

INSTYTUT FIZYKI POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ

Agnieszka Popiołek-Masajada

**Numeryczne i eksperymentalne badanie właściwości
refrakcyjnych układu optycznego oka**

**Praca doktorska
wykonana pod kierunkiem**

doktora habilitowanego Henryka Kasprzaka



Wrocław, czerwiec 1999

SPIS TREŚCI

1. Cele pracy doktorskiej	4
2. Układ optyczny oka- budowa, właściwości, modelowanie.....	7
2.1. Wstęp	8
2.2. Rogówka	9
2.2.1. Budowa rogówki	9
2.2.2. Kształt rogówki	9
2.3. Soczewka	13
2.3.1. Budowa soczewki	13
2.3.2. Kształt soczewki	15
2.4. Współczynnik załamania i dyspersja ośrodków oka	17
2.5. Odległości między powierzchniami w gałce ocznej	19
2.6. Jakość odwzorowania układu optycznego oka	20
2.6.1. Aberracja sferyczna	21
2.6.2. Aberracja chromatyczna	22
2.6.3. Funkcja przenoszenia kontrastu	23
2.7. Modelowanie układu optycznego oka	23
2.8. Podsumowanie	26
3. Akomodacja	28
3.1. Zmiany zachodzące w oku podczas akomodacji	29
3.2. Zmiany właściwości refrakcyjnych oka	32
4. Teoretyczny model układu optycznego oka z powłokami izoindycjalnymi soczewki aproksymowanymi za pomocą powierzchni stożkowych	34
4.1. Przyjęty kształt poszczególnych elementów oka	35
4.2. Współczynniki złamania i dyspersja ośrodków oka	38
4.3. Procedura obliczeniowa	40
4.4. Wpływ profilu współczynnika załamania i ilości powłok wewnątrz soczewki na właściwości refrakcyjne oka	43
4.5. Modelu układu optycznego oka z kształtem soczewki aproksymowanym elipsoidami	51
4.6. Podsumowanie	53

5. Układ optyczny oka z nowym opisem profilu soczewki	56
5.1. Wstęp	57
5.2. Funkcja opisująca profil soczewki oka	60
5.3. Porównanie nowego profilu soczewki z poprzednimi modelami	61
5.4. Model oka przy braku akomodacji	63
5.5. Właściwości refrakcyjne modelu oka przy braku akomodacji	66
5.6. Model oka podczas akomodacji	69
5.7. Właściwości refrakcyjne modelu oka podczas akomodacji	74
5.8. Podsumowanie	77
6. Pomiar właściwości refrakcyjnych oka krowiego	80
6.1. Metody pomiaru	81
6.2. Analiza błędu pomiaru wartości współczynnika załamania	83
6.3. Dyspersja cieczy wodnistej i ciała szklistego	85
6.4. Kształt wyizolowanej soczewki oka	86
6.5. Rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka	88
6.6. Aberracja sferyczna wyizolowanej soczewki oka	89
6.7. Obraz dawany przez wyizolowaną soczewkę	90
6.8. Teoretyczny model soczewki oka krowy	90
6.9. Podsumowanie	92
7. Podsumowanie	95
8. Dodatek	98
8.1. Układ optyczny	98
8.2. Obliczenia	99
8.3. Wyniki	103
Bibliografia	105

Składam najserdeczniejsze podziękowania
mojemu promotorowi dr. hab. Henrykowi Kasprzakowi
za okazaną pomoc przy realizacji tej pracy.

Dr. hab. Waldemarowi Kowalikowi za współpracę
podczas przeprowadzania części eksperymentalnej.

Jasiowi za pomoc, wyrozumiałość i cierpliwość.

Dr Elżbiecie Jankowskiej za korektę
języka angielskiego w moich pracach.

Rodzicom – za wiarę we mnie.

Rozdział 1

Cele pracy doktorskiej

W ostatnich latach, w związku z intensywnym rozwojem poszczególnych gałęzi okulistyki, takich jak np. chirurgia refrakcyjna rogówki, korekcja okularowa czy projektowanie sztucznych soczewek, ważnym stało się opracowanie teoretycznego modelu układu optycznego oka, który odzwierciedlałby właściwości optyczne oka i to w różnych stanach akomodacji. Model taki z jednej strony umożliwiłby lepsze zrozumienie funkcjonowania poszczególnych elementów oka, z drugiej strony dawałby istotne wskazówki dla projektowania np. sztucznych soczewek czy układów, które współpracują z okiem. Zagadnieniem szczególnym wydaje się być zrozumienie działania i poznanie właściwości soczewki oka. Z soczewką związane są dwie poważne wady układu optycznego oka. Jedną z nich jest starczowzroczność, polegająca na stopniowej utracie zdolności do akomodacji. Na skutek ciągłego przyrostu nowych włókien w soczewce staje się ona coraz grubsza i sztywniejsza, co w konsekwencji powoduje, że starsza soczewka w małym stopniu może zmieniać swój kształt. Ten niepożądany proces daje o sobie znać już w wieku około 40 lat. Zważywszy na fakt, że średnia długość życia człowieka wydłuża się, utrata możliwości dobrego widzenia w sile wieku staje się coraz poważniejszym problemem. Drugą poważną chorobą soczewki jest katarakta, czyli utrata jej przezroczystości. W większości przypadków jedyną skuteczną metodą przywrócenia możliwości widzenia jest operacyjne usunięcie zmętniałej soczewki i zastąpienie jej soczewką sztuczną. W ostatnich latach znacząco wzrosła liczba wszczepianych implantów soczewek. Przykładowo w Stanach Zjednoczonych w 1997 roku wszczepiono około 3 milionów sztucznych soczewek, w Niemczech około 800 tysięcy. Dlatego tak ważny jest rozwój technik pomiarowych, który pozwoliłby na lepsze wyznaczenie właściwości soczewki oraz powiązanie ich w spójny model fizyczny. Model taki stałby cenną podstawą dla projektowania sztucznych soczewek, stosowanych w praktyce okulistycznej, które w dobry sposób odzwierciedlałyby właściwości i możliwości prawdziwej soczewki oka.

Celem niniejszej pracy jest skonstruowanie i przetestowanie teoretycznego modelu układu optycznego oka uwzględniającego proces akomodacji. Przed skonstruowaniem takiego modelu przedstawiona została, znaleziona przeze mnie, literatura podejmująca tematykę pomiaru kształtu oraz współczynników załamania poszczególnych ośrodków oka. Omówione zostały również, opublikowane przez różnych autorów, wyniki dotyczące zagadnienia jakości

odwzorowania układu optycznego oka (wyniki pomiarów aberracji sferycznej, chromatycznej i funkcji przenoszenia kontrastu). Ta wiedza jest niezbędna do skonstruowania a następnie do sprawdzenia skuteczności modelowania układu optycznego oka. Zaproponowany w pracy model uwzględnia najważniejsze cechy charakterystyczne oka człowieka, tj. asferyczność wszystkich powierzchni łamiących oraz zmienny rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki ocznej. W pracy położony został nacisk na to, jaki wpływ na jakość odwzorowania układu optycznego oka ma skomplikowana struktura soczewki. Zaproponowano również nowy opis profilu soczewki oka, który w stosunkowo prosty sposób umożliwia modelowanie zmian jej kształtu podczas akomodacji. Do tej pory, o ile mi wiadomo, nie powstał jeszcze teoretyczny model układu optycznego oka uwzględniającego akomodację, który by zawierał zmienny rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki. Do przetestowania teoretycznego modelu układu optycznego oka napisałam algorytmy a następnie zaimplementowałam je w środowisko Builder C++. Algorytmy te umożliwiają przeliczenie biegu promienia przez zadany przez użytkownika układ optyczny, oraz znajdują charakterystyki opisujące jakość jego odwzorowania. W ostatnim rozdziale niniejszej rozprawy znajdują się wyniki przeprowadzonych przeze mnie pomiarów wybranych parametrów refrakcyjnych soczewki oka krowy. Cele rozprawy doktorskiej mogą w skrócie być zdefiniowane w następujący sposób:

1. Przegląd literatury podejmującej tematykę zarówno pomiarów parametrów charakteryzujących układ optyczny oka jak i numerycznego modelowania oka. (Rozdział 2). Omówienie procesu akomodacji oraz przegląd literatury związanej ze zmianami właściwości refrakcyjnych układu optycznego oka podczas akomodacji (Rozdział 3).
2. Opracowanie metod i algorytmów opisujących bieg promienia przez zadaną ilość powierzchni układu optycznego oraz opracowanie procedur znajdujących jego charakterystyki optyczne. (Dodatek).
3. Zaproponowanie teoretycznego modelu układu optycznego oka składającego się z krzywych stożkowych uwzględniającego najnowsze wyniki pomiarów kształtu powierzchni łamiących oraz współczynników załamania ośrodków optycznych oka człowieka. Przetestowanie zaproponowanego modelu ze względu na podstawowe charakterystyki opisujące jakość odwzorowania tj. aberrację sferyczną, aberrację chromatyczną oraz funkcję przenoszenia kontrastu. (Rozdział 4).

4. Zaproponowanie nowego opisu profilu soczewki oka oraz skonstruowanie przy jego pomocy teoretycznego modelu oka podczas akomodacji. Przetestowanie zaproponowanego modelu oka uwzględniającego akomodację ze względu na aberrację sferyczną, chromatyczną i funkcję przenoszenia kontrastu. (Rozdział 5).
5. Pomiar wybranych parametrów refrakcyjnych soczewki krowiej, takich jak: profil powierzchni łamiących, rozkład współczynnika załamania i jakości odwzorowania danego przez soczewkę oka (Rozdział 6).

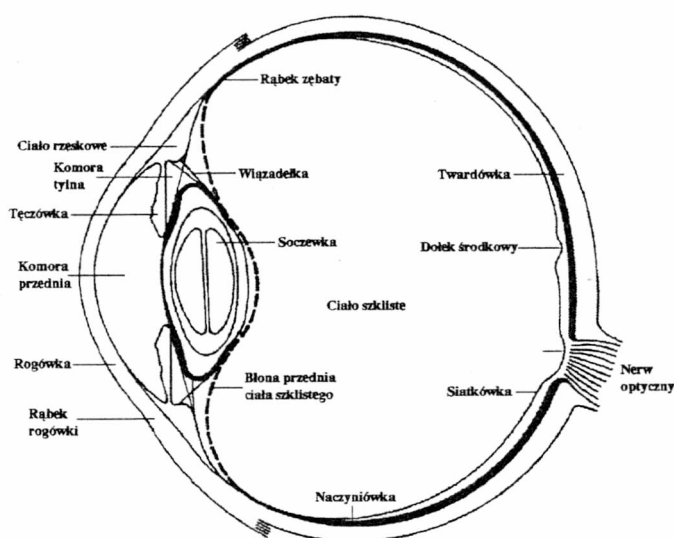
Rozdział 2

Układ optyczny oka –budowa, właściwości, modelowanie

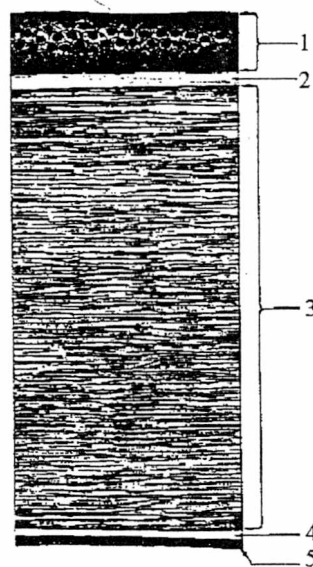
Właściwości łamiące danego elementu optycznego zależą od dwóch czynników: kształtu powierzchni załamującej światło i różnicy współczynników załamania przed i za rozpatrywaną powierzchnią. Przy konstrukcji modelu układu optycznego oka należy uwzględnić rzeczywiste kształty wszystkich powierzchni łamiących, odległości między nimi oraz wartości współczynników załamania wszystkich ośrodków. Umożliwi to stworzenie modelu, który będzie możliwie najlepiej odzwierciedlał charakterystyki refrakcyjne oka. Rozdział ten zawiera przegląd opublikowanych dotychczas prac zajmujących się zagadnieniem pomiaru kształtu rogówki, soczewki, odległości między poszczególnymi powierzchniami w oku oraz przedstawia wyniki pomiarów współczynników załamania wszystkich ośrodków oka. Prezentuje również naszą obecną wiedzę na temat jakości odwzorowania oka; tj. aberracji sferycznej i chromatycznej oraz funkcji przenoszenia kontrastu. Zaprezentowany został również przegląd zaproponowanych w literaturze modeli układu optycznego oka

2.1 Wstęp

Oko jest najważniejszym narządem zmysłu człowieka. Uważa się, że ponad 50 % odbieranej przez nas informacji dociera właśnie przez narząd wzroku. To on w głównej mierze kształtuje nasze rozumienie i postrzeganie otaczającego nas świata. Układ optyczny oka tworzą: rogówka, soczewka oraz źrenica – element regulujący ilość wpadającego do oka światła (rys. 2.1). Promienie świetlne biegnące od przedmiotu, po załamaniu przez rogówkę i soczewkę tworzą na siatkówce jego pomniejszony i odwrócony obraz. Ze względu na fakt, że pomiędzy rogówką a powietrzem występuje stosunkowo duża różnica współczynników załamania, największy wkład do refrakcji wnosi właśnie rogówka. Moc łamiąca rogówki wynosi około 40 D, co stanowi ok. 2/3 mocy łamiącej całego oka w stanie rozluźnionej akomodacji. Udział soczewki ocznej w refrakcji oka niezakomodowanego jest znacznie mniejszy i wynosi, przy braku akomodacji, około 20 D. Soczewka oka jest tak zbudowana, aby w sposób szybki i sprawny mogła zmieniać swój kształt, a poprzez to i moc łamiącą. Dzięki temu możemy obserwować, bez uszczerbku dla jakości widzenia, przedmioty położone blisko jak i daleko.



rys. 2.1. Przekrój poprzeczny przez oko człowieka.



rys. 2.2. Przekrój przez rogówkę: 1. nabłonek, 2. błona graniczna przednia (Bowmana), 3. istota właściwa, 4. blaszka graniczna tylna (błona Descemeta), 5. śródbłonek.

2.2. Rogówka

2.2.1. Budowa rogówki

Rogówka jest najbardziej zewnętrzną częścią oka. W oku pełni ona dwojaką rolę. Jest elementem optycznym, oraz pełni rolę powłoki mechanicznej osłaniającej wnętrze gałki ocznej i zapewniającej właściwą geometrię rogówki. Składa się z pięciu warstw (rys. 2.2):

- nabłonka
- blaszki granicznej przedniej (błona *Bowmana*),
- istoty właściwej – miąższ rogówki (stroma),
- blaszki granicznej tylnej (błona *Descemeta*),
- śródbłonka.

Nabłonek zbudowany jest z pięciu warstw komórek pomiędzy którymi znajdują się zakończenia nerwów czuciowych. Błona graniczna przednia ma grubość ok. 12 μm i składa się z przezroczystej tkanki bez struktury. Istota właściwa rogówki stanowi 90 % grubości rogówki i składa się z 200 warstw, każda o grubości 2 μm . Blaszka graniczna tylna ma grubość około 10 μm , jest twarda i elastyczna dzięki czemu zapewnia mechaniczną ochronę przed urazami. Śródbłonek jest pojedynczą warstwą komórek ściśle przylegających do siebie, jest warstwą uszczelniającą rogówkę. Rogówka jest strukturą dwójłomną (Stanworth, 1950; Blokland, 1987; Jaroński, 1997), ale różnica współczynników załamania dla promienia zwyczajnego a nadzwyczajnego nie jest duża.

2.2.2. Kształt rogówki

Do opisu kształtu rogówki najczęściej stosowanym przybliżeniem są krzywe stożkowe (Bennet, 1966; Kiely, 1982; Guillon, 1986). Wierzchołkowe równanie powierzchni stożkowej może być zapisane w następujący sposób:

$$2 \cdot R \cdot z = x^2 + y^2 + \varepsilon \cdot z^2, \quad (2.1)$$

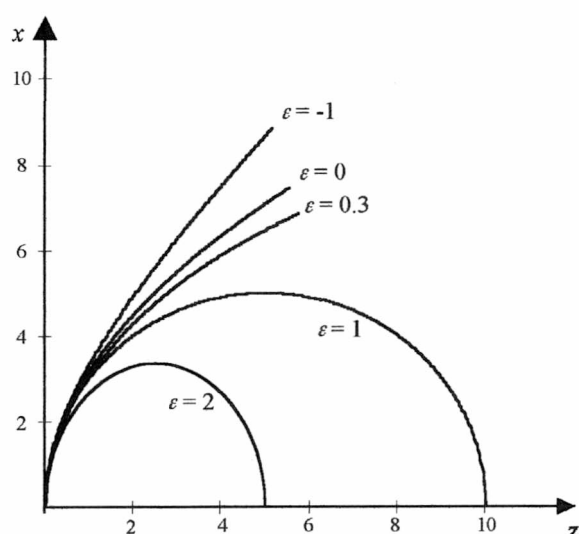
gdzie R jest promieniem krzywizny krzywej w wierzchołku (początku układu współrzędnych), ε -współczynnikiem asferyczności (opisuje odstępstwo od sfery). W literaturze dotyczącej rogówki częściej korzysta się z inaczej zdefiniowanego parametru kształtu Q , który z ε związany jest następującą zależnością:

$$\varepsilon = 1 + Q. \quad (2.2)$$

W matematyce częściej stosowaną wielkością jest mimośród e . Pomiedzy parametrem kształtu ε a mimośrodem istnieje następująca zależność:

$$\varepsilon = 1 - e^2. \quad (2.3)$$

Równanie w postaci (2.1) jest bardzo wygodne, ponieważ przy pomocy dwóch parametrów można opisać wszystkie rodzaje krzywych stożkowych. W zależności od wartości parametru kształtu mamy następujące rodzaje krzywych stożkowych (rysunek 2.3.): $\varepsilon < 0$ – hiperbola, $\varepsilon = 0$ – parabola, $0 < \varepsilon < 1$ – elipsa pozioma (poziomo ustawiona duża oś elipsy), $\varepsilon = 1$ – sfera, $\varepsilon > 1$ – elipsa pionowa (duża oś elipsy ustawiona pionowo).



rys.2.3. Wykres krzywych stożkowych w przekroju merydionalnym zapisanych równaniem (2.1.) narysowany dla różnych wartości współczynnika asferyczności ε : $\varepsilon = -1$ – hiperbola, $\varepsilon = 0$ – parabola, $\varepsilon = 0.3$ – elipsa pozioma, $\varepsilon = 0$ – okrąg, $\varepsilon = 2$ – elipsa pionowa.

Funkcje stożkowe nie są jedynym opisem kształtu rogówki stosowanym w literaturze. Bonnet (Bonnet, 1964) opisywał rogówkę za pomocą równania:

$$\log_{10}(\beta) = k \cdot \alpha + c, \quad (2.3)$$

gdzie α jest kątem pomiędzy normalną do rogówki w danym punkcie a osią, β jest kątem pomiędzy tą normalną a promieniem okręgu odniesienia przecinającego normalną, k i c są pewnymi stałymi. Powyższe równanie nie jest wygodne ze względu na fakt, że nie jest łatwo z niego odczytać wartość wierzchołkowego promienia krzywizny rogówki. Lotmar (Lotmar, 1971) przekształcił to równanie do postaci:

$$z = \frac{x^2}{2R_0} \left[1 + \frac{5}{28} \left(\frac{x}{R_0} \right)^2 - \frac{1}{12} \left(\frac{x}{R_0} \right)^4 \right], \quad (2.4)$$

gdzie R_0 jest promieniem krzywizny na osi, x jest odległością od osi. Kasprzak *i in.* (Kasprzak, 1996) zaproponował nowy opis kształtu rogówki za pomocą funkcji cosinus hiperboliczny:

$$z(x) = \frac{R_0}{3p^2} \left[\cosh\left(\frac{x\sqrt{3} \cdot p}{R_0}\right) - 1 \right], \quad (2.5)$$

gdzie R_0 jest promieniem krzywizny rogówki na osi, p - parametrem kształtu.

Pomiarem kształtu rogówki zajmowało się wielu naukowców. W tabeli 2.1 zebrane zostały dane dotyczące geometrii rogówki, otrzymane przez różnych badaczy. Najwcześniejsze prace dotyczyły pomiaru promienia krzywizny w wierzchołku przedniej powierzchni rogówki, później pojawiły się metody pozwalające wyznaczyć jej asferyczność. Gullstrand, (Gullstrand, 1924), Stenstrom (Stensrom, 1948), Sorsby *i in.* (Sorsby, 1957), Hamano *i in.* (Hamano, 1968) i Ruben (1975) zmierzili wierzchołkowy promień krzywizny przedniej powierzchni rogówki. Średnie wartości zmierzone przez tych autorów wynoszą około 7.8 mm. Jedynie Hamano *i in.* wykonując pomiary na grupie japońskich pacjentów otrzymali nieco mniejszą wartość (7.54 mm). Najprawdopodobniej wynika to z rasowych różnic w geometrii oka. Townsley (Townsley, 1970) Mandel *i in.* (Mandel, 1971) oraz Bibby (Bibby, 1976) skoncentrowali się z kolei na pomiarze asferyczności przedniej powierzchni rogówki. Znalezione przez nich wartości parametru kształtu mieszczą się w przedziale 0.7-0.9. Zatem, jeśli korzysta się z przybliżenia krzywych stożkowych, to zaliczyć ją można do elipsoidy poziomej. Kiely *i in.* (Kiely, 1982) oraz Guillon *i in.* (Guillon, 1986) przeprowadzili pomiary zarówno wierzchołkowego promienia krzywizny jak i asferyczności pierwszej powierzchni rogówki. Promień krzywizny jest zbliżony do wartości 7.8 mm, jaką otrzymali poprzedni autorzy. Również i wartość parametru kształtu oddaje eliptyczny kształt powierzchni rogówki. Pojawiło się mniej prac dotyczących pomiaru kształtu tylnej powierzchni rogówki (patrz tabela 2.1). Są to głównie pomiary wierzchołkowego promienia krzywizny. Nie znalazłam żadnej pracy, przedstawiającej wyniki bezpośredniego pomiaru asferyczności tylnej powierzchni rogówki. Lowe *i in.* (Lowe, 1973) zmierzili promienie krzywizn przedniej i tylnej powierzchni rogówki 92 osób w wieku 23-77 lat. Średnia wartość 7.65 mm z odchyleniem standardowym 0.26 mm dla przedniej powierzchni jest zbliżona do wartości wyznaczonej przez poprzednich autorów. Promień krzywizny tylnej powierzchni jest mniejszy niż przedniej i wynosi około 6.46 mm. Royston *i in.* (Royston, 1990) uzyskał podobne wyniki ze średnią wartością 7.77 mm dla przedniej powierzchni i 6.4 mm dla tylnej powierzchni. Przy modelowaniu tylną powierzchnię rogówki najczęściej opisuje się za

pomocą powierzchni stożkowych: sfery (Lotmar, 1971; Navarro, 1985; Smith, 1991) i elipsoidy (Liou, 1997). Kolejnym ważnym parametrem geometrycznym rogówki jest jej grubość. Była ona mierzona przez różnych badaczy (tabela 2.2.). Nie ma w tym przypadku dużych rozbieżności pomiędzy poszczególnymi wynikami. Ogólnie przyjmuje się, że grubość rogówki w części centralnej mieści się w zakresie 0.5-0.57 mm. Grubość rogówki jest najmniejsza w części centralnej i stopniowo rośnie w stronę rąbka rogówki. Martola *i in.* (Martola, 1968) w okolicy rąbka rogówki zmierzili grubość 0.667 ± 0.076 mm. Kremer *i in.* (Kremer, 1985) na wysokości 3.5 mm od wierzchołka rogówki otrzymali wartości z zakresu 0.598-0.620 mm. W literaturze stosuje się liniowy (Pinsky, 1991) lub paraboliczny (Sjontoft, 1987) opis zmiany grubości rogówki wraz z oddalaniem się od osi optycznej. W pracy (Kasprzak, 1997) przedstawiono sposób znalezienia kształtu wewnętrznej powierzchni rogówki na podstawie kształtu zewnętrznej jej powierzchni oraz rozkładu jej grubości.

Tabela 2.1. Opublikowane wyniki pomiarów kształtu przedniej i tylnej powierzchni rogówki przeprowadzone przez różnych autorów: R -wierzchołkowy promień krzywizny, ε -współczynnik asferyczności (równanie 2.1).

<i>Autor</i>	<i>Liczba badanych</i>	<i>Przednia powierzchnia rogówki</i>		<i>Tylna powierzchnia</i>
		<i>R [mm]</i>	<i>ε [mm]</i>	<i>R [mm]</i>
Stenstrom, 1948	1000	7.86 (7.00-8.65)	—	—
Sorsby <i>i in.</i> , 1957	194	7.79 ± 0.27	—	—
Hamano <i>i in.</i> , 1968	—	7.54 ± 0.22	—	—
Ruben <i>i in.</i> , 1975	—	7.8 (7.2 do 8.4)	—	—
Townsley, 1970	350	—	0.7	—
Mandel <i>i in.</i> , 1971	8	—	0.77	—
Bibby, 1976	2100	—	0.850 ± 0.183	—
Kiely <i>i in.</i> , 1982	176	7.72 ± 0.27	0.74 ± 0.18	—
Guillon <i>i in.</i> , 1986	220	7.77 ± 0.25	0.81 $\pm$ 0.16 meryd. 0.83 $\pm$ 0.15 sagitalny	—
Lowe <i>i in.</i> , 1973	92	7.65 ± 0.26	—	6.46 ± 0.26
Royston <i>i in.</i> , 1990	15	7.77	—	6.4

Tabela 2.2. Opublikowane wyniki pomiarów wierzchołkowej grubości rogówki otrzymane przez różnych autorów.

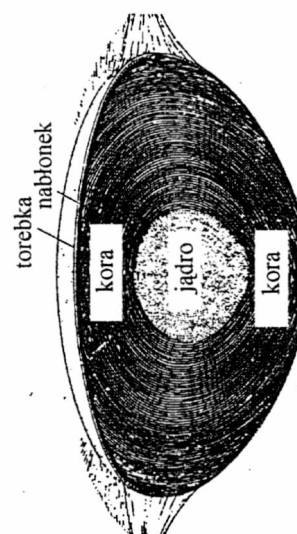
<i>Autor</i>	<i>Liczba badanych</i>	<i>Grubość rogówki [mm]</i>
von Bahr, 1948	224	0.565 ± 0.035
Donaldson, 1966	268	0.518 ± 0.041
Mishima i in., 1968	40	0.518 ± 0.020
Kremer i in., 1985	175	0.512 ± 0.035
Hitzenberger, 1992	14	0.489-0.547



2.3. Soczewka

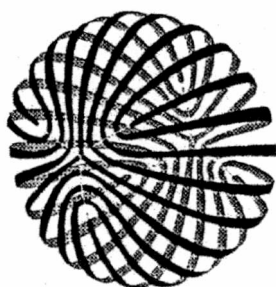
2.3.1. Budowa soczewki

Soczewka oka położona jest pomiędzy cieczą wodnistą a ciałem szklistym (rys. 2.1). Głównymi elementami soczewki są: torebka, nabłonek, część korowa i jądro (rys. 2.4.). Torebka jest cienką i bardzo elastyczną błoną, o zmiennej grubości, otaczającą soczewkę. Nabłonek jest pojedynczą warstwą komórek znajdującą się pod torebką. Istota soczewki, na którą składają się część korowa i jądro, składa się z koncentrycznie rozmieszczonych powłok. Rysunek 2.5 przedstawia schematycznie wygląd jednej powłoki soczewki. Włókna tworzące daną warstwę są w niej umieszczone południkowo. W miejscu zejścia się włókien w powłoce (czyli w okolicach biegunów powłoki) tworzy się charakterystyczna figura podobna do litery Y (ang. *suture* – szew). Figura ta jest widoczna podczas obserwacji powierzchni soczewki pod mikroskopem. Soczewka rośnie przez całe życie. Nowe włókna są produkowane przez komórki nabłonkowe w obszarze równika. Przyrost nowych włókien jest najbardziej intensywny u ludzi młodych, z wiekiem stopniowo następuje jego spowolnienie. Ponieważ starsze włókna nie mogą być w żaden sposób wydalone, w miarę wzrostu nowych włókien stare są spychane do środka soczewki i tam zgniatane. W efekcie tworzy się struktura o zmiennym współczynniku załamania – większym w środku (jądro) i mniejszym w obszarach zewnętrznych soczewki (kora). Innym skutkiem przyrostu nowych włókien

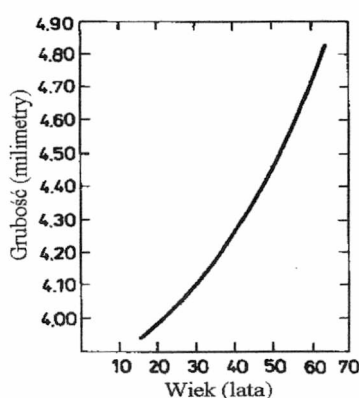


rys. 2.4. Schematyczne przedstawienie wewnętrznej struktury soczewki.

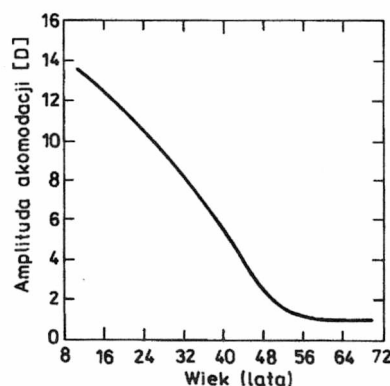
soczewki jest zmiana kształtu soczewki – z wiekiem staje się ona większa, grubsza, sztywniejsza co w bezpośredni sposób rzutuje na utratę możliwości akomodacji (wada ta nosi nazwę presbyopii). Wraz z wiekiem zmniejszają się również promienie krzywizn zarówno przedniej jak i tylnej powierzchni soczewki. Na rys. 2.6. oraz 2.7. zaprezentowano wykresy przedstawiające przyrost średniej grubości soczewki oraz zmniejszanie się amplitudy akomodacji wraz z wiekiem. Niejednorodną strukturę soczewki można obserwować w biomikroskopie. Przeogniskowując biomikroskop dostrzega się różne powłoki reprezentujące poszczególne części jądra i kory soczewki (Phelps, 1987), oddzielane jasnymi obszarami nazwanymi strefami nieciągłości (ang. *zones of discountinuity*). Strefy te powstają na skutek odbicia światła na granicy pomiędzy sąsiadującymi częściami soczewki. Soczewka jest strukturą wysoce przezroczystą (poza przypadkami patologicznymi). Przezroczystość soczewki związana jest z jej specyficzną budową – głównie z wysokim uporządkowaniem włókien soczewki oraz z bardzo gładkimi powierzchniami błon komórkowych (Trokel, 1962; Bettelheim, 1985). Odpowiednia organizacja włókien powoduje, że zminimalizowane zostało rozpraszanie na poszczególnych powierzchniach (zdrowa soczewka rozprasza tylko około 5 % padającego na nią światła). Wszelkie zaburzenia tej uporządkowanej struktury prowadzą do zwiększonego rozpraszania światła przez soczewkę, co obserwowane jest jako zmętnienie soczewki – kataraktę.



rys. 2.5. Schematyczne przedstawienie pojedynczej warstwy soczewki.). W miejscu zejścia włókien tworzy się charakterystyczna litera Y (ang. *suture*). Na podstawie (Kuszek, 1987).



rys. 2.6. Grubość soczewki w oczach miarowych (na podstawie Adler, 1968).



rys. 2.7. Amplituda akomodacji (na podstawie Le Grand, 1980).

2.3.2. Kształt soczewki

Soczewka oka zawsze przysparzała badaczom wiele problemów. Znajduje się wewnątrz gałki ocznej, więc wszelkie bezpośrednie jej pomiary są bardzo utrudnione i niejednoznaczne. Określenie jej właściwości refrakcyjnych *in vivo* wiąże się bardzo często z numerycznym odejmowaniem wpływu rogówki i cieczy wodnistej, więc pomiary te są obarczone związanym z tym błędem. Natomiast pomiary właściwości refrakcyjnych soczewki wykonywane *in vitro* nie odzwierciedlają jej rzeczywistego funkcjonowania w układzie optycznym oka. Pomiary te obarczone są również błędami związanymi z wysychaniem soczewki i z pośmiertnymi zmianami, jakie wewnątrz niej zachodzą. Z wyżej wymienionych powodów o kształcie i właściwościach refrakcyjnych soczewki wiadomo znacznie mniej niż o rogówce.

Soczewka oka jest elementem asymetrycznym względem płaszczyzny równikowej; przednia powierzchnia jest bardziej płaska niż powierzchnia tylna. Zarówno przednia jak i tylna powierzchnia łamiąca soczewki nie jest sferą. Pojawiło się stosunkowo niewiele prac przedstawiających wyniki pomiarów geometrii soczewki. Opublikowane rezultaty zostały zebrane w tabeli 2.3. Bardzo charakterystyczna jest duża różnorodność zmierzonych kształtów soczewek u różnych ludzi. Lowe (Lowe, 1972) zmierzył *in vivo* wierzchołkowy promień krzywizny pierwszej powierzchni soczewki u 92. osób w wieku 23-77 lat. Otrzymał wartości z zakresu 7.5-15.38 mm, ze średnią wartością 10.29 mm. Podobne pomiary, ale uzupełnione o krzywiznę tylnej powierzchni i o brzegowe promienie krzywizn zarówno przedniej jak i tylnej powierzchni wykonał Brown (Brown, 1974). Dla 200. osób w wieku 3-82 lat znalazł on średnią wartość centralnego promienia krzywizny przedniej powierzchni soczewki równą 12.4 mm, a tylnej równą 8.1 mm. Średnie wartości promieni krzywizn zmierzone poza osią soczewki wyniosły odpowiednio 13.3 mm na wysokości 2.8 mm od osi soczewki dla powierzchni przedniej i 7.1 mm na wysokości 2.1 mm dla powierzchni tylnej. Wykonywane były również pomiary kształtu soczewki *in vitro*. Howcroft i in. (Howcroft, 1977) zmierzili centralny promień krzywizny i współczynnik asferyczności ε (równanie 2.1) dla 120 soczewek. Otrzymali średnią wartość centralnego promienia krzywizny przedniej powierzchni soczewki równą 7.3 mm i tylnej równą 5.35 mm. Znalazona na podstawie ich pomiarów średnia wartość współczynnika asferyczności przedniej powierzchni wyniosła $\varepsilon = -2.13$ (hiperbola), tylnej natomiast $\varepsilon = 0$ (parabola). Są to jednak wartości średnie, w przypadkach poszczególnych soczewek zmierzone wartości odpowiadały wszystkim rodzajom krzywych stożkowych dla obu mierzonych powierzchni.

Pierścionek *i in.* (Pierścionek, 1991) zbadali kształt 20 wypreparowanych soczewek oka człowieka i w większości przypadków aproksymowali go za pomocą połówek dwóch elips. Z kolei w innej serii badań kształtu soczewki *in vitro* Pierścionek (Pierścionek, 1993a; Pierścionek, 1995) znalazła paraboliczny kształt zarówno przedniej jak i tylnej powierzchni soczewki. Z przedstawionych w tabeli 2.3. wyników widać wyraźnie, że średnie wartości promieni krzywizn obu powierzchni soczewki zmierzone *in vitro* są mniejsze niż *in vivo*. Wynika to najprawdopodobniej z faktu, że wypreparowana soczewka ma taki kształt, jakby była w pewnym stanie akomodacji.

Tabela 2.3. Opublikowane wyniki pomiarów kształtu przedniej i tylnej powierzchni soczewki wykonane przez różnych autorów

<i>Autor</i>	<i>Ilość badanych oczu</i>	<i>Wiek badanych</i>	<i>Sposób pomiaru</i>	<i>Centralny promień przedniej powierzchni [mm]</i>	<i>Centralny promień tylnej powierzchni [mm]</i>
Lowe, 1972	92	23 –77	<i>in vivo</i>	10.29±1.78	—
Brown, 1974	100	3 –82	<i>in vivo</i>	centralny=12.4±2.6 brzegowy=13.3±3.2	centralny=8.1±1.6 brzegowy=7.1±1.4
Howcroft <i>i in.</i> , 1977	120	1-87	<i>in vitro</i>	7.3±0.3, $\varepsilon = -2.13$	5.35±0.14, $\varepsilon = 0$
Pierścionek <i>i in.</i> , 1991	20		<i>in vitro</i>	9.62 $\varepsilon = 4.37$	8.4 $\varepsilon = 3.13$

Tabela 2.4. Stosowane w literaturze krzywe opisujące kształt przedniej i tylnej powierzchni soczewki (eksperymentalne wyniki pomiaru kształtu i teoretyczne - stosowane do modelowania).

<i>Autor</i>	<i>metoda</i>	<i>kształt przedniej powierzchni</i>	<i>kształt tylnej powierzchni</i>
Howcroft <i>i in.</i> , 1972	eksperymentalne	hiperbola	parabola
Pierścionek <i>i in.</i> , 1991	eksperymentalne	elipsa	elipsa
Pierścionek, 1995	eksperymentalne	parabola	parabola
Lotmar, 1971	teoretyczne	okrąg	parabola
Navarro <i>i in.</i> , 1985	teoretyczne	hiperbola	parabola
Smith <i>i in.</i> , 1991	teoretyczne	elipsa	elipsa

W tabeli 2.4. zebrane zostały prace, w których przedstawiono różne opisy profilu soczewki oka. W pracach eksperymentalnych wyznaczano kształt soczewki poprzez fotografowanie jej profilu, a następnie znajdowano funkcję, która najlepiej opisuje ten profil. Prace teoretyczne, to prace poświęcone modelowaniu układu optycznego oka, w których stosowano różne od sfery przybliżenia profilu soczewki. Z zestawienia wynika, że do opisu kształtu obu powierzchni łamiących soczewki stosowane są w literaturze wszystkie rodzaje krzywych stożkowych.

2.4. Współczynnik załamania i dyspersja ośrodków oka

Poznanie wartości współczynników załamania jest sprawą kluczową w zrozumieniu sposobu działania układu optycznego oka. Ciecz wodnista i ciało szkliste są ośrodkami jednorodnymi, o jednakowym współczynniku załamania. Przyjmuje się, że współczynnik załamania dla tych dwóch cieczy wynosi 1.336. W przypadku rogówki i soczewki sprawa bardziej się komplikuje. Rogówka i soczewka składają się z wielu warstw, każda o innym współczynniku załamania. Z powodu niedużych zmian współczynnika załamania w rogówce z reguły nie uwzględnia się jej powłokowej struktury przy modelowaniu właściwości optycznych. Od czasów Gullstranda (Gullstranda, 1924) pojawiło się niewiele prac, w których podawano jej wartość współczynnika załamania. Za pracami Gullstranda przyjmuje się, że współczynnik załamania rogówki wynosi 1.376.

Przy konstruowaniu modelu układu optycznego oka nie można z kolei pominąć gradientu współczynnika załamania wewnątrz soczewki. Nasza obecna wiedza na ten temat ukształtowana została poprzez różne sposoby jego pomiaru. Część autorów pobierała z różnych obszarów soczewki cienkie jej próbki (Mathiensen, 1877; Sivak, 1982) lub dokonywała odpowiedniego jej cięcia (Jagger, 1990). Następnie pomiar wykonywano w różnych typach refraktometrów. Nakao *i in.* (Nakao, 1968) zmierzili rozkład współczynnika załamania w cienkich plasterkach soczewki wykorzystując zjawisko dyfrakcji na przedmiocie fazowym, jaki stanowiła próbka soczewki. Zastosowano również analizę odwrotnego biegu promienia przez ośrodek gradientowy, jakim jest soczewka (Campbell, 1984; Chan, 1988; Pierścionek, 1989). W pierwszej wersji metodę tę zastosowano do soczewek posiadających symetrię obrotową wzdłuż płaszczyzny równikowej (Campbell, 1984), a następnie rozwinięto do soczewek takiej symetrii nie posiadających (Chan, 1988; Pierścionek, 1989). Był to do tej pory jedyny sposób pomiaru współczynnika załamania nie wymagający cięcia soczewki (metoda nieniszcząca). Pojawiły się również metody, w których rozkład współczynnika załamania wyznaczano na podstawie pomiaru rozkładu stężenia białka

w soczewce (Fagerholm, 1981). Zupełnie inne podejście do problemu zaprezentował Pomerantzeff (Pomerantzeff, 1972). Skonstruował komputerowy model oka i dopasował rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki tak, aby aberracja sferyczna modelu oka była taka sama jak średnia aberracja sferyczna zmierzona u 100 osób. Wszystkie przedstawione wyżej metody wymagają wypreparowania soczewki (pomiar *in vitro*), co powoduje powstanie błędów pomiarowych związanych z cięciem, mrożeniem i osuszaniem próbek. Przy analizie odwrotnego biegu promienia pewne błędy w oszacowaniu rozkładu współczynnika załamania wynikają z niedokładnego dopasowania współczynnika cieczy immersyjnej i założeń co do kształtu powierzchni łamiących soczewki. Obecnie nie pojawiła się praca przedstawiająca pomiar *in vivo* rozkładu współczynnika załamania w soczewce. Większość pomiarów profilu współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka wykonywana była na soczewkach zwierzęcych (Nakao, 1968; Campbell, 1984; Jagger, 1990). W tych przypadkach wzrost wartości współczynnika załamania od kory do jądra w płaszczyźnie równikowej soczewki można było opisać za pomocą wielomianu drugiego stopnia. Stosunkowo niewiele jest wyników dotyczących soczewki człowieka (Nakao, 1969; Pomerantzeff, 1971; Fagerholm, 1981; Pierścionek, 1989; Clark, 1998), co wiąże się głównie z trudnościami w zdobyciu zdrowych, ludzkich soczewek. Z prac (Pomerantzeff, 1971; Pierścionek, 1989) pomiarów tych jednak wynika, że rozkład współczynnika załamania w płaszczyźnie równika soczewki człowieka nie jest paraboliczny. Od środka do około 2/3 wysokości soczewki występuje niemalże stała wartość współczynnika załamania (bardzo powolny spadek), w warstwach korowych występują natomiast bardzo szybkie zmiany współczynnika załamania. Współczynnik załamania w soczewce człowieka zmienia się od wartości około 1.406 w środku soczewki do wartości około 1.34 -1.35 na brzegu (Pierścionek, 1989). Większą wartość współczynnika załamania kory soczewki otrzymuje się w bezpośrednich pomiarach przeprowadzanych w refraktometrach. Pomiar wykonany w refraktometrze Abbego przedstawiony w pracy Clark *i in.* (Clark, 1998) oraz Glasser *i in.* (Glasser, 1996) dały wartości odpowiednio 1.380 i 1.386.

Jagger (Jagger, 1990), w badaniach właściwości optycznych soczewek kotów, do pomiaru rozkładu współczynnika załamania wykorzystał zjawisko całkowitego wewnętrznego odbicia na granicy pryzmat szklany – soczewka. Oprócz znalezienia wartości współczynników załamania wykazał on istnienie wewnątrz soczewki powierzchni stałego współczynnika załamania (powierzchni izoindycejalnych). W przypadku soczewek kota można było opisać je za pomocą elipsoid.

Pomimo podjęcia różnych prób pomiaru rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka ciągle jest jeszcze wiele znaków zapytania. Nie wiadomo, czy zmiana współczynnika załamania od warstwy do warstwy następuje w sposób ciągły czy skokowy, nie wiadomo również jak zmienia się profil współczynnika załamania w procesie akomodacji i jak zmienia się on z wiekiem.

Dyspersja, czyli zależność współczynnika załamania od długości fali światła, jest cechą którą posiadają wszystkie substancje przezroczyste, czyli również ośrodki optyczne oka. Ponieważ wszystkie ośrodki oka składają się w głównej mierze z wody, przyjęło się porównywać ich dyspersję z dyspersją wody. W literaturze jest niewiele prac prezentujących wyniki pomiarów dyspersji poszczególnych ośrodków oka. Zagadnieniem tym w swoich badaniach zajmowali się Palmer *i in.* (Palmer, 1981) oraz Sivak *i in.* (Sivak, 1982). Palmer *i in.* zmierzili dyspersję soczewki oka. Pomiary wykonane zostały tylko dla pewnych obszarów soczewki: jądra, kory i torebki. Wynika z nich, że dyspersja soczewki jest zdecydowanie większa niż wody, szczególnie w niebieskim zakresie widma. Znaleźli oni również różnice w dyspersji jądra i kory soczewki –jądro jest bardziej dyspersyjne niż kora. Sivak *i in.* przedstawili wyniki pomiarów dyspersji wszystkich ośrodków oka różnych gatunków zwierząt, w tym również człowieka. Z pomiarów tych wynika, że ciecz wodnista, ciało szkliste i rogówka mają dyspersje zbliżone do dyspersji wody (obliczone wartości dyspersji cieczy oka są niewiele większe niż wody, rogówki natomiast niewiele mniejsze), dyspersja soczewki jest natomiast znacząco większa niż dyspersja wody.

2.5. Odległości między powierzchniami w gałce ocznej

Przy rozpatrywaniu układu optycznego oka konieczna jest znajomość odległości pomiędzy poszczególnymi powierzchniami łamiącymi, czyli grubość rogówki, komory przedniej i soczewki oraz osiowa długość gałki ocznej.

Osiowa długość gałki ocznej (odległość między wierzchołkiem rogówki a siatkówką odmierzana wzdłuż osi geometrycznej oka) była mierzona przez różnych badaczy a otrzymane przez nich wyniki nie różnią się bardzo między sobą. W tabeli 2.5 zebrane zostały wartości osiowej długości gałki ocznej zmierzone przez różnych autorów. Stenstrom (Stensrom, 1948) za pomocą aparatury rentgenowskiej otrzymał następujące średnie wartości długości gałki ocznej: 24.04 mm dla mężczyzn i 23.89 mm dla kobiet. Jansson (Janson, 1963) i Koretz *i in.* (Koretz, 1989) przy użyciu ultrasonografu otrzymali wartości podobne, również

z rozróżnieniem na płcie. Hitzenberger (Hitzenberger, 1991) mierzył długość gałki w interferometrze i otrzymał wartości zbliżone do wyników innych badaczy.

Tabela 2.5. Opublikowane wyniki pomiarów długości gałki ocznej.

<i>Autor</i>	<i>Ilość badanych</i>	<i>Płeć</i>	<i>Długość oka [mm]</i>
Stenstrom, 1948	1000	mężczyźni	24.04
		kobiety	23.89
Jansson, 1963	184	mężczyźni	24.00
		kobiety	23.14
Koretz <i>i in.</i> , 1989	100	mężczyźni	24.08
		kobiety	23.42
Hitzenberger, 1991	3	—	23.01- 24.17

Grubość komory przedniej oraz grubość soczewki zależą od wieku badanego. Grubość komory przedniej maleje od wartości 3.86 mm w wieku 20 –29 lat do wartości 3.58 mm w wieku 40 –49 lat (Jansson, 1963; Koretz, 1989). Odwrotna zależność występuje u soczewki –jej grubość rośnie z wiekiem od wartości około 3.6 mm do wartości około 4.8 mm (Adler, 1968; Brown, 1973). Prace dotyczące pomiaru grubości rogówki zostały przedstawione w podrozdziale *Rogówka*.

2.6. Jakość odwzorowania układu optycznego oka

Głównym zadaniem oka jako układu optycznego jest tworzenie obrazu na umieszczonej wewnątrz gałki ocznej siatkówce. Oko nie jest idealnym układem optycznym. Jest obarczone wadami odwzorowania, takimi jak aberracja sferyczna i chromatyczna, astygmatyzm, koma i dystorsja. Wewnątrz oka występuje również źrenica – przysłona o regulowanej średnicy, której wielkość dostosowuje się automatycznie do ilości światła wpadającego do oka. Na aberracje geometryczne nakłada się więc również pogorszenie obrazu związane z rozmyciem dyfrakcyjnym. W podrozdziale tym zebrana została nasza dotychczasowa wiedza na temat wad odwzorowania układu optycznego oka.

2.6.1. Aberracja sferyczna

Równoległa wiązka promieni świetlnych przechodząca przez układ optyczny nie jest zazwyczaj skupiana w jednym punkcie na osi optycznej. Jeśli promienie brzegowe przecinają oś optyczną przed promieniami przyosiowymi, mówi się wówczas o dodatniej (wyrażanej w dioptriach) aberracji sferycznej (AS). Przypadek odwrotny, tj. gdy promienie brzegowe przecinają oś optyczną za promieniami przyosiowymi określa się mianem ujemnej AS.

AS była najczęściej mierzona wadą odwzorowania oka jako układu optycznego. Jedne z pierwszych pomiarów wykonane były w 1800 r przez Younga i w 1846 r przez Volkmana (na podstawie Rosenblum, 1976). W badaniach tych znaleziono zarówno dodatnie jak i ujemne wartości AS oka ludzkiego. Pomiary przeprowadzone przez późniejszych badaczy (Koomen, 1949; Ivanoff, 1953; Schrober, 1968; Rosenblum, 1976) wykazały, że generalnie w stanie niezakomodowanym oko posiada dodatnią AS o wielkości mniejszej niż 2 D. Koomen ponadto pokazał, że dla średnicy źrenicy do około 1.5 mm oko prawie nie posiada AS, mierzalne jej wielkości pojawiają się dla większych średnic źrenicy. W tabeli 2.6. przedstawiono wyniki prac wykonanych przez różnych autorów.

Do aberracji sferycznej oka swój wkład wnosi zarówno rogówka jak i soczewka. Uważa się, że rogówka posiada dodatnią aberrację sferyczną (Jenkins, 1963; El Hage, 1973). Duże rozbieżności pojawiają się natomiast przy rozpatrywaniu AS soczewki. El Hage *i in* (El Hage, 1973) zmierzili AS całego oka a następnie obliczyli AS rogówki na podstawie pomiarów jej kształtu. Z tych danych wyciągnęli wniosek, że soczewka kompensuje AS rogówki. Podobne wyniki otrzymał Hartridge (Hartridge, 1950) oraz Tomlinson *i in*. (Tomlinson, 1993). Z pomiarów wykonanych przez Jenkinsa (Jenkins, 1963) natomiast wynika, że AS rogówki jest taka sama jak AS całego oka, co sugeruje, że soczewka AS nie posiada. Milodot *i in*. (Milodot, 1979) przebadali pod kątem AS soczewki oczy siedemnastu osób. U czterech osób soczewka nie posiadała AS, dla dwóch otrzymano niewielką ujemną jej wartość, a w pozostałych przypadkach zmierzono dodatnią wartość AS soczewki. Wykonywano również pomiary AS wypreparowanych soczewek ocznych. Sivak *i in*. (Sivak, 1983) otrzymali zarówno dodatnie jak i ujemne wartości AS. Glasser *i in*. (Glasser, 1998) mierzyli, jak zmienia się aberracja sferyczna soczewki wraz z wiekiem. Z ich badań wynika, że młode soczewki posiadają AS ujemną a wraz z wiekiem kierunek AS zmienia się na dodatni. Jest zatem prawdopodobne, że na skutek gradientu współczynnika załamania i asferycznych powierzchni soczewka może mieć ujemną a nawet skorygowaną AS.

Tabela 2.6. Wyniki pomiarów aberracji sferycznej rogówki, soczewki i całego oka na podstawie prac różnych autorów

<i>Autor</i>	<i>Aberracja sferyczna</i>		
	<i>rogówka</i>	<i>soczewka</i>	<i>całe oko</i>
Ivanoff, 1953	—	—	+0.5 D
Koomen, 1949	—	—	+0.75-2 D
Jenkins, 1963	0.5-0.7 D	bez aberracji	0.7-1.5 D
El Hage <i>i in.</i> , 1973	soczewka kompensuje AS rogówki		
Milodot <i>i in.</i> , 1979	+0.17 D	+0.2 D	+0.2 D
Sivak <i>i in.</i> , 1983	—	dwa przyp. dodatnia trzy przypadki ujemna	—
Tomlinson <i>i in.</i> , 1993	0.5-0.9 D	-0.8-0 D	0-0.8 D
Glasser <i>i in.</i> , 1998	—	młode soczewki – ujemna AS stare soczewki – dodatnia AS	—

2.6.2. Aberracja chromatyczna

Wartość współczynnika załamania wszystkich ośrodków oka maleje wraz ze wzrostem długości fali światła. Jeśli zatem do układu optycznego oka wpada wiązka światła białego, wówczas obraz przedmiotu dla krótkofalowej części widma będzie powstawał przed obrazem dla długofalowej części widma. Różnica położenia obrazów dla światła czerwonego i niebieskiego nosi nazwę podłużnej aberracji chromatycznej.

Obecność aberracji chromatycznej w oku człowieka wykazał już Newton w 1670 roku. Od tego czasu pokazało się kilka prac podejmujących zagadnienie podłużnej aberracji chromatycznej (Wald, 1947; Bedford, 1957; Howarth, 1986). Można powiedzieć, że efekt ten dla oka dla akomodacji 0 D jest dość dobrze poznany. Przeprowadzone eksperymenty pokazały, że miarowe oko człowieka posiada około 2 D aberracji chromatycznej przy braku akomodacji. Mniej jest danych na temat jak zmienia się aberracja chromatyczna podczas akomodacji. Gullstrand (Gullstrand, 1924) przewidywał wzrost aberracji chromatycznej o około 2 D przy maksymalnej akomodacji. O ile w przypadku aberracji sferycznej występowały duże rozbieżności pomiędzy poszczególnymi badanymi, o tyle w przypadku aberracji chromatycznej istnieje duża zgodność wyników. Wynika to z faktu, że praktycznie nie ma różnic we właściwościach dyspersyjnych poszczególnych ośrodków oka pomiędzy

badanymi. Nie ma również kłopotów z modelowaniem aberracji chromatycznej. Jeśli w modelu układu optycznego oka uwzględnimy odpowiednie dyspersje wszystkich ośrodków oka, wówczas teoretyczne wyniki są zgodne z danymi eksperymentalnymi.

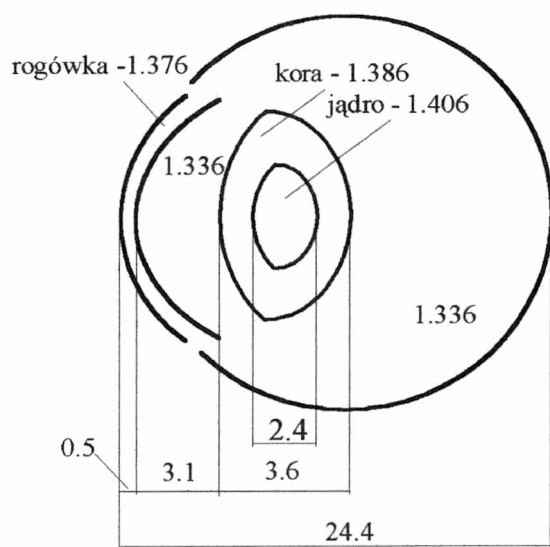
2.6.3. Funkcja przenoszenia kontrastu

Zagadnieniem jakości obrazu siatkówkowego zajmowało się wielu badaczy. W najwcześniejszych metodach do określania jakości odwzorowania oka używano testów ostrości widzenia. Na ich podstawie Helmholtz (Helmholtz, 1909) stwierdził, że oko młodego człowieka przenosi tyle szczegółów ile jest w stanie zarejestrować siatkówka. Kolejne prace (Krauskopf, 1962; Westheimer, 1962), w których po raz pierwszy rejestrowano odbity od siatkówki obraz testu nie potwierdzały wcześniejszych badań. Wyniki wskazywały na to, że obraz na siatkówce jest bardzo słabej jakości. Aby wyjaśnić te rozbieżności wysunięto hipotezę o istnieniu mechanizmu neurologicznego „wyostrozania obrazu”. Nowsze badania (Gubisch, 1967; Artal, 1990), w których ulepszono techniki rejestracji obrazu siatkówkowego i usunięto niektóre wątpliwości dotyczące odbicia od siatkówki pokazały, że oko jako instrument optyczny może być porównany z prostą soczewką średniej jakości. Obserwuje się ponadto wyraźne pogorszenie jakości obrazu ze wzrostem średnicy źrenicy (Artal, 1990). Dla małych wielkości źrenicy układ optyczny oka zbliża się do układu bezaberracyjnego. Campbell *i in.* (Campbell, 1966; Gubisch, 1967) mierząc funkcje przenoszenia kontrastu w funkcji średnicy źrenicy otrzymali, że dla źrenicy mniejszej niż 2 mm układ optyczny oka jest ograniczony tylko dyfrakcyjnie.

2.7. Modelowanie układu optycznego oka

Najstarszym, lecz wciąż najpopularniejszym modelem układu optycznego oka jest model zaproponowany na początku tego wieku przez Gullstranda (Gullstrand, 1924), tzw. oko schematyczne (rys 2.8), który uzupełniony został następnie przez Le Granda (model Gullstranda-Le Granda). Wyróżnić można w nim dwa główne elementy. Część przednią stanowi rogówka składająca się z dwóch powierzchni łamiących o promieniach krzywizn 7.7 mm i 6.8 mm, współczynnika załamania 1.376 i wierzchołkowej grubości 0.5 mm. W odległości 3.1 mm od tylnej powierzchni rogówki znajduje się soczewka, składająca się z trzech części: dwóch menisków zewnętrznych reprezentujących korę oraz z dwuwypukłego jądra. Promienie krzywizn przedniej i tylnej powierzchni soczewki wynoszą odpowiednio 10 mm oraz 6 mm, a współczynniki załamania kory i jądra odpowiednio 1.386 oraz 1.406. Współczynniki załamania cieczy wodnistej i ciała szklistego wypełniających pozostałe

przestrzenie oka są takie same i wynoszą 1.336. Do obliczeń korzysta się czasami z uproszczonego modelu oka, składającego się z czterech powierzchni łamiących: dwóch reprezentujących rogówkę i dwóch reprezentujących soczewkę o stałym współczynniku załamania [np. model Gullstranda-LeGranda przedstawiony w (Le Grand, 1980)]. Są to modele, które pozwalają na opis oka w przybliżeniu paraksjalnym (zakładają, że wszystkie powierzchnie łamiące są sferami), na ich podstawie można obliczyć dobrze tylko moc łamiącą oka.



rys. 2.8 Oko schematyczne według Gullstranda składa się z sześciu powierzchni łamiących oddzielających od siebie obszary o stałym współczynniku załamania; dwie pierwsze powierzchnie reprezentują rogówkę, cztery pozostałe odpowiednio korę i jądro soczewki. Odległości między powierzchniami podane są w milimetrach.

W miarę postępu technik pomiarowych i obliczeniowych schematyczny model Gullstranda był rozwijany. Stopniowo wprowadzano asferyczne powierzchnie załamujące oraz zmienny współczynnik załamania wewnątrz soczewki. Pozwalało to na konstruowanie modeli, które lepiej odzwierciedlały właściwości optyczne oka. Lotmar (Lotmar, 1971) wprowadził do modelu Gullstranda-LeGranda asferyczne powierzchnie łamiące. Asferą była pierwsza powierzchnia rogówki [do opisanie kształtu rogówki korzystał z wyników przedstawionych w (Bonnet, 1964)], oraz tylna powierzchnia soczewki (parabola). Dzięki temu zabiegowi aberracja sferyczna modelu była tego samego rzędu co zmierzona eksperymentalnie. Rozbieżność pojawiła się przy obliczaniu aberracji pozaosiowych, stąd autor wyciągnął wniosek, że do obliczenia tych aberracji konieczne jest uwzględnienie zmiany współczynnika załamania wewnątrz soczewki. Smith *i in.* (Smith, 1991), bazując na nowszych pomiarach kształtu soczewki (*in vitro*) i rozkładu współczynnika załamania, skonstruowali numeryczny model soczewki oka. Profil soczewki opisywany był za pomocą połówek dwóch elips, schodzących się w płaszczyźnie równikowej. Wewnątrz soczewki

występował wzrost współczynnika załamania od warstw brzegowych do jądrowych. Znaleźli oni, że istnieje zależność pomiędzy profilem współczynnika załamania a mocą łamiącą soczewki. Ta właściwość może być kluczem w zrozumieniu tzw. paradoksu soczewkowego (*lens paradox*). Niezrozumiałym jest bowiem fakt, dlaczego wraz z upływem lat, oko staje się dalekowzroczne. Ponieważ z wiekiem rośnie nam grubość oraz krzywizna obu powierzchni soczewki (maleje promień krzywizny), spodziewać się więc należy wzrostu mocy łamiącej oka, co w efekcie powinno prowadzić do krótkowzroczności. Jak pokazują badania teoretyczne (Pierścionek, 1990; Smith, 1992) to, że tak się nie dzieje może być spowodowane zmianami profilu współczynnika załamania, jakie powstają z wiekiem w soczewce. Na razie brak jest przekonujących dowodów eksperymentalnych, które potwierdziłyby te wyliczenia. Liou *i in.* (Liou, 1997) przedstawili model oka uwzględniający zarówno asferyczność powierzchni łamiących jak i gradient współczynnika załamania, który przewiduje aberrację sferyczną i chromatyczną zgodną z danymi eksperymentalnymi. Inne podejście do modelowania soczewki w układzie optycznym oka zaprezentował Al-Ahdali *i in.* (Al-Ahdali, 1995). Zredukował problem do znalezienia wartości trzech parametrów, które najlepiej odzwierciedlają moc optyczną oka i strukturę wewnętrzną soczewki. Parametry te kolejno opisywały: profil współczynnika załamania wewnątrz soczewki, gradient krzywizny poszczególnych powłok soczewki (założono, że wszystkie powierzchnie są sferami) oraz odległość między sąsiednimi powierzchniami w soczewce. Pokazali oni również, że zakładając asferyczny kształt powierzchni rogówki można uzyskać redukcję aberracji sferycznej modelu oka.

Niewiele pojawiło się prób zamodelowania oka podczas akomodacji. Gullstrand podał różne wartości parametrów opisujących soczewkę tylko dla dwóch stanów: bez i dla maksymalnej akomodacji. Blaker (Blaker, 1980) rozwinął model Gullstranda wprowadzając gradient współczynnika załamania pomiędzy sferyczne powierzchnie soczewki oraz ciągłą zmianę akomodacji. Założył, że wierzchołkowy promień krzywizny przedniej i tylnej powierzchni soczewki oraz jej grubość zmieniają się liniowo od jednego stanu akomodacji do drugiego. W wyniku dostał ciągłą zmianę położenia punktów kardynalnych rozważanego układu optycznego oka. Kolejne podejście do zamodelowania oka podczas akomodacji zaprezentowali Navarro *i in.* (Navarro, 1985). Korzystali z czteropowłokowego modelu oka Gullstranda-Le Granda (Gullstrand, 1980) zakładając, że pierwsza powierzchnia rogówki oraz obie powierzchnie łamiące soczewki są asferami. Zmiany parametrów soczewki (wierzchołkowe promienie krzywizn, grubość) pomiędzy poszczególnymi stanami akomodacji opisywane były za pomocą funkcji logarytmicznej. Funkcja logarytmiczna jest

lepszym przybliżeniem rzeczywistych zmian zachodzących w soczewce niż funkcja liniowa zastosowana w pracy (Blaker, 1980). Ich model przewidywał pogorszenie się jakości odwzorowania wraz ze wzrostem średnicy źrenicy oraz odzwierciedlał obserwowane eksperymentalnie zmiany aberracji sferycznej podczas akomodacji. Jednak obliczona na podstawie ich modelu aberracja sferyczna oka była większa niż średnie wartości zmierzone eksperymentalnie.

2.8. Podsumowanie

Oko jest bardzo skomplikowanym układem optycznym. Nie jest to dziwne, ponieważ umożliwia nam widzenie w bardzo różnych warunkach. Żadna powierzchnia w układzie optycznym oka nie jest sferyczna – dzięki temu zmniejszona mogła być aberracja sferyczna i chromatyczna oka. Gradient współczynnika załamania wewnątrz soczewki najprawdopodobniej również zmniejsza aberrację sferyczną a ponadto umożliwia „skonstruowanie” soczewki o dużej mocy łamiącej z materiału o stosunkowo małym współczynniku załamania. Ze względu na rolę jaką w naszym codziennym życiu pełni narząd wzroku, naukowcy włożyli ogromny wysiłek w to, żeby poznać i zrozumieć go jak najlepiej. Przeprowadzone eksperymenty pokazują, że pomiędzy badanymi istnieją różnice zarówno w budowie poszczególnych elementów oka jak i w jakości dawanego przez nie obrazu. Różnice te wydają się być mniej znaczne w przypadku rogówki (zmierzone przez różnych autorów średnie wartości wierzchołkowego promienia krzywizny zmieniają się w zakresie około 7.5 – 7.9 mm). Jej kształt zresztą, ze względu na łatwy dostęp i duże znaczenie dla możliwości korekcji wad wzroku, był i jest nadal intensywnie badany. W przypadku soczewki danych eksperymentalnych jest o wiele mniej, a te różnią się między sobą. Widać to szczególnie wyraźnie przy rozpatrywaniu geometrii soczewki – do opisu kształtu soczewki ludzkiej wykorzystywano wszystkie rodzaje krzywych stożkowych o różnych wartościach promieni krzywizn (patrz tabela 2.4.). Różnice pojawiają się również przy rozpatrywaniu rozkładu współczynnika załamania – zmierzono zarówno paraboliczny profil (Nakao, 1969) jak i wyraźnie nieparaboliczny (Pierścioneł, 1989; Fagerholm, 1981). Różnice te najprawdopodobniej wynikają z różnorodności soczewek jaka występuje u ludzi. Ponieważ soczewka rośnie przez całe życie, zatem jej kształt i rozkład współczynnika załamania będzie mocno zależał od tego, w wieku ilu lat był wykonywany pomiar. Trudno jest badać soczewkę w nienaruszonym stanie, bowiem znajduje się wewnątrz oka. Żeby zmierzyć czy to kształt, czy współczynnik załamania soczewki najczęściej się ją preparuje. Otrzymane dzięki temu wyniki dostarczają cennych informacji, nie odzwierciedlają jednak rzeczywistego

funkcjonowania soczewki. Uważa się np., że kształt wypreparowanej soczewki odpowiada soczewce w pewnym stanie akomodacji (patrz *rozdział 3 Akomodacja*). Gdy patrzymy na obiekty dalekie (brak akomodacji) soczewka jest rozciągana przez obwódkę rzęskową, która następnie jest zwalniana przy spoglądaniu na przedmioty położone bliżej. Zatem przy braku napięcia związanego z rozciąganiem soczewki, powraca ona do swojego naturalnego, bardziej wypukłego kształtu.

Rozdział 3

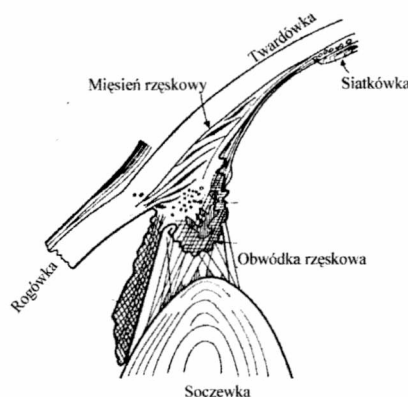
Akomodacja

Dla oka miarowego w spoczynku, współczynniki załamania różnych ośrodków oka oraz promienie krzywizn wszystkich powierzchni łamiących są tak dobrane, że promienie świetlne biegnące od daleko położonych przedmiotów są ostro odwzorowywane na siatkówce. Oko potrafi się jednak dostosowywać do oglądania bliskich przedmiotów. Proces umożliwiający nam ostre widzenie zarówno daleko rosnącego drzewa jak i rysy na szybie znajdującej się blisko oka nosi nazwę akomodacji. Płynna zmiana mocy łamiącej oka możliwa jest dzięki zmianom kształtu oraz przesunięcia soczewki oka wymuszonym odpowiednim działaniem mięśnia rzęskowego. Przed przystąpieniem do konstruowania modelu oka uwzględniającego również akomodację należy przyjrzeć się temu mechanizmowi bliżej. W rozdziale tym omówiono pokrótce mechanizm akomodacji oraz zebrano informacje na temat zmian zarówno geometrii soczewki jak i jakości odwzorowania zachodzących podczas akomodacji.

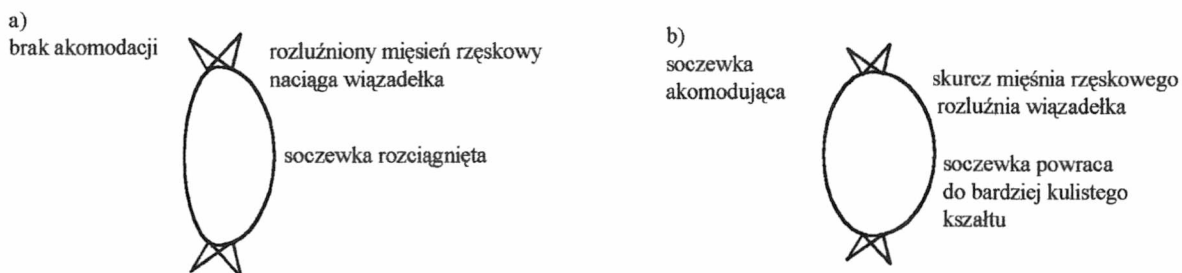
3.1. Zmiany zachodzące w oku podczas akomodacji

Pierwszą osobą, która powiązała proces akomodacji ze wspólnym działaniem soczewki i ciała rzęskowego był Kartezjusz (XVII w). Zanim ostatecznie przypisano zdolność do zmiany mocy łamiącej soczewce, powstawało wiele hipotez usiłujących wyjaśnić ten zagadkowy wówczas efekt. Przypuszczano m. in., że gałka oczna wydłuża się przesuwając w ten sposób siatkówkę do płaszczyzny obrazu, jednak pomiary elastyczności błon tworzących gałkę wykluczyły taką możliwość. Przez długi czas zdolność do zmiany refrakcji przypisywano rogówce. W 1801 r. Young odrzucił ostatecznie tę możliwość wykonując pomiary akomodacji oka zanurzonego w wodzie (zminimalizował w ten sposób załamanie na rogówce). Zauważył on, że pomimo wyłączenia rogówki z refrakcji oka nie traci ono zdolności do akomodowania. Dzisiaj, dzięki pomiarom odbić Purkyniego i obserwacji soczewki w lampie szczelinowej, wiadomo, że główny wkład do akomodacji wnosi soczewka. Obecnie jednak nie wyklucza się występowania niewielkiego wydłużenia gałki lub zmiany kształtu rogówki, bowiem obserwuje się niewielki zakres akomodacji w oku bezsoczewkowym lub ze sztucznymi soczewkami.

Helmholtz, bazując na hipotezie Kartezjusza, wyjaśnił wzajemne relacje pomiędzy mięśniem rzęskowym a soczewką (rys. 3.1). Teoria ta jest obowiązującą obecnie teorią wyjaśniającą mechanizm akomodacji, omówienie innych teorii znaleźć można w (Adler, 1968; Le Grand, 1980; Pierścionek, 1993b). Gdy patrzymy na dalekie przedmioty (oko niezakomodowane), wówczas rozluźniony mięsień rzęskowy napina obwódkę rzęskową. Napięta obwódka rozciąga promieniście soczewkę, powodując, że staje się ona spłaszczona (rys. 3.2 a). Przy patrzeniu na blisko położone obiekty (gdy oko akomoduje) skurcz mięśnia rzęskowego powoduje zwiotczenie obwódki rzęskowej. Znika siła napinająca soczewkę i dzięki elastyczności torebki może ona powrócić do naturalnego, bardziej wypukłego kształtu (rys. 3.2 b). Teoria ta początkowo nie radziła sobie z wytłumaczeniem, zaobserwowanego przez Tscheringa, spłaszczenia brzegowych części soczewki. To zachowanie wytłumaczył Fincham zmienną grubością torebki soczewki, która jest cieńsza w części środkowej i grubsza na brzegach. Dzięki takiej budowie przy rozluźnianiu obwódki rzęskowej przysiołowe obszary soczewki mogą wypuklać się bardziej niż brzegowe.



rys. 3.1. Schematyczne przedstawienie połączenia soczewki z mięśniem rzęskowym.



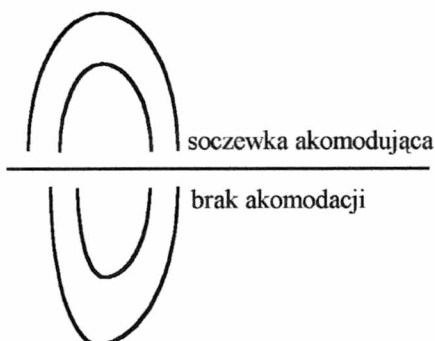
rys. 3.2. Schematyczne przedstawienie teorii mechanizmu akomodacji według Helmholtza:

a) przy braku akomodacji rozluźniony mięsień rzęskowy napina więzadełka, które rozciągają promieniście soczewkę, b) skurcz mięśnia rzęskowego rozluźnia więzadełka – dzięki elastyczności soczewka przyjmuje swój naturalny, bardziej kulisty kształt.

Prześledźmy jakie zmiany zachodzą w układzie optycznym oka, a w szczególności w soczewce, podczas akomodacji. Pierwszą zaobserwowaną i dobrze już udokumentowaną zmianą jest wzrost wierzchołkowego promienia krzywizny przedniej powierzchni soczewki od wartości około 12 mm do wartości około 7 mm (Le Grand, 1980). Zmiany tego promienia krzywizny w funkcji akomodacji były mierzone przez różnych autorów (Le Grand, 1980; Ivanoff, 1953). Wierzchołkowy promień krzywizny tylnej powierzchni soczewki natomiast zmienia się nieznacznie: maleje od wartości około 6 mm do wartości około 5 mm (Le Grand, 1980). O dokładnej zmianie kształtu soczewki wiadomo wciąż bardzo niewiele. Brown (Brown, 1973), przy użyciu lampy szczelinowej, zmierzył jak zmienia się podczas akomodacji zarówno wierzchołkowy jak i brzegowy promień krzywizny obu powierzchni soczewki. Eksperyment przeprowadzony był dla czterech osób w różnym wieku: 11, 19, 29 i lat 45. Wyniki pomiaru dotyczące wierzchołkowych promieni krzywizn zgadzają się z wynikami badań poprzednich autorów: promień krzywizny dla przedniej powierzchni zmniejsza się od wartości około 13 mm przy braku akomodacji do około 7 mm przy maksymalnej akomodacji, dla tylnej powierzchni zmiana jest niewielka –odpowiednio od około 7 mm do około 6 mm. Zmiana brzegowego kształtu soczewki zależy od wieku badanego. W przypadku przedniej powierzchni u badanych w wieku 19, 29 i 45 lat promień krzywizny stopniowo rośnie dla każdego stanu akomodacji, u badanego w wieku 11 lat przy małych wartościach akomodacji zmniejsza się, po czym przy akomodacji 8 D i 10 D rośnie. Tylne powierzchnie soczewki wraz ze wzrostem akomodacji stają się bardziej asferyczne (brzegowy promień krzywizny rośnie), ale wolniej niż powierzchnia przednia. Brown zmierzył również zmianę podczas akomodacji innych parametrów soczewki, takich jak: jej całkowita grubość i wysokość, grubość jądra i kory oraz położenie poszczególnych

powierzchni soczewki w oku (mierzone względem rogówki). Znalazł on, że przyrost grubości soczewki następuje na skutek przyrostu grubości jądra –grubość kory podczas akomodacji pozostaje niezmienną. Rysunek 3.3. zawiera schematyczne przedstawienie zmian kształtu soczewki podczas akomodacji.

Dokładniejszą analizę zmian wewnętrznej struktury soczewki podczas akomodacji (przy użyciu podobnej techniki jak Brown) przeprowadzili Koretz *i in.* (Koretz, 1984). Obserwowali oni, jak zmienia się położenie i kształt stref nieciągłości (*zone of discontinuity*) w soczewce oka. Podobnie jak Brown znaleźli, że przyrost grubości podczas akomodacji jest całkowicie spowodowany przyrostem grubości jądra soczewki. Ponadto pokazali, że odległości pomiędzy sąsiadującymi strefami nieciągłości pozostają niezmienną w całym zakresie akomodacji. Krzywizna stref położonych głębiej w soczewce rośnie szybciej z akomodacją niż stref zewnętrznych.



rys. 3.3. Schematyczne porównanie kształtu soczewki w dwóch stanach akomodacji: dół rysunku –brak akomodacji, góra rysunku – soczewka akomodująca. Przyrost grubości soczewki podczas akomodacji następuje na skutek przyrostu grubości jądra, grubość kory przedniej i tylnej nie zmienia się.

Sprawność akomodacji w oku zapewniona jest również poprzez tzw. wewnątrzsoczewkowy mechanizm akomodacji (Le Grand, 1980). Jeśli zamodeluje się soczewkę oka podczas akomodacji zgodnie z wynikami pomiaru krzywizn przedniej i tylnej powierzchni oraz grubości soczewki, to okazuje się, że przy stałym efektywnym współczynniku załamania jej moc łamiąca jest za mała, aby dawać ostry obraz na siatkówce. Wraz z akomodacją, oprócz zmian kształtu soczewki, pojawia się również wzrost efektywnego współczynnika załamania. W rzeczywistości mechanizm ten najprawdopodobniej jest realizowany poprzez odpowiednią zmianę rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki. Dzięki temu deformacja soczewki może być mniejsza. Do tej pory nie przeprowadzono jednak żadnych eksperymentów ani obliczeń, które przybliżyłyby wyjaśnienie tego procesu.

W tym miejscu chciałabym krótko podsumować jakościowe zmiany jakie zachodzą w oku podczas akomodacji:

1. znacząco zmniejsza się wierzchołkowy promień krzywizny przedniej powierzchni soczewki,

2. następuje przyrost grubości soczewki,
3. wierzchołkowy promień krzywizny tylnej powierzchni soczewki również ulega zmniejszeniu, ale w znacznie mniejszym stopniu niż przedni,
4. wraz ze wzrostem akomodacji ulega spłaszczeniu przednia powierzchnia soczewki (następuje wzrost brzegowego promienia krzywizny),
5. tylna powierzchnia soczewki również ulega spłaszczeniu, ale w znacznie mniejszym stopniu niż przednia,
6. zmniejsza się średnica soczewki,
7. zmniejszeniu ulega głębokość komory przedniej oka,
8. następuje przyrost efektywnego współczynnika załamania, tzw. wewnątrzsoczewkowy mechanizm akomodacji.

3.2. Zmiana właściwości refrakcyjnych oka

Procesowi akomodacji towarzyszą zmiany kształtu soczewki oka. W związku z tym można się spodziewać, że przy zmianie stanu akomodacji będą zmieniać się również aberracje oka, modyfikując w jakiś sposób obraz powstający na siatkówce. Problem tym bardziej jest ciekawy, że akomodacja jest najprawdopodobniej stymulowana pewnymi zmianami aberracji oka.

W opublikowanych pracach najczęściej była badana zależność pomiędzy aberracją sferyczną a akomodacją (Koomen, 1949; Ivanoff, 1953; Jenkins, 1963). Ogólne spostrzeżenia u wszystkich autorów były podobne: przy braku akomodacji oko obarczone jest dodatnią aberracją sferyczną (promienie brzegowe załamywane są silniej niż przyosiowe), w miarę wzrostu akomodacji AS stopniowo zmniejsza się (najmniejsza jest dla akomodacji 1.5 – 2 D), po czym przy maksymalnej akomodacji zmienia znak na przeciwny. Glasser *i in.* (Glasser, 1998) za pomocą specjalnie skonstruowanego urządzenia rozciągali wyizolowaną z oka ludzkiego soczewkę i zmierzili, jak zmienia się aberracja sferyczna w zależności od przyłożonej siły rozciągającej. Znaleźli, że w przypadku młodych soczewek aberracja sferyczna zmniejsza się i idzie w kierunku zmiany znaku.

Tylko kilka grup badawczych zajmowało się zagadnieniem, jak inne aberracje zmieniają się podczas akomodacji (Howland, 1989; Atchinson, 1995). Ich wyniki pokazują, że ze wzrostem akomodacji występuje zmiana współczynników opisujących poszczególne aberracje falowe, ale rezultaty są zależne od badanego. Problem zmiany jakości

odwzorowania z akomodacją przedstawiony został w pracy Lopez-Gil *i in.* (Lopez-Gil, 1998). Zmierzyli oni funkcję przenoszenia kontrastu u czterech osób dla dwóch różnych stanów akomodacji: 0 D i 4 D. Z ich pomiarów wynika, że jakość obrazu siatkówkowego dla oka zakomodowanego jest bardzo podobna (nieznacznie tylko gorsza) do jakości obrazu oka niezakomodowanego. Szczegółowe różnice pomiędzy tymi dwoma funkcjami (dla 0 D i 4 D) zależą od badanego.

Pomimo, że akomodacja jest bardzo ważnym procesem związanym z narządem wzroku, wciąż jest jeszcze wiele znaków zapytania z nim związanym. Zadziwiająca jest sprawność oka podczas akomodacji – nigdy nie odczuwamy żadnych niedogodności związanych z przestrajaniem się soczewki podczas patrzenia na zmienne odległości. Jeśli mamy w ręku aparat z obiektywem zoom, to przy nastawianiu ostrości nie zawsze nam się udaje przekręcić obiektyw we właściwym kierunku. Mamy 50 % szans na odgadnięcie, w którą stronę powinno się wykonać obrót. Oko natomiast czyni to zawsze we właściwą stronę. Liczni badacze zastanawiali się, co jest bodźcem do akomodacji (Ittleson, 1950; Campbell, 1959; Smithline, 1974). Niewątpliwie istnieje kilka czynników: rozmycie obrazu siatkówkowego, zmiana kąta padania promieni i, co wydaje się być czynnikiem decydującym – aberracja chromatyczna oka. O roli aberracji chromatycznej jako podniecie akomodacyjnej pisał Ivanoff (Ivanoff, 1949), jednakże w ciągu ostatnich kilkunastu lat pojawiło się kilka ciekawych eksperymentów potwierdzających tę hipotezę (Aggarwala, 1995a; Aggarwala, 1995b; Aggarwala, 1995c; Kruger, 1995).

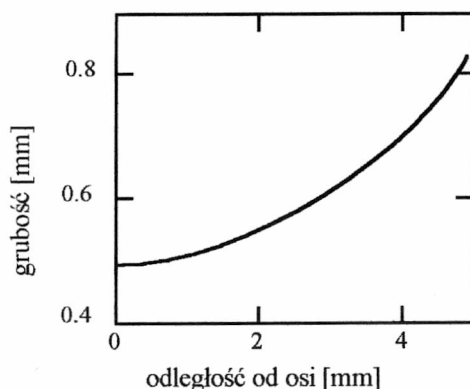
Rozdział 4

Teoretyczny model układu optycznego oka z powłokami izoindycjalnymi soczewki aproksymowanymi za pomocą powierzchni stożkowych

Postęp, który się dokonał w ciągu ostatnich dziesięcioleci w takich dziedzinach jak chirurgia refrakcyjna, projektowanie szkieł kontaktowych, progresywnych czy sztucznych soczewek ocznych wymaga od nas lepszego zrozumienia działania oka jako układu optycznego. Jednym z elementów poznania jest przeprowadzenie możliwie największej ilości eksperymentów, które dostarczają danych pomiarowych. Z drugiej strony ważnym jest umiejętność powiązania wszystkich faktów doświadczalnych w jeden spójny model. W niniejszym rozdziale zostanie skonstruowany i przetestowany model oka uwzględniający asferyczność wszystkich powierzchni łamiących oka (krzywe stożkowe) oraz powłokową strukturę soczewki. Zbadane zostanie, jaki wpływ na odwzorowanie mają różne, parametry charakteryzujące soczewkę, takie jak profil współczynnika załamania czy ilość powierzchni w soczewce. Do tej pory nie pojawiła się jeszcze w literaturze praca, w której by zostały sprawdzone te zależności. Następnie, dla ustalonych wartości parametrów przetestowany zostanie model układu optycznego oka.

4.1. Przyjęty kształt poszczególnych elementów oka

Sorsby *i in.* (Sorsby, 1957) wykonali serie pomiarów refrakcji oka na 1680 młodych pacjentach. 80 % badanych posiadało astygmatyzm mniejszy niż ± 0.5 D. Biorąc to pod uwagę w pracy nie rozważano rogówki jako powierzchni astygmatycznej na osi. Do zamodelowania kształtu obu powierzchni rogówki skorzystałam z równania (2.1). Jest to równanie krzywych obrotowych, które nie uwzględnia różnicy promieni krzywizn w płaszczyźnie merydionalnej i sagitalnej, czyli astygmatyzmu rogówki. Przegląd wyników pomiarów wierzchołkowego promienia krzywizny i parametru kształtu przedniej powierzchni rogówki zawarty został w tabeli 2.1. W rozważanym modelu dla przedniej powierzchni rogówki skorzystałam z danych przedstawionych w pracy Guillon *i in.* (Guillon, 1986). Przyjęłam wartości przedstawione w powyższej pracy, ponieważ wykonane zostały stosunkowo niedawno i przeprowadzono je na dużej liczbie osób. Zmierzona przez nich średnia wartość wierzchołkowego promienia krzywizny przedniej powierzchni (7.77 mm) jest zbliżona do średnich wartości mierzonych przez innych autorów. Wartość współczynnika asferyczności ε przyjęłam równą 0.8 (elipsoida pozioma), również zbliżoną do wartości mierzonych przez innych autorów. Wartość promienia krzywizny tylnej powierzchni rogówki przyjęłam, na podstawie pracy Royston *i in.* (Royston, 1990), równą 6.4 mm. Nie ma prac dotyczących bezpośredniego pomiaru kształtu tylnej powierzchni rogówki. Jej parametr kształtu można obliczyć biorąc pod uwagę fakt, że grubość rogówki w wierzchołku wynosi 0.52 mm i na brzegu (na wysokości 3.5 mm) 0.67 mm. Stąd wartość parametru ε wynosi 0.7 co, podobnie jak w przypadku przedniej powierzchni, odpowiada elipsoidzie poziomej. Zmianę grubości zaproponowanego modelu rogówki wraz z oddalaniem się od osi optycznej przedstawia rys. 4.1. Wartości parametrów opisujących geometrię rogówki przyjęte do modelu układu optycznego oka zostały przedstawione w tabeli 4.1.



rys. 4.1. Zmiana grubości rogówki z odległością od osi optycznej w proponowanym modelu oka

Tabela 4.1. Parametry opisujące geometrię przedniej i tylnej powierzchni rogówki..

<i>R przednia [mm]</i>	<i>ε przednia</i>	<i>R tylna [mm]</i>	<i>ε tylna</i>	<i>wierzchołkowa grubość [mm]</i>
7.77	0.8	6.4	0.7	0.52

Soczewka oka człowieka jest jednorodna tylko w obszarze jądra czyli, jak pokazali Pomerantzeff *i in.* (Pomerantzeff, 1972), do wysokości około 1 mm od osi optycznej. Pozostała część soczewki (kora) składa się z wielu powłok o różnych promieniach krzywizny i różnym współczynniku załamania. Jagger (Jagger, 1990) wykazał istnienie wewnątrz soczewki powierzchni izoindycjalnych (patrz *podrozdział 2.3.*). Kształt soczewki ludzkiej opisywany jest w literaturze poprzez wszystkie rodzaje krzywych stożkowych (patrz tabela 2.4.). Do skonstruowania modelu soczewki w niniejszym rozdziale zastosowałam procedurę podobną do tej, jakiej użył Smith *i in.* (Smith, 1991). Profil soczewki oka w przekroju sagitalnym jest opisany za pomocą połówek dwóch elips zszytych gładko na równiku (rysunek 4.2). Przednia i tylna powierzchnia mogą być zatem opisane równaniem (2.1). Do wyliczenia parametrów R i ε w równaniu (2.1) przedniej i tylnej powierzchni soczewki dla soczewki wykorzystałam częściowo wyniki Browna (Brown, 1974). Zastosowano je, gdyż były to pomiary *in vivo* wykonane na stosunkowo dużej grupie ludzi. Wierzchołkowy promień krzywizny przedniej i tylnej powierzchni soczewki przedstawianego modelu wynosi odpowiednio 12.8 mm i 7.1 mm.

Wartość współczynnika asferyczności dla przedniej powierzchni soczewki można obliczyć w następujący sposób. Korzystając z równania krzywych stożkowych w przekroju merydionalnym (rys. 2.3):

$$x^2 + \varepsilon \cdot z^2 - 2 \cdot R \cdot z = 0, \quad (4.1)$$

oraz z wyrażenia na promień krzywizny w dowolnym punkcie przekroju:

$$\rho = \frac{(1 + (z')^2)^{\frac{3}{2}}}{z''}, \quad (4.2)$$

można otrzymać równanie na współczynnik asferyczności, uzależnione od wartości promienia wierzchołkowego R oraz promienia ρ zmierzonego na wysokości x od osi optycznej:

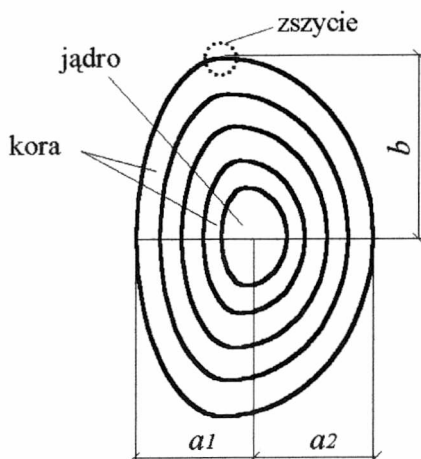
$$\varepsilon = \frac{R^2 + x^2 - (\rho \cdot R^2)^{\frac{2}{3}}}{x^2}. \quad (4.3)$$

Wstawiając do powyższego równania zmierzone przez Browna wartości R , ρ , x parametr kształtu przedniej powierzchni soczewki wynosi 9.35. Długości dużej i małej półosi (patrz rys. 4.2) oblicza się z zależności:

$$b = \frac{R}{\sqrt{\varepsilon}}, \quad a = \frac{R}{\varepsilon}. \quad (4.4)$$

Parametr kształtu tylnej powierzchni soczewki otrzyma się z założenia zszycia jej z przednią powierzchnią w płaszczyźnie równikowej (półosie b przedniej i tylnej powierzchni muszą być równe). Wartości parametrów opisujących geometrię modelu soczewki oka przedstawiono w tabeli 4.2.

Ponieważ brak jest informacji na temat wewnętrznej struktury soczewki, przy konstruowaniu powierzchni izoindycjalnych przyjął następujące założenie. Wszystkie powierzchnie należące do przedniej części soczewki opisywane są takim samym współczynnikiem asferyczności co powłoka wyznaczająca profil przedniej powierzchni soczewki, podobnie wszystkie powierzchnie stanowiące tylną część soczewki opisywane są jednym współczynnikiem asferyczności (tym, który wyznacza profil tylnej powierzchni soczewki). Nie jest znana dokładna liczba powłok wewnątrz soczewki, stąd jej maksymalną ilość oszacowano w następujący sposób. Korzystając z wartości parametrów opisujących geometrię soczewki oraz biorąc pod uwagę fakt, że grubość włókna soczewki wynosi około 6 μm (Trokel, 1962), można obliczyć, że maksymalna ilość powłok w soczewce wynosi 348 (174 powłoki w przedniej części soczewki i 174 powłoki w tylnej części soczewki).



rys. 4.2. Schematyczne przedstawienie modelu soczewki oka. Aby uzyskać asymetrię soczewki wzdłuż płaszczyzny równikowej, profil soczewki opisywany jest przez połówki dwóch elips zszytych gładko na równiku. Powłoki wewnątrz soczewki reprezentują powierzchnie o stałym współczynniku załamania (izoindycjalne).

Tabela 4.2. Parametry opisujące geometrie przedniej i tylnej powierzchni soczewki.

Przedstawiono również długości połówek osi głównych elips (patrz rys. 4.2).

	R_1 [mm]	ε_1	R_2 [mm]	ε_2	a_1 [mm]	a_2 [mm]	b [mm]
kora	12.8	9.35	-7.1	2.9	1.4	2.5	4.2
jądro	3.1	9.35	-1.7	2.9	0.3	0.6	1

4.2. Współczynniki załamania i dyspersja ośrodków oka

Ponieważ nie ma nowych badań dotyczących pomiaru współczynnika załamania rogówki człowieka, do modelu przyjęta została przeze mnie wartość 1.376 ze schematycznego oka Gullstranda (Gullstrand, 1924). Wartość współczynnika załamania cieczy wodnistej i ciała szklistego wynosi 1.336 (również na podstawie Gullstranda). W soczewce oka następuje wzrost współczynnika załamania z warstw korowych do jądra. Zmiana ta w modelu opisana została za pomocą funkcji eksponencjalnej (korzystano z niej również w pracy (Al. Ahdali, 1995):

$$n(i) = n_o + (n_c - n_o) \cdot \frac{1 - \exp(-\beta(i-1))}{1 - \exp(-\beta(N-1))}, \quad (4.5)$$

gdzie $n(i)$ jest współczynnikiem załamania i -tej powierzchni, n_o i n_c są współczynnikami załamania odpowiednio jądra i kory soczewki ($n_o = 1.386$, $n_c = 1.406$), N jest ilością powierzchni, β parametrem opisującym profil rozkładu współczynnika załamania. Równanie jest tak skonstruowane, że zachowując niezmiennione wartości brzegowe n_o i n_c można modyfikować przebieg współczynnika załamania wewnątrz soczewki poprzez zmianę wartości parametru β . Na rysunku 4.3 przedstawiono, jak zmienia się współczynnik załamania z warstwy do warstwy dla kilku wartości parametru β .

Do zamodelowania aberracji chromatycznej oka konieczne jest uwzględnienie dyspersji poszczególnych jego ośrodków. Generalnie przyjmuje się (patrz *podrozdział 2.2*), że dyspersja rogówki i cieczy ocznych jest zbliżona do dyspersji wody, natomiast dyspersja soczewki jest większa niż dyspersja wody, szczególnie w niebieskiej części widma. W związku z tym w pracy założono, że dyspersja rogówki, cieczy wodnistej i ciała szklistego jest taka, jak dyspersja wody. W celu wyznaczenia równania dyspersji wody, skorzystałam z wartości współczynników załamania wody destylowanej dla kilku różnych długości fali zawartych w tablicach fizyczno – astronomicznych. Następnie wyniki aproksymowałam równaniem Herzbergera w postaci:

$$n(\lambda) = a_0 + a_1 \cdot \lambda^2 + \frac{a_2}{\lambda^2 - 0.035}. \quad (4.6)$$

Obliczone współczynniki a_0 , a_1 i a_2 dla wody destylowanej wynoszą odpowiednio: 1.3300, -0.007822, 0.001802. Korzystając z wiadomości, że współczynnik załamania wody dla długości fali 550 nm wynosi 1.333, równanie (4.6) może zostać napisane w następującej postaci:

$$n_{woda}(\lambda) = n_{woda}(0.55) - 0.002959 - 0.007822 \cdot \lambda^2 + \frac{0.001802}{\lambda^2 - 0.35}. \quad (4.7)$$

Zakładając, że dyspersja rogówki i cieczy ocznych jest taka jak dyspersja wody, równanie (4.7) można przepisać w postaci:

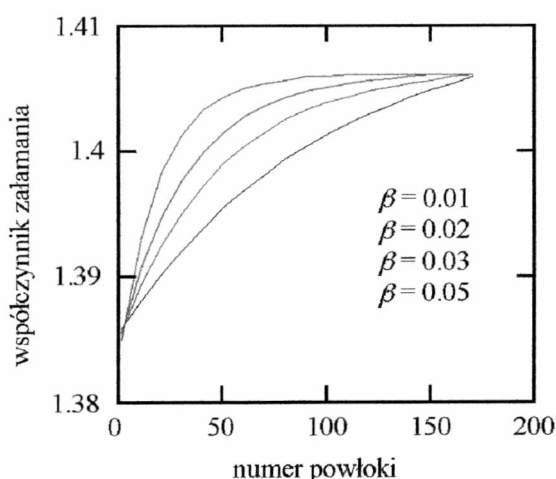
$$n_{rog, ciecz}(\lambda) = n_{rog, ciecz}(0.55) - 0.002959 - 0.007822 \cdot \lambda^2 + \frac{0.001802}{\lambda^2 - 0.35}. \quad (4.8)$$

Soczewka jest bardziej dyspersyjna niż woda. Korzystając z danych przedstawionych w pracy Palmer *i in.* (Palmer, 1981) oraz Sivak *i in.* (Sivak, 1982), znaleziono następujące równania dyspersji kory i jądra soczewki.

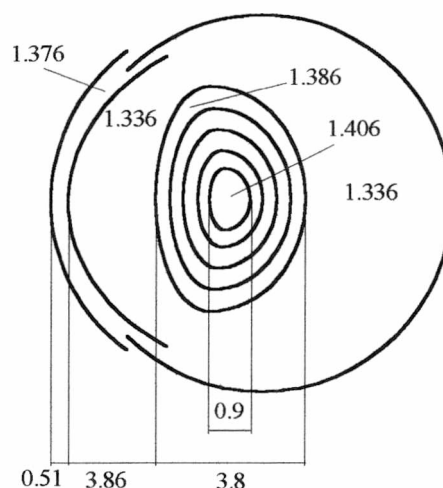
$$n_{kora}(\lambda) = n(0.55) - 0.019 + 0.0055 \cdot \lambda^2 + \frac{0.00447}{\lambda^2 - 0.35}, \quad (4.9)$$

$$n_{jadro}(\lambda) = n(0.55) - 0.018 + 0.00961 \cdot \lambda^2 + \frac{0.00407}{\lambda^2 - 0.35}. \quad (4.10)$$

Na rys 4.4 przedstawiony został schemat rozważanego w pracy układu optycznego oka.



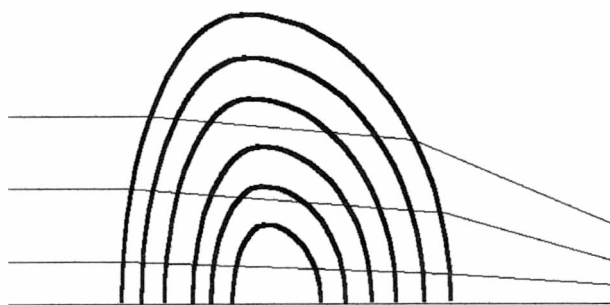
rys. 4.3. Rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki (na podstawie równania 4.5) dla różnych wartości parametru β .



rys. 4.4. Schemat rozważanego w pracy układu optycznego oka; rogówka przybliżana dwoma powierzchniami stożkowymi (elipsoidami), w soczewce uwzględniona struktura powłokowa.

4.3. Procedura obliczeniowa

Do przetestowania tak skonstruowanego układu optycznego oka wykorzystałam algorytmy przedstawione w *Dodatku*. Wiązka promieni równoległych pada na pierwszą powierzchnię rogówki. Każdy promień jest załamany na każdej powierzchni zgodnie z prawem Snella. W programie zwracana jest uwaga na fakt, że część promieni nie przechodzi przez wszystkie powierzchnie w soczewce (patrz rys. 4.5). Na początku obliczeń przetestowano, jaki wpływ na charakterystyki refrakcyjne układu (podłużną aberrację sferyczną i płaszczyzną obrazu) mają takie parametry jak profil współczynnika załamania i ilość powłok w soczewce. Następnie tak dobrano parametr β w równaniu (4.5), aby obraz znajdował się na siatkówce (czyli w odległości 24 mm od pierwszej powierzchni rogówki dla wiązki promieni o średnicy 2 mm). Do przetestowania modelu układu optycznego oka obliczone zostały: położenie płaszczyzny obrazu (zdefiniowana jako płaszczyzna, w której średnica spotdiagramu jest najmniejsza), podłużna aberracja sferyczna, aberracja chromatyczna oraz funkcja przenoszenia kontrastu. Sposób, w jaki obliczałam bieg promienia przez układ optyczny został przedstawiony w *Dodatku*.



rys 4.5. Schematyczne przedstawienia biegu promieni przez powłokową strukturę soczewki oka: promienie położone dalej od osi optycznej przechodzą przez mniejszą ilość powłok niż promienie położone bliżej osi.

W celu znalezienia punktowej funkcji rozmycia oraz funkcji przenoszenia kontrastu wyznaczany jest w programie rozkład fazy $\phi(x, y)$ w płaszczyźnie (x, y) układu optycznego oka (rys. 4.6). Dla każdego zadanego w układzie promienia świetlnego i została obliczona faza φ w płaszczyźnie (x, y) :

$$\varphi_i = \frac{2\pi}{\lambda} \sum_{k=1}^N n_k \cdot t_k, \quad (4.11)$$

gdzie sumowanie odbywa się po wszystkich powierzchniach załamujących, n_k jest współczynnikiem załamania k -tej powierzchni załamującej, t_k jest drogą geometryczną promienia w ośrodku o współczynniku załamania n_k , λ jest długością fali światła. Otrzymałam w ten sposób dyskretny zbiór danych (x_i, y_i, φ_i) , w których φ_i jest fazą w punkcie (x_i, y_i) (rys. 4.6). Mając wyznaczoną fazę dla wszystkich promieni, aproksymowano ją metodą najmniejszych kwadratów, za pomocą wielomianu siódmego stopnia, dostając w ten sposób ciągły rozkład fazy $\varphi(x, y)$ [obszerne omówienie, zastosowanego w niniejszej rozprawie, sposobu aproksymacji znajduje się w pracy (Lewkowicz, 1998)]. Amplituda zespolona w płaszczyźnie (x, y) układu jest wówczas proporcjonalna do wyrażenia $\exp\{i \cdot \varphi(x, y)\}$. Zdefiniowałam funkcję źrenicową $P(x, y)$ w następujący sposób:

$$P(x, y) = \begin{cases} \exp[i \cdot \varphi(x, y)] & \text{dla } (x, y) \leq d \\ 0 & \text{dla } (x, y) > d \end{cases}, \quad (4.12)$$

gdzie d jest średnicą wiązki promieni świetlnych w płaszczyźnie (x, y) układu oka. Mając zdefiniowaną funkcję źrenicową obliczyłam amplitudę zespoloną $U(\xi, \eta)$ w płaszczyźnie obrazu (ξ, η) stosując przybliżenie Fresnela całki dyfrakcyjnej Fresnela-Kirchoffa (rys. 4.6):

$$U(\xi, \eta) = K \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(x, y) \cdot \exp\left\{\frac{ikn}{2z} [(\xi - x)^2 + (\eta - y)^2]\right\} dx dy. \quad (4.13)$$

W powyższym wzorze n jest współczynnikiem załamania za płaszczyzną (x, y) , czyli współczynnikiem załamania ciała szklстого i wynosi 1.336. Natężeniowa punktowa funkcja rozmycia jest kwadratem modułu amplitudy zespolonej:

$$h(\xi, \eta) = |U(\xi, \eta)|^2. \quad (4.14)$$

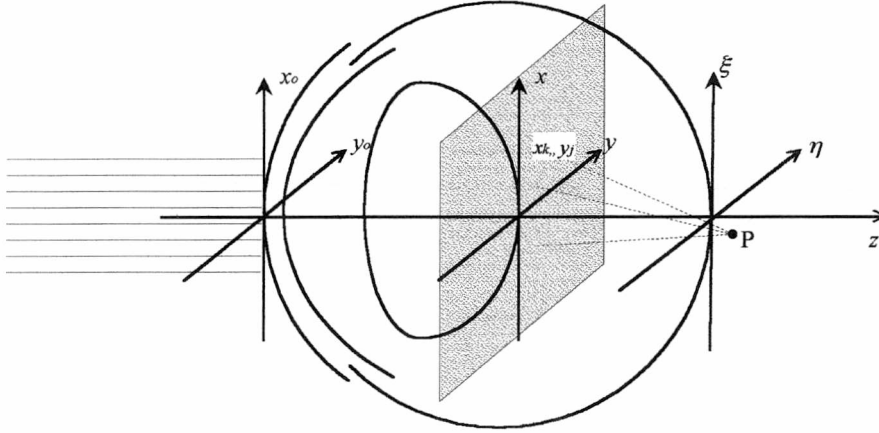
W celu wyznaczenia natężenia (4.14) wyznaczałam rzeczywistą UR i urojoną UI część amplitudy zespolonej w danym punkcie $P(\xi, \eta)$ płaszczyzny obrazu z następujących równań (Masajada J, 1999; Nowak, 1997a):

$$UR(\xi, \eta) = \sum_{k=1}^M \sum_{j=1}^M \cos\left[\varphi(x_k, y_j) + \frac{\pi \cdot n}{\lambda z} ((\xi - x_k)^2 + (\eta - y_j)^2)\right], \quad (4.15)$$

$$UI(\xi, \eta) = \sum_{k=1}^M \sum_{j=1}^M \sin\left[\varphi(x_k, y_j) + \frac{\pi \cdot n}{\lambda z} ((\xi - x_k)^2 + (\eta - y_j)^2)\right]. \quad (4.16)$$

Wówczas natężenie w punkcie P dane jest przez wyrażenie:

$$I(P) = UR(\xi, \eta)^2 + UI(\xi, \eta)^2. \quad (4.17)$$



rys.4.6. Uogólniony model układu optycznego oka.

Ilość punktów M była dobrana w ten sposób, aby obliczenie były stabilne, tzn., aby zwiększenie wartości M nie powodowało zmiany wyniku obliczeń. Niekoherentna optyczna funkcja przenoszenia została wyznaczona jako transformata Fouriera natężeniowej punktowej funkcji rozmycia w płaszczyźnie obrazu charakteryzującej się maksymalną liczbą Strehla:

$$H(f_x, f_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(\xi, \eta) \cdot \exp\{-2\pi i \cdot (\xi \cdot f_x + \eta \cdot f_y)\} d\xi d\eta, \quad (4.18)$$

gdzie f_x i f_y są częstościami przestrzennymi, związanymi ze współrzędnymi (x, y) poprzez zależności:

$$f_x = \frac{x}{\lambda \cdot d}, \quad f_y = \frac{y}{\lambda \cdot d}, \quad (4.19)$$

gdzie d jest odległością płaszczyzny (x, y) od płaszczyzny obrazu (ξ, η) , λ jest długością fali światła. Dla optycznej funkcji przenoszenia, stosuje się normowanie względem zerowych częstości przestrzennych ($f_x = 0$, $f_y = 0$). Zatem wyrażenie na unormowaną optyczną funkcję przenoszenia jest następujące:

$$H(f_x, f_y) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(\xi, \eta) \cdot \exp\{-2\pi i \cdot (\xi \cdot f_x + \eta \cdot f_y)\} d\xi d\eta}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(\xi, \eta) d\xi d\eta}. \quad (4.20)$$

Funkcję przenoszenia kontrastu definiuje się jako moduł optycznej funkcji przenoszenia $|H(f_x, f_y)|$. W pracy układ optyczny oka porównywano z układem bezaberracyjnym (układem optycznym w którym znajduje się tylko przysłona kołowa). Wówczas obrazem punktu wiązki przechodzącej przez źrenicę kołową jest funkcja Bessela pierwszego rzędu podzielona przez argument. W pracy policzyłam również, jak wygląda obraz gwiazdy Siemens'a dawany poprzez rozpatrywany układ optyczny oka. Wykorzystywana do obliczeń gwiazda składała się z 26 ramion a jej rozmiar wynosił 300/300 punktów. W optyce falowej relacja pomiędzy przedmiotem (w naszym przypadku gwiazdą Siemens'a) a obrazem dawanym przez układ optyczny jest następująca (Goodman, 1968):

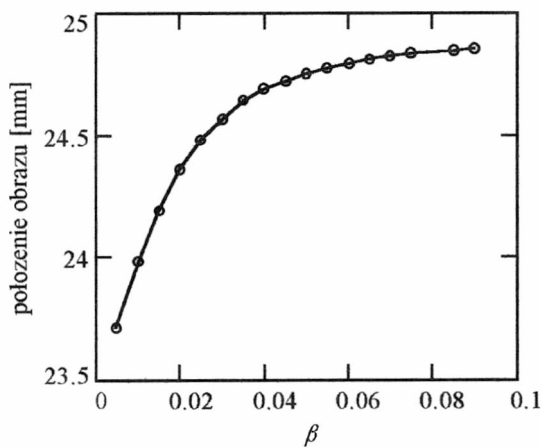
$$U_o(\xi, \eta) = h(\xi, \eta) \otimes U_g(\xi, \eta), \quad (4.21)$$

gdzie symbol $\otimes$ jest oznaczeniem operacji splotu, $U_o(\xi, \eta)$ jest rozkładem amplitudy w płaszczyźnie obrazu, $h(\xi, \eta)$ jest punktową funkcją rozmycia charakteryzującą rozpatrywany układ optyczny, $U_g(\xi, \eta)$ jest rozkładem amplitudy w obrazie wyznaczonym na podstawie praw optyki geometrycznej (obraz geometryczny jest powiększoną lub pomniejszoną kopią przedmiotu). W pracy korzystałam z procedury splotu zdefiniowanej w programie Mathcad 7.0 Professional.

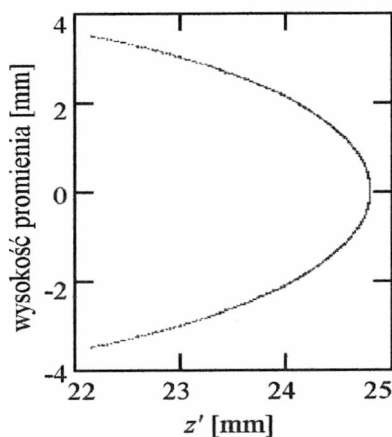
4.4. Wpływ profilu współczynnika załamania i ilości powłok wewnątrz soczewki na charakterystyki modelu układu optycznego oka

Na rysunku 4.7 przedstawiono obliczoną zależność pomiędzy położeniem płaszczyzny obrazu a rozkładem współczynnika załamania wewnątrz soczewki (opisywanego parametrem β w równaniu 4.5). Położenie płaszczyzny obrazu liczone jest od pierwszej powierzchni rogówki. Im większa jest wartość parametru β tym dalej od układu znajduje się płaszczyzna obrazu. Zatem moc łamiąca układu maleje wraz ze wzrostem wartości β . Własność ta zgodna jest z wynikami przedstawionymi w pracy (Smith, 1991). Zależność aberracji sferycznej modelu oka od rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki pokazana została na rysunkach 4.8 i 4.9. Rysunek 4.8 przedstawia typowy wykres aberracji sferycznej dla wartości $\beta > 0.03$ (narysowany został dla $\beta = 0.05$). W tym przypadku w układzie promienie brzegowe załamane są silniej niż przyosiowe. Nieoczekiwane efekty pojawiają się gdy wartość parametru β jest mniejsza niż 0.03. Dla przykładu na rys. 4.9a przedstawiono wykres

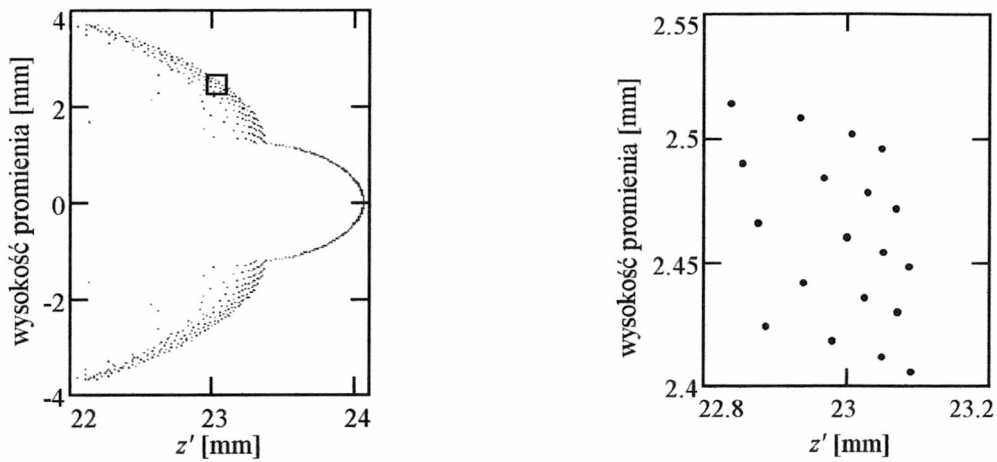
aberracji sferycznej gdy $\beta = 0.01$. Można na nim wyróżnić dwie części. Część przyosiowa jest podobna do rys. 4.8 i przedstawia promienie które przechodzą przez jądro soczewki. Charakterystyczne „skrzydła” są wynikiem załamania przez korę soczewki. Aby lepiej zaprezentować strukturę „skrzydeł” niewielki obszar z rysunku 4.9a (zaznaczony kwadratem) przedstawiono na osobnym wykresie (rys. 4.9b). Widać na nim, że promienie przechodzące przez korę soczewki na różnych wysokościach przecinają oś optyczną w tych samych punktach. Przejście takich promieni przez układ zostało schematycznie przedstawione na rysunku 4.10. Układ optyczny oka, w którym profil współczynnika załamania opisywany jest parametrem β o wartości mniejszej niż 0.03 posiada kilka płaszczyzn obrazowych.



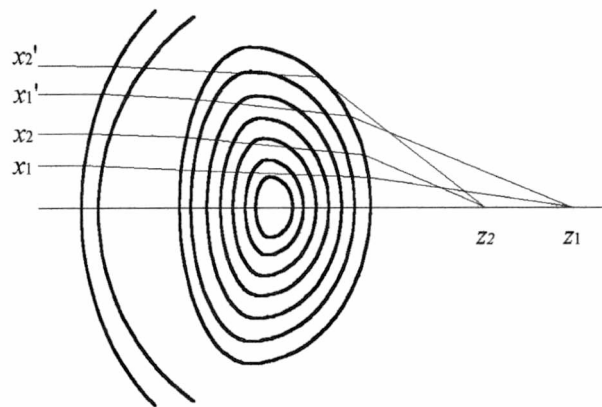
rys. 4.7. Położenie płaszczyzny obrazu w funkcji parametru β



rys. 4.8. Wykres aberracji sferycznej układu optycznego oka, gdy profil współczynnika załamania wewnątrz soczewki opisywany jest $\beta = 0.05$

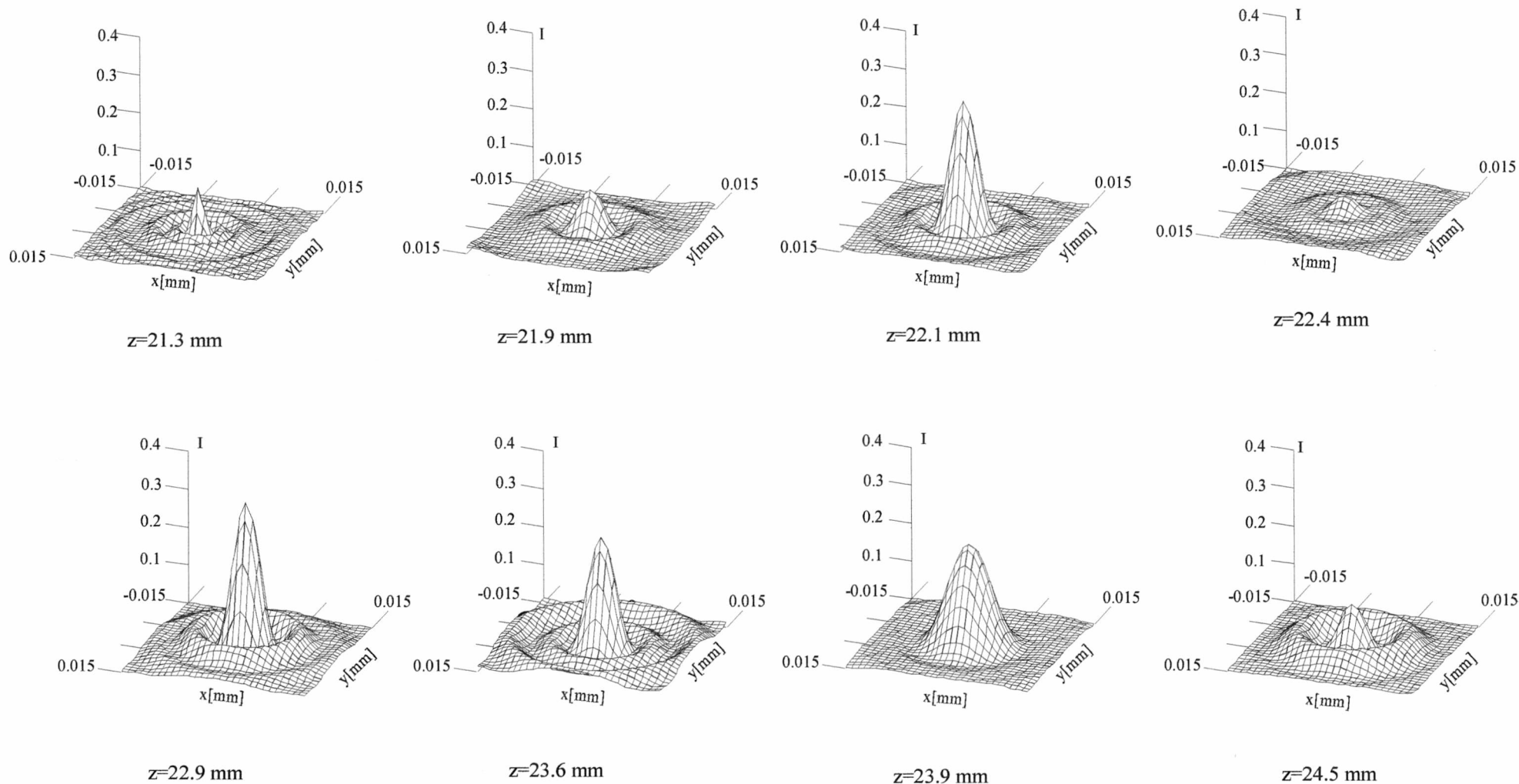


rys 4.9. a) Wykres aberracji sferycznej układu optycznego oka, gdy profil współczynnika załamania wewnątrz soczewki opisywany jest $\beta = 0.01$, b) powiększenie obszaru zaznaczonego kwadratem na rys. 4.8a.

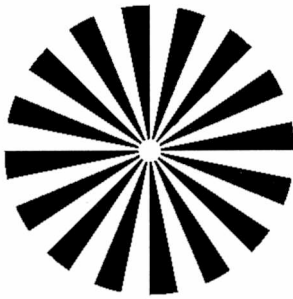


rys. 4.10. Schematyczne przedstawienie wieloogniskowego charakteru soczewki powłokowej

Na rysunku 4.11 przedstawiono wygląd punktowej funkcji rozmycia w kilku płaszczyznach przestrzeni obrazowej dla przypadku gdy rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki jest opisany parametrem $\beta = 0.01$. Rysunek 4.12 przedstawia obliczony numerycznie obraz gwiazdy Siemens, dla oświetlenia niekoherentnego, odpowiadający tym funkcjom. Widać, że w tym przypadku w przestrzeni obrazowej występuje kilka płaszczyzn,

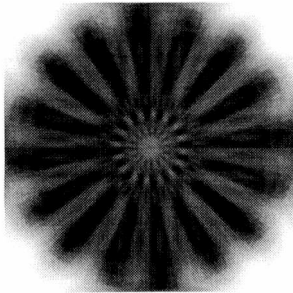
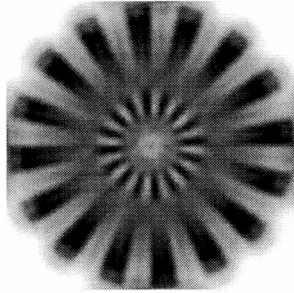
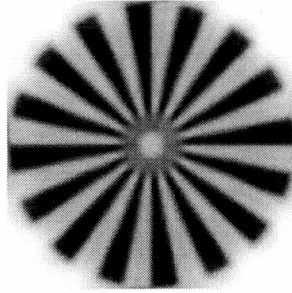
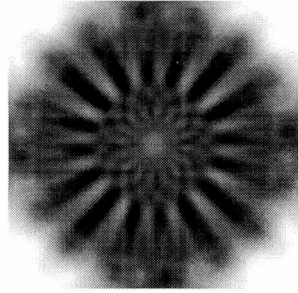
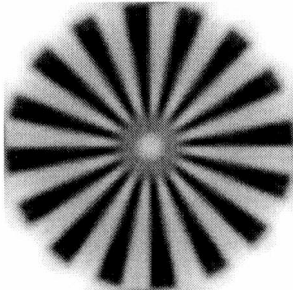
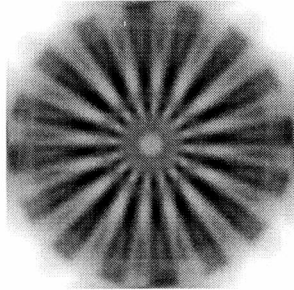
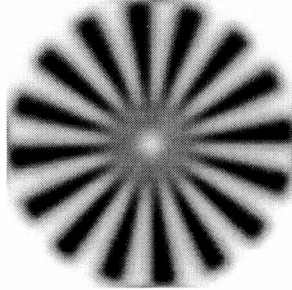
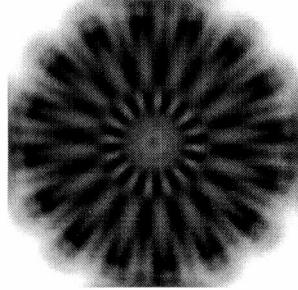
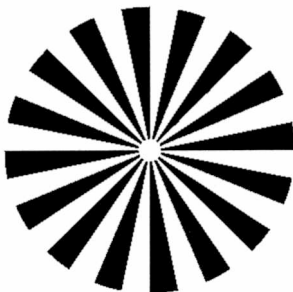


rys. 4. 11. Punktowa funkcja rozmycia teoretycznego układu optycznego oka ($\beta=0.01$, średnica źrenicy 3mm, $\lambda=550\text{nm}$) w kilku wybranych płaszczyznach przestrzeni obrazowej. Przed i za przedstawionym obszarem następuje stopniowe pogorszenie punktowej funkcji rozmycia. Położenia, w których punktowa rozmycia osiąga lokalne maksima poprzedzielane są obszarami o gorszej jakości odwzorowania.



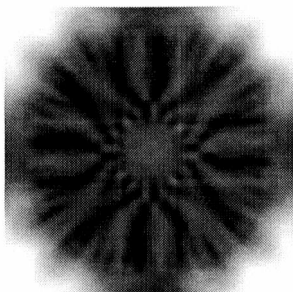
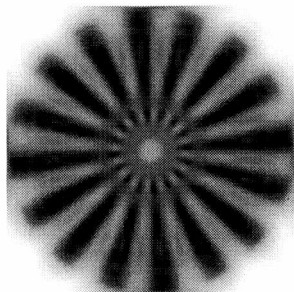
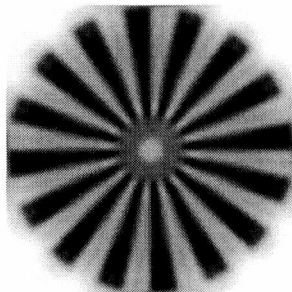
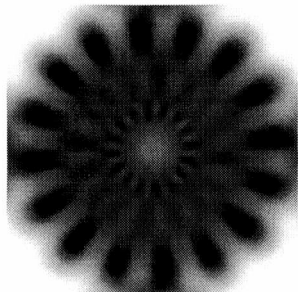
przedmiot

rys. 4.12. Obraz gwiazdy Siemens w kilku wybranych położeniach wewnątrz obszaru przestrzeni obrazowej układu optycznego oka, współczynnik załamania wewnątrz soczewki $\beta = 0.01$.

 $z=21.3$ mm $z=21.9$ mm $z=22.1$ mm $z=22.4$ mm $z=22.8$ mm $z=23.6$ mm $z=23.9$ mm $z=24.5$ mm

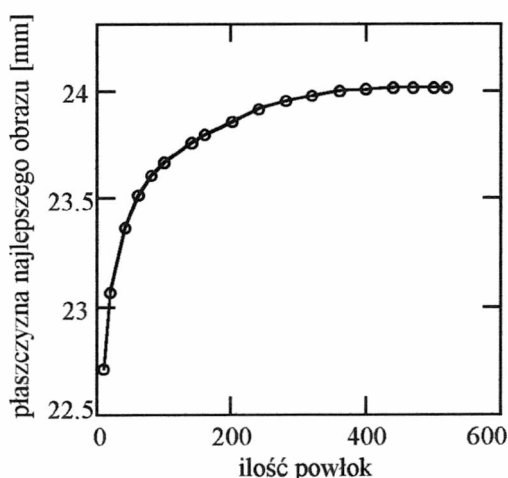
przedmiot

rys. 4.13. Obraz gwiazdy Siemens w kilku wybranych obszarach przestrzeni obrazowej układu optycznego oka, współczynnik załamania wewnątrz soczewki $\beta = 0.05$.

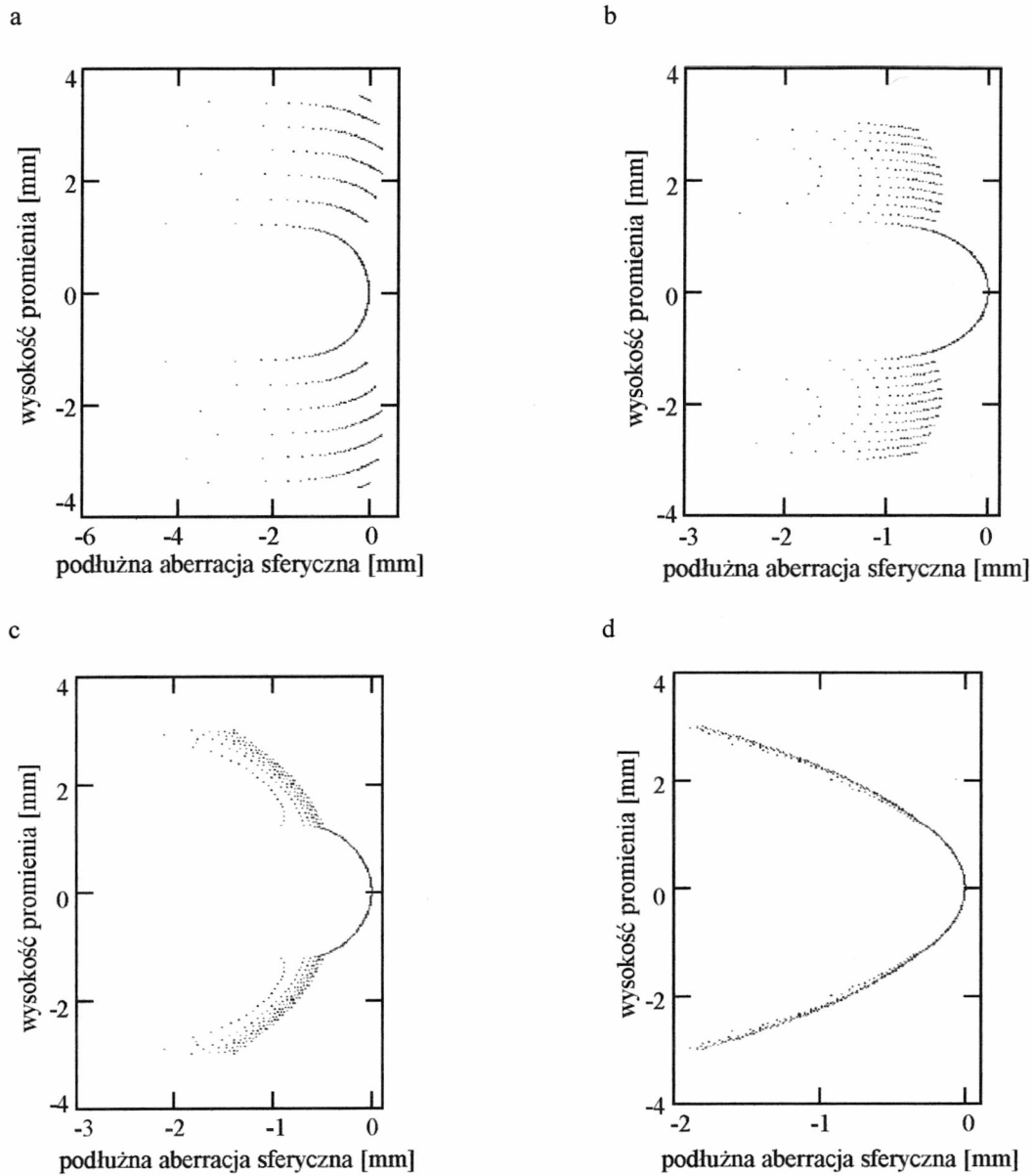
 $z=22.9$ mm $z=23.3$ mm $z=23.85$ mm $z=24.6$ mm

w których obraz jest stosunkowo dobry, poprzedzielanych płaszczyznami o gorszym obrazie. Poza tym obszarem następuje stopniowe pogorszenie jakości obrazu. Dla porównania na rys. 4.13 pokazano, jak wygląda obliczony numerycznie obraz gwiazdy Siemens'a, gdy $\beta = 0.05$. Zarówno za, jak i przed płaszczyzną obrazu następuje stopniowe pogorszenie obrazu.

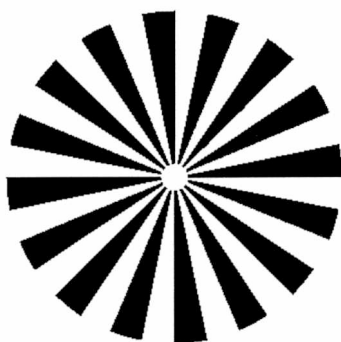
Rysunek 4.14 przedstawia obliczoną zależność pomiędzy ilością powłok wewnątrz soczewki a położeniem płaszczyzny obrazu w przypadku gdy $\beta = 0.01$. Ilość powłok w soczewce zwiększana była od wartości 10 do 500 (odpowiadało to zmniejszaniu grubości warstwy od 0.1 mm do 4 μm). Gdy liczba powłok w soczewce zwiększa się, położenie płaszczyzny obrazu przesuwa się dalej od układu. Ciekawym jest fakt, że jeśli ilość powłok jest większa niż 350, to prawie nie występuje przesunięcie płaszczyzny obrazu. Stabilizacja położenia obrazu występuje dla grubości powłoki wewnątrz soczewki około 6 μm , co odpowiada rzeczywistej grubości włókna soczewki. Rysunki 4.15 a-d przedstawiają wykres aberracji sferycznej dla układu optycznego oka z odpowiednio 20, 50, 100 -200 powłokami (dla przypadku gdy $\beta = 0.05$). Dla soczewki, w której jest niewielka liczba powłok pojawiają się również charakterystyczne „skrzydła”, mówiące o wieloogniskowym zachowaniu takiego układu. Wraz ze wzrostem liczby powłok wykres aberracji sferycznej stopniowo się wygładza. Na rys. 4.16 przedstawiono obraz gwiazdy Siemens'a w kilku wybranych płaszczyznach obrazu dawany przez układ optyczny oka, w którym soczewka składa się z 20 powłok. W tym przypadku, podobnie jak na rys. 4.12 płaszczyzny o stosunkowo dobrym obrazie są poprzedzielane płaszczyznami, w których obraz jest gorszy.



rys. 4.14. Położenie płaszczyzny obrazu w funkcji ilości powłok ($\beta = 0.01$).

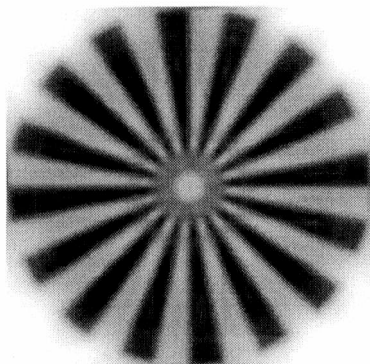
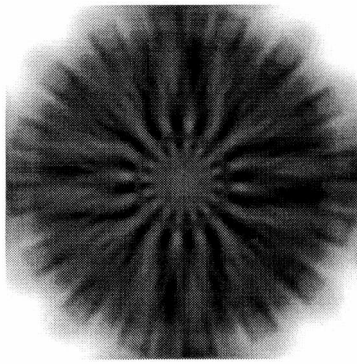
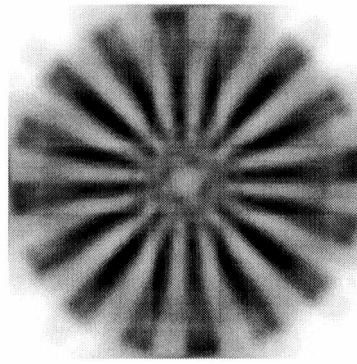
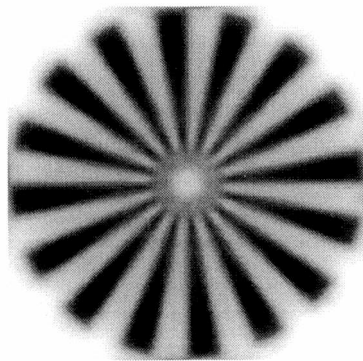
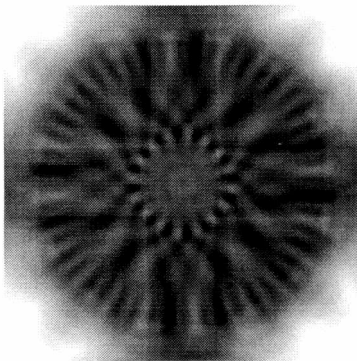
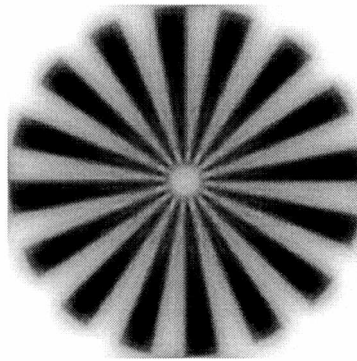
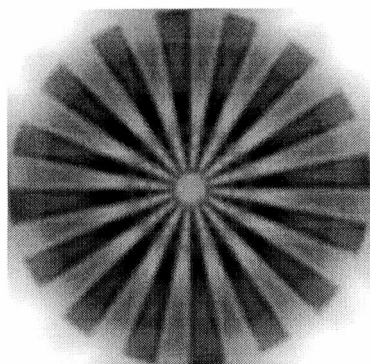
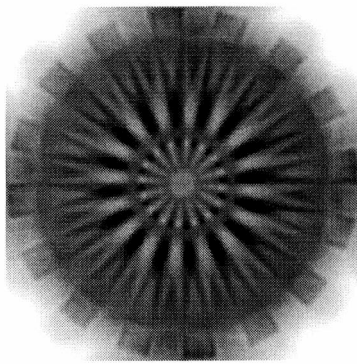
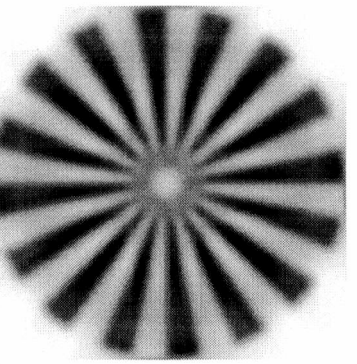


rys. 4.15. Wykres aberracji sferycznej układu optycznego oka, gdy soczewka oka zawiera odpowiednio a) 20, b) 50, c) 100, d) 200 powłok ($\beta = 0.05$).



przedmiot

rys. 4.16. Obraz gwiazdy Siemens w kilku wybranych położeniach wewnątrz obszaru przestrzeni obrazowej układu optycznego oka, wewnątrz soczewki 20 powłok. Przed i za tym obszarem następuje pogorszenie obrazu.

 $z=20.7$ mm $z=20.9$ mm $z=21.4$ mm $z=21.8$ mm $z=22.1$ mm $z=22.7$ mm $z=22.9$ mm $z=23.1$ mm $z=23.4$ mm

4.5. Model układu optycznego oka z kształtem soczewki aproksymowanym elipsoidami

Z zależności pomiędzy położeniem obrazu a parametrem β (rys. 4.7) dostajemy, że dla wartości $\beta = 0.01$ równoległa wiązka promieni o średnicy 2mm skupiana jest na siatkówce, czyli w odległości 24 mm od pierwszej powierzchni rogówki (tyle średnio wynosi długość gałki ocznej). Mając zdefiniowany układ optyczny oka, można zbadać, jakie są jego właściwości refrakcyjne.

Na początku, korzystając z procedur paraksjalnego biegu promienia, obliczony został układ zastępczy przedstawianego układu: moc łamiąca, położenie punktów głównych i węzłowych oraz długości ogniskowych. Obliczenia te można wykonać w następujący sposób: mając wysokości i kąty padania promienia paraksjalnego na pierwszej i ostatniej powierzchni, odpowiednio $\alpha_1=0$, h_1 , α_{k+1} , h_k oblicza się długość ogniskowej obrazowej f' oraz zbiegowej ogniskowej $s'_{F'}$ (rys. 4.17):

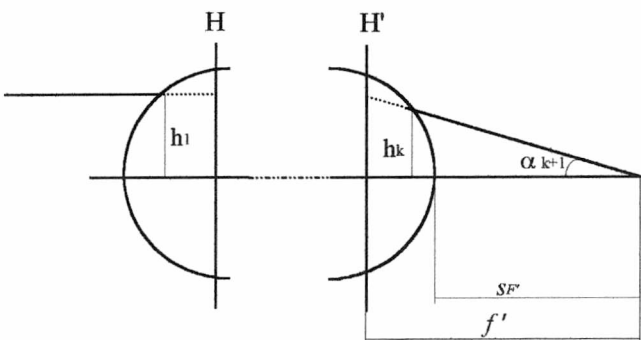
$$f' = \frac{h_1}{\alpha_{k+1}}, \quad (4.22)$$

$$s'_{F'} = \frac{h_k}{\alpha_{k+1}}. \quad (4.23)$$

Płaszczyzna główna obrazowa znajduje się w odległości $s_{H'} = f' - s'_{F'}$ od ostatniej powierzchni w układzie. Rachunki dla przestrzeni przedmiotowej (f , s_F oraz s_H) wykonano w analogiczny sposób, odwracając kolejność powierzchni w układzie. Położenie punktów węzłowych znaleziono z następujących zależności:

$$s_{N'} = s'_{F'} + f, \quad s_N = s_F - f'. \quad (4.24)$$

(Por: Nowak, 1997– Zad. 3.4 str. 59 oraz Hodam, 1977–rozd. 3.2 str. 45-48). Znalezione w ten sposób wielkości, dla całego oka jak i poszczególnych jego elementów, zebrane zostały w tabeli 4.3.



rys. 4.17. Rysunek pomocniczy do znalezienia wielkości paraksjalnych układu składającego się z k -powierzchni.

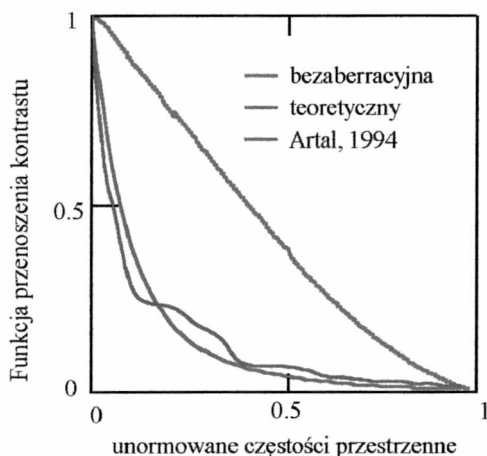
Tabela 4.3. Układ zastępczy numerycznego modelu oka, położenie punktów kardynalnych podane są względem pierwszej powierzchni rogówki.

Oko	moc łamiąca	59.95 D
	położenie punktu głównego przedmiotowego	1.57 mm
	położenie punktu głównego obrazowego	1.78 mm
	ogniskowa przedmiotowa	-16.68 mm
	ogniskowa obrazowa	22.29 mm
	położenie punktu węzłowego przedmiotowego	7.18 mm
	położenie punktu węzłowego obrazowego	7.38 mm
Rogówka	moc łamiąca	44.68 D
	położenie punktu głównego przedmiotowego	-0.053 mm
	położenie punktu głównego obrazowego	-0.055 mm
	ogniskowa przedmiotowa	-22.38 mm
	ogniskowa obrazowa	29.90 mm
Soczewka	moc łamiąca	19.62 D
	położenie punktu głównego przedmiotowego	6.57 mm
	położenie punktu głównego obrazowego	6.72 mm
	ogniskowa przedmiotowa	-68.10 mm
	ogniskowa obrazowa	68.10 mm

Następnym krokiem było znalezienie wykresu aberracji sferycznej oraz funkcji przenoszenia kontrastu. Aberracja sferyczna modelu oka z wartością parametru $\beta=0.01$ została przedstawiona na rys. 4.9 a. Obliczona wartość podłużnej aberracji sferycznej dla tego modelu przeliczona na dioptrie wynosi około 4 D. Jest to wartość większa niż średnie wartości zmierzone eksperymentalnie (przegląd wyników eksperymentalnych zawarty został w tabeli 2.6, wartości aberracji sferycznej całego oka u różnych badanych mieściły się w zakresie 0 – 2 D).

Dla modelu oka obliczyłam funkcję przenoszenia kontrastu (MTF) dla średnicy źrenicy 3 mm (rys 4.18). MTF została obliczona w płaszczyźnie przestrzeni obrazowej o maksymalnej liczbie Strehla. Wyniki porównano z danymi otrzymanymi eksperymentalnie przez Artala *i in.* (Artal, 1994) oraz z układem bezaberracyjnym. Funkcja przenoszenia

kontrastu obliczona teoretycznie jest nieznacznie gorsza od funkcji przenoszenia kontrastu wyznaczonej eksperymentalnie.



rys. 4.18. Porównanie funkcji przenoszenia kontrastu modelu układu optycznego oka dla średnicy źrenicy 3 mm z układem bezaberracyjnym oraz z krzywą uzyskaną eksperymentalnie (Artal, 1994).

4.6. Podsumowanie

Przeglądając literaturę zajmującą się zagadnieniem teoretycznego modelowania układu optycznego oka okazuje się, że brak jest modelu uwzględniającego skomplikowaną strukturę jego elementów i odzwierciedlającego jednocześnie właściwości optyczne oka w różnych stanach akomodacji. Część prac korzystała z procedur paraksjalnego biegu promienia (Gullstrand, 1924, Blaker, 1980) lub proponowała model schematyczny, składający się z czterech powierzchni łamiących (Gullstrand, 1924; Le Grand, 1980; Lotmar, 1971; Navarro, 1985). Jedyne modele, w których założono zarówno asferyczny kształt powierzchni soczewki oraz zmienny rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki zostały zaproponowane w (Smith, 1991; Liou, 1997). Wyniki przedstawione w niniejszym rozdziale zostały zaprezentowane w pracach (Popiołek-Masajada, 1998, Popiołek-Masajada, 1999a).

Jeśli chce się dobrze zrozumieć właściwości optyczne oka, niezbędnym jest szczegółowe zbadanie właściwości i wkładu soczewki oka. W tej części swojej pracy sprawdziłam jaki wpływ na charakterystyki refrakcyjne oka (położenie obrazu i aberrację sferyczną) mają takie parametry soczewki jak rozkład współczynnika załamania i ilość powłok w soczewce (*podrozdział 4.2.4*). O ile mi wiadomo, nikt do tej pory tego nie badał [poza pracą (Smith, 1991), w której testowano jedynie wpływ rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki na moc optyczną układu]. Analiza ta pokazuje, że złożona budowa soczewki oka nie jest przypadkowa. Złożoność ta bowiem daje naturze możliwości „manipulowania” właściwościami optycznymi oka. Jedną z zalet gradientu współczynnika załamania wewnątrz soczewki jest to, że pozwala on na skonstruowanie elementu łamiącego o dużej mocy łamiącej z materiału o małym współczynniku załamania, co jest ważnym

czynnikiem w przypadku struktur biologicznych. Jeśli chcielibyśmy skonstruować układ o takiej samej mocy łamiącej ale o stałym współczynniku załamania, wówczas współczynnik załamania soczewki musiałby wynosić 1.43. Jest to wartość większa niż zakładana w modelu wartość współczynnika załamania jądra soczewki. Największa wartość współczynnika załamania znajduje się w jądrze soczewki, które jest zbite i twarde. Konstrukcja soczewki z materiału o dużym współczynniku załamania utrudniałaby zatem łatwą zmianę jej kształtu, co z kolei utrudniałoby możliwości akomodacji oka. Bardzo interesującą cechą wydaje się być fakt, że dla pewnych profili współczynnika załamania soczewka posiada kilka płaszczyzn obrazowych. Podobny efekt uzyskuje się dla małej ilości powłok w modelu soczewki oka. Takiego efektu nie da się uzyskać w przypadku soczewki o jednorodnym współczynniku załamania. Jeśliby taka sytuacja rzeczywiście miała miejsce w przypadku soczewki oka, wówczas oko „miałoby” ułatwione zadanie ostrego odwzorowywania obrazu na siatkówce. Jak pokazano bowiem we wcześniejszych pracach, istnieje duża różnorodność budowy oka u poszczególnych ludzi (Howcroft, 1971) i jednocześnie duża różnorodność jakości odwzorowania układu optycznego oka [np. duża różnorodność w mierzonych aberracjach sferycznych u poszczególnych badanych; (Koomen, 1949)]. Taka cecha rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka może być również wskazówką dla projektowania sztucznych soczewek. Ludzie po operacyjnym usunięciu soczewki oka praktycznie nie mają możliwości akomodowania. Konstrukcja sztucznej soczewki posiadającej kilka płaszczyzn obrazowych w pewnym zakresie mogłaby im „umożliwić akomodację”. Jak pokazano w *podrozdziale 5.2.4* wraz ze zmianą rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki zmienia się również wartość aberracji sferycznej oka. Ponieważ parametry optyczne związane z rogówką wydają się być dość dobrze określone, więc różnice w rozkładzie współczynnika załamania soczewki pomiędzy poszczególnymi ludźmi mogą być powodem różnic w mierzonych wartościach aberracji sferycznej oka.

Korzystając z najnowszych wyników pomiaru kształtu powierzchni łamiących oka, odległości oraz współczynników załamania skonstruowano teoretyczny model układu optycznego oka. Do opisu powierzchni łamiących użyto najczęściej stosowane do tego celu w literaturze krzywe stożkowe. Rogówka została przybliżona przy użyciu dwóch powierzchni elipsoidalnych, profil soczewki aproksymowano dwoma połówkami elips zszytych na równiku. Rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki dobrano tak, aby wiązka promieni równoległych o średnicy 2 mm skupiana była w odległości 24 mm od pierwszej powierzchni rogówki. Wartość podłużnej aberracji sferycznej obliczonej na podstawie rozważanego modelu (wynosi powyżej 4 D) jest większa od średnich wartości zmierzonych

eksperymentalnie (średnia eksperymentalna wartość wynosi około 1.5 D). Różnica pomiędzy eksperymentem a modelem wynika z faktu, że profil soczewki nie może być opisany dokładnie za pomocą połówek dwóch elips. Taki profil znaleziony był dla soczewek wypreparowanych (Pierścioneck, 1991), a więc będących w pewnym stanie akomodacji (*podrozdział 2.2*). W rozważanym modelu korzystano co prawda częściowo z wyników pomiaru *in vivo* (Brown, 1974) wierzchołkowych i brzegowych promieni krzywizny. Elipsoidalna konstrukcja powierzchni izoindycjalnych w soczewce ma jednak tę wadę, że nie da się uzyskać wzrastającego brzegowego promienia krzywizny przedniej powierzchni soczewki, co jest obserwowane u większości badanych. Profil soczewki *in vivo* wydaje się więc mieć bardziej skomplikowany kształt. Policzylam również funkcję przenoszenia kontrastu modelu oka i porównałam ją z wynikami najnowszych pomiarów tej wielkości wykonanymi przez Artal *i in.* (Artal, 1994). Przebieg tych krzywych jest podobny, z tym że jakość obrazu według krzywej teoretycznej jest nieznacznie gorsza od wyznaczonej eksperymentalnie. Rozbieżność ta wydaje się być zrozumiała, ponieważ aberracja sferyczna policzonego modelu jest większa niż zmierzone wartości eksperymentalne.

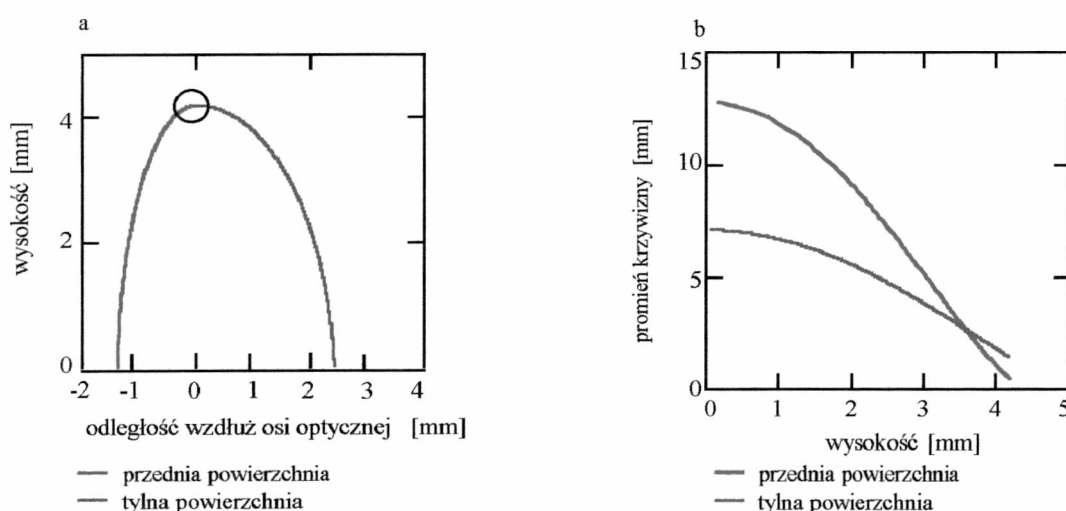
Rozdział 5

Układ optyczny oka z nowym opisem profilu soczewki

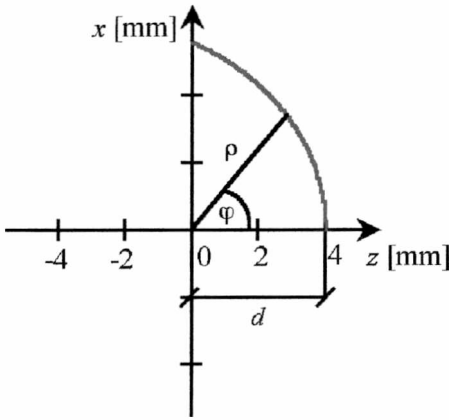
W rozdziale tym zaproponowano nowy opis profilu soczewki oka. Użyta funkcja zapewnia ciągłą zmianę promienia krzywizny wzdłuż całego profilu soczewki. Pozwala również w stosunkowo prosty sposób modelować zmianę kształtu soczewki podczas akomodacji. Zbudowany na bazie tej funkcji model układu optycznego oka przetestowano (w różnych stanach akomodacji), a uzyskane rezultaty porównano z wynikami eksperymentalnymi.

5.1. Wstęp

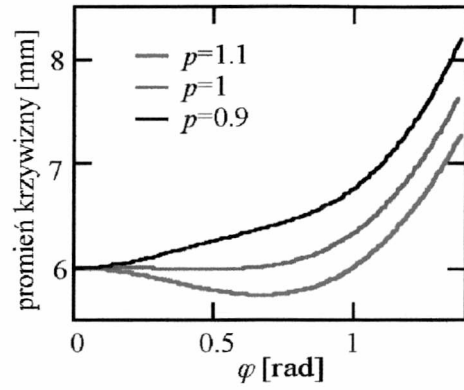
W poprzednim rozdziale skonstruowano i przetestowano model układu optycznego oka opisując poszczególne powierzchnie załamujące za pomocą powierzchni stożkowych (krzywych najczęściej stosowanych w literaturze). W przypadku rogówki ten rodzaj krzywych dość dobrze odzwierciedla jej średnie właściwości geometryczne. Opisanie kształtu soczewki za pomocą połówek dwóch elipsoid zszytych na równiku, dzięki czemu można w stosunkowo prosty sposób zamodelować jej strukturę wewnętrzną, jest dużym krokiem do przodu w stosunku do stosowanych wcześniej modeli sferycznych bądź schematycznych (czyli założenie jednorodnego współczynnika załamania soczewki). Niemniej jednak opis taki posiada kilka istotnych wad. Po pierwsze, chcąc zachować rzeczywiste wymiary soczewki oka, nie można uzyskać wzrostu brzegowego promienia krzywizny przedniej jej powierzchni wraz z oddalaniem się od osi, co jest obserwowane u większości badanych *in vivo* (Brown, 1974). W związku z tym obliczona na tej podstawie wartość aberracji sferycznej oka jest większa niż zmierzona eksperymentalnie wartość średnia. Po drugie, w miejscu zszycia połówek dwóch elips występuje nieciągłość promienia krzywizny (pomimo, że sama funkcja opisująca profil soczewki jest ciągła, patrz rys. 5.1). Takie przejście od przedniej do tylnej powierzchni soczewki wydaje się być niefizyczne. I po trzecie, trudno jest za pomocą takiej konstrukcji geometrycznej zamodelować zmianę kształtu soczewki w różnych stanach akomodacji, zachowując zmiany jakie w rzeczywistości zachodzą. W związku z powyższymi problemami w pracy zaproponowana została inna funkcja opisująca profil soczewki oka.



rys. 5.1. a) Profil soczewki oka opisywany przy pomocy połówek dwóch elips, kółkiem zaznaczono miejsce zszycia funkcji, b) zmiana promienia krzywizny wzdłuż profilu soczewki. Pomimo, że sama funkcja przedstawiona na rys. 5.1a jest ciągła, w miejscu połączenia połówek elips występuje nieciągłość promienia krzywizny.



rys.5.2. Wykres funkcji opisanej równaniem 5.1, narysowany dla wartości $d=4$, $a=1$, $b=1$.



rys. 5.3. Zmiana promienia krzywizny funkcji przedstawionej równaniem 5.1 dla różnych wartości parametru p . Wykres narysowany dla $d=2$, $R_0=6$.

W pracy (Kasprzak, 1999) zaprezentowany został opis przedniego i tylnego profilu soczewki oka za pomocą funkcji cosinus hiperboliczny. Dla wygody przedstawiona ona została w biegunowym układzie współrzędnych. Poniżej przedstawione zostanie pokrótce, w jaki sposób otrzymano nowy opis profilu soczewki.

Rozważmy następującą funkcję cosinus hiperboliczny we współrzędnych biegunowych:

$$\rho(\varphi) = a \cdot (\cosh(b\varphi) - 1) + d, \quad (5.1)$$

gdzie a i b są stałymi. Wykres tej funkcji przedstawiony jest na rysunku 5.2. Skorzystajmy teraz z wyrażenia na promień krzywizny krzywej wyrażonej we współrzędnych biegunowych:

$$R(\varphi) = \frac{(\rho(\varphi)^2 + [\rho'(\varphi)]^2)^{\frac{3}{2}}}{\rho(\varphi)^2 + 2 \cdot [\rho'(\varphi)]^2 - \rho(\varphi) \cdot \rho''(\varphi)}, \quad (5.2)$$

gdzie ρ' , ρ'' są odpowiednio pierwszą i drugą pochodną rozważanej funkcji. Stosując równanie (5.1) do powyższego wzoru otrzymuje się następujące wyrażenie:

$$R(\varphi) = \frac{[A \cdot \cosh(2b\varphi) + B \cdot \cosh(b\varphi) + C]^{\frac{3}{2}}}{A \cdot \cosh(2b\varphi) + D \cdot \cosh(b\varphi) + C}, \quad (5.3)$$

gdzie współczynniki A , B , C i D wyrażają się następująco poprzez stałe a i b :

$$A = \frac{1}{2} a^2 \cdot (1 + b^2), \quad (5.4)$$

$$B = -2a \cdot (a - d), \quad (5.5)$$

$$C = \frac{1}{2}a^2 \cdot (1 - b^2) + (a - d)^2, \quad (5.6)$$

$$D = a(a - d) \cdot (b^2 - 2). \quad (5.7)$$

Na osi z , gdzie wartość współrzędnej biegunowej φ wynosi zero, dostajemy:

$$R(0) = R_0 = \frac{d^2}{d - ab^2}. \quad (5.8)$$

Z powyższej zależności można wyrazić współczynnik b poprzez wielkości R_0 i d :

$$b = \sqrt{\frac{d(R_0 - d)}{R_0 a}}. \quad (5.9)$$

Jak zostało pokazane w pracy (Kasprzak, 1996) promień krzywizny w pobliżu osi z zmienia się najwolniej, jeśli pierwsza pochodna promienia krzywizny na osi jest równa zero. Z tego warunku dostajemy następujące wyrażenie na parametr a :

$$a_0 = \frac{dR_0 \cdot (R_0 - d)}{3 \cdot (R_0 - d)(2R_0 - d) - R_0^2}, \quad (5.10)$$

a następnie korzystając z równania (5.9) dostajemy wyrażenie na parametr b :

$$b_0 = \frac{\sqrt{3 \cdot (R_0 - d)(2R_0 - d) - R_0^2}}{R_0}. \quad (5.11)$$

Następnie, jeśli wprowadzi się parametr kształtu p opisujący szybkość zmian promienia krzywizny przy oddalaniu się od osi z , wyrażenia na parametry a i b przyjmują następującą postać:

$$a = a_0 p = \frac{dR_0 (R_0 - d)p}{3 \cdot (R_0 - d)(2R_0 - d) - R_0^2}, \quad (5.12)$$

$$b = \frac{1}{R_0} \sqrt{\frac{3(R_0 - d)(2R_0 - d) - R_0^2}{p}}. \quad (5.13)$$

Na rysunku 5.3. przedstawiono, jak zmienia się promień krzywizny krzywej przedstawionej równaniem 5.1 (której parametry a i b wyrażane są zależnościami 5.12-5.13) w funkcji współrzędnej φ dla różnych wartości parametru p .

5.2. Funkcja opisująca profil soczewki oka

W przedstawianych rozważaniach zakłada się, że soczewka posiada symetrię obrotową. Przedni i tylny profil soczewki opisywane są dwoma oddzielnymi funkcjami cosinus hiperboliczny. Środek układu współrzędnych umieszczony jest na osi soczewki, w środku pomiędzy dwoma biegunami soczewki. Aby otrzymać gładkie przejście pomiędzy przednim a tylnym profilem, obie funkcje pomnożone są przez odpowiednie funkcje odcinające. W początkowej wersji zaprezentowanej w pracy (Kasprzak, 1999), funkcjami odcinającymi były funkcje tangens hiperboliczny. Profil tylnej powierzchni soczewki opisać można równaniem:

$$\rho_t(\varphi) = \frac{a_t}{2} (\cosh(b_t \cdot \varphi) - 1) \cdot (1 + \tanh(m \cdot (s_t - \varphi))) + d, \quad (5.14)$$

natomiast profil przedniej powierzchni soczewki dostaje się poprzez odbicie funkcji cosinus hiperboliczny:

$$\rho_p(\varphi) = \frac{a_p}{2} (\cosh(\pi - \varphi) \cdot b_p - 1) \cdot (1 - \tanh(m \cdot (s_p - \varphi))) + d, \quad (5.15)$$

Cały profil soczewki można więc zdefiniować w następujący sposób:

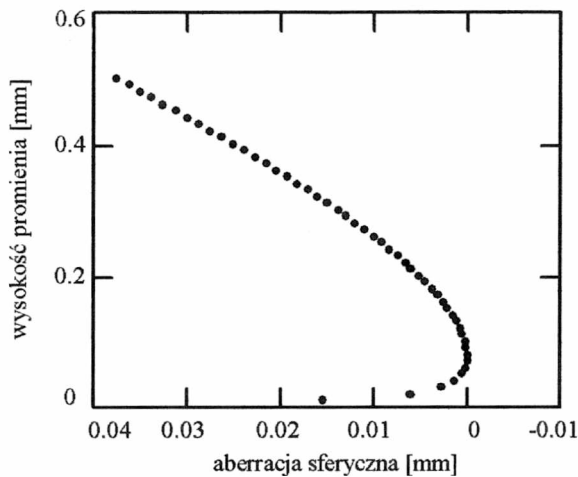
$$\rho(\varphi) = \rho_p(\varphi) + \rho_t(\varphi) - d. \quad (5.16)$$

Parametr m występujący w równaniach (5.14) i (5.15) opisuje nachylenie funkcji odcinającej, wielkości s_p i s_t opisują położenie tej funkcji względem początku układu współrzędnych, d jest połową grubości soczewki. Jednak podczas konstrukcji układu optycznego za pomocą funkcji zdefiniowanych za pomocą równań (5.14-5.15) pojawiły się problemy z numerycznym liczeniem punktu przebiecia promienia z profilem soczewki w pobliżu osi optycznej. W efekcie, wykres aberracji sferycznej dla promieni znajdujących się w pobliżu osi optycznej, odchylał się od wartości znalezionych z przeliczeń paraksjalnych (rys. 5.4). Z powodu tych problemów, zastąpiłam funkcję tangens hiperboliczny funkcją eksponencjalną. Wówczas równania opisujące odpowiednio przedni i tylny profil soczewki mają postać:

$$\rho_t(\varphi) = \frac{a_t}{2} (\cosh(b_t \cdot \varphi) - 1) \frac{2}{1 + \exp(m \cdot (s_t - \varphi))}, \quad (5.17)$$

$$\rho_p(\varphi) = \frac{a_p}{2} (\cosh(\pi - \varphi) \cdot b_p - 1) \frac{2}{1 + \exp(m \cdot (s_p - \varphi))}. \quad (5.18)$$

W celu usprawnienia dalszego toku wywodu, krzywą przedstawioną równaniami (5.16)–(5.18) będę nazywała **funkcją kph**.

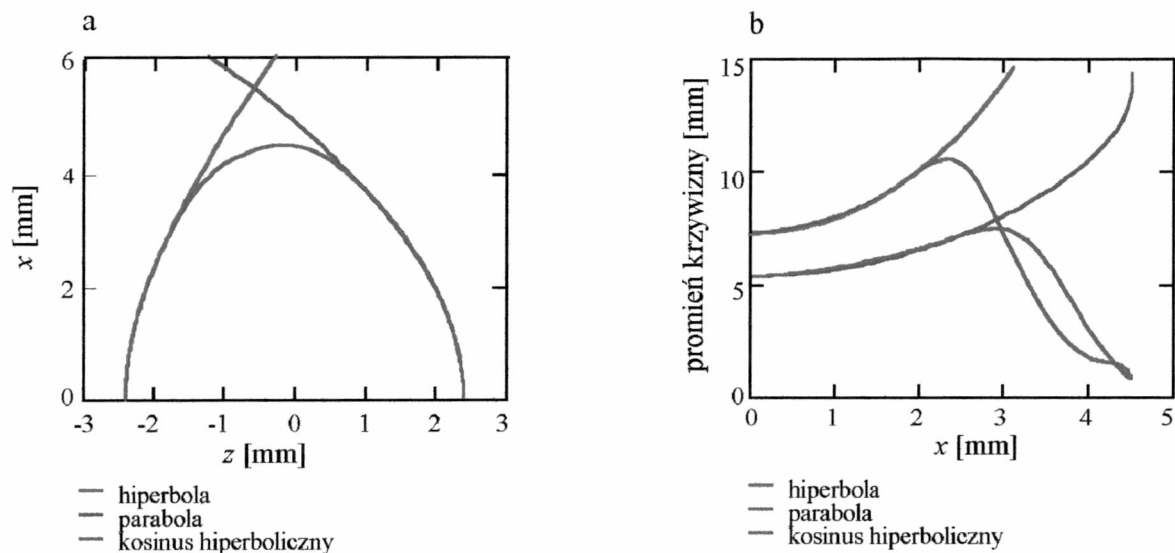


rys. 5.4. Wykres aberracji sferycznej wyznaczony dla profilu soczewki, w którym funkcjami odcinającymi były funkcje tangens hiperboliczny.

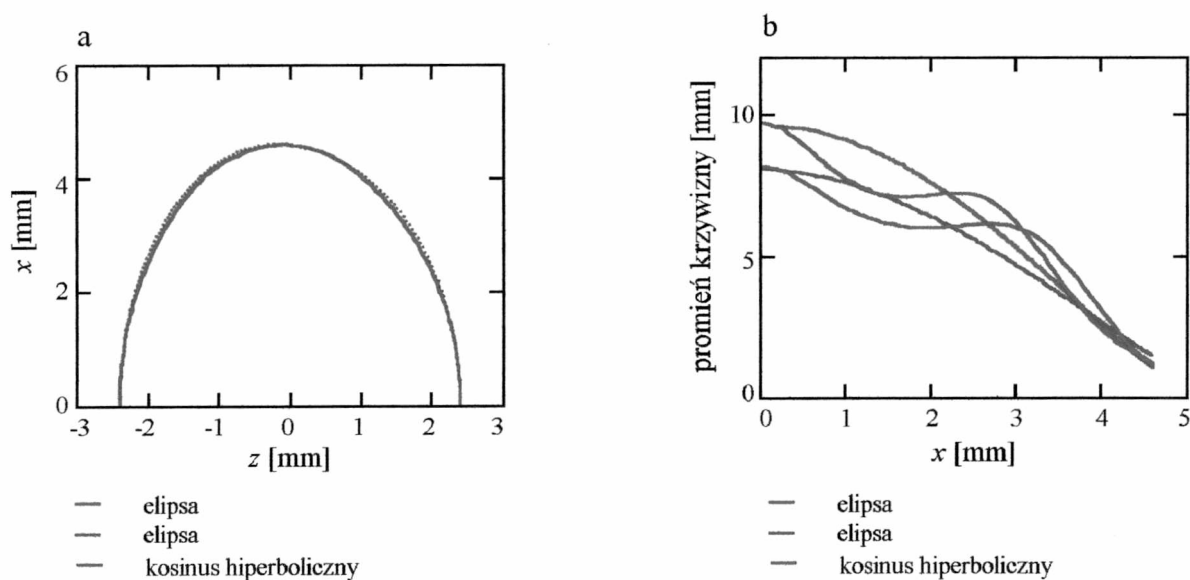
5.3. Porównanie nowego profilu soczewki z poprzednimi modelami

Za pomocą funkcji cosinus hiperboliczny można również aproksymować krzywe stożkowe stosowane do modelowania profilu soczewki oka. Howcroft *i in.* (Howcroft, 1977) zmierzili kształt 120 wypreparowanych soczewek oka człowieka. Po uśrednieniu wyników otrzymali, że przednią powierzchnię soczewki *in vitro* można opisać za pomocą hiperboli, tylną natomiast za pomocą paraboli. Znalezione przez nich wierzchołkowe promienie krzywizn R oraz parametry kształtu ε (nie wyznaczyli oni bezpośrednio parametru ε , ale z ich danych można go wyznaczyć) przedniej i tylnej powierzchni soczewki wynoszą odpowiednio 7.3 mm, -2.13 (powierzchnia przednia) oraz 5.4 mm, 0 (powierzchnia tylna). Korzystając z tych danych można znaleźć takie wartości parametrów w równaniach (5.14)-(5.16), aby funkcja kph pokrywała się z krzywymi stożkowymi przedstawionymi w pracy Howcrofta. W tym celu założyłam, że promienie krzywizn w odległości 2.4 mm od osi optycznej dla obu opisów są takie same. W tabeli 5.1 przedstawiono znalezione wartości parametrów nowego opisu kształtu soczewki. Na rysunku 5.5 a- b porównałam profile soczewki (znalezionych przez Howcrofta) oraz zmianę promienia krzywizny opisywane pomocą krzywych stożkowych oraz funkcji kph .

Pierścionek *i in.* (Pierścionek, 1991) zmierzili również kształt wypreparowanych soczewek oka człowieka i aproksymowali go za pomocą połówek dwóch elips (połowa małej osi przedniej elipsy-2.2 mm, połowa małej osi tylnej elipsy-2.6 mm, wysokość soczewki-4.4 mm). Podobnie jak w przypadku danych Howcrofta. znalazłam odpowiednie wartości parametrów równań (5.14)-(5.16). Wyniki przedstawia tabela 5.1 oraz rysunek 5.6.



rys. 5.5. a) Wykres przedstawiający dwie funkcje stożkowe (hiperbola i parabola, profil soczewki według (Howcroft, 1977)) oraz odpowiadająca im funkcja kph, b) zmiana promienia krzywizny odpowiadająca funkcjom przedstawionym na rysunku 5.5 a.



rys. 5.6. a) Wykres przedstawiający dwie funkcje stożkowe- elipsy, sklejone na brzegu (profil soczewki według (Pierścione, 1991)) oraz odpowiadająca im funkcja kph, b) zmiana promienia krzywizny odpowiadająca funkcjom przedstawionym na rysunku 5.6a.

Tabela 5.1. Wartości parametrów opisujących kształt soczewki oka w równaniach (5.14)-(5.16), które zostały wyliczone w taki sposób, aby pokrywały się z profilami soczewki opisywanymi za pomocą funkcji stożkowych zaproponowanych przez Howcrofta i Pierścioneck.

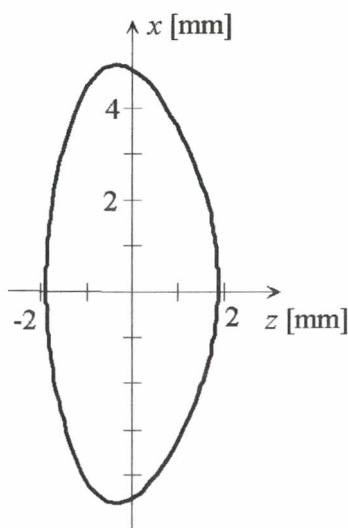
	R_p [mm]	R_t [mm]	p_p	p_t	s_p	s_t	d [mm]	m
Howcroft	7.3	5.4	0.85	0.76	1.75	1.65	2.25	10
Pierścioneck	9.62	8.14	2.3	2.5	1.7	1.6	2.4	8

5.4. Model oka przy braku akomodacji

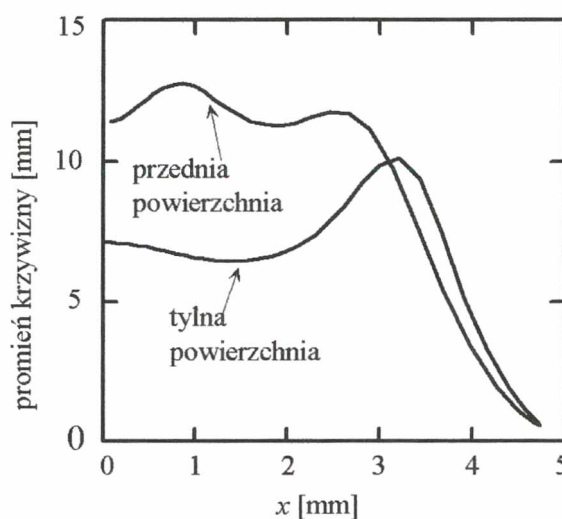
Howcroft (Howcroft, 1977,) i Pierścioneck (Pierścioneck, 1991) zmierzili profile wypreparowanych soczewek człowieka. Kształt wypreparowanej soczewki oka, uwolnionej od napięcia obwódki rzęskowej jest inny niż soczewki *in vivo*. Dlatego, podobnie jak w rozdziale 4, przy konstruowaniu profilu soczewki oka za pomocą nowej funkcji, korzystano z wyników Browna (Brown, 1974) pomiaru *in vivo* jej wierzchołkowego i brzegowego promienia krzywizny przedniej i tylnej powierzchni. Obliczone na podstawie tych wyników wartości parametrów występujących w równaniach (5.14)-(5.16) zawarto w tabeli 5.2. Wykres funkcji $\rho(\varphi)$ aproksymującej profil soczewki przedstawiono na rysunku 5.7. Zmianę zależności promienia krzywizny nowego profilu soczewki w funkcji współrzędnej kartezyjskiej x przedstawiono na rysunku 5.8. Dla nowego opisu promień krzywizny wzdłuż całego profilu soczewki zmienia się w sposób ciągły. Tego efektu nie można było uzyskać przy kombinacji krzywych stożkowych (rys 5.1). Dodatkowo, promień krzywizny funkcji stożkowych może zmieniać się jedynie monotonicznie, co wydaje się być ograniczeniem przy opisywaniu jej kształtu. Brown bowiem, w swojej pracy otrzymał dość duży rozrzut wyników pomiarowych brzegowego promienia krzywizny wśród badanych osób (badania były przeprowadzone na 100 osobach). U niektórych osób zmierzył wzrost, u innych spadek wartości promienia krzywizny wraz z odległością od osi optycznej. To sugeruje, że zmiana krzywizny wzdłuż profilu soczewki nie może być opisywana tylko za pomocą funkcji o monotonicznej zmianie promienia krzywizny. Przy pomocy funkcji kph można uzyskać niemonotoniczną zmianę promienia krzywizny soczewki wraz z oddalaniem się od osi optycznej.

Tabela 5.2. Wartości parametrów występujących w równaniach (5.14) - (5.16). dobrane w ten sposób, aby pasowały do wyników Browna pomiaru *in vivo* kształtu soczewki (przy braku akomodacji). Indeksy p i t numerują odpowiednio przednią i tylną powierzchnię soczewki.

R_p [mm]	R_t [mm]	p_p	p_t	s_p	s_t	m	d [mm]
12.4	8.1	0.91	0.87	1.67	1.63	11	1.855



rys. 5.7. Profil soczewki oka przedstawiony za pomocą funkcji zawartej w równaniu 5.16. Rysunek narysowany dla wartości parametrów przedstawionych w tabeli 5.2. Akomodacja 0 D.



rys. 5.8. Zmiana promienia krzywizny wzdłuż profilu soczewki przedstawionego na rys. 5.7.

Równania (5.14)-(5.16) są również użyteczne przy konstruowaniu wewnętrznej struktury soczewki, czyli krzywych izoindycjalnych (istnienie powłok o stałym współczynniku załamania wykazał Jagger (Jagger, 1990; patrz *podrozdział 2.3*). Wewnętrzne powłoki soczewki można uzyskać zmniejszając w równaniach (5.14)-(5.16) odpowiednio wartość parametru d . Ponieważ brak jest danych eksperymentalnych dotyczących kształtu poszczególnych powłok, założyłam liniową zmianę wierzchołkowych promieni krzywizn. Wartość R dla poszczególnej warstwy obliczano z następujących zależności:

$$R_p(d) = R_{0p} \cdot \left[1 - 1.62 \cdot g_p \left(\frac{1}{2} d_0 - d \right) \right], \quad (5.17)$$

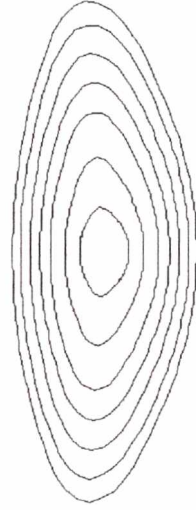
$$R_t(d) = R_{0t} \cdot \left[1 - 2.3 \cdot g_t \left(\frac{1}{2} d_0 - d \right) \right]. \quad (5.18)$$

gdzie R_{0p} , R_{0t} są wierzchołkowymi promieniami krzywizn najbardziej zewnętrznych powierzchni: odpowiednio przedniej i tylnej, d_0 - połową osiowej grubości zewnętrznej warstwy, d -połowa osiowej grubości poszczególnej warstwy . Parametry g_p i g_t wyrażone są poprzez zależności:

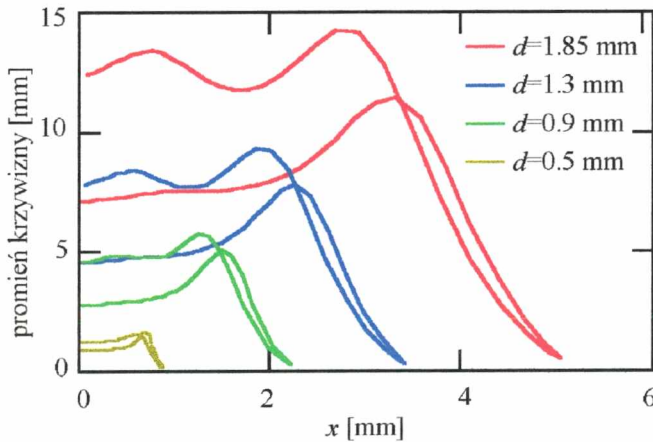
$$g_p = \frac{R_{0p} - d_0}{R_{0p} \cdot (d_0 - 2)} , \quad (5.19)$$

$$g_t = \frac{R_{0t} - d_0}{R_{0t} \cdot (d_0 - 2)} . \quad (5.20)$$

Wartości parametrów kształtu (p_p , p_t) dla poszczególnych warstw wewnątrz soczewki pozostały niezmienione. Założyłam liniową zmianę promieni krzywizn wewnętrznych warstw soczewki. Współczynniki przy parametrach g_p oraz g_t w równaniach (5.17)-(5.18) zostały tak dobrane, aby szybkość zmian promieni krzywizn dla warstw w przedniej części soczewki była taka sama jak dla warstw w tylnej części soczewki. Na rys. 5.9 przedstawiono schematycznie wygląd wewnętrznej struktury soczewki, obliczonej na podstawie równań (5.17)-(5.20), a na rys 5.10 zmianę promieni krzywizn wzdłuż profilu powłoki dla kilku wybranych warstw. Podobnie jak w rozdziale 4 założono istnienie wewnątrz soczewki jednorodnego jądra o wysokości 1 mm oraz przyjęto grubość jednej powłoki równą 6 μm .



rys. 5.9. Schematyczne przedstawienie struktury soczewki



rys. 5.10. Zmiana promienia krzywizny dla kilku wybranych wewnętrznych powłok soczewki.

5.5. Właściwości refrakcyjne modelu oka przy braku akomodacji

Przed soczewką skonstruowaną w sposób przedstawiony w *podrozdziale 5.4*, znajdowała się rogówka. Kształt rogówki przyjęty do modelu układu optycznego oka przedstawiony został w *podrozdziale 4.1*. Tak skonstruowany układ optyczny przetestowałam korzystając z algorytmów omówionych w *Dodatk*u. Rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki opisano równaniem (4.5). W celu znalezienia aberracji chromatycznej uwzględniono dyspersję poszczególnych ośrodków oka (równania dyspersji ośrodków oka zostały przedstawione w *podrozdziale 4.2*). W pierwszym kroku znalazłam taki rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki, aby moc optyczna układu wynosiła 60 D. Dla wartości parametru $\beta=0.018$ w równaniu (4.5) moc optyczna oka wynosi 59.98 D, co daje długość gałki ocznej 23.93 mm. Wartość ta jest zbliżona do średniej wartości długości gałki ocznej zmierzonej eksperymentalnie, która wynosi 24 mm (patrz *podrozdział 2.3*). Podobnie jak w *podrozdziale 4.5*, obliczono układ zastępczy tak skonstruowanego modelu oka. Wyniki obliczeń zostały zawarte w tabeli 5.3. Dodatkowo, zaproponowany model porównano ze schematycznym okiem Gullstranda-Le Granda (Le Grand, 1980). Położenia punktów kardynalnych podane są względem pierwszej powierzchni rogówki.

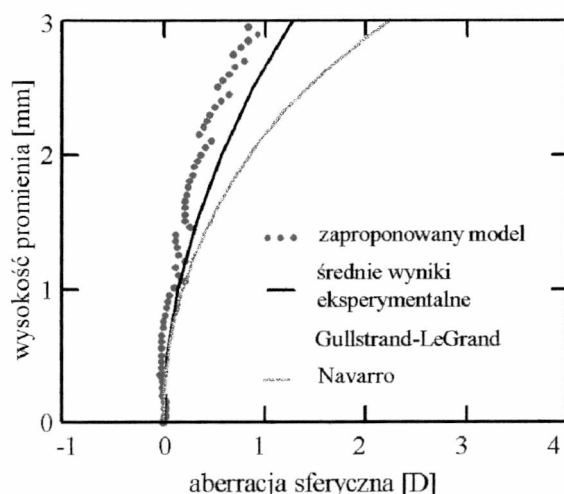
Wykres aberracji sferycznej tak skonstruowanego modelu oka przedstawiono na rys. 5.11. Na wykresie tym przedstawiono również średnie wyniki eksperymentalne na podstawie pracy [Meeteren, 1974; w pracy tej uśredniono dane pomiarów aberracji sferycznej przedstawionych w pracach (Koomen, 1949; Ivanoff, 1953; Schober, 1968)] oraz aberrację sferyczną wynikającą z poprzednich, schematycznych modeli oka (Le Grand, 1980; Navarro, 1985). Aberracja sferyczna wynikająca z zaproponowanego w tej pracy modelu dość dobrze zgadza się ze średnimi wynikami pomiaru aberracji sferycznej. Natomiast aberracja sferyczna obliczona na podstawie modeli schematycznych, Gullstranda-Le Granda i Navarro jest większa niż średnie wyniki eksperymentalne. Na rys. 5.12 przedstawiono, jaki wkład do aberracji sferycznej oka wnosi rogówka i soczewka: soczewka posiada aberrację sferyczną przeciwnego znaku niż rogówka.

Kolejnym krokiem było znalezienie aberracji chromatycznej zaproponowanego modelu. Aberracja chromatyczna oka jest dość dobrze określona eksperymentalnie (inaczej niż aberracja sferyczna, w przypadku której dostaje się dość duży rozrzut wyników). Na rys. 5.13. przedstawiono aberrację chromatyczną modelu. Wyniki te porównano z rezultatami pomiaru aberracji chromatycznej zaprezentowanej w pracy (Wald, 1947).

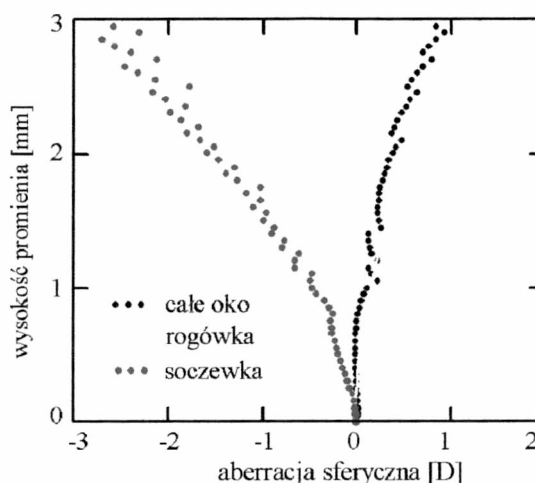
Tabela 5.3. Porównanie układu zastępczego zaproponowanego w pracy modelu (brak akomodacji), ze schematycznym okiem Gullstranda-Le Granda (Le Grand, 1980). Położenia punktów kardynalnych podane zostały względem wierzchołka rogówki.

	Gullstrand-Le Grand (0 D)	zaproponowany (0 D)
Całe oko		
Moc optyczna	59.94 D	59.98 D
Położenie głównego punktu przedmiotowego	1.59 mm	1.57 mm
Położenie głównego punktu obrazowego	1.80 mm	1.76 mm
Położenie punktu węzłowego przedmiotowego	7.20 mm	7.17 mm
Położenie punktu węzłowego obrazowego	7.51 mm	7.37 mm
Ogniskowa przedmiotowa	-16.68 mm	-16.67 mm
Ogniskowa obrazowa	22.29 mm	22.27 mm
Rogówka		
Moc optyczna	42.36 D	44.68 D
Położenie głównego punktu przedmiotowego	-0.06 mm	-0.053 mm
Położenie głównego punktu obrazowego	-0.06 mm	-0.055 mm
Ogniskowa przedmiotowa	-23.61 mm	-22.38 mm
Ogniskowa obrazowa	31.57 mm	29.90 mm
Soczewka		
Moc optyczna	21.78 D	19.64 D
Położenie głównego punktu przedmiotowego	6.02 mm	6.56 mm
Położenie głównego punktu obrazowego	6.20 mm	6.69 mm
Ogniskowa przedmiotowa	-61.41 mm	-68.01 mm
Ogniskowa obrazowa	61.34 mm	68.01 mm
Rozkład współczynnika załamania (parametr β w równaniu (4.5))	-	0.018
Efektywny współczynnik załamania	1.42	1.426

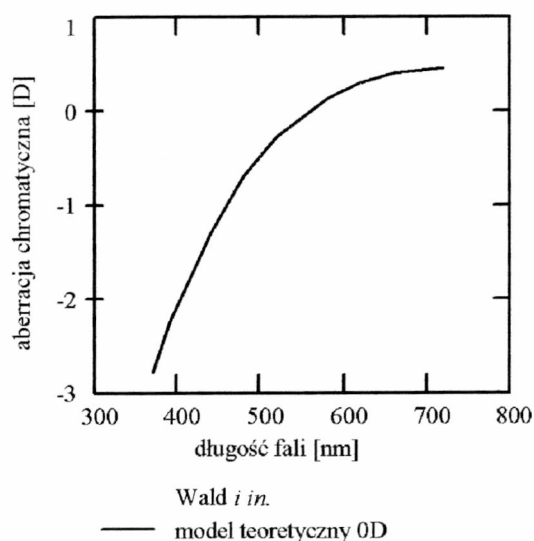
Na rys. 5.14 została przedstawiona funkcja przenoszenia kontrastu dla rozważanego modelu oka. Została ona obliczona dla źrenicy o średnicy 4 mm oraz dla długości fali 550 nm. Wyniki numeryczne porównano z danymi eksperymentalnymi przedstawionymi w pracy (Artal, 1994) oraz z funkcją przenoszenia dla układu bezaberracyjnego.



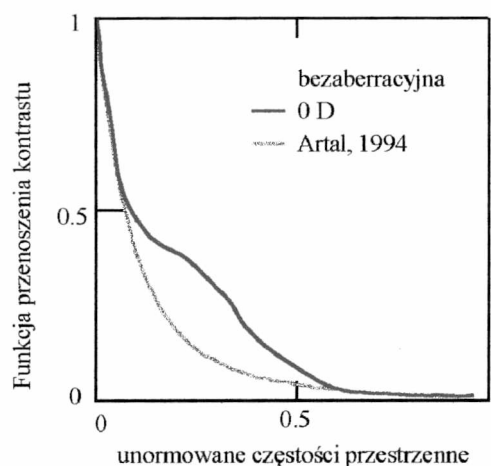
rys. 5.11. Podłużna aberracja sferyczna zaproponowanego modelu oka. Na rysunku uwzględniono również średnie wyniki eksperymentalne oraz aberracje sferyczne wynikające z poprzednich modeli schematycznych.



rys. 5.12. Wkład rogówki i soczewki do aberracji sferycznej modelu oka. Aberracja rogówki i soczewki znoszą się nawzajem.



rys. 5.13. Porównanie aberracji chromatycznej obliczonej na podstawie zaprezentowanego modelu z wynikami eksperymentalnymi (Wald, 1947).



rys. 5.14. Funkcja przenoszenia kontrastu rozważanego modelu oka obliczona dla średnicy źrenicy 4 mm i długości fali 550 nm. Porównano z najnowszymi wynikami eksperymentalnymi oraz z układem bezaberracyjnym.

5.6. Model oka podczas akomodacji

W rozdziale 3 zebrałam ogólne informacje dotyczące procesu akomodacji. Przedstawiłam tam, jakie zmiany zachodzą w układzie optycznym oka podczas akomodacji. W tym miejscu wyrażę te zmiany w sposób ilościowy.

Przy konstruowaniu układu optycznego oka uwzględniającego akomodację korzystano z pracy (Brown, 1973). Jest to jedyna, znaleziona przeze mnie praca, w której jednocześnie mierzone były wszystkie (oprócz pozycji 8) wyżej wymienione zmiany. Brown wyznaczył wartości wierzchołkowego i brzegowego (mierzonego na wysokości 2.8 mm dla przedniej i 2.1 mm dla tylnej) promienia krzywizny przedniej i tylnej powierzchni soczewki, grubość soczewki oraz głębokość komory przedniej dla sześciu stanów akomodacji u czterech osób w różnym wieku (10, 19, 29 i 40 lat). Akomodacja oka bardzo silnie zależy od wieku badanego (amplituda akomodacji zmniejsza się z wiekiem człowieka, rys. 2.7), do modelu przyjęto zmiany jakie wyznaczył Brown dla badanych w wieku 19 i 29 lat. Należy podkreślić, że ponieważ korzystałam z wyników pomiarów dotyczących tylko dwóch osób, zmiany tych wielkości podczas akomodacji nie muszą zachodzić w ten sam sposób u innych. Potrzebna jest większa ilość danych eksperymentalnych, aby móc stworzyć model „średniego” oka podczas akomodacji. Aby uczynić proponowany model bardziej ogólnym, najpierw wyznaczyłam, według jakich zależności zmieniają się z akomodacją powyższe parametry (punkty 1-7) u rozpatrywanych przeze mnie badanych. Następnie, używając algorytmu Levenberga- Marquardta (Press, 1992) wyraziłam te zmiany poprzez wartość danej wielkości dla akomodacji 0 D. Zmianę wierzchołkowego promienia krzywizny powierzchni przedniej i tylnej, grubości soczewki, głębokości komory przedniej, brzegowego promienia krzywizny powierzchni przedniej i tylnej wraz z akomodacją wyraziłam poprzez następujące zależności:

$$R_p(A) = r_{p0} - 0.056349 - 1.380622 \cdot A + 0.109425 \cdot A^2 - 0.003009 \cdot A^3, \quad (5.21)$$

$$R_t(A) = r_{t0} - 0.071429 - 0.245714 \cdot A, \quad (5.22)$$

$$d(A) = d_0 - 0.000238 + 0.024214 \cdot A, \quad (5.23)$$

$$t_{kom}(A) = t_0 + 0.000476 - 0.028254 \cdot A - 0.001398 \cdot A^2 + 0.000174 \cdot A^3, \quad (5.24)$$

$$Rb_p(A) = rb_{p0} + 2.519042 + 0.662858 \cdot A, \quad (5.25)$$

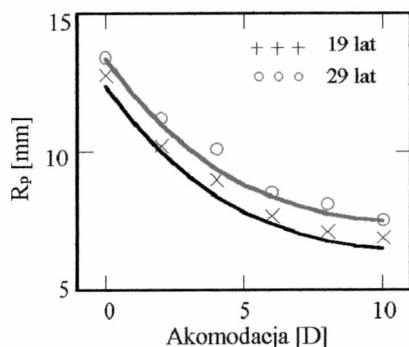
$$Rb_t(A) = rb_{t0} + 0.01904 + 0.102858 \cdot A. \quad (5.26)$$

W powyższych równaniach A oznacza amplitudę akomodacji, indeks „0” oznacza przyjęcie wartości danej wielkości dla akomodacji 0 D. Zależności te wraz z danymi pomiarowymi dla

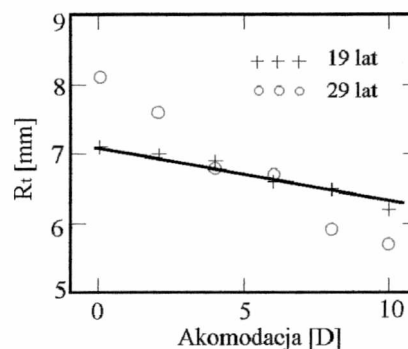
wybranych dwóch osób przedstawione zostały na rysunkach 5.15-5.20. Równania (5.21)-(5.26) zostały tak wyznaczone, aby obie krzywe przedstawione odpowiednio na rysunkach 5.15-5.20 były przesunięte równolegle. Zmiany z akomodacją wierzchołkowego i brzegowego promienia krzywizny przedniej powierzchni soczewki, grubości soczewki oraz głębokości komory przedniej mają podobny przebieg dla obu badanych. W przypadku wierzchołkowego promienia krzywizny tylnej powierzchni soczewki przyjęto zmiany zmierzone dla badanego w wieku 19 lat [jego tylny promień krzywizny zmienia się w znacznie mniejszym stopniu, co jest obserwowane również przez innych badaczy (Le Grand, 1980)]. W przypadku brzegowego promienia krzywizny tylnej powierzchni przyjęto zmiany wyznaczone dla badanego w wieku 29 lat bowiem Brown wyznaczył jego brzegowy promień krzywizny dla wszystkich stanów akomodacji. Następnie, startując z modelu układu optycznego oka przy braku akomodacji (przedstawionego w *podrozdziale* 5.4) i korzystając z równań (5.21) - (5.26), wyznaczono, jaka powinna być geometria soczewki dla akomodacji 4 D i 8 D. Obliczone wielkości zebrane zostały w tabeli 5.4.

Tabela 5.4. Obliczone na podstawie równań (5.21)-(5.26) parametry soczewki oka dla stanów akomodacji 4 D i 8 D. R_p i R_t wierzchołkowy promień krzywizny, Rb_p i Rb_t brzegowy promień krzywizny odpowiednio przedniej i tylnej powierzchni soczewki, d -grubość soczewki, t_{kom} -głębokość komory przedniej,

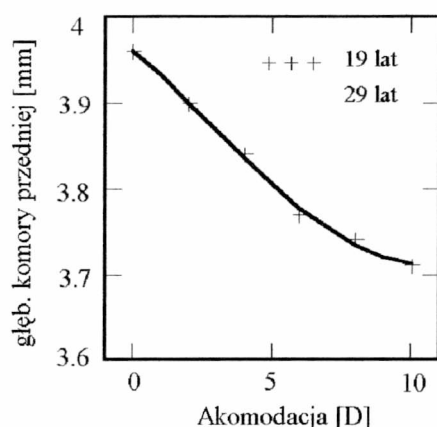
	R_p [mm]	R_t [mm]	d [mm]	t_{kom} [mm]	Rb_p [mm]	Rb_t [mm]
0 D	12.4	7.1	3.71	3.86	13.0	7.8
4 D	8.78	6.8	3.90	3.74	15.7	8.3
8 D	7.16	6.4	4.10	3.63	18.3	8.7



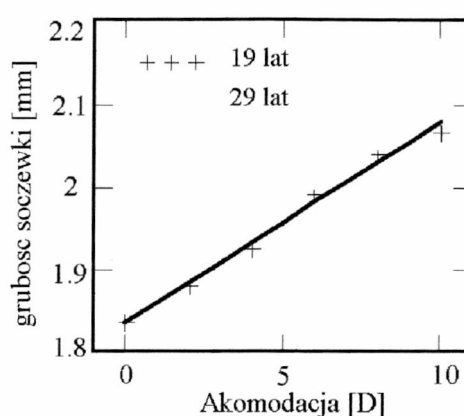
rys 5.15. Zmiana wierzchołkowego promienia krzywizny przedniej powierzchni soczewki podczas akomodacji.



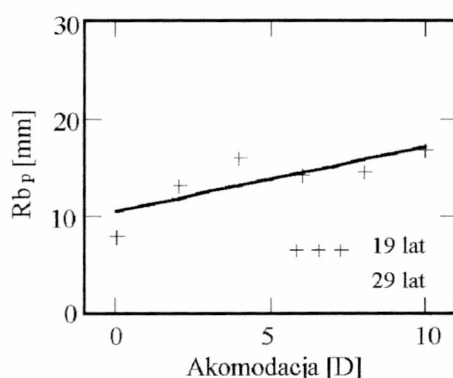
rys. 5.16. Zmiana wierzchołkowego promienia krzywizny tylnej powierzchni soczewki. Przyjęto zmiany dla badanego w wieku 19 lat.



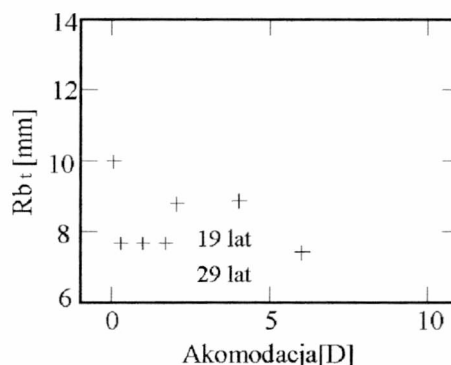
rys. 5.17. Zmiana głębokości komory przedniej podczas akomodacji.



rys. 5.18. Zmiana grubości soczewki podczas akomodacji.



rys. 5.19. Zmiana brzegowego promienia krzywizny przedniej powierzchni soczewki podczas akomodacji



rys. 5.20. Zmiana brzegowego promienia krzywizny tylnej powierzchni soczewki. Przyjęto zmiany wyznaczone dla badanego w wieku 29 lat.

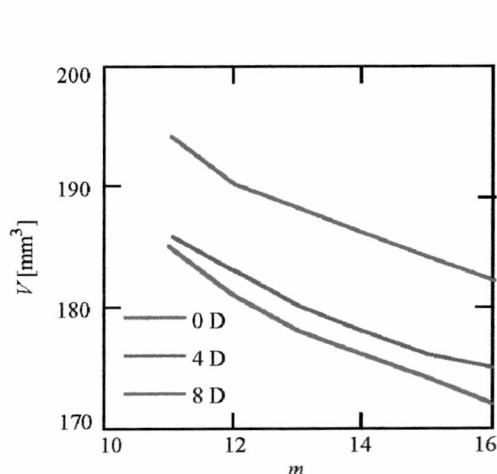
W kolejnym kroku, podobnie jak w *podrozdziale 5.4.*, do opisu profilu soczewki w różnych stanach akomodacji zastosowano funkcję kph. Znalezione wartości wszystkich parametrów w równaniach (5.14)-(5.16) przy założeniu, że wierzchołkowe i brzegowe promienie krzywizn przedniej i tylnej powierzchni zmieniają się według zależności (5.21)-(5.22) oraz (5.25)-(5.26). Ponieważ soczewka składa się w około 70 % z nieściśliwej wody (Adler, 1968), zatem ważnym warunkiem, który powinien być spełniony przy modelowaniu kształtu soczewki podczas akomodacji jest zachowanie jej objętości. O ile mi wiadomo, na ten warunek przy modelowaniu kształtu soczewki podczas akomodacji nikt nie zwrócił do tej pory uwagi. Objętość soczewki można obliczyć z następującej zależności:

$$S = \frac{2}{3} \cdot \pi \cdot \int_0^{2\pi} \rho^3(\varphi) \cdot \sin(\varphi) d\varphi. \quad (5.27)$$

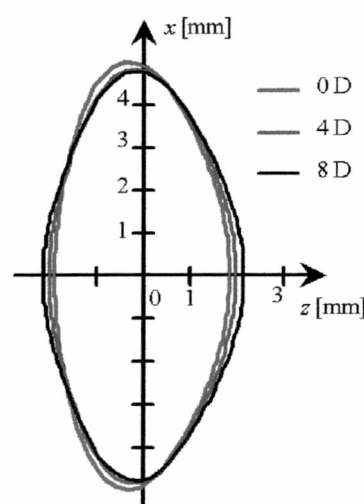
W celu zachowania stałej objętości soczewki zmieniano wartość parametru m występującego w równaniach (5.14)-(5.15). Rysunek 5.21 przedstawia jak zmienia się objętość soczewki w funkcji parametru m dla akomodacji 0 D, 4 D i 8 D. Znalezione wartości poszczególnych parametrów przedstawione zostały w tabeli 5.5. Wartości brzegowych promieni krzywizn przedniej powierzchni (na wysokości 2.8 mm) dla akomodacji 0 D, 4 D i 8 D wynoszą odpowiednio 14 mm, 15.8 mm i 18.1 mm. Wartości brzegowych promieni krzywizn tylnej powierzchni soczewki (na wysokości 2.1 mm) wynoszą odpowiednio 8.1 mm, 8.4 mm i 8.9 mm. Promienie soczewki wynoszą odpowiednio 5.13, 5.01 i 4.95 mm. Objętość soczewki mieści się w zakresie $186 \text{ mm}^3 \pm 2 \text{ mm}^3$. Na rys. 5.22 przedstawiono profile soczewki dla trzech stanów akomodacji (0 D, 4 D i 8 D) obliczone na podstawie danych zawartych w tabeli 5.5. Na rys. 5.23 a-c pokazano jak zmienia się promień krzywizny dla poszczególnych stanów akomodacji. Zaproponowany opis profilu soczewki umożliwia zatem stopniowe spłaszczanie brzegowych części soczewki, zwiększanie grubości soczewki i zmniejszenie średnicy soczewki.

Tabela 5.5. Znalezione wartości parametrów funkcji kph, odpowiadające akomodacji soczewki 4 D i 8 D. Wartości zostały dobrane na podstawie równań (5.21) - (5.26), parametr m tak wyliczono, aby zachowana była objętość soczewki podczas zmiany jej kształtu.

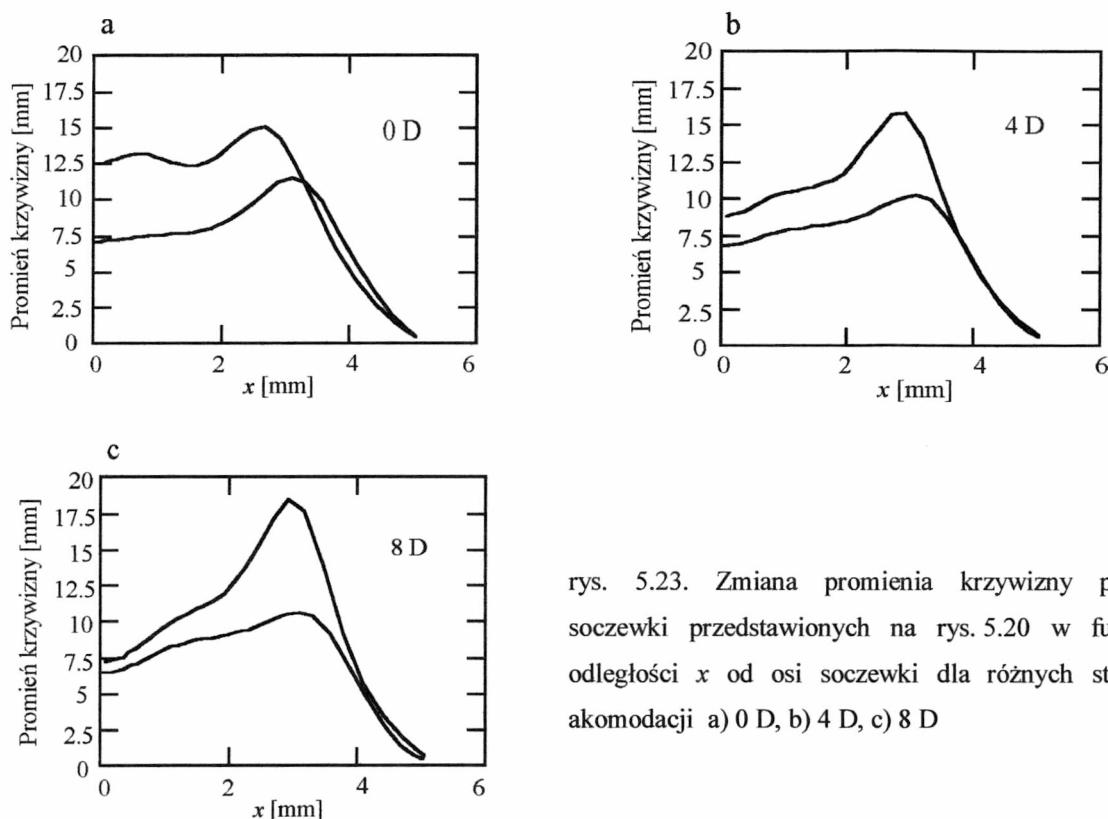
	R_p [mm]	R_t [mm]	d [mm]	p_p	p_t	m	s_p	s_t
4 D	8.7	6.8	1.95	0.84	0.81	12	1.68	1.63
8 D	7.1	6.4	2.04	0.75	0.73	13	1.67	1.63



rys. 5.21. Objętość modelu soczewki w funkcji parametru m dla trzech stanów akomodacji.



rys. 5.22. Profile soczewki dla trzech różnych stanów akomodacji wyznaczone na podstawie kph.



rys. 5.23. Zmiana promienia krzywizny profili soczewki przedstawionych na rys. 5.20 w funkcji odległości x od osi soczewki dla różnych stanów akomodacji a) 0 D, b) 4 D, c) 8 D

Kolejnym etapem było zamodelowanie wewnętrznej struktury soczewki podczas akomodacji. Niewiele jest danych literaturowych na ten temat (patrz *rozdział 3*). Zgodnie z obserwacjami przedstawionymi w pracach (Brown, 1973) oraz (Koretz, 1984) przyrost grubości soczewki podczas akomodacji następuje na skutek przyrostu grubości jądra (grubość kory soczewki pozostaje niezmienną). Średnica jądra również ulega redukcji podczas akomodacji (Brown, 1973). Koretz *i in.* znaleźli ponadto, że odległości pomiędzy poszczególnymi strefami w korze soczewki nie zmieniają się. Korzystając z tych obserwacji, wewnętrzna struktura soczewki zaprojektowałam w następujący sposób: podczas akomodacji nie zmieniają się grubości warstw soczewki (stała jest ilość powłok soczewki), a przyrost grubości odbywa się kosztem zwiększenia się grubości jądra soczewki. Schematycznie zostało to przedstawione na rys. 5.24. Promienie krzywizn wewnętrznych warstw dla poszczególnych stanów akomodacji zmieniają się według poniższych zależności. Dla akomodacji 4 D:



rys. 5.24. Zmiana wewnętrznej struktury soczewki podczas akomodacji.

$$R_p(d) = R_{0p} \cdot [1 - 2.2 \cdot g_p (\frac{1}{2} d_0 - d)], \quad (5.28)$$

$$R_t(d) = R_{0t} \cdot [1 - 2.85 \cdot g_t (\frac{1}{2} d_0 - d)]. \quad (5.29)$$

Dla akomodacji 8 D:

$$R_p(d) = R_{0p} \cdot [1 - 3.1 \cdot g_p (\frac{1}{2} d_0 - d)], \quad (5.30)$$

$$R_t(d) = R_{0t} \cdot [1 - 3.6 \cdot g_t (\frac{1}{2} d_0 - d)]. \quad (5.31)$$

Wartości parametrów p_p , p_t , s_p , s_t wewnętrznych warstw pozostają takie same jak powłoki zewnętrznej. Podobnie jak przy konstrukcji modelu oka przy braku akomodacji, założyłam liniową zmianę promieni krzywizn wewnętrznych warstw soczewki. Wartości współczynników przy parametrach g_p , g_t zostały wyznaczone w ten sposób, aby szybkość zmian promieni krzywizn warstw w przedniej części soczewki była taka sama jak warstw w tylnej części soczewki. Konstrukcja ta zapewnia jednocześnie zmniejszanie się wraz z akomodacją promienia krzywizny oraz średnicy jądra soczewki.

5.7. Właściwości refrakcyjne modelu oka podczas akomodacji

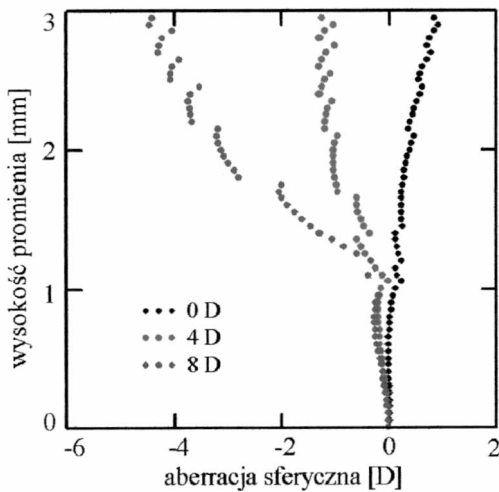
Podobnie jak w *podrozdziale 5.5*, uwzględniono rogówkę, znajdującą się przed soczewką. Jej kształt nie był zmieniany podczas akomodacji. Rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki opisano równaniem 4.5. Znany jest fakt, że sama zmiana geometrii soczewki oka podczas akomodacji nie jest wystarczająca do uzyskania odpowiedniego przyrostu mocy łamiącej soczewki. Mechanizm ten, nazwany wewnątrzsoczewkowym mechanizmem akomodacji, polega na przyroście, wraz z akomodacją, efektywnego współczynnika załamania soczewki (patrz również *rozdział 3*). W rzeczywistości polega to najprawdopodobniej na odpowiedniej zmianie rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki. W pierwszym kroku zatem, przy określonej geometrii zakomodowanej soczewki, szukano takiego rozkładu współczynnika załamania (czyli wartości parametru β), dla którego następuje pożądaný wzrost mocy optycznej oka. Dla akomodacji 0 D, 4 D i 8 D są to wartości odpowiednio 0.018, 0.014 oraz 0.01. Dają one odpowiednio moce łamiące układu optycznego oka 59.9 D, 63.9 D oraz 67.8 D. Jeśliby zastąpić w proponowanym modelu oka soczewkę powłokową soczewką o stałym współczynniku załamania, wówczas musiałby następować przyrost współczynnika załamania dla poszczególnych stanów akomodacji (0D, 4 D i 8 D) odpowiednio do wartości 1.426, 1.431 i 1.437 (daje to wówczas moce łamiące układu oka 60 D, 63.9 D i 67.9 D). Gdyby

natomiast pozostawić nie zmienioną wartość parametru β w równaniu 4.5 (czyli taką wartość jaka była dla akomodacji 0 D), wówczas moce łamiące wynosiłyby odpowiednio 60 D, 62.3 D oraz 65 D. Zatem, aby nastąpił odpowiedni przyrost mocy łamiącej musi zmienić się również profil współczynnika załamania wewnątrz soczewki. W tabeli 5.6 przedstawiono układ zastępczy rozważanego modelu oka przy akomodacji 4 D i 8 D. Porównano je ze schematycznym okiem Gullstranda-Le Granda (Le Grand, 1980) wyznaczonym dla maksymalnej akomodacji.

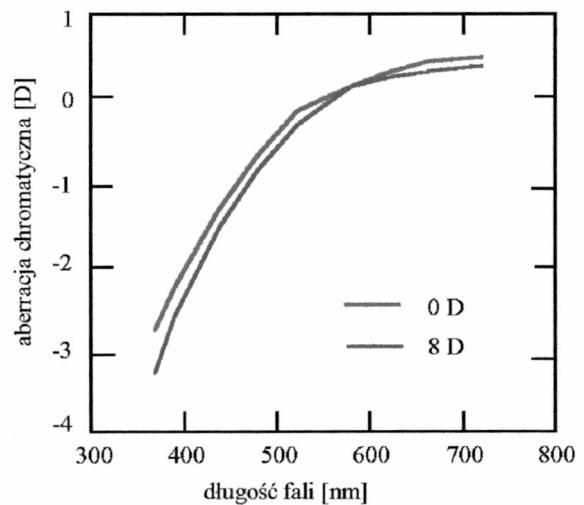
Tabela 5.6. Układ zastępczy zaproponowanego modelu oka obliczone dla dwóch stanów akomodacji: 4D i 8 D. Położenia punktów kardynalnych podane zostały względem wierzchołka rogówki.

	4 D	8 D	Gullstrand-Le Grand
całe oko			
moc optyczna	63.9 D	68.1 D	67.8 D
położenie głównego punktu przedmiotowego	1.75 mm	1.93 mm	1.82 mm
położenie głównego punktu obrazowego	1.96 mm	2.17 mm	2.19 mm
ogniskowa przedmiotowa	-15.65 mm	-14.67 mm	-14.78 mm
ogniskowa obrazowa	20.91 mm	19.60 mm	19.74 mm
położenie punktu węzłowego przedmiotowego	7.01 mm	6.86 mm	6.78 mm
położenie punktu węzłowego obrazowego	7.23 mm	7.1 mm	7.16 mm
soczewka			
moc optyczna	24.3 D	29.1 D	30.7 D
położenie głównego punktu przedmiotowego	6.26 mm	6.05 mm	5.47 mm
położenie głównego punktu obrazowego	6.39 mm	6.18 mm	5.65 mm
ogniskowa przedmiotowa	-54.83 mm	-45.28 mm	-43.56 mm
ogniskowa obrazowa	54.83 mm	45.28 mm	43.56 mm
rozkład współczynnika załamania, parametr β w równaniu (4,5)	0.014	0.01	-
efektywny współczynnik załamania	1.431	1.437	1.427

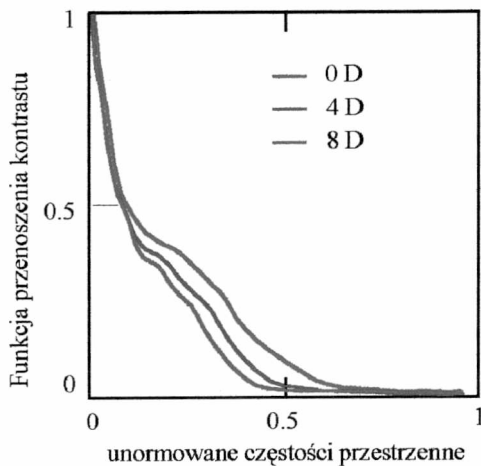
Na rysunku 5.25. przedstawiono wykresy aberracji sferycznej zaprezentowanego modelu oka dla różnych stanów akomodacji. Występuje tu zgodność z efektami obserwowanymi podczas pomiarów eksperymentalnych (Koomen, 1949; Ivanoff, 1953, Rosenblum, 1976), że w miarę wzrostu akomodacji aberracja sferyczna oka zmniejsza się, a dla dużych stanów akomodacji jest przekorygowana. Na rys. 5.26 porównano aberrację chromatyczną modelu dla akomodacji 0 D oraz 8 D. Model przewiduje nieznaczny wzrost aberracji chromatycznej oka z akomodacją. Policzono również funkcję przenoszenia kontrastu dla układu optycznego oka w różnych stanach akomodacji. Wyniki zaprezentowane zostały na rys. 5.27. Wynika z nich, że dla oka zakomodowanego, funkcja przenoszenia kontrastu jest nieznacznie gorsza niż przy braku akomodacji.



rys. 5.25. Zmiana aberracji sferycznej modelu oka podczas akomodacji.



rys. 5.26. Porównanie aberracji chromatycznej modelu oka dla akomodacji 0 D i 8 D.



rys. 5.27. Zmiana funkcji przenoszenia kontrastu modelu oka podczas akomodacji obliczona na podstawie zaproponowanego modelu, średnica źrenicy 4 mm, długość fali 550 nm.

5.8. Podsumowanie

W rozdziale tym zaproponowano nowy opis profilu soczewki oka. Jest on złożeniem dwóch funkcji cosinus hiperboliczny (opisujących odpowiednio przednią i tylną powierzchnię soczewki) modulowanych funkcją typu eksponencjalnego. Taki sposób opisu profilu soczewki wolny jest od wad występujących podczas modelowania soczewki za pomocą funkcji stożkowych. Daje on ciągły rozkład promienia krzywizny wzdłuż całego profilu soczewki. Funkcję tę z powodzeniem można stosować do modelowania właściwości optycznych soczewki oka, jak również do opisu zmian kształtu soczewki podczas akomodacji (Kasprzak, 1999; Popiołek-Masajada, 1999b). O ile mi wiadomo, do tej pory nie powstał jeszcze model układu optycznego oka modelujący proces akomodacji z uwzględnieniem wewnętrznej struktury soczewki oraz nakładający warunek zachowania objętości. Schematyczne oko Gullstranda-Le Granda (Le Grand, 1980) podaje wartości parametrów oka dla dwóch stanów akomodacji: niezakomodowanego i maksymalnie akomodującego. Blaker (Blaker, 1980) uwzględnił gradient współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka, ale jest to model paraksjalny. Navarro *i in.* (Navarro, 1985) zaprezentowali model schematyczny (składający się z czterech powierzchni) układu optycznego oka człowieka uwzględniający zmianę asferyczności powierzchni soczewki podczas akomodacji. Dzięki temu zabiegowi uzyskali oni kierunek zmian aberracji sferycznej oka obserwowany podczas eksperymentów. Przy konstruowaniu modelu soczewki korzystali oni z wyników pomiaru jej kształtu *in vitro* przeprowadzonych przez Howcrofta *i in.* (Howcroft, 1977), które, jak wiadomo, nie odzwierciedlają rzeczywistego kształtu soczewki w oku.

W rozdziale tym, skonstruowano i przetestowano model układu optycznego oka, bazując na najnowszych wynikach pomiaru kształtu wszystkich powierzchni łamiących. Pierwszą i drugą powierzchnię rogówki aproksymowano za pomocą krzywych stożkowych o różnych parametrach kształtu ε , dzięki czemu uwzględniony został przyrost jej grubości w kierunku rąbka rogówki (od 0.52 mm w wierzchołku rogówki do 0.7 mm na wysokości 3.5 mm od osi rogówki). Do opisanego kształtu soczewki skorzystałam w pracy z pomiarów kształtu soczewki przeprowadzonych *in vivo* przez Browna (Brown, 1974). Do zamodelowania zmian kształtu soczewki podczas akomodacji uwzględniłam wyniki innej pracy Browna (Brown, 1973). Nowy opis umożliwia uzyskanie, obserwowanego podczas pomiarów, stopniowego spłaszczenia brzegowych części soczewki przy odpowiednim zwiększaniu grubości soczewki oraz zmniejszaniu jej średnicy. Należy tutaj zaznaczyć, że ponieważ Brown przeprowadził swoje pomiary zmian kształtu soczewki tylko dla czterech

osób, zaproponowany model może nie odzwierciedlać zmian jakości widzenia u poszczególnych ludzi, w szczególności bardzo młodych lub obarczonych presbyopią. Aby stworzyć model „średniego oka” z uwzględnieniem akomodacji, potrzebna jest większa liczba danych eksperymentalnych.

W zaproponowanym modelu uwzględniono zmianę współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka. Umożliwiło to zamodelowanie soczewki o odpowiedniej mocy łamiącej zachowując rzeczywiste wartości współczynników załamania soczewki, czyli wzrost od wartości 1.386 w korze soczewki do wartości 1.406 w jądrze soczewki. W modelach schematycznych, aby uzyskać moc łamiącą soczewki równą ok. 20 D przy braku akomodacji, trzeba było zwiększyć wartość współczynnika załamania wewnątrz soczewki do wartości 1.42 (Le Grand, 1980). Zabieg ten uwalnia również od нефizycznego zwiększania współczynnika załamania soczewki podczas akomodacji, bowiem manipulując parametrem odpowiedzialnym za opis rozkładu współczynnika załamania można uzyskać pożądany wzrost mocy łamiącej.

Moc łamiąca zaproponowanego modelu oka przy braku akomodacji wynosi 59.94 D. Jest to wartość zbliżona do ogólnie przyjętej wartości 60 D. Jest ona również zbliżona do wartości mocy łamiącej przewidywanej przez poprzednie modele (Le Grand, 1980; Lotmar, 1971; Navarro, 1985, Smith, 1991, Liou, 1997). W celu uzyskania odpowiedniego wzrostu mocy łamiącej wraz z akomodacją następuje zmiana rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki w kierunku mniejszych wartości parametru β w równaniu (4.5).

Aberracja sferyczna przewidywana przez proponowany model dobrze koresponduje ze średnimi zmierzonymi wartościami aberracji sferycznej. Ta zgodność uzyskana została dzięki uwzględnieniu asferyczności obu powierzchni rogówki oraz przedniej i tylnej powierzchni soczewki. Rozpatrując wkład rogówki i soczewki do aberracji sferycznej oka otrzymuje się, że aberracja sferyczna rogówki i soczewki są przeciwnego znaku. Jest to zgodne z obserwacjami przedstawionymi w pracach (El Hage, 1973) oraz (Hartridge, 1950). Dla zaproponowanego modelu obliczyłam również aberrację sferyczną oka w kilku stanach akomodacji. Model przewiduje zmiany aberracji sferycznej oka zwykle obserwowane u badanych (Koomen, 1949, Ivanoff, 1953). Aberracja sferyczna wraz ze wzrostem akomodacji stopniowo maleje, a następnie staje się przekorygowana.

W celu znalezienia aberracji chromatycznej oka uwzględniona została dyspersja wszystkich ośrodków oka. Założyłam, zgodnie z wynikami eksperymentów, że dyspersja rogówki, cieczy wodnistej oraz ciała szklistego, jest taka sama jak dyspersja wody. Do wyznaczenia dyspersji kory i jądra soczewki skorzystałam z wyników pomiarów przedstawionych w pracy (Sivak, 1982) W początkowych próbach przyjąłam dyspersję

soczewki taką samą jak dyspersja wody, jednak obliczona na tej podstawie aberracja chromatyczna oka w niebieskiej części widma była za mała. Uwzględniając dyspersję soczewki większą niż wody, uzyskałam wartości aberracji chromatycznej oka dobrze pokrywające się z wartościami zmierzonymi (Wald, 1947). Model przewiduje również nieznaczny wzrost aberracji chromatycznej dla akomodacji 8 D, co jest zgodne z obserwacjami eksperymentalnymi przedstawionymi w pracy (Berny, 1969).

Funkcja przenoszenia kontrastu, obliczona dla zaproponowanego modelu oka przy braku akomodacji, dość dobrze koresponduje z wynikami eksperymentalnymi dla niskich i wysokich częstości przestrzennych. Dla środkowej części dziedzin częstości przestrzennych pojawiają się rozbieżności pomiędzy modelem a rezultatami pomiarów. W tym obszarze jakość odwzorowania obliczona na podstawie modelu teoretycznego jest lepsza niż otrzymana eksperymentalnie. Można się spodziewać, że funkcja przenoszenia kontrastu jest w rzeczywistości lepsza niż zmierzona eksperymentalnie. Eksperyment bowiem polegał na tym, że znajdowano obraz świecącego punktu po odbiciu od siatkówki (światło przechodziło przez układ optyczny oka, odbijało od siatkówki i z powrotem przechodziło przez układ optyczny oka, zatem wyznaczona eksperymentalnie krzywa może być obarczona błędami wynikającymi z dwukrotnie większego rozpraszania światła przez ośrodki oka, jak i z pewnego rozpraszania światła zachodzącego na samej siatkówce. Model przewiduje nieznaczne pogorszenie jakości odwzorowania układu optycznego oka przy stopniowym zwiększaniu akomodacji. Podobne wyniki eksperymentalne u poszczególnych badanych otrzymano w pracy (Lopez-Gil, 1998). W pracy tej pokazano, że funkcja przenoszenia kontrastu dla oka akomodującego jest taka sama lub nieznacznie gorsza niż bez akomodacji.

Rozdział 6

Pomiar właściwości refrakcyjnych oka krowiego

W poniższym rozdziale przedstawione zostaną wyniki pomiarów wybranych właściwości refrakcyjnych oka krowy. Zmierzona została dyspersja cieczy wodnistej i ciała szklistego, rozkład współczynnika załamania w płaszczyźnie równikowej i wzdłuż osi optycznej soczewki dla trzech różnych długości fali, geometria soczewki oraz jakość odwzorowania dawana przez soczewkę (aberracja sferyczna i obraz dawany przez soczewkę oka).

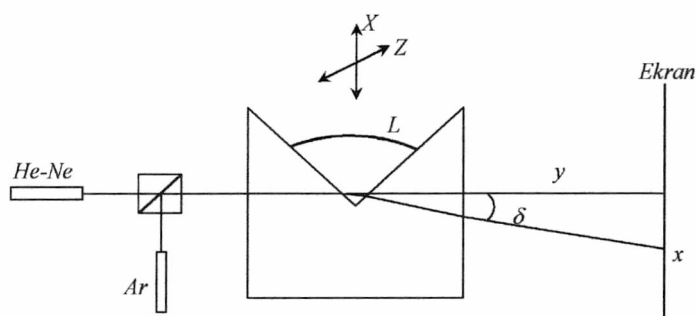
6.1 Metody pomiaru

Badania przeprowadzono na oczach krowich przywiezionych z Zakładów Przetwórstwa Mięsnego we Wrocławiu. Wszystkie pomiary wykonywano w temperaturze pokojowej i w ciągu kilku godzin od zabicia zwierzęcia. Ciecz wodnista za pomocą strzykawki została umieszczona w naczyniu pomiarowym. Ciało szkliste przy użyciu szczypców umieszczano w naczyniu pomiarowym. W celu wypreparowania soczewki oka odcięto rogówkę w okolicy rąbka rogówki, kolejno usunięto tęczę, przecięto wiązadelko i delikatnie oddzielono ciało szkliste od tylnej powierzchni soczewki.

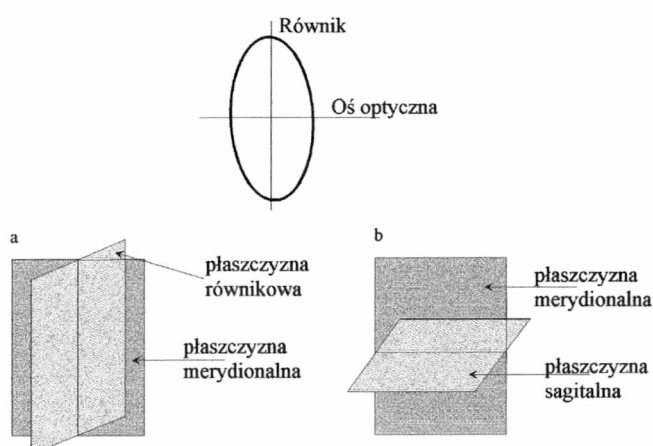
Dyspersja cieczy wodnistej i ciała szklistego była mierzona w refraktometrze Pulfricha. Jako źródło światła wykorzystano lampy Hg, H₂ i He, długość fali światła była zmieniana poprzez wstawienie odpowiedniego szklanego filtra. Współczynnik załamania światła zmierzono dla pięciu długości fal: 757 nm, 587 nm, 547 nm, 435 nm i 404 nm.

Soczewka oczna po wypreparowaniu była ważona oraz zmierzono jej grubość i średnicę. Następnie położono ją w kuwecie wypełnionej roztworem soli fizjologicznej. W celu otrzymania kształtu zewnętrznych powierzchni soczewki, jej profil został sfotografowany przy użyciu kamery CCD, zapamiętany na dysku komputera a następnie aproksymowany krzywymi stożkowymi oraz funkcją kph za pomocą algorytmu Levenberga-Marquardta. Wymiary soczewki zostały przeliczone do jej wymiarów rzeczywistych.

Rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka został zmierzony w układzie, którego schemat przedstawiono na rysunku 6.1 (jest to modyfikacja refraktometru Pulfricha). Próbkę soczewki do pomiaru została przygotowana w sposób przedstawiony poniżej. Aby otrzymać rozkład współczynnika załamania w płaszczyźnie równikowej, soczewka została przecięta w dwóch prostopadłych płaszczyznach: równikowej i merydionalnej (rys 6.2a). W ten sposób otrzymano ćwiartkę, której ostra krawędź zawiera płaszczyznę równikową. Cięcie wykonane wzdłuż płaszczyzn przedstawionych na rysunku 6.2b umożliwiło wykonanie pomiaru rozkładu współczynnika załamania wzdłuż osi optycznej. W ten sposób wykonana próbka została umieszczona w pryzmacie typu V, zamontowanym na przesuwym stoliku XZ, przemieszczanym co 0.5 mm w kierunku Z (rys.6 1). Wąska wiązka światła laserowego (w doświadczeniu zastosowano lasery He-Ne i Ar) przechodziła przez próbkę soczewki blisko wierzchołka pryzmatu V. Z powodu różnicy współczynników załamania pomiędzy próbką L soczewki a pryzmatem, promień laserowy był odchylany od początkowego kierunku o kąt δ .



rys. 6.1 Schemat układu wykorzystanego do pomiaru rozkładu współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka: He-Ne i Ar –źródła światła, L – próbka soczewki, δ –kąt odchylenia promienia, pryzmat typu V umieszczony na stoliku XZ.



rys. 6.2 Schematyczne przedstawienie płaszczyzn, wzdłuż których dokonywano cięcia soczewki, aby otrzymać rozkład współczynnika załamania wzdłuż: a) płaszczyzny równikowej, b) wzdłuż osi optycznej.

Mierząc kąt odchylenia δ można obliczyć współczynnik załamania w badanym obszarze próbki:

$$n_s(\lambda) = \sqrt{N(\lambda)^2 - \sin(\delta)} \cdot \sqrt{N(\lambda)^2 - \sin^2(\delta)}. \quad (6.1)$$

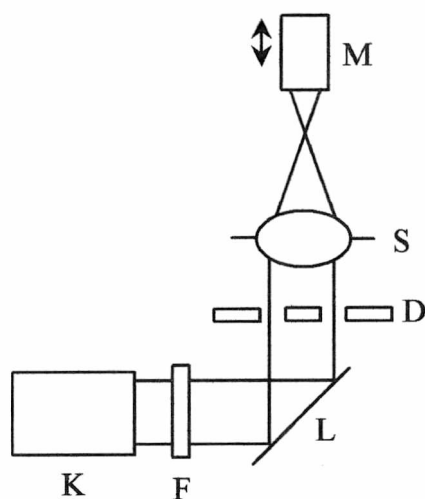
W powyższym wyrażeniu n_s jest współczynnikiem załamania próbki soczewki, λ jest długością fali światła użytego podczas pomiaru i N jest współczynnikiem załamania pryzmatu. W eksperymencie kąt odchylenia δ był obliczany na podstawie pomiaru odległości x i y . Zatem wartość współczynnika załamania wewnątrz soczewki obliczałam z zależności:

$$n_s = f(x, y) = \sqrt{N^2 - \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}}} \cdot \sqrt{N^2 - \frac{x^2}{x^2 + y^2}}. \quad (6.2)$$

W eksperymencie obliczałam kąt odchylenia δ dla określonego położenia pryzmatu i dla określonej długości fali, a następnie przeliczano go, na podstawie zależności (6.1), na współczynnik załamania. Pomiary wykonywane były dla trzech długości fali: 633 nm (laser He-Ne), 514 nm oraz 477 nm (laser Ar).

W celu wyznaczenia aberracji sferycznej wyizolowanej soczewki oka zestawiony został układ przedstawiony na rysunku 6.3. Równoległa wiązka światła z kolimatora K odbijana jest w kierunku pionowym od zwierciadła L, następnie skupiana jest przez wyizolowaną soczewkę oka S. Filtr interferencyjny F wycina żądaną długość fali światła (w doświadczeniu używano filtrów przepuszczających długości fal 546 nm, 656 nm). Strefy soczewki wybierane były przez przysłony pierścieniowe D, o wzrastających promieniach od wielkości 1 mm do 5.5 mm co 0.5 mm. Szerokość „okna” przysłony pierścieniowej wynosiła 0.5 mm. Wiązka przyosiowa wydzielana była przez przysłonę kołową o średnicy 0.5 mm. Przez mikroskop M znajdowano położenie najmniejszej plamki rozmycia.

Obraz przedmiotu dawany przez wyizolowaną soczewkę oka został zarejestrowany w układzie podobnym do przedstawionego na rys. 6.3. W miejscu przysłony pierścieniowej D umieszczona była przysłona irysowa o średnicy 4 mm, nie korzystano z filtra interferencyjnego F a obserwowany test znajdował się w miejscu kolimatora K. Test oświetlano specjalnie w tym celu skonstruowanym oświetlaczem zapewniającym równomierne oświetlenie testu. Obserwacja testu odbywała się w świetle od niego odbitym. W miejscu mikroskopu M znajdowała się sprzężona z komputerem kamera CCD.



rys. 6.3. Schemat układu wykorzystanego do pomiaru podłużnej aberracji sferycznej wyizolowanej soczewki oka. M-mikroskop, S-soczewka oka, D-przysłona pierścieniowa, L-zwierciadło, F-filtr interferencyjny, K-kolimator światła białego.

6.2. Analiza błędu pomiaru wartości współczynnika załamania

Do pomiaru wartości współczynnika załamania cieczy wodnistej i ciała szklanego wykorzystałam refraktometr Pulfricha. W refraktometrze tym wartość współczynnika załamania obliczana jest z pomiaru wartości kąta odchylenia δ na podstawie wzoru (6.1). W celu obliczenia bezwzględnego błędu Δn pomiaru współczynnika załamania obliczamy różniczkę zupełną zależności (6.1). W wyniku otrzymujemy następujące równanie:

$$\Delta n = \Delta \delta \cdot \frac{1}{2\sqrt{N^2 - \sin^2(\delta)}\sqrt{N^2 - \sin^2(\delta)}} \left(-\cos(\delta)\sqrt{N^2 - \sin^2(\delta)} + \frac{\sin^2(\delta) \cdot \cos(\delta)}{\sqrt{N^2 - \sin^2(\delta)}} \right), \quad (6.3)$$

gdzie $\Delta \delta$ jest błędem pomiaru kąta wynosi $1'$. W najmniej korzystnym zestawie danych pomiarowych dostajemy błąd pomiaru współczynnika załamania $\Delta n = \pm 0.0001$.

W przypadku pomiaru wartości współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka kąt odchylenia δ był obliczany na podstawie pomiaru odległości x i y (patrz rys. 6.1). W celu obliczenia błędu bezwzględnego Δn pomiaru wartości współczynnika załamania wewnątrz soczewki obliczam różniczkę zupełną równania (6.2):

$$\Delta n = \frac{df(x, y)}{dx} \cdot \Delta x + \frac{df(x, y)}{dy} \cdot \Delta y, \quad (6.4)$$

gdzie

$$\frac{df(x, y)}{dx} = \frac{1}{2 \cdot \sqrt{N^2 - \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}}} \cdot \sqrt{N^2 - \frac{x^2}{x^2 + y^2}}} \cdot \left[\frac{\sqrt{N^2 - \frac{x^2}{x^2 + y^2}}}{\sqrt{x^2 + y^2}} + \frac{x^2 \sqrt{N^2 - \frac{x^2}{x^2 + y^2}}}{\sqrt{(x^2 + y^2)^3}} + \frac{x^2 y^2}{\sqrt{N^2 - \frac{x^2}{x^2 + y^2}} \cdot \sqrt{(x^2 + y^2)^9}} \right] \quad (6.5)$$

$$\frac{df(x, y)}{dy} = \frac{1}{2 \cdot \sqrt{N^2 - \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}}} \cdot \sqrt{N^2 - \frac{x^2}{x^2 + y^2}}} \cdot \left(\frac{xy \sqrt{N^2 - \frac{x^2}{x^2 + y^2}}}{\sqrt{(x^2 + y^2)^3}} - \frac{x^3}{\sqrt{(x^2 + y^2)^5} \cdot \sqrt{N^2 - \frac{x^2}{x^2 + y^2}}} \right) \quad (6.6)$$

Δx i Δy są błędami pomiaru odległości x i y , są one równe wartości najmniejszej działki taśmy mierniczej i wynoszą $\Delta x=0.1$ cm i $\Delta y=0.1$ cm. Ponownie stosując najmniej korzystny zestaw danych pomiarowych błąd pomiaru wartości współczynnika załamania wewnątrz soczewki krowiej wynosi 0.001.

6.3. Dyspersja cieczy wodnistej i ciała szklistego

Zmierzone przy użyciu refraktometru Pulfricha wartości współczynników załamania cieczy wodnistej i ciała szklistego dla różnych długości fal zostały przedstawione w tabeli 6.1. Ich dyspersję aproksymowano wzorem Herzbergera w postaci przedstawionej równaniem (4.6). Znalezione wartości parametrów krzywej dyspersyjnej a_0 , a_1 , a_2 przedstawiono w tabeli 6.2. Na rysunku 6.4 przedstawiono wykres współczynników załamania dla cieczy wodnistej i ciała szklistego w funkcji długości fali. Rysunek zawiera zarówno punkty pomiarowe jak i krzywe aproksymujące. Wyniki te porównano z krzywą dyspersyjną dla wody destylowanej, zmierzonej również w refraktometrze Pulfricha. Policzone liczbę Abbego dla cieczy ocznych. Liczba Abbego jest miarą dyspersji danego ośrodka i wyraża się następującą zależnością:

$$\nu = \frac{n(589nm) - 1}{n(486) - n(656)}. \quad (6.7)$$

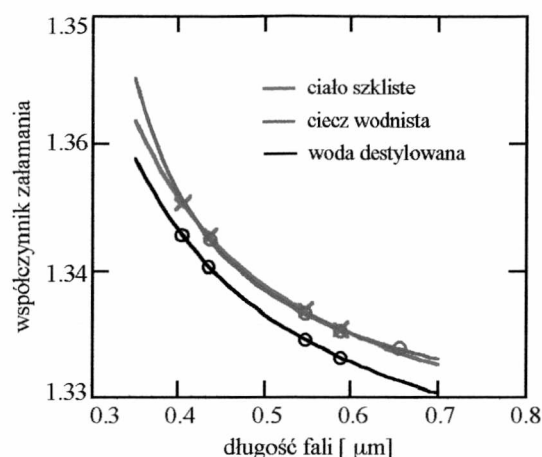
Liczba Abbego cieczy wodnistej i ciała szklistego są zbliżone i wynoszą odpowiednio 57 i 54.

Tabela 6.1 Wartości współczynników załamania cieczy wodnistej i ciała szklistego dla różnych długości fal zmierzone na refraktometrze Pulfricha. Błąd pomiaru wartości współczynnika załamania ± 0.0001 .

	404.7	435.8	547.1	587.7	757.3
ciecz wodnista	*	1.3424	1.3377	1.3351	1.3334
ciało szkliste	1.3452	1.3427	1.3378	1.3353	*

Tabela 6.2 Współczynniki równania dyspersyjnego Herzbergera (równanie 4.6) dla cieczy wodnistej i ciała szklanego oka krowy.

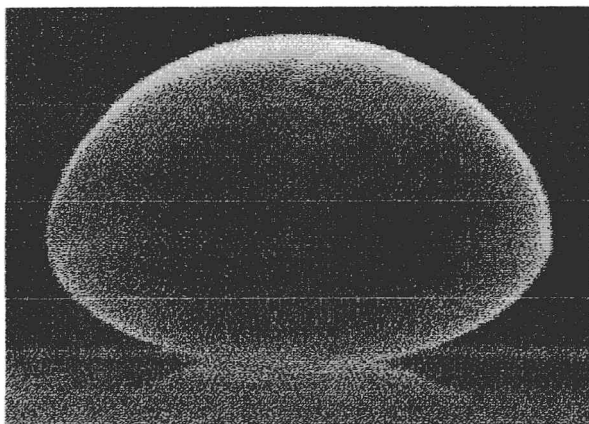
	a_0	a_1	a_2
ciało szkliste	1.333	-0.00949	0.00181
ciecz wodnista	1.33	-0.00458	0.00201



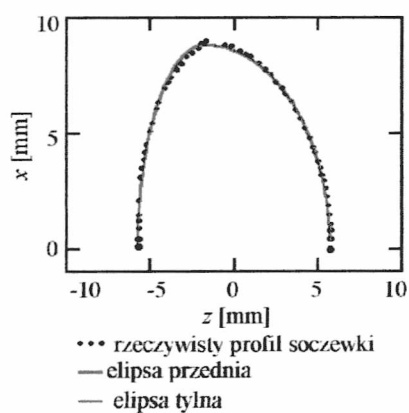
rys. 6.4 Dyspersja cieczy wodnistej i ciała szklanego oka krowy, na rysunku przedstawiono punkty pomiarowe i krzywe aproksymujące. Dla porównania pokazano dyspersję wody.

6.4. Kształt wyizolowanej soczewki oka

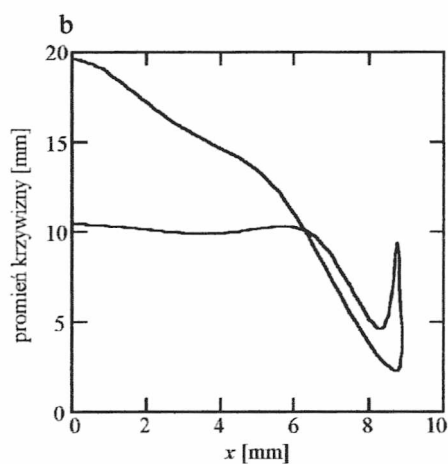
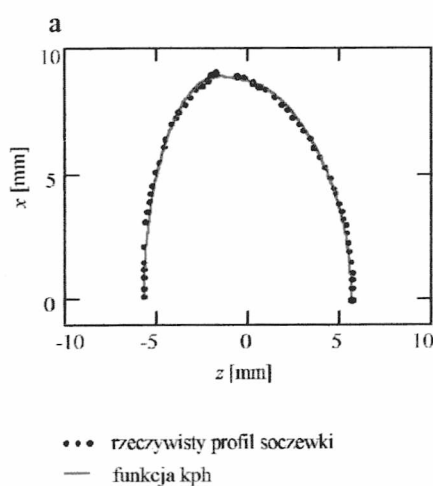
Wyizolowana soczewka jest uwolniona od napięcia mięśnia rzęskowego. W nienaruszonym stanie (czyli wewnątrz oka) mięsień rzęskowy rozciąga radialnie soczewkę, w związku z tym jej kształt jest inny niż soczewki wypreparowanej, a jej osiowa grubość jest mniejsza. Gdy patrzy się na soczewkę wzdłuż jej osi, wówczas wyizolowana soczewka ma kształt koła. Kształt soczewki, gdy patrzy się na nią z boku, przedstawiono na rysunku 6.5. Tak zarejestrowany profil soczewki oka opisano w dwojaki sposób: za pomocą krzywych stożkowych oraz przy użyciu funkcji kph, której obszernie omówienie znajduje się w rozdziale 6. W przypadku krzywych stożkowych, profil soczewki można opisać równaniem (4.1). Spośród krzywych stożkowych profil soczewki oka wołu najlepiej można było opisać za pomocą połówek dwóch elips: jedna połówka opisuje przedni, druga połówka opisuje tylny profil soczewki. Na rysunku 6.6 porównano profil soczewki oka aproksymowany elipsami (krzywa ciągła) z rzeczywistym kształtem soczewki (kółka). Kształt soczewki krowiej z powodzeniem opisano również funkcją kph. Na rysunku 6.7 a porównano rzeczywisty kształt soczewki (punkty) z aproksymacją funkcją kph (krzywa ciągła). Na rys. 6.7 b przedstawiono zmianę promienia krzywizny wzdłuż profilu dla aproksymacji funkcją kph. W tabeli 6.3 i 6.4 przedstawiono zmierzone i obliczone wartości geometrycznych wymiarów soczewki dla czterech badanych soczewek odpowiednio przy aproksymacji krzywymi stożkowymi i funkcją kph. Dodatkowo zamieszczono ciężar każdej soczewki.



rys. 6.5. Sfotografowany profil soczewki oka wołu, u dołu - przednia powierzchnia soczewki, u góry - tylna powierzchnia soczewki.



rys. 6.6. Profil soczewki przybliżony połówkami dwóch elips (linia ciągła), porównany z rzeczywistym kształtem soczewki (kółka); soczewka o masie 2 g.



rys. 6.7 a) Profil soczewki przybliżany funkcją kph (soczewka o masie $m=2$ g), b) zmiana promienia krzywizny wzdłuż profilu kph zaznaczonego linią ciągłą w podpunkcie a).

Tabela 6.3 Geometryczne wymiary obliczone dla czterech badanych soczewek, aproksymacja elipsami. Podano wierzchołkowy promień krzywizny R tylnej i przedniej powierzchni soczewki, parametr kształtu ε (eliptyczność), osiową grubość, średnicę oraz ciężar.

lp	$R_{\text{przednie}} [\text{mm}]$	$\varepsilon_{\text{przednie}}$	$R_{\text{tylne}} [\text{mm}]$	$\varepsilon_{\text{tylne}}$	grubość $[\text{mm}]$	średnica $[\text{mm}]$	masa $[\text{g}]$
1	18.98	5.42	10.21	1.57	10	17.3	1.77
2	19.58	4.95	10.41	1.4	11.4	17.7	2.00
3	20.37	4.85	11.11	1.44	11.9	18.5	2.7
4	20.79	4.89	11.40	1.47	12	18.8	2.8
Wartość średnia	19.93	5.03	10.78	1.47	11.32	17.8	—

Tabela 6.4. Wartości parametrów opisujących profil soczewki oka wołu przy użyciu funkcji kph (znaczenie parametrów patrz równania (5.14)–(5.16)), obliczone dla soczewki średniej.

$R_p [\text{mm}]$	p_p	$R_t [\text{mm}]$	p_t	s_p	s_t	m
19.93	1.9	10.78	5.9	1.74	1.9	8

6.5. Rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki oka

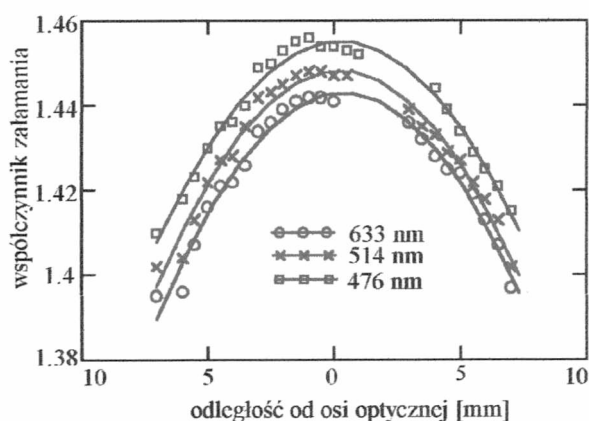
Na rysunkach 6.8 i 6.9 przedstawiono typowy rozkład współczynnika załamania zmierzony odpowiednio wzdłuż płaszczyzny równikowej i wzdłuż osi optycznej dla trzech długości fali. W obydwu przypadkach, dla wszystkich długości fali, punkty pomiarowe najlepiej były opisywane parabolą. Na poniższych rysunkach przedstawione zostały zarówno punkty pomiarowe jak i krzywe aproksymujące. W przypadku rozkładu współczynnika załamania wzdłuż osi optycznej brak jest punktów pomiarowych w części centralnej soczewki. W obszarze tym próbka nie przylegała dobrze do soczewki, odchylana wiązka laserowa była mocno rozproszona, stąd niemożliwy był pomiar kąta odchylenia. W tabeli 6.5 zawarte zostały uśrednione wartości współczynników załamania kory i jądra soczewki (z ośmiu badanych soczewek) dla trzech obszarów widma. Policzono również liczby Abbego dla różnych obszarów soczewki. Ponieważ pomiar współczynnika załamania był wykonywany tylko dla trzech długości fali, w tym przypadku za definicję liczby Abbego przyjęto wyrażenie:

$$v = \frac{n(514) - 1}{n(476) - n(633)} \quad (6.8)$$

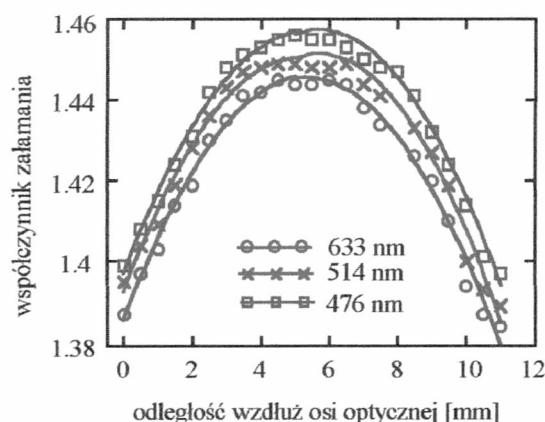
Policzona na podstawie powyższej zależności wartość liczby Abbego maleje od obszarów brzegowych ($v=42$) do środkowych ($v=37$).

Tabela 6.5 Uśrednione współczynniki załamania kory i jądra soczewki dla czerwonej, zielonej i niebieskiej części widma. Dokładność pomiaru 0.001.

	633 nm	514 nm	477 nm
kora	1.397	1.401	1.412
jądro	1.447	1.451	1.458



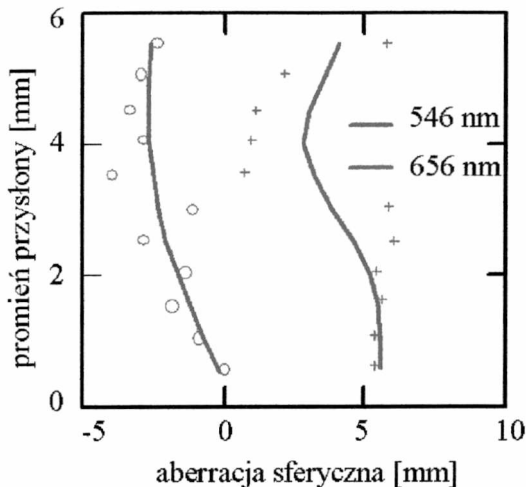
rys. 6.8. Rozkład współczynnika załamania w płaszczyźnie równikowej dla trzech różnych długości fali światła.



rys. 6.9. Rozkład współczynnika załamania wzdłuż osi optycznej dla trzech różnych długości fali światła.

6.6. Aberracja sferyczna wyizolowanej soczewki oka krowiego

Na rysunku 6.10 zaprezentowano wykres aberracji sferycznej wyizolowanej soczewki oka zmierzony w układzie przedstawionym na rys. 6.3. Na wykresie przedstawiłam punkty pomiarowe oraz krzywe aproksymujące. Pomiar wykonywany był dla dwóch długości fali światła 546 nm oraz 656 nm. Ogniska dla tych długości fal są wyraźnie rozdzielone. Wykres zarówno dla zielonej jak i dla czerwonej długości fali posiada pewne cechy korekcji aberracji sferycznej.



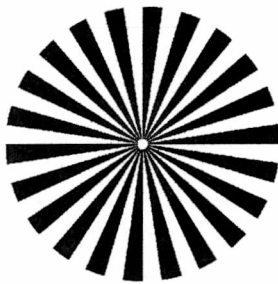
rys. 6.10. Wykres podłużnej aberracji sferycznej wyizolowanej soczewki oka krowy.

6.7. Obraz dawany przez wyizolowaną soczewkę oka krowiego

Kolejnym krokiem pracy eksperymentalnej było sprawdzenie, czy w rzeczywistej soczewce oka pojawiają się efekty przedstawione na rysunkach 4.12, czyli czy soczewka posiada kilka płaszczyzn o stosunkowo dobrej jakości odwzorowania. W tym celu zarejestrowano obraz gwiazdy Siemens'a dawany przez wyizolowaną soczewkę oka o masie 2.18 g. Na rysunku 6.11 pokazano obraz gwiazdy Siemens'a zarejestrowany w różnych płaszczyznach rozogniskowania, oraz w płaszczyźnie najlepszego obrazu. Cyfry pod rysunkami oznaczają w jakiej odległości (w mm) od płaszczyzny obrazu zarejestrowałam obraz gwiazdy Siemens'a. Niestety kontrast zarejestrowanego obrazu dawanego przez soczewkę jest dość słaby. W tym układzie nie obserwuje się efektów znalezionych numerycznie w *rozdziale 4*.

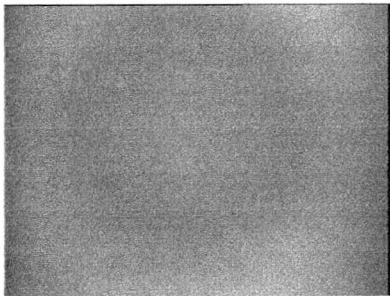
6.8 Teoretyczny model soczewki oka krowy

W kolejnym etapie pracy skonstruowałam, na podstawie otrzymanych wyników eksperymentalnych, teoretyczny model soczewki oka krowy. Następnie porównałam właściwości refrakcyjne modelu z właściwościami zmierzonymi. Powierzchnie soczewki opisywane były równaniem 2.1. Wartości parametrów R i ε przyjąłam takie, jak średnie wartości przedstawione w tabeli 6.3. Zatem wierzchołkowy promień krzywizny i współczynnik asferyczności przedniej powierzchni soczewki wynosiły odpowiednio 19.9 mm i 4.89, tylnej natomiast odpowiednio 10.8 mm i 1.47. Powierzchnie stałego współczynnika załamania wewnątrz soczewki zostały skonstruowane w sposób omówiony w *rozdziale 2.1*. Wzrost współczynnika załamania od kory do jądra soczewki opisywany był następującą zależnością:

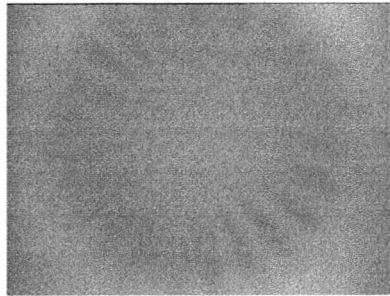


przedmiot

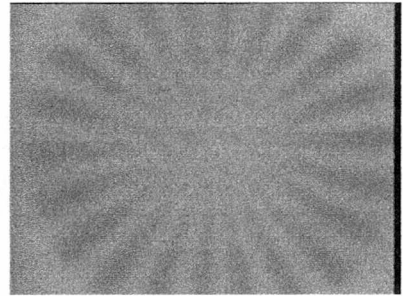
rys. 6.11. Obraz gwiazdy Siemens otrzymywany
przez wyizolowaną soczewkę oka krowy.
Masa soczewki 2.18 g.



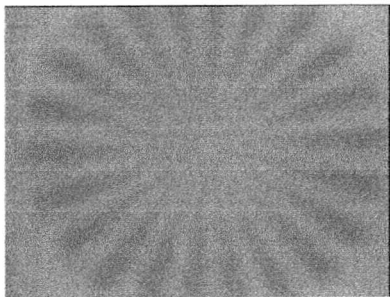
-8 mm



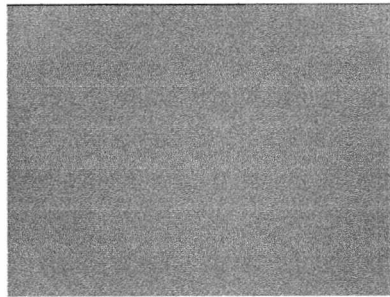
-4 mm



0



2 mm

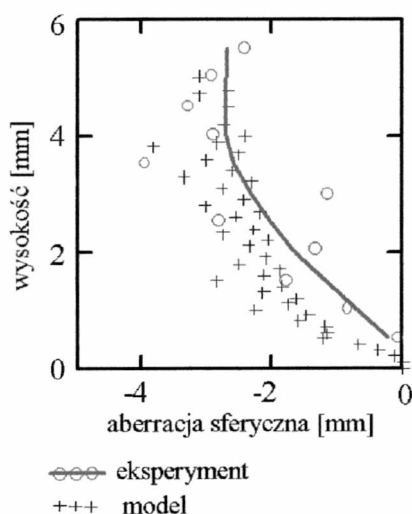


8 mm

$$n(r) = n_j - (n_j - n_k) \cdot \left(\frac{r}{R}\right)^2, \quad (6.5)$$

gdzie n_j jest współczynnikiem załamania jądra soczewki i wynosi 1.451 (w modelu przyjęłam wartości dla zielonej części widma), n_k jest współczynnikiem załamania kory soczewki i wynosi 1.401, r jest odległością od środka soczewki do elementu o współczynniku załamania n , R jest odległością pomiędzy korą a jądrem soczewki. Wartość współczynnika załamania rośnie według zależności parabolicznej od wartości 1.401 do wartości 1.451.

Porównanie wykresu aberracji sferycznej modelu soczewki z wartościami zmierzonymi przedstawiono na rys. 6.12. Biorąc pod uwagę fakt, że model soczewki został skonstruowany na podstawie średnich wymiarów geometrycznych badanych soczewek, natomiast aberracja sferyczna została zmierzona dla jednej soczewki, to wydaje się że zmierzone wartości dość dobrze pokrywają się z obliczeniami teoretycznymi.



rys. 6.12. Porównanie aberracji sferycznej modelu soczewki oka krowy z wynikami eksperymentalnymi.

6.9. Podsumowanie

Soczewka oka, jako jeden z elementów optycznych oka, jest jeszcze stosunkowo słabo poznana. W tej części pracy skupiłam się na pomiarze wybranych właściwości refrakcyjnych samej soczewki oka oraz otaczającego ją środowiska. Właściwości refrakcyjne soczewki są określone poprzez kształt jej powierzchni łamiących, rozkład współczynnika załamania oraz współczynniki załamania ośrodka w którym się znajduje. Stosunkowo łatwo można zmieniać kształt soczewki. Pod torebką znajduje się istota soczewki – materiał o konsystencji żelu. Zewnętrzne części soczewki łatwo można usuwać warstwami, stopniowo odsłaniając w ten sposób coraz bardziej zbite, wewnętrzne części soczewki, do momentu aż ukaże się twarde jądro. Struktura soczewki zatem dobrze odzwierciedla wzrost wartości współczynnika

załamania od kory do jądra soczewki zaprezentowany na rysunkach 6.7 i 6.8. W pracy rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki krowiej najlepiej aproksymowano parabolą zarówno w płaszczyźnie równikowej jak i wzdłuż osi optycznej. Zmierzone przeze mnie w pracy średnie wartości współczynnika załamania na brzegu i w jądrze soczewki dla długości fali 633 nm wynoszą 1.397 i 1.447. Zbliżone wartości uzyskano dla soczewki krowiej w pracy (Sivak, 1982), odpowiednio 1.403 i 1.455, dla długości fali 650 nm. Również paraboliczny rozkład współczynnika załamania w soczewce krowiej wzdłuż płaszczyzny równikowej znaleziono w pracy (Chan, 1988), gdzie wykonano pomiar na jednej soczewce (metodą nie wymagającą cięcia soczewki) dla długości fali 633 nm. Kształt wyizolowanej soczewki oka z powodzeniem można przedstawić za pomocą nowego opisu zaproponowanego w *rozdziale 5* niniejszej rozprawy. Wyznaczony wykres podłużnej aberracji sferycznej wyizolowanej soczewki oka wskazuje, że soczewka posiada do pewnego stopnia skorygowaną aberrację sferyczną. Aberracja sferyczna wyizolowanych soczewek różnych gatunków zwierząt była mierzona przez kilku badaczy (Glasser, 1998; Sivak, 1983). U poszczególnych gatunków obserwuje się również podobne „pozawijane” wykresy aberracji sferycznej. Obserwacja obrazów różnych testów przez wyizolowaną soczewkę oka krowy nie potwierdziła niestety numerycznych wyliczeń przedstawionych w *rozdziale 4*, że soczewka oka człowieka może posiadać kilka płaszczyzn obrazowych. Może to być spowodowane z jednej strony tym, że kontrast rejestrowanego obrazu był bardzo słaby i ewentualne zmiany mogłyby być trudno zauważalne. Z drugiej strony soczewka krowia różni się od soczewki człowieka wielkością, masą, wartościami brzegowego i jądrowego współczynnika załamania jak i rozkładem współczynnika załamania wewnątrz soczewki. Ponadto wypreparowana soczewka posiada inne właściwości refrakcyjne (kształt powierzchni łamiących i profil współczynnika załamania) niż soczewka funkcjonująca w układzie optycznym oka.

W przyszłości chciałabym kontynuować pomiary właściwości refrakcyjnych soczewki oka. Zaprojektowane zostało i jest już w fazie realizacji urządzenie, za pomocą którego będzie można radialnie rozciągać wyizolowaną soczewkę oka, symulując w ten sposób zmiany kształtu soczewki podczas akomodacji. Wykorzystując to urządzenie chciałabym powtórzyć zaprezentowane w niniejszym rozdziale pomiary kształtu powierzchni łamiących, aberracji sferycznej oraz rejestracji obrazu danego przez soczewkę dla różnych stopni rozciągania soczewki. Bardzo interesującym zagadnieniem byłoby zmierzenie zmian rozkładu współczynnika załamania wraz ze zmianą kształtu soczewki (na razie, jak pokazały wyliczenia numeryczne przedstawione w *rozdziale 5*, podczas akomodacji najprawdopodobniej zmianie ulega również profil współczynnika załamania, nie zostało to

jednak jeszcze pokazane eksperymentalnie). W tym celu podjęłam pierwsze próby, na razie nie udane, pomiaru rozkładu współczynnika załamania wewnątrz nie rozcinanej soczewki w układzie interferometru Twymana-Greena. Ciekawym zagadnieniem, o którym wciąż niewiele wiadomo, jest pomiar zmian właściwości refrakcyjnych soczewek wraz z wiekiem. Ponieważ wraz z wiekiem zmienia się geometria soczewki oraz najprawdopodobniej rozkład współczynnika załamania, pociągać to musi za sobą zmiany we właściwościach refrakcyjnych soczewki.

Rozdział 7. Podsumowanie

Głównym celem tej pracy było skonstruowanie modelu układu optycznego oka, uwzględniającego asferyczność wszystkich powierzchni łamiących oraz złożoną strukturę soczewki oka dla różnych stanów akomodacji. Przegląd literatury podejmującej zagadnienie modelowania układu optycznego oka pokazał, że nie został do tej pory skonstruowany model, który uwzględniałby zmiany wewnętrznej struktury soczewki podczas akomodacji dając charakterystyki refrakcyjne układu optycznego oka zgodne z pomiarami eksperymentalnymi.

W pierwszej części swojej pracy zapoznałam się z literaturą podejmującą tematykę pomiarów właściwości refrakcyjnych układu optycznego oka: budowy poszczególnych jego elementów ze szczególnym zwróceniem uwagi na takie parametry, jak promień krzywizny, grubości i wartości współczynników załamania. Zapoznałam się również z literaturą opisującą te zmiany w funkcji akomodacji. Dzięki tej wiedzy można stworzyć model, który w swojej budowie będzie bardzo zbliżony do rzeczywistego układu optycznego oka, i który jednocześnie będzie odzwierciedlał jego właściwości refrakcyjne. Bazując na wynikach pomiarów przedstawionych w literaturze skonstruowałam model, który uwzględnia ważne cechy charakterystyczne układu optycznego oka – asferyczność wszystkich powierzchni łamiących oraz zmienny rozkład współczynnika załamania wewnątrz soczewki. Przednia powierzchnia rogówki, zgodnie z obserwacjami eksperymentalnymi, została opisana elipsoidą poziomą (czyli o wzrastającej wartości promienia krzywizny wraz z oddalaniem się od osi optycznej). Tylne powierzchnie rogówki opisane zostały również elipsoidą poziomą o tak dobranym współczynniku asferyczności, aby zachowany był odpowiedni przyrost grubości rogówki wraz z oddalaniem się od osi optycznej. Na początku swojej pracy kształt soczewki opisywałam za pomocą połówek dwóch elips (aby zachować asymetryczność soczewki) zszytych na równiku. Jednak podczas testowania modelu oka okazało się, że tak skonstruowany model nie odzwierciedla mierzonych średnich właściwości refrakcyjnych oka. Ponadto, w miejscu zszycia połówek dwóch elips otrzymuje się nieciągłość promienia krzywizny (pomimo, że sama funkcja jest ciągła), co wydaje się być niefizyczne. W związku z tym zaproponowano nowy opis profilu soczewki, za pomocą którego w dokładniejszy sposób można zamodelować kształt soczewki.

Nasza wiedza o właściwościach rogówki jest dość obszerna, wciąż natomiast jest stosunkowo niewiele prac zajmujących się pomiarami i modelowaniem właściwości refrakcyjnych soczewki oka. Z tego względu w *rozdziale 4* niniejszej rozprawy skupiłam się na numerycznym zbadaniu, jaki wpływ na odwzorowanie układu optycznego oka (położenie

obrazu i aberrację sferyczną) ma wewnętrzna struktura soczewki. O ile mi wiadomo, nie pojawiła się do tej pory praca [oprócz pracy (Smith, 1991), numerycznie badano w niej zależności pomiędzy rozkładem współczynnika załamania a mocą łamiącą], w której by przetestowano te zależności. Bazowałam w tym przypadku na modelu, w którym soczewka opisywana była połówkami dwóch elips. Otrzymałam dość nieoczekiwane efekty. Dla pewnych rozkładów współczynnika załamania wewnątrz soczewki oraz dla małej ilości powłok soczewka posiada kilka płaszczyzn obrazowych. Wraz ze zmianą rozkładu współczynnika wewnątrz soczewki oraz ze zmianą ilości powłok wewnątrz soczewki zmienia się jej moc optyczna. Dla współczynnika załamania bardziej stromeego w warstwach korowych moc optyczna soczewki jest mniejsza. Podobnie otrzymuje się mniejszą moc łamiącą dla większej ilości powłok wewnątrz soczewki.

Ponieważ opis kształtu soczewki za pomocą powierzchni stożkowych nie odzwierciedla właściwości refrakcyjnych układu optycznego oka (otrzymana na jego podstawie wartość aberracji sferycznej jest za duża w stosunku do średnich mierzonych wartości), w kolejnej części pracy zaproponowałam nowy opis profilu soczewki oka (funkcja opisująca profil soczewki oka została nazwana przeze mnie funkcją *kph*). Funkcja ta posiada ciągły rozkład promienia krzywizny wzdłuż całego profilu soczewki oraz umożliwia zamodelowanie wzrostu promienia krzywizny przedniej i tylnej powierzchni soczewki wraz z oddalaniem się od osi optycznej. Ponadto opis ten w stosunkowo prosty sposób umożliwia modelowanie zmian kształtu soczewki podczas akomodacji: zamodelować zarówno stopniowe spłaszczanie się przedniej i tylnej powierzchni soczewki, przyrost jej grubości jak i zmniejszanie się średnicy. Bazując na wynikach pomiaru *in vivo* zmian kształtu soczewki oka podczas akomodacji zaprojektowałam ilościowe zmiany kształtu soczewki. Stosując ten opis kształtu soczewki, udało mi się stworzyć numeryczny model średniego układu optycznego oka, którego właściwości refrakcyjne (podłużna aberracja sferyczna, aberracja chromatyczna, funkcja przenoszenia kontrastu) dość dobrze korespondują ze średnimi właściwościami refrakcyjnymi rzeczywistego oka. Model ten odzwierciedla zmiany właściwości refrakcyjnych oka podczas akomodacji: stopniowe przekorygowanie aberracji sferycznej, wzrost aberracji chromatycznej oraz niewielkie pogorszenie funkcji przenoszenia kontrastu.

W części eksperymentalnej pracy zmierzyłam wybrane wielkości charakteryzujące układ optyczny oka krowiego takie jak: współczynnik załamania cieczy wodnistej i ciała szklistego w funkcji długości fali, kształt wyizolowanych soczewek oka, rozkład współczynnika załamania wzdłuż płaszczyzny równikowej oraz wzdłuż osi optycznej wewnątrz soczewki dla różnych długości fali. Zmierzyłam również, jaki jest wykres

podłużnej aberracji sferycznej wyizolowanej soczewki oka oraz jaki obraz jest dawany przez wyizolowaną soczewkę oka. Obliczyłam współczynniki równania Herzbergera opisującego dyspersję cieczy wodnistej i ciała szklistego. Kształt wyizolowanej soczewki oka krowiego opisałam w dwojaki sposób: za pomocą połówek dwóch elips oraz za pomocą funkcji kph. Zmierzony rozkład współczynnika załamania wzdłuż płaszczyzny równikowej jak i wzdłuż osi optycznej dla trzech użytych długości fali światła opisałam za pomocą paraboli. Zmierzony wykres aberracji sferycznej pokazuje, że wyizolowana soczewka oka krowy posiada częściowo korygowaną aberrację sferyczną.

Dodatek

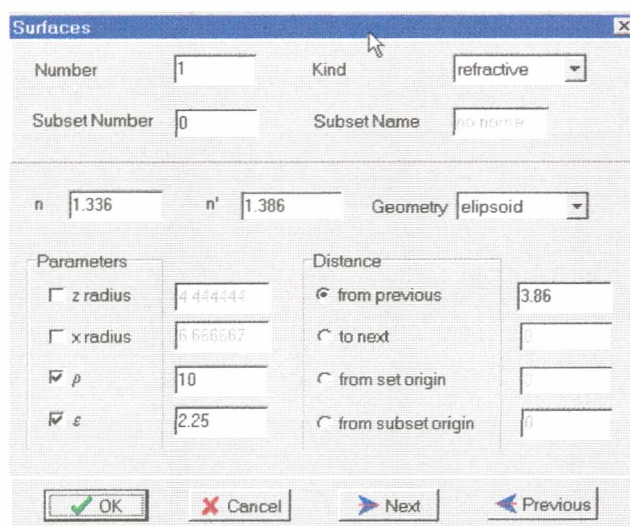
W celu przetestowania teoretycznego modelu układu optycznego oka, napisany został program znajdujący bieg promienia przez zadaną przez użytkownika liczbę powierzchni. Program napisany został w środowisku Builder C++. Można w nim wyróżnić trzy główne moduły:

1. układ optyczny,
2. obliczenia,
3. wyniki.

W programie stosowana jest następująca reguła znaków (za Nowak, 1998). Przyjmuje się, że światło biegnie z lewej strony na prawą. Długości odcinków mierzone są od wierzchołka powierzchni, przy czym są one dodatnie jeżeli skierowane są zgodnie z biegiem światła, a ujemne jeśli przeciwnie. Kąty mierzymy w kierunku od osi optycznej (lub prostej prostopadłej do powierzchni łamiącej) do promienia i uważamy je za dodatnie, jeśli odmierzane są zgodnie z ruchem wskazówek zegara, w przeciwnym wypadku są ujemne.

8.1. Układ optyczny

Moduł układ optyczny pozwala na zdefiniowanie układu składającego się z maksymalnie 20 000 powierzchni. Program pozwala na przeliczenie biegu promienia przez powierzchnię płaską, wszystkie powierzchnie stożkowe (o symetrii obrotowej) oraz przez funkcją kph (obszerne omówienie funkcji kph znajduje się w rozdziale 5). Krzywe stożkowe określone są poprzez podanie wartości dwóch parametrów: albo wierzchołkowego promienia krzywizny R oraz parametru kształtu ε (patrz równanie 2.1), bądź połowy długości dużej i małej osi (tylko w przypadku elipsoidy i sfery). Funkcja kph definiowana jest poprzez podanie wartości parametru d (patrz równanie 5.16). Przy określaniu powierzchni w programie należy podać wartość współczynnika załamania przed i za powierzchnią oraz położenie powierzchni w układzie optycznym (położenie może być podawane



rys. 8.1. Wygląd okienka określającego parametry powierzchni załamującej

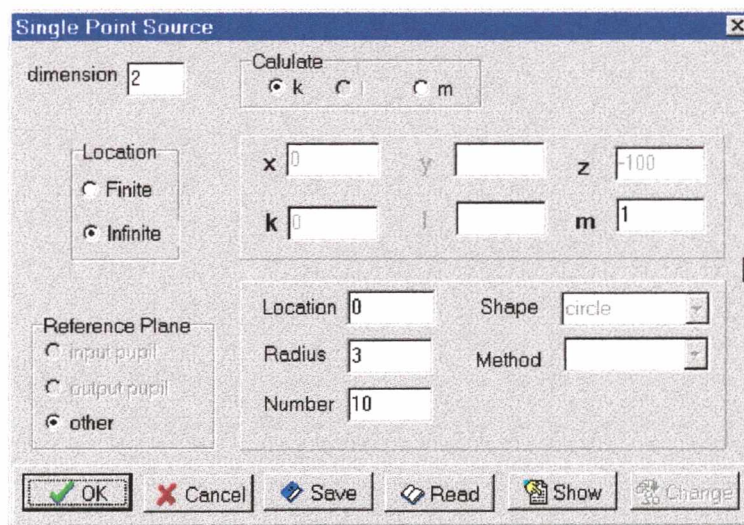
względem pierwszej, poprzedniej bądź następnej powierzchni układu). Wygląd okienka programu określającego parametry jednej powierzchni przedstawiono na rys. 8.1. Program umożliwia zapisanie do pliku zdefiniowanego układu optycznego.

8.2. Obliczenia

W programie użytkownik może określić następujące parametry wiązki promieni świetlnych padających na układ optyczny:

- położenie- źródło może znajdować się w skończonej odległości (należy podać jego odległość względem wybranej płaszczyzny podziału, która w prowadzonych obliczeniach pokrywa się z wierzchołkiem rogówki) lub też w nieskończoności,
- kosinusy kierunkowe promieni, jeśli wybrane zostało źródło w położeniu nieskończonym (dla skończonego położenia źródła kosinusy kierunkowe promieni obliczane są automatycznie ze znajomości położenia źródła i sposobu podziału źrenicy wejściowej),
- promień wiązki padającej na źrenicę wejściową,
- ilość podziałów promienia źrenicy wejściowej- ilość okręgów w źrenicy, na których w sposób losowy generowane są promienie.

Wygląd okienka umożliwiającego określenie źródła światła przedstawiono na rys. 8.2.

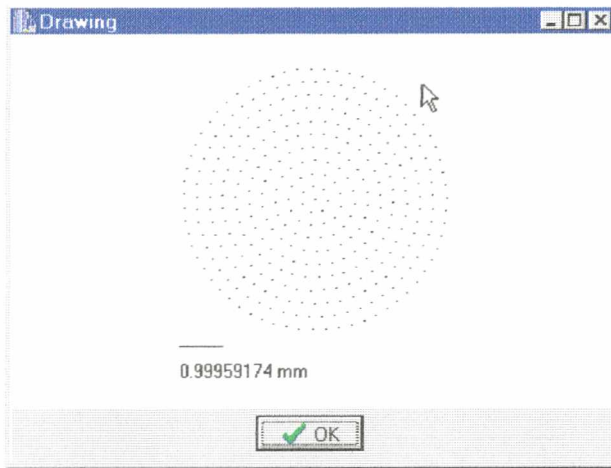


rys. 8.2. Wygląd okienka opisującego parametry wiązki padającej na układ optyczny

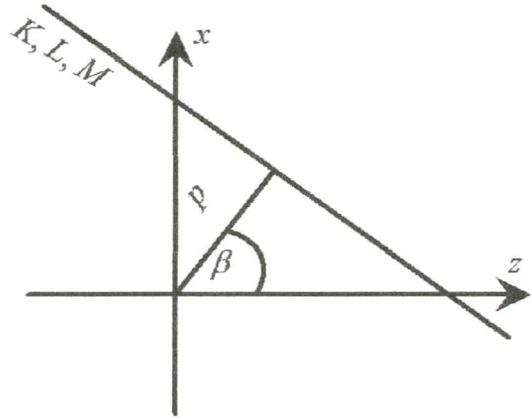
Promienie przechodzą przez płaszczyznę podziału ze stałą gęstością. Przykładowy spot diagram wiązki w źrenicy wejściowej układu optycznego przedstawiono na rys. 8.3.

W programie promień świetlny zadawany jest w postaci parametrycznej:

$$\begin{cases} x = x_0 + K \cdot t \\ y = y_0 + L \cdot t \\ z = z_0 + M \cdot t \end{cases} \quad (8.1)$$



rys. 8.3. Spot diagram wiązki padającej na układ optyczny.



rys. 8.4. Prosta we współrzędnych biegunowych.

gdzie (K, L, M) oznaczają kosinusy kierunkowe promienia, (x_0, y_0, z_0) współrzędne promienia w dowolnym punkcie, t jest parametrem. Przy obliczaniu biegu promienia przez funkcję kph , powyższe równanie promienia zamieniane jest na równanie we współrzędnych biegunowych:

$$g(\varphi) = \frac{p}{\cos(\beta - \varphi)}, \quad (8.2)$$

gdzie znaczenie parametrów p i β jest takie jak na rysunku 8.4.

W celu znalezienia kierunku promienia po załamaniu na powierzchni łamiącej wykonywane są następujące kroki:

1. znajdowany jest punkt przebiecia promienia z powierzchnią załamującą,
2. wyznaczana jest normalna do powierzchni w punkcie przebiecia,
3. znajdowany jest kąt padania na powierzchnię,
4. z prawa Snella znajdowany jest kąt załamania oraz obliczane są nowe kosinusy kierunkowe promienia po załamaniu przez zadaną powierzchnię.

Ad.1. W przypadku powierzchni stożkowych dla znalezienia punku przecięcia (x, y, z) promienia z powierzchnią stożkową rozwiązywany jest następujący układ równań:

$$\begin{cases} 2 \cdot R \cdot z = \varepsilon \cdot z^2 + x^2 + y^2 \\ x = x_0 + K \cdot t \\ y = y_0 + L \cdot t \\ z = z_0 + M \cdot t \end{cases}, \quad (8.3)$$

Wstawiając w nim trzy ostatnie równania do równania pierwszego, dostajemy równanie stopnia drugiego na parametr t :

$$A \cdot t^2 + B \cdot t + C = 0 \quad (8.4)$$

gdzie współczynniki A, B, C wyrażone są poprzez następujące zależności:

$$A = K^2 + L^2 + \varepsilon \cdot M^2, \quad (8.5)$$

$$B = 2 \cdot (K \cdot x_0 + L \cdot y_0 + M \cdot z_0 \cdot \varepsilon - R \cdot M), \quad (8.6)$$

$$C = x_0^2 + y_0^2 + \varepsilon \cdot z_0^2 - 2 \cdot R \cdot z_0. \quad (8.7)$$

Znalezioną z rozwiązania równania (8.4) wartość parametru t podstawiamy do wyrażen na x, y i z (w równaniach 8.3) dostając w ten sposób współrzędne punktu przebiecia.

W przypadku funkcji kph, punkt przebiecia promienia z funkcją kph obliczany jest numerycznie. W programie rozwiązywane jest, ze względu na φ , następujące równanie:

$$\frac{1}{g(\varphi)} - \frac{1}{\rho(\varphi)} = 0, \quad (8.8)$$

gdzie $g(\varphi)$ jest równaniem promienia (równanie 8.2), $\rho(\varphi)$ jest funkcją kph (równanie 5.16). Miejsce zerowe równania (8.8) znajdowane są w programie przy pomocy algorytmu Zbrent znajdującego się w pracy (Press, 1992).

Ad. 2. W przypadku powierzchni stożkowych, kosinusy kierunkowe wektora normalnego do powierzchni (k, l, m) w danym punkcie (x, y) wyznaczone są z następujących zależności:

$$k = \pm \frac{x}{\sqrt{\rho^2 + (x^2 + y^2) \cdot (1 - \varepsilon)}}, \quad (8.9)$$

$$l = \pm \frac{y}{\sqrt{\rho^2 + (x^2 + y^2) \cdot (1 - \varepsilon)}}, \quad (8.10)$$

$$m = \frac{\sqrt{\rho^2 - x^2 \cdot \varepsilon}}{\sqrt{\rho^2 + (x^2 + y^2) \cdot (1 - \varepsilon)}}. \quad (8.11)$$

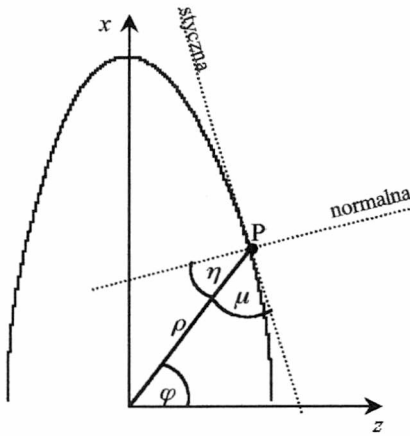
Znak minus przyjmowany jest w przypadku, gdy $\rho > 0$.

W celu wyznaczenia normalnej do funkcji kph (równanie 5.16) w punkcie P (rys. 8.5) o współrzędnych (ρ, φ) , w pierwszym kroku obliczono kąt μ pomiędzy promieniem wodzącym a styczną z zależności (Bronsztajn, 1995):

$$\mu = \text{atan}\left(\frac{\rho(\varphi)}{\rho'(\varphi)}\right), \quad (8.12)$$

Następnie wyznaczono kąt η pomiędzy normalną a promieniem wodzącym z równania:

$$\eta = \frac{\pi}{2} - \mu. \quad (8.13)$$



rys. 8.5 Schematyczny rysunek przedstawiający sposób wyznaczenia normalnej do krzywej wyrażonej we współrzędnych biegunowych.

Cosinusy kierunkowe normalnej w danym punkcie P o współrzędnych (ρ, φ) można obliczyć z następujących zależności:

$$m = \cos(\varphi - \eta), \quad (8.14)$$

$$k = \cos\left(\frac{\pi}{2} - \alpha \cos(m)\right). \quad (8.15)$$

Ad. 3. Kąt padania promienia na powierzchnię znajdowany jest z iloczynu skalarnego:

$$\cos(i) = k \cdot K + l \cdot L + m \cdot M, \quad (8.16)$$

gdzie k, l, m są cosinusami kierunkowymi normalnej do powierzchni, K, L, M są kosinusami kierunkowymi promienia.

Ad. 4. Nowe cosinusy kierunkowe promienia (K', L', M') po załamaniu obliczane są z wektorowej wersji prawa Snella dla promieni skośnych (Welford, 1989).

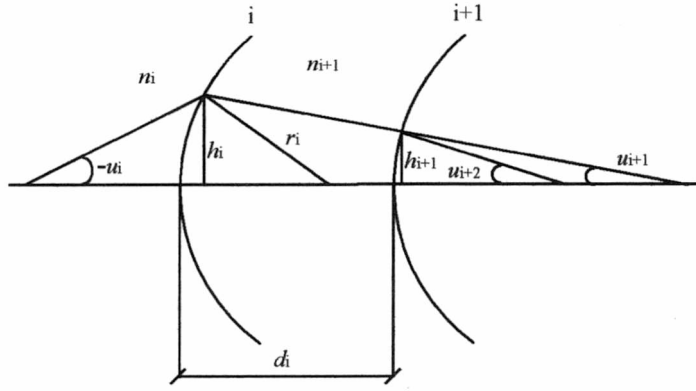
$$n' \cdot K' - n \cdot K = \alpha \cdot (n' \cdot \cos(i') - n \cdot \cos(i)), \quad (8.17)$$

$$n' \cdot L' - n \cdot L = \beta \cdot (n' \cdot \cos(i') - n \cdot \cos(i)), \quad (8.18)$$

$$n' \cdot M' - n \cdot M = \gamma \cdot (n' \cdot \cos(i') - n \cdot \cos(i)), \quad (8.19)$$

gdzie n i n' oznaczają odpowiednio współczynniki załamania przed i za powierzchnią łamiącą, i -kąt padania, i' -kąt załamania, K, L, M cosinusy kierunkowe promienia padającego na powierzchnię, K', L', M' cosinusy kierunkowe promienia po załamaniu przez powierzchnię.

W celu wyznaczenia układu zastępczego modelu oka zastosowano procedurę przeliczeń paraksjalnych w następującej postaci (rys. 8.6), (Nowak, 1997):



rys. 8.6. Schematyczny rysunek do schematu przeliczeń paraksjalnych

$$n_{i+1} \cdot u_{i+1} - n_i \cdot u_i = \frac{h_i}{r_i} (n_{i+1} - n_i), \quad (8.20)$$

$$h_{i+1} = h_i - d \cdot u_{i+1}. \quad (8.21)$$

8.3. Wyniki

W zadanej przez użytkownika płaszczyźnie obrazu program oblicza charakterystyki geometryczne plamki aberracyjnej. Parametrami charakteryzującymi plamkę są:

- Środek ciężkości, zdefiniowany jako:

$$x_s = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i, \quad (8.22)$$

$$y_s = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i. \quad (8.23)$$

- Odchylenie standardowe, zdefiniowane jako:

$$\delta_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - x_s)^2}{N(N-1)}}, \quad (8.24)$$

$$\delta_y = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (y_i - y_s)^2}{N(N-1)}}. \quad (8.25)$$

Indeks „ i ” definiuje kolejne promienie.

- Średnica okręgu zawierającego 80 % energii w plamce aberracyjnej (średnica d_{08}).

Znajdowane jest również położenie płaszczyzny najlepszego obrazu (geometrycznego) jako miejsce, w którym najmniejsza jest średnica d_{08} . Ponadto w programie wyznaczana jest podłużna aberracja sferyczna, jako zależność pomiędzy wysokością padania promienia na źrenicę wejściową układu a wielkością $\delta z'$ zdefiniowaną jako:

$$\delta z'_i = z'_i - z^*, \quad (8.26)$$

gdzie indeks „ i ” numeruje kolejne promienie, z^* oznacza obraz gaussowski, z' jest zbiegową obrazową promienia i . Ponieważ w optyce oka operuje się najczęściej wielkością mocy optycznej, w pracy aberrację sferyczną przeliczałam na jednostki mocy optycznej. Jeśli promienie brzegowe załamywane są silniej niż przyosiowe, wówczas aberracja sferyczna wyrażona w milimetrach jest ujemna, a wyrażona w mocach optycznych jest dodatnia.

W celu wyznaczenia aberracji chromatycznej modelu oka wyznaczyłam, korzystając z procedur paraksjalnego biegu promienia, moc optyczną oka dla poszczególnych długości fali (wzory na dyspersję ośrodków przedstawiono w *podrozdziale 4.2.*). Aberrację chromatyczną wyrażałam jako różnicę w mocy optycznych modelu układu optycznego oka poszczególnych długości fal. Sposób znalezienia punktowej funkcji rozmycia oraz funkcji przenoszenia kontrastu przedstawiono w *podrozdziale 4.3.*

Bibliografia

1. Adler F, (1968). *Fizjologia oka. Zastosowanie kliniczne*. Warszawa, PZWL
2. Aggarwala KA, Kruger ES, Mathews S, Kruger P, (1995a). Spectral bandwidth and ocular accommodation.. *J. Opt. Soc. Am. A*, **12**, 450-455.
3. Aggarwala KR, (1995b). Valuable information from the eye. *Biophotonics International*, January/February, 52-56.
4. Aggarwala KR, Nowbotsing S, Kruger PB, (1995c). Accommodation to monochromatic and white-light targets. *Invest. Ophthalm. Vis. Sci.* **36**, 2695-2705.
5. Al-Ahdali I, El-Messierey A, (1995). Examination of the fibrous structure of a lens on the optical characteristics of the human eye: a computer simulated model. *App. Opt.* **34**, 5738-5745.
6. Artal P, (1990). Calculation of two dimensional foveal retinal images in real eyes. *J. Opt. Soc. Am. A*, **7**, 1374-1381.
7. Artal P, Navarro R, (1994). Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression. *J. Opt. Soc. Am. A*, **11**, 246-249.
8. Atchinson DA, Collins MJ, Wildsoet CF, Christensen J, Waterworth MD, (1995). Measurement of monochromatic ocular aberrations of human eyes as a function of accommodation by the Howland aberroscope technique. *Vis. Res.* **35**, 313-323.
9. Atchinson DA, Joblin A, Smith G, (1998). Influence of Stiles-Crawford effect apodization on spatial visual performance. *J. Opt. Soc. Am. A*, **15**, 2545-2551.
10. Bedford RE, Wyszecki G, (1957). Axial chromatic aberration of the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* **47**, 564-565.
11. Bennett AG, (1966). The calibration of keratometers. *Optician* **151**, 317-332.
12. Berny F, (1969). Etude de la formation des images retiniennes et determination de l'aberration de sphericite de l'oeil humain. *Vis. Res.* **9**, 977-990.
13. Bettelheim F, (1985). Physical basis of lens transparency. Rozdział 7 w *The ocular lens: structure, function and pathology* ed. Harry Maisel, Marcel Dekker Inc., New York.
14. Bibby MM, (1976). Computer assisted photokeratoscopy and contact lens design. *Optician*, **171**, 37-41.
15. Blaker JW, (1980). Toward an adaptive model of the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* **7**, 220-223.
16. Blokland J, Verhelst SC, (1987). Corneal polarisation in the living human eye explained with a biaxial model. *J. Opt. Soc. Am. A*, **4**.
17. Bonnet R, (1964). *La Topographie Corneenne*. (Paris: Desroches).
18. Born M, Wolf E, (1980). *Principles of Optics*. Pergamon Press, Oxford 1980, wyd. VI.
19. Bronsztejn I, Siemiendajew K, (1995). *Matematyka. Poradnik encyklopedyczny*. Wydawnictwo Naukowe PWN.
20. Brown N, (1973). The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation. *Exp. Eye Res.* **15**, 441-459.
21. Brown N, (1974). The change in lens curvature with age. *Exp. Eye Res.* **19**, 175-183.

22. Campbell FW, Gubisch RW, (1966). Optical quality of the human eye. *J. Physiol.* **186**, 558-578.
23. Campbell FW, Westheimer G, (1959). Factors influencing accommodation responses of the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* **49**, 568-571.
24. Campbell MC, (1984). Measurement of refractive index in an intact crystalline lens. *Vis. Res.* **24**, 409-415.
25. Chan DY, Ennis JP, Pierścione BK, Smith G, (1988). Determination and modelling of the 3D gradient refractive indices in crystalline lenses. *Appl. Opt.* **27**, 926-931.
26. Clark RC, Campbell MC, Piers PA, (1998). Dependence of the refractive index in the human crystalline lens on age and time postmortem, *ARVO Abstracts*.
27. Donaldson DD, (1966). A new instrument for the measurement of the corneal thickness. *Arch. Ophthalmol.* **76**, 25-31.
28. El Hage SG, Berny F, (1973). Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J. Opt. Soc. Am.* **63**, 205-211.
29. Fagerholm F, Philipson BT, Lindstrom B, (1981). Normal human lens, the distribution of protein. *Exp. Eye Res.* **33**, 615-620.
30. Fraunhofer J, (1817). Bestimmung des Brechungs und des Farbenzerstreuungs Vermoegens verschiedener Glasarten, in Bezug auf die Vervollkommnung achromatischer Fernroehre. *Ann. d. Physik (Gilbert)*, **56**, 264.
31. Glasser A, Campbell MC, (1996). Physical and optical changes in the human crystalline lens and their relationship to presbyopia. *Invest. Ophthalm. Vis. Sci. (Supplement)*, **37**, S757.
32. Glasser A, Campbell MC, (1998). Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vis. Res.* **38**, 209-229.
33. Goodman JW, (1968). *Introduction to Fourier Optics*. McGraw-Hill Book Company.
34. Gubisch RW, (1967). Optical performance of the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* **57**, 407-415.
35. Guillon M, Lydon DP, Wilson C, (1986). Corneal topography: a clinical model. *Ophthalm. Physiol. Opt.* **6**, 47-56.
36. Gullstrand A, (1924). *Helmholtz physiological optics*. Optical Society of America, New York.
37. Hamano J, Tanaka K, (1968). Examination of patients after long wear of contact lenses. *Contacto*, **12**, 3.
38. Hartridge H, (1950). *Recent Advances in the Physiology of Vision*. Churchill, London.
39. Helmholtz H, (1909). *Physiologische Optik*. 3 Wydanie, Hamburg Voss.
40. Hitzenberger CK, (1991). Optical measurement of the axial eye length by Laser Doppler Interferometry. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **32**, 616-624.
41. Hitzenberger CK, (1992). Measurements of corneal thickness by low-coherence interferometry. *Appl. Opt.* **31**, 6637-6642.
42. Hodam F, (1977). *Wzory i tablice optyki technicznej*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa.
43. Howarth PA, Bradley A, (1986). The longitudinal chromatic aberration of the human eye and its correction. *Vis. Res.* **26**, 361-366.
44. Howcroft MJ, Parker JA, (1977). Aspheric curvatures for the human lens. *Vis. Res.* **17**, 1217-1223.

45. Howland HC, Buettner J, (1989). Computing high order wave aberration coefficients from variations of best focus for small artificial pupils. *Vis. Res.* **29**, 979-983
46. Howland HC, Howland B, (1977). A subjective method for the measurement of monochromatic aberration of the eye. *J. Opt. Soc. Am.* **67**, 1508-1518.
47. Ittleson WH, Ames A (1950). Accommodation, convergence and their relation to apparent distance. *J. Physiol.* **30**, 43-62.
48. Ivanoff A (1953). *Les aberration de l'oeil*.
49. Ivanoff A, (1949). Focusing wave-length for white light. *J. Opt. Soc. Am.* **39**, 718.
50. Jagger WS, (1990). The refractive structure and optical properties of the isolated crystalline lens of the cat. *Vis. Res.* **30**, 723-738.
51. Jansson F, (1963). Measurements of intraocular distances by ultrasound. *Acta Ophthalmol. Suppl.* **74**, 1-49.
52. Jaroński J, (1997). *Badanie i modelowanie dwójłomności rogówki oka*. Rozprawa doktorska, Instytut Fizyki Politechnika Wrocławska.
53. Jenkins TCA, (1963). Aberration of the eye and their effect on vision: part 1. *Br. J. Physiol. Opt.* **20**, 59-91.
54. Jóźwicki R, (1988). *Teoria odwzorowania optycznego*. Państwowe Wydawnictwo Naukowe, Warszawa.
55. Kasprzak H, Jankowska E, (1996). A new analytical approximation of corneal topography. *J. Modern Opt.* **43**, 1136-1148.
56. Kasprzak HT, (1997). Approximation of geometry and thickness of the human cornea. *Optik*, **107**, 62-66.
57. Kasprzak H (1999). New analytical approximation of the crystalline lens profile. *Ophthalm. Physiol. Opt.* in press.
58. Kiely PM, Smith G, Carney LG, (1982). The mean shape of the human cornea. *Opt. Acta*, **29**, 1027-1040.
59. Koomen M, Tousey R, Scolnik R, (1949). The spherical aberration of the eye. *J. Opt. Soc. Am.* **39**, 370-376.
60. Koretz JF, Handelman GH, Brown NP, (1984). Analysis of human crystalline lens curvature as a function of accommodative state and age. *Vis. Res.* **24**, 1141-1151.
61. Koretz JF, Kaufman PL, Neider MW, Goeckner PA, (1989). Accommodation and presbyopia in the human eye-ageing of the anterior segment. *Vis. Res.* **29**, 1685-1692.
62. Krauskopf J, (1962). Light distribution in human retinal image. *J. Opt. Soc. Am.* **52**, 1046-1050.
63. Kremer FB, Walton P, Gensheimer G, (1985). Determination of corneal thickness using corneal pachometry. *Ann. Ophthalmol.* **17**, 506-507.
64. Kruger P, Nowbotsing S, Aggarwala KR, Mathews S, (1995). Small amounts of chromatic aberration influence dynamic accommodation. *Optom Vis. Sci.* **72**, 656-666.
65. Kuszak JR (1987). Embryology and anatomy of the lens. ed. T. Duane w *Clinical Ophthalmology*, Harper and Row, Philadelphia.
66. Le Grand Y, El Hage SG, (1980). *Physiological Optics*. Springer -Verlag., Berlin.
67. Lewkowicz M, Nowak J, Zając M, (1998). Calculation of the aberration spot: improved numerical algorithm. *J. Modern Opt.* **45**, 1421-1435.

-
68. Liou HL, Brennan N, (1997). Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J. Opt. Soc. Am. A*, **14**, 1684-1695.
 69. Lopez-Gil N, Iglesias I, Artal P, (1998). Retinal image quality in the human eye as a function accommodation. *Vis. Res.* in press.
 70. Lotmar W, (1971). Theoretical eye model with aspherics. *J. Opt. Soc. Am.* **61**, 1522-1529.
 71. Lowe RF, (1972). Anterior lens curvature. *Br. J. Ophthalmol.* **56**, 409-413.
 72. Lowe RF, Clark BA, (1973). Posterior corneal curvature. *Brit. J. Ophthalmol.* **57**, 464-470.
 73. Mandell RB, St. Helen R, (1971). Mathematical model for the corneal contour. *Br. J. Physiol. Opt.* **26**, 183-197.
 74. Martola EL, Baum JL, (1968). Central and peripheral corneal thickness. A clinical study. *Arch. Ophthalm.* **79**, 28-30.
 75. Masajada J, (1999). Simple synthetic holograms for optical vortices generation. *Proc. SPIE*, w druku.
 76. Matthiessen L, (1877). *Grundriss der Dioptrik geschichtete Linsensysteme*. Leipzig: Teubner.
 77. Meeteren A, (1974). Calculation of the optical modulation transfer function of the human eye for white light. *Optica Acta*, **21**, 395-412.
 78. Milodot M, Sivak J, (1979): Contribution of the cornea and lens to the spherical aberration of the eye. *Vis. Res.* **19**, 685-687.
 79. Mishima S, Hedbys BO, (1968). Measurement of corneal thickness with the Haag-Streit pachymeter. *Arch. Ophthalmol.* **80**, 710-713.
 80. Nakao S, Fujimoto S, Nagata R, Iwata K, (1968). Model of the refractive index distribution in the rabbit crystalline lens. *J. Opt. Soc. Am.* **58**, 1125-1130.
 81. Nakao S, Ono T, Nagata R, Iwata K, (1969). Model of refractive indices in the human crystalline lens. *Jpn. J. Clin. Ophthalmol.* **23**, 903-906.
 82. Navarro R, Santamaria J, Bescos J, (1985). Accommodation dependent model of the human eye with aspherics. *J. Opt. Soc. Am. A*, **2**, 1273-1281.
 83. Nowak J, Pietraszkiewicz K, Zając M, (1997a). Dyfrakcyjne elementy odwzorowujące. Monografia, Prace Naukowe Instytutu Fizyki Politechniki Wrocławskiej.
 84. Nowak J, Popiołek-Masajada A, (1997). Zbiór zadań z optyki geometrycznej, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław.
 85. Nowak J, Zając M, (1998). *Optyka. Kurs elementarny*. Oficyna wydawnicza Politechniki Wrocławskiej.
 86. Olson L (1987). Anatomy and embryology of the lens. wydawca T. Duane w *Clinical Ophthalmology*, Harper and Row, Philadelphia.
 87. Palmer DA, Sivak J, (1981). Crystalline lens dispersion. *J. Opt. Soc. Am.* **71**, 780-782.
 88. Petykiewicz J, (1980). *Optyka falowa*. Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, Warszawa.
 89. Phelps C, (1987). Examination and functional evaluation of crystalline lens. wydawca T. Duane w *Clinical Ophthalmology*, Harper and Row, Philadelphia

90. Pierścioneck BK, (1993a). In vitro alteration of human lens curvature by radial stretching. *Exp. Eye Res.* **57**, 629-635.
91. Pierścioneck BK, (1990). Presbyopia-effect of refractive index. *Clin. Exp. Optom.* **73**, 23-30
92. Pierścioneck BK, (1993b). What we know and understand about presbyopia. *Clin. Exp. Optom.* **76**, 83-90.
93. Pierścioneck BK, (1995). Age-related response of human lenses to stretching forces. *Exp. Eye Res.* **60**, 325-332.
94. Pierścioneck BK, Augusteyn RC, (1991). Shapes and dimensions of in vitro human lenses. *Clin. Exp. Optom.* **74**, 223-238.
95. Pierścioneck BK, Chan DY, (1989). Refractive index gradient of human lenses. *Optom. Vis. Sci.* **66**, 822-829.
96. Pinsky P, Datye DV, (1991). A microstructurally-based finite element model of the incised human cornea. *J. Biomech.* **24**, (1991), 907-922.
97. Pomerantzeff O, Fish H, Govignon J, Shepens CL, (1972). Wide-angle optical model of the eye. *Optica Acta*, **19**, 387-388.
98. Popiołek Masajada A, Kasprzak H, (1999b). New schematic eye model of the human eye with accommodation. Po pozytywnych recenzjach w *Optometry and Vision Science*.
99. Popiołek-Masajada A., (1999a). Numerical study of the influence of the shell structure of the crystalline lens on the refractive properties of the human eye. *Ophthal. Physiol. Opt.* **19**, 41-49.
100. Popiołek-Masajada A, (1998). Numerical model of refractive properties of the crystalline lens. *Proc SPIE*, **3579**, 116-121.
101. Press WH, Flannery WT, Teukolsky S.A., Vetterling BP, (1992). *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press, New York.
102. Rosenblum WM, Christensen JL, (1976). Objective and subjective spherical aberration measurements of the human eye. E. Wolf Progress in Optics XIII, North Holland.
103. Royston JM, Dunne MC, Barness DA, (1990). Measurements of the posterior corneal radius using slit lamp and Purkinje image technique. *Ophthal. Physiol. Opt.* **10**, 385-388.
104. Ruben M: Introduction to kerato-topography and keratometry. W *Contact lens practice, visual, therapeutic and prosthetics*. Rozdz. 6, Bailliere Tynndall, London.
105. Santamaria J, Artal P, Bescos J, (1987). Determination of the point spread function of human eyes using a hybrid optical digital method. *J. Opt. Soc. Am. A*, **4**, 1109-1114.
106. Schober H, Nunker H, Zolleis F, (1968). Die Aberration des menschlichen Auges und ihre Messung. *Opt. Acta*, **15**, 47-55.
107. Sivak JG, Kreuzer RO, (1983). Spherical aberration of the crystalline lens. *Vis. Res.* **23**, 59-70.
108. Sivak JG, Mandelman T, (1982). Chromatic dispersion of the ocular media. *Vis. Res.* **22**, 997-1003.
109. Sivak JG, Milodot M, (1974). Axial chromatic aberration of the eye with achromatizing lens. *J. Opt. Soc. Am.* **64**, 1724-1725.
110. Sjøntoft E, Edmund C, (1987). In vivo determination of Young's modulus for the human cornea. *Bull. Math. Biology*, **49**, 221-232.

-
111. Smith G, Atchison, B. Pięrcionek, (1992). Modeling the power of the ageing human eye. *J. Opt. Soc. Am. A*, **9**, 2111-2117.
112. Smith G, Pięrcionek BK, Atchinson DA, (1991). The optical modelling of the human lens. *Ophtal. Physiol. Opt.* **11**, 359-369.
113. Smithline LM, (1974). Accommodative responses to blur. *J. Opt. Soc. Am.* **64**, 1512-1516.
114. Sorsby A, Benjamin B, Davey JB, Sheridan M, Tanner S, (1957). Emmetropia and its aberration. A study in the correlation of the optical components of the eye. *Medical Research Council Special Report Series No. 293* (Her Majesty's Stationary Office, London,).
115. Stamnes JJ, (1986). *Waves in focal regions*. Adam Hilger, Bristol and Boston.
116. Stanworth E, Naylor J, (1950). The polarisation optics of the isolated cornea. *Br. J. Ophthalmol.* **34**.
117. Stensrom S, (1948). Investigation of the variation and the correlation of the optical elements of human eyes. *Am. J. Optom.* **25**, 340-350.
118. *Tablice fizyczno-astroonomiczne*. Wydawnictwo Adamantan. Warszawa 1995.
119. Thibos LN, Bradley A, Still DL, Zhang X, Howarth PA, (1990). Theory and measurements of ocular chromatic aberration. *Vis. Res.* **30**, 33-49.
120. Tomlinson A, Hemenger RP, Garriot R, (1993). Method for estimating the spheric aberration of the human crystalline lens in vivo. *Invest. Ophtal. & Vis. Sci.* **34**, 621-629.
121. Townsley M, (1970). New knowledge of the corneal contour. *Concacto* **14**, 38-43.
122. Trokel S, (1962). The physical basis for transparency of the crystalline lens. *Invest Ophtal.* **1**, 493-501.
123. Von Bahr G, (1948). Measurement of the thickness of the cornea. *Acta Ophtalmol.* **26**, 247-266.
124. Wald G, Griffin DR, (1947). The change in refractive power of the human eye in dim and bright light. *J. Opt. Soc. Am.* **37**, 321-336.
125. Walsh G, Charman WN, Howland HC, (1984). Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye. *J. Opt. Soc. Am. A* **1**, 987-991.
126. Welford WT, (1989). *Aberrations of Optical Systems*. Adam Hilger, Bristol and Philadelphia.
127. Westheimer G, Campbell FW, (1962). Light distribution in the image formed by the living human eye. *J. Opt. Soc. Am.* **52**, 1040-1045.
128. Young T, (1802). An account of some cases of the production of colours, not hitherto described. *Phil. Trans. Roy. Soc.* **92**, 387.

UCZESTNICTWO W KONFERENCJACH NAUKOWYCH

wrzesień 1996	<i>Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics</i> , Karpacz
maj 1997	<i>Ophthalmometry and Optometry</i> , Kazimierz Dolny
lipiec 1998	<i>XIII International Congress of the Eye Research</i> , Paryż
wrzesień 1998	<i>Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics</i> , Stara Lesna (Słowacja)

WYKAZ PUBLIKACJI

1. A. Popiołek-Masajada, Numerical model of refractive properties of the crystalline lens. *Proc SPIE*, **3579**, 116-121, 1998.
2. A. Popiołek-Masajada, H. Kasprzak, B. Janusz, Numerical study of the contribution of the cornea and crystalline lens to the longitudinal chromatic aberration of the human eye. *Opt. Appl.* **XXVIII**, 51-60, 1998.
3. A. Popiołek-Masajada, Numerical study of the influence of the shell structure of the crystalline lens on the refractive properties of the human eye, *Ophtal. Physiol Opt.* **19**, 41-49, 1999.
4. A. Popiołek-Masajada, W. Kowalik, Chromatic properties of the bovine eye, *Proc SPIE*, w druku.
5. A. Popiołek-Masajada, H. Kasprzak, New schematic eye model with accommodation, *Optometry and Vision Science*, po trzech pozytywnych recenzjach w *Optometry and Vision Science*.

W przygotowaniu

1. A. Popiołek-Masajada, W. Kowalik, Refractive properties of the bovine crystalline lens.
2. A. Popiołek-Masajada, H. Kasprzak, Numerical model of the human eye during accommodation with the new description of the crystalline lens profile.

Abstrakty na międzynarodowych konferencjach:

1. A. Popiołek-Masajada, H. Kasprzak, Numerical model of the human eye with the new function describing crystalline lens profile. *ICER Abstracts*, 1998.

