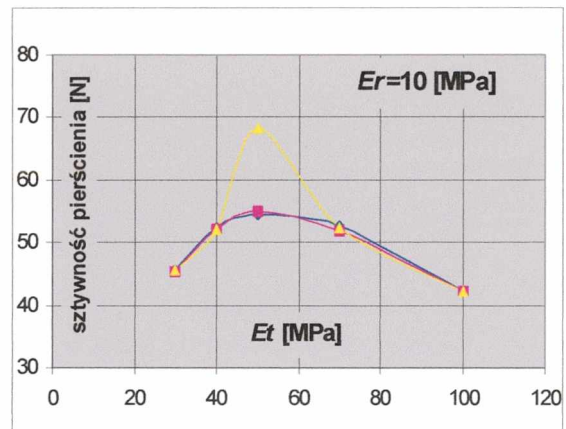
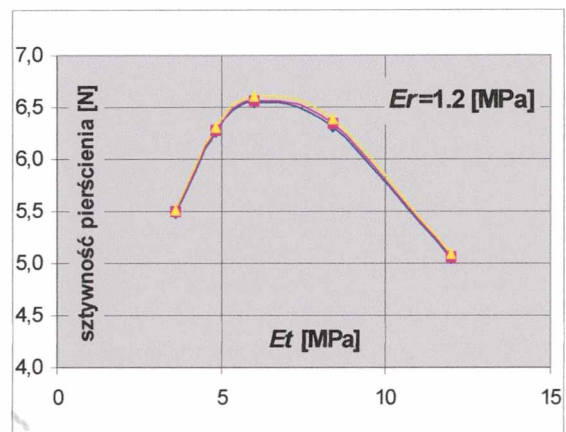
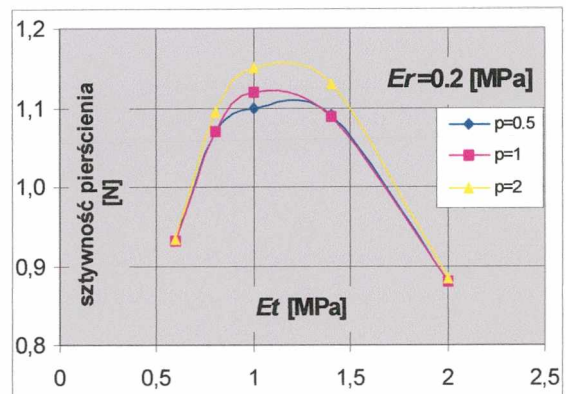
Celem kolejnego etapu badań na modelu gałki ocznej było uzyskanie informacji, w jakim stopniu parametry materiałowe tkanek rogówki i twardówki wpływają na efekt samonastawności gałki ocznej i poprawność odwzorowania siatkówkowego. Po przeanalizowaniu wyników opisanych w poprzednim podrozdziale wiemy, że w przypadku modelu samonastawnego dobór aproksymacji profilu zewnętrznej powierzchni rogówki nie jest dowolny. Nasuwa się zatem pytanie o dobór wartości modułów Younga zarówno rogówki jak i twardówki. Czy przyjęte założenie, że moduł Younga materiału twardówki E_t jest pięć razy większy od wartości modułu Younga rogówki E_r ($E_t/E_r = 5$) ma związek z geometrią gałki ocznej? Założenie to przyjął na podstawie badań biologicznych przeprowadzonych przez Woo [32]. Wynik ten nie został jednak w żaden sposób zweryfikowany w innych badaniach. Czy wartość, uzyskana przez Woo jest przypadkowa? Pytanie to sugeruje, że przyczyna takiej wartości stosunku modułów Younga twardówki i rogówki E_t/E_r może być zawarta w strukturze oka. Czy hipoteza oka samonastawnego prowadzi do jakiegoś ograniczenia dla tej wartości, tak jak w przypadku mimośrodów elipsy? Jakie znaczenie ma tutaj wybór funkcji aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki? Interesujące jest także, czy istnieje wpływ (i jak duży) stosunku modułów sprężystości tkanek oka na sztywności pierścienia rąbkowego, zapewniającą samonastawność modelu. Testowane tutaj wartości modułów sprężystości rogówki i twardówki pozwoliły na dalszą weryfikację tych parametrów. Badania obejmują wartości:

- modułu Younga rogówki $E_r = 0.2, 1.2, 10$ MPa,
- stosunku modułów Younga twardówki i rogówki $E_t/E_r = 3, 4, 5, 7, 10$,
- mimośrodu elipsy aproksymującej zewnętrzny profil rogówki $e = 0, 0.33, 0.5, 0.65, 0.75$.

Wyniki obliczeń zestawione są w tabelach 6.4 ÷ 6.8, w których podana jest sztywność pierścienia oraz jego moduł Younga (wartości w nawiasach) odpowiadający przyjętej geometrii pierścienia dla każdej kombinacji modułów Younga rogówki E_r i twardówki E_t . Kolejne tabele zawierają rozwiązania dla pięciu wartości mimośrodu elipsy e . Zawartość każdej z tabel 6.4 ÷ 6.8 ilustrowana jest trzema wykresami sztywności pierścienia rąbkowego modelu samonastawnego, w zależności od modułu Younga twardówki (na rysunkach 6.4 ÷ 6.8), kolejno dla trzech modułów Younga rogówki.

Tabela 6.4. Wartość sztywności pierścienia rąbkowego (moduł Younga) w samonastawnym modelu z aproksymacją zewnętrznego profilu rogówki okręgiem, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki E_r .

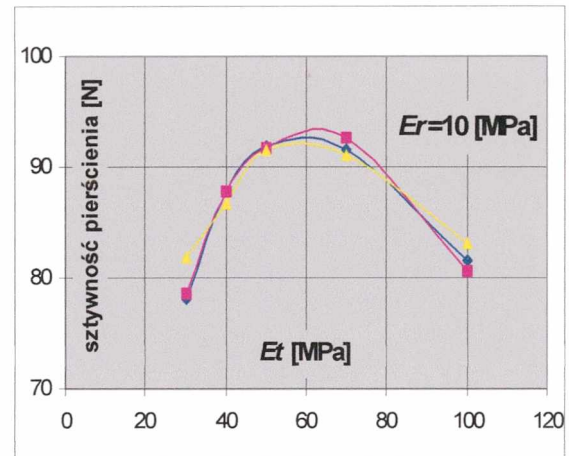
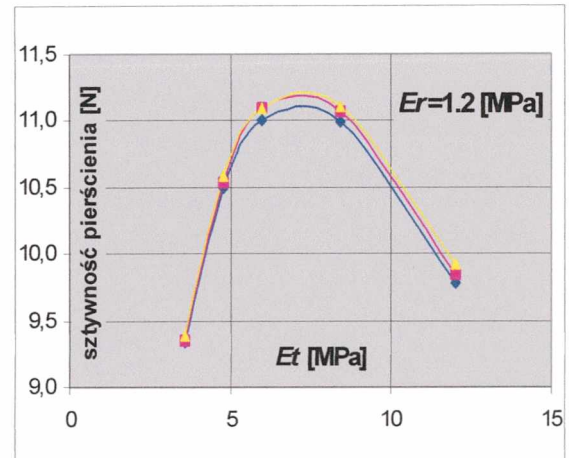
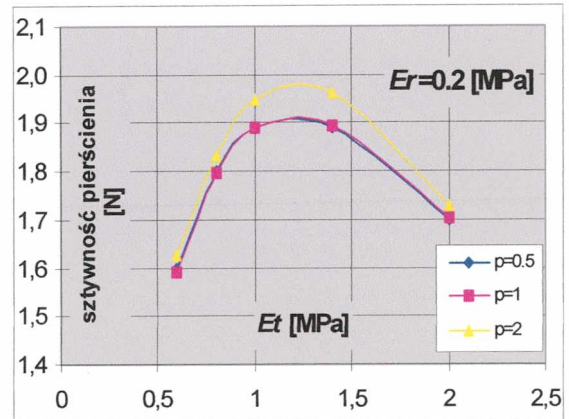
E_r [MPa]	E_t [MPa]	$\frac{E_t}{E_r}$	sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa])		
			$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 1$
0.2	0.6	3	0.93 (0.40)	0.93 (0.40)	0.93 (0.40)
0.2	0.8	4	1.07 (0.46)	1.07 (0.46)	1.10 (0.47)
0.2	1	5	1.10 (0.47)	1.12 (0.48)	1.15 (0.49)
0.2	1.4	7	1.09 (0.47)	1.09 (0.47)	1.13 (0.48)
0.2	2	10	0.88 (0.38)	0.88 (0.38)	0.88 (0.38)
1.2	3.6	3	5.49 (2.35)	5.49 (2.35)	5.52 (2.36)
1.2	4.8	4	6.27 (2.68)	6.28 (2.68)	6.31 (2.70)
1.2	6	5	6.55 (2.80)	6.57 (2.81)	6.61 (2.82)
1.2	8.4	7	6.32 (2.70)	6.34 (2.71)	6.39 (2.73)
1.2	12	10	5.04 (2.15)	5.06 (2.16)	5.09 (2.18)
10	30	3	45.6 (19.5)	45.3 (19.4)	45.7 (19.5)
10	40	4	52.3 (22.4)	52.2 (22.3)	52.1 (22.3)
10	50	5	54.9 (23.3)	55.1 (23.6)	68.4 (29.2)
10	70	7	52.7 (22.5)	51.8 (22.1)	52.4 (22.4)
10	100	10	42.1 (18.0)	42.1 (18.0)	42.1 (18.0)



Rys. 6.4. Wykresy sztywności pierścienia rąbkowego w funkcji modułu Younga twardówki E_t , w modelu samonastawnym z aproksymacją zewnętrznego profilu rogówki okręgiem, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki $E_r = 0.2, 1.2, 10$ MPa

Tabela 6.5. Wartości sztywności pierścienia rąbkowego (moduł Younga) w samonastawnym modelu z aproksymacją profilu rogówki elipsą o $e=0.33$, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki E_r .

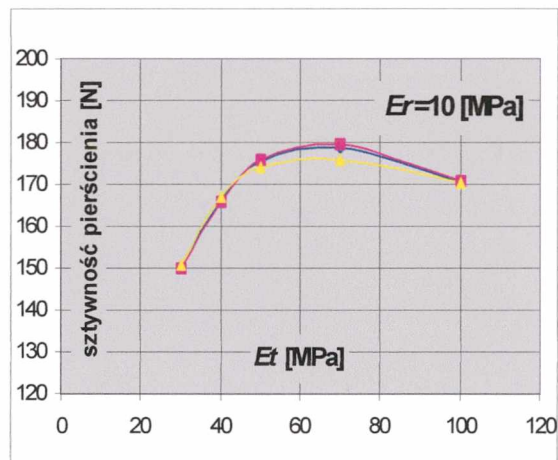
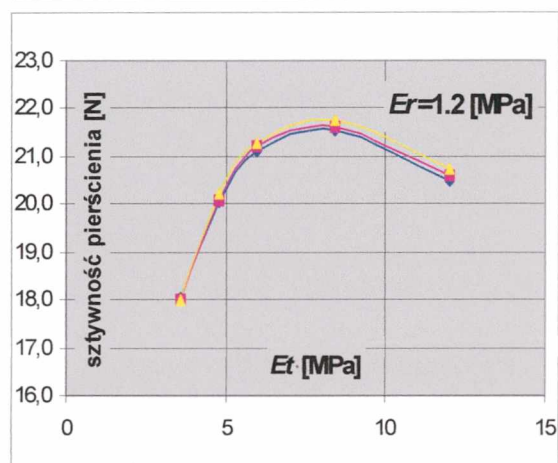
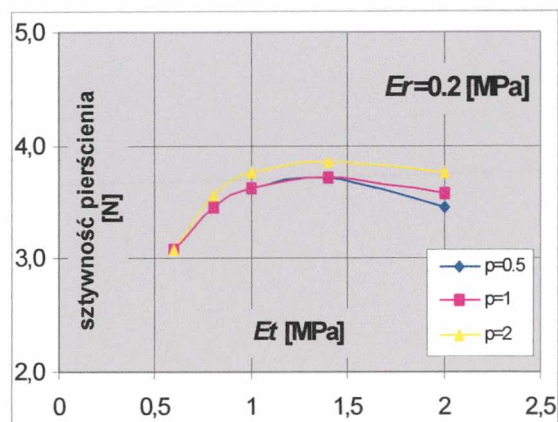
E_r [MPa]	E_t [MPa]	$\frac{E_t}{E_r}$	sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa])		
			$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.2	0.6	3	1.58 (0.68)	1.59 (0.68)	1.63 (0.70)
0.2	0.8	4	1.80 (0.77)	1.80 (0.77)	1.83 (0.78)
0.2	1	5	1.89 (0.81)	1.89 (0.81)	1.95 (0.83)
0.2	1.4	7	1.89 (0.81)	1.89 (0.81)	1.96 (0.84)
0.2	2	10	1.70 (0.73)	1.70 (0.73)	1.73 (0.74)
1.2	3.6	3	9.35 (4.00)	9.35 (4.00)	9.40 (4.02)
1.2	4.8	4	10.5 (4.49)	10.5 (4.50)	10.6 (4.52)
1.2	6	5	11.0 (4.72)	11.1 (4.74)	11.1 (4.74)
1.2	8.4	7	11.0 (4.71)	11.1 (4.73)	11.1 (4.75)
1.2	12	10	9.81 (4.19)	9.85 (4.21)	9.93 (4.24)
10	30	3	78.4 (33.5)	78.6 (33.6)	81.9 (35.0)
10	40	4	87.8 (37.5)	87.9 (37.6)	86.7 (37.0)
10	50	5	91.8 (39.2)	91.7 (39.2)	91.6 (39.1)
10	70	7	91.7 (39.2)	92.8 (39.6)	91.0 (38.9)
10	100	10	81.6 (34.9)	80.6 (34.4)	83.1 (35.5)



Rys. 6.5. Wykresy sztywności pierścienia rąbkowego w funkcji modułu Younga twardówki E_t , w modelu samonastawnym z aproksymacją zewnętrznego profilu rogówki elipsą o $e=0.33$, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki $E_r=0.2, 1.2, 10$ MPa.

Tabela 6.6. Wartości sztywności pierścienia rąbkowego (moduł Younga) w samonastawnym modelu z aproksymacją profilu rogówki elipsą o $e=0.5$, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki E_r .

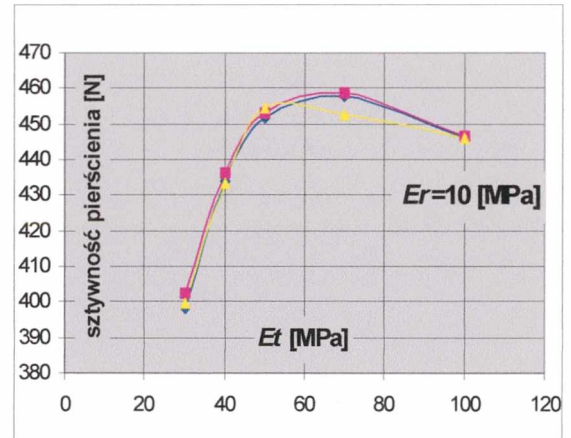
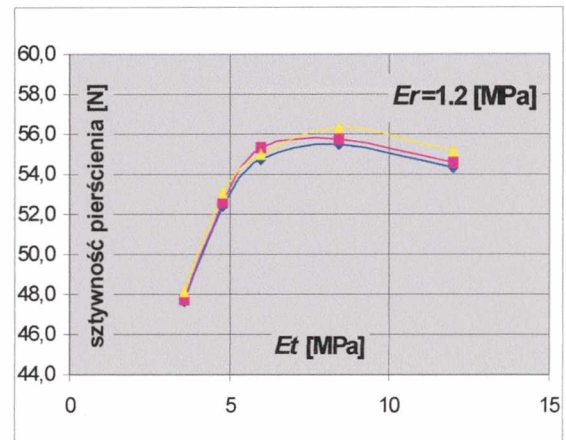
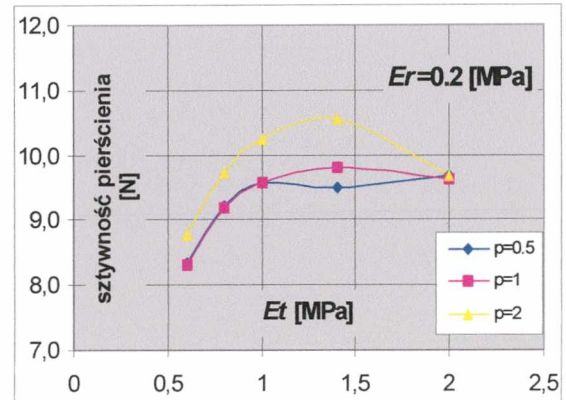
E_r [MPa]	E_t [MPa]	$\frac{E_t}{E_r}$	sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa])		
			$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 1$
0.2	0.6	3	3.08 (1.32)	3.08 (1.32)	3.09 (1.32)
0.2	0.8	4	3.45 (1.47)	3.45 (1.47)	3.56 (1.52)
0.2	1	5	3.71 (1.55)	3.72 (1.55)	3.86 (1.61)
0.2	1.4	7	3.72 (1.59)	3.72 (1.59)	3.86 (1.65)
0.2	2	10	3.46 (1.48)	3.57 (1.53)	3.77 (1.61)
1.2	3.6	3	18.0 (7.71)	18.0 (7.70)	18.0 (7.70)
1.2	4.8	4	20.1 (8.57)	20.1 (8.59)	20.2 (8.64)
1.2	6	5	21.1 (9.02)	21.2 (9.06)	21.3 (9.10)
1.2	8.4	7	21.5 (9.20)	21.6 (9.24)	21.8 (9.30)
1.2	12	10	20.5 (8.76)	20.6 (8.79)	20.7 (8.86)
10	30	3	150 (64.1)	150 (64.0)	151 (64.4)
10	40	4	166 (71.1)	166 (70.9)	167 (71.4)
10	50	5	175 (74.9)	176 (75.1)	174 (74.5)
10	70	7	179 (76.4)	179 (76.7)	176 (75.1)
10	100	10	170 (72.8)	171 (72.9)	170 (72.7)



Rys. 6.6. Wykresy sztywności pierścienia rąbkowego w funkcji modułu Younga twardówki E_t , w modelu samonastawnym z aproksymacją zewnętrznego profilu rogówki elipsą o $e=0.5$, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki $E_r = 0.2, 1.2, 10$ MPa.

Tabela 6.7. Wartości sztywność pierścienia rąbkowego (moduł Younga) w samonastawnym modelu z aproksymacją profilu rogówki elipsą o $e=0.65$, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki E_r .

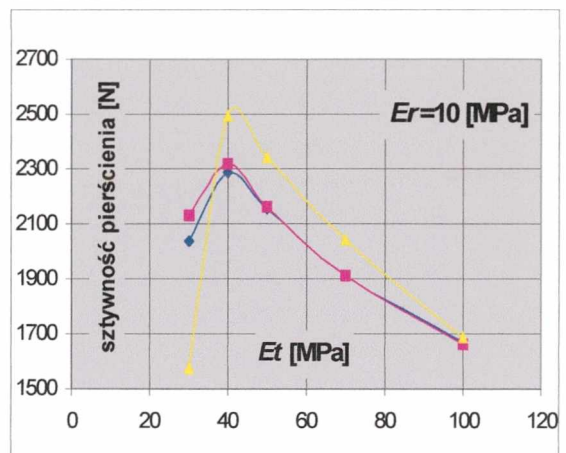
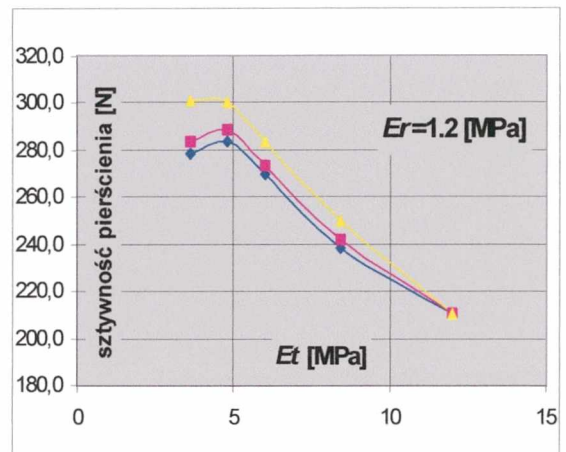
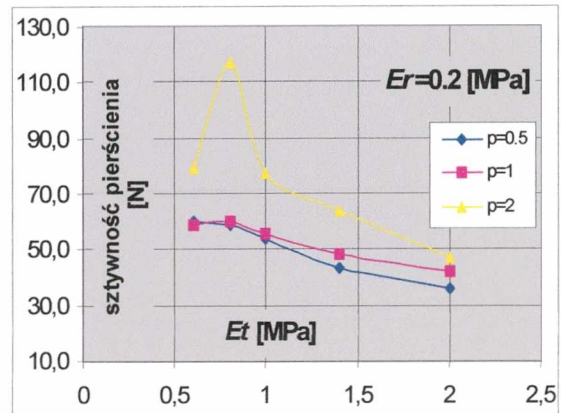
E_r [MPa]	E_t [MPa]	$\frac{E_t}{E_r}$	sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa])		
			$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 1$
0.2	0.6	3	8.35 (3.57)	8.32 (3.56)	8.79 (3.76)
0.2	0.8	4	9.22 (3.94)	9.20 (3.93)	9.72 (4.15)
0.2	1	5	9.59 (4.10)	9.58 (4.09)	10.3 (4.38)
0.2	1.4	7	9.51 (4.06)	9.82 (4.20)	10.5 (4.51)
0.2	2	10	9.68 (4.14)	9.63 (4.12)	9.67 (4.13)
1.2	3.6	3	47.6 (20.3)	47.7 (20.4)	48.2 (20.6)
1.2	4.8	4	52.4 (22.4)	52.6 (22.5)	53.1 (22.7)
1.2	6	5	54.7 (23.4)	55.3 (23.6)	55.0 (23.5)
1.2	8.4	7	55.5 (23.7)	55.8 (23.8)	56.4 (24.0)
1.2	12	10	54.3 (23.2)	54.6 (23.3)	55.1 (23.6)
10	30	3	398 (170)	402 (172)	400 (171)
10	40	4	434 (185)	436 (186)	433 (185)
10	50	5	452 (193)	453 (194)	455 (194)
10	70	7	458 (196)	459 (196)	452 (193)
10	100	10	446 (193)	446 (193)	446 (193)



Rys. 6.7. Wykresy sztywności pierścienia rąbkowego w funkcji modułu Younga twardówki E_t , w modelu samonastawnym z aproksymacją zewnętrznego profilu rogówki elipsą o $e=0.65$, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki $E_r = 0.2, 1.2, 10$ MPa.

Tabela 6.8. Wartości sztywność pierścienia rąbkowego (moduł Younga) w samonastawnym modelu z aproksymacją profilu rogówki elipsą o $e=0.75$, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki E_r .

E_r [MPa]	E_t [MPa]	$\frac{E_t}{E_r}$	sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa])		
			$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.2	0.6	3	60.1 (25.7)	58.8 (25.0)	79.1 (33.8)
0.2	0.8	4	58.7 (25.1)	59.8 (25.6)	117 (50.0)
0.2	1	5	53.8 (23.0)	55.9 (23.9)	77.7 (33.2)
0.2	1.4	7	43.3 (18.5)	48.5 (20.7)	63.6 (27.2)
0.2	2	10	36.1 (15.5)	41.9 (17.9)	47.3 (20.2)
1.2	3.6	3	279 (119)	284 (121)	301 (129)
1.2	4.8	4	284 (121)	288 (123)	300 (128)
1.2	6	5	269 (115)	273 (117)	283 (121)
1.2	8.4	7	238 (102)	242 (104)	250 (107)
1.2	12	10	211 (90)	211 (90)	211 (90)
10	30	3	2039 (872)	2133 (912)	1573 (673)
10	40	4	2286 (977)	2317 (990)	2493 (1066)
10	50	5	2153 (920)	2160 (923)	2346 (1003)
10	70	7	1915 (818)	1915 (819)	2043 (873)
10	100	10	1667 (712)	1662 (711)	1685 (720)



Rys. 6.8. Wykresy sztywności pierścienia rąbkowego w funkcji modułu Younga twardówki E_t , w modelu samonastawnym z aproksymacją zewnętrznego profilu rogówki elipsą o $e=0.75$, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości modułu Younga rogówki $E_r = 0.2, 1.2, 10$ MPa.

Podsumowując rezultaty zebrane w tabelach 6.4 – 6.8 i na rysunkach 6.4 – 6.8 zauważamy, że efekt samonastawności optycznej pojawił się dla wszystkich kombinacji wartości modułu Younga rogówki E_r i twardówki E_t .

Sztywność pierścienia rąbkowego, zapewniająca emmetropizację modelu, osiąga wartości maksymalne przy proporcji modułu Younga twardówki E_t i rogówki E_r , E_t/E_r z przedziału $4 \div 6$. Zgodnie z wcześniej przyjętymi założeniami, spodziewam się, że wartości modułu Younga pierścienia powinien być rzędu modułu Younga twardówki. Moduł Younga pierścienia podawany jest w nawiasach w tabelach 6.4 – 6.8 i jest to wartość jaka realizuje sztywność pierścienia rąbkowego przy założonej dla niego kołowej geometrii przekroju o powierzchni 2.34 mm^2 . Jednak nie dla wszystkich testowanych kombinacjach parametrów materiałowych i geometrycznych moduł Younga pierścienia rąbkowego, przy $E_t/E_r = 4 \div 6$, oscyluje wokół modułu Younga twardówki (tabele 6.4 – 6.8, rys. 6.4 – 6.8). Przy $e = 0$ i 0.33 w zakresie $E_t/E_r = 4 \div 6$, dla wszystkich wartości E_r , sztywność pierścienia jest zbyt mała w stosunku do parametrów materiałowych twardówki (pierścień wydaje się zbyt wiotki by efektywnie działać) (tabele 6.4, 6.5, rys. 6.4, 6.5). Jednak tylko przy $e = 0.5$ moduł Younga pierścienia odpowiada najlepiej (przewyższa wartość E_t o 50%) modułowi Younga tkanki twardówki (tabela 6.6 i rys. 6.6). Wraz ze wzrostem mimośrodu elipsy aproksymującej zewnętrzny profil powierzchni rogówki e , sztywność pierścienia rąbkowego w modelu samonastawnym także wzrasta. Zależność ta powtarza się dla wszystkich wartości $E_t/E_r = 3, 4, 5, 7, 10$. Dla $e \geq 0.65$ sztywność pierścienia osiąga wartości nieprawdopodobnie wysokie (tabele 6.7 – 6.8, rys. 6.7 – 6.8). W związku z tym uważam, że model traci zdolność do emmetropizacji, ponieważ rola pierścienia staje się bezużyteczna z optycznego punktu widzenia dla pracy modelu. Wynik ten stanowi potwierdzenie wyników, które otrzymano w pierwszym etapie badań na modelu gałki ocznej.

Przedstawione wyżej wyniki pokazują, że wartość stosunku modułu Younga twardówki i rogówki E_t/E_r , jaką uzyskał Woo [32] w swoich badaniach biologicznych, pozostaje w ścisłym związku ze zjawiskiem samonastawności optycznej gałki ocznej. Mimo, że sztywność pierścienia rąbkowego w modelu samonastawnym w funkcji modułu Younga twardówki E_t osiąga maksimum zawsze przy wartości stosunku $E_t/E_r \approx 5$, niezależnie od parametrów materiałowych i geometrycznych modelu, to jednak przebieg tej zależności jest różny (rys. 6.4 – 6.8). W modelu samonastawnym z $e = 0$ i 0.33 sztywność pierścienia rośnie monotonicznie wraz ze wzrostem stosunku E_t/E_r , osiągając maksimum przy $E_t/E_r = 5$. Następnie sztywność pierścienia maleje i przy $E_t/E_r = 10$ uzyskuje wartość podobną jak przy

$E_t/E_r = 3$ (tabele 6.4 - 6.5, rys. 6.4 - 6.5). Natomiast w modelu samonastawnym z $e = 0.5$ i 0.65 sztywność pierścienia wzrasta, osiągając maksimum przy $E_t/E_r = 5$ i oscyluje wokół tej wartości dla $E_t/E_r > 5$ (tabele 6.6 - 6.7, rys. 6.6 - 6.7). Przy $e = 0.75$ występuje sytuacja odwrotna do przypadku modelu z mimośrodem $e = 0.5$ i 0.65. To znaczy, że w modelu samonastawnym przy $E_t/E_r = 3$ i 4 sztywność pierścienia jest bliska wartości maksymalnej i gwałtownie spada dla $E_t/E_r > 5$ (tabela 6.8, rys. 6.8). Moduł Younga rogówki E_r ma tutaj wpływ tylko na wartość maksimum sztywności pierścienia.

Nasuwa się zatem pytanie, dlaczego pojawia się maksimum sztywności pierścienia, co ono oznacza i z czego wynika?

Na obecnym etapie badań trudno jest podać pełną i jednoznaczną odpowiedź, ale wydaje się wysoce prawdopodobne, że to maksimum sztywności pierścienia ma związek z samonastawnością oka. Mianowicie efekt ten powinien zachodzić niezależnie od akomodacji podczas zmian ciśnienia śródgałkowego, a to jest możliwe wówczas, gdy przemieszczenia promieniowe rąbka rogówki są ograniczone do minimum, bowiem takie przemieszczenie ma bezpośredni wpływ na moc optyczną soczewki oka. To unieruchomienie zawieszenia soczewki osiągnięte zostaje właśnie przez usztywnienie pierścienia.

Wynika stąd także wniosek, że emmetropizacja oka jest kryterium weryfikującym jednoznacznie wartości stosunku $E_t/E_r = 5$ dla oka ludzkiego. Ponadto, jedynie maksimum sztywności pierścienia przy $e = 0.5$ zapewnia zgodność z założeniem, że parametry materiałowe pierścienia rąbkowego powinny być zbliżone do własności twardówki. Takie wyniki potwierdza badania publikowane przez Kiely [17].

Powyższe wnioski dotyczące doboru stosunku E_t/E_r modułów Younga rogówki i twardówki pozwalają na przyjęcie jednej wartości zależności $E_t/E_r = 5$ do dalszych badań,

6.3. PORÓWNANIE WYNIKÓW DLA MODELU OKA Z SOCZEWKĄ OCZNĄ I BEZ SOCZEWKI

Wyniki prezentowane w rozdziałach 6.1 oraz 6.2 dotyczyły biomechanicznego modelu ludzkiej gałki ocznej, w którym wykorzystałam układ optyczny według Gullstrand – La Grand opisany w rozdziale piątym (rys. 5.9). W aspekcie postawionej hipotezy emmetropizacji oka, udało się zweryfikować przedziały wartości takich parametrów modelu jak zależność E_t/E_r oraz mimośród elipsy do aproksymacji profilu zewnętrznej powierzchni rogówki e . Kolejny etap badań polegał na sprawdzeniu zachowania się biomechanicznego

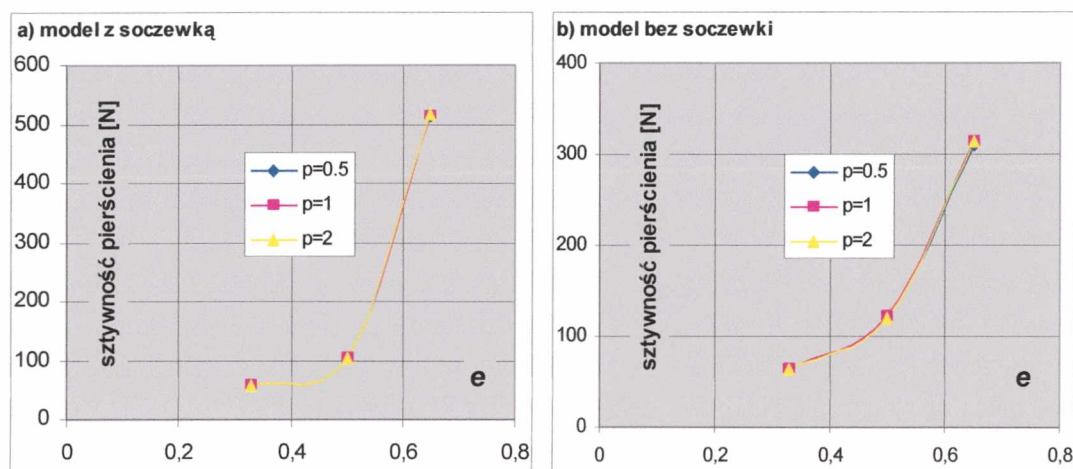
modelu gałki ocznej przy różnych własnościach układu optycznego. Model prezentowany w pracy [64] nie posiadał pierścienia rąbkowego (rys.4.2), w związku z tym nie wykazywał zdolności emmetropizacji, a jego układ optyczny nie był wyposażony w soczewkę oczną. Na obecnym etapie badań porównuję zachowanie się samonastawnego biomechanicznego modelu gałki ocznej z układem optycznym bez soczewki i z soczewką oczną. Celem takich badań było uzyskanie informacji jak bardzo parametry materiałowe i geometryczne są skorelowane z własnościami optycznymi układu gałki ocznej. Czy efekt samonastawności optycznej, który okazał się być kryterium doboru parametrów modelu, zweryfikuje także typ układu optycznego oka? Porównanie układu optycznego z soczewką i układu bezsoczewkowego pozwoli na ocenę, czy efekt emmetropizacji gałki ocznej, zaobserwowany na pacjentach, zależy wyłącznie od przemieszczenia wierzchołka rogówki i geometrii jej zewnętrznej powierzchni, czy soczewka i jej przemieszczenie pod wpływem zmian ciśnienia mają tutaj też swój udział.

Tabele 6.9 – 6.11 zawierają obliczoną sztywność pierścienia rąbkowego oraz jego moduł Younga, konieczne dla uzyskania efektu samonastawności optycznej w modelu bez soczewki i z soczewką. W tym przypadku do badań wykorzystano trzy moduły Younga rogówki według trzech eksperymentatorów przy nominalnym ciśnieniu śródgałkowym 2135 Pa (16 mmHg) $E_r = 0.2$ MPa [3]; 0.37 MPa [29] oraz 6.9 MPa [33] dla poszczególnych wartości mimośrodów elipsy e przy $E_t/E_r = 5$. W ten sposób mogę uzyskać informacje o wpływie refrakcji soczewki na przesunięcie ogniska oka i bezpośrednio na stabilność ostrości obrazu na siatkówce bez udziału akomodacji. Następnie, w tabelach 6.12 ÷ 6.14, porównuję uzyskane wartości osiowego promienia krzywizny rogówki dla poszczególnych modeli i oceniam uzyskane wartości z punktu widzenia fizjologii.

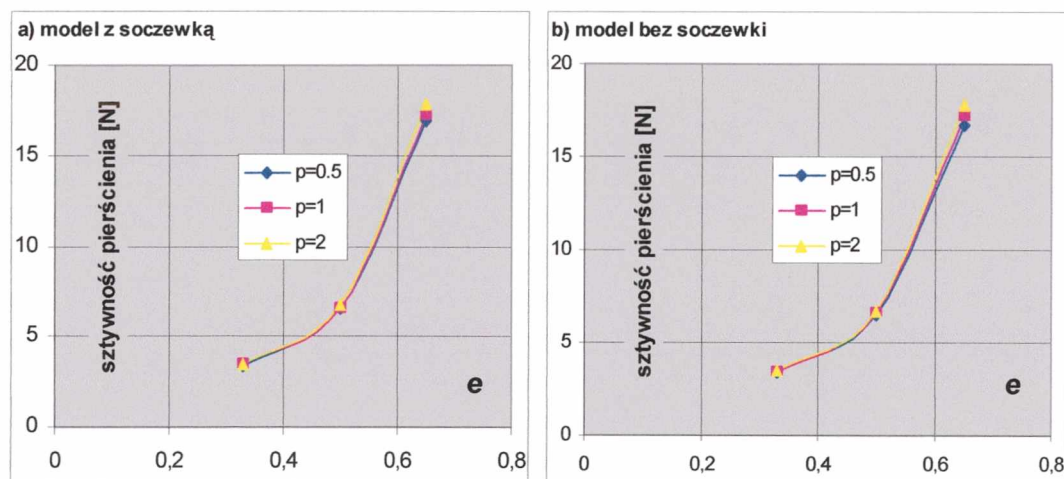
Tabele 6.9 ÷ 6.11 oraz rysunki 6.9 ÷ 6.11 pokazują wartości sztywności pierścienia rąbkowego (realizowaną przez podaną w nawiasach wartość modułu Younga pierścienia dla przyjętej dla niego geometrii), przy których modele z soczewką i bezsoczewkowe, różniące się parametrami materiałowymi, wykazują zdolność do samonastawności dla poszczególnych elips aproksymujących profil zewnętrznej powierzchni rogówki.

Tabela 6.9. Sztywność pierścienia (moduł Younga) w modelach samonastawnych z soczewką i bez soczewki, dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech wartości e oraz $E_r = 6.9$ MPa i $E_l/E_r = 5$.

sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa]) w modelu samonastawnym optycznie						
e	z soczewką			bez soczewki		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.33	58.0 (24.8)	58.0 (24.8)	58.0 (24.8)	63.3 (27.1)	63.4 (27.1)	63.4 (27.1)
0.5	103 (44.1)	103 (44.1)	104 (44.4)	120 (51.5)	121 (51.8)	121 (51.7)
0.65	514 (219)	515 (220)	516 (220)	309 (132)	315 (134)	314 (134)



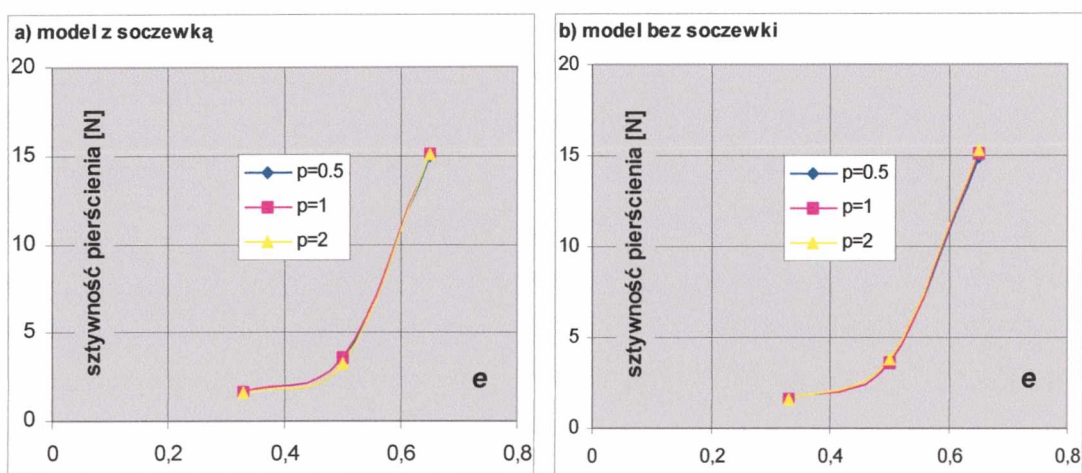
Rys. 6.9. Sztywność pierścienia rąbkowego w modelach samonastawnych dla trzech poziomów ciśnienia p i czterech wartości e oraz $E_r = 6.9$ MPa i $E_l/E_r = 5$: a) z soczewką i b) bez soczewki.



Rys. 6.10. Sztywność pierścienia rąbkowego w modelach samonastawnych dla trzech poziomów ciśnienia p i czterech wartości e oraz $E_r = 0.37$ MPa i $E_l/E_r = 5$: a) z soczewką i b) bez soczewki.

Tabela 6.10. Sztywność pierścienia (moduł Younga) w modelach samonastawnych z soczewką i bez soczewki, dla trzech poziomów ciśnienia p i czterech wartości e oraz $E_r = 0.37$ MPa i $E_l/E_r = 5$.

sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa]) w modelu samonastawnym optycznie						
e	z soczewką			bez soczewki		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.33	3.42 (1.46)	3.46 (1.48)	3.51 (1.50)	3.39 (1.45)	3.45 (1.47)	3.50 (1.50)
0.5	6.53 (2.79)	6.60 (2.82)	6.72 (2.87)	6.48 (2.77)	6.60 (2.82)	6.72 (2.87)
0.65	17.0 (7.25)	17.2 (7.34)	17.8 (7.63)	16.7 (7.14)	17.2 (7.35)	17.8 (7.61)



Rys. 6.11. Sztywność pierścienia rąbkowego w modelach samonastawnych dla trzech poziomów ciśnienia p i czterech wartości e oraz $E_r = 0.2$ MPa i $E_l/E_r = 5$: a) z soczewką i b) bez soczewki.

Tabela 6.11. Sztywność (moduł Younga) pierścienia w modelach samonastawnych z soczewką i bez soczewki, dla trzech poziomów ciśnienia p i czterech wartości e oraz $E_r = 0.2$ MPa i $E_l/E_r = 5$.

sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa]) w modelu samonastawnym optycznie						
e	z soczewką			bez soczewki		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.33	1.89 (0.81)	1.89 (0.81)	1.95 (0.83)	1.59 (0.68)	1.59 (0.68)	1.59 (0.68)
0.5	3.71 (1.59)	3.72 (1.59)	3.86 (1.65)	3.63 (1.55)	3.63 (1.55)	3.65 (1.61)
0.65	15.0 (4.10)	15.1 (4.09)	15.3 (4.38)	14.9 (6.37)	15.1 (6.45)	15.3 (6.54)

Przeanalizujmy teraz otrzymane wartości osiowego promienia krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki R , przyrostu refrakcji ΔP_{oko} i ogniskowej Δf dla przyrostu ciśnienia do poziomu nominalnego $p = 1$ w modelach samonastawnych optycznie z soczewką i bez soczewki (tabele 6.12 – 6.13). Stabilność obrazu w modelach samonastawnych została zachowana, przy zmianach ciśnienia śródgałkowego, dzięki przyrostowi długości ogniskowej:

- na skutek zmiany promienia krzywizny R w wierzchołku rogówki, przesunięcia wierzchołka rogówki a_r i przemieszczenia soczewki a_s – w modelu z soczewką,
- na skutek zmiany promienia krzywizny R w wierzchołku rogówki i jego przesunięcia a_r – w modelu bez soczewki.

Tabela 6.12. Wartości osiowego promienia krzywizny R profilu zewnętrznej powierzchni rogówki, przyrostu refrakcji ΔP_{oko} i przyrostu ogniskowej Δf pod wpływem przyrostu ciśnienia do $p = 1$ w modelach samonastawnych optycznie z soczewką i bez soczewki, dla $e = 0.33, 0.5$ oraz $E_r = 6.9$ MPa i $E_l/E_r = 5$.

e	R[mm] sztywny model	z soczewką			bez soczewki		
		R[mm] $p = 1$	ΔP_{oko}[D]	Δf [m]	R[mm] $p = 1$	ΔP_{oko}[D]	Δf [m]
0.33	7.866	7.872	-0.04	0.013	7.871	-0.03	0.024
0.5	7.869	7.875	-0.04	0.011	7.863	-0.04	-0.028

Tabela 6.13. Wartości osiowego promienia krzywizny R profilu zewnętrznej powierzchni rogówki, przyrostu refrakcji ΔP_{oko} i przyrostu ogniskowej Δf pod wpływem przyrostu ciśnienia do $p = 1$ w modelach samonastawnych optycznie z soczewką i bez soczewki, dla $e = 0.33, 0.5$ oraz $E_r = 0.37$ MPa i $E_l/E_r = 5$.

e	R[mm] sztywny model	z soczewką			bez soczewki		
		R[mm] $p = 1$	ΔP_{oko}[D]	Δf [m]	R[mm] $p = 1$	ΔP_{oko}[D]	Δf [m]
0.33	7.866	7.963	-0.64	0.190	7.923	-0.34	0.269
0.5	7.869	7.967	-0.65	0.190	7.928	-0.36	0.279

Przyrost ciśnienia do $p = 1$ daje zmianę mocy optycznej P_{oko} tego samego rzędu w modelu samonastawnym optycznie zarówno w modelu z soczewką jak i bez soczewki. Wartość P_{oko} zależy przede wszystkim od modułu Younga rogówki E_r . Mimośród e elipsy aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki ma nieznaczny wpływ na P_{oko} . Wartości ΔP_{oko} przy $E_r = 6.9$ MPa nie różnią się znacząco w modelu z soczewką i bez soczewki. Natomiast przy $E_r = 0.37$ MPa wielkość ΔP_{oko} jest prawie dwukrotnie wyższa w modelu z soczewką niż bez soczewki. Pojawia się także różnica wartości przyrostu ogniskowej Δf pod wpływem przyrostu ciśnienia p między modelami z soczewką i bez

soczewki Wartość ogniskowej układu optycznego z soczewką lub bez soczewki silnie zależy od modułu Younga rogówki. Mimo, że w modelu bez soczewki warunek samonastawności występuje, to przyjęcie do obliczeń optycznych zbyt dużych uproszczeń rzeczywistych zmian geometrycznych układu oka, zachodzących pod wpływem przyrostu ciśnienia p jest nie do przyjęcia w modelowaniu biomechanicznym, mimo że wartości materiałowe tkanek oka są zbliżone..

Podsumowując powyższe wyniki widać, że przy odpowiednim doborze parametrów materiałowych i geometrycznych efekt samonastawności jest możliwy zarówno w modelu z soczewką jak i bez soczewki (tabela 6.9 – 6.11).

Na rysunkach 6.9 – 6.10 widać wyraźnie, że konieczna do samonastawności modelu wartość sztywności pierścienia rąbkowego jest tym większa, im większy jest moduł Younga rogówki E_r oraz im większy jest mimośród e elipsy aproksymującej profil jej zewnętrznej powierzchni. Ta sytuacja jest identyczna zarówno dla modelu z soczewką (rys. 6.9a, 6.10a, 6.11a) jak i oka bezsoczewkowego (rys. 6.9b, 6.10b, 6.11b).

Sztywność pierścienia jest nieznacznie większa w modelu soczewkowym niż bez soczewki dla modułów Younga rogówki $E_r = 0.2$ i 0.37 MPa (tabele 6.10 - 6.11). Natomiast przy $E_r = 6.9$ MPa sytuacja jest odwrotna, sztywność pierścienia jest mniejsza w modelu z soczewką niż w modelu bez soczewki.

Wraz ze wzrostem mimośrodu elipsy e , wymagana sztywność pierścienia rąbkowego rośnie – łagodnie dla $e = 0.33$ i 0.5 , następnie bardzo gwałtownie (rys. 6.9 - 6.11). Przy $e \geq 0.65$ zarówno w modelu bez soczewki jak i z soczewką, sztywność pierścienia osiąga wartości nieprawdopodobne fizjologicznie. Zatem zamodelowana gałka oczna nie wykazuje już zdolności do samonastawności.

Ponownie okazało się, że we wszystkich modelach dla $e = 0.5$ efekt samonastawności optycznej zachodzi przy wartościach modułu Younga pierścienia porównywalnej z modułem Younga twardówki.

Wartość osiowego promienia krzywizny R zewnętrznej powierzchni rogówki zmienia się pod wpływem zmian ciśnienia śródgałkowego (tabele 6.12 – 6.13). Uzyskane wartości R , zarówno dla $E_r = 0.37$ MPa jak i 6.9 MPa oraz dla $e = 0.33$ i 0.5 w modelach samonastawnych optycznie, są prawdopodobne z punktu widzenia fizjologii.

Wyraźnie widać, że o ile soczewka jest ważna w procesie samonastawności gałki ocznej i warunkuje wartości sztywności pierścienia rąbkowego oraz zmianę optycznej

długości oka Δl to jej wpływ na przyrost ogniskowej Δf i refrakcji ΔP_{oko} układu optycznego modelu jest uzależniony od wartości modułu Younga rogówki E_r .

Soczewka oczna, jak każdy z wybranych do zbadania parametrów modelu (typ funkcji aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki, poziom ciśnienia śródgałkowego p , wartości modułów sprężystości tkanek oka, wartość E_t/E_r) wpływa na efekt samonastawności optycznej. Soczewka w przedstawionym w tej pracy modelu jest elementem wyłącznie optycznym i biernym (o czym była mowa w rozdziale czwartym). W związku z tym, wyniki porównujące model z soczewką i bez soczewki wyraźnie pokazują, że własności optyczne modelu bezpośrednio korelują z parametrami materiałowymi i geometrycznymi. Tylko odpowiedni dobór wszystkich wyżej wymienionych parametrów zapewnia poprawne działanie gałki ocznej, jej odpowiedzi na obciążenia w postaci ciśnienia i odwzorowania siatkówkowego. W modelu pozbawionym soczewki wpływy poszczególnych parametrów zdają się być słabo skorelowane i przez to nie prowadzą do większych ograniczeń dopuszczalnych wartości tych parametrów.

Niskie wartości modułu Younga (0.2 i 0.37 MPa) wymagają niewielkiej sztywności pierścienia w płaszczyźnie tęczówki. Modele te są jednak bardziej wrażliwe na wzrost ciśnienia p , co powoduje pojawienie się zauważalnych różnic wartości promienia R . Rogówka o module Younga 0.2 i 0.37 MP wydaje się zbyt wiotka i podatna na wszelkie obciążenia. Model samonastawny z $E_r = 6.9$ MPa prowadzi do wartości bardziej stabilnych wyników i nie jest tak czuły na zmiany ciśnienia śródgałkowego. Jednak uzyskane wartości promienia R są prawdopodobne dla wszystkich badanych tu modułów Younga rogówki E_r , dlatego na podstawie R nie można wykluczyć żadnej z wartości E_r .

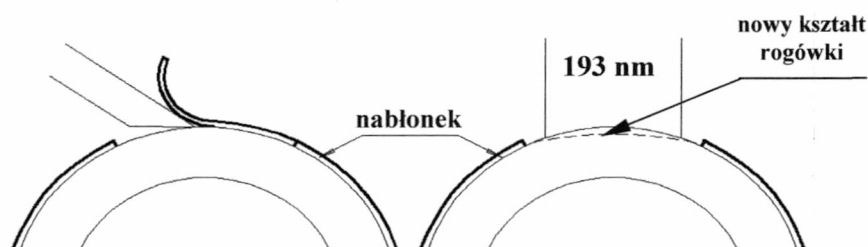
Na podstawie powyższych wyników widać, że soczewka jest istotna dla kryterium samonastawności, mimo, że prezentowany w tej pracy model pozbawiony jest akomodacji. W modelach z soczewką łatwiej zachodzi efekt emmetropizacji oka podczas wahań ciśnienia śródgałkowego. Stąd wniosek, że rola soczewki w ludzkim oku oraz mięśni, które ją utrzymują w płaszczyźnie rąbka rogówki nie ogranicza się jedynie do akomodacji. Wydaje się, że soczewka, jak i cały zespół mięśni rzęskowych i włókien obwódkowych, ma wpływ na odpowiedź gałki ocznej na zmiany obciążenia ciśnieniem, by utrzymać poprawność odwzorowania siatkówkowego.

7. MODELOWANIE WPŁYWU CHIRURGII REFRAKCYJNEJ ROGÓWKI NA WŁASNOŚCI OPTYCZNE OKA

Oftalmologia jest pierwszą dziedziną, w której zastosowano lasery do terapii medycznej. Po raz pierwszy użyto lasera już w 1963 roku do leczenia odwarstwienia siatkówki. W ciągu ostatnich czterdziestu lat obserwujemy szybki rozwój technik laserowych, terapia laserowa objęła całą gałkę oczną. Zarówno w chirurgii refrakcyjnej, jak i zabiegach terapeutycznych rogówki, największy rozwój mają metody wykorzystujące laser excimerowy [77 - 84]. Lasery excimerowe są impulsowymi laserami gazowymi, wykorzystują mieszaninę gazów szlachetnych i chlorowców (najczęściej argon i fluorki) do wytworzenia promieniowania laserowego. Emitują one fale o długości 193, 248, 308 i 351 nm. Czas trwania impulsu wynosi około $10\div 20$ ns, natomiast gęstość energii wynosi $50\div 400$ mJ/cm². W chirurgii refrakcyjnej rogówki stosowany jest laser gazowy – mieszanina argonu i fluorków, ultrafioletowy (193 nm), z maksymalną energią pulsu 400 mJ, częstotliwością impulsów 50 Hz i czasem trwania pulsu 18 ns. Energia promieniowania takiego lasera jest w stanie rozbić strukturę molekularną rogówki w procesie fotoablacji. Przy czym, temperatura powstająca w tkance wokół miejsca ablacji nie jest zbyt wysoka i nie powoduje destrukcji włókien kolagenowych, dla wyżej podanych parametrów promieniowania. Proces fotoablacji polega na przetworzeniu energii promieniowania w bardzo małej objętości i w bardzo krótkim czasie. Energia fotonu lasera ArF wynosząca około 6.4 eV niszczy wiązania związków organicznych rogówki o energii $2\div 6$ eV. W ten sposób naświetlanie tkanki laserem wywołuje powstanie plazmy, a resztki atomów i cząstek są podgrzewane resztą energii światła impulsu. Następnie gazy są wyrzucane w miejscu ekspozycji wiązki lasera. Plazma i podmuch rozprężających się gazów powodują fale uderzeniową, promieniście rozchodzącą się w tkankach rogówki. Cechą ablacji jest całkowite usuwanie tkanki przy małym termicznym uszkodzeniu otaczających komórek, gdzie strefa zniszczenia ma grubość ułamka 1 μ m. Tkanka jest usuwana z dokładnością 0.25 μ m.

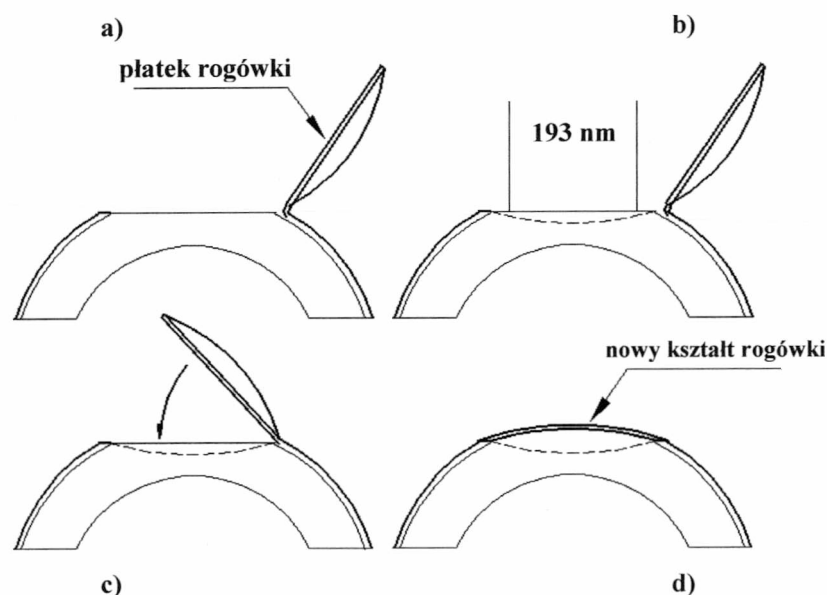
Pierwszą z metod laserowej chirurgii refrakcyjnej rogówki opracowali okulista Trokel z Columbia University oraz fizyk Srinivasan [84]. W pracy tej autorzy przedstawili efekty zastosowania laserem do wykonania precyzyjnych nacięć na rogówce i fotoablacji tkanki rogówki. Okazało się, że brzegi nacięć wykonanych laserem excimerowym były

o wiele gładsze i równe w porównaniu do nacięć wykonanych nożem diamentowym. Wykorzystanie lasera do zabiegów techniką keratotomii promienistej lub radialnej, które mają na celu zmianę krzywizny rogówki, było bardzo praktyczne ze względu na brak bezpośredniego kontaktu operatora z rogówką w czasie zabiegu oraz precyzję techniki. Następnie w 1985 roku Marshall i Trokel opracowali technikę keratektomii fotorefrakcyjnej, tak zwane PRK (Photorefractive Keratektomy), opartej na metodzie „corneal shaping” polegającej na modelowaniu rogówki, laserem excimerowym.[79]. PRK jest metodą w pełni laserową. W pierwszym etapie metody PRK usuwa się mechanicznie nabłonek rogówki, następnie kieruje się wiązkę światła na rogówkę, następuje modelowanie powierzchni rogówki poprzez usuwanie tkanki jej zewnętrznych warstw. W ten sposób uzyskuje się zmianę krzywizny rogówki, a tym samym mocy łamiącej układu optycznego oka (rys.7.1).



Rys. 7.1. Zabieg PRK: a) usuwanie nabłonka rogówki, b) fotoablacja zewnętrznych warstw przy krótkowzroczności.

W 1989, Grek Pallikaris opracował metodę LASIK [14, 77, 85 - 90]. Termin LASIK jest powszechnie używaną nazwą metody i obowiązuje w piśmiennictwie, a jest skrótem nazwy LASer In situ Keratomileusis. Pallikaris wprowadził cięcie płatka rogówki z podstawą od strony nosowej. Wokół rogówki zakłada się pierścień ssący, którego zadaniem jest podwyższenie ciśnienia w przedniej części oka, z ciśnienia nominalnego (około 16 mmHg) do około 60 mmHg oraz zassanie tej części rogówki, która będzie stanowiła płatek. Pierścień ten stanowi jednocześnie platformę, po której porusza się mikrokeratom, przy jego użyciu odcinany jest płatek rogówki, czyli ta część rogówki, która znajduje się ponad pierścieniem (rys. 7.2a). Cięty płatek rogówki obejmuje nabłonek rogówki, błonę Bowmana oraz zewnętrzne warstwy stromy rogówki. Po odchyleniu płatka rogówki, fotoablacja wykonywana jest w stromie rogówki (rys. 7.2b). W ten sposób LASIK, w przeciwieństwie do PRK, jest metodą mechaniczno-laserową. Po skończonej ablacji, odchyłona klapka przywracana jest na swoje miejsce, nie jest ona przyszywana (rys. 7.2c).



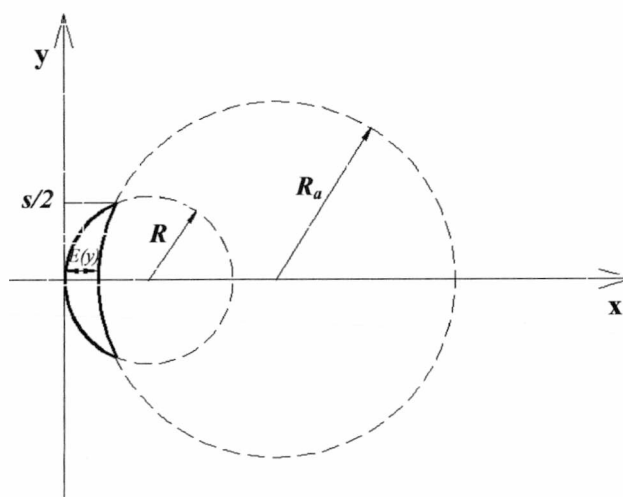
Rys. 7.2. Zabieg LASIK: a) odcinanie płatków rogówki, b) fotoablacja istoty właściwej przy krótkowzoczności – linia przerywana, c) układanie płatków na pierwotne miejsce, d) pooperacyjny kształt rogówki.

LASIK ma tę przewagę nad PRK, że delikatna powierzchnia rogówki pozostaje nienaruszona, dzięki odcinanemu płatkowi, jednak idealne zrośnięcie się tych tkanek nie jest możliwe.

Sposób i efekt modelowania kształtu powierzchni rogówki jest identyczny dla obu technik. Zarówno zabieg PRK, jak i LASIK mają ten sam algorytm ablacji, mimo iż są wykonywane na innej głębokości tkanki rogówki. Do komputera sterującego laserem wprowadza się dane takie jak: centralny promień krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki, grubość rogówki, wartość wady refrakcji, średnicę strefy optycznej (jest to średnica źrenicy mierzona w półmroku), która powinna być nieznacznie mniejsza lub pokrywać się ze strefą ablacji. Z wyżej wymienionych danych odpowiednie algorytmy oprogramowania lasera wyliczają głębokość ablacji, która ma wpływ na późniejszą stabilność rogówki, ustalenie wielkości strefy ablacji. Większość algorytmów do modelowania kształtu i głębokości ablacji jest zastrzeżona prawnie, ale bazuje na paraksjalnej formule Munnerlyna i współautorów [14, 91 - 92]. Munnerlyn zakłada, że zewnętrzna powierzchnia rogówki przed zabiegiem jest sferą o promieniu R daną równaniem:

$$x = R - \sqrt{R^2 - y^2} . \quad (7.1)$$

Średnice ablacji s wyznaczają punkty przecięcia się funkcji opisujących profil rogówki przed (rys. 7.3, linia ciągła) i po ablacji (rys. 7.3, linia przerywana). Następnie odejmując dwie sfery opisane równaniem (7.1), jedną o promieniu R przed ablacją i drugą o promieniu R_a po ablacji, otrzymano funkcję wyrażającą głębokość ablacji:



Rys.7.3. Model geometryczny według Munnerlyna definiujący głębokość ablacji dla korekcji krótkowzroczności. R -promień zewnętrznego profilu rogówki przed ablacją i po ablacji R_a , $E(y)$ -głębokość ablacji, s - średnica strefy widzenia (ablacji).

$$E(y) = \sqrt{R^2 - \left(\frac{s}{2}\right)^2} - \sqrt{R_a^2 - \left(\frac{s}{2}\right)^2} + \sqrt{R_a^2 - y^2} - \sqrt{R^2 - y^2} \quad (7.2)$$

Moc dioptryjną D , jaką dzięki ablacji $E(y)$ chcemy skorygować, można wyrazić wzorem na moc łamiącą soczewki wklęsło-wypukłej o promieniach R i R_a :

$$D = (n_r - 1) \cdot \left(\frac{-1}{R} - \frac{1}{R_a} \right), \quad (7.3)$$

gdzie n_r jest współczynnikiem załamania rogówki. Poddając wzór (7.2) pewnym przekształceniom matematycznym i uproszczeniom oraz stosując wzór (7.3), Munnerlyn otrzymał uproszczoną formułę na głębokość ablacji niezależną od promienia, jaki uzyskamy po ablacji R_a , którego, modelując ablację nie znamy [92]:

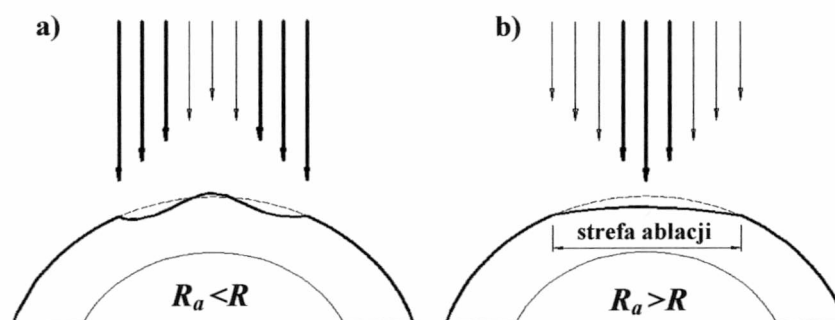
$$E(y) \cong \frac{4Dy^2}{3} - \frac{Ds^2}{3}. \quad (7.4)$$

Stąd maksymalna głębokość ablacji na osi rogówki wyrażona jest wzorem [14]:

$$E_{\max}(y) \cong \frac{Ds^2}{3}. \quad (7.5)$$

Sposób modelowania powierzchni rogówki zależy nie tylko od wielkości, ale także od rodzaju wady refrakcji, jaką korygujemy [14, 93]. W przypadku korekcji dalekowzroczności, należy zmniejszyć osiowy promień krzywizny rogówki. Realizuje się to poprzez wycięcie pierścienia o odpowiedniej szerokości wokół strefy widzenia (rys. 7.4a).

W celu korekcji krótkowzroczności, chcemy zwiększyć osiowy promień krzywizny rogówki. Usuwa się zatem zewnętrzne warstwy rogówki w jej centrum na odpowiedniej średnicy i głębokości ablacji (rys. 7.4 b). Korekcja astygmatyzmu jest bardziej skomplikowana, w rogówce wycina się tkankę na kształt wyliczonej powierzchni torycznej, która ma różne promienie krzywizny w dwóch południkach głównych pokrywających się z osiami astygmatyzmu, a głębokość ablacji zależy nie tylko od wady refrakcji, lecz również od wielkości astygmatyzmu.



Rys. 7.4. Schemat modelowania zewnętrznej warstwy rogówki podczas zabiegu laserowej chirurgii refrakcyjnej, R - promień rogówki przed ablacją (kreskowana linia), R_a - promień rogówki po ablacji (linia ciągła):

a) korekcja dalekowzroczności, b) korekcja krótkowzroczności,

Mimo, że metody chirurgii refrakcyjnej cieszą się dużym zainteresowaniem nie można zapominać, że są to jednak metody inwazyjne i niosą za sobą pewne ryzyko powikłań. Wielu autorów publikowało zgodnie, iż PRK daje dobre wyniki korekcji niskich i średnich wartości wad refrakcji [83, 90, 94 - 101], jednak problem wysokiej krótkowzroczności wciąż pozostał. Haze (pozabiegowe przymglenie rogówki), pojawiające się po zabiegu wysokiej krótkowzroczności, jest tak duże, że może osłabić ostrość wzroku. PRK jest zabiegiem, który przeprowadza się zwykle na pacjentach z wadą wzroku od - 1.5 do - 7 dioptrii oraz astygmatyzmem nie większym niż 1.5 dioptrii. LASIK stwarza większe możliwości, to znaczy korekcje krótkowzroczności do - 20 dioptrii, dalekowzroczności do + 8 dioptrii oraz astygmatyzmu do 7 dioptrii. Metoda LASIK, ze względu na krótki okres rekonwalescencji w porównaniu z PRK, znalazła szerokie zastosowanie. Na świecie wykonano ponad 5 milionów zabiegów LASIK. Powikłania występujące przy zabiegu PRK jak i LASIK są podobne.

Stabilność wzroku zarówno po zabiegu PRK jak i LASIK nie jest idealna i z czasem zmienia się. Występują również inne problemy pooperacyjne, między innymi przy PRK pojawia się anizometropia a także astygmatyzm, zazwyczaj nieregularny, lekko zamglony

obraz, regresja wady, efekt halo. Częstym problemem jest również wysychanie warstwy łez, tak zwany zespół suchego oka. Do powikłań po zabiegu LASIK należy doliczyć jeszcze ryzyko związane z płatkami rogówki jak: nieregularne odcięcie płatka, perforacja rogówki, zbyt krótki lub niekompletny płatek, oderwanie płatka, nieprawidłowości nabłonka, przemieszczenie płatka [14, 104 - 105]. W celu wyeliminowania powikłań dotyczących płatka rogówki, w 2000 roku opracowano nową metodę o nazwie LASer Epithelial Keratomileusis w skrócie LASEK. Technika ta polega na odpreparowaniu płatka nabłonka rogówki i wykonaniu PRK, a następnie przyłożeniu płatka w jego pierwotne położenie. Proces gojenia przebiega zdecydowanie szybciej niż w PRK, a zabieg nie jest obciążony ryzykiem odcinania płatka rogówki jak w LASIKu [106 - 108]. Technika ta ma jednak takie same problemy z nadkorekcją i niedokorekcją jak LASIK i PRK.

Zabiegi PRK wykonuje się w Polsce od 1990 roku, LASIK od 1997 roku, a LASEKu od 2001 roku.

Częstymi przypadkami po procedurach chirurgii refrakcyjnej są niedokorekcja lub nadkorekcja. Nadkorekcja występuje jednak częściej. Dzieje się tak, ponieważ zmieniając geometrię rogówki, wywiera się wpływ na jej właściwości mechaniczne, specyficzne dla każdego przypadku. Mimo to, przy zabiegu nie bierze się pod uwagę własności sprężystych tkanek oka. W związku z tym pomijanie sprężystości tkanek przy ustalaniu parametrów ablacji jest niedostatkami zabiegu, który może być jedną z przyczyn wystąpienia pozabiegowej nadkorekcji lub niedokorekcji. Powszechnie wśród okulistów wykonujących zabiegi planuje się niewielką nadkorekcję (niewielki stopień nadwzroczności) gdyż rogówka po zabiegu ma tendencję do zmiany krzywizny w stosunku do planowanej. Prawdopodobnie jest to wywołane zmianą parametrów mechanicznych rogówki wskutek zabiegu. Interesujący, dla tych przypuszczeń, jest raport [102] opisujący eksperyment *in vitro* ablacji na wypreparowanych oczach ludzkich o głębokości 50, 100 i 150 μm . Autorzy donoszą, że uzyskali statystycznie istotne spłaszczenie rogówki przy ablacji 50 i 100 μm . Jednak, przy tym samym ciśnieniu śródgałkowym ablacja na głębokości 150 μm wywołuje efekt odwrotny, to znaczy wybrzuszenie się rogówki, z krzywizną większą niż przed zabiegiem. Autorzy sugerują także, że przy pewnej głębokości ablacji, najprawdopodobniej między 100 i 150 μm i przy ciśnieniu 20 mmHg, włókna istoty właściwej rogówki są osłabione na tyle by wywołać centralne wybrzuszenie rogówki. Doniesienia te potwierdzają przypuszczenia, że uzyskanie wiedzy o właściwościach mechanicznych tkanek oka pozwoli zarówno korygować jak i zapewniać poprawne działanie układu optycznego oka.

Uważa się, że istota właściwa rogówki odpowiedzialna jest za stabilizację mechaniczną rogówki [103]. Natomiast Hjortdal [48] na podstawie badań *in vitro* wnioskuje, że oprócz istoty właściwej, szczególne znaczenie mechaniczne odgrywa błona Bowmana. Błona ta jest przecinana przy odcinaniu płatka podczas LASIKu, a w PRK ulega ablacji. W obu przypadkach błona ta jest osłabiana. Z kolei istota właściwa po ablacji jest cieńsza i bardziej podatna na zmiany ciśnienia śródgałkowego. Przytoczona literatura i wyniki obliczeń na biomechanicznym modelu gałki ocznej opisane w poprzednich rozdziałach tej pracy, wyraźnie pokazują, że własności elastyczne mają znaczący wpływ na jakość odwzorowania. Zatem, znajomość struktury rogówki i własności mechanicznych ma fundamentalne znaczenie przy wykonywaniu zabiegów chirurgii refrakcyjnej. W celu uzyskania optymalnego efektu korekcji, należałoby dla każdego pacjenta indywidualnie ustalić biomechaniczne parametry gałki ocznej. Przy obecnym stanie wiedzy jest to na razie niemożliwe.

7.1. MODELOWANIE ZABIEGÓW CHIRURGII REFRAKCYJNEJ ROGÓWKI

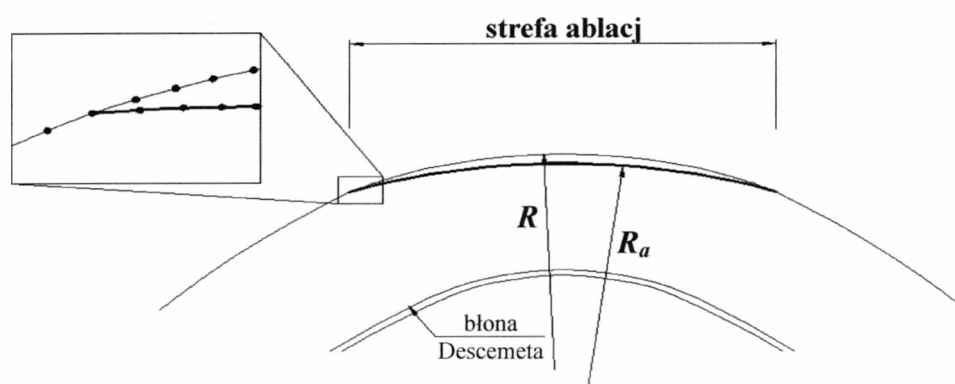
Proponowany w niniejszej pracy biomechaniczny model gałki ocznej i związany z nim układ optyczny oka oraz metody obróbki wyników zostały tak opracowane, że dają możliwość prognozowania skutków zabiegów chirurgii refrakcyjnej. Jak wspomniano wcześniej, najczęściej biomechaniczny model rogówki opisywany jako błona według równania Laplace'a [4, 27, 29, 33, 48-50]. Równanie to w przeciwieństwie do prezentowanego tutaj podejścia do modelowania rogówki nie umożliwia oceny pojawiających się momentów zginających i dotyczy nieskończenie cienkich powłok oraz nie uwzględnia ich struktury. Ewentualna ingerencja w strukturę rogówki wymaga jednak pełnej informacji o niej. Modelując ablację tkanki rogówki biorę pod uwagę możliwość pojawienia się gradientu naprężenia wzdłuż grubości rogówki po wykonaniu ablacji. W przypadku ablacji pojawiający się gradient naprężenia jest zauważalny i ma istotny wpływ na geometrię rogówki po ablacji, a tym samym warunkuje efekt refrakcyjny korekcji. Zatem, proponowane w niniejszej pracy biomechaniczne modelowanie efektu chirurgii refrakcyjnej rogówki daje możliwość zminimalizowania powikłań zabiegu jakimi są nadkorekcja i niedokorekcja.

Ciekawym, rozwiązaniem modelu jest także możliwość wprowadzania indywidualnej wartości ciśnienia śródgałkowego, która warunkuje parametry materiałowe tkanek oka,

a tym samym efekt zabiegu korekcji wady wzroku. Dotychczas przyjęty jest tylko przedział wartości ciśnienia śródgałkowego, jako kryterium klasyfikujące pacjenta do zabiegu.

W prezentowanej pracy zajmowałem się modelowaniem korekcji krótkowzroczności jako pierwszego podejścia do problemu modelowania zabiegów refrakcyjnych.

Modelowanie ablacji polegało na modyfikacji geometrii profilu zewnętrznej powierzchni rogówki i odbywało się poza systemem COSMOS (rys. 7.5). Przy takim sposobie postępowania liczba i układ elementów skończonych, w konstrukcji modelu, jest taki sam, przesunięte są tylko węzły na zewnętrznym profilu rogówki. Parametry w wyniku, których uzyskałam zmianę geometrii rogówki, to głębokość ablacji a oraz średnica ablacji s .



Rys. 7.5. Schemat modelowania ablacji (modyfikacja geometrii rogówki) w przypadku krótkowzroczności. W powiększeniu pokazane jest przebieg węzłów na zewnętrznej powierzchni rogówki przed i po ablacji. R – promień rogówki przed ablacją, R_a – promień zewnętrznej powierzchni rogówki po ablacji.

Wprowadzając głębokość ablacji a , zmieniam o taką wartość grubość rogówki g_c w wierzchołku. Następnie wprowadzam średnicę ablacji s i zadaję funkcję do aproksymacji zewnętrznego profilu rogówki. Funkcja ta przechodzi przez wierzchołek rogówki i punkty na granicy strefy ablacji. W ten sposób uzyskuję nowy profil zewnętrznej powierzchni rogówki. Na tak zmodyfikowanym profilu rogówki rozmieszczam węzły elementów skończonych. Dalszy sposób postępowania, to znaczy obciążanie ciśnieniem śródgałkowym i uzyskiwanie parametrów rozwiązania potrzebnych do analizy zmian działania układu optycznego oka jest taki sam jak w poprzednich rozdziałach. Do obliczeń parametrów optycznych modelu, należy zatem wziąć pod uwagę zmianę grubości rogówki o wartość ablacji a i nowy promień rogówki po ablacji R_a . Zatem, formuły (2.1), (5.14), (5.18), (5.19), (5.21) i (5.23) ulegają modyfikacji. Zewnętrzny osiowy promień krzywizny rogówki R oraz R' po obciążeniu przed ablacją, zamieniam po ablacji na wartości R_a i R'_a , odpowiednio.

Modelowanie ablacji tkanki rogówki na modelu zrealizowałam zgodnie z wykonaną symulacją parametrów zabiegu PRK na sprzęcie KERACOR 217 firmy Baush&Lomb. Urządzenie to pracuje z laserem excimerowym o długości fali $\lambda = 193 \text{ nm}$, z częstotliwością impulsów 50 Hz, maksymalna energia pulsu to 400 mJ. Symulacje wykonano

Tabela 7.1. Symulacja zabiegu PRK korekcji krótkowzroczności na laserze KERACOR 217 firmy Baush&Lomb. Środkowy promień zewnętrznej powierzchni rogówki $R=7.86 \text{ mm}$, grubość rogówki w wierzchołku $g_c=520 \text{ nm}$ dla strefy optycznej 6 mm.

wartość korekcji K	średnica ablacji s [mm]	głębokość ablacji a [μm]	średnica strefy optycznej [mm]	ilość impulsów
-3 dioptrie	9	52	6	1089
-6 dioptrie	9.1	103	6	2140
-9 dioptrie	8.1	108	5	1666

dla rogówki o parametrach geometrycznych pokrywających się z modelem: środkowy promień zewnętrznej powierzchni rogówki $R = 7.86 \text{ mm}$, grubość rogówki w wierzchołku $g_c = 520 \text{ nm}$ dla strefy optycznej 6 mm. W ten sposób wykonałam symulacje korekcji krótkowzroczności o wartości -3, -6 oraz -9 dioptrii na modelu gałki ocznej o nominalnej geometrii i refrakcji. Wynikiem symulacji jest głębokość ablacji rogówki w centrum a i średnica ablacji s oraz ilość impulsów lasera (tabela 7.1).

W celu weryfikacji wielkości rzeczywistej średnicy ablacji przy danej głębokości ablacji, zapewniającej oczekiwaną wielkość korekcji, wykonałam szereg obliczeń numerycznych na układzie optycznym oka. W pierwszym przybliżeniu założyłam sztywną gałkę oczną (brak przemieszczeń) i wykonałam obliczenia zmiany mocy optycznej oka po odpowiedniej ablacji rogówki. Wyniki obliczeń numerycznych pozwoliły na wyciągnięcie wniosków dotyczących zarówno strefy ablacji, jak i geometrii zewnętrznej powierzchni rogówki po ablacji. Następnie wnioski z badań numerycznych pozwoliły na ograniczenie kilku wartości parametrów modelu do modelowania biomechanicznego.

W drugim etapie badań biorę pod uwagę sprężystość gałki ocznej a więc moduły sprężystości tkanek oka: rogówki E_r , twardówki E_t i pierścienia rąbkowego, zapewniającego emmetropizację gałki ocznej dla przyjętych stałych sprężystości i geometrii wyjściowej gałki.

W trzecim etapie uwzględniam wpływ sprężystości błony Descemeta na korekcję krótkowzroczności. Wprowadzam zatem do badań moduł Younga dla błony Descemeta E_D w rogówce. Badaniu poddaję także głębokość ablacji rogówki a na kilku wielkościach średnicy ablacji s . Modelowanie zabiegów chirurgii refrakcyjnej rogówki na biomechanicznym modelu gałki ocznej, prezentowanym w tej pracy, miało na celu

weryfikacje wartości parametrów materiałowych tkanek, które zapewniają uzyskanie oczekiwanego efektu korekcji. Zabieg modelowany był zgodnie z przeprowadzoną symulacją na KERAKOR 217, tzn. zgodnie z parametrami wykonywanej ablacji na oku rzeczywistym dla danej wady wzroku oraz dla danego promienia krzywizny zewnętrznej powierzchni rogówki R i grubości rogówki w wierzchołku g_c . W ten sposób mierzę do ograniczenia wciąż szerokiego zakresu wartości modułów Younga dla rogówki E_r , w modelu gałki ocznej zdolnym do emmetropizacji. Po zamodelowaniu efektu ablacji oczekuje się, że modele tracą możliwość samonastawności optycznej.

7.2. OBLICZENIA NUMERYCZNE EFEKTU ABLACJI NA SZTYWNYM MODELU OKA

Teoretyczne obliczenia na sztywnym modelu obejmują przedział średnicy ablacji $s = 3 \div 9$ mm. Obliczenia wykonano dla trzech głębokości ablacji na osi rogówki $a = 52, 103$ oraz 108 μm , odpowiadających trzem wartościom korekcji krótkowzroczności $K = -3, -6$ oraz -9 dioptrii. Przedział wartości mimośrodu elipsy e , którą aproksymowany jest profil zewnętrznej powierzchni rogówki ograniczyłam początkowo do trzech wartości $e = 0, 0.33$ i 0.5 . Następnie, oprócz głębokości ablacji a na osi i pewnej średnicy s , modelowałam zmianę geometrii profilu zewnętrznej powierzchni rogówki. To znaczy, że po ablacji zmieniam mimośród elipsy aproksymującej zewnętrzny profil rogówki z e (przed ablacją) na e_a (po ablacji). Przetestowałam zmianę mimośrodków elipsy z $e = 0.33$ na $e_a = 0.5$ i 0.7 oraz z $e = 0.5$ na $e_a = 0.33$.

Osiowy promień rogówki po ablacji R_a otrzymamy porównując osiowe wartości funkcji aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki (wg wzoru (2.4)) przed i po ablacji o głębokości a , przy założeniu, że funkcje te przecinają się w punktach na średnicy ablacji s (rys. 7.6):

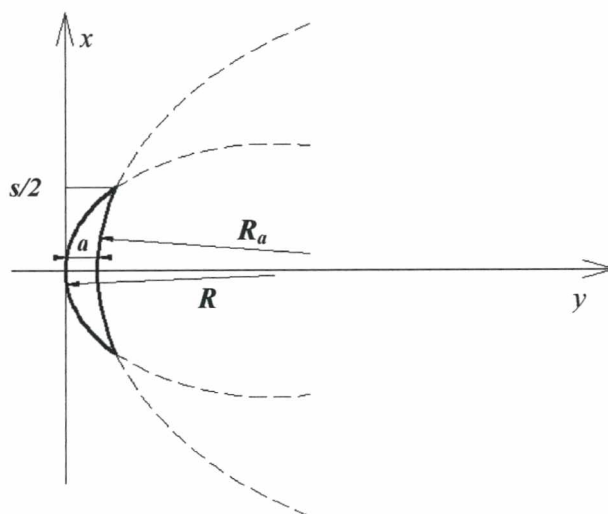
$$\frac{1}{1-e^2} \left[R - \sqrt{R^2 - \left(\frac{s}{2}\right)^2 \cdot (1-e)^2} \right] = \frac{1}{1-e_a^2} \left[R_a - \sqrt{R_a^2 - \left(\frac{s}{2}\right)^2 \cdot (1-e_a)^2} \right] + a, \quad (7.6)$$

gdzie: R i R_a – osiowy promień profilu zewnętrznej powierzchni rogówki, odpowiednio, przed i po ablacji, e i e_a – mimośród funkcji aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki, odpowiednio przed i po ablacji, s – średnica ablacji, a – głębokość ablacji.

Następnie wyliczony ze wzoru (7.6) promień R_a podstawiany był do wzorów (2.1), (5.14), (5.16), (5.19), (5.21) w celu wyliczenia pozostałych parametrów optycznych modelu jak: P_{okoa} – moc optyczna układu oka po ablacji, K – wartość korekcji, stanowiąca różnicę refrakcji układu optycznego oka przed ablacją P_{oko} i po ablacji P_{okoa} .

Tabele 7.2 – 7.4 oraz rysunki 7.7 – 7.9 zawierają wartości korekcji K , osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz refrakcję całego oka po ablacji P_{okoa} , dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i odpowiednio dla trzech głębokości ablacji, odpowiadających trzem wartościom korekcji oka (-3, -6 i -9 dioptrii).

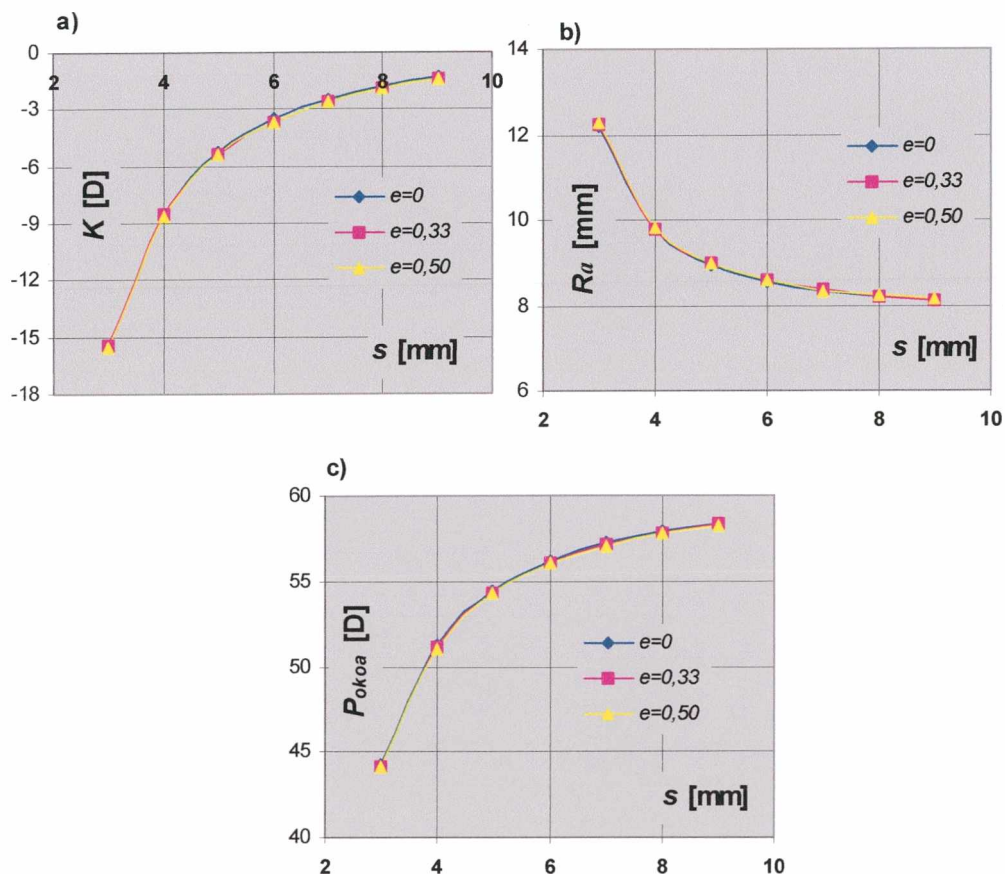
Tabele 7.2 – 7.4 zawierają wyniki rozwiązania modeli, w których rogówka aproksymowana jest elipsą o takim samym e zarówno przed i po ablacji. W tabelach 7.2 – 7.4 zaznaczony jest wiersz, w którym korekta mocy optycznej jest najbliższa oczekiwanej.



Rys. 7.6. Schemat geometryczny porównania funkcji eliptycznych aproksymujących zewnętrzny profil rogówki przed i po ablacji dla korekcji krótkowzroczności. R , R_a – promień zewnętrznego profilu rogówki przed ablacją i po ablacji, odpowiednio, a – głębokość ablacji, s – średnica strefy widzenia (ablacji).

Tabela 7.2. Wartości otrzymanej korekcji K , osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz refrakcja całego oka po ablacji P_{okoa} , przy głębokości ablacji $a = 52 \mu\text{m}$ (planowanana korekcja -3 dioptrie) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech wartości mimośrodów e .

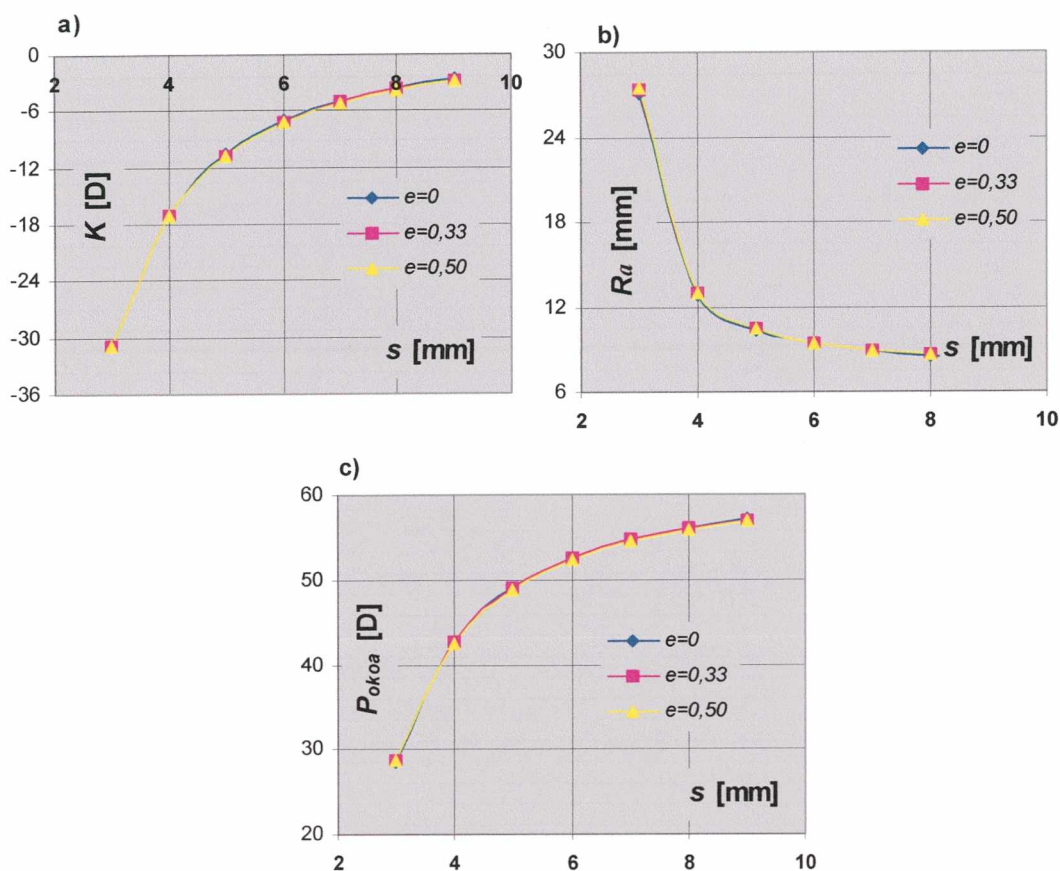
s [mm]	korekta K [D]			R_a [mm]			P_{okoa} [D]		
	$e=0$	$e=0.33$	$e=0.50$	$e=0$	$e=0.33$	$e=0.50$	$e=0$	$e=0.33$	$e=0.50$
3	-15.44	-15.47	-15.51	12.214	12.245	12.269	44.26	44.18	44.13
4	-8.48	-8.52	-8.57	9.779	9.801	9.818	51.21	51.13	51.07
5	-5.26	-5.36	-5.36	8.952	8.971	8.986	54.43	54.34	54.28
6	-3.51	-3.61	-3.61	8.558	8.576	8.591	56.18	56.10	56.03
7	-2.45	-2.56	-2.56	8.337	8.354	8.339	57.24	57.15	57.08
8	-1.76	-1.87	-1.87	8.200	8.216	8.230	57.93	57.84	57.77
9	-1.29	-1.40	-1.40	8.107	8.124	8.138	58.40	58.31	58.24



Rys. 7.7. Wykresy zależności podanych w tabeli 7.2. a) wartości korekcji K , b) osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz c) refrakcję całego oka po ablacji P_{okoa} w funkcji średnicy ablacji s , przy głębokości ablacji $a = 52 \mu\text{m}$ (planowanej korekcja -3 dioptrii) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech wartości mimośrodu e .

Tabela 7.3. Wartości otrzymanej korekcji K , osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz refrakcja całego oka po ablacji P_{okoa} , przy głębokości ablacji $a = 103 \mu\text{m}$ (planowanej korekcja -6 dioptrii) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech wartości mimośrodu e .

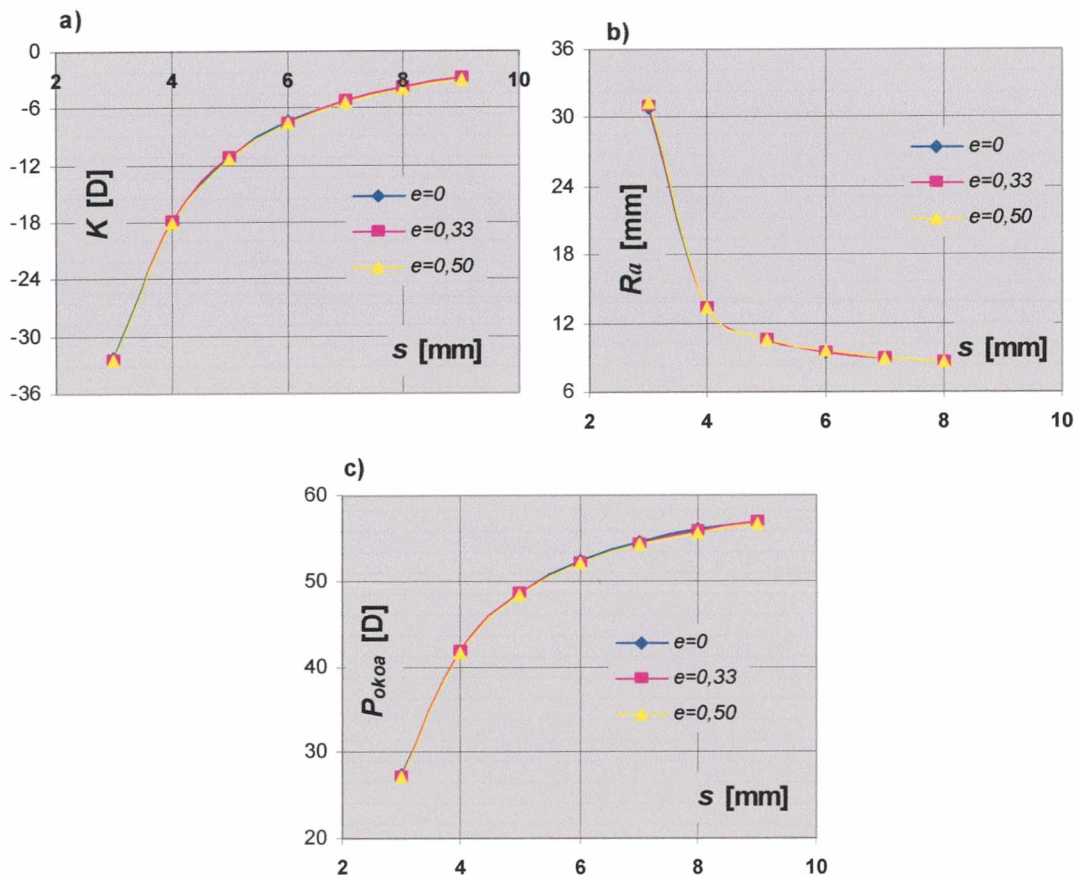
s [mm]	korekta K [D]			R_a [mm]			P_{okoa} [D]		
	$e=0$	$e=0,33$	$e=0,50$	$e=0$	$e=0,33$	$e=0,50$	$e=0$	$e=0,33$	$e=0,50$
3	-30.79	-30.83	-30.89	27.157	27.338	27.485	28.50	28.82	28.75
4	-16.95	-17.01	-17.09	12.922	12.972	13.018	42.74	42.64	42.55
5	-10.52	-10.60	-10.69	10.392	10.429	10.463	49.17	49.06	48.95
6	-7.02	-7.10	-7.21	9.391	9.423	9.453	52.67	52.55	52.43
7	-4.91	-4.99	-5.12	8.875	8.904	8.933	54.78	54.66	54.53
8	-3.53	-3.62	-3.74	8.569	8.597	8.625	56.16	56.03	55.90
9	-2.58	-2.68	-2.80	8.370	8.397	8.425	57.11	56.97	56.84



Rys. 7.8. Wykresy zależności podanych w tabeli 7.3. a) wartości korekcji K , b) osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz c) refrakcję całego oka po ablacji P_{okoa} w funkcji średnicy ablacji s , przy głębokości ablacji $a = 103 \mu\text{m}$ (planowana korekcja -6 dioptrii) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech wartości mimosrodu e .

Tabela 7.4. Wartości otrzymanej korekcji K , osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz refrakcja całego oka po ablacji P_{okoa} , przy głębokości ablacji $a = 108 \mu\text{m}$ (planowana korekcja -9 dioptrii) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech wartości mimosrodu e .

s [mm]	korekta K [D]			R_a [mm]			P_{okoa} [D]		
	$e=0$	$e=0,33$	$e=0,50$	$e=0$	$e=0,33$	$e=0,50$	$e=0$	$e=0,33$	$e=0,50$
3	-32.30	-32.35	-32.40	30.876	31.111	31.304	27.39	27.31	27.24
4	-17.78	-17.85	-17.93	13.346	13.400	13.450	41.91	41.80	41.71
5	-11.04	-11.12	-11.22	10.560	10.600	10.635	48.65	48.53	48.42
6	-7.37	-7.45	-7.56	9.483	9.516	9.548	52.32	52.20	52.08
7	-5.15	-5.24	-5.36	8.932	8.963	8.993	54.54	54.41	54.28
8	-3.71	-3.80	-3.92	8.607	8.636	8.666	55.98	55.85	55.72
9	-2.71	-2.81	-2.94	8.397	8.425	8.454	56.98	56.84	56.70



Rys. 7.9. Wykresy zależności podanych w tabeli 7.4. a) wartości korekcji K , b) osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz c) refrakcję całego oka po ablacji P_{okoa} w funkcji średnicy ablacji s , przy głębokości ablacji $a = 108 \mu\text{m}$ (planowana korekcja -9 dioptrii) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech wartości mianośrodu e .

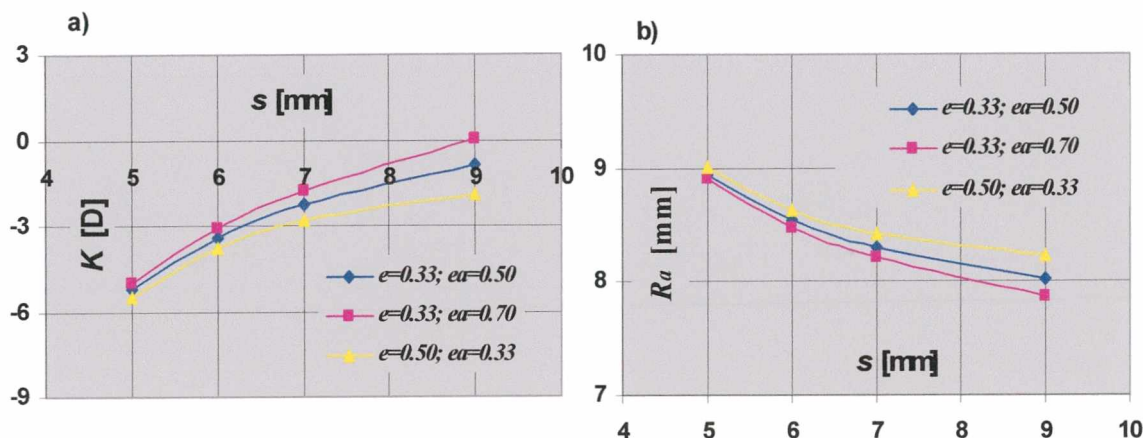
Z wartości podanych w tabelach 7.2 – 7.4 oraz rysunkach 7.7 – 7.9, wyraźnie widać, że dobór średnicy ablacji s jest jednym z ważniejszych parametrów zapewniającym skuteczność ablacji. Dla danej głębokości ablacji na osi tylko jedna wartość s daje w przybliżeniu, oczekiwaną korekcję krótkowzroczności. Na podstawie wyników (tabela 7.2) okazuje się, że dla ablacji o głębokości $a = 52 \mu\text{m}$ średnica s powinna wynosić ponad 6 mm, natomiast według symulacji na KERAKOR 217 wynosi 9 mm. Identyczna sytuacja wystąpiła dla dwóch pozostałych głębokości ablacji: $a = 103 \mu\text{m}$ średnica s powinna wynosić ponad 6 mm, dla $a = 108 \mu\text{m}$ s to ponad 5 mm, a według KERAKOR 217 średnica s wynosi odpowiednio 9.1 i 8.1 mm. Zatem, obliczenia wykonane na sztywnym modelu gałki ocznej (tabele 7.2- 7.4) nie pokrywają się z wynikami otrzymanymi z symulacji na KERACOR 217 (tabela 7.1) dla tych samych parametrów promienia rogówki R , grubości rogówki g_c oraz wielkości korekcji. Jednakże wartości średnicy ablacji, jakie uzyskano w tabelach 7.2 – 7.4 jest bliska średnicy strefy optycznej przyjmowanej dla

poszczególnych wad refrakcji oka (tabela 7.1, kolumna 4). Ponadto, dla średnicy ablacji $s \leq 4$ mm osiowy promień rogówki R_a osiąga wartości nieprawdopodobnie fizjologicznie. Wyniki pokazują, że modelując zabiegi chirurgii refrakcyjnej na sztywnym modelu gałki ocznej nie uzyskamy wiarygodnych wyników. Oznacza to także, że parametry materiałowe odgrywają tu istotną rolę i powinny być brane pod uwagę indywidualnie dla każdego pacjenta. Modelowanie optycznych skutków zabiegów refrakcyjnych na biomechanicznym modelu gałki ocznej może mieć fundamentalne znaczenie w celu uniknięcia ryzyka związanego z nadkorekcją lub niedokorekcją refrakcji po zabiegu. Wartości korekcji K , uzyskane dla każdej z badanych funkcji eliptycznych różniących się wartością e , są identyczne. Zatem, okazuje się, że geometria zewnętrznej powierzchni rogówki też nie ma istotnego znaczenia dla K , jeżeli nie bierzemy pod uwagę parametrów materiałowych i rzeczywistych obciążeń w ludzkiej gałce ocznej. Ponownie zatem zostaje potwierdzona teza, że odpowiednia korelacja parametrów materiałowych i geometrycznych wpływa zasadniczo na własności optyczne oka.

Przeanalizujemy dodatkowo przypadki modeli, w których profil rogówki aproksymowany jest elipsą o mimośrodku e przed ablacją i innym mimośrodku e_a po ablacji. Interesującym jest, czy tym razem zmiana geometrii też nie będzie miała wpływu na korekcję mocy optycznej oka. Tabele 7.5 – 7.7 oraz rysunki 7.10 – 7.12 zawierają wartości korekcji K , promień rogówki po ablacji R_a , dla czterech wartości średnicy ablacji s i odpowiednio dla trzech głębokości ablacji.

Tabela 7.5. Wartości otrzymanej korekcji K , osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz refrakcja całego oka po ablacji P_{okoas} przy głębokości ablacji $a = 52 \mu\text{m}$ (planowana korekcja -3 dioptrie) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech kombinacji wartości e przed ablacją i e_a po ablacji.

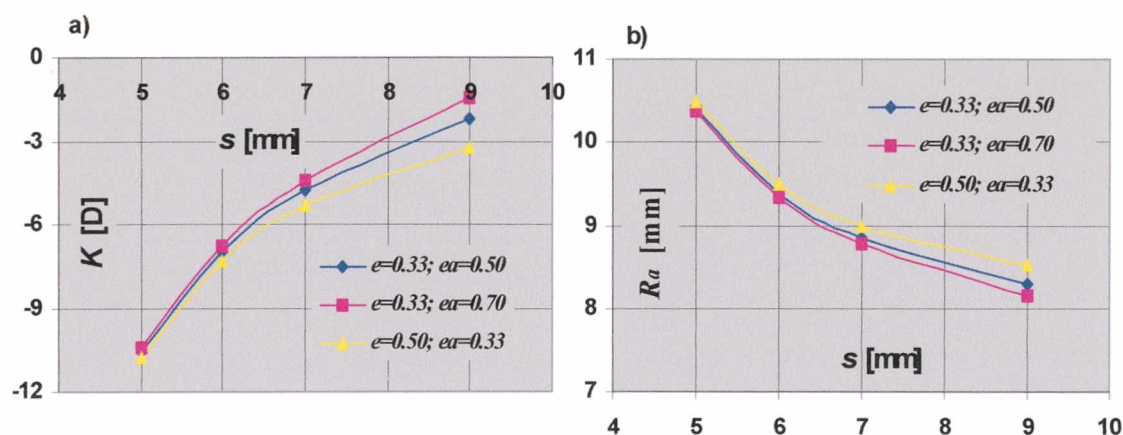
s [mm]	korekta K [D]			R_a [mm]		
	$e=0.33$ $e_a=0.5$	$e=0.33$ $e_a=0.7$	$e=0.5$ $e_a=0.33$	$e=0.33$ $e_a=0.5$	$e=0.33$ $e_a=0.7$	$e=0.5$ $e_a=0.33$
5	-5.20	-5.02	-5.46	8.946	8.903	9.011
6	-3.38	-3.07	-3.79	8.538	8.473	8.629
7	-2.23	-1.77	-2.82	8.300	8.209	8.422
9	-0.84	0.03	-1.88	8.029	7.867	8.231



Rys. 7.10. Wykresy zależności podanych w tabeli 7.5. a) wartości korekcji K , b) osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz c) refrakcję całego oka po ablacji P_{oko} w funkcji średnicy ablacji s , przy głębokości ablacji $a = 52 \mu\text{m}$ (planowanej korekcji -3 dioptrii) dla czterech wartości średnicy ablacji s i trzech kombinacji wartości e przed ablacją i e_a po ablacji.

Tabela 7.6. Wartości otrzymanej korekcji K , osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz refrakcję całego oka po ablacji P_{oko} , przy głębokości ablacji $a = 103 \mu\text{m}$ (planowanej korekcji -6 dioptrii) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech kombinacji wartości e przed ablacją i e_a po ablacji.

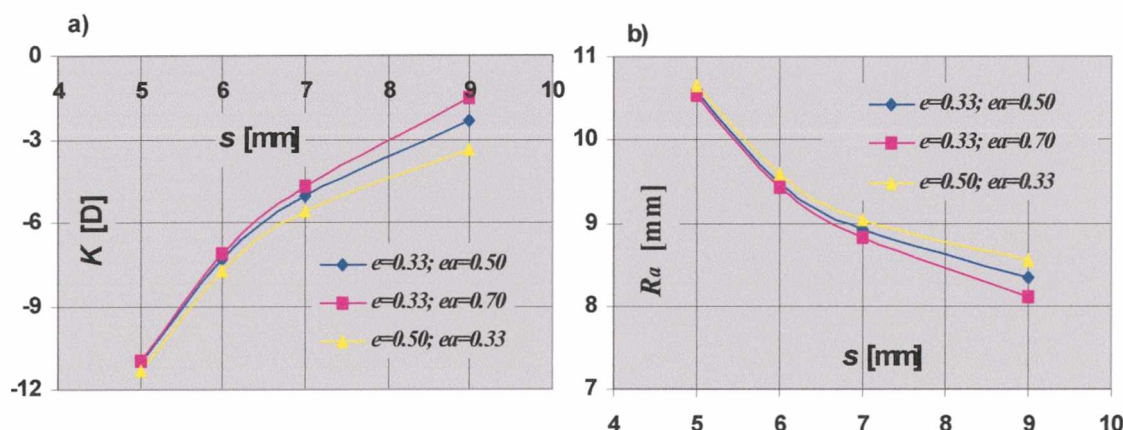
s [mm]	korekta K [D]			R_a [mm]		
	$e=0.33$ $e_a=0.5$	$e=0.33$ $e_a=0.7$	$e=0.5$ $e_a=0.33$	$e=0.33$ $e_a=0.5$	$e=0.33$ $e_a=0.7$	$e=0.5$ $e_a=0.33$
5	-10.53	-10.41	-10.76	10.407	10.371	10.484
6	-6.97	-6.74	-7.34	9.389	9.330	9.488
7	-4.78	-4.40	-5.32	8.854	8.769	8.983
9	-2.23	-1.45	-3.23	8.306	8.151	8.515



Rys. 7.11. Wykresy zależności podanych w tabeli 7.6. a) wartości korekcji K , b) osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz c) refrakcję całego oka po ablacji P_{oko} w funkcji średnicy ablacji s , przy głębokości ablacji $a = 103 \mu\text{m}$ (planowanej korekcji -6 dioptrii) dla czterech wartości średnicy ablacji s i trzech kombinacji wartości e przed ablacją i e_a po ablacji.

Tabela 7.7. Wartości otrzymanej korekcji K , osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz refrakcja całego oka po ablacji P_{oko} , przy głębokości ablacji $a = 108 \mu\text{m}$ (planowana korekcja -9 dioptrie) dla siedmiu wartości średnicy ablacji s i trzech kombinacji wartości e przed ablacją i e_a po ablacji.

s [mm]	korekta K [D]			R_a [mm]		
	$e=0.33$ $e_a=0.5$	$e=0.33$ $e_a=0.7$	$e=0.5$ $e_a=0.33$	$e=0.33$ $e_a=0.5$	$e=0.33$ $e_a=0.7$	$e=0.5$ $e_a=0.33$
5	-11.05	-10.94	-11.28	10.578	10.542	10.656
6	-7.33	-7.10	-7.69	9.482	9.424	9.582
7	-5.03	-4.66	-5.57	8.913	8.828	9.042
9	-2.37	-1.50	-3.36	8.334	8.100	8.544



Rys. 7.12. Wykresy zależności podanych w tabeli 7.7. a) wartości korekcji K , b) osiowy promień rogówki po ablacji R_a , oraz c) refrakcję całego oka po ablacji P_{oko} w funkcji średnicy ablacji s , przy głębokości ablacji $a = 108 \mu\text{m}$ (planowana korekcja -9 dioptrii) dla czterech wartości średnicy ablacji s i trzech kombinacji wartości e przed ablacją i e_a po ablacji.

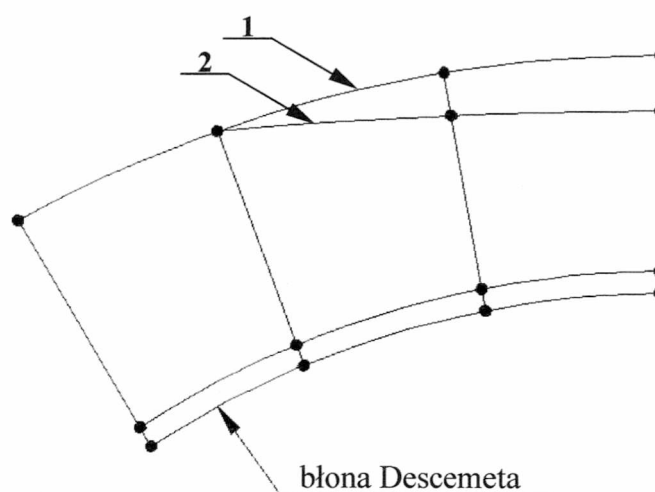
Wyniki zamieszczone w tabelach 7.5 - 7.7 oraz rysunkach 7.10 - 7.12 prowadzą do wniosków analogicznych do otrzymanych dla sztywnego modelu bez zmiany profilu zewnętrznej powierzchni rogówki po ablacji (tabela 7.2 - 7.4). Geometria profilu rogówki zarówno przed jak i po ablacji nie ma znaczącego wpływu na wartość uzyskiwanej korekcji refrakcji. Największą rolę, dla poszczególnych głębokości ablacji, odgrywa tu wielkość średnicy ablacji s . Uzyskane wartości korekcji refrakcji K i promienia profilu zewnętrznej powierzchni rogówki po ablacji R_a (tabela 7.5 - 7.7) pozwalają na wykluczenie wartości $s \leq 4$ mm oraz $s \geq 9$ mm z prawdopodobnych wartości s dla oka ludzkiego. Wartości $s \leq 4$ mm zwracają nieprawdopodobnie duże wartości K i R_a , natomiast $s \geq 9$ mm zbyt małe w stosunku do oczekiwanej wartości K . Wartości korekcji K otrzymane dla poszczególnych zmian mimośrodów elipsy opisującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki przed ablacją e i po ablacji e_a są zbliżone do siebie.

Wyniki otrzymanej korekcji K zamieszczone w tabelach 7.5 - 7.7 podobnie jak i w tabelach 7.2 - 7.4 są najbliższe do planowanej korekcji jeżeli strefa ablacji jest bliska wartości stery optycznej przyjętej dla poszczególnych wad refrakcji. Jednak wyniki otrzymane tutaj nie zapewniają dokładnie oczekiwanej korekcji K . Ponownie dowodzi to tezy, że zmiany geometrii są mocno sprzężone z parametrami materiałowymi tkanek oka, które nie były brane pod uwagę w tych obliczeniach na sztywnym modelu (tabele 7.2 ÷ 7.7). Zatem, kolejny etap badań obejmuje efekt ablacji rogówki na biomechanicznym modelu gałki ocznej.

7.3. MODELOWANIE EFEKTU ABLACJI W BIOMECHANICZNYM MODELU GAŁKI OCZNEJ

Na podstawie wniosków wyciągniętych z obliczeń efektu ablacji na sztywnym modelu gałki ocznej, opisanych wyżej, ograniczam przedział wartości średnicy ablacji s do dalszych badań na sprężystym modelu gałki ocznej. Ponadto, zamodelowałam i przetestowałam na modelu sprężystym ewentualny mechaniczny wpływ błony Descemeta na wartości korekcji. Skłonił mnie do tego wywiad z okulistami, którzy uważają, że błona Descemeta jest najbardziej odporną na działania mechaniczne warstwą rogówki. Interesującym wydało się sprawdzenie, czy sprężystość błony Descemeta jest znacząca dla optycznego efektu zabiegu refrakcyjnego i jakiego rzędu jest to wpływ.

Błona Descemeta została zaprojektowana jako cienka warstwa elementów skończonych o grubości 10 μm . W ten sposób układ elementów skończonych oraz węzłów w rogówce nie zmienia się. Zmienia się natomiast ich grubość obu warstw elementów skończonych rozmieszczonych dotychczas równomiernie na grubości rogówki.



Rys.7.13. Układ elementów skończonych i węzłów na fragmencie rogówki z błoną Descemeta. 1 - zewnętrzny profil rogówki przed ablacją, 2 – zewnętrzny profil rogówki po ablacji.

Parametry biomechanicznego, elastycznego modelu, brane pod uwagę przy modelowaniu efekt ablacji:

- moduł Younga rogówki $E_r = 0.37, 1, 2, 3, 6.9$ MPa,
- stosunek modułu Younga błony Descemeta E_D do modułu Younga rogówki E_r , $E_D/E_r = 1, 2$, lub 5 ,
- wartość stosunku modułu Younga twardówki do rogówki, $E_t/E_r = 5$,
- sztywność pierścienia w badanych modelach przyjmuję taką, która zapewnia samonastawność optyczną modelu przed ablacją,
- mimośród elipsy aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki $e = 0, 0.33$ oraz 0.5 , niezmienny po ablacji,
- głębokość ablacji $a = 52$ μm dla korekcji $K = -3$ dioptrie dla $s = 6$ i 9 mm,
- głębokość ablacji $a = 103$ μm dla korekcji $K = -6$ dioptrie dla $s = 6$ i 9.1 mm,
- głębokość ablacji $a = 108$ μm dla korekcji $K = -9$ dioptrie dla $s = 5$ i 9.1 mm.

Założenie dwóch wartości s dla każdej głębokości ablacji a wynika z faktu, że pierwsza wartość wynika z obliczeń numerycznych na sztywnym modelu (niebieski wiersz w tabelach 7.2 ÷ 7.7), a druga wynika z symulacji zabiegu na laserze KERAKOR 217. Jak pokazano wcześniej obliczone wartości s na sztywnym modelu są najbardziej zbliżone do wartości strefy optycznej założonej dla konkretnej korekcji refrakcji w laserze KERAKOR 217.

Wyniki otrzymane z rozwiązywania modelu sprężystego przedstawiam w formie porównania z wynikami ze modelu sztywnego. Początkowe badania polegały na modelowaniu efektu ablacji dla trzech głębokości ablacji $a = 52, 103$ i 108 μm i średnicy ablacji odpowiednio $s=6, 6$ i 5 mm. Przykładowe wyniki, dla aproksymacji zewnętrznego profilu rogówki elipsą z $e = 0.5$ przedstawione są w tabeli 7.8. Podobna serię wyników uzyskano także dla $e = 0$ oraz 0.33 .

Okazało się, że różnice w korekcji refrakcji sięgają zaledwie 6 % dla różnych wartości mimośrodu e elipsy aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki przy założeniu tych samych parametrów materiałowych. Wartość e ma zatem niewielki wpływ na korekcję refrakcji K . Największą rolę odgrywa w tym przypadku wartość modułu Younga rogówki E_r . Oczekiwany efekt ablacji przy wcześniejszych założeniach wystąpił jedynie dla $E_r \geq 2$ MPa. Porównując wyniki otrzymane dla modelu elastycznego i sztywnego pod obciążeniem, wyraźnie widać, że sztywny model w mniejszym stopniu odzwierciedla oczekiwany efekt ablacji. W związku z tym modelowanie jakichkolwiek zmian w systemie

optycznym oka, powinno odbywać się przy jednoczesnym modelowaniu parametrów materiałowych tkanek i obciążenia oka.

Tabela 7.8. Wartości osiowych promieni krzywizn profilu zewnętrznej powierzchni rogówki przed ablacją R i po ablacji R_a dla mimośrodu profilu rogówki $e = 0.5$, średnicy ablacji s , korekcji krótkowzroczności K oraz modułów Younga rogówki E_r dla sztywnego modelu i modelu obciążonego ciśnieniem $p = 1$, a_r - osiowe przemieszczenie wierzchołka zewnętrznej powierzchni rogówki, b - przemieszczenie osiowe wierzchołka wewnętrznej powierzchni rogówki, P_{oko} , P_{okoa} – moc optyczna oka przed ablacją i po ablacji, odpowiednio.

model bez ablacji	E_r [Mpa]	R [mm] sztywny model	R [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	7.869	7.966	59.64	58.99	0.236	0.025	0	0	0	0	0
	1	7.869	7.905	59.64	59.41	0.087	0.094	0	0	0	0	0
	2	7.869	7.887	59.64	59.52	0.044	0.047	0	0	0	0	0
	3	7.869	7.881	59.64	59.56	0.029	0.031	0	0	0	0	0
	6.9	7.869	7.874	59.64	59.61	0.013	0.014	0	0	0	0	0
model po ablacji	E_r [Mpa]	R_a [mm] sztywny model	R_a [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	8.591	8.133	56.03	58.15	0.262	0.282	0.052	6	-3	-3.61	-0.84
	0.37	9.453	8.045	52.43	58.62	0.295	0.315	0.103	6	-6	-7.21	-0.38
	0.37	10.601	8.240	48.53	57.62	0.298	0.318	0.108	5	-9	-11.11	-1.38
	1	8.591	8.409	56.03	56.85	0.097	0.104	0.052	6	-3	-3.61	-2.56
	1	9.453	8.856	52.43	54.82	0.109	0.117	0.103	6	-6	-7.21	-4.58
	1	10.601	9.545	48.53	52.05	0.110	0.118	0.108	5	-9	-11.11	-7.36
	2	8.591	8.498	56.03	56.44	0.048	0.052	0.052	6	-3	-3.61	-3.08
	2	9.453	9.141	52.43	53.65	0.054	0.058	0.103	6	-6	-7.21	-5.88
	2	10.601	10.039	48.53	50.31	0.055	0.059	0.108	5	-9	-11.11	-9.21
	3	8.591	8.529	56.03	56.31	0.032	0.035	0.052	6	-3	-3.61	-3.26
	3	9.453	9.242	52.43	53.24	0.036	0.039	0.103	6	-6	-7.21	-6.32
	3	10.601	10.218	48.53	49.72	0.036	0.039	0.108	5	-9	-11.11	-9.84
	6.9	8.591	8.564	56.03	56.15	0.014	0.015	0.052	6	-3	-3.61	-3.46
	6.9	9.453	9.360	52.43	52.79	0.016	0.017	0.103	6	-6	-7.21	-6.82
	6.9	10.601	10.431	48.53	49.05	0.016	0.017	0.108	5	-9	-11.11	-10.56

W celu jakościowej oceny wpływu modułu sprężystości rogówki na efekt ablacji wprowadzono błonę Descemata z wartością modułu Younga E_D przyjętą początkowo dwa razy większą niż rogówki. W tym przypadku modelowana jest ablacja dla trzech głębokości $a = 52, 103$ i $108 \mu\text{m}$ odpowiednio, na średnicy $s = 6, 6$ oraz 5 mm . Interesujące jest czy zwiększenie modułu sprężystości rogówki za pomocą błony Descemeta wystarczy by uzyskać zamierzony efekt ablacji dla wszystkich wartości modułu Younga rogówki. Modelowanie przeprowadziłam ponownie dla $e = 0, 0.33, 0.5$. W tabeli 7.9 znajdują się przykładowe wyniki dla $e = 0.33$.

Tabela 7.9. Wartości osiowych promieni krzywizn profilu zewnętrznej powierzchni rogówki przed ablacją R i po ablacji R_a dla mimośrodru profilu rogówki $e = 0.33$, dla średnicy ablacji s , korekcji krótkowzroczności K i modułów Younga rogówki E_r , dla sztywnego modelu i modelu obciążonego ciśnieniem $p = 1$, a_r – osiowe przemieszczenie wierzchołka zewnętrznej powierzchni rogówki, b – przemieszczenie osiowe wierzchołka wewnętrznej powierzchni rogówki, P_{oko} , P_{okoa} – moc optyczna oka przed ablacją i po ablacji, odpowiednio. Moduł Younga błony Descemeta $E_D = 2E_r$.

model bez ablacji	E_r [Mpa]	R [mm] sztywny model	R [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	7.867	7.960	59.66	59.08	0.217	0.235	0	0	0	0	0
	1	7.867	7.901	59.66	59.44	0.080	0.087	0	0	0	0	0
	2	7.867	7.884	59.66	59.55	0.040	0.043	0	0	0	0	0
	3	7.867	7.878	59.66	59.58	0.027	0.029	0	0	0	0	0
	6.9	7.867	7.872	59.66	59.62	0.012	0.025	0	0	0	0	0
model po ablacji	E_r [Mpa]	R_s [mm] sztywny model	R_a [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	8.576	8.157	56.10	58.06	0.240	0.258	0.052	6	-3	-3.56	-1.02
	0.37	9.424	8.122	52.55	58.25	0.270	0.288	0.103	6	-6	-7.11	-1.19
	0.37	10.565	8.413	48.64	56.80	0.272	0.290	0.108	5	-9	-11.02	-2.28
	1	8.576	8.411	56.10	56.85	0.089	0.095	0.052	6	-3	-3.56	-2.59
	1	9.424	8.877	52.55	54.74	0.097	0.106	0.103	6	-6	-7.11	-4.70
	1	10.565	9.618	48.64	51.79	0.100	0.107	0.108	5	-9	-11.02	-7.66
	2	8.576	8.492	56.10	56.45	0.044	0.27751	0.052	6	-3	-3.56	-3.09
	2	9.424	9.139	52.55	53.66	0.050	0.05329	0.103	6	-6	-7.11	-5.89
	2	10.565	10.064	48.64	50.23	0.050	0.054	0.108	5	-9	-11.02	-9.32
	3	8.576	8.520	56.10	56.35	0.029	0.032	0.052	6	-3	-3.56	-3.23
	3	9.424	9.232	52.55	53.29	0.033	0.035	0.103	6	-6	-7.11	-6.29
	3	10.565	10.224	48.64	49.70	0.033	0.036	0.108	5	-9	-11.02	-9.88
	6.9	8.576	8.552	56.10	56.21	0.013	0.014	0.052	6	-3	-3.56	-3.41
	6.9	9.424	9.339	52.55	52.87	0.014	0.015	0.103	6	-6	-7.11	-6.75
	6.9	10.565	10.413	48.64	49.10	0.014	0.015	0.108	5	-9	-11.02	-10.52

W tym przypadku okazało się, że wartość $e = 0, 0.33, 0.5$ nie ma istotnego znaczenia na korekcję K . Porównując modele bez błony Descemeta i z błoną Descemeta o module Younga $E_D = 2E_r$ uzyskaliśmy różnicę w wartościach K rzędu setnych części dioptrii, jeśli $E_r \geq 2$ MPa (tabela 7.12, ostatnia kolumna). Natomiast, jeśli $E_r \leq 1$ MPa wpływ wartości modułu Younga błony Descemeta na korekcje refrakcji jest większy i sięga kilku dziesiątych części dioptrii. Zatem błona Descemeta usztywniając bardziej elastyczne rogówki ma większy wpływ na ich refrakcję. Mimo to moduł Younga błony Descemeta $E_D = 2E_r$ nie prowadzi do oczekiwanych wartości korekcji refrakcji K dla rogówek o małym module Younga $E_r \leq 1$ MPa.

W związku z tym, że w literaturze nie ma danych o wartościach materiałowych błony Descemeta, nie ma pewności czy wprowadzony tutaj $E_D = 2E_r$ jest słuszny. Możliwe, że

wartość $E_D = 2E_r$ jest zbyt mała, ponieważ wprowadza niewielkie różnice w korekcji K , w porównaniu z modelem bez błony Descemeta. Zatem, powtórzono wszystkie wyżej opisane obliczenia przy $E_D = 5E_r$ (tzn. identycznym jak dla twardówki). Czy zwiększenie modułu sprężystości błony Descemeta do $E_D = 5E_r$ zapewni uzyskanie zamierzonego efektu ablacji zgodnie z symulacją na laserze KERAKOR 217? W celu znalezienia odpowiedzi na powyższe pytanie modeluję ablację na trzech głębokościach $a = 52, 103$ i $108 \mu\text{m}$ odpowiednio, na średnicy $s = 9, 9.1$ oraz 8.1 mm . Przykładowe wyniki tego modelowania dla $e = 0.33$ i 0.5 zawierają tabele 7.10 i 7.11.

Tabela 7.10. Wartości osiowego promienia krzywizny profilu zewnętrznej powierzchni rogówki przed ablacją R i po ablacji R_a dla mimośrodów profilu rogówki $e = 0.33$, dla średnicy ablacji s , korekcji krótkowzroczności K i modułów Younga rogówki E_r , dla sztywnego modelu i modelu obciążonego ciśnieniem $p = 1$, a_r – przemieszczenie osiowe wierzchołka zewnętrznej powierzchni rogówki, b – przemieszczenie osiowe wierzchołka wewnętrznej powierzchni rogówki, P_{oko} , P_{okoa} – moc optyczna oka przed ablacją i po ablacji, odpowiednio. Moduł Younga błony Descemeta $E_D = 5E_r$.

model bez ablacji	E_r [Mpa]	R [mm] sztywny model	R [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	7.867	7.954	59.66	59.13	0.204	0.220	0	0	0	0	0
	1	7.867	7.899	59.66	59.45	0.076	0.082	0	0	0	0	0
	2	7.867	7.883	59.66	59.55	0.038	0.041	0	0	0	0	0
	3	7.867	7.877	59.66	59.59	0.025	0.027	0	0	0	0	0
	6.9	7.867	7.871	59.66	59.62	0.014	0.012	0	0	0	0	0
model po ablacji	E_r [Mpa]	R_a [mm] sztywny model	R_a [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	8.123	8.053	58.32	58.61	0.223	0.239	0.052	9	-3	-1.34	-0.52
	0.37	8.380	8.071	57.05	58.53	0.244	0.261	0.103	9.1	-6	-2.60	-0.60
	0.37	8.610	8.103	55.97	58.36	0.249	0.265	0.108	8.1	-9	-3.69	-0.77
	1	8.123	8.095	58.32	58.43	0.082	0.088	0.052	9	-3	-1.34	-1.02
	1	8.380	8.259	57.05	57.62	0.090	0.096	0.103	9.1	-6	-2.60	-1.84
	1	8.610	8.409	55.97	56.89	0.092	0.098	0.108	8.1	-9	-3.69	-2.57
	2	8.123	8.109	58.32	58.38	0.0412	0.044	0.052	9	-3	-1.34	-1.18
	2	8.380	8.319	57.05	57.34	0.0452	0.049	0.103	9.1	-6	-2.60	-2.21
	2	8.610	8.507	55.97	56.43	0.046	0.049	0.108	8.1	-9	-3.69	-3.12
	3	8.123	8.113	58.32	58.36	0.027	0.029	0.052	9	-3	-1.34	-1.23
	3	8.380	8.339	57.05	57.25	0.030	0.032	0.103	9.1	-6	-2.60	-2.34
	3	8.610	8.541	55.97	56.28	0.031	0.033	0.108	8.1	-9	-3.69	-3.31
	6.9	8.123	8.119	58.32	58.33	0.019	0.013	0.052	9	-3	-1.34	-1.29
	6.9	8.380	8.362	57.05	57.14	0.013	0.014	0.103	9.1	-6	-2.60	-2.49
	6.9	8.610	8.580	55.97	56.11	0.013	0.014	0.108	8.1	-9	-3.69	-3.52

Tabela 7.11. Wartości osiowych promieni krzywizn profilu zewnętrznej powierzchni rogówki przed ablacją R i po ablacji R_a dla mimośrodru profilu rogówki $e = 0.5$, dla średnicy ablacji s , korekcji krótkowzroczności K i modułów Younga rogówki E_r , dla sztywnego modelu i modelu obciążonego ciśnieniem $p = 1$, a_r – przemieszczenie osiowe wierzchołka zewnętrznej powierzchni rogówki, b – przemieszczenie osiowe wierzchołka wewnętrznej powierzchni rogówki, P_{oko} , P_{okoa} – moc optyczna oka przed ablacją i po ablacji, odpowiednio. Moduł Younga błony Descemeteta $E_D = 5E_r$

model bez ablacji	E_r [Mpa]	R [mm] sztywny model	R [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	7.869	7.957	59.64	59.08	0.212	0.229	0	0	0	0	0
	1	7.869	7.902	59.64	59.43	0.078	0.084	0	0	0	0	0
	2	7.869	7.885	59.64	59.54	0.039	0.042	0	0	0	0	0
	3	7.869	7.880	59.64	59.57	0.026	0.028	0	0	0	0	0
	6.9	7.869	7.874	59.64	59.61	0.014	0.012	0	0	0	0	0
model po ablacji	E_r [Mpa]	R_a [mm] sztywny model	R_a [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	8.138	8.080	58.24	58.44	0.230	0.247	0.052	9	-3	-1.40	-0.64
	0.37	8.407	8.130	56.92	58.20	0.252	0.269	0.103	9.1	-6	-2.72	-0.88
	0.37	8.641	8.161	55.83	57.89	0.257	0.737	0.108	8.1	-9	-3.81	-1.19
	1	8.138	8.115	58.24	58.32	0.085	0.091	0.052	9	-3	-1.40	-1.11
	1	8.407	8.299	56.92	57.42	0.093	0.099	0.103	9.1	-6	-2.72	-2.01
	1	8.641	8.451	55.83	56.68	0.095	0.101	0.108	8.1	-9	-3.81	-2.75
	2	8.138	8.126	58.24	58.28	0.042	0.046	0.052	9	-3	-1.40	-1.26
	2	8.407	8.352	56.92	57.17	0.047	0.050	0.103	9.1	-6	-2.72	-2.37
	2	8.641	8.544	55.83	56.26	0.047	0.050	0.108	8.1	-9	-3.81	-3.28
	3	8.138	8.130	58.24	58.27	0.028	0.030	0.052	9	-3	-1.40	-1.30
	3	8.407	8.370	56.92	57.09	0.031	0.033	0.103	9.1	-6	-2.72	-2.48
	3	8.641	8.576	55.83	56.11	0.032	0.037	0.108	8.1	-9	-3.81	-3.46
	6.9	8.138	8.134	58.24	58.25	0.012	0.013	0.052	9	-3	-1.40	-1.36
	6.9	8.407	8.391	56.92	57.00	0.013	0.014	0.103	9.1	-6	-2.72	-2.61
	6.9	8.641	8.613	55.83	55.95	0.014	0.015	0.108	8.1	-9	-3.81	-3.66

Wartości korekcji K w tabelach 7.10 i 7.11 pokazują, że niezależnie od parametrów geometrycznych i materiałowych dla założonej strefy ablacji, wynikającej z algorytmu lasera KERAKOR 217, planowana korekcja nie wystąpiła.

Korekcja refrakcji K jest średnio trzy razy mniejsza niż oczekiwana (tabele 7.10 i 7.11, ostatnia kolumna). Wyniki te stanowią potwierdzenie obliczeń na sztywnym modelu, że średnice ablacji s uzyskane z symulacji na KERAKOR 217, to znaczy z przedziału $8.1 \div 9.1$ mm, są zbyt duże, by uzyskać oczekiwaną wartość korekcji K . W związku z tym kolejny etap badań polega na modelowaniu ablacji na średnicy s pokrywającej się ze strefą optyczną (5 i 6 mm, dla odpowiednich głębokości ablacji a) dla odpowiednich wartości K przy tych samych parametrach materiałowych i geometrycznych modelu. Przykładowe wyniki tych rozwiązań podaje w tabeli 7.12 dla $e = 0.5$.

Tabela 7.12. Wartości osiowych promieni krzywizn profilu zewnętrznej powierzchni rogówki przed ablacją R i po ablacji R_a dla mimośrodów profilu rogówki $e = 0.5$, dla średnicy ablacji s , korekcji krótkowzroczności K i modułów Younga rogówki E_r , dla sztywnego modelu i modelu obciążonego ciśnieniem $p = 1$, a_r - przemieszczenie osiowe wierzchołka zewnętrznej powierzchni rogówki, b - przemieszczenie osiowe wierzchołka wewnętrznej powierzchni rogówki, P_{oko} , P_{okoa} – moc optyczna oka przed ablacją i po ablacji, odpowiednio. Moduł Younga błony Descemeta $E_D = 5E_r$.

model bez ablacji	E_r [Mpa]	R [mm] sztywny model	R [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	7.869	7.957	59.64	59.08	0.212	0.229	0	0	0	0	0
	1	7.869	7.902	59.64	59.43	0.078	0.08	0	0	0	0	0
	2	7.869	7.885	59.64	59.54	0.039	0.042	0	0	0	0	0
	3	7.869	7.880	59.64	59.57	0.026	0.028	0	0	0	0	0
	6.9	7.869	7.874	59.64	59.61	0.014	0.012	0	0	0	0	0
model po ablacji	E_r [Mpa]	R_a [mm] sztywny model	R_a [mm] $p \approx 1$	P_{oko} [D] sztywny model	P_{oko} [D] $p \approx 1$	a_r [mm]	b [mm]	a [mm]	s [mm]	K [D] plano- wane	K [D] sztywny model	K [D] $p \approx 1$
	0.37	8.583	8.256	56.07	57.53	0.245	0.262	0.052	6	-3	-3.57	-1.54
	0.37	9.434	8.365	52.51	57.01	0.271	0.288	0.103	6	-6	-7.13	-2.07
	0.37	10.603	8.741	48.52	55.26	0.274	0.291	0.108	5	-9	-11.12	-3.82
	1	8.583	8.456	56.07	56.63	0.090	0.090	0.052	6	-3	-3.57	-2.80
	1	9.434	8.993	52.51	54.24	0.100	0.100	0.103	6	-6	-7.13	-5.19
	1	10.603	9.803	48.52	51.11	0.101	0.101	0.108	5	-9	-11.12	-8.32
	2	8.583	8.518	56.07	56.35	0.045	0.048	0.052	6	-3	-3.57	-3.19
	2	9.434	9.203	52.51	53.40	0.050	0.053	0.103	6	-6	-7.13	-6.14
	2	10.603	10.183	48.52	49.83	0.051	0.054	0.108	5	-9	-11.12	-9.70
	3	8.583	8.540	56.07	56.26	0.030	0.032	0.052	6	-3	-3.57	-3.31
	3	9.434	9.280	52.51	53.09	0.034	0.035	0.103	6	-6	-7.13	-6.48
	3	10.603	10.318	48.52	49.40	0.034	0.036	0.108	5	-9	-11.12	-10.17
	6.9	8.583	8.564	56.07	56.15	0.013	0.014	0.052	6	-3	-3.57	-3.46
	6.9	9.434	9.366	52.51	52.76	0.014	0.015	0.103	6	-6	-7.13	-6.84
	6.9	10.603	10.476	48.52	48.91	0.015	0.016	0.108	5	-9	-11.12	-10.70

Wartości zamieszczone w ostatniej kolumnie tabeli 7.12 wyraźnie pokazują, że planowany efekt korekcji K może być uzyskany przy odpowiednich parametrach materiałowych jeżeli tylko średnica ablacji s będzie zbliżona do wielkości strefy optycznej dla danej wady. W tabeli tej znajdują się wyniki dla takich samych parametrów materiałowych modelu jak w tabelach 7.10 i 7.11, gdzie wartości K mocno odbiegają od oczekiwanych. Ponownie okazało się, że tylko rogówki o $E_r \geq 2$ MPa prowadzą do oczekiwanych wartości korekcji refrakcji K . Natomiast w przypadku modeli z $E_r \leq 1$ MPa wartości K są kilkukrotnie niższe od spodziewanych.

Wartość $E_D = 5E_r$ czy $E_D = 2E_r$ daje różnicę K rzędu setnych części dioptrii, jeśli $E_r \geq 2$ MPa. Natomiast, jeśli $E_r \leq 1$ MPa wpływ wartości modułu Younga błony Descemeta na korekcje refrakcji jest większy i sięga kilku dziesiątych części dioptrii.. Zatem

wprowadzenie do modelu rogówki błony Descemeta nie ma znaczącego wpływu na wartości K dla przypadków, gdzie $E_r \geq 2$ MPa, natomiast polepsza jedynie wyniki dla $E_r \leq 1$ MPa. Oznacza to, że sztywniejsza od rogówki błona Descemeta stabilizuje i usztywnia tylko rogówki bardziej elastyczne i podatne na obciążenia. Moduł Younga rogówki o wartości 2MPa i więcej wydaje się być wartością graniczną, powyżej której efekt ablacji powoduje oczekiwana korekcja wady refrakcji przy założonej geometrii ablacji.

Podsumowując wszystkie wyniki, dotyczące modelowania zabiegów chirurgii refrakcyjnej na biomechanicznym modelu gałki ocznej, zebrano je w trzy tabele 7.13 - 7.15, oraz zilustrowano na rysunkach 7.14 – 7.16. Każda z nich zawiera wartości uzyskanej korekcji refrakcji K , dla poszczególnych głębokości ablacji a na średnicy ablacji s równej strefie optycznej, przy różnych modułach Younga rogówki E_r i błony Descemeta E_D , ze stałym stosunkiem $E_r/E_D = 5$. Sztywność pierścienia rąbkowego przyjęto, jak w modelach samonastawnych optycznie przed ablacją.

Tabela 7.13. Wartości korekcji refrakcji K w elastycznych modelach gałki ocznej w porównaniu z modelem sztywnym, dla różnych wartości modułu Younga rogówki E_r i błony Descemeta E_D . Mimośród elipsy opisującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki $e = 0.33$, ciśnienie śródgałkowe $p = 1$, $a = 52 \mu\text{m}$, $s = 6 \text{ mm}$. Oczekiwana wartość korekcji $K = -3\text{D}$.

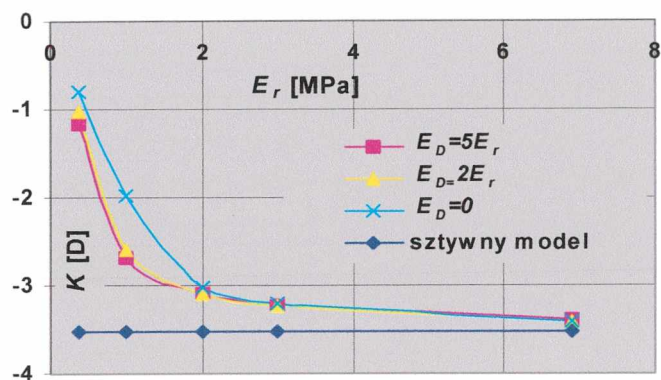
$E_r [\text{MPa}]$	sztywny model	$E_D = 0$	$E_D = 2E_r$	$E_D = 5E_r$
	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$
0.37	-3.56	-0.79	-1.02	-1.16
1	-3.56	-1.19	-2.59	-2.68
2	-3.56	-3.02	-3.09	-3.1
3	-3.56	-3.2	-3.23	-3.24
6.9	-3.56	-3.4	-3.41	-3.39

Tabela 7.14. Wartości korekcji refrakcji K w elastycznych modelach gałki ocznej w porównaniu z modelem sztywnym, dla różnych wartości modułu Younga rogówki E_r i błony Descemeta E_D . Mimośród elipsy opisującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki $e = 0.33$, ciśnienie śródgałkowe $p = 1$, $a = 103 \mu\text{m}$, $s = 6 \text{ mm}$. Oczekiwana wartość korekcji $K = -6\text{D}$.

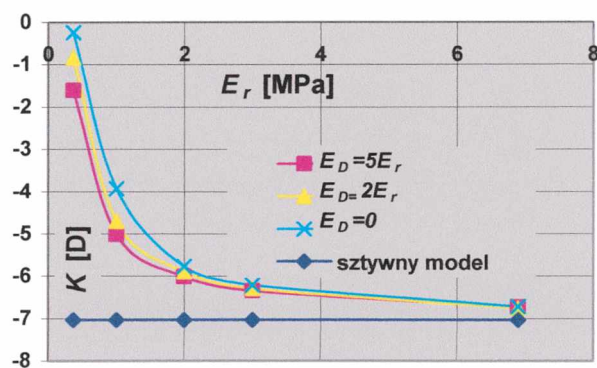
$E_r [\text{MPa}]$	sztywny model	$E_D = 0$	$E_D = 2E_r$	$E_D = 5E_r$
	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$
0.37	-7.03	-0.24	-0.83	-1.6
1	-7.03	-3.93	-4.70	-5.01
2	-7.03	-5.77	-5.89	-6.01
3	-7.03	-6.21	-6.29	-6.031
6.9	-7.03	-6.72	-6.73	-6.75

Tabela 7.15. Wartości korekcji refrakcji K w elastycznych modelach gałki ocznej w porównaniu z modelem sztywnym, dla różnych wartości modułu Younga rogówki E_r i błony Descemeta E_D . Mimośród elipsy opisującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki $e = 0.33$, ciśnienie śródgałkowe $p = 1$, $a = 108 \mu\text{m}$, $s = 6 \text{ mm}$. Oczekiwana wartość korekcji $K = -9\text{D}$.

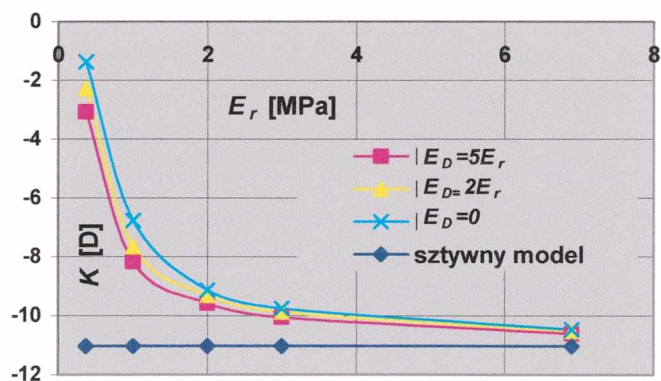
$E_r [\text{MPa}]$	sztywny model	$E_D = 0$	$E_D = 2E_r$	$E_D = 5E_r$
	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$	$K [\text{D}]$
0.37	-11.03	-1.36	-2.28	-3.07
1	-11.03	-6.76	-7.66	-8.17
2	-11.03	-9.19	-9.32	-9.59
3	-11.03	-9.76	-9.88	-10.07
6.9	-11.03	-10.47	-10.52	-10.61



Rys. 7.14. Zależność korekcji refrakcji K w funkcji modułu Younga rogówki E_r , dla różnych wartości modułu Young'a błony Descemeta E_D , mimośród elipsy opisującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki $e = 0.33$, ciśnienie śródgałkowe $p = 1$, $a = 52 \mu\text{m}$, $s = 6 \text{ mm}$ (oczekiwana korekcja $K = -3 \text{ D}$).



Rys. 7.15. Zależność korekcji refrakcji K w funkcji modułu Younga rogówki E_r , dla różnych wartości modułu Young'a błony Descemeta E_D , mimośród elipsy opisującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki $e = 0.33$, ciśnienie śródgałkowe $p = 1$, $a = 103 \mu\text{m}$, $s = 6 \text{ mm}$ (oczekiwana korekcja $K = -6 \text{ D}$).



Rys. 7.16. Zależność korekcji refrakcji K w funkcji modułu Younga rogówki E_r , dla różnych wartości modułu Young'a błony Descemeta E_D , mimośród elipsy opisującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki $e = 0.33$, ciśnienie śródgałkowe $p = 1$, $a = 108 \mu\text{m}$, $s = 6 \text{ mm}$ (oczekiwana korekcja $K = -9 \text{ D}$).

Podsumowanie wyników modelowania zabiegów chirurgii refrakcyjnej na biomechanicznym modelu gałki ocznej pokazało, że tylko odpowiednia korelacja parametrów geometrycznych ablacji i własności materiałowych tkanek gałki ocznej może zapewnić osiągnięcie zamierzonej korekcji wady refrakcji. Zamierzony efekt korekcji pojawił się w modelu przy średnicy ablacji s zbliżonej do średnicy strefy optycznej, dla modułu Younga rogówki $E_r \geq 2$ MPa. Wartość $E_r \approx 2$ MPa okazała się być graniczną dla przedziału prawdopodobnych wartości E_r , od której korekcja refrakcji przybiera wartości najbliższe rzeczywistym.

Różnica korekcji refrakcji między modelami z $E_r = 2$ MPa i $E_r = 6.9$ MPa wynosi sięga dziesiątych części dioptrii, a pomiędzy modelami z $E_r = 0.37$ MPa i $E_r = 1$ MPa różnica korekcji może wynosić kilka dioptrii.

Mimośród elipsy aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki w przedziale $e = 0 - 0.5$ nie ma istotnego znaczenia dla otrzymanych korekcji K w modelach z $E_r \geq 2$ MPa.

Moduł Younga błony Descemeta E_D , który jest dwa i pięć razy wyższy niż rogówki E_r nie ma znaczącego wpływu na korekcję refrakcji K w przypadkach gdy $E_r \geq 2$ MPa, natomiast ma znaczący wpływ gdy $E_r < 2$ MPa.

Zgodnie z oczekiwaniami, po zamodelowaniu ablacji modele tracą zdolność emmetropizacji.

Zależności pomiędzy geometrią, parametrami materiałowymi i obciążeniem w postaci ciśnienia śródgałkowego w ludzkim oku, są ważne dla rezultatów zabiegu chirurgii refrakcyjnej rogówki. Symulacja metodą elementów skończonych okazała się być dobrą techniką do modelowania optycznych i mechanicznych procesów zachodzących w gałce ocznej podczas zabiegów chirurgii refrakcyjnej rogówki.

8. **PODSUMOWANIE**

Podstawowym celem prezentowanej rozprawy było opracowanie biomechanicznego modelu gałki ocznej i weryfikacja jego parametrów zarówno geometrycznych jak i materiałowych, aby model ten mógł być wiarygodnym i uniwersalnym w swoim zastosowaniu narzędziem do modelowania procesów sprężystych i optycznych zachodzących w rzeczywistym oku.

Podsumowując wyniki prezentowanych tutaj badań numerycznych okazało się, że Metoda Elementów Skończonych wykorzystana do konstrukcji modelu pozwoliła na kompleksowe modelowanie parametrów warunkujących odwzorowanie obrazów na siatkówce oka ludzkiego. Prezentowany w niniejszej pracy biomechaniczny model gałki ocznej skonstruowany Metodą Elementów Skończonych bierze pod uwagę warunki brzegowe (jak poziom ciśnienia śródgałkowego, zawieszenie gałki ocznej) a także geometrię układu optycznego oka i parametry materiałowe jego tkanek oraz zaproponowaną hipotezę emmetropizacji oka. W ten sposób model stwarza możliwość testowania korelacji pomiędzy poszczególnymi parametrami jednocześnie.

Okazało się, że odpowiedź ludzkiej gałki ocznej na zaobserwowane w niej zmiany ciśnienia śródgałkowego możemy wytłumaczyć hipotezą samonastawności optycznej oka. Uzyskanie emmetropizacji modelu uwarunkowane jest wprowadzeniem do modelu gałki ocznej pierścienia rąbkowego imitującego odpowiednia sztywność naprężenia mięśni zgrupowanych w płaszczyźnie zawieszenia soczewki, które jednocześnie stanowią jej zawieszenie. Z drugiej strony należy podkreślić iż warunek samonastawności występuje w pełnym optycznym układzie oka ludzkiego z dwiema powierzchniami załamującymi rogówki oraz soczewką oczną. Zatem hipoteza samonastawności optycznej wydaje się być prawdopodobna dla rzeczywistego oka ludzkiego, a jej wprowadzenie do modelu w pełni uzasadnione.

Ponadto hipoteza emmetropizacji modelu okazała się być dobrym kryterium doboru parametru geometrycznego modelu jakim jest mimośród elipsy aproksymującej zewnętrzny profil rogówki. Otrzymane wyniki wskazują na mimośród o wartości około 0.5. Wynik ten potwierdził doniesienia z badań biologicznych prowadzonych przez Kiely [17]. Jednocześnie hipoteza samonastawności optycznej oka pozwoliła na weryfikację parametru materiałowego

w postaci stosunku modułów Younga twardówki i rogówki wynoszącego pięć. Wynik ten stanowi pierwsze numeryczne potwierdzeniem badań biologicznych Woo [32].

Kolejnym etapem badań na biomechanicznym modelu gałki ocznej było zastosowanie go do modelowania chirurgii refrakcyjnej rogówki. Metoda Elementów Skończonych umożliwia modelowanie deformacji geometrii oraz określenie wpływu parametrów materiałowych tkanek oka na efekt zamodelowanej ablacji w tkance rogówki. Wyniki z badań modelowania zabiegów refrakcyjnych pozwoliły na oszacowanie wiarygodnego przedziału wartości modułu sprężystości tkanek oka ludzkiego. Okazało się, że model zachowuje się w sposób zbliżony do oka rzeczywistego jeżeli moduł Younga tkanki rogówki wynosi około 2 MPa, w związku z tym moduł Younga twardówki powinien wynosić około 10 MPa. Taki wynik jest dużym ograniczeniem wartości modułu Younga rogówki proponowanych w literaturze, które zostały opisane w rozdziale drugim niniejszej rozprawy.

Ponadto wykazano, że modelowanie zabiegów chirurgii refrakcyjnej rogówki powinno brać pod uwagę indywidualne parametry materiałowe pacjenta, gdyż mają one znaczący wpływ na uzyskanie efektu korekcji refrakcji oka. Takie modelowanie zabiegów refrakcyjnych mogłoby przyczynić się do minimalizacji powikłań związanych z nadkorekcją i niedokorekcją pozabiegową, które występują w większości przypadków.

Wprowadzenie sprężystości błony Descemeta do rogówki nie potwierdziło przypuszczeń, że błona ta o większym module Younga niż rogówka odgrywa znaczącą rolę dla procesów optycznych zachodzących w ludzkim oku po wpływie obciążenia ciśnieniem śródgałkowym zarówno w oku miarowym jak i modelując efekt ablacji. Zmiana grubości rogówki w wierzchołku g_c , pod obciążeniem ciśnieniem nominalnym ($p \approx 1$) waha się w przedziale $0.01 \div 0.02$ mm. W tym przypadku obeność błony Descemeta ani jej własności materiałowe nie wpływają na g_c .

Podsumowując całość przeprowadzonych badań mogę stwierdzić, że dynamika modelu, a przede wszystkim wpływ zmian ciśnienia śródgałkowego w ludzkim oku na pole przemieszczeń modelu wymaga odpowiedniego i indywidualnego doboru parametrów geometrycznych i materiałowych w celu wiarygodnego przewidzenia procesów zachodzących w fizjologicznym oku. Niestety pomiar własności materiałowych tkanek *in vivo* jest wciąż niemożliwy na naszym etapie wiedzy.

Prezentowany w niniejszej pracy biomechaniczny model oka jest uniwersalnym narzędziem do dalszych badań numerycznych parametrów fizycznych oka oraz do

modelowania procesów wykorzystywanych w medycynie. Uniwersalna konstrukcja modelu pozwala na wprowadzenie w przyszłości kolejnych własności gałki ocznej zbliżających prezentowany tutaj model do fizjologii. Mam tu na myśli wprowadzenie na przykład anizotropii tkanki rogówki, nieliniowości fizycznej materiałów imitujących tkanki oka czy modelowanie odpowiedzi gałki ocznej na badanie tonometryczne. Biomechaniczne modelowanie pomiaru tonometrycznego może pozwolić na oszacowanie błędu pomiaru i być pomocnym w diagnostyce medycznej. W ten sposób otwiera się wiele możliwości zastosowania modelu zarówno praktycznych jak i poznawczych.

DODATEK.

TESTOWANIE HIPOTEZY EMMETROPIZACJI NA NIELINIOWYM FIZYCZNIE MODELU LUDZKIEJ GAŁKI OCZNEJ

Z wyników badań opisanych w rozdziale 6 tej pracy wiadomo, że stabilność odwzorowania na siatkówce, uwarunkowana jest geometrią układu optycznego, a także własnościami materiałowymi tkanek oka. Model biomechaniczny gałki ocznej przedstawiony w tej pracy, umożliwia badanie przydatności materiałów tkanek oka, liniowych i nieliniowych fizycznie. W pracy przedstawione zostały wyniki badań na modelu fizycznie liniowym. Warunki w jakich dopuszczalne jest założenie o liniowości materiałów tkanek oka omówione zostało w rozdziale 1 i 5 tej pracy. Przyjęcie materiału liniowego i izotropowego dopuszczalne jest wyłącznie w stosunkowo niewielkim zakresie zmienności ciśnienia śródgałkowego (jak wskazują uzyskane wyniki ± 0.25 ciśnienia nominalnego), czyli gdy brak jest dużych gradientów naprężenia i skończonych odkształceń. Ściśle biorąc tkanki biologiczne mają nieliniowe własności sprężyste. Dlatego też, jeden z etapów badań objął przypadek rogówki z materiału nieliniowego. Wstępne wyniki przedstawię poniżej w formie porównania z modelem liniowym fizycznie. Parametry nieliniowych fizycznie materiałów oceniane są, podobnie jak poprzednio, w aspekcie samonastawności optycznej modelu gałki ocznej.

W poprzednich rozdziałach pracy warunki występowania emmetropizacji oka określone były tylko dla modelu liniowego fizycznie, w którym naprężenie w funkcji odkształcenia jest zależnością liniową. Na takim modelu badane były funkcje aproksymujące powierzchnie rogówki, moduły Younga rogówki, twardówki oraz sztywność zastępczą pierścienia rąbkowego osadzonego na ich połączeniu dla ciśnień p równych 0.5, 1 oraz 2 wartości nominalnej (8, 16 oraz 32 mmHg).

Do modelownia nieliniowości tkanki rogówki przyjęto krzywe rozciągania materiału rogówki według trzech eksperymentatorów: Förstera [3], Hjortdala [33] oraz Orssengo [29] (rys. 5.4). Krzywe rozciągania materiału rogówki oraz wartości parametrów materiałowych przedstawione zostały w tabelach 5.1 – 5.3. W dalszym ciągu jednak sztywność rozciągania twardówki pozostaje w stałym stosunku do sztywności rogówki i jest równa 5, przy każdym poziomie obciążenia (ciśnienia śródgałkowego).

Wyniki obliczeń przedstawione są w formie porównania uzyskanej sztywności pierścienia rąbkowego oraz podanego w nawiasach modułu Younga pierścienia przy przyjętej jego geometrii (średnica pierścienia 1.7mm) w samonastawnym modelu liniowym i nieliniowym fizycznie (tabele 1 - 3). Zatem porównuję model nieliniowy z liniowym, w którym moduł Younga rogówki jest równy modułowi stycznemu materiału nieliniowego przy nominalnym ciśnieniu śródgałkowym $p = 1$, wyznaczonemu z krzywych rozciągania rogówki (rys. 5.4). Zostało to opisane w rozdziale 5 niniejszej pracy. Obliczenia przeprowadzono dla trzech wartości mimośrodów elipsy e aproksymującej profil zewnętrznej powierzchni rogówki, w przedziale ciśnienia śródgałkowego $p = 0.5 \div 2$ ciśnienia nominalnego ($8 \div 32$ mmHg).

Tabela 1. Uzyskane sztywności pierścienia (moduł Younga) w modelach samonastawnych liniowych i nieliniowych fizycznie dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech mimośrodków elipsy e . Moduł Younga rogówki przy ciśnieniu nominalnym $p = 1$ wynosi $E_r = 0.2$ MPa, wg Förster (Förster et al. 1994).

e	sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa])					
	model liniowy			model nieliniowy		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.33	1.89 (0.81)	1.89 (0.81)	1.95 (0.83)	-	-	-
0.5	3.71 (1.58)	3.72 (1.59)	3.86 (1.65)	-	-	-
0.65	9.59 (4.10)	9.58 (4.10)	10.3 (4.38)	0.94 (0.40)	-	-

Tabela 2. Uzyskane sztywności pierścienia (moduł Younga) w modelach samonastawnych liniowych i nieliniowych fizycznie dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech mimośrodków elipsy. Moduł Younga rogówki przy ciśnieniu nominalnym $p = 1$ wynosi $E_r = 0.37$ MPa, Orssengo (Orssengo et al. 1999).

e	sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa])					
	model liniowy			model nieliniowy		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.33	3.42 (1.46)	3.46 (1.48)	3.51 (1.50)	0.16 (0.07)	2.81 (1.20)	-
0.5	6.53 (2.79)	6.60 (2.82)	6.72 (2.87)	-	-	-
0.65	17.0 (7.25)	17.2 (7.34)	17.8 (7.63)	1.46 (0.62)	-	-

Tabela 3. Uzyskane sztywności pierścienia (moduł Younga) w modelach samonastawnych liniowych i nieliniowych fizycznie dla trzech poziomów ciśnienia p i trzech mimośrodków elipsy e . Moduł Younga rogówki przy ciśnieniu nominalnym $p = 1$ wynosi $E_r = 6.9$ MPa, Hjortdal (Hjortdal 1995).

e	sztywność pierścienia [N] (moduł Younga [MPa])					
	model liniowy			model nieliniowy		
	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$	$p \approx 0.5$	$p \approx 1$	$p \approx 2$
0.33	58.0 (24.8)	58.0 (24.8)	58.0 (24.8)	35.1 (15.0)	98.3 (42.0)	112 (48.0)
0.5	103 (44.1)	103 (44.1)	104 (44.4)	81.9 (35.0)	115 (49.0)	161 (69.0)
0.65	514 (219)	515 (220)	516 (221)	374 (160)	117 (50.0)	175 (75.0)

Wyniki przedstawione w tabelach 1 – 3 pokazują, że nie dla wszystkich badanych parametrów istnieje możliwość wystąpienia efektu samonastawności optycznej w nieliniowym fizycznie modelu gałki ocznej. Model nieliniowy nie posiada zdolności do emmetropizacji, jeżeli materiał rogówki opisuje krzywa rozciągania według Förstera (moduł Younga $E_r = 0.2$ MPa, przy ciśnieniu $p = 1$) (tabela 1, ostatnia kolumna). Natomiast z rogówką według Orssengo ($E_r = 0.37$ MPa, przy ciśnieniu $p = 1$) emmetropizacja nie wystąpiła z mimośrodem elipsy aproksymującej zewnętrzną powierzchnię rogówki $e = 0.33$ przy ciśnieniu $p \approx 0.5$ i 1 oraz dla (tabela 2) $e = 0.65$ przy ciśnieniu $p \approx 0.5$. W modelu z rogówką opisaną krzywą rozciągania według Hjortdala ($E_r = 6.9$ MPa, przy ciśnieniu $p = 1$) efekt samonastawności zachodzi najłatwiej i dla wszystkich parametrów modelu (tabela 3). Jednak sztywność pierścienia uzyskana w samonastawnym optycznie modelu liniowym i nieliniowym fizycznie znacząco się różni.

Model nieliniowy z rogówką wg Orssengo prowadzi do sztywności pierścienia kilkunastokrotnie mniejszych niż dla modelu liniowego tylko przy $p \approx 0.5$. Natomiast przy $p \approx 1$ i 2 samonastawność nie zachodzi. Nasuwa się wniosek, że modele z rogówką według Förstera i Orssengo (rogówki te mają niskie moduły Younga $E_r = 0.2$ i 0.37 MPa przy ciśnieniu nominalnym $p = 1$) są fizjologicznie mało prawdopodobne. Wykazują one zbyt dużą wrażliwość własności materiałowych na zmiany ciśnienia śródgałkowego, co ma odzwierciedlenie w zbyt dużych różnicach geometrii układu optycznego oka i bezpośrednio przekładają się na zmiany refrakcji sięgające kilku dioptrii. W przypadku modelu z rogówką według Hjortdala ($E_r = 6.9$ MPa, przy ciśnieniu $p = 1$) emmetropizacja modelu wystąpiła dla wszystkich wartości ciśnienia p i mimośrodu elipsy e . Sztywność pierścienia w modelu liniowym jest większa, niż w nieliniowym fizycznie, a różnica zależy od poziomu ciśnienia p . Jednak różnice sztywności między poziomem ciśnienia $p \approx 0.5$ i $p \approx 2$ sięgają ponad 100 % przy danym e . Wynik ten także jest mało prawdopodobny by wystąpił w rzeczywistości. Mimo, że w nieliniowym wg Hjortdala modelu samonastawnym optycznie, otrzymane własności materiałowe pierścienia rąbkowego mają wartości zbliżone do parametrów materiałowych twardówki. Niezależnie od parametrów modelu nieliniowego sztywność pierścienia warunkująca emmetropizację oka wzrasta wraz ze wzrostem wartości mimośrodu e , podobnie jak w modelu liniowym fizycznie. Otrzymane wyniki pokazują, że ponownie kryterium samonastawności ogranicza wartość mimośrodu elipsy $e \leq 0.5$. Uzyskane sztywności pierścienia przy $e = 0.65$ są zbyt duże z fizjologicznego punktu widzenia.

Żaden z modeli nieliniowych fizycznie nie okazał się równie stabilny, jak modele liniowe przy zmianach ciśnienia śródgałkowego. Powodów tej sytuacji może być wiele. Przede wszystkim obliczenia w przypadku nieliniowego modelu w programie COSMOS są bardzo czasochłonne i żmudne. Liczba iteracji wzrasta do kilku tysięcy. Niestety do programu COSMOS nie można wprowadzić krzywych rozciągania materiału jako funkcji. Krzywe rozciągania (rys. 5.4) podaje się jako kolejne wartości odkształceń i odpowiadające im wartości naprężeń. Takie modelowanie materiału nieliniowego wprowadza wiele utrudnień, ponieważ każde zakrzywienie na krzywej rozciągania prowadzi do rozwiązań rozbieżnych. W celu uzyskania rozwiązania należy znaleźć punkty pośrednie na krzywej rozciągania tak by przebieg krzywej rozciągania między punktami był jak najbardziej zbliżony do przebiegu liniowego. Obecny etap badań na biomechanicznym modelu gałki ocznej skupia się na poszukiwaniach przyczyny rozbieżności między modelem liniowym i nieliniowym, a także nad udoskonaleniem samego modelu, jak i obróbki wyników dotyczących zarówno parametrów materiałowych jak i geometrycznych i optycznych.

Optymalnym podejściem do porównania modelu liniowego i nieliniowego fizycznie byłoby przetestowanie modeli z modulem Younga rogówki 2 MPa przy nominalnym ciśnieniu śródgałkowym. Wartość taka okazała się być graniczną dla materiału rogówki na podstawie wyników opisanych w rozdziale siódmym tej pracy.

Dlatego też interesującym byłoby w przyszłości rozpatrzenie krzywej lub różnych krzywych rozciągania materiału rogówki o module Younga około 2 MPa przy nominalnym ciśnieniu śródgałkowym. Dotychczas w literaturze nie ma takich danych. Dzięki temu możliwe będzie modelowanie liniowego i nieliniowego fizycznie materiału rogówki dla najbardziej prawdopodobnych jej własności sprężystych.

BIBLIOGRAFIA

1. La Grand Y., Hage S. G. *Physiological Optics*, Springer – Verlag, New York, 1980.
2. Bohm A., Kohlhaas M., Lerche R. C., Bischoff B., Richard G. *Measuring intraocular pressure in keratoconus. Effect of the changed biomechanics.*, Acta Ophthalmologica, 1997, 11: 771-774.
3. Förster W., Kasprzak H., Bally B. *Measurement of Elastic Modulus of the Bovine Cornea by Means of Holographic Interferometry. Part 2. Results.*, Optometry and Vision Science, 1994, 71: 27-32.
4. Hjortdal J. Ø. *Regional elastic performance of the human cornea.* J. Biomechanics. 1996, 29: 931-942.
5. Nash I. S., Greene P. R., Foster S. C. *Comparison of mechanical properties of keratoconus and normal corneas.* Exp. Eye Res. 1982, 35: 413-424.
6. Sjøntoft E., Edmund C. *In vivo determination of Young's modulus for the human cornea.*, Bull. Math. Biol. 1987, 49: 217-232.
7. Barraquer J., Rutllan J. *Microsurgery of the Cornea - an Atlas and Textbook.* Ediciones SCRIBA, S.A., Barcelona 1984.
8. Adler F. H. *Fizjologia oka*, PZWL, 1968.
9. Voke J. *Radiation effects on the eye. Part 1 – Infrared radiation effects on ocular tissue.* Optometry Today, 1999, 21 May, 22-28.
10. Bartkowska J. *Optykai korekcja wad wzroku*, PZWL, Warszawa, 1996, 92-101.
11. Andersen J., Koch-Jensen P., Østerby O. *Corneal topography: Image processing and numerical analysis of keratometry.* Acta Ophthalmologica, 1993, 71: 151-159.
12. Dingeldein S. A., Klyce S. D. *The Topography of Normal Corneas.* Arch Ophthalmol, 1989, 107: 512-518.
13. Douthwait W. A. *EyeSys corneal topography measurement applied to calibrated ellipsoidal convex surfaces.* British Journal of Ophthalmology, 1995, 79: 797-801.
14. Saragoussi J. J., Arné J. L., Colin J., Montrad M. *Chirurgie Réfractive.* Société Française d'Ophthalmologie et Masson, Paris, 2001, 84-96, 143-164, 267-281, 394-422.
15. Rao S. K., Padmanabhan P. *Understanding corneal topography.* Current Opinion in Ophthalmology, 2000, 11: 248-259.

16. Wilson S. E., Ambrosio R., *Computerized Corneal Topography and Its Importance to Wavefront Technology*. Cornea, 2001, 20: 441-454.
17. Kiely P. M., Smith G. M., Carney. *The mean shape of the human cornea*. Optica Acta, 1982, 29: 1027-1040.
18. Edmund C. *Determination of the corneal thickness profile by optical pachymetry*. Acta Ophthalmol, 1987, 65: 147-152.
19. Kasprzak H, Jankowska – Kuchta E., A new analytical approximation of corneal topography, Jurnal of Modern Optics, 1996, 43: 1135-1148.
20. Budak K., Khater T. T., Friedman N. J., Holladay J. T., Koch D. D. *Evaluation of relationships among refractive and topographic parameters*. J Cataract Refract Surg, 1999, 6: 814-820.
21. Bonnet R., Cochet P. *New method of topographical ophthalmometry - its theoretical and clinical applications*. Am J Optom Physiol Opt 1962, **39**:227-251.
22. Lotmar W. *Theoretical eye model with aspherics*. J Opt Soc Am, 1971, 61: 1522-1529.
23. Kasprzak H. *Distribution of curvature of 3D nonrotational surfaces approximating the corneal topography*. Raport serii PRE Instytut Fizyki Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
24. Hjortdal J. Ø. *On the biomechanical properties of the cornea with particular reference to refractive surgery*. Acta Ophthalmol Scand. 1998, Supplement 225: 1-23.
25. Maurice D. M: *The cornea and sclera*. In: The Eye, Davson (ed), vol 1B. Academic Press, New York, 1984, 303-351.
26. Andreassen T. T., Hjorth Simonsen A., Oxlund H. *Biomechanical properties of keratoconus and normal corneas*. Exp Eye Res. 1980, 31:435-441.
27. Edmund C. *Corneal elasticity and ocular rigidity in normal and keratoconic eyes*. Acta Ophthalmologica. 1988, 66: 134-140.
28. Hoeltzel D. A. Altman P., Buzard K, Choe K. *Strip extensiometry for comparison of the mechanical response of bovine, rabbit and human corneas*. J Biomech Eng. 1992, 114:202-215.
29. Orssengo G. J., Pye D. C. *Determination of the true intraocular pressure and modulus of elasticity of the human cornea in vivo*. Bulletin of Mathematical Biology. 1999, 61: 551-572.
30. Shin T. J., Vito R. P., Johnson L. W. *The distribution of strain in the human cornea*. J Biomech 1997; 30: 497-503.
31. Wang H., Prendiville P. L., Mc Donnell P. J., Chang W. V. *An ultrasonic Technique for the mesurment of the elastic moduli of human cornea*. J Biomechanics. 1996, 12:1633-1636.

32. Woo S. L-Y, Kobayashi A. S, Schlegel W. A., Lawrence C. *Nonlinear material properties of intact cornea and sclera*. Exp Eye Res. 1972, 14:29-39.
33. Hjortdal J. Ø. *Extensibility of the normohydrated human cornea*. Acta Ophthalmol. Scand. 1995, 73: 12-17.
34. Śródka W, Kasprzak H. *Identification of mechanical parameters of incised by means of finite element method*. Optica Applicata. 1996, 1:9-17.
35. Schwartz N. J., Mackay R. S, Sackman J. L. *A Theoretical and Experimental Study of the Mechanical Behavior of the Cornea with Application to the Mesurment of the Intraocular Pressure.*, Bull Math. Biophys. 1966, 28:585–643.
36. Silver D. M., Farrell R. A. *Validity of pulsatile ocular blood flow measurments.*, Surv Ophthalmol; 1994, 38: 72–80.
37. Nyquist G.W. *Rheology of the cornea: Experimental techniques and results*. Exp eye Res, 1968,7: 183-188.
38. Viidik A. A. Functional properties of collagenous tissues. International review of connective tissue research. Vol.6. Hall D.A. & Jackson D.S (eds.).Academic Press,London, 1973, 127-211.
39. Woo S. L-Y, Sites T. *Current advances on the study of the biomechanical properties of tendons and ligaments*. In: Biochemistry and Biomechanics. Nimni (ed.): Collagen. Vol. II. CRC Press, Boca Raton, USA. 1988, 223-242.
40. Edmund C. *Corneal topogrspy and elasticity in normal and keratoconic eyes*. Acta ophthalmol, 1989, 167 Supplement 67.
41. Fung Y. C. *Biomechanics:mechanical properties of living tissues*. 2.ed. New York, NY; Berlin [u.a]; Springer, 1993.
42. Będziński R. *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
43. Arciniegas A., Amaya L. E. *Physical factors that influence measurement of intraocular pressure with Goldmann tonometer*. In: Biomechanics: Principles and Applications. Dordrecht, Netherland: Martinus Nijhoff Publishers; 1982: 425-432.
44. Kobayashi A. S., Woo S. L-Y., Lawrence C., Schlegel W. A. *Analysis of the corneo-scleral shell by the method of direct stiffness*. J Biomechanics, 1971, 4: 323-330.
45. Mow C. C. *A theoretical model of the cornea for use in studies of tonometry*. Bulletin of Mathematical Biophysics. 1968, 30:437-453.
46. Woo S. L-Y, Kobayashi A. S, Lawrence C. *Mathematical model of the corneo-scleral shell as applied to intraocular pressure – volume relations and applanation tonometry*. Ann Biomed Eng. 1972, 1:87-98.

47. Phillips C. I., Quick M. C. *Impression tonometry and the effect of eye volume variation*. Br J Ophthalmol. 1960, 44: 149-163.
48. Hjortdal J. Ø., Ehlers N. *Effect of excimer laser keratectomy on the mechanical performance of the human cornea*. Acta Ophthalmol. Scand. 1995, 73:18-24.
49. Kampmeier J., Radt B., Birngruber R., Brinkmann R. *Thermal and biomechanical parameters of porcine cornea*. Cornea. 2000, 19: 355-363.
50. Kasprzak H., Förster W., Bally G. *Mesurement of elastic modulus of the bovine cornea by means of holographic interferometry. Part 1. Method and experiment*. Optometry and Vision Science. 1993, 70: 535-544.
51. Bryant M. R., Velinsky S. A. *Design of keratorefractive surgical procedures: radial keratotomy*. In: Advance in Design Automation (Edited by Ravani B.) 383-391. ASME, New York, NY.
52. Hanna K. D., Jouve F. E., Waring G. O. *Preliminary computer simulation of the effects of radial keratotomy*. Arch Ophthalmol, 1989a, 107: 911-918.
53. Hanna K. D., Jouve F. E., Waring G. O., Ciarlet P. G. *Computer simulation of arcuate and radial incisions involving the corneoscleral limbus*. Eye, 1989b, 3: 227-239.
54. Hanna K. D., Jouve F. E., Waring G. O., Ciarlet P. G. *Computer simulation of arcuate keratotomy for astigmatism*. Refract Corneal Surg, 1992, 8: 152-163.
55. Howland H. C., Rand R. H., Lubkin S. R. *A thinshell model of the cornea and its application to corneal surgery*. Refract Corneal Surg, 1992, 8: 183-186.
56. Huang T., Bisarasin T., Schachar R. A., Black T. D. *Corneal curvature change due to structural alternation by radial keratotomy*. J Biomech Engng, 1988, 110: 249-253.
57. Jouve F. *Modélisation de l'oeil en élasticité non linéaire. Recherches en Mathématiques Appliquées*. Masson Paris.1993.
58. Pinsky P. M., Datye D. V. *A microstructurally based finite-element model of the incised human cornea*. J Biomechanics, 1991, 24: 907-922.
59. Pinsky P. M., Datye D. V. *Numerical modeling of radial, astigmatic, and hexagonal keratotomy*. Refract Corneal Surg, 1992, 8: 164-172.
60. Pinsky P. M., Datye D. V. *A microstructurally mechanical model of the human cornea with application to keratotomy*. Inv Ophthalmol Vis Sci, 1994, 35 (Suppl.): 1296.
61. Rand R. H., Lubkin S. R., Howland H. C. *Analytical model of corneal surgery*. J Biomech Engng, 1991, 113: 239-241.
62. Schachar R. A., Black T. D., Huang T. *Understanding Radial Keratotomy*. 1981, LAL Publishing, Denison, TX.

63. Scherer K. P., Eggert H., Guth P., et al. *Biomechanical simulation for refractive corneal eye surgery*. Proceedings of the IASTED International Conference Applied Simulation and Modelling Marbella, Spain, September 4-7, 2001 Anaheim, USA: Acta Press, pp. 188-191.
64. Śródka W., Kasprzak H. *The effect of approximating corneal profile on the dynamic changes in refraction*. Biology of Sport 1997; 14: 324-328.
65. Velinsky S. A., Bryant M. R. *On the computer – aided and optimal design of keratorefractive surgery*. Refract Corneal Surg, 1992, 8: 173-182.
66. Vito R. P., Carnell P. H. *Finite element based mechanical models of the cornea for pressure and indenter loading*. Refractive&Corneal Surgery. 1992, 8: 146-151.
67. Maurice D. M. Mechanics of the cornea. In *The Cornea: Transactions of the World Congress on the Cornea III* (Edited by Cavanagh, H. D.), 187-193. Raven Press, New York 1988.
68. Carnell P. H., Vito R. P. *A model for Estimating Corneal Stiffness Using an Indenter*. J Biomech Eng, 1992, 114:549-552.
69. Kasprzak H. *A model of inhomogeneous expansion of the cornea and stability of its focus*. Ophthal Physiol Opt 1997; 17: 133-136.
70. Nizankowska M. H. *Podstawy okulistyki*. (ed. II). Volumed, Wrocław 2000, 225-269.
71. Kwitko S., Sawusch M. R., McDonnell P. J., Gritz D. C., Moreira H., Evensen D. Effect of extraocular muscle surgery on corneal topography. Arch Ophthalmol 1991; 109: 873-878.
72. Rosen W. J., Mannis M. J., Brandt J. D. *The effect of trabeculectomy on corneal topography*. Ophthalmic Surg 1992; 23: 395-398.
73. Żarnowski T., Haszcz D., Rakowska E., Zagorski Z. *Trabeculectomy-induced corneal astigmatism*. Klinika oczna 1997; 99: 313-315.
74. Wilson S. E., Klyce S. D. *Advances in the analysis of corneal topography*. Surv Ophthalmol 1991; 35: 269-277.
75. Śródka W. *Materiały do wykładu Wytrzymałość Materiałów*. Wydział Mechaniczny, Zakład Wytrzymałości Materiałów, Politechnika Wrocławska, 2003.
76. Bennett A. G., Rabbetts R. B. *Clinical Visual Optics*. 2nd ed., Butterworths, London 1989.
77. Dausch D., Klein R. J., Schroeder E. *Ophthalmic Excimer Laser Surgery*. Blackwell Scientific Publication, Boston, 1993, 393-430.
78. Marshall J., Trokel S. L., Rothery S., Krueger R. R. *Long-term healing of the central cornea after photorefractive keratectomy, using an excimer laser*. Ophthalmology, 1988, 95: 1411-1420.

79. Marshall J., Trokel S. L., Rothery S., Schubert H. *An ultrastructural study of corneal incisions induced by an excimer laser at 193 nm.* Ophthalmology, 1985, 92: 749-758.
80. McDonald M., Kaufman H. E., Frantz J. M. *Excimer laser ablation in human eye, case report.* Arch Ophthalmol, 1989, 107: 642-643.
81. Seiler T., Bende T., Winckler K., Wollensak J. *DNA-Damage induced by 193 nm-Excimer Radiation.* Laser Technilgy in Ophthalmology, Kugler, 1988, 259-265.
82. Seiler T., McDonald P. J. *Excimer Laser Photorefractive Keratectomy.* Survery of Ophthalmol, 1995, 40, 89-118.
83. Stein H. A., Cheskes A., Stein R. M. *The excimer. Fundamentals and Clinical Use.* SLACK Inc., 1994.
84. Trokel S., Srinivasan K., Baren B. *Excimer Laser Surgery of the Cornea.* Am J Ophthalmol, 1983, 96:710-715.
85. Oezdamar A., Aras C., Behcecioglu H., Sense B. *Secondary laser in situ keratomileusis 1 year after primary LASIK for high myopia.* Cataract Surg, 1999, 25, 383-388.
86. Pallikaris I. G., Papatzanakin M. E., Siganos D. S., Tsilimbaris M. K. *A corneal flap technique for laser in situ keratomileusis.* Arch ophthalmol, 1991, 109: 1699-1702.
87. Pallikaris I. G., Siganos D. S. *Excimer laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy for correction of high myopia.* J Refract Corneal Surg 1994; 10:498-510.
88. Pallikaris I. G., Siganos D. S., Katsanevaki V. I. *LASIK Complications and their management.* LASIK edited by Pallikaris I.G. and Siganos D.S. SLACK Inc., 1997, 257-277.
89. Pallikaris I. G. *Historical Evolution of LASIK.* LASIK edited by Pallikaris I.G., Siganos D.S. SLACK Inc., 1998, 3-6.
90. Speaker M., Marchi V., Juhasz T., Golgberg M. A. *The picosecond laser.* LASIK edited by Pallikaris I.G. and Siganos D.S. SLACK Inc., 1997, 75-78.
91. Munnerlyn C. R., Koonos S. J., Marshall J. *Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery.* J Cataract Refract Surg, 1988, 14:46-52.
92. Anera R. G., Jiménez J. R., Jiménez del Barco L., Bermúdez J., Hita E. *Changes in corneal asphericity after laser in situ keratomileusis.* J Catract Refract Surg, 2003, 29: 762-768.
93. Rapuano C. J., Laibson P. R. *Lasers in corneal surgery.* 13-42. In: Annual of Ophthamic Laser Surgery. 1992 Published by Current Medicine,Inc.
94. Kim J. H., Hahn T. W., Lee Y. C. *Clinical Experience of Two-Step Photorefractive Keratectomy in 19 Eyes with High Myopia.* Ref Corneal Surg, 1993, 9: 44-47.

95. McDonald M. *Excimer laser surface shaping of the primate cornea for the correction of myopia*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1988, 28, 310-313.
96. McDonald M., Frantz J. M., Klyce S. D. *Central photorefractive keratectomy for myopia: the blind eye study*. Arch Ophthalmol, 1990, 108, 799-802.
97. Maugen E., Salz J. J., Nesburn A. B., Warren C., Macy J. I., Papaioannou T., Hofbauer J., Berlin M. S. *Results of Excimer Laser Photorefractive Keratectomy for the Correction of Myopia*. Ophthalmology, 1994, 101: 1548-1557.
98. Murta J. N., Proneca R., Van Velze R. A., Travassos A. *Photorefractive Keratectomy for Myopia in 98 Eyes*. Refr Corneal Surg, 1994, 10, 231-234.
99. Rowsey J. J., Morley W.A. *Radial keratotomy will always have place*. Surv Ophthalmol, 1998, 43: 147-156.
100. Wilson S. E., Klyce S. D., McDonald M. B., Liu J. C., Kaufman H. E. *Changes in Corneal Topography after Excimer Laser Photorefractive Keratectomy for Myopia*. Ophthalmology, 1991, 98: 1338-1347.
101. Arciniegas A., Amaya L. *Combined semi-radial and arcuate keratotomy for correction of ametropia: a theoretical bioengineering approach*. J. Refractive Surg, 1988, 4: 51-59.
102. Litwin K. L., Moreira H., Ohadi C., McDonnell P. J. *Changes in corneal curvature at different excimer laser ablative depths*. Am J Ophthalmol, 1991, 111:382-384.
103. Barraquer J:Queratomileusis y queratophaquia. Bogata: Instituto Barraquer de America, 1980.
104. Wilson S. E. *LASIK: Management of common complications*. Cornea, 1998, 17: 459-467.
105. Hersh P. S., Fry K. L., Bishop D. S. *Incidence and Associations of Retreatment After LASIK*. Ophthalmology. 2003, 110: 748-754.
106. Lohmann C. P. *LASEK Achives Good Results in High Myopes*. German Study Shows, Eurotimes, 2001, Vol.6,1.
107. Shah S., Sarhan A.R., Doyle S.J., Pillai C.T., Dua H.S. *The epithelial flap for photorefractive keratectomy*. B J Ophthalmol, 2001, 85: 393-396.
108. Gierek Ciaciura S., Obidziński M., Rokita-Wala I., Mrukwa-Kominek E. *LASEK-nowa technika laserowej chirurgii refrakcyjnej. Doświadczenia własne*. Klinika Oczna, 2002, 104: 7-11.

PUBLIKACJE:

DOTYCHCZASOWE PUBLIKACJE:

1. **Asejczyk Magdalena**, Śródka Wiesław, Kasprzak Henryk, Iskander Robert: Influence of IOP on the geometrical properties of the linear model of eye globe - effect of optical selfadjustment. *Optometry and Vision Science (w druku)*.
2. **Asejczyk Magdalena**, Kasprzak Henryk, Vecerowa Małgorzata: Wpływ pozycji głowy na geometrię powierzchni rogówki. *Kontaktologia i Optyka Okulistyczna* 2002, nr 1(5), s. 61-67.
3. Niżankowska Maria Hanna, Jamrozy-Witkowska Agnieszka, **Asejczyk Magdalena**: Ocena okołotarczowego przepływu krwi u chorych na jaskrę przy użyciu skaningowego przepływomierza laserowego. *Klinika Oczna* 2002 nr 3(4), s. 201-206.

KOMUNIKATY KONFERENCYJNE:

(referaty i plakaty na konferencjach i opublikowane w formie streszczeń)

1. **Asejczyk Magdalena**, Śródka Wiesław, Kasprzak Henryk: *The modelling of effect of LASIK on the physically linear model of human eyeball in. Influence of IOP on the geometrical and biomechanical properties of the model of the eye globe*. Praca przyjęta jako prezentacja na konferencji Mopane 2003, Research-Oriented Conference on ASTIGMATISM, ABERRATIONS, AND VISION. RPA, 2-6 August 2003.
2. **Asejczyk Magdalena**, Śródka Wiesław, Kasprzak Henryk, Jamrozy-Witkowska Agnieszka: *The effect of optical selfadjustment in the linear eyeball model with the crystalline lens and without the lens*. W: XIII Polish- Czech_Slovak Optical Conference. Krzyżowa- Poland, 9-13 september 2002. Final Program and Book of Abstracts, s. B4. Referat.
3. **Asejczyk Magdalena**, Śródka Wiesław, Kasprzak Henryk: *Influence of IOP on the geometrical and biomechanical properties of the linear model of the eye globe - effect of the optical selfadjustment*. W: The 13th Conference of European Society of Biomechanics. Poland- Wrocław, 1-4 September 2002. Proceedings Book. Acta of Bioengineering and Biomechanics. Vol.4 (Supplement 1), s. 723. Poster.
4. **Asejczyk Magdalena**, Śródka Wiesław, Kasprzak Henryk: *Influence of the corneal topography on self focusing mechanism of the eye globe- numerical study*. Aegean Cornea VI. Halkidiki- Greece, 5-7 July 2002. Final Program and Book of Abstracts, s. 20. Referat.
5. Jamrozy-Witkowska Agnieszka, **Asejczyk Magdalena**, Witkowski Tomasz: *Evaluation of the peripapillary retinal blood flow in pseudoexfoliation syndrome*. W: XIII. Congress of the European Society of Ophthalmology. Istanbul-Turkey, 3-7 June 2001. Final Program and Abstract Book, s. 285 poz. SP.240. Poster
6. Jamrozy-Witkowska Agnieszka, **Asejczyk Magdalena**, Krzyżanowska Patrycja: *A comparison of ocular blood flow in primary open angle glaucoma and normal tension glaucoma*. W: XIII. Congress of the European Society of Ophthalmology.

Istanbul-Turkey, 3-7 June 2001. Final Program and Abstract Book, s. 286 poz. SP.241. Poster

7. Jamrozy-Witkowska Agnieszka, Apoznańska Małgorzata, **Asejczyk Magdalena**, Nizankowska Maria Hanna: *Prevalence of pseudoexfoliation syndrome in Wrocław population*. W: 3rd International Glaucoma Symposium – I.G.S. Prague, Czech Republic, March 21-25, 2001. Final Program and Book of Abstracts, s. 61. Poster