

Uniwersytet Warszawski

Wydział Fizyki



ROZPRAWA DOKTORSKA

mgr Justyna Kiermasz

**Ocena wiarygodności pomiarów
autorefraktometrycznych bez cykloplegii u dorosłych
i dzieci przy użyciu analizy krótkoczasowej zmiany
stanu refrakcji oka**

*Promotor
dr hab. Jacek Pniewski*

Warszawa, 2023

*Dziękuję mojemu promotorowi, dr hab. Jackowi Pniewskiemu
za opiekę merytoryczną, wsparcie i nieocenioną pomoc w przy-
gotowaniu tej pracy.*

Dziękuję dr hab. Marii Sobol za pomoc merytoryczną.

Dziękuję Mamie i Mężowi za wsparcie i wiarę we mnie.

Streszczenie

Autorefraktometry to urządzenia do przedmiotowego pomiaru refrakcji oka. Są szeroko stosowane w badaniach wzroku, ponieważ mierzą szybko i nie wymagają wykwalifikowanego operatora. Dokładność i powtarzalność autorefraktometrów była badana od ich pojawienia się. Udowodniono, że autorefraktometry nie są wystarczająco dokładne, by zastąpić refrakcję podmiotową. Wykazano, że konwencjonalne autorefraktometry z wbudowanym, sztucznym obiektem fiksacji przeszacowują krótkowzroczność. Autorefraktometry otwartego pola, wykonujące pomiar w naturalnych warunkach, okazały się dokładniejsze, ponieważ lepiej rozluźniały akomodację. Badano również czynniki, które wpływają na dokładność autorefrakcji i wykazano, że jest mniej dokładna u dzieci niż u dorosłych oraz w badaniu bez porażenia akomodacji.

Niniejsza praca składa się z 3 części. Celem pierwszej było zbadanie dokładności pomiarów uzyskanych przez autorefraktometry konwencjonalny Nidek ARK 510A i otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001 oraz aberrometr Visionix L80 Wave+. Drugą część pracy poświęcono analizie krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji oka, którą przeprowadzono za pomocą formalizmu matematycznego wektorów h . Celem badania była ocena wpływu warunków obserwacji (sztuczny obiekt fiksacji vs. naturalny w dali), zaburzeń akomodacji, widzenia obuocznego i powierzchni oka na dokładność autorefrakcji oraz wielkość i typ krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji. Celem trzeciej części pracy była ocena dokładności fotorefraktometru Plusoptix A12C oraz autorefraktometrów ARK 510A i NVision-K 5001 w grupie dzieci i nastolatków. W tym badaniu również analizowano wpływ zaburzeń widzenia na dokładność autorefrakcji i krótkoczasową zmienność refrakcji oka.

W pierwszym badaniu porównano dokładność pomiarów autorefraktometrycznych bez cykloplegii z ARK 510A, L80 Wave+ i NVision-K 5001 z refrakcją podmiotową w grupie młodych dorosłych. Zbadano 51 osób w wieku 19–23 lata. Sferocylicylny zapis refrakcji przeliczono na ekwiwalent sferyczny (SE) oraz komponenty cylindra skrzyżowanego J_0 i J_{45} . Średnie różnice SE między refrakcją podmiotową i autorefrakcją były istotne statystycznie i wyniosły $0,25 \pm 0,53$ D ($p < 0,001$), $0,34 \pm 0,55$ D ($p < 0,001$) i $-0,18 \pm 0,42$ D ($p < 0,001$) kolejno dla ARK 510A, L80 Wave + i NVision-K 5001. Najbardziej dokładny pomiar astygmatyzmu wykonał aberrometr.

W drugiej części zbadano 64 osoby dorosłe w wieku 23–60 lat. Przeprowadzono pełne badanie optometryczne, pomiar autorefrakcji za pomocą ARK 510A i NVision-K 5001 (20 odczytów dla każdego oka) oraz kwestionariusz diagnostyczny zaburzeń powierzchni oka OSDI. Zapis sferocylicylny przeliczono na wektor h , który pozwala umieścić wynik refrakcji w ortogonalnym, trójwymiarowym układzie współrzędnych. Analiza statystyczna nie wykazała wpływu zaburzeń widzenia na dokładność autorefrakcji. Analiza graficzna pozwoliła zaobserwować dużą różnorodność typów i zakresów zmienności refrakcji w krótkim czasie. Dla większości przypadków typ zmienności był zależny od warunków obserwacji (sztuczny bodziec vs. naturalny). W analizie graficznej indywidualnych przypadków zauważono wpływ zaburzeń akomodacji na wyniki refrakcji z konwencjonalnego autorefraktometru, a zaburzeń widzenia obuocznego na wyniki z autorefraktometru otwartego pola.

Trzecia część badania była poświęcona badaniu dokładności autorefrakcji bez cykloplegii u dzieci w wieku szkolnym i nastolatków. W badaniu porównano refrakcję z A12C, ARK 510A i NVision-K 5001 z refrakcją podmiotową bez cykloplegii. Wykazano, że wyniki najbliższe refrakcji podmiotowej dał NVision-K 5001, a najbardziej różniące się – ARK 510A. Krótkoczasowa zmienność refrakcji oka z ARK 510A i A12C zmieniała się głównie w wartości sferycznej, co świadczy o zmienności stanu akomodacji. Rozkłady z NVision-K 5001 były bardziej złożone i charakteryzowały się dużą zmiennością osi i mocy cylindra, co jest spowodowane niestabilną fiksacją podczas obserwacji w naturalnych warunkach.

Abstract

Autorefractors are used for objective refraction. They are widely used in eye care, as they provide fast measurements and do not require a trained operator. The accuracy and repeatability of autorefractors have been investigated since their launch on the market. They are proven to be not accurate enough to replace subjective refraction. It was shown that conventional instruments with built-in artificial targets overestimate myopia. Open-field autorefractors, which measure under natural conditions, were proven to be more accurate as they relax accommodation more efficiently. Factors influencing the accuracy of autorefraction have also been studied. Autorefractors are more reliable in adults compared to children and when cycloplegia is applied.

This dissertation consists of 3 parts. The first one aimed to evaluate the accuracy of the conventional autorefractor Nidek ARK 510A, the open-field autorefractor Shin-Nippon NVision-K 5001, and the aberrometer Visionix L80 Wave+. The second part analyzed short-term refractive state variation of the eye using the mathematical formalism of h -vectors. The purpose was to investigate the impact of viewing conditions (artificial target vs. natural view at distance), accommodative dysfunctions, binocular vision anomalies, and ocular surface diseases on the accuracy of autorefraction and the type and range of patterns of the short-term refractive state variation. The aim of the third part of the dissertation was to compare the accuracy of the fotorefractor Plusoptix A12C, autorefractors ARK 510A and NVision-K 5001 among children and adolescents. This study also investigated the effects of visual anomalies on autorefraction accuracy and short-term refractive variation.

In the first study, the autorefraction measurements, obtained by ARK 510A, L80 Wave+, and NVision-K 5001, were compared with subjective refraction. The study was conducted among 51 young adults aged 19–23 years. Conventional spherocylindrical notation was transformed to spherical equivalent (SE) and Jackson cross-cylinder components J_0 and J_{45} . Mean differences in SE between subjective refraction and autorefraction were 0.25 ± 0.53 D ($p < 0.001$), 0.34 ± 0.55 D ($p < 0.001$), and -0.18 ± 0.42 D ($p < 0.001$) for ARK 510A, L80 Wave+, and NVision-K 5001, respectively. They were statistically significant. Aberrometer gave the most accurate astigmatism measurements.

In the second study, 64 adults aged 23–60 were examined. A full optometric examination, autorefraction (20 readings for each eye) using ARK 510A and NVision-K 5001, and the OSDI eye surface disorders diagnostic questionnaire were performed. The spherocylindrical notation was converted into vector h and plotted in an orthogonal, three-dimensional coordinate system. The impact of visual anomalies on the accuracy of autorefraction was statistically insignificant. The graphical analysis allowed to observe a large variety of types and ranges of the short-term refractive variation. For the most cases, the type of pattern was dependent on the viewing conditions (artificial vs. natural). The impact of accommodative dysfunctions on the results from the conventional autorefractor, and the impact of binocular vision anomalies on the results from the open-field instrument were observed in analysis of individual plots.

The third part of the study evaluated the accuracy of autorefraction without cycloplegia in school-aged children and adolescents. The study compared results from A12C, ARK 510A, and NVision-K 5001 with subjective refraction. The smallest difference was observed for NVision-K 5001, and the biggest – for ARK 510A. The short-term refractive state variation from ARK 510A and A12C changed mainly in the spherical value, which indicates the accommodative state changes. The distributions from NVision-K 5001 were more complex and characterized by high variability of the axis and cylinder power, which is caused by unstable fixation during observations in natural conditions.

Spis treści

<i>Spis treści</i>	9
1. Wstęp	13
1.1. Wprowadzenie	13
1.2. Cel i tezy pracy	17
1.3. Struktura pracy.....	18
2. Układ optyczny oka	21
2.1. Rogówka	22
2.2. Soczewka oczna	23
2.3. Długości osiowe komory przedniej i gałki ocznej.....	25
2.4. Stan refrakcji oka	25
2.5. Aberracje oka.....	29
3. Pomiar refrakcji oka	33
3.1. Refrakcja przedmiotowa	33
3.1.1. Keratometria	33
3.1.2. Skiaskopia	35
3.1.3. Autorefraktometria	43
3.1.4. Fotorefrakcja.....	52
3.1.5. Aberrometria.....	57
3.2. Refrakcja podmiotowa	60
4. Matematyczne metody zapisu refrakcji oka	65
4.1. Zapis macierzowy	65
4.2. Zapis wektorowy	68
4.3. Zapis wektorowy fourierowski (z użyciem komponentów cylindra skrzyżowanego Jacksona).....	72
5. Przegląd literatury przedmiotu	77
5.1. Autorefraktometria u dorosłych	77
5.2. Autorefraktometria u dzieci	93
6. Porównanie pomiarów refrakcji oka za pomocą trzech różnych modeli autorefraktometrów i refrakcji subiektywnej u młodych dorosłych.	111
6.1. Metody badawcze	111
6.1.1. Uczestnicy badania	111
6.1.2. Urządzenia	112
6.1.3. Procedura badawcza.....	113
6.1.4. Analiza statystyczna	114
6.2. Wyniki.....	114
6.3. Dyskusja wyników.....	121

7.	<i>Badanie wpływu zaburzeń widzenia, powierzchni oka oraz warunków obserwacji na dokładność pomiarów autorefraktometrycznych i krótkoczasową zmienność stanu refrakcji oka.</i>	125
7.1.	Metody badawcze	126
7.1.1.	Uczestnicy badania	126
7.1.2.	Urządzenia	127
7.1.3.	Procedura badacza	127
7.1.4.	Analiza statystyczna.....	129
7.2.	Wyniki	131
7.2.1.	Analiza statystyczna.....	131
7.2.2.	Analiza przypadków	136
7.3.	Dyskusja wyników	154
8.	<i>Dokładność i powtarzalność autorefraktometrii bez porażenia akomodacji u dzieci i młodzieży w wieku szkolnym</i>	159
8.1.	Metody badawcze	160
8.1.1.	Uczestnicy badania	160
8.1.2.	Urządzenia	161
8.1.3.	Procedura badawcza	161
8.1.4.	Analiza statystyczna.....	163
8.2.	Wyniki	163
8.3.	Dyskusja wyników	173
	<i>Podsumowanie</i>	177
	<i>Bibliografia</i>	181
	<i>Spis rysunków.....</i>	190
	<i>Spis tabel</i>	198

Wykaz najważniejszych skrótów i symboli

R – refrakcja,

AR – autorefrakcja, wynik refrakcji z autorefraktometru,

SR – refrakcja podmiotowa,

OP – oko prawe,

OL – oko lewe,

SE – ekwiwalent sferyczny,

J_0 – komponent cylindra skrzyżowanego Jacksona w osi 0° ,

J_{45} – komponent cylindra skrzyżowanego Jacksona w osi 45° ,

JCC – cylinder skrzyżowany Jacksona,

HOA – aberracje wyższych rzędów,

S_D – punkt daleki oka,

WTR – astygmatyzm zgodny z regułą,

ATR – astygmatyzm przeciw regule,

PCA – analiza składowych głównych (ang. *principal component analysis*),

MEM – technika skiaskopii dynamicznej, ang. *monocular estimated method*,

OSDI – kwestionariusz diagnostyczny, wskaźnik zaburzeń powierzchni oka (ang. *Ocular Surface Disease Index*).

1. Wstęp

1.1. Wprowadzenie

Według szeroko cytowanego artykułu B.A. Holden *i in.* ocenia się, że do 2050 r. odsetek osób z wadami wzroku i chorobami oczu, upośledzającymi funkcjonowanie układu wzrokowego, a przez to na dowolnie definiowaną jakość życia, przekroczy globalnie 50% [1], co stanowi istotne wyzwanie dla specjalistów z wielu dziedzin.

Jedną z najczęstszych przyczyn upośledzenia wzroku (obok zaćmy i jaskry) stanowią nieskorygowane wady refrakcji [2], które mogą prowadzić do niedowidzenia [3], a także zwiększają ryzyko wystąpienia m.in.: zwyrodnienia plamki związanej w wiekiem [4], makulopatii krótkowzrocznej [5], czy jaskry [6].

Regularna opieka specjalisty i pomiar refrakcji dają możliwość odpowiednio wczesnej korekcji lub wdrożenia odpowiedniej terapii, zmniejszającej wielkość wady wzroku. Jednym z podstawowych urządzeń w gabinecie okulistycznym i optometrycznym jest autorefraktometr, który w sposób automatyczny mierzy stan refrakcji oka, stanowiąc punkt wyjściowy dla kolejnych etapów badania wzroku i ewentualnego wyboru korekcji. Wiarygodność wyników uzyskiwanych przez te urządzenia jest szczegółowo badana w przypadku każdej nowej techniki pomiaru, jednak mimo zgodności statystycznej nadal wiele urządzeń uzyskuje wyniki znacznie odbiegające od rzeczywistej wartości wady. Ten stan rzeczy stał się motywacją do przeprowadzenia badań naukowych, opisanych w niniejszej pracy.

Pojęciem, które stanowi podstawę do badań, jest refrakcja. Refrakcję oka w okulistyce i naukach o widzeniu definiuje się jako proces określenia wielkości ametropii, czyli wady wzroku oka. Celem pomiaru refrakcji jest na ogół skorygowanie oka, tak aby zapewnić pacjentowi wyraźne widzenie odległych przedmiotów (w dali). Pomiar refrakcji można przeprowadzić metodami przedmiotowymi lub podmiotowo. Pomiar przedmiotowy (obiektywny) stanu refrakcji oka przeprowadza się bez konieczności uzyskiwania subiektywnej informacji od

osoby badanej i wymaga zastosowania metod oraz narzędzi optycznych. Do metod pomiaru refrakcji przedmiotowej zalicza się między innymi skiaskopię, autorefraktometrię, czy aberrometrię. Wraz z rozwojem technologicznym rozwinęły się więc metody automatycznego, przedmiotowego pomiaru refrakcji, które nie wymagały wykwalifikowanego personelu oraz pozwalały na szybki pomiar.

Pomiar podmiotowy (subiektywny) natomiast wymaga współpracy i subiektywnych odpowiedzi ze strony pacjenta. W takim pomiarze osoba badająca dobiera taką kombinację soczewek, która zapewni najlepszą jakość widzenia osobie badanej [7]. Refrakcja podmiotowa może być wykonana przez osobę wykwalifikowaną do tego, czyli optometrystę lub okulistę. Zajmuje również znacznie więcej czasu niż metody przedmiotowe.

Autorefraktometry to urządzenia analizujące światło podczerwone (780–950 nm), odbite od tylnego bieguna gałki ocznej. Są obecne w każdym gabinecie optometrycznym, okulistycznym oraz w niemal każdym salonie optycznym. Współcześnie technologie komercyjnie dostępnych autorefraktometrów opierają się zwykle na zasadach: dysku Scheinera, skiaskopii, najlepszego ogniskowania, noża Foucault, analizy odchylenia promienia oraz analizy wielkości obrazu siatkówkowego [8]. Wyróżnia się również osobną kategorię urządzeń do badania refrakcji – fotorefraktometry. Urządzenia te wykonują zdjęcie obojga oczu z odległości około 1 m i analizują rozkład natężenia światła w źrenicy, odbitego od dna oka. Są przeznaczone głównie do badań przesiewowych małych dzieci i osób z upośledzeniami, ponieważ nie wymagają zbliżenia się pacjenta do urządzenia. Najnowszą, choć funkcjonującą już kilkanaście lat na rynku, grupą urządzeń do pomiaru stanu refrakcji oka są aberrometry. Urządzenia te posiadają detektor Shacka-Harmanna, który analizuje front falowy odbity od dna oka. Pozwalają nie tylko na pomiar ametropii, ale również na ocenę aberracji wyższych rzędów układu optycznego oka. Zapotrzebowanie na tego typu urządzenia pojawiło się wraz z popularyzacją i rozwojem różnych technik chirurgii refrakcyjnej. Aberracje wyższych rzędów nie są możliwe na razie do skorygowania klasycznymi metodami, czyli okularami i miękkimi soczewkami

kontaktowymi. Zatem w zastosowaniach klinicznych autorefraktometry nadal są najbardziej powszechnymi urządzeniami do pomiaru refrakcji przedmiotowej.

Dokładność i powtarzalność autorefraktometrów była wielokrotnie badana [9–15]. Pierwsze konstrukcje autorefraktometrów, które nadal są najpowszechniejsze, posiadały wbudowany sztuczny obiekt fiksacji. Zwykle był to balon lub budynek na końcu drogi. Perspektywa linearna zastosowana w takim bodźcu ma wywoływać efekt dali wzrokowej i rozluźniać akomodację. W praktyce jednak ten bodziec okazał się nieskuteczny. Urządzenia ze sztucznym obiektem obserwacji przeszacowywały krótkowzroczność i nie były skuteczne w wykrywaniu nadwzroczności. Zjawisko to opisano jako miopia instrumentalna (ang. *instrument myopia*). Podłożem tego zjawiska jest akomodacja psychologiczna, czyli aktywowanie akomodacji w wyniku poczucia bliskości przedmiotu. By temu zaradzić wprowadzono więc zamglenie. Jest to technika stosowana w refrakcji podmiotowej, w której doprowadza się do lekkiego zamazania obrazu, by rozluźnić akomodację. Autorefraktometry ze sztucznym obiektem obserwacji i zamgleniem nadal jednak nie były wystarczająco skuteczne w kontroli akomodacji, szczególnie u osób młodych [9]. Wtedy też wprowadzono autorefraktometry otwartego pola. Posiadały one okno z półprzepuszczalnym lustrem, przez które osoba badana obserwowała otoczenie. Obiektem fiksacji mógł być więc dowolny obiekt w dowolnej odległości. Takie urządzenia okazały się już skuteczne w kontroli akomodacji [11,12], dobrze sprawdziły się u dzieci [13]. W badaniach naukowych porównywano nie tylko refrakcję przedmiotową i podmiotową, ale również różne modele autorefraktometrów między sobą. Wykazano, że różne autorefraktometry mogą dać wyniki różniące się od siebie. Różnice zaobserwowano nie tylko w porównaniu różnych typów urządzeń [10,16], ale również w porównaniu dwóch modeli o zbliżonej konstrukcji i sposobie działania [14]. Wykazano również, że rzetelność autorefraktometrów zwiększa się wraz z wiekiem pacjenta [17], czyli wraz ze zmniejszającą się zdolnością do akomodacji. Porażenie akomodacji farmakologicznie również znacznie poprawia dokładność autorefraktometrii, szczególnie u dzieci [13].

Zdecydowanie mniej uwagi poświęcono badaniu powtarzalności refrakcji. Większość badaczy jako miarę powtarzalności stosuje odchylenie standardowe wyliczone ze wszystkich odczytów refrakcji. W artykułach podaje się uśrednione dla wszystkich uczestników badania odchylenie standardowe bez podania odchylenia standardowego tej średniej. Niektórzy autorzy badali również korelację kolejnych odczytów. Rubin i Harris zbadali powtarzalność autorefrakcji w trakcie jednej sesji pomiarowej [18]. Najpierw zbadali powtarzalność pomiaru dla sztucznego oka i pokazali, że autorefraktometr mierzył bardzo dokładnie i powtarzalnie. Wywnioskowali więc, że przyczyną nieprecyzyjnych i mało powtarzalnych wyników autorefrakcji jest dynamicznie zmieniający się układ optyczny oka. W swoim badaniu powtarzalność autorefraktometru określili jako **krótkoczasowa zmienność stanu refrakcji oka** (ang. *short-term refractive variation*), ponieważ uznali, że samo urządzenie mierzy dobrze, tylko żywe oko zmienia w czasie swój stan refrakcji. By obserwować zmienność stanu refrakcji oka w krótkim czasie wykorzystali formalizm matematyczny do reprezentacji graficznej zapisu sferocylindrycznego, wprowadzony wcześniej przez Harrisa [19]. Jest on oparty na wektorach $h = [h_1 \ h_2 \ h_3]'$. Komponent h_1 opisuje moc w przekroju poziomym, a h_3 – w pionowym. h_2 jest tym większe, im bardziej jest skośna oś cylindra skrzyżowanego i im większy jest astygmatyzm. Gdy oś cylindra jest większa niż 90° h_2 ma wartość ujemną. Każdy komponent wektora h jest dany w dioptriach. Taki wektor można umieścić w ortogonalnym, trójwymiarowym układzie współrzędnych. Pozwala to na graficzną analizę zmienności refrakcji oraz jednoczesną analizę wartości sferocylindrycznych, bez rozbijania na składowe. Rubin i Harris pokazali, że wzór i zakres krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji oka może być bardzo różny. Autorzy wierzyli, że ich metoda analizy zmienności refrakcji w czasie może być przydatna w identyfikacji nieprawidłowości oka, np. zmienności ciśnienia wewnątrzgałkowego, zaburzeń akomodacji, powierzchni oka czy chorób struktur oka [18].

1.2. Cel i tezy pracy

Głównym celem niniejszej pracy jest ocena wiarygodności pomiarów autorefraktometrycznych bez porażenia akomodacji u dorosłych i dzieci, przy użyciu analizy krótkoczasowej zmiany stanu refrakcji oka. Praca opisuje trzy badania.

- I. Celem pierwszego z nich było porównanie dokładności pomiarów refrakcji bez porażenia akomodacji wykonanych za pomocą 3 różnych urządzeń, opartych na pomiarze różnymi technikami: konwencjonalnego autorefraktometru Nidek ARK 510A, autorefraktometru otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001 oraz aberrometru Visionix L80 Wave+ w grupie młodych dorosłych.
- II. W drugim badaniu wykorzystano formalizm matematyczny wektorów h . Jego celem była ocena wpływu zaburzeń akomodacji, widzenia obuocznego i powierzchni oka na dokładność autorefrakcji oraz krótkoczasową dynamikę refrakcji oka dla dwóch warunków obserwacji – sztucznego i jednoocznego (w ARK 510A) vs. naturalnego i obuocznego (w NVision-K 5001).
- III. Trzecie badanie opisane w tej pracy zostało przeprowadzone w grupie dzieci szkolnych i nastolatków. Jego celem było porównanie dokładności autorefrakcji bez cykloplegii, uzyskanej przez trzy urządzenia: fotorefraktometr pediatryczny Plusoptix A12C, autorefraktometr konwencjonalny ARK 510A i autorefraktometr otwartego pola NVision-K 5001 oraz zbadanie wpływu zaburzeń akomodacji i widzenia obuocznego na wiarygodność autorefrakcji i krótkoczasową zmienność stanu refrakcji oka.

Teza 1. Autorefraktometry konwencjonalny ARK 510A, otwartego pola NVision-K 5001 i aberrometr L80 Wave+ dają statystycznie różne wyniki, ale różnice są klinicznie akceptowalne.

Teza 2. Autorefraktometr otwartego pola nie wywołuje miopii instrumentalnej i daje wyniki bardziej nadwzroczne niż urządzenia ze sztucznym obiektem obserwacji.

Teza 3. Analiza graficzna krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji oka przy użyciu formalizmu matematycznego wektorów h umożliwia lepszą analizę zjawisk zachodzących w układzie wzrokowym podczas pomiaru autorefraktometrem niż oddzielna analiza trzech komponentów zapisu sferocylindrycznego osobno.

Teza 4. Zaburzenia akomodacji, widzenia obuocznego i powierzchni oka mogą prowadzić do klinicznie istotnych różnic między wynikiem refrakcji podmiotowej i przedmiotowej przy użyciu autorefraktometru. Zaburzenia te mogą też prowadzić do dużej i nietypowej zmienności refrakcji w krótkim czasie.

Teza 5. Różnice między refrakcją podmiotową i autorefrakcją bez cykloplegii są większe w grupie dzieci i nastolatków niż w grupie osób dorosłych ze względu na duży zakres akomodacji u dzieci.

1.3. Struktura pracy

Praca składa się z dziewięciu rozdziałów, łącznie z podsumowaniem.

Rozdział 2 stanowi wprowadzenie teoretyczne. Definiuje pojęcia refrakcji oraz aberracji oka. Opisuje budowę oka z wyszczególnieniem struktur i wartości biometrycznych, które wpływają na refrakcję oka.

Rozdział 3 opisuje metody przedmiotowego i podmiotowego pomiaru refrakcji oka. Skupia się w szczególności na konstrukcjach autorefraktometrów oraz procedurach pomiaru refrakcji podmiotowej.

Rozdział 4 przedstawia zagadnienie analizy matematycznej zapisu sferocylindrycznego. Opisano w nim trzy podstawowe formalizmy przeliczania wartości refrakcji z zapisu sferocylindrycznego na taki, który można wykorzystać do obliczeń czy analizy statystycznej. Są to zapis macierzowy, wektory h i wektory fourierowskie.

Rozdział 5 to przegląd literatury. Przedstawia najważniejsze badania poświęcone autorefraktometrii w grupie osób dorosłych oraz dzieci.

Rozdział 6 to opis pierwszego badania przeprowadzonego przez autorkę tej pracy. Przedstawia porównanie pomiarów refrakcji oka za pomocą trzech różnych modeli autorefraktometrów i refrakcji podmiotowej u młodych dorosłych. W badaniu porównano wyniki z konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ oraz autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001. W tym badaniu do analizy wykorzystano zapis wektorowy fourierowski.

Rozdział 7 opisuje drugie badanie przeprowadzone przez autorkę i jest poświęcone badaniu krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji oka u dorosłych. W badaniu analizowano wpływ warunków obserwacji (sztuczny obiekt vs. naturalny obiekt fiksacji), zaburzeń akomodacji, widzenia obuocznego i powierzchni oka na wiarygodność autorefrakcji oraz typ i wielkość zmienności stanu refrakcji w krótkim czasie wykorzystując formalizm matematyczny wektorów h .

Rozdział 8 przedstawia trzecie badanie autorki przeprowadzone na grupie dzieci szkolnych i nastolatków. W tym badaniu porównano dokładność refrakcji bez cykloplegii, uzyskanej przez fotorefraktometr pediatryczny Plu-soptix A12C, autorefraktometr konwencjonalny ARK 510A i autorefraktometr otwartego pola NVision-K 5001. Tutaj również zanalizowano wpływ warunków obserwacji, zaburzeń akomodacji i widzenia obuocznego na dokładność pomiarów autorefraktometrycznych oraz typ i wielkość zmienności stanu refrakcji w krótkim czasie wykorzystując z wykorzystaniem wektorów h .

2. Układ optyczny oka

Oko ludzkie jest kształtem zbliżone do kuli. Stabilność kształtu zapewnia zewnętrzna błona włóknista, czyli twardówka, przechodząca w przedniej części oka w przezroczystą rogówkę. Rogówka (razem z pokrywającym ją filmem łzowym) jest pierwszym elementem optycznym oka. Za rogówką znajduje się komora przednia, którą oddziela od komory tylnej tęczęwka, stanowiąca naturalną przesłonę w układzie optycznym oka. Otwór w tęczęwce nazywany jest źrenicą. Średnica źrenicy zmienia się w zakresie od około 2 mm do 8 mm w zależności od natężenia światła [20]¹. Komory przednią i tylną wypełnia ciecz wodnista. Następnym elementem optycznym oka, zgodnie z biegiem światła, jest soczewka oczna, która za pomocą więzadełek jest przymocowana do mięśnia rzęskowego. Za soczewką znajduje się komora szklista, którą wypełnia ciało szkliste. Wnętrze oka wyściela siatkówka, która jest tkanką nerwową, zamieniającą światło widzialne na impulsy nerwowe.

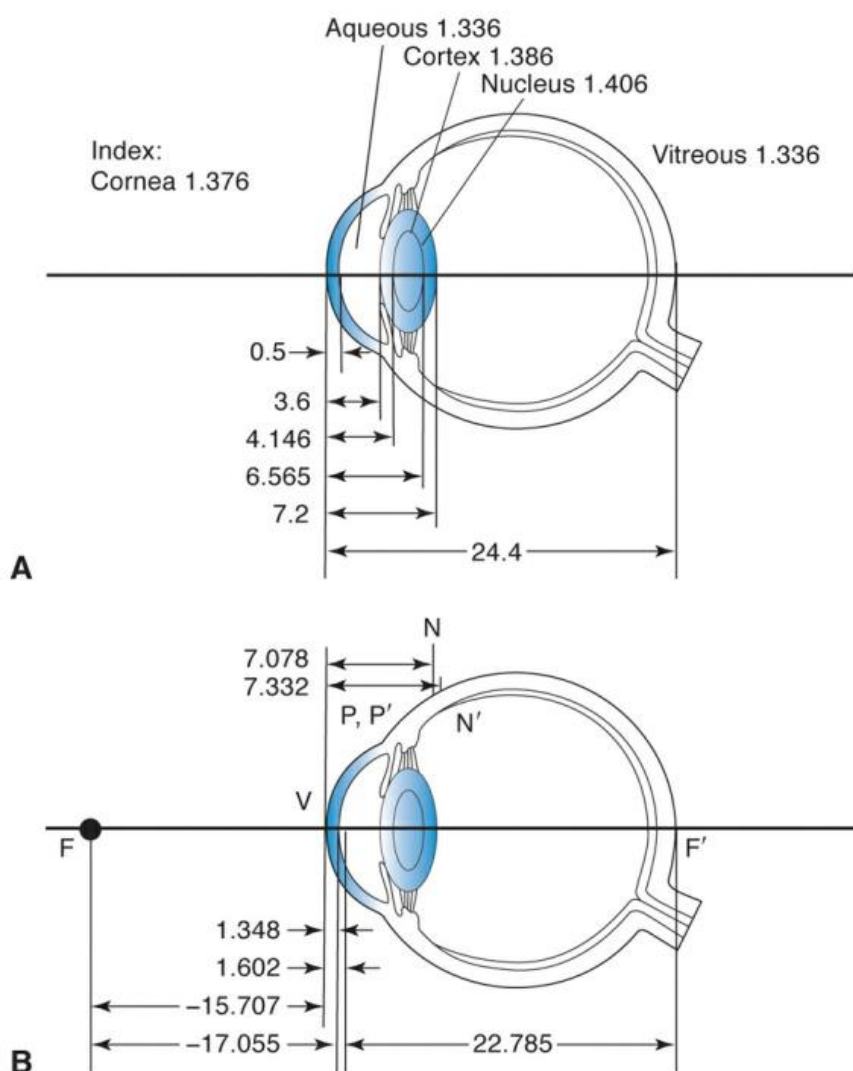
Oko jest złożonym układem optycznym o zaawansowanej strukturze i właściwościach optycznych oraz biomechanicznych. W niniejszej pracy układ optyczny oka będzie opisany na podstawie analizy biegu promieni przyosiowych. W opisie i analizie działania tego układu stosuje się pojęcie refrakcji. *Refrakcja oka* (R) jest najczęściej definiowana jako odwrotność położenia w metrach (wergencja) punktu, który jest ostro odwzorowywany na siatkówce oka, gdy oko nie akomoduje [21]² lub wartość akomodacji jest minimalna [22]. Wartość refrakcji oka determinują jego właściwości biometryczne, które zostaną opisane dalej w tym rozdziale.

Na stan refrakcji oka wpływa łącznie 13 elementów: 6 powierzchni refrakcyjnych, 5 ośrodków optycznych oraz 2 długości liniowe². Największe znaczenie pod względem wpływu na refrakcję przyosiową oka mają: rogówka pokryta filmem łzowym, soczewka oczna, długość komory przedniej oraz długość osiowa gałki ocznej. Moce rogówki i soczewki oraz odległość między tymi dwoma elementami, czyli długość komory przedniej, stanowią o mocy optycznej oka. Jeśli

¹ s. 117–121.

² s. 35.

ognisko obrazowe oka znajduje się na siatkówce, to oko jest miarowe (emetro-
powe, normalnowzroczne). W przeciwnym razie oko jest obarczone wadą
wzroku, czyli ametropią. Układ optyczny oka można zilustrować modelem oka
Gullstranda, który jest przedstawiony na rysunku 1.



Rysunek 1. Model oka Gullstranda. A przedstawia współczynniki załamania ośrodków oraz położenia powierzchni refrakcyjnych. B przedstawia położenia punktów kardynalnych. Wszystkie wartości są podane w milimetrach [23], s. 162.

2.1. Rogówka

Rogówka stanowi przednią, centralną część gałki ocznej. Jest przezroczysta, silnie unerwiona i nie posiada naczyń krwionośnych. Składa się z 7 warstw: (wymieniając od najbardziej zewnętrznej): nabłonka rogówki, błony Bowmana,

istoty właściwej (stromy), warstwy Duy, błony Descemeta i śródbłónka. Rogówka kształtem przypomina sferoidę. Jest najbardziej stroma w centrum i spłaszcza się w kierunku peryferii. Dzięki tej właściwości biometrycznej rogowka ma znacznie mniejszą aberrację sferyczną niż gdyby była wycinkiem sfery. Średnia krzywizna przedniej powierzchni rogowki mieści się w zakresie 7,75–7,89 mm, a średni promień krzywizny w centrum rogowki to 7,79 mm. Średnia krzywizna tylnej powierzchni znajduje się w zakresie 6,34–6,53 mm, a w centrum – 6,53 mm [24]. Grubość rogowki zwiększa się w kierunku peryferii w zakresie od około 0,5–0,6 mm w centrum do 1 mm w części obwodowej [25]³. Średnica rogowki w przekroju pionowym wynosi około 11,7 mm, a w poziomym – 12,6 mm [26].

Ponad 2/3 wartości refrakcji oka pochodzi od rogowki. Średnia moc rogowki wynosi około 43 dioptrie. Moc ta dotyczy granicy między powietrzem a filmem łzowym, który pokrywa nabłonek rogowki. Współczynnik załamania rogowki to 1,3376 a filmu łzowego 1,336 [25]⁴.

2.2. Soczewka oczna

Soczewka oczna jest soczewką dwuwypukłą, niesymetryczną – o różnych promieniach krzywizny przedniej i tylnej. Jest przymocowana do mięśnia rzęskowego za pomocą obwódki rzęskowej. W budowie soczewki można wyróżnić torebkę, korę i jądro. Soczewka oczna rośnie przez całe życie człowieka. Kolejne warstwy przyrastają peryferyjnie, środek natomiast jest coraz bardziej ścisany przez otaczającą tkankę. Konsekwencją tego jest zwiększanie się jej grubości oraz masy [22]. Soczewka oczna odpowiada za około 1/3 wartości refrakcji oka. Zakłada się, że współczynnik załamania soczewki ocznej wynosi 1,416, jednakże soczewka ma niejednorodną strukturę i charakteryzuje się gradientem współczynnika załamania. Współczynnik załamania kory soczewki wynosi 1,386, natomiast jądra 1,406 [25].

³ s. 3–22.

⁴ s. 3–22.

Ważną funkcją soczewki jest *akomodacja*, czyli zdolność do zmiany ogniskowej, w celu wyostrenia przedmiotów znajdujących się w bliskich odległościach. Za sterowanie tym procesem odpowiada układ przywspółczulny, podukład autonomicznego układu nerwowego. Bodźcem do akomodacji jest rozogniskowanie obrazu na siatkówce, które inicjuje napięcie mięśnia rzęskowego. W efekcie rozluźniają się więzadelka Zinna, co ostatecznie prowadzi do uwypuklenia soczewki (głównie przedniej powierzchni) i przesunięcia jej ku przodowi. Tym zmianom towarzyszy również zwężenie źrenicy i przesunięcie brzegu tęczówki do przodu. *Odpowiedź akomodacji* to różnica mocy optycznej oka nieakomodującego i akomodującego. *Amplituda akomodacji* natomiast odnosi się do maksymalnej akomodacji oka [23]⁵. Wielkość amplitudy akomodacji maleje z wiekiem i gdy zmaleje na tyle, że osoba traci zdolność do wyraźnego i komfortowego widzenia obiektów z bliska (czyli na ok. 40 cm) rozpoczyna się *prezbiopia* (starczowzroczność). Wcześniej podawano 2 hipotezy przyczyn prezbiopii. Pierwsza zakładała utratę elastyczności soczewki, a druga osłabienie mięśnia rzęskowego. Wykazano jednak, że przyczyną prezbiopii są fizjologiczne zmiany związane z wiekiem, zachodzące w całym układzie. Z wiekiem spłyca się komora przednia, soczewka uwypukla się, zmienia się jej gradient współczynnika załamania, a torebka soczewki traci elastyczność [27,28]. Zmiana grubości soczewki prowadzi natomiast do zwiększenia odległości przyczepów więzadełek Zinna od równika soczewki. Więzadelka stają się bardziej rozbieżne względem siebie. W dodatku obszar mięśnia rzęskowego zwiększa się, a wzdłużny mięsień zmniejsza się [29]. Mięsień zachowuje przez całe życie zdolność do skurczu, jednak jego szybkość relaksacji oraz ruch do przodu ogranicza się. Wszystkie te zmiany skutkują zmianą geometrii układu soczewka/więzadelka/mięsień, co tłumaczy zdolność soczewki do zmiany kształtu. Podejrzewa się, że zaburza to procesy fizjologiczne zachodzące w tkankach soczewki i wtórnie prowadzi do jej zmian strukturalnych [30].

⁵ s. 159–183.

2.3. Długości osiowe komory przedniej i gałki ocznej

Głębokość komory przedniej determinuje wypadkową moc układu rogówka-soczewka. Przy stałej długości gałki ocznej, na każde 0,01 mm przesunięcia soczewki w stronę siatkówki (zwiększenie komory przedniej) wada wzroku zwiększa się o +0,13 dioptrii [22]. Jednak często głębokość komory przedniej wiąże się z większą długością gałki ocznej, dlatego część badaczy wykazała ujemną słabą korelację głębokości komory przedniej i wady refrakcji ($r = -0,28$; 95% CI: $-0,45, -0,08$) [31]. Okazuje się jednak, że jedynie 7% zmienności wady wzroku jest związane z głębokością komory przedniej. Warto zauważyć, że z wiekiem, wraz z pogrubianiem się soczewki, głębokość komory zmniejsza się z około 4,0 mm do 3,5 mm. Jednak w tym wypadku zmiana refrakcji oka jest również w niewielkim stopniu związana z samą komorą przednią, większy wkład mają zmiany biometryczne soczewki ocznej [25]⁶.

Już w 1632 roku Plembius wykazał, że oczy krótkowzroczne mają dłuższą gałkę oczną niż miarowe [22]. Wiele badań różnymi technikami i na różnych grupach wykazało silną korelację wady refrakcji z długością osiową gałki ocznej ($r = -0,67$; 95% CI: $-0,76, -0,56$) [31]. Część badaczy wykazała też regresję tych parametrów. Zmiana wady refrakcji na 1 mm długości gałki ocznej wynosiła od $-1,24$ do $-3,33$ dioptrie. Oznacza to, że długość osiowa gałki ocznej stanowi najważniejszy parametr determinujący stan refrakcji oka [32]. Długość gałek ocznych z emetropią mieści się w zakresie 22–25 mm. Gałka oczna przyrasta do mniej więcej 15. roku życia, jednak najszybszy wzrost wynoszący od 5 mm do nawet 7 mm trwa od urodzenia do 3. roku życia. W przypadku osób krótkowzrocznych gałka oczna może przyrastać nawet w dorosłości [22].

2.4. Stan refrakcji oka

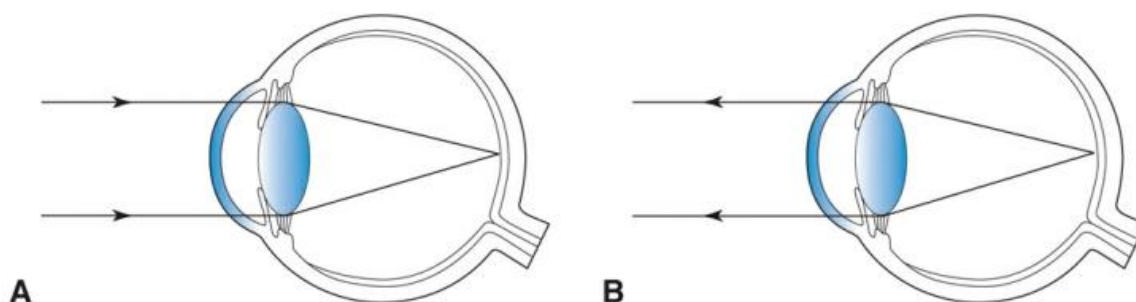
Stan refrakcji oka można definiować w oparciu o 2 pojęcia: *położenie ogniska obrazowego oka (focal point)* lub *położenie punktu dalekiego oka (far point)* [23].

⁶ s. 3–22.

W niniejszej pracy przyjęto regułę znaków, według której odległości mierzone zgodnie z kierunkiem podającego światła są dodatnie, a mierzone w kierunku przeciwnym – ujemne [21]. Punkt daleki oka (S_D) to punkt, który jest ostro odwzorowywany na siatkówce oka, gdy oko nie akomoduje (punkt sprzężony z siatkówką oka nieakomodującego). Refrakcja R jest odwrotnością położenia punktu dalekiego od płaszczyzny głównej przedmiotowej oka:

$$R = \frac{1}{S_D [m]}.$$

Emetropia (miarowość) to stan refrakcji oka, w którym równoległe promienie świetlne, czyli biegnące z nieskończoności, skupiają się na siatkówce oka nieakomodującego. W tej sytuacji punkt daleki oka znajduje się w nieskończoności (rysunek 2). Refrakcja oka miarowego jest równa zero.

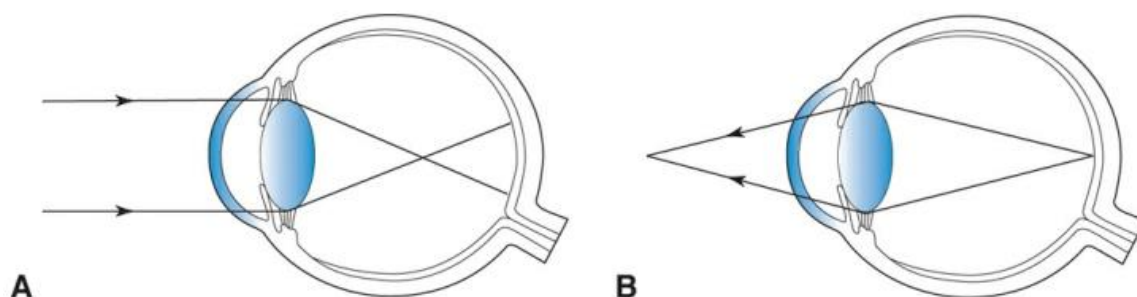


Rysunek 2. Emetropia. A. Promienie równoległe skupiają się na siatkówce. B. Promienie świetlne wychodzące z dołeczka skupiają się w nieskończoności [23], s. 174.

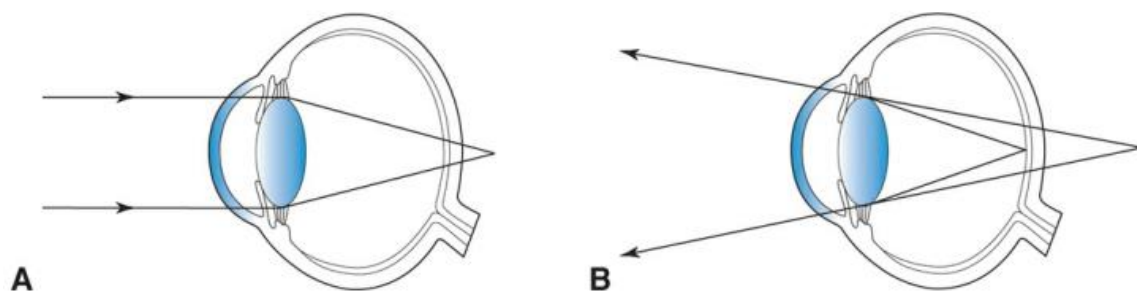
Ametropie możemy opisywać jako niedopasowanie mocy układu optycznego oka do jego długości. W przypadku *krótkowzroczności* (ang. *myopia*) moc układu optycznego oka jest zbyt duża w stosunku do jego długości, co skutkuje, że promienie biegnące z nieskończoności skupiają się przed siatkówką (rysunek 3A). Punkt daleki w oku krótkowzrocznym znajduje się w skończonej odległości przed okiem (rysunek 3B), a refrakcja jest ujemna. W *nadwzroczności* (ang. *hyperopia*) oko ma zbyt słabą moc optyczną w stosunku do długości. Gdy oko nie akomoduje przedmiot z nieskończoności jest obrazowany za siatkówką, a na siatkówce powstaje obraz nieostry (rysunek 4A). Punkt dali w oku nadwzrocznym znajduje się za siatkówką i jest pozorny (rysunek 4B) [23]⁷. Refrakcja oka

⁷ s. 159–183.

nadwzrocznego jest większa od zera. Oczy nadwzroczne mogą wyostrzyć obraz przedmiotu znajdującego się w nieskończoności dzięki zdolności do akomodacji w przypadku, gdy amplituda akomodacji jest większa od wady refrakcji.



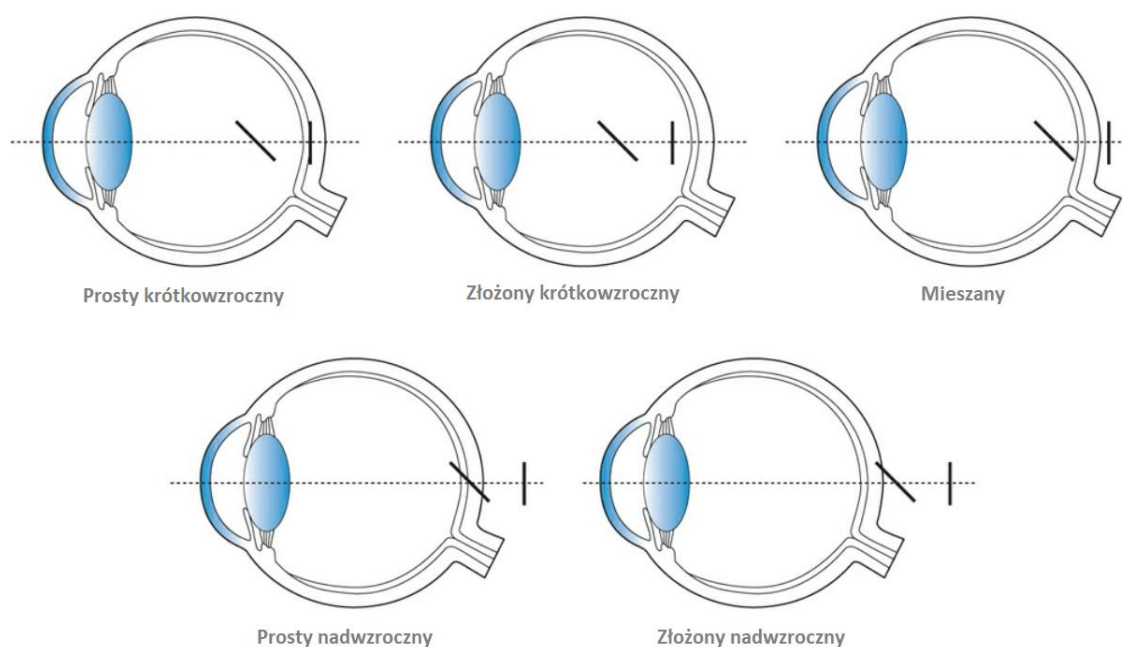
Rysunek 3. Krótkowzroczność. A. Promienie równoległe skupiają się przed siatkówką, a na siatkówce powstaje obraz rozogniskowany. B. Promienie wychodzące z dołeczka skupiają się w punkcie dalekim oka pomiędzy nieskończonością a rogówką [23], s. 175.



Rysunek 4. Nadwzroczność. A. Promienie równoległe skupiają się za siatkówką, a na siatkówce powstaje obraz rozogniskowany. B. Promienie wychodzące z dołeczka skupiają się w punkcie dalekim oka za siatkówką [23], s. 175.

Astygmatyzm to stan, w którym układ optyczny oka nie odwzorowuje punktowego przedmiotu jako punktowy obraz, lecz jako 2 odcinki ogniskowe, które są do siebie prostopadłe. Przyczyną tego jest różna moc optyczna w różnych przekrojach południkowych. Gdy przekroje o największej i najmniejszej mocy tworzą ze sobą kąt prosty, astygmatyzm jest regularny. Wielkość astygmatyzmu to różnica mocy między tymi dwoma przekrojami. Kształt wiązki światła po przejściu przez układ obciążony astygmatyzmem określa się interwałem Sturma (konoidą Sturma). Stan, gdy jeden odcinek ogniskowy leży na siatkówce oka określa się jako *astygmatyzm prosty (zwykły, ang. simple)*. Gdy drugi odcinek ogniskowy leży przed siatkówką, to astygmatyzm jest *prosty krótkowzroczny*, a gdy za siatkówką – *prosty nadwzroczny*. Gdy oba ogniska liniowe znajdują się przed siatkówką, oko jest obciążone astygmatyzmem *złożonym*

krótkowzrocznym (ang. *compound myopic*). Analogicznie, gdy oba odcinki ogniskowe znajdują się za siatkówką, astygmatyzm jest *złożony nadwzroczny* (ang. *compound hyperopic*). Gdy jeden odcinek ogniskowy leży przed siatkówką, a drugi za nią, jest to *astygmatyzm mieszany* (ang. *mixed*). Położenia odcinków ogniskowych we wszystkich rodzajach astygmatyzmu są przedstawione na rysunku 5. Na astygmatyzm oka, czyli *astygmatyzm całkowity*, w największym stopniu wpływa *astygmatyzm rogówkowy*. *Astygmatyzm wewnętrzny*, czyli wynikający z soczewki jest zwykle niewielki. Rogówka z astygmatyzmem jest najczęściej najbardziej stroma w południku pionowym, a najbardziej płaska w południu poziomym (ujemny cylinder korygujący astygmatyzm jest w osi 180°). Taki rodzaj astygmatyzmu jest określany jako *zgodny z regułą* (*WTR*, ang. *with-the-rule*). Gdy rogówka jest najbardziej stroma w przekroju horyzontalnym, a oś ujemnego cylindra korygującego astygmatyzm wynosi 90°, to astygmatyzm jest *odwrotny* lub *przeciwny regule* (*ATR*, ang. *against-the-rule*). Gdy osie głównych południków odbiegają o ponad 30° od osi 90° lub 180°, wtedy astygmatyzm jest *skośny*.



Rysunek 5. Rodzaje astygmatyzmu [23], s. 176.

W *astygmatyzmie nieregularnym* położenie głównych południków i wielkość astygmatyzmu zmienia się punkt po punkcie w obszarze źrenicy. Każde oko ma

niewielki astygmatyzm nieregularny, co oznacza że jest obarczone aberracjami wyższego rzędu [23]⁸.

2.5. Aberracje oka

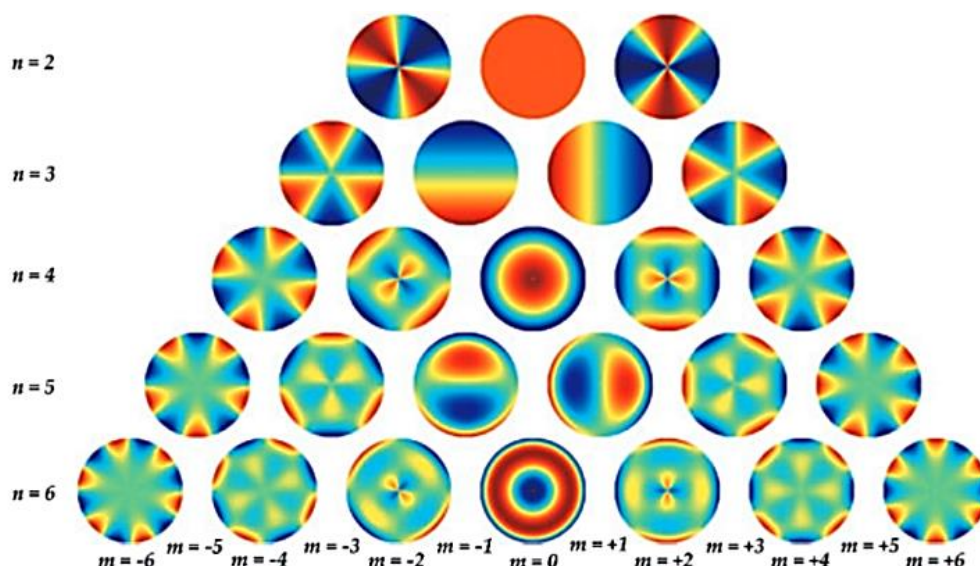
Oko ludzkie jest obarczone zarówno aberracjami chromatycznymi, jak i monochromatycznymi. Aberracje chromatyczne wynikają z dyspersji chromatycznej, to jest zmiany współczynnika załamania światła w materiale w funkcji długości fali. Fale o różnych długościach są skupiane w innych miejscach na osi optycznej, co oznacza, że refrakcja oka jest inna dla każdej długości fali. Zbieżność fali o długości równej linii F Fraunhofera (niebieskiej, 486 nm) jest o 0,85 dioptrii większa niż dla linii C Fraunhofera (czerwona, 656 nm) [25]⁹, dla oka miarowego. Określamy to aberracją chromatyczną podłużną.

Opis aberracji oka wymaga użycia języka optyki falowej. Tutaj światło nie będzie opisywane jako promień, a jako front falowy (powierzchnia o stałej fazie). Gdy światło biegnie z nieskończoności front falowy jest płaski [33], a jego zbieżność (wergencja) wynosi 0. Aberracje monochromatyczne oka opisuje się zazwyczaj za pomocą ortogonalnych wielomianów Zernikego (Z_n^m) (rysunek 6). Sferocylindryczny błąd refrakcji jest aberracją 2 rzędu (rozogniskowanie Z_2^0 , astygmatyzm Z_2^{-2} , Z_2^2), natomiast inne niedoskonałości układu optycznego oka stanowią aberracje wyższych rzędów (pominąwszy część stałą, ang. *piston*, Z_0^0 , oraz pionowe i poziome nachylenia pryzmatyczne, ang. *tilt* lub *prism*, Z_1^1 , Z_1^{-1}) [23]. Definicja emetrii w przypadku wykorzystania wielomianów Zernikego również różni się od tej przedstawionej w podrozdziale 1.4. Jest to minimalne zniekształcenie czoła fali w obszarze całej źrenicy, które liczbowo opisuje średnia kwadratowa (RMS, ang. *root-mean squared wavefront error*) [33,34]:

$$RMS = \sqrt{\sum_{n,m} (Z_n^m)^2}.$$

⁸ s. 159–183.

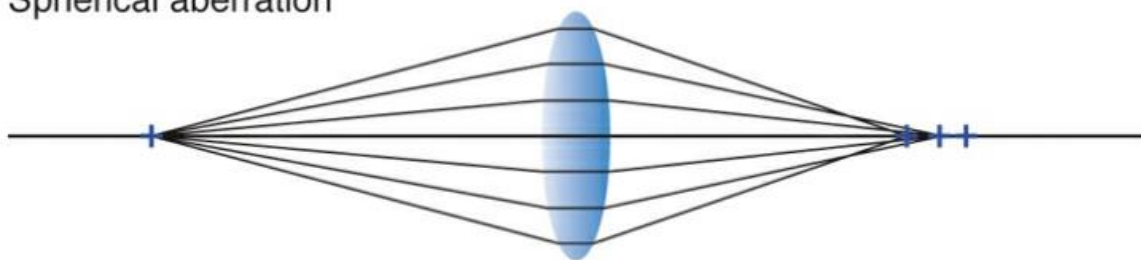
⁹ s. 3–22.



Rysunek 6. Piramida wielomianów Zernikego, dla n w zakresie 2–6 [35].

Pomiar aberracji wyższych rzędów oka (HOA, ang. *higher-order-aberrations*) wymaga bardziej zaawansowanej aparatury, która nie jest standardowo dostępna w gabinetach optometrycznych czy okulistycznych. W dodatku klasyczne okulary czy miękkie soczewki kontaktowe nie korygują HOA. Najważniejszą aberracją z punktu widzenia układu optycznego oka jest aberracja sferyczna Z_4^0 . Opisuje ona sytuację, gdy promienie świetlne przechodzące przez peryferyjną część soczewki lub układu optycznego skupiają się w innym miejscu na osi optycznej niż promienie przyosiowe [23]. Aberrację sferyczną przedstawia rysunek 7.

Spherical aberration



Rysunek 7. Aberracja sferyczna. [23], s. 103.

Aberracje oka zmieniają się wraz z akomodacją. Większość badań wykazało dużą zmianę aberracji sferycznej podczas akomodacji. U większości badanych zmieniała się na bardziej ujemną [36–39]. Wykazano też wystąpienie zmian komy, jednak ta aberracja zmieniała się bardziej zróżnicowanie u badanych

[36,39]. W przypadku akomodacji do 3,00 dioptrii RMS nie zmieniał się znacząco, a powyżej tej wartości zwiększał się [36,39].

3. Pomiar refrakcji oka

Pomiar refrakcji oka bazuje na zasadach optyki geometrycznej. Określenie refrakcji oka jest najważniejszym elementem badania optometrycznego i pozwala na dobór optymalnej korekcji wzroku za pomocą okularów, soczewek kontaktowych, jak również metodami chirurgicznymi [23]¹⁰. Refrakcja oka może być mierzona metodami przedmiotowymi (obiektywnymi) oraz podmiotowo (subiektywnie).

3.1. Refrakcja przedmiotowa

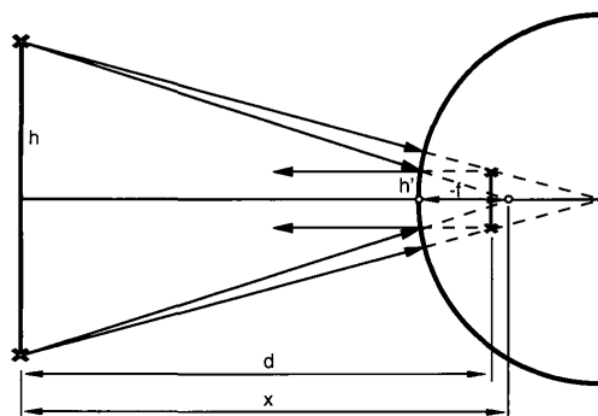
Refrakcja przedmiotowa to pomiar stanu refrakcji oka bez konieczności uzyskiwania subiektywnej informacji od osoby badanej. Wymaga zastosowania optycznych metod i narzędzi. Główne techniki pomiaru refrakcji przedmiotowej to keratometria i topografia rogówki, skiaskopia statyczna, oraz autorefraktometria i aberrometria.

3.1.1. Keratometria

Rogówka pokryta filmem łzowym jest odpowiedzialna za około 2/3 refrakcji oka, co wskazuje, że pomiar jej właściwości optycznych jest niezwykle istotny w pomiarze refakcji. Parametrami przedniej powierzchni rogówki, które mierzy się w *keratometrii*, to najbardziej płaski (największy) oraz najbardziej stromy (najmniejszy) promień krzywizny oraz osie tych promieni, określane w płaszczyźnie prostopadłej do osi optycznej oka. Pomiar tych parametrów nazywa się keratometrią, a urządzenie, które do tego służy to keratometr. Technika pomiaru opiera się na założeniu, że rogówka stanowi wypukłe zwierciadło (choć o niewielkim odbiciu). Na centralną część rogówki rzutowany jest przedmiot o znanym rozmiarze, znajdujący się w znanej odległości od rogówki. Następnie mierzona jest wielkość odbitego obrazu i na podstawie jej wielkości obliczany jest

¹⁰ s. 184–247.

promień krzywizny rogówki. Zasadę działania keratometru pokazuje rysunek 8.



Rysunek 8. Zasada działania keratometrii. W oparciu o zasadę podobieństwa trójkątów, stosunek wielkości obiektu h do odległości x jest równy stosunkowi obrazu h' do długości ogniskowej $-f$. Zwykle odległość x przybliża się odległością d , wielkość przedmiotu jest znana, a wielkość obrazu jest mierzona. Promień krzywizny, który jest równy dwukrotności ogniskowej może być łatwo obliczony proporcją [40], s. 645–681.

Obraz tworzony przez rogówkę (odbiciowy) jest obrazem pozornym i znajduje się wewnątrz oka, więc wymaga zastosowania mikroskopu o długiej ogniskowej, by utworzyć kolejny obraz w płaszczyźnie pomiaru. Kolejnym problemem są nieustanne ruchy oka, które znacznie utrudniały pomiar wielkości obrazu. Stosuje się więc zdwojenie obrazu (zwykle pryzmatem). Podczas pomiaru zdwojone obrazy należy tak ustawić, by stykały się ze sobą. Wtedy odległość liniowa przesunięcia jest równa wielkości obrazu. W keratometrach występują najczęściej 2 metody zdwojenia obrazu: 1. zmienna wielkość przedmiotu – ruchome miry (świeące przedmioty) – ze stałym układem podwajającym (tzw. układ Javal-Schiøtz) lub 2. stała wielkość obrazu ze zmiennym układem zdwajającym (tzw. układ Bauscha and Lomba) [40].

Klinicyści częściej posługują się mocą skupiającą niż promieniem krzywizny, dlatego keratometry przeliczają wartość promienia krzywizny na moc dioptryczną w oparciu o przyjęty współczynnik załamania światła w rogówce. Wartość tego współczynnika wcześniej się zmieniała, jednak obecnie za standard przyjmuje się 1,3375. Oznacza to, że keratometry nie mierzą mocy skupiającej

rogówki. Jednakże najważniejszą funkcją keratometrów jest możliwość pomiaru astygmatyzmu rogówkowego, czyli różnicy między mocami w dwóch głównych południkach, a nie ich wartość bezwzględną [40].

Keratometry mają kilka ograniczeń. Przede wszystkim mierzą promienie krzywizny rogówki w jej centralnej części. Średnica analizowanego obszaru jest różna w zależności od modelu urządzenia i mieści się w zakresie od 2,8 mm do 3,5 mm [40]. W keratometrii zakłada się też, że szczyt rogówki leży na pokrywających się osiach: osi widzenia oraz osi optycznej keratometru, a w rzeczywistości często tak nie jest. W dodatku keratometry przybliżają ogniskową zwierciadła wypukłego wykorzystując ogniskową keratometru, co może wygenerować błąd do 0,12 dioptrii [40]. Poza tym klasyczne keratometry, wykorzystujące miry, nie są w stanie zmierzyć astygmatyzmu nieregularnego [40], pozwala na to natomiast topografia rogówki.

Topograf rogówki to urządzenie analizujące odbicie dysku Placido od rogówki. Dysk Placido składa się z koncentrycznych prążków, na przemian jasnych i ciemnych. Topografy wykonują zdjęcie odbicia dysku Placido na rogówce, mierzą wielkość kątową prążków, rekonstruują powierzchnię rogówki punkt po punkcie. Następnie generują kolorowe mapy ilustrujące kształt rogówki [40]. Topografy wyznaczają krzywiznę rogówki, która następnie jest przeliczana na moc w dioptriach. Urządzenia te zwykle mierzą obszar centralnej rogówki o średnicy 8–10 mm [41].

3.1.2. Skiaskopia

Technika *skiaskopii statycznej* (ang. *retinoscopy*) pozwala na pomiar wady wzroku oraz wykrycie aberracji, nieregularności czy zmętnień w układzie optycznym oka. Wynik skiaskopii statycznej jest złotym standardem pomiaru refrakcji przedmiotowej i stanowi punkt startowy do podmiotowego badania refrakcji oka [42,43]. Skiaskopia jest przydatna w badaniu wzroku małych dzieci, pacjentów słabowidzących, osób leżących, osób z upośledzeniami poznawczymi

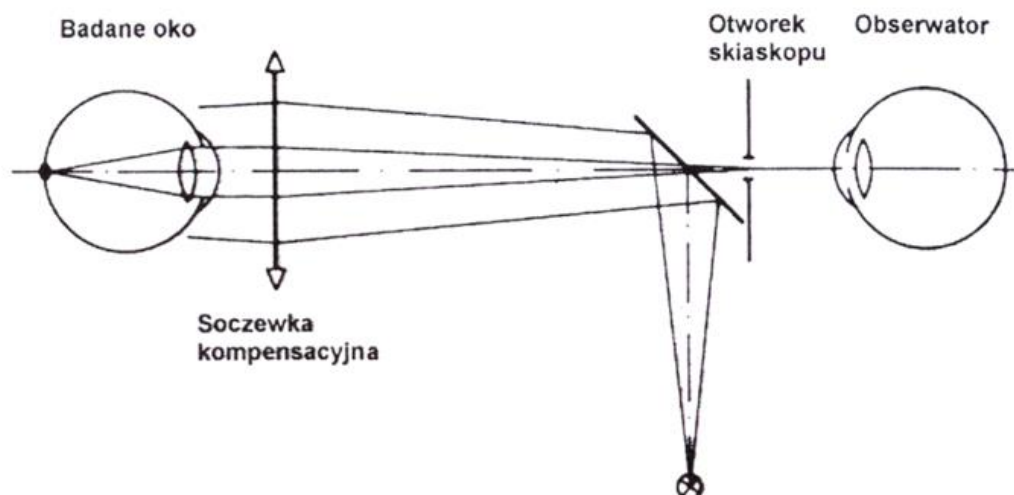
czy tych, którzy nie są w stanie skomunikować się ze specjalistą [8,23]¹¹. W takich sytuacjach na podstawie wyniku skiaskopii optometryści zapisują korekcję wzroku. Badania Safira i *in.* wykazały powtarzalność skiaskopii statycznej zarówno między specjalistami jak i między sesjami tego samego specjalisty. Udowodnili dużą dokładność skiaskopii w pomiarze astygmatyzmu [42].

Zasada działania oraz schematyczna budowa skiaskopu przedstawiona jest na rysunku 9. System oświetleniowy skiaskopu składa się z punktowego źródła światła białego, apertury o kształcie koła lub szczeliny oraz półprzepuszczalnego zwierciadła lub zwierciadła z otworem kołowym. Światło odbija się od zwierciadła i pada na oko pacjenta. Wiązka światła oświetla niewielki obszar na siatkówce, którego obraz powstaje w płaszczyźnie otworu skiaskopu. Obserwator widzi czerwone odbicie światła od dna oka pacjenta wypełniające jego źrenicę. Nowoczesne skiaskopy mają możliwość regulacji zbieżności promieni świetlnych, by ułatwić pomiar refrakcji u osób z wysoką krótkowzrocznością (rysunek 10). Wiązka światła może być rozbieżna lub zbieżna. Specjaliści częściej posługują się opisem rodzaju zwierciadła niż zbieżnością wiązki, mimo że zmiana zbieżności następuje poprzez przesuwanie źródła światła. Wiązka światła rozbieżnego może być uzyskana, gdy lustro jest płaskie, natomiast zbieżnego – gdy lustro jest wypukłe. Najczęściej w skiaskopii stosuje się wiązkę lekko rozbieżną (potocznie określaną jako *lusterko płaskie*) [23]¹².

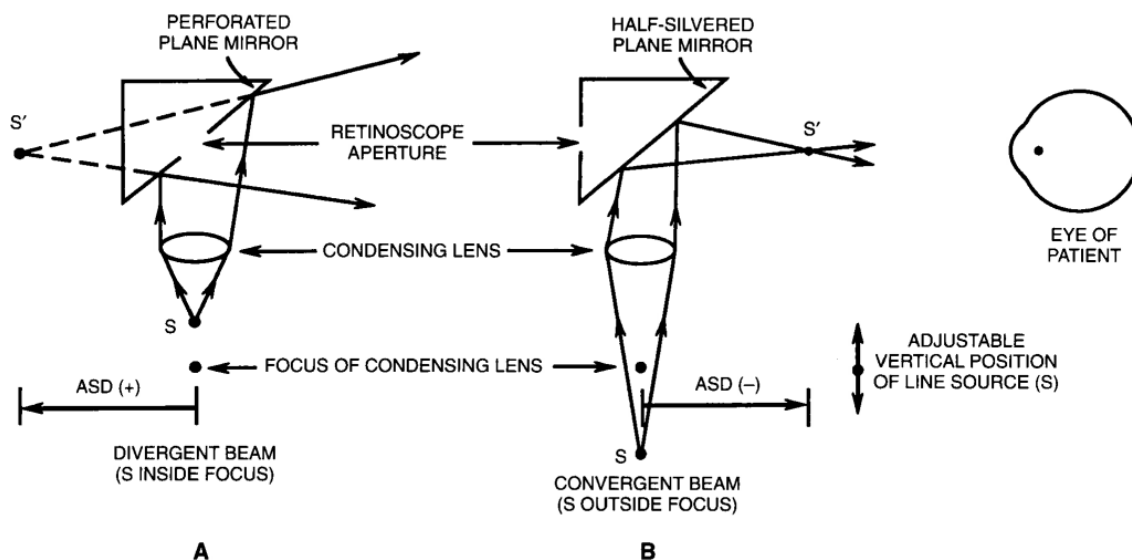
Obserwator podczas skiaskopii porusza skiaskopem i obserwuje ruch refleksu na tle wiązki światła poruszającej się po oku. W zależności od techniki i celu badania specjalista wstawia soczewki z kasety okulistycznej lub linijki do skiaskopii przed oczy pacjenta lub zmienia odległość skiaskopu lub obiektu obserwacji od badanego, tak by uzyskać wypełnienie źrenicy światłem.

¹¹ s. 184–247.

¹² s. 184–247.



Rysunek 9. Zasada działania skiaskopu w przypadku oka miarowego [44].

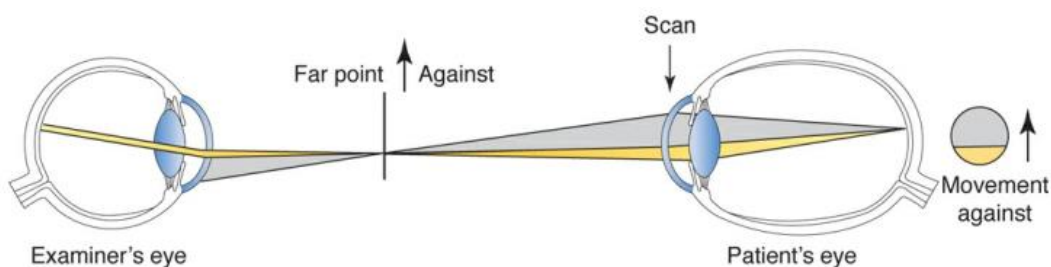


Rysunek 10. A. Wiązka światła skiaskopu jest rozbieżna poprzez umieszczenie źródła światła (S) w ognisku soczewki kolimatora. B. Wiązka światła skiaskopu jest zbieżna poprzez umieszczenie źródła światła za ogniskiem soczewki kolimatora. ASD – odległość skiaskopu od pozornego źródła światła [8], s. 687.

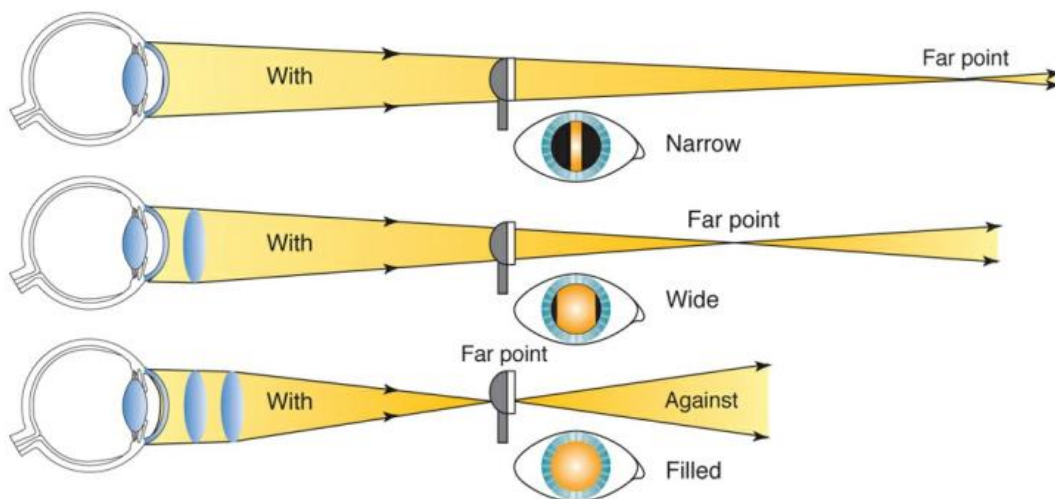
Pomiar refrakcji oka wykonuje się techniką *skiaskopii statycznej*. Zwykle skiaskopię wykonuje się za pomocą wiązki rozbieżnej, czyli z *płaskim lustrem*. By określić refrakcję oka, badany jest proszony o patrzenie dwojgiem oczu na wyświetlacz optotypów umieszczony dokładnie na wprost badanego w odległości zazwyczaj 6 metrów. Obserwacja obiektu w dali pozwala na rozluźnienie akomodacji. Natężenie oświetlenia w pomieszczeniu jest ograniczone, by źrenica pacjenta się rozszerzyła, a refleks był dobrze widoczny. Specjalista siada

na wprost badanego w odległości od 40 do 100 cm (zwykle 50 cm), lekko od strony jego skroni, tak by pacjent okiem, które nie jest badane, widział tablicę optotypów. Specjalista swoim prawym okiem bada prawe oko pacjenta, a lewym – lewe oko pacjenta. Badający obserwuje refleks w źrenicy pacjenta. Kierunek ruchu informuje o położeniu punktu dalekiego oka. Gdy punkt daleki oka jest znajduje się za badającym (niewielka krótkowzroczność, emetropia lub nadwzroczność), ruch refleksu w źrenicy pacjenta jest zgodny z ruchem skiaskopu. Gdy refleks porusza się przeciwnie do ruchu skiaskopu, to punkt daleki oka znajduje się pomiędzy skiaskopem a okiem pacjenta (umiarkowana lub wysoka krótkowzroczność), co przedstawia rysunek 11. Poza ruchem refleksu specjalista analizuje prędkość ruchu, jasność refleksu, szerokość oraz regularność. Im punkt daleki oka jest bliżej płaszczyzny skiaskopu, prędkość ruchu, jasność i szerokość refleksu w źrenicy zwiększają się. Nieregularność refleksu wskazuje na nieregularności lub zmętnienia ośrodków optycznych, co wymaga dalszych badań [8].

Gdy ruch refleksu jest zneutralizowany, czyli nie da się go zaobserwować, ponieważ cała źrenica wypełnia się światłem, punkt daleki oka znajduje się w płaszczyźnie skiaskopu. Specjalista dąży do tego, by przenieść punkt daleki oka w płaszczyznę skiaskopu za pomocą soczewek z kasety próbnej lub foroptera (patrz rysunek 12). Gdy ruch refleksu jest zgodny z ruchem skiaskopu konieczne jest zastosowanie soczewek skupiających (dodatnich), a gdy przeciwny – rozpraszających (ujemnych). By obliczyć wartość refrakcji (wartość netto) konieczne jest dodanie ujemnej odwrotności odległości skiaskopu od pacjenta (odległości roboczej, ang. *working distance*) do mocy wstawionej soczewki (wartość brutto). Jeśli badanie było wykonane z odległości 50 cm, to do wyniku należy dodać $-2,00$ dioptrie.



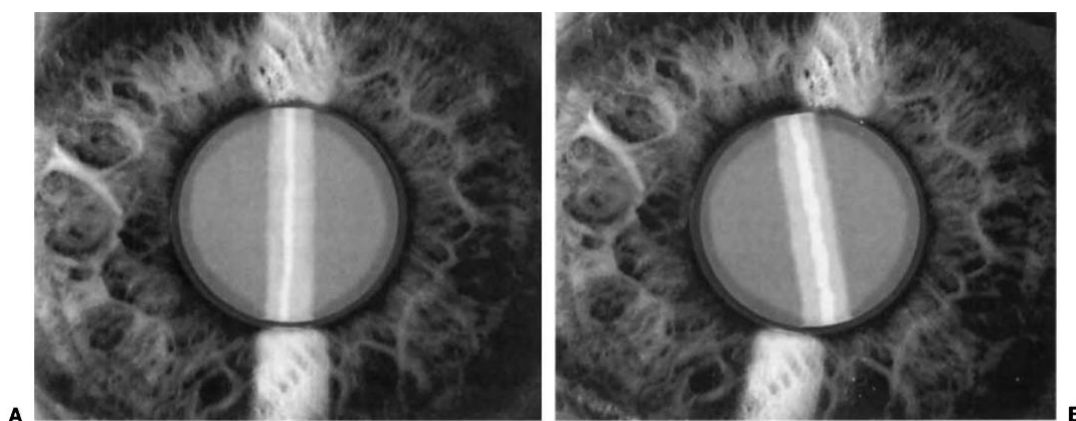
Rysunek 11. Skiaskopia u osoby krótkowzrocznej. Refleks w źrenicy pacjenta porusza się w przeciwną stronę niż ruch skiaskopu [23], s. 193.



Rysunek 12. Uzyskiwanie neutralizacji w skiaskopii. Im punkt daleki oka bliżej skiaskopu, tym refleks jest szerszy i porusza się szybciej [23], s. 193.

Gdy oko jest obciążone astygmatyzmem refrakcja oka jest inna w różnych południkach. Poruszanie pionową szczeliną mierzy moc w południu 180° . By zmierzyć refrakcję oka z astygmatyzmem konieczne jest zneutralizowanie refleksu w obu przekrojach głównych. Pozwala na to możliwość dowolnej zmiany orientacji apertury, a więc i szczeliny świetlnej. Nie zawsze główne osie astygmatyzmu to 90° i 180° . Wyznaczenie południków w skiaskopii umożliwia efekt złamania linii, który objawia się tym, że orientacja refleksu nie pokrywa się z orientacją szczeliny świetlnej skiaskopu (patrz rysunek 13). Efekt ten zanika, gdy orientacja szczeliny pokryje się z głównym południkiem oka. Czasem można zaobserwować efekt nożycowy podczas wykonywania skiaskopii. Pojawia się blisko neutralizacji i objawia się tym, że w części źrenicy ruch jest przeciwny, a w części zgodny. Tak może objawiać się stożek rogówki lub aberracja sferyczna widoczna w szerokiej źrenicy [8]. W oczach z wysoką krótkowzrocznością refleks i jego ruch są prawie niewidoczne, źrenica jest cała wypełniona

słabym światłem. Zjawisko to nazywa się psuedoneutralizacją. Można sobie z tym poradzić zmieniając zbieżność wiązki skiaskopu (potocznie zmieniając ustawienie skiaskopu na zwierciadło wypukłe). Wtedy pojawia się refleks poruszający się zgodnie z kierunkiem ruchu skiaskopu, jednak w tym wypadku musi być zneutralizowany soczewkami ujemnymi. Gdy wartości soczewek zbliżają się już do momentu neutralizacji, należy wrócić do pierwotnego położenia skiaskopu i kontynuować procedurę aż do neutralizacji [23]¹³.



Rysunek 13. A. Orientacja szczeliny zgodna z głównymi południkami astygmatyzmu oka. B. Efekt złamania linii. Orientacja szczeliny refleksu nie jest równoległa do szczeliny świetlnej skiaskopu [8], s. 645–681.

Skiaskopią dynamiczną nazywamy szereg technik wykorzystywanych do badania odpowiedzi akomodacji. Podczas gdy skiaskopia statyczna wymagała rozluźnienia akomodacji, skiaskopia dynamiczna bada jej funkcjonowanie. W skiaskopii dynamicznej pacjent obserwuje obiekt w płaszczyźnie skiaskopu. Gdyby pacjent w pełni akomodował, czyli odpowiedź akomodacji była równa bodźcowi do akomodacji, wynik skiaskopii dynamicznej byłby taki sam, jak skiaskopii statycznej (neutralizacja refleksu w założonej korekcji do dali). Jednakże prawidłowo działający układ wzrokowy akomoduje około 0,50–0,75 dioptrii mniej niż wartość bodźca do akomodacji (ang. *lag of accommodation*) [45,46]. Tak więc punkt bliski (punkt sprzężony z siatkówką oka akomodującego) zlokalizowany jest zwykle 10–17 cm za obiektem fiksacji, znajdującym się w odległości 40 cm [8]. Gdy akomodacja działa prawidłowo, osoba badająca powinna zaob-

¹³ s. 184-247.

serwować ruch refleksu zgodny z ruchem skiaskopu [47]. Skiaskopia dynamiczna jest testem oceniającym funkcjonowanie układu akomodacyjno-konwergencyjnego [48]. Jeśli odpowiedź akomodacji jest większa niż +0,75 dioptrii to akomodacja jest niedostateczna. Może to być związane z zaburzeniami akomodacji, zaburzeniami widzenia obuocznego lub nieskorygowaną nadwzrocznością. Zbyt silna odpowiedź akomodacji ($< +0,50$ dioptrii) świadczy o nadmiernej akomodacji, co może wskazywać na spazm lub inne zaburzenia widzenia obuocznego. Badanie wykonuje się jednoocznie w warunkach obserwacji obuocznej. Specjalista poza samą odpowiedzią akomodacji każdego oka ocenia również fluktuacje odpowiedzi akomodacji oraz równowagę akomodacji między oczami. Jest to bardzo przydatne między innymi w badaniu i planowaniu terapii niedowidzenia [46]. Nierównomierna odpowiedź akomodacji może też oznaczać nieprawidłową korekcję wady wzroku. Skiaskopia dynamiczna pozwala również w rzadkich przypadkach zaobserwować zmianę astygmatyzmu podczas obserwacji bliży [46]. Ułatwia też podejmowanie decyzji związanych z korekcją nadwzroczności u małych dzieci [47].

Najczęściej stosowane techniki skiaskopii dynamicznej to *Bell*, *Nott* oraz *MEM* (ang. *monocular estimate method*). We wszystkich tych technikach dąży się do uzyskania neutralizacji refleksu, ale osiąga się to innymi sposobami. W skiaskopii Bell skiaskop pozostaje w stałej odległości od osoby badanej, a badający porusza obiektem obserwacji. Gdy ruch refleksu jest zgodny, obiekt obserwacji jest przysuwany do osoby badanej. Wartość odpowiedzi akomodacji to różnica odwrotności odległości obiektu obserwacji i skiaskopu od osoby badanej. Skiaskopia Nott jest podobna, jednak tutaj obiekt obserwacji pozostaje w stałej odległości, a skiaskop jest przesuwany tak, by uzyskać neutralizację. Gdy ruch refleksu jest zgodny, specjalista odsuwa się ze skiaskopem od pacjenta. W skiaskopii MEM obiekt obserwacji pozostaje w płaszczyźnie skiaskopu. Zwykle stosuje się do tego optotypy do skiaskopii dynamicznej, które montuje się na skiaskopie. Neutralizację w tej metodzie osiąga się za pomocą soczewek z kasety okulistycznej. W przeciwieństwie do skiaskopii statycznej, tutaj soczewka może być wstawiona przed oko pacjenta jedynie na bardzo krótką chwilę (< 1 s), by

oko nie zmieniło stanu akomodacji w odpowiedzi na tę soczewkę. Wartość soczewki, przy której źrenica wypełniła się światłem, to wartość odpowiedzi akomodacji [8]. Badania Locke i Somersa wykazały różnicę wyników między różnymi technikami skiaskopii ($p < 0,0001$) [45], Skiaskopia MEM i Nott dała podobne wyniki, natomiast wyniki skiaskopii Bell znacznie różniły się od powyższych dwóch metod. Wykazano, że korelacja wyników skiaskopii MEM i Bell była słaba ($r^2 = 0,1$). To samo badanie wykazało też wysoką powtarzalność wyników skiaskopii między 2 specjalistami. García i Cacho wykazali natomiast statystycznie istotną różnicę między technikami Nott i MEM u pacjentów z zaburzeniami akomodacji i widzenia obuocznego. Średnia różnica między technikami (MEM – Nott) to $0,120 \pm 0,269$ dioptrii ($p = 0,014$). Wykazali silną korelację między tymi technikami ($r = 0,90$), a analiza regresji wykazała, że wynik skiaskopii Nott może być obliczony poprzez podzielenie wyniku MEM przez 2 [48].

Skiaskopia jest bardzo przydatną techniką w gabinecie optometrycznym. Pozwala w rzetelny sposób zmierzyć wadę refrakcji, ujawnia ukrytą nadwzroczność czy pseudokrótkowzroczność szybciej i dokładniej niż refrakcja podmiotowa. Wykrywa również nieregularności [49] czy zmętnienia ośrodków optycznych, zaburzenia akomodacji, anomalie refrakcyjne. Skiaskop jest niezbędnym narzędziem w badaniu małych dzieci, w szczególności podczas diagnozy zaburzeń widzenia obuocznego. Jest zdecydowanie tańszy niż autorefraktometr i można go bez trudu przenosić. Jediną wadą skiaskopii, która spowodowała, że autorefraktometry stały się tak popularne i częściowo zastąpiły skiaskopy, to trudność jej wykonania. Skiaskopia wymaga doświadczenia, wiedzy i sprawności specjalisty oraz więcej czasu niż automatyczna refrakcja. W licznych badaniach udowodniono jednak większą dokładność skiaskopii w porównaniu z autorefraktometrią [50,51]. Analizowano również wpływ cykloplegii na dokładność pomiaru refrakcji techniką skiaskopii. Badania Doherty i *in.* wykazały, że zastosowanie cyklopentolatu wpłynęło na wynik pomiaru ekwiwalentu sferycznego. Wyniki po zastosowaniu cykloplegii były bardziej nadwzroczne i różnica mocy sferycznej przed i po cykloplegii była większa u młodszych dzieci niż u starszych. Nie zaobserwowano różnicy w pomiarze astygmatyzmu [43].

3.1.3. Autorefraktometria

Początki automatycznej refrakcji to lata 30. XX wieku. Obecnie *autorefraktometr* stanowi podstawowe wyposażenie każdego gabinetu okulistycznego, optometrycznego czy nawet salonu optycznego. Rozwój urządzeń do automatycznego pomiaru refrakcji nastąpił wraz z rozwojem ery komputerów. Pierwszy półautomatyczny refraktometr przedmiotowy stworzył Collins [52]. Technologię następnie rozwinęli w latach 50. XX wieku Campbell i Robson [53] oraz Safir, który zautomatyzował skiaskop [54]. W następstwie pojawił się pierwszy komercyjny autorefraktometr „Ophthalmetron” firmy Bauch & Lomb [8]. Drugi komercyjny autorefraktometr „6600 Autorefractor” był efektem pracy Cornsweeta i Crane’a, a opierał się na zasadzie dysku Scheinera i optometrze Badala [55,56]. Lata 80. XX wieku to czas komercjalizacji i rozpowszechnienia autorefraktometrów. Wtedy też dodano do tych urządzeń automatyczny keratometr. Pod koniec lat 80 zaczęto stosować w autorefraktometrach kamery cyfrowe. Topcon wprowadził na rynek urządzenie zawierające w sobie autorefraktometr, topograf rogówki i analizator frontu falowego, co zapoczątkowało trend tworzenia łączonych urządzeń [8,25]¹⁴.

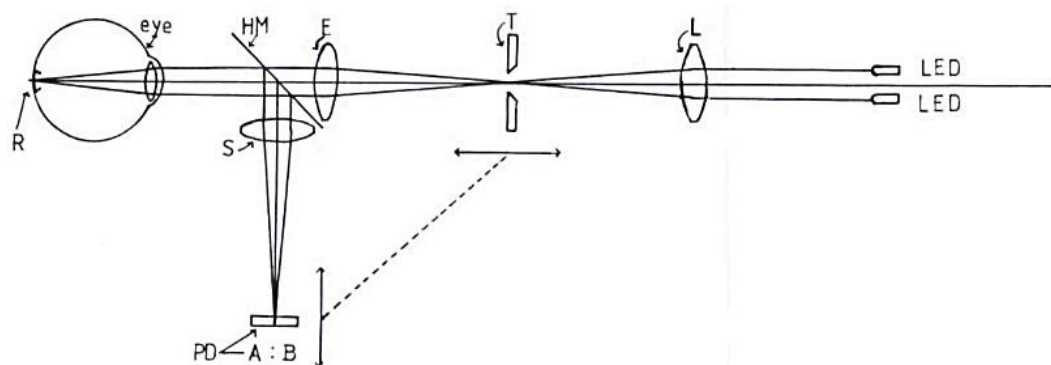
Autorefraktometria, podobnie do skiaskopii, opiera się na analizie światła odbitego od tylnego bieguna gałki ocznej. Jednakże autorefraktometry wykorzystują w tym celu bliskie światło podczerwone (780–950 nm). Zaletą użycia tego zakresu długości fali jest to, że komórki światłoczułe siatkówki nie pochłaniają go, a więc więcej się go odbija od dna oka niż światła widzialnego. Z tego też powodu osoba badana nie widzi tego światła, przez co nie odczuwa dyskomfortu, źrenica nie zwęża się oraz stan akomodacji się nie zmienia. W dodatku transmitancja ośrodków optycznych oka dla światła podczerwonego wynosi ponad 90%. Światło podczerwone dociera głębiej niż światło widzialne (aż do naczyniówki), a wada refrakcji musi być określona dla światła widzialnego. Okazuje się, że różne właściwości optyczne warstwy fotoreceptorów oraz nabłonka barwnikowego siatkówki pozwoliły na określenie, od której warstwy światło się odbiło. Wprowadzono też korektę wartości refrakcji, tak by była podana dla

¹⁴ Grosvenor T. (2011)., Optometria, Wrocław, s. 193–234.

długości fali, na którą oko ludzkie jest najbardziej czułe w warunkach fotopowych, czyli 555 nm. Duża część światła jest tracona przez rozproszenie. Autorefraktometry wymagają więc źródła światła o wysokiej intensywności. Jego radiancja wynosi zwykle od 0,5 do 1,5 W/(sr·cm²). Tak intensywne światło wymaga wprowadzenia elementów optycznych wspólnej ścieżki, czyli takich, które znajdują się zarówno w układzie oświetlenia, jak i detekcji, by zminimalizować niepożądane odbicia w układzie. W tym celu stosuje się też specjalne powłoki lub polaryzację. Problem stanowią odbicia od filmu łzowego pokrywającego rogówkę czy warstwy włókien zwojowych. Odbicie od rogówki jest silniejsze niż odbicie od dna oka, co może wpłynąć na wynik pomiaru refrakcji. By tego uniknąć wprowadzono polaryzację światła i dodatkowe apertury. Autorefraktometry mogą mierzyć wadę refrakcji, dążąc do jej wyzerowania (ang. *nulling*) lub w tak zwanej otwartej pętli (ang. *open-loop*). Wyzerowanie działa podobnie do neutralizacji w skiaskopii, gdzie autorefraktometr zmienia swój układ optyczny aż do punktu zero, czyli zneutralizowania wady refrakcji oka. Urządzenia działające w oparciu o zasadę otwartej pętli analizują odbitą od dna oka wiązkę, nie korygując przy tym wady refrakcji. Jak wcześniej wspomniano, oko jest obciążone dodatnią aberracją sferyczną. By nie zaburzyła ona pomiaru refrakcji, układy optyczne w autorefraktometrach muszą ograniczyć się do analizy centralnej części źrenicy. Zwykle urządzenia wykonują pomiar obszaru o wielkości 2,5–3 mm. Autorefraktometry mierzą wadę wzroku do dali, co wymaga rozluźnionej akomodacji. W przypadku skiaskopii jest to możliwe poprzez fiksację obuoczną na daleki obiekt obserwacji lub zastosowanie soczewek dodatnich. Jednak autorefraktometry w większości mierzą jednoocznie i znajdują się bardzo blisko osoby badanej, co może wywołać akomodację psychologiczną (proksymalną), wynikającą z poczucia bliskości. W tym celu producenci urządzeń do pomiaru refrakcji wprowadzili szereg rozwiązań, do których należy zastosowanie zamglenia czy obiektów obserwacji przedstawiających krajobraz z perspektywą linearną, dającą wrażenie dali [8].

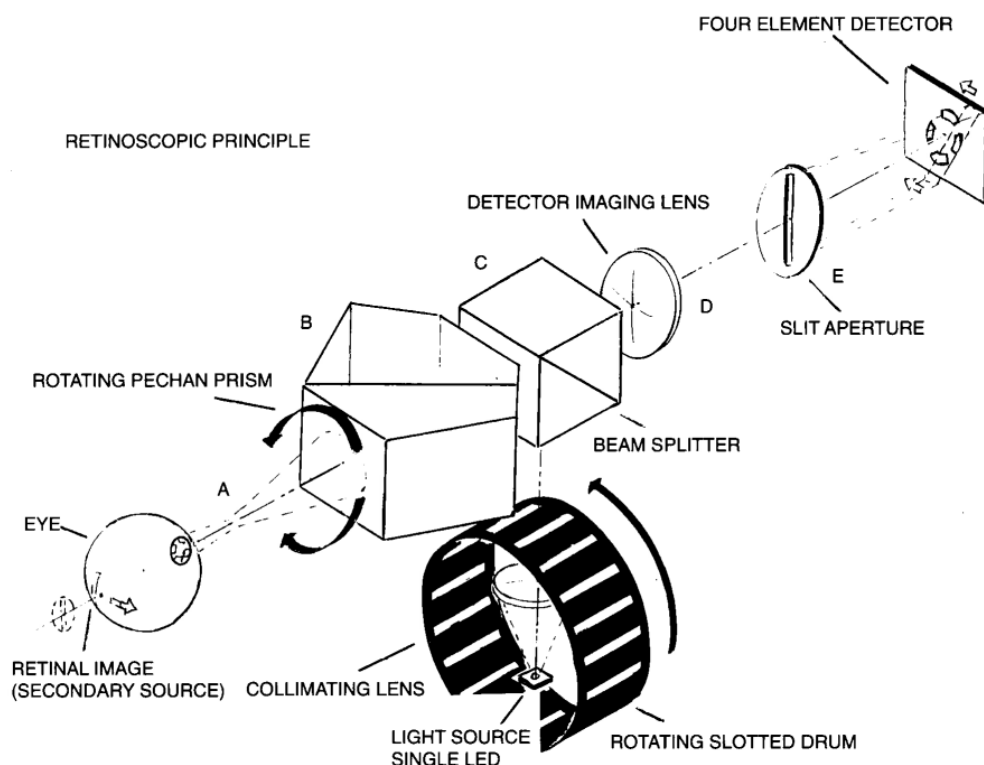
Określenie wady refrakcji oka w autorefraktometrze działa podobnie jak w niektórych optometrach lub skiaskopii. Obecne technologie komercyjnie dostęp-

nych autorefraktometrów opierają się na zasadach: dysku Scheinera, skiaskopii, najlepszego ogniskowania, noża Foucault, analizy odchylenia promienia oraz analizy wielkości obrazu siatkówkowego (ang. *image-size*). Pierwsze autorefraktometry zaprojektowane przez Cambella oraz Cornsweeta i Crane'a działały w oparciu zasadę Scheinera. *Dysk Scheinera* jest nieprzezroczystym dyskiem z dwoma jednakowymi, kołowymi otworami umieszczonymi peryferyjnie w jednym południku [57,58]. Światło po przejściu przez soczewkę kolimatora pada na dysk, a następnie na oko, w formie dwóch promieni równoległych do siebie. Gdy oko jest emetropowe, obie wiązki skupiają się w jednym punkcie na dnie oka. W przypadku ametropii wiązki nie padają na jeden punkt, a są widziane jako zdwojone. W autorefraktometrach dysk Scheinera jest zwykle połączony z optometrem Badala [8]. *Optometr Badala* umożliwia zmianę zbieżności wiązki padającej na oko, a co za tym idzie, bodźca do akomodacji, bez zmiany wielkości obrazu siatkówkowego. Wykorzystuje soczewkę dodatnią, umieszczoną przed okiem w taki sposób, że jej tylna (obrazowa) płaszczyzna ogniskowa pokrywa się lub jest sprzężona z przednią (przedmiotową) płaszczyzną ogniskową oka. Schemat takiego autorefraktometru przedstawia rysunek 14. Dwie wiązki światła są skupiane przez soczewkę L w płaszczyźnie przysłony i następnie ponownie kolimowane przez soczewkę Badala E. W oku emetropowym wiązki skupiają się na siatkówce. Światło z dna oka jest odbijane przez półprzepuszczalne lustro HM i skupiane przez soczewkę S na parze fotodetektorów. Fotodetektory analizują względną fazę i natężenie wiązek. W przypadku ametropii położenie przysłony T oraz pary fotoreceptorów jest tak modyfikowane, aby wiązki skupiły się na siatkówce. Następnie oblicza się wartość refrakcji na podstawie odczytów ze skalibrowanego potencjometru. Cała tuba przedstawiona na schemacie może się obracać, co umożliwia pomiar we wszystkich południkach [59].



Rysunek 14. Schemat działania autorefraktometru Nidek opartego na zasadzie dysku Scheinera. Dysk Scheinera zastąpiony został 2 diodami LED. [59]

Autorefraktometry działające podobnie do skiaskopii mogą analizować kierunek ruchu refleksu lub prędkość ruchu. Na analizie kierunku ruchu refleksu opierał się Ophtalmometron. Nowsze autorefraktometry firm Nikon (w tym autorefraktometr ręczny Retinomax) i Tomey opierają się na analizie prędkości ruchu refleksu i ta technika zostanie przybliżona w tej pracy. Schemat takiego autorefraktometru jest przedstawiony na rysunku 15.



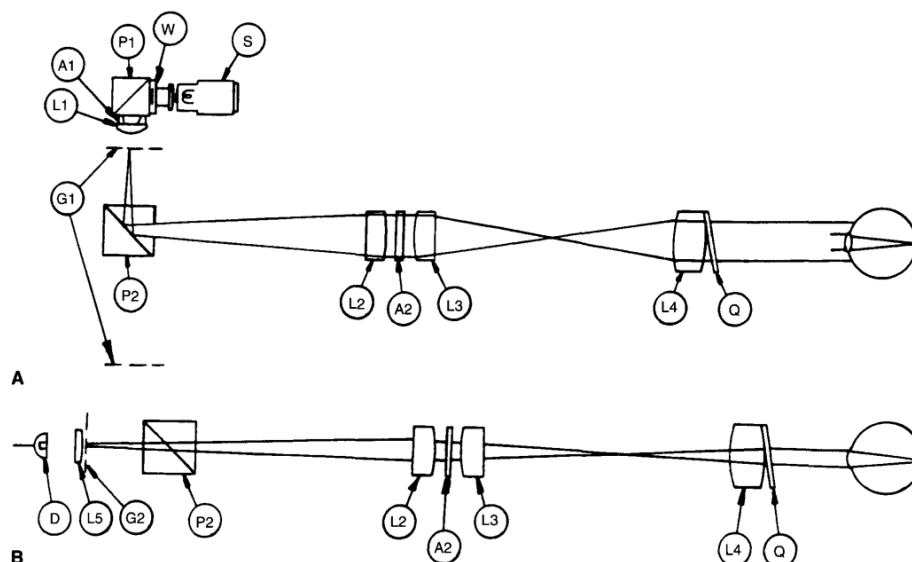
Rysunek 15. Schemat działania autorefraktometru, opierającego się na technice skiaskopii (analiza prędkości ruchu refleksu). [8], s. 727.

Źródłem światła jest pojedyncza dioda LED. Za nią ustawiona jest soczewka kolimatora, której moc jest tak dobrana by światło ogniskowało się przed okiem

w punkcie A. Światło jest modulowane przez bęben, który obraca się ze stałą prędkością w jednym kierunku. W efekcie powstaje poruszający się sygnał świetlny o modulacji prostokątnej. Sygnał przechodzi przez dzielnik wiązki i wspólny układ oświetleniowo-detekcyjny, aż do oka. W układzie tym znajduje się cały czas obracający się pryzmat, który umożliwia pomiar we wszystkich południkach. Po odbiciu się od dna oka, sygnał dociera przez układ optyczny do detektora składającego się z 4 fotodiod. Soczewka D tworzy obraz źrenicy oka na detektorze. Apertura szczelinowa E jest sprzężona z ogniskiem obrazowym oka. Jest zorientowana zgodnie z prostokątnie modulowaną wiązką, co zapewnia, że badany jest południk prostopadły do kierunku ruchu wiązki światła. Urządzenie analizuje prędkość poruszania się światła odbitego od dna oka poprzez pomiar czasu po jakim światło z jednej fotodiody przesunie się na następną [8].

Autorefraktometry działające na zasadzie najlepszego ogniskowania (ang. *best focus*) dążą do tego, by obraz odbity od dna oka miał najwyższy kontrast w płaszczyźnie detektora. Zasada działania takiego autorefraktometru jest przedstawiona na rysunku 16. Światło podczerwone z lampy S przechodzi przez dzielnik wiązki P1 i soczewkę kolimującą L1. Następnie wiązka jest modulowana czasowo sygnałem prostokątnym przez obracający się ze stałą prędkością i w jednym kierunku modulator wiązki G1. Następnie przechodzi przez kolejny dzielnik wiązki P2 i dalszy układ optyczny, który stanowi zarówno część układu oświetleniowego, jak i obserwacyjnego. We wspólnym układzie soczewki L2 i L3 tworzą obraz modulowanej wiązki w płaszczyźnie ogniska przedmiotowego soczewki Badala L4. Ognisko obrazowe tej soczewki znajduje się w źrenicy wejściowej oka. Położenie osiowe soczewki L3 jest zmienne, tak by wiązka światła był przedmiotem dla soczewki Badala. Cały układ może się obracać, by mierzyć refrakcję w różnych południkach. Po odbiciu od dna oka wiązka światła przechodzi przez soczewki L2 i L3, dzielnik wiązki P2, i ostatecznie jest skupiana na detektorze D. Ilość światła docierającego do detektora zmienia się sinusoidalnie ze względu na modulację czasową wiązki świetlnej. Jeśli soczewka L3 nie będzie prawidłowo ustawiona, różnica sygnałów między najjaśniejszym

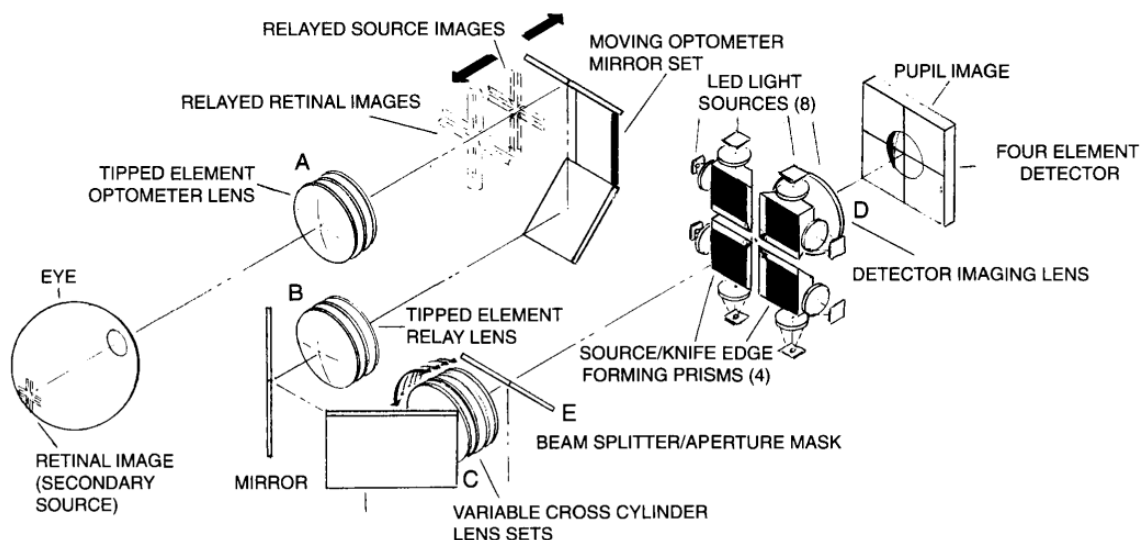
i najciemniejszym obrazem z dna oka (kontrast), które wykrywa detektor, będzie zmniejszona. Autorefraktometr dąży do tego, by tak ustawić soczewkę L3, aby kontrast między tymi 2 sygnałami był jak największy [8,60].



Rysunek 16. Schematyczna budowa autorefraktometru Dioptron opartego na zasadzie najlepszego ogniskowania. A. Układ oświetleniowy. B. Układ detekcyjny. [8], s. 733.

Kolejna technologia autorefraktometrów to autorefraktometry wykorzystujące w konstrukcji nóż Foucaulta. Jednym z pierwszych tego typu urządzeń był Humphrey. Jak widać na rysunku 17 w tym urządzeniu układ oświetleniowy i detekcyjny pokrywają się. Źródło światła zapewnia 8 diod LED, które oświetlają macierz 4 noży Foucaulta, co tworzy wiązkę o kształcie podwójnego krzyża. Wiązka biegnie przez układ 2 soczewek cylindrycznych, które umieszczone są w ognisku przedmiotowym soczewki B. Soczewka A jest soczewką Badała i jej ognisko obrazowe znajduje się w źrenicy wejściowej oka. Soczewka B tworzy obraz podwójnego krzyża w przestrzeni między sobą a soczewką A. Z zwierciadło pomiędzy tymi soczewkami jest ruchome. Właściwe położenie zwierciadła powoduje, że obraz źrenicy wejściowej oka tworzy się w ognisku soczewki B (a obraz cylindrów w źrenicy wejściowej oka), zaś obraz krzyża jest sprzężony z siatkówką oka. Obraz odbity od dna oka powraca tym samym układem. Soczewka detektora D, umieszczona tuż za układem noży Foucaulta, obrazuje źrenicę wejściową oka na fotodetektorze. Analiza obrazu następuje w poziomie i pionie. W przypadku astygmatyzmu urządzenie porusza soczewkami

cyldrycznymi, aż do zneutralizowania astygmatyzmu. Są to 2 soczewki cylindryczne o takiej samej mocy bezwzględnej, przy czym jedna jest skupiająca, a druga rozpraszająca [8].

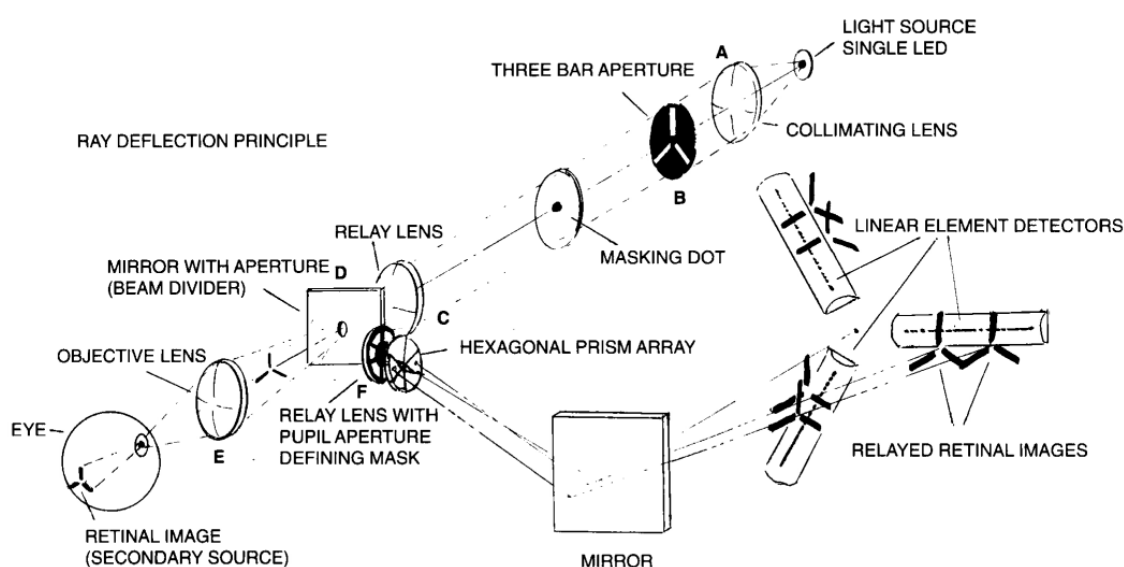


Rysunek 17. Konstrukcja autorefraktometru Humphrey, wykorzystująca układ noży Faucaulta. [8], s. 738.

Autorefraktometry analizujące odchylenie promienia (ang. *ray-deflection*) oceniają wergencję wiązki światła odbitej od dna oka. Gdy urządzenie emituje wiązkę promieni równoległych, to promienie odbite od dna oka normowzrocznego nadal będą równoległe po opuszczeniu oka. W przypadku oka krótkowzrocznego wiązka będzie zbieżna, a nadwzrocznego – rozbieżna. Wergencja wiązki będzie zaś odwrotnością punktu dalekiego oka. Pomiar odległości punktu dalekiego oka w 3 południkach pozwala na obliczenie całkowitej wady refrakcji sposobem Brubakera i *in.* [61], udoskonalonym przez Bennetta i Rabettsa [62].

Autorefraktometr analizujący odchylenie promienia został wprowadzony przez firmę Canon. Rysunek 18 pokazuje schemat działania tego urządzenia. Źródłem światła jest pojedyncza dioda LED. W torze oświetleniowym znajduje się specjalna apertura (B) z 3 szczelinami (kąt między każdą parą to 120°), pozwalająca na analizę wiązki w 3 południkach jednocześnie. Soczewka C skupia wiązkę podczerwoną w środku apertury dzielnika wiązki D, natomiast obraz apertury szczelinowej tworzy w ognisku soczewki E. Soczewka E skupia wiązkę

światła w źrenicy wejściowej oka, a obraz apertury szczelinowej na siatkówce oka normowzrocznego (promienie wychodzące z soczewki E są równoległe). Światło po odbiciu od dna oka odbija się od dzielnika wiązki D i pada na soczewkę F posiadającą specjalną przysłonę, dzielącą obraz ze źrenicy oka na 6 obszarów. Pary przeciwległe leżących apertur odpowiadają 3 południkom, które są analizowane przez urządzenie. Rozdzielenie wiązek umożliwia macierz pryzmatów heksagonalnych, znajdująca się tuż za soczewką F. Wiązki po odbiciu od zwierciadła są ogniskowane w pobliżu fotodetektora, który składa się z 3 liniowych elementów, każdy odpowiedzialny za inny południk. Każdy detektor analizuje liniową separację obrazu apertury szczelinowej. Na jej podstawie odchylenie promienia może być obliczone trygonometrycznie. Urządzenie to działa w trybie otwartej pętli [8].

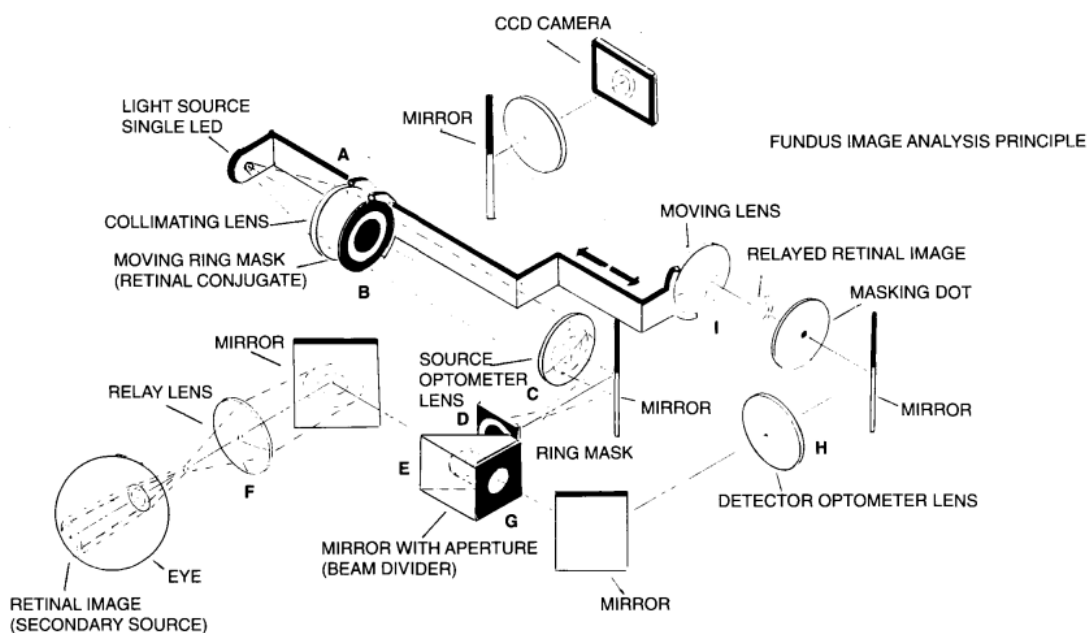


Rysunek 18. Schematyczna budowa autorefraktometru Canon opartego na zasadzie analizy odchylenia promienia. [8], s. 744.

Niektóre autorefraktometry mierzą wadę refrakcji poprzez analizę wielkości obrazu (ang. *image size principle*), ponieważ wielkość obrazu siatkówkowego jest funkcją wady wzroku oka. W takich urządzeniach na siatkówkę rzutowany jest obraz pierścienia. Gdy oko jest obciążone astygmatyzmem, obraz na siatkówce ma kształt elipsy, a jej główne osie i orientacja pozwalają na wyznaczenie wielkości i osi astygmatyzmu. Tę technologię wykorzystują autorefraktometry Topcon, Nideka oraz autorefraktometr otwartego pola Grand-Seiko

(lub Shin-Nippon). Tutaj przedstawiony zostanie schemat działania autorefraktometru Topcon (rysunek 19). Źródłem światła w tym urządzeniu jest pojedyncza dioda LED. Światło przechodzi przez soczewkę kolimującą A, za którą umieszczona jest przysłona o aperturze w kształcie pierścienia B. Układ tych trzech elementów jest połączony i podporządkowany soczewce, która znajduje się w układzie detekcyjnym. Następnie światło przechodzi przez soczewkę Badala C, której ognisko obrazowe jest sprzężone z ogniskiem przedmiotowym oka. Położenie na osi optycznej źródła światła z soczewką kolimującą nie ma znaczenia, ponieważ wiązka światła wychodząca z soczewki A jest równoległa, natomiast położenie przysłony B jest tak dobrane, by obraz pierścienia z soczewki C powstawał w nieskończoności. Następnie światło przechodzi przez aperturę o kształcie pierścienia D, która jest sprzężona ze źrenicą wejściową oka, dzięki odpowiednio dobranej mocy soczewki F. Soczewka ta zapewnia też sprzężenie ogniska soczewki C z ogniskiem oka. Układ i wielkość dwóch apertur zapewnia utworzenie na dnie oka obrazu pierścienia (lub elipsy). W tym układzie optometr Badala nie jest wykorzystany do neutralizacji światła w źrenicy, jak miało to miejsce w wyżej opisanych autorefraktometrach. Tutaj układ ten jest wykorzystany, by osiągnąć najwyraźniejszy, o najlepszym kontraście, obraz dna oka. W dodatku układ ten jest umieszczony w pobliżu punktu węzłowego oka, co zapewnia, że rozmiar obrazu nie jest zależny od wergencji [8].

Światło po odbiciu od dna oka wraca do urządzenia przez soczewkę F i dzielnik wiązki E. Apertura kołowa G znajduje się w ognisku soczewki Badala H. Ognisko obrazowe układu Badala z toru detekcyjnego znajduje się w pobliżu punktu węzłowego oka. Soczewka Badala H tworzy obraz z dna oka w ognisku soczewki kondensującej, która jest mechanicznie połączona z układem oświetleniowym. Dzieje się tak jednak tylko wtedy, gdy apertura B jest tak ustawiona, że jej obraz po przejściu przez soczewkę C jest w nieskończoności. Następnie światło pada na soczewkę kolimatora i ostatecznie na matrycę CCD. Obraz z matrycy jest analizowany przez komputer, który oblicza wadę refrakcji oka [8].



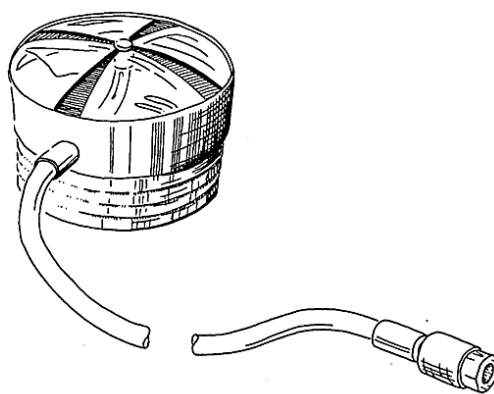
Rysunek 19. Układ optyczny autorefraktometru Topcon, analizującego wielkość obrazu siatkówkowego. [8], s. 748.

3.1.4. Fotorefrakcja

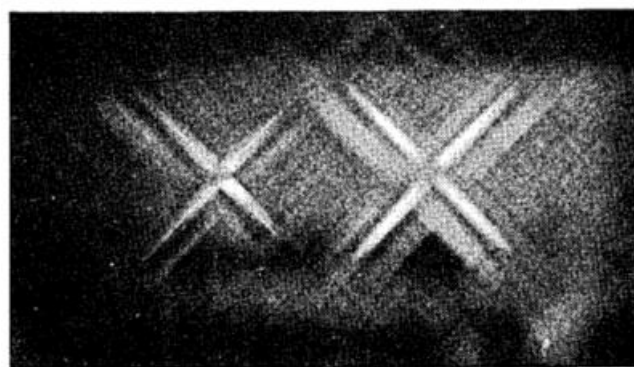
Fotorefrakcja to technika refrakcji przedmiotowej, która pozwala na pomiar obu oczu jednocześnie z większej odległości (0,5–2 m) [8]. Poza samą refrakcją fotorefraktometry wykonują również ocenę ustawienia oczu, oraz pomiar szerokości i rozstawu źrenic [63]. Są przeznaczone głównie do badań przesiewowych niemowląt, dzieci i osób z upośledzeniami, ponieważ nie wymagają zbliżenia się pacjenta do urządzenia. By wykonać pomiar osoba badana musi tylko przez krótką chwilę skupić się na urządzeniu. Fotorefraktometry wykonują zdjęcie obojga oczu i analizują rozkład natężenia światła odbitego od dna oka w źrenicach. Używa się światła białego pochodzącego z lampy błyskowej lub światła podczerwonego. Istnieją 3 najpopularniejsze techniki fotorefrakcji: ortogonalna, izotropowa i ekscentryczna (fotoskiaskopia) [64]. Metody ortogonalna i izotropowa opierają się na analizie rozmycia punktu (ang. *pointspread method*), natomiast metoda ekscentryczna jest podobna do skiaskopii (ang. *retinoscopic-like method*) [8].

W metodzie ortogonalnej, zaproponowanej przez Howarda Howlanda i Braddforda Howlanda, źródło światła w formie światłowodu znajduje się w środku

soczewki aparatu. Światło odbija się od siatkówek oczu osoby badanej i wraca do aparatu. Przechodzi przez element optyczny, który składa się z 4 segmentów soczewek cylindrycznych o mocy 1,5 dioptrii, mających kształt litery V (rysunek 20). Każdy segment ma kąt wierzchołkowy o wielkości 70° . Oś cylindra każdego segmentu jest prostopadła do dwusiecznej kąta wierzchołkowego. Przestrzenie między segmentami są zaczernione. Układ ten może obracać się o 45° wokół osi optycznej, co umożliwia pomiar astygmatyzmu oka. Taki układ tworzy czarno-biały obraz refleksów w źrenicach o kształcie gwiazdy na kliszy fotograficznej lub innym elemencie światłoczułym (rysunek 21) [65].



Rysunek 20. Układ 4 segmentów cylindrycznych o kształcie litery V o kącie wierzchołkowym 70° z kamery fotorefraktometru ortogonalnego umieszczony w metalowym uchwycie. W środku przebiega światłowód. Przerwy między segmentami są zaczernione [65].

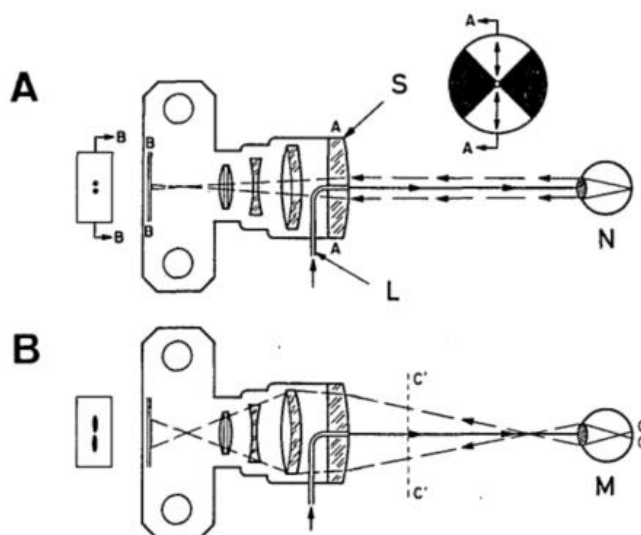


Rysunek 21. Przykładowy obraz z fotorefraktometru ortogonalnego. Oś cylindrów to 45° i 135° [65].

Schemat powstawania obrazu odbicia światła w źrenicach w fotorefraktometrze ortogonalnym pokazany jest na rysunku 22. Gdy oko jest zogniskowane na aparat, światło z urządzenia oświetla mały obszar siatkówki. Odbite od siatkówki światło wraca do aparatu i ogniskuje się w płaszczyźnie aparatu AA.

Następnie jest obrazowane przez soczewki cylindryczne jako krótkie odcinki w płaszczyźnie kliszy BB (A). Gdy oko jest krótkowzroczne światło tworzy na siatkówce okrąg. Płaszczyzna C'C' sprzężona z siatkówką znajduje się między osobą badaną i kamerą. Wokół sondy światło tworzy duży rozogniskowany okrąg i jest obrazowane na kliszy jako długie odcinki (B). Segmenty cylindryczne zbierają więcej światła z części peryferyjnej niż z centrum układu. Rozkład światła w ramionach gwiazdy w płaszczyźnie kliszy (rozmycie punktu) może być obliczony na podstawie mocy cylindra i długości ogniskowej aparatu [65]. Problemem w metodzie ortogonalnej jest winietowanie, czyli obniżenie jasności rozkładu rozmycia punktu na brzegach spowodowane ograniczoną aperturą soczewki aparatu. Im większe rozogniskowanie, tym mniej dokładne staje się oszacowanie wady refrakcji, dlatego metoda ortogonalna jest skuteczna w wadach refakcji do kilku dioptrii [8]. Kolejną wadą tej metody są poczynione założenia, że źródło światła jest punktowe, a odległość badania jest na tyle duża, że promienie świetlne docierające do fotorefraktometru są równoległe [66]. Oko jest też obarczone aberracją chromatyczną, co utrudnia pomiar długości ramion gwiazdy. Z drugiej strony jednak pozwala na określenie znaku rozogniskowania, czyli umożliwia rozróżnienie krótkowzroczności od nadwzroczności [8]. Ze względu na te wszystkie czynniki zaburzające pomiar, urządzenie wymaga kalibracji na oczach o znanych wadach refrakcji [66].

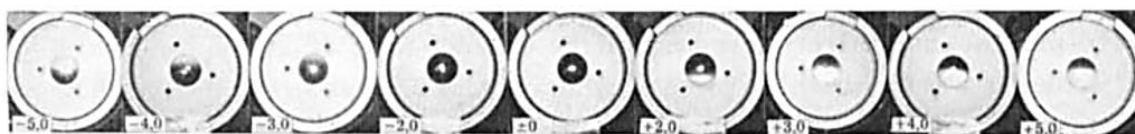
Fotorefrakcja izotropowa jest udoskonaleniem metody ortogonalnej. W tym przypadku urządzenie nie zachowuje się tak samo przy rozogniskowaniu w krótkowzroczności i nadwzroczności o tej samej mocy. Osiągnięto to poprzez zmianę odległości ogniskowania kamery. Podczas pomiaru kamera ogniskuje się 0,50 dioptrii przed i za osobą badaną. Porównanie tych 2 obrazów pozwala na określenie znaku ametropii. W dodatku tutaj już nie ma elementu cylindrycznego w aparacie. Urządzenie analizuje średnicę rozmycia o kołowym kształcie w przypadku wady sferycznej lub kształt i orientację rozmycia eliptycznego w przypadku astygmatyzmu [8,66].



Rysunek 22. Schemat powstawania obrazu o kształcie gwiazdy na kliszy fotorefraktometru (tylko 2 z 4 segmentów cylindrycznych są pokazane). A. Światło ze źródła L oświetla oko emetropowe N, odbija się od siatkówki, skupia w płaszczyźnie aparatu AA i tworzy gwiazdę o krótkich ramionach w płaszczyźnie kliszy BB. B. W oku krótkowzrocznym M światło ogniskuje się w płaszczyźnie C'C' i tworzy gwiazdę o długich ramionach w płaszczyźnie kliszy [65].

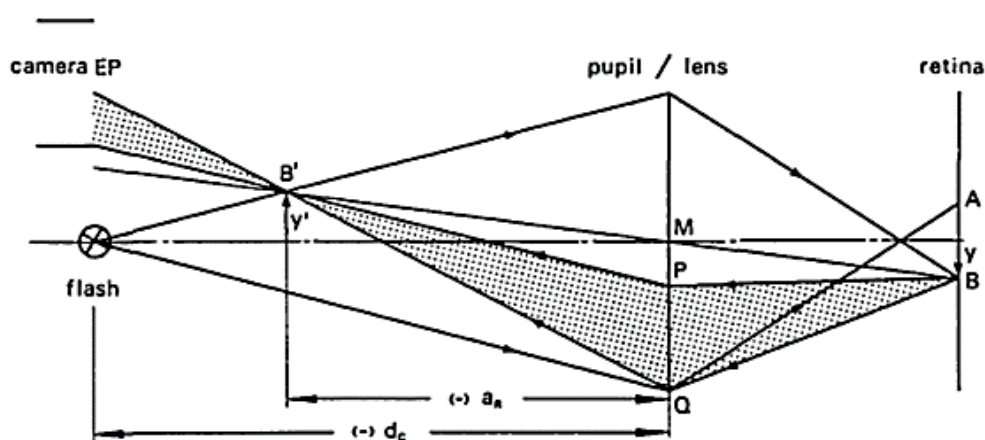
Fotorefrakcja ekscentryczna (ang. *eccentric photorefraction*) inaczej zwana fotoskiaskopią (ang. *photoretinoscopy*) lub fotorefrakcją przyosiową (ang. *paraxial photorefraction*) została wprowadzona przez Kaakinena i Tommilę [67,68]. Technika opiera się na skiaskopii oraz testach Brücknera i Hirschberga, jako że ocenia dwoje oczu jednocześnie i poza wadą wzroku ocenia również przezierność ośrodków optycznych oraz ustawienie oczu [67]. Nazwa techniki wynika z tego, że źródło światła nie jest zlokalizowane centralnie w stosunku do obiektywu. Kamera jest zogniskowana na źrenicach osoby badanej, co pozwala nie tylko na wykonanie zdjęcia refleksu jak w skiaskopii, ale również na uzyskanie pierwszego obrazu Purkiniego, który pozwala ocenić kierunek spojrzenia [69]. Obraz uzyskany przez fotorefraktometr ekscentryczny to tak zwane „czerwone oczy”. Gdy źrenice są wypełnione czerwienią, to oczy są emetropowe. Pojawienie się peryferyjnie w źrenicy jasnego półksiężyca oznacza ametropię. Rozróżnienie nadwzroczności od krótkowzroczności jest analogiczne do skiaskopii: gdy półksiężyc znajduje się po tej samej stronie, co źródło światła, osoba ma nadwzroczność, gdy po przeciwnej stronie – krótkowzroczność (rysunek 23). Wielkość półksiężyca natomiast pozwala określić wielkość wady refrakcji [8,67,70].

Schemat powstawania obrazu w źrenicy oka krótkowzrocznego przedstawia rysunek 24. Gdy oko ma astygmatyzm, to jasny półksiężyc w źrenicy będzie odchylony w kierunku głównego południka. Pomiar astygmatyzmu tą metodą jest obarczony wieloma trudnościami, na przykład, gdy astygmatyzm jest w osi 180° lub 90° i półksiężyc nie jest przesunięty. Szczegóły skomplikowanego pomiaru sferocylindrycznej wady refrakcji zostały przedstawione w pracy Wesemanna i in. [70].



Rysunek 23. Pomiar wady wzroku za pomocą fotorefrakcji ekscentrycznej (fotorefrakcji). Położenie półksiężyca wskazuje rodzaj wady refrakcji, a jego wielkość – moc. Kolejne zdjęcia przedstawiają wady wzroku od $-5,00$ do $+5,00$, co $1,00$ D. [67]

Ocenę ustawienia oczu fotorefraktometri ekscentrycznej wykonują podobnie do testu Hirschberga, czyli oceniając symetrię refleksów rogówkowych i obliczając odchylenie trygonometrycznie [8,67,68].



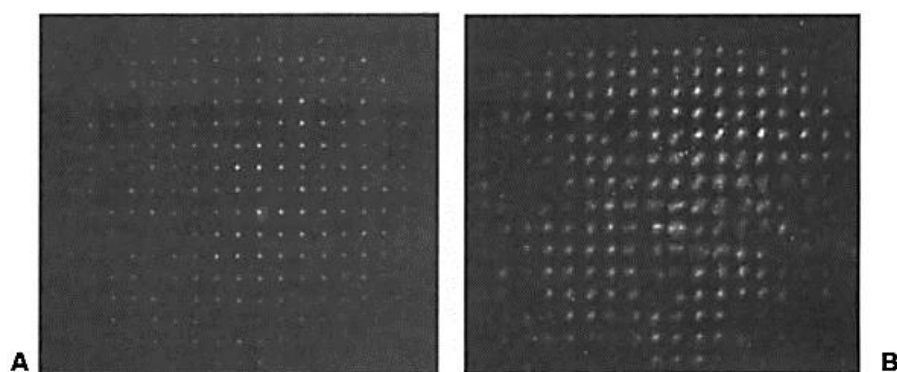
Rysunek 24. Schemat optyczny powstawania obrazu w fotoskiaskopii oka krótkowzrocznego. Źródło światła jest położone ekscentrycznie w stosunku do apertury obiektywu (u dołu). Oko jest zogniskowane przed obiektywem. Światło jest zogniskowane przed siatkówką i na siatkówce tworzy rozogniskowany okrąg o średnicy AB. Dolna granica okręgu B jest obrazowana w punkcie B' w płaszczyźnie punktu dalekiego oka. Ze wszystkich promieni biegnących od B do B', tylko te z wykropkowanego obszaru dotrą do źrenicy wejściowej kamery. Tworzą one jasny półksiężyc PQ w dolnej części źrenicy. [70]

3.1.5. Aberrometria

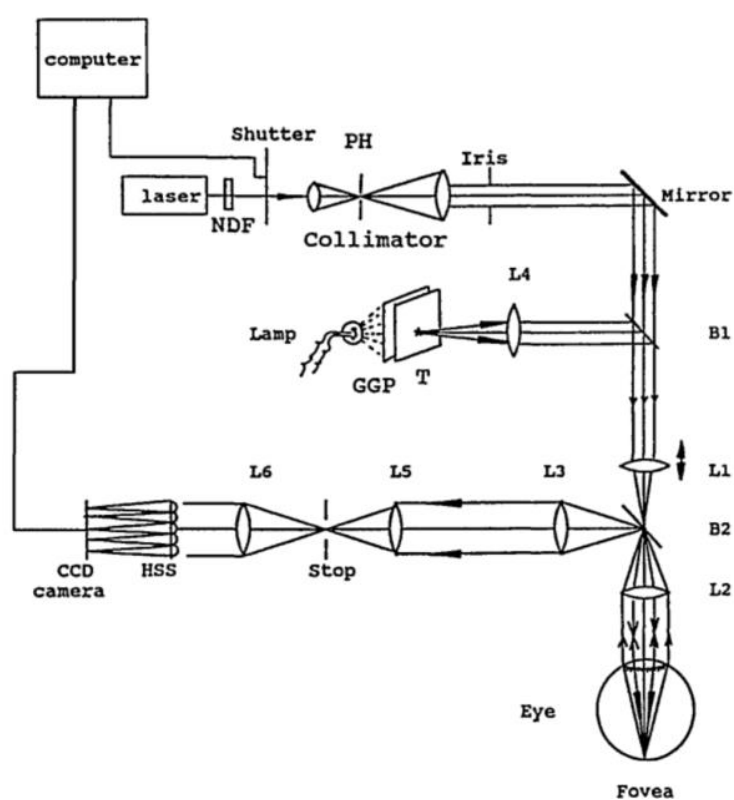
W 1961 roku Smirnov pierwszy raz dokonał pomiaru aberracji wyższych rzędów (HOA, ang. *higher-order aberrations*) oka ludzkiego wykorzystując metody psychofizyczne. Jego technikę zmodyfikował Howland i w 1994 roku aberracje oka zostały zmierzone przedmiotowo za pomocą znanego z astronomii detektora Shacka-Hartmanna [34,71]. Zainteresowanie aberracjami oka wyższych rzędów wzrosło wraz z popularyzacją i rozwojem chirurgii refrakcyjnej. Okazało się, że chirurgiczna korekcja rozogniskowania i astygmatyzmu niezamierzenie wywoływała duże aberracje monochromatyczne, głównie komę i aberrację sferyczną. To wiązało się z dolegliwościami wzrokowymi po zabiegu, takimi jak efekt halo, efekt rozbłysku gwiazdy, dwojenie jednooczne. Pojawiła się więc potrzeba stworzenia technik chirurgii refrakcyjnej opartej o analizę frontu faliowego (ang. *wavefront-guided refractive surgery*) [33]. Poza chirurgią refrakcyjną analiza aberracji oka znalazła kilka innych zastosowań naukowych i klinicznych. Badacze wykazali wzrost HOA oczu z wiekiem, co okazało się być przyczyną pogorszenia poczucia kontrastu u osób starszych [34]. Analizowano nie tylko aberrację całego oka, ale również aberracje rogówki i soczewki. Wykazano, że wzrost komy z wiekiem jest efektem zmiany aberracji w rogówce, natomiast zwiększenie aberracji sferycznej – zmian wewnątrz oka. Analiza aberracji pozwalała zupełnie inaczej spojrzeć na nieregularny astygmatyzm, stożek rogówki czy zwyrodnienie brzożne przezroczyste. Badano też wpływ miękkich, twardych i ortokeratologicznych soczewek kontaktowych na aberracje oka, a przez to na jakość widzenia. Analizowano też wpływ zaćmy na aberracje oka. Wykazano, że różne rodzaje zmętnień i ich zaawansowanie wywołuje różne aberracje. Aberrometrię wykorzystano również u osób z pseudofakią. Pozwoliło to na rozwój technologii produkcji soczewek wewnątrzgałkowych, by zapewnić najlepszą jakość widzenia. Zainteresowano się też wpływem akomodacji na aberracje oka. Wykazano znaczą zmianę aberracji sferycznej w kierunku wartości ujemnej wraz z akomodacją. Interesowano się też korekcją HOA oka wykorzystując w tym celu optykę adaptywną, by doprowadzić do ponad nor-

malnej ostrości wzroku. Aberrometry mogły również posłużyć do określenia sferycznej wady refrakcji oka. Badacze oczekiwali, że pomiar będzie dokładniejszy niż standardowym autorefraktometrem [33].

Aberrometry to urządzenia obliczające aberracje całkowite oka poprzez analizę frontu falowego odbitego od dna oka. Dzieli się je na 3 typy: posiadające detektor Shacka-Hartmanna, śledzące promienie (ang. *retinal ray tracing*) oraz aberrometry Tscherninga. Detektor Shacka-Hartmanna zastosowany do pomiaru aberracji oka przez Lianga i in. w 1994 r. składał się z 2 identycznych warstw soczewek cylindrycznych prostopadłych do siebie [71]. Każda z soczewek detektora Shacka-Hartmanna tworzy obraz punktu w płaszczyźnie ogniskowej. Gdyby na układ padała fala płaska, w płaszczyźnie ogniskowej powstała by regularna macierz punktów świetlnych, z których każdy leżałby na osi optycznej korespondującego układu soczewek (rysunek 25A). Gdy na macierz pada front falowy, który nie jest płaski, obraz punktu dla każdego obszaru macierzy jest przesunięty proporcjonalnie do deformacji danej części frontu falowego (rysunek 25B). Konstrukcja aberrometru jest przedstawiona na rysunku 26. Aberrometr rzutuje płaski front falowy na dno badanego oka. Źródłem światła jest zwykle laser. Światło przechodzi przez filtr neutralny, soczewkę kolimatora, soczewki L1 i L2 i ogniskuje się na dnie oka. W przypadku ametropii soczewka L1 jest przesuwana wzdłuż osi optycznej, by światło zogniskowało się na siatkówce. Badane oko fiksuje na obiekcie obserwacji T, znajdujący się w ognisku soczewki L4. Światło odbite od dna oka jest traktowane jako pochodzące z punktowego źródła światła. Dwa układy bezogniskowe, na które składają się soczewki L2 i L3 oraz L5 i L6, obrazują front falowy z płaszczyzny źrenicy na detektor Shacka-Hartmanna. Obraz z detektora pada na macierz CCD, która przetwarza go na postać cyfrową i przesyła do komputera [71].



Rysunek 25. Przykładowe obrazy uzyskiwane przez detektor Shacka-Hartmanna. A. Na układ pada fala płaska. B. Front falowy z układu aberracyjnego. [33], s. 773.



Rysunek 26. Schemat aberrometru na bazie detektora Shacka-Harmanna. [71]

Aberrometry wyliczają wadę refrakcji oka w oparciu o pomiar aberracji. Analiza aberracji w reprezentacji Zernikego pozwala na obliczenie wady refrakcji zwykle na podstawie współczynników wielomianów Zernikego 2 rzędu, choć możliwe jest uwzględnienie w obliczeniach również HOA [33,35]. Niektóre aberrometry biorą pod uwagę efekt Stilesa-Crawforda pierwszego rodzaju, dążąc do lepszego dopasowania do centralnej części źrenicy [33].

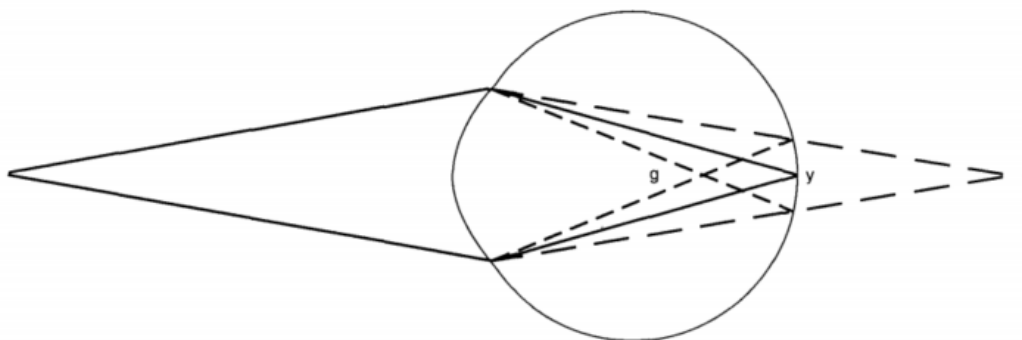
3.2. Refrakcja podmiotowa

Refrakcja podmiotowa lub *subiektywna* (SR) wymaga współpracy i subiektywnych odpowiedzi ze strony osoby badanej. Celem refrakcji podmiotowej jest wybór takiej kombinacji soczewek, która zapewni najlepszą jakość widzenia osobie badanej [7]. Pomiar składa się z kilku procedur, wykonywanych w określonej kolejności przez wykwalifikowanego optometrystę lub lekarza okulistę. Refrakcja podmiotowa jest jednym z elementów badania optometrycznego, którego standardy określają wytyczne organizacji i stowarzyszeń zawodowych. W Europie jest to European Council of Optometry and Optics (ECOO) [72] a w USA American Optometric Association (AOA). Istnieje także standard badania optometrycznego Polskiego Towarzystwa Optometrii i Optyki (PTOO) i Polskiego Stowarzyszenia Soczewek Kontaktowych [73].

Podczas refrakcji podmiotowej osoba badana ocenia ostrość optotypów z daleka (zwykle 4,5–6 m). Optotypy wcześniej były prezentowane na drukowanych tablicach optotypów, lecz obecnie zastąpiły je rzutniki i wyświetlacze LCD. Jasności w pomieszczeniu podczas badania refrakcji nie ustandaryzowano, sugeruje się oświetlenie o natężeniu od 100 do 200 lx. Pomieszczenie powinno być równomiernie oświetlone. Takie oświetlenie zapewnia badanie w warunkach widzenia fotopowego i jednocześnie umiarkowanie zwężoną źrenicę. Do pomiaru refrakcji można wykorzystać oprawę próbną i kasetę okulistyczną lub foropter. Najpierw wykonuje się refrakcję jednooczną każdego oka, a następnie obuoczną. Punktem początkowym (ang. *starting point*) refrakcji jednoocznej zwykle jest wynik refrakcji przedmiotowej uzyskany techniką skiaskopii statycznej lub autorefraktometrem. Punktem startowym może też być aktualna korekcja pacjenta lub wynik poprzedniego badania refrakcji [7]. Refrakcję jednooczną bez cykloplegii należy zacząć do procedury zamglenia, która ma na celu rozluźnienie akomodacji. W tym celu wstawia się stopniowo coraz mocniejsze soczewki dodatnie, by doprowadzić do obniżenia ostrości wzroku do poziomu 0,5 lub 0,4 w zapisie dziesiętnym [25]¹⁵. Zwykle zamglenie uzyskuje się

¹⁵ s. 219.

przy wartości +0,75 lub +1,00. Następnie należy stopniowo zmniejszać moc dodatnią lub zwiększać moc ujemną soczewek (krok 0,25 dioptrii), by uzyskać maksymalną ostrość wzroku osoby badanej. Można w tym celu wykorzystać tablicę optotypów lub test czerwono-zielony. Test czerwono-zielony wykorzystuje aberrację chromatyczną podłużną oka. Przedstawia tablicę optotypów, której połowa jest na czerwonym tle, a druga połowa na zielonym. Osoba badana obserwuje test w zaciemnionym pomieszczeniu i określa, na którym tle widzi znaki jako bardziej czarne, wyraźniejsze, o lepszym kontraście. Gdy litery są bardziej kontrastowe na czerwonym tle, oznacza to, że obraz skupia się przed siatkówką. By przesunąć obraz na siatkówkę należy zmniejszyć moc dodatnią lub zwiększyć moc ujemną. Punktem końcowym tego testu jest uzyskanie jednakowego kontrastu liter na obu tłach. Zasadę działania testu czerwono-zielonego przedstawia rysunek 27 [7,25].

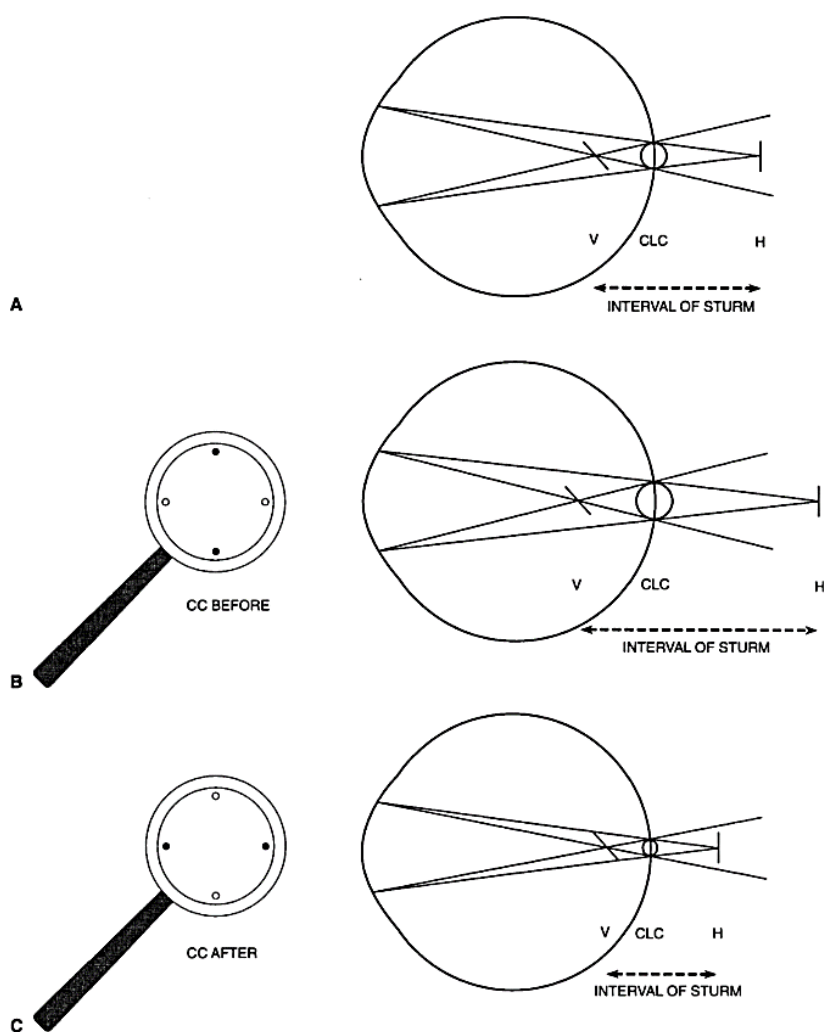


Rysunek 27. Zasada działania testu czerwono-zielonego. Światło zielone (g) skupia się przed siatkówką, czerwone (r) – za siatkówką, a żółte (y) – na siatkówce. [7], s. 832.

Gdyby nie astygmatyzm, procedurę refrakcji jednoocznej można by na tym zakończyć. W celu określenia wartości i osi cylindra korygującego astygmatyzm można skorzystać z testu „tarczy zegara” w warunkach zamglenia lub procedury cylindra skrzyżowanego Jacksona (JCC, ang. *Jackson Crossed-Cylinder*) bez zamglenia. W tej pracy zostanie opisana jedynie druga technika, ponieważ ta została zastosowana w badaniach, które zostaną przedstawione w następnych rozdziałach. Cylinder skrzyżowany to soczewka sferocylindryczna, której wartość cylindra jest dwukrotnie większa od wartości sfery i ma przeciwny znak. Tak więc zgodnie z nazwą, soczewka ta jest złożeniem 2 cylindrów o takich samych mocach, przeciwnych znakach i osiach prostopadłych do siebie.

Cylinder skrzyżowany ma ekwiwalent sferyczny równy zeru. Zwykle w badaniu optometrycznym wykorzystuje się cylinder skrzyżowany o mocy sf. +0,50 cyl. –1,00 lub sf. +0,25 cyl. –0,50. Do badania w oprawie próbnej wykorzystuje się cylinder skrzyżowany na ręczce. W foropterze cylinder skrzyżowany jest zamontowany w dodatkowym uchwycie i jest sprzężony z osią soczewek cylindrycznych korygujących. Oś ujemnego cylindra jest zwykle zaznaczona kolorem czerwonym, a dodatniego – czarnym. Procedura cylindra skrzyżowanego wymaga skorygowania oka soczewką sferyczną równą ekwiwalentowi sferycznemu wady refrakcji oka tak, by krążek najmniejszego rozproszenia znalazł się na siatkówce oka, jak to przedstawia rysunek 27. Zostało to osiągnięte w procedurach opisanych wcześniej. Pacjent w trakcie tego badania obserwuje test „solniczki” lub rząd optotypów. Najpierw wykonuje się uściślenie osi cylindra korygującego. W tym celu należy wstawić cylinder skrzyżowany tak, by oś korygującego cylindra (z korekcji pacjenta lub z refrakcji przedmiotowej) była idealnie pomiędzy osiami cylindra skrzyżowanego. Osobie badanej przedstawia się 2 obrazy do porównania: obraz cylindrem skrzyżowanym w pierwotnej pozycji i po obrocie cylindra skrzyżowanego, gdzie osie cylindrów ujemnego i dodatniego zamieniły się miejscami. Osoba badana wybiera obraz lepszy metodą wymuszonego wyboru. Wtedy optometrysta obraca oś cylindra korygującego (ujemnego, zgodnie z konwencją przyjętą w tej pracy) w kierunku czerwonych znaczników na cylindrze skrzyżowanym (osi ujemnego cylindra). Wartość obrotu jest zależna od mocy cylindra korygującego – im większa moc, tym obrót mniejszy. W przypadku niewielkich wartości cylindra zwyczajowo zaczyna się od obrotu o 10–15°. Wraz z obrotem osi cylindra korygującego obraca się też cylinder skrzyżowany. Procedurę powtarza się, lecz za każdym razem stopniowo zmniejsza się kąt obrotu cylindra. Punktem końcowym procedury uściślenia osi cylindra jest moment, gdy osoba badana stwierdza podobieństwo obu prezentowanych wariantów. Wtedy osoba badająca przechodzi do uściślenia mocy cylindra korygującego. W tym celu obraca cylinder skrzyżowany o 45°, by oś jednego z cylindrów pokrywała się z osią cylindra korygującego. Ponownie osobie badanej prezentuje się 2 warianty obrazu. Gdy osoba badana wybierze

wariant, w którym oś ujemnego cylindra skrzyżowanego pokrywa się z osią cylindra korygującego, moc tego cylindra należy zwiększyć z zachowaniem ekwiwalentu sferycznego. Oznacza to, że na każde $-0,50$ dioptrii cylindra należy zwiększyć korekcję sferyczną o $+0,25$ dioptrii. Gdy wybierze wariant przeciwny, moc cylindra korygującego należy zmniejszyć zachowując ekwiwalent sferyczny. Punktem końcowym jest moment, gdy osoba badana, stwierdza, że oba warianty są podobne. Zasadę optyczną działania cylindra skrzyżowanego wyjaśnia rysunek 28. W przypadku znacznej zmiany mocy cylindra korygującego należy ponownie uściślić oś cylindra [7].



Rysunek 28. Zasada działania uściślenia mocy cylindra skrzyżowanego Jacksona. A. Oko z astygmatyzmem zgodnym z regułą jest skorygowane soczewkami sferycznymi tak, że krążek najmniejszego rozproszenia znajduje się na siatkówce oka. B. Wprowadzenie cylindra skrzyżowanego, którego oś ujemnego cylindra to 90° powoduje oddalenie się odcinków ogniskowych od siebie i od siatkówki. C. Gdy cylinder skrzyżowany zostanie obrócony, odcinki ogniskowe zbliżają się do siebie, co poprawia jakość obrazu na siatkówce. [7], s. 818.

Po procedurze pomiaru astygmatyzmu refrakcja jednooczna kończy się ponownym uściśleniem mocy sferycznej za pomocą testu czerwono-zielonego lub oceny ostrości optotypów. Gdy każde oko zostanie w ten sposób zbadane, wykonuje się balans obuoczny, inaczej zwany równoważeniem bodźca do akomodacji. Ten zabieg pozwala na wyrównanie wysiłku akomodacyjnego między oczami. Wymaga on dysocjacji oczu. Uzyskuje się ją poprzez zdwojenie pryzmatami lub za pomocą filtrów polaryzacyjnych i testu spolaryzowanego wyświetlanego na ekranie. Niezależnie od wyboru techniki, balans obuoczny polega na zamgleniu jednego oka soczewkami dodatnimi (zwykle +0,50 lub +0,75), a następnie doprowadzeniu drugiego oka do identycznego zamglenia. Następnie zamglenie jest redukowane przed dwojgiem oczu jednocześnie i następuje obuoczne uściślenie mocy sferycznej. W przypadku osób z zezem czy niedowidzeniem balans można wykonać poprzez naprzemienne zasłanianie oka. Czasem jednak w przypadku osób jednoocznych wystarczy wykonanie refrakcji jednoocznej [7,23].

4. Matematyczne metody zapisu refrakcji oka

Opis wartości wady refrakcji lub specyfikacja soczewek okularowych i kontaktowych jest podstawą optometrii. Nowoczesne autorefraktometry i aberrometry pozwalają na przedmiotowy pomiar refrakcji z dokładnością nawet do 0,01 dioptrii. W refrakcji podmiotowej korzysta się z foroptera lub kasety okulistycznej, w których kolejne soczewki różnią się mocą o 0,25 D. Dokładność pomiaru refrakcji subiektywnej wynika z głębi ostrości ludzkiego oka [20]. W przypadku refrakcji sferycznej optometryści podają odpowiednią wartość wraz ze znakiem. W przypadku astygmatyzmu wartość refrakcji lub moc soczewki przedstawia się zapisem sferocylindrycznym. Taki zapis składa się z kombinacji mocy sferycznej oraz mocy cylindra wraz z osią. Cylinder może być w takim zapisie zarówno ujemny jak i dodatni. W niniejszej pracy przyjęto konwencję zapisu sferocylindrycznego z cylindrem ujemnym.

Wiele prac naukowych w analizie refrakcji czy keratometrii wykorzystywało jedynie jeden aspekt refrakcji (ekwiwalent sferyczny lub wartość astygmatyzmu). Jednakże wartości w zapisie sferocylindrycznym są od siebie wzajemnie zależne. Wynika to z tego, że cylinder niesie w sobie również moc sferyczną [74]. Usunięcie trójwymiarowego aspektu takiego zapisu skutkowało więc utratą ważnych informacji [75]. Pojawiła się potrzeba stworzenia odpowiednich metod obliczeniowych, które transformują klasyczny zapis refrakcji na inny, który można wykorzystać w analizie matematycznej czy statystycznej. Ich powstanie umożliwiło obliczanie mocy wypadkowej układów soczewek sferocylindrycznych, ocenę dokładności i powtarzalności pomiarów refrakcji nowymi urządzeniami i technikami, badania demografii wad wzroku w populacji czy też ocenę skuteczności różnych metod chirurgii refrakcyjnej.

4.1. Zapis macierzowy

Dioptryczna macierz mocy (ang. *dioptric power matrix*) o wymiarze 2×2 została wprowadzona jako narzędzie w obliczeniach optometrycznych przez Ro-

senbluma i Christensena [76] oraz Longa [77]. Umożliwiła w łatwy sposób obliczenie mocy wypadkowej stykających się ze sobą soczewek sferocylindrycznych oraz decentracji soczewki sferocylindrycznej, by uzyskać odpowiednie działanie pryzmatyczne i na odwrót. Keating wprowadził natomiast działania na macierzach 4×4 , które umożliwiły obliczenia w skomplikowanych układach astygmatycznych, w tym obliczenia układu optycznego oka [78,79]. Dioptryczna macierz mocy 2×2 opisana przez Longa przedstawiająca refrakcję oka ($F_S / F_C \times \alpha$), gdy główne południki soczewki są w osiach 90° i 180° ma postać [77]

$$F_0 = \begin{bmatrix} F_S & 0 \\ 0 & F_S + F_C \end{bmatrix}, \quad (1)$$

gdzie

F_S – moc sfery,

F_C – moc cylindra.

Gdy cylinder jest w innej osi niż 90° i 180° , macierz należy przekształcić przez podobieństwo:

$$F = RF_0R^{-1}, \quad (2)$$

gdzie R jest macierzą obrotu

$$R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}, \quad (3)$$

a R^{-1} jest jej odwrotnością

$$R^{-1} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}. \quad (4)$$

Zatem dioptryczna macierz mocy dla dowolnej osi cylindra (α) ma postać

$$F = \begin{bmatrix} F_S + F_C \sin^2 \alpha & -F_C \sin \alpha \cos \alpha \\ -F_C \sin \alpha \cos \alpha & F_S + F_C \cos^2 \alpha \end{bmatrix}. \quad (5)$$

Macierz F dla cienkich soczewek można interpretować jako złożenie 3 cienkich elementów: 2 cylindrów w osi głównych południków (zwykle horyzontalnego i wertykalnego) oraz cylindra skrzyżowanego w osi $45^\circ/135^\circ$. F_{11} to moc cylindra w osi 90° , $F_{12} = F_{21}$ – moce cylindra skrzyżowanego, a F_{22} – moc cylindra w osi 180° . Możliwy jest też powrót z zapisu macierzowego, na klasyczny sfero-cylindryczny [80].

Równanie 5 można zapisać jako

$$F = \begin{bmatrix} F_{11} & F_{12} \\ F_{21} & F_{22} \end{bmatrix}. \quad (6)$$

Z tego samego równania widać, że $F_{12} = F_{21}$ (macierz symetryczna). A więc ślad macierzy F to

$$t = F_{11} + F_{22}, \quad (7)$$

a wyznacznik macierzy to

$$d = F_{11}F_{22} - F_{12}^2, \quad (8)$$

a więc

$$F_C = -\sqrt{(t^2 - 4d)}, \quad (9)$$

$$F_S = \frac{t - F_C}{2}, \quad (10)$$

$$\tan \alpha = \frac{F_S - F_{11}}{F_{12}}. \quad (11)$$

Powyższe równania nie dotyczą grubych soczewek, gdzie elementy nieprzekątne macierzy nie są sobie równe ($F_{12} \neq F_{21}$) [78–80]. W niniejszej pracy takie układy nie będą rozpatrywane, dlatego zagadnienie niesymetrycznych macierzy dioptrycznych nie zostanie rozwinięte w tej pracy.

4.2. Zapis wektorowy

Harris rozwinął algebrę refrakcji oraz mocy sferocylindrycznych, korzystając z macierzy opisanej przez Keatinga [81] i Longa [77]. Udowodnił, że w takiej formie refrakcję można potęgować i pierwiastkować, co umożliwia obliczenie wariacji oraz odchylenia standardowego refrakcji. Stworzył w ten sposób narzędzia statystyczne w optometrii [75,80,82]. Dodatkowo zapis macierzowy 2×2 przekształcił na wektorowy i przeskalował tak, by możliwa była reprezentacja graficzna w trójwymiarowym układzie, gdzie kształt przedziału ufności jest niezależny od tego, który południk zostanie uznany jako referencyjny [19].

Ze względu na to, że macierz F jest symetryczna, można zapisać tę macierz jako wektor kolumnowy

$$a = \text{vech } F = \begin{pmatrix} F_{11} \\ F_{21} \\ F_{22} \end{pmatrix}. \quad (12)$$

Wektor transponowany a to

$$a' = (F_{11} \quad F_{21} \quad F_{22}).$$

Długość Euklidesowa wektora a to

$$\|a\| = \sqrt{F_{11}^2 + F_{21}^2 + F_{22}^2} = \sqrt{F_S^2 + (F_S + F_C)^2 - \left(\frac{F_C}{2}\right)^2 \sin^2 2\alpha}. \quad (13)$$

Widać więc, że długość wektora a' zależy od osi cylindra. Tak więc zmiana południka referencyjnego zmienia długość wektora w trójwymiarowej euklidesowej przestrzeni. Harris zaproponował przekształcenie wektora a w nowy wektor h następująco:

$$h = Za, \quad (14)$$

gdzie

$$Z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \sqrt{2} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (15)$$

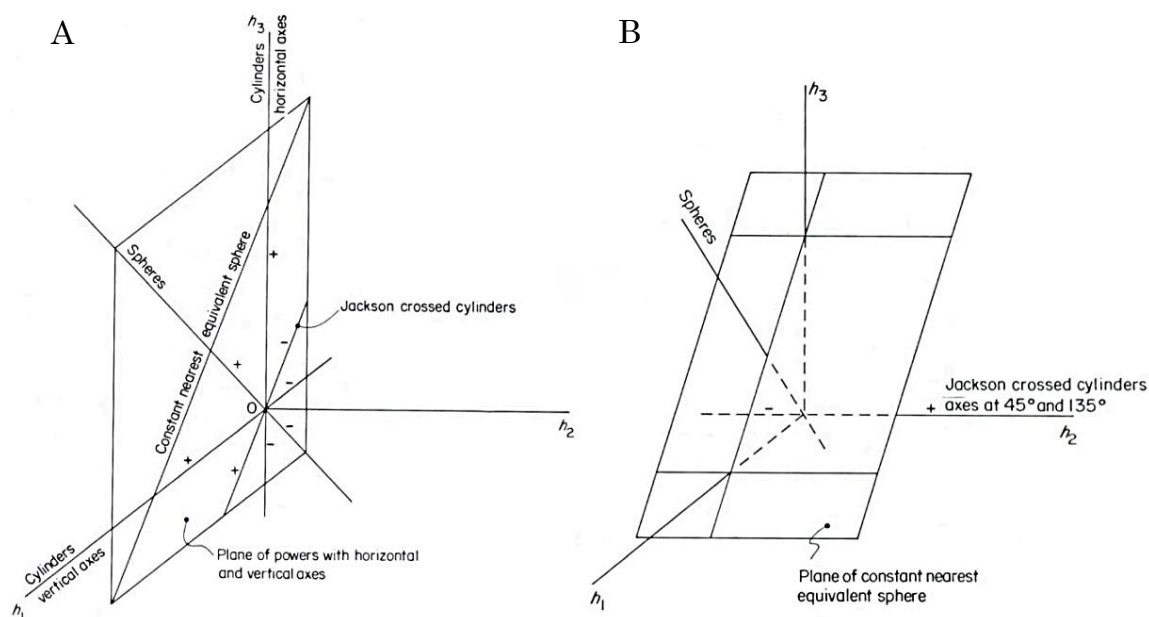
Zatem h jest równe

$$h' = (h_1 \quad h_2 \quad h_3) = (F_{11} \quad \sqrt{2}F_{21} \quad F_{22}). \quad (16)$$

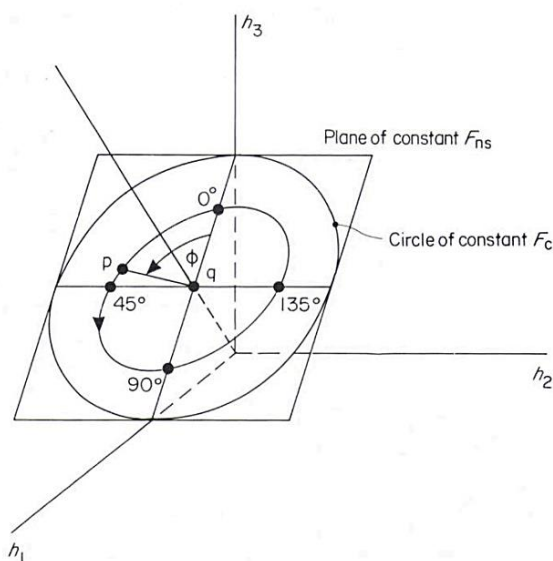
Długość euklidesowa h jest równa

$$\|h\| = \sqrt{F_S^2 + (F_S + F_C)^2}. \quad (17)$$

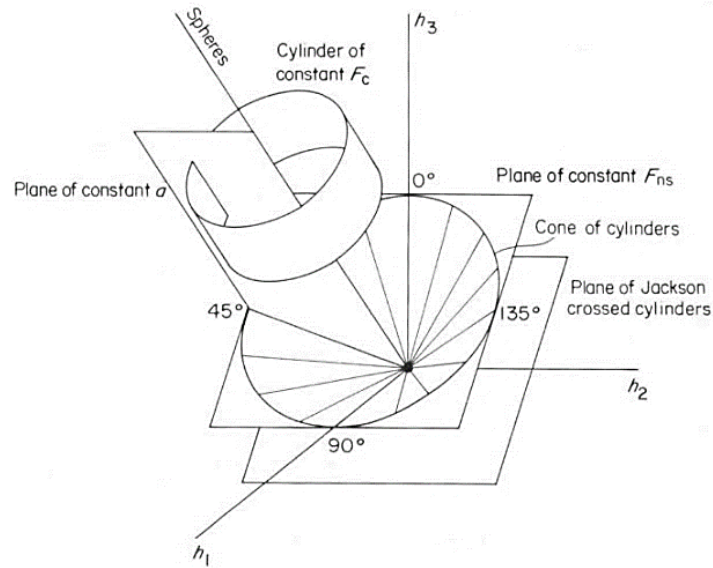
Składowe wektora h są więc współrzędnymi, które pozwalają na graficzną analizę refrakcji w trójwymiarowym układzie współrzędnych. Rysunki 29, 30 i 31 ilustrują położenie różnych wartości refrakcji w trójwymiarowym układzie współrzędnych.



Rysunek 29. Ilustracja mocy sferocylindrycznych, umieszczonych w układzie współrzędnych. A. Moce o cylindrach w osi 90° i 180° leżą na płaszczyźnie, dla której $h_2 = 0$. Cylindry w osi pionowej leżą na osi h_1 a cylindry w osi poziomej leżą na osi h_3 . Gdy $h_1 = h_3$ moc jest sferyczna i leży na linii sfer. B. Płaszczyzna mocy, które mają taki sam ekwiwalent sferyczny przecina osie h_1 i h_3 pod kątem 45 stopni. Płaszczyzna, która zawiera oś h_2 i jest równoległa do płaszczyzny o stałym ekwiwalencie sferycznym to płaszczyzna cylindrów skrzyżowanych Jacksona [19].



Rysunek 30. Punkt p reprezentuje moc sferocylindryczną $F_S / F_C \times a$. Punkt q leży na płaszczyźnie stałego ekwiwalentu sferycznego F_{ns} . Odcinki qp mają długość $|F_C|/\sqrt{2}$. Wraz ze zmianą osia cylindra Φ punkt p porusza się po okręgu o promieniu $|F_C|/\sqrt{2}$ o środku w punkcie q. Na okręgu przecinającym osie h_1 i h_3 znajdują się wszystkie cylindry o mocy F_C [19].



Rysunek 31. Główne punkty orientacyjne wykresu mocy dioptrycznej w trójwymiarowym układzie współrzędnych. Moc cylindra F_C jest dodatnia. Miejsce przecięcia osi h_1 , h_2 i h_3 to punkt o zerowej mocy. Linia sfer leży w płaszczyźnie $h_2 = 0$ i biegnie pod kątem 45 stopni do osi h_1 i h_3 . Płaszczyzna stałego ekwiwalentu sferycznego jest prostopadła do linii sfer. Płaszczyzna ekwiwalentu sferycznego o mocy 0 to płaszczyzna cylindrów skrzyżowanych, zawierająca oś h_2 . Wszystkie moce o stałej mocy cylindra F_C leżą na powierzchni cylindra, którego osią jest linia sfer. Moce o stałej osi cylindra, leżą na płaszczyźnie, która kończy się na linii sfer (tym przykładzie jest to oś 45°). Wszystkie cylindry leżą na powierzchni stożka, którego szczyt znajduje się w punkcie o zerowej mocy, a osią jest linia sfer. Gdyby moc cylindra była w zapisie ujemnym, wygląd wykresu pozostałby bez zmian, jedynie podpisy osi zwiększyłyby się o 90 stopni [19].

Graficzna reprezentacja zaproponowana przez Harrisa umożliwia w łatwy sposób porównywanie wartości refrakcji oraz analizę statystyczną. Średnia refrakcja to

$$\bar{h} = \sum_{i=1}^n \frac{h_i}{n}, \quad (18)$$

a macierz wariancji-kowariancji to

$$S_{hh} = \sum_{i=1}^n \frac{(h_i - \bar{h})(h_i - \bar{h})'}{n - 1}. \quad (19)$$

S_{hh} to symetryczna macierz 3×3 .

4.3. Zapis wektorowy fourierowski (z użyciem komponentów cylindra skrzyżowanego Jacksona)

Thibos i Wheeler spojrzeli na zagadnienie mocy sferocylindrycznej z punktu widzenia optyki fourierowskiej. Analiza Fouriera to proces, w którym złożona fala jest przedstawiana jako suma harmoniczných fal sinusoidalnych i kosinusoidalnych. Zauważyli, że zmieniający się sinusoidalnie profil mocy powierzchni zakrzywionej [83] można opisać trzema współczynnikami Fouriera, którym odpowiadają 3 parametry soczewki sferocylindrycznej. Profil mocy $P(\theta)$ opisuje jak moc refrakcyjna danej powierzchni w danym punkcie zmienia się wraz z południkiem [74]

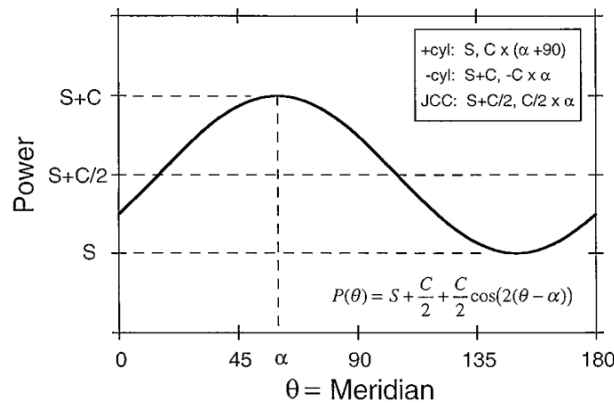
$$P(\theta) = F_S + \frac{F_C}{2} + \frac{F_C}{2} \cos(2(\theta - \alpha)), \quad (20)$$

θ – południk referencyjny,

α – kąt od południka referencyjnego.

Graficzna reprezentacja profilu mocy jest pokazana na rysunku 32. Równanie 20 dotyczy zapisu sferocylindrycznego z cylindrem dodatnim. Dla zapisu z cylindrem ujemnym zastosowano tożsamość trygonometryczną i uzyskano

$$P(\theta) = F_S + F_C - \frac{F_C}{2} - \frac{F_C}{2} \cos(2(\theta - (\alpha - 90))). \quad (21)$$



Rysunek 32. Graficzna ilustracja profilu mocy soczewki sferocylindrycznej na podstawie równania 20. Ta sama soczewka jest opisana 3 konwencjami zapisu sferocylindrycznego: z cylindrem dodatnim, z cylindrem ujemnym i dwucylindrycznie.

Prawa strona równania 20 ma już formę szeregu fourierowskiego, jako że ma stałą ($F_S + F_C/2$) oraz jedną harmoniczną ($C/2 \cdot \cos(2(\theta - \alpha))$). Te dwa wyrażenia Fouriera można skojarzyć z komponentami opisującymi moc soczewki lub refrakcję. Stała to ekwiwalent sferyczny soczewki (SE), natomiast kosinus to cylinder skrzyżowany (JCC). Można go opisać profilem mocy

$$P(\theta) = J_\alpha \cos(2(\theta - \alpha)).$$

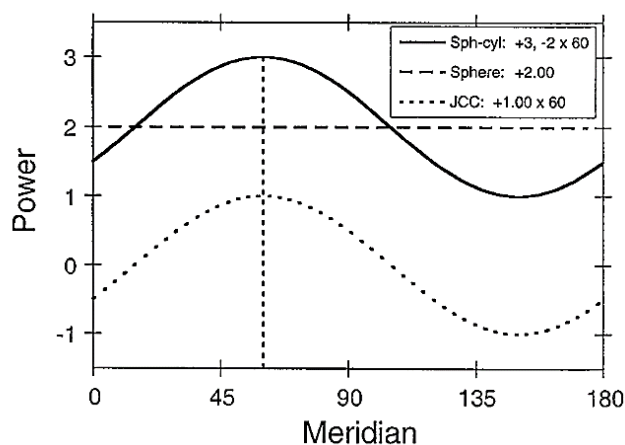
(22)

Zapis ten jednak różni się od przyjętego w optyce okularowej. W tym wypadku oś cylindra to południk o największej mocy dodatniej. Przez to zmiana znaku JCC przesuwa profil mocy w bok o 90° , co koresponduje z obrotem soczewki o 90° . Dlatego 2 cylindry skrzyżowane o mocach $[0, +J \times \alpha]$ oraz $[0, -J \times \alpha + 90]$ są identyczne. Tak więc analiza Fouriera rozkłada soczewkę sferocylindryczną ($F_S, +F_C \times (\alpha + 90)$) na sumę soczewki sferycznej o mocy $SE = F_S + F_C/2$ oraz cylinder skrzyżowany JCC o mocy $J = F_C/2$ w osi α :

$$P(\theta) = SE + J \cos(2(\theta - \alpha)).$$

(23)

Równanie 23 jest zapisem biegunowym profilu mocy $[SE, J \times \alpha]$ i ilustruje go rysunek 33.



Rysunek 33. Szereg Fouriera w formie biegunowej. Soczewka sferocylindryczna (linia ciągła) to suma soczewki sferycznej (linia przerywana) oraz cylindra skrzyżowanego JCC (linia kropkowana) [74].

Częściej jednak korzysta się z zapisu prostokątnego szeregu Fouriera, stosując zależność trygonometryczną

$$\cos(x - y) = \cos x \cos y + \sin x \sin y.$$

Równanie 23 można więc zapisać jak poniżej

$$P(\theta) = SE + J \cos(2\alpha) \cos 2\theta + (J \sin 2\alpha) \sin 2\theta. \quad (24)$$

Skutkuje to zamianą z jednego cylindra skrzyżowanego w osi α na dwa cylindry skrzyżowane. Profil mocy pierwszego z nich (drugi człon równania 24) odpowiada cylindrowi skrzyżowanemu w osi 0°

$$J_0 = J \cos 2\alpha. \quad (25)$$

Drugi cylinder skrzyżowany ma profil mocy

$$P(\theta) = (J \sin 2\alpha) \sin 2\theta = (J \sin 2\alpha) \cos(2(\theta - 45^\circ)) \quad (26)$$

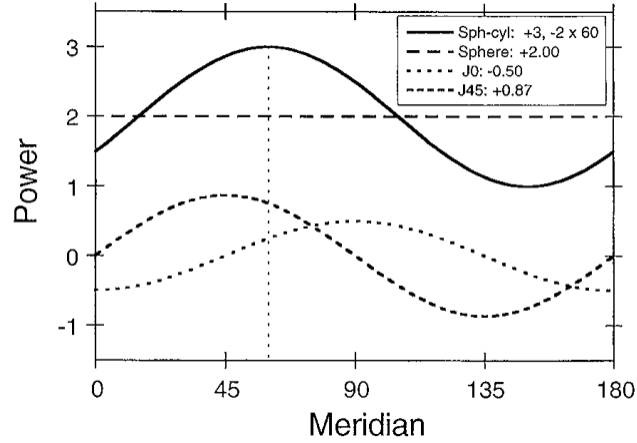
i odpowiada cylindrowi skrzyżowanemu w osi 45° o mocy

$$J_{45} = J \sin 2\alpha. \quad (27)$$

Tak więc równanie 24 można zapisać jako

$$P(\theta) = SE + J_0 \cos 2\theta + J_{45} \sin 2\theta. \quad (28)$$

Oznacza to, że moc soczewki sferocylindrycznej lub refrakcji to suma soczewki sferycznej o mocy SE oraz dwóch cylindrów skrzyżowanych, jednego w osi 0° o mocy J_0 i drugiego w osi 45° o mocy J_{45} . Ilustrację profilu mocy w zapisie prostokątnym $[SE, J_0, J_{45}]$ ilustruje rysunek 34.



Rysunek 34. Szereg Fouriera w formie prostokątnej. Soczewka sferocylicydryczna (linia ciągła) to suma soczewki sferycznej (linia przerywana długa) oraz cylindrów skrzyżowanych JCC kosinusowego (linia kropkowana) i sinusowego (linia przerywana krótka) [74].

Przejsie z klasycznego zapisu sferocylicydrycznego ($F_s / F_c \times a$) w notacji z cylindrem ujemnym na zapis biegunowy wygląda następująco:

$$SE = F_s + \frac{F_c}{2},$$

$$J = -\frac{C}{2},$$

$$\alpha = \alpha.$$

(29)

Ze wzgledu na to, że bardziej użytkowy jest zapis prostokątny, można przeliczyć zapis sferocylicydryczny na zapis prostokątny bez pośredniego zapisu biegunowego, jak ponizej:

$$SE = F_s + \frac{F_c}{2},$$

$$J_0 = -\frac{C}{2} \cos 2\alpha,$$

$$J_{45} = -\frac{C}{2} \sin 2\alpha.$$

(30)

Równania 30 działają zarówno dla cylindra w zapisie dodatnim jak i ujemnym (wstawiony ze znakiem), jednak kąt w przypadku notacji z cylindrem dodatnim

jaki należy podstawić to $\alpha-90^\circ$. By powrócić z zapisu wektorowego przedstawionego powyżej do zapisu sferocylindrycznego, należy skorzystać ze wzorów:

$$F_S = SE + \sqrt{J_0^2 + J_{45}^2},$$

$$F_C = -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2},$$

$$\alpha = \frac{1}{2}\tan^{-1}\frac{J_{45}}{J_0}.$$

(31)

5. Przegląd literatury przedmiotu

Wyniki refrakcji przedmiotowej (obiektywnej) i podmiotowej (subiektywnej) były porównywane przez wielu badaczy i nadal są przedmiotem prac naukowych [10–13,15,84]. Konstruując autorefraktometry dążono do uzyskania wyniku zgodnego z refrakcją podmiotową. Liczono nawet na możliwość zastąpienia długiego procesu refrakcji podmiotowej szybkim, niewymagającym specjalistycznej wiedzy pomiarem za pomocą elektronicznego urządzenia. Do tej pory jednak refrakcja podmiotowa pozostaje złotym standardem w doborze korekcji wzroku zarówno dorosłych, jak i dzieci.

5.1. Autorefraktometria u dorosłych

Badacze od lat analizują dokładność i powtarzalność pomiarów autorefraktometrycznych w grupie osób dorosłych. Część badań skupiała się na porównaniu wyników autorefraktometrycznych (AR) z refrakcją podmiotową (SR), inne porównywały wyniki między różnymi urządzeniami, jeszcze inne badania analizowały, czy korekcja okularowa wykonana na podstawie refrakcji przedmiotowej jest akceptowalna przez pacjentów. Poniżej zostanie przedstawiony przegląd dotychczasowych badań nad autorefraktometrami i aberrometrami wśród grupy dorosłych.

McCaghrey i Matthews zbadali dokładność pomiarów uzyskanych przez 9 autorefraktometrów [85]. Dane na dużej liczbie pacjentów pochodziły z różnych gabinetów optometrycznych, więc autorzy nie mogli porównać urządzeń między sobą, gdyż każdy był użyty w innej grupie osób. Wykazali, że pomiary autorefraktometryczne były bardzo bliskie SR. Różnica między mocą sferyczną uzyskaną w refrakcji obiektywnej i subiektywnie była istotna statystycznie jedynie dla jednego modelu autorefraktometru (Inami GR12) i wynosiła $-0,22 \pm 0,04$ D ($p = 0,0001$). Różnica między mocą cylindra z AR i SR była istotna statystycznie dla 4 modeli: Humphrey 550 ($-0,0675 \pm 0,0329$ D, $p = 0,04$), Inami GR12 ($-0,0775 \pm 0,0299$ D, $p = 0,01$), Nikon NR5100 ($-0,115 \pm 0,037$ D, $p = 0,02$) oraz

Tagaki AR1 ($0,133 \pm 0,030$ D, $p < 0,001$). Tabela 1 przedstawia, ile procent pomiarów autorefraktometrycznych różniło się od SR o $\pm 0,25$, $\pm 0,50$ i $\pm 0,75$ D w mocy sferycznej i cylindrycznej oraz o 5° , 10° i 15° w osi cylindra. McCaghrey i Matthews analizowali również powtarzalność autorefraktometru Nikon NR 5000 u 2 osób. Wykonali oni 10 pomiarów, z których każdy składał się z 5 odczytów, co w efekcie dało 50 wyników refrakcji. Wyniki tego badania przedstawia tabela 2. Największym ograniczeniem tego badania jest osobna analiza sfery, cylindra i osi, które są od siebie zależne [85].

Tabela 1. Odsetek (%) pomiarów autorefraktometrycznych różniących się o 0,25, 0,50 i 0,75 dioptrii w sferze i w cylindrze oraz osi cylindra różniących się o 5° , 10° i 15° od refrakcji podmiotowej [85].

Instrument	Sf [D]			Cyl [D]			Oś [°]		
	$\pm 0,25$	$\pm 0,50$	$\pm 0,75$	$\pm 0,25$	$\pm 0,50$	$\pm 0,75$	± 5	± 10	± 20
Hoya AR550	78	95	96	82	97	99	43	63	80
Humphrey 550	81	89	94	87	94	99	48	71	86
Inami GR12	69	89	96	85	95	98	49	69	83
Nidek AR1000	74	87	97	85	96	99	45	66	87
Nikon NR5000	88	96	100	83	97	99	37	64	90
Nikon NR5100	78	88	94	72	91	97	37	54	79
Tagaki AR1	83	93	99	78	96	99	29	52	78
Topcon RMA2300	77	90	96	82	95	97	39	60	79

Tabela 2. Powtarzalność autorefraktometru Nikon 5000 u 2 osób [85].

	Osoba	Prawe oko			Lewe oko		
		Sf [D]	Cyl [D]	Oś [°]	Sf [D]	Cyl [D]	Oś [°]
P.S. F 47	n	50	50	25	50	50	40
	Max.	2,00	0,00	100	2,50	0,00	177
	Min.	1,37	-0,50	17	1,25	-0,62	26
	Zakres	0,63	0,50	83	1,25	0,62	151
	Średnia	1,59	-0,15	55	2,07	-0,35	148
	SD	0,152	0,162	18,0	0,313	0,202	26,2
C.H. F 49	n	50	50	47	50	50	50
	Max.	-9,25	0,00	163	-8,75	-1,00	10
	Min.	-10,25	-1,37	138	-10,00	-2,25	178
	Zakres	1,00	1,37	25	1,25	1,25	12
	Średnia	-9,63	-0,75	154	-9,27	-1,80	3
	SD	0,270	0,320	4,73	0,196	0,206	2,4

Wong i *in.* [86] oraz Yeow i Taylor [9] oceniali dokładność pomiarów autorefraktometrem Humphrey 530. Urządzenie to mierzy refrakcję obiektywną i subiek-

tywną oraz ostrość wzroku. Podczas refrakcji obiektywnej urządzenie wprowadza zamglenie, które ma za zadanie rozluźnić akomodację. Wong analizował zarówno refrakcję bez jak i po cykloplegii. Współczynnik korelacji Pearsona mocy sferycznej z AR i SR mierzonej w foropterze bez cykloplegii wyniósł 0,97 ($p < 0,001$), a po cykloplegii 0,96 ($p < 0,001$). Różnica między refrakcją przedmiotową a SR prawego oka bez cykloplegii wyniosła $0,04 \pm 0,48$ D, a po cykloplegii $-0,43 \pm 0,54$ D. Oznacza to, że refrakcja obiektywna bez cykloplegii za pomocą autorefraktometru Humphrey była bardziej nadwzroczna niż SR, a po cykloplegii mniej nadwzroczna niż SR. Autor wyjaśniał to zjawisko szeroką źrenicą i wpływem aberracji sferycznej. Analiza wariancji (ANOVA) wykazała, że różnice te nie były istotne statystycznie. Badanie powtarzalności AR wykazało, że w przypadku niezastosowania cykloplegii 90% wyników różniło się o nie więcej niż 0,25 dioptrii. Zastosowanie cykloplegii poprawiało powtarzalność, jako że aż 97% wyników różniło się o nie więcej niż 0,25 D [86]. Yeow i Taylor oceniali dokładność autorefrakcji bez porażenia akomodacji za pomocą Humphrey 530 w grupie młodych dorosłych [9]. Oceniali refrakcję z zastosowaniem zamglenia oraz bez. Różnica między SR a AR z zamgleniem dla ekwiwalentu sferycznego, mocy sferycznej i mocy cylindra wyniosła kolejno $-0,01 \pm 0,51$ D, $-0,05 \pm 0,44$ D i $0,14 \pm 0,24$ D. W przypadku refrakcji obiektywnej bez zamglenia różnice te były większe i wyniosły $0,28 \pm 0,55$ D, $0,22 \pm 0,57$ D oraz $0,16 \pm 0,27$ D, kolejno dla ekwiwalentu sferycznego, mocy sferycznej i cylindra. Oznacza to, że bez zamglenia wyniki autorefraktometrii były bardziej krótkowzroczne niż refrakcja podmiotowa. Yeow i Taylor rozpatrywali również dokładność pomiarów autorefraktometrycznych osobno w grupach osób krótkowzrocznych, emmetropowych i nadwzrocznych. Ich badania pokazały, że u osób nadwzrocznych niezależnie czy zastosowane zostało zamglenie czy nie, wynik SR był bardziej dodatni niż autorefraktometria. Współczynnik korelacji między SR a AR oraz procent różnic w zakresie 0,25, 0,50 i 1,00 D przedstawione są w tabeli 3 [9]. Powtarzalność pomiarów oceniali za pomocą współczynnika korelacji i uzyskali współczynniki r równe 0,99, 0,99, 0,86 i 0,92 dla kolejno mocy sferycznej, ekwiwalentu sferycznego, mocy oraz osi cylindra. Wykazali również, że 72% mocy sferycznej różni się w zakresie $\pm 0,25$ D, a 94% w zakresie $\pm 0,50$ D. Moc cylindra

różniła się o nie więcej niż $\pm 0,25$ D dla 86% przypadków, a o nie więcej niż $\pm 0,50$ D dla 97% przypadków. Oś cylindra zmieniała się między kolejnymi pomiarami w zakresie 5° , 10° i 20° wśród kolejno 47%, 61% i 73% przypadków [9].

Tabela 3. Korelacja refrakcji za pomocą autorefraktometru Humphrey 530 i refrakcji podmiotowej oraz procent różnic między AR i SR w zakresach [9].

% oczu mających różnice w zakresie				
	Korelacja r	$\pm 0,25$ D / 5°	$\pm 0,50$ D / 10°	$\pm 1,00$ D / 20°
ES	0,97	46	77	100
Sf	0,97	42	75	100
Cyl	0,82	73	93	100
Oś	0,92	30	45	71

Pesudovs i Weisinger porównali wyniki AR uzyskane za pomocą dwóch autorefraktometrów konwencjonalnych Nidek ARK-700A i Topcon KR-8000, których technologia pomiaru oparta jest na dysku Scheinera, z SR. Ocenili również, czy lepszym punktem startowym do SR jest aktualna korekcja czy wynik z autorefraktometru. Średnie różnice w SE między SR i AR wyniosły $-0,03 \pm 0,36$ D (przedział zgodności od $-0,74$ D do $+0,68$ D) dla ARK-700A i $+0,11 \pm 0,34$ D (przedział zgodności od $-0,55$ D do $+0,77$ D) dla KR-8000. Obie różnice były istotne statystycznie. Różnica SE między SR a poprzednimi okularami pacjenta wyniosła $0,03 \pm 0,50$ D. ARK-700A dało wyniki różne od SR o więcej niż $\pm 0,50$ D u 5 osób (5,3%), a KR-8000 – u 9 osób (9,5%). Dla każdego autorefraktometru jedna osoba miała różnicę między AR i SR większą niż 1,00 D. Badanie urządzeń było przeprowadzone w niezależnych grupach badanych, więc urządzenia nie zostały porównane między sobą [14].

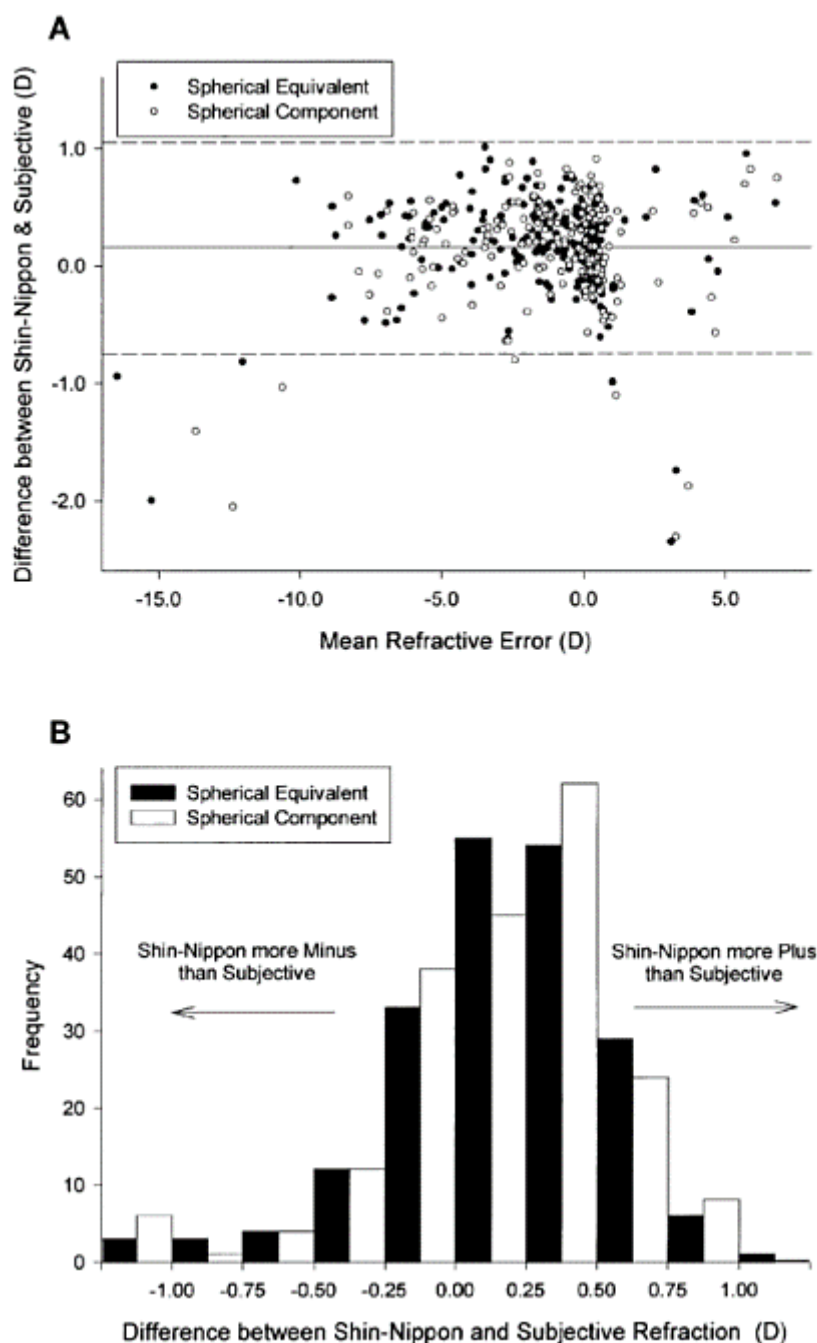
Paudel *i in.* porównali wyniki autorefrakcji uzyskane za pomocą autorefraktometru Nidek ARK-1 z refrakcją podmiotową i skiaskopia statyczną. Wyniki, które, uzyskali są przedstawione w tabeli 4. Widać, że skiaskopia dała wyniki bardziej zbliżone do SR niż ARK-1. W wykresie Blanda-Atmana porównującym SE z AR i SR wystąpił tylko jeden przypadek, dla którego różnica była bliska 1,00 D. Badacze analizowali również powtarzalność urządzenia w jednej sesji (*intratest*) i między sesjami pomiarowymi (*intertest*) dla 28 oczu 14 uczestników badania. Jako miarę powtarzalności w jednej sesji przyjęli średnie odchylenie standardowe, które wyniosło 0,13 D, 0,06 D i 0,05 D dla kolejno SE, J_0 i J_{45} .

Nie podali jednak odchylenia standardowego tych średnich. Powtarzalność między sesjami ocenili poprzez porównanie średnich zmiennych zależnych i obliczenie różnicy wyników z obu sesji, które wyniosły kolejno $0,01 \pm 0,30$ D ($p = 0,75$) dla SE, $0,02 \pm 0,16$ D ($p = 0,49$) dla J_0 oraz $0,007 \pm 0,09$ D ($p = 0,64$) dla J_{45} [87].

Tabela 4. Średnie różnice ($\pm$ odchylenie standardowe) między wynikiem AR z ARK-1 i skiaskopią, AR i SR oraz skiaskopią i SR wraz z istotnością statystyczną z badania Paudela *i in.* [87].

	ARK – skiaskopia		ARK – SR		skiaskopia – SR	
	różnica	p	różnica	p	różnica	p
SE	$0,00 \pm 0,33$	0,95	$-0,05 \pm 0,38$	0,20	$-0,06 \pm 0,27$	0,06
J_0	$0,02 \pm 0,06$	0,29	$0,05 \pm 0,25$	0,08	$0,03 \pm 0,23$	0,20
J_{45}	$0,00 \pm 0,22$	0,86	$0,00 \pm 0,22$	0,96	$0,00 \pm 0,06$	0,42

Mallen *i in.* badali dokładność oraz powtarzalność pomiaru refrakcji za pomocą autorefraktometru otwartego pola Shin-Nippon SRW-5000 w grupie dorosłych w średnim wieku $24,4 \pm 8,0$ lat. Autorefraktometr dał nieco bardziej nadwzroczne wyniki niż refrakcja podmiotowa, a średnia różnica w SE wyniosła $0,16 \pm 0,44$ D ($p < 0,001$). Komponenty cylindra skrzyżowanego były natomiast bardziej ujemne w porównaniu do SR, a różnice wyniosły $-0,10 \pm 0,19$ D ($p < 0,001$) dla J_0 i $-0,10 \pm 0,15$ D ($p < 0,001$) dla J_{45} . Na wykresie Blanda-Altmana, porównującym SE z refrakcją przedmiotowej i podmiotowej, można zaobserwować 3 wyniki odstające, dla których różnica między AR i SR wyniosła więcej niż 1,5 D. Dotyczy to osób w krótkowzrocznością większą od $-10,00$ D oraz nadwzrocznością o mocy około $+2,50$ D (rysunek 35A). 43% pomiarów różniło się od SR o nie więcej niż $\pm 0,25$ D, a 78% o nie więcej niż $\pm 0,50$ D. Histogram różnic jest przedstawiony na rysunku 35B. pokazuje, że większość różnic była akceptowalna klinicznie, jednak dla kilku badanych różnice były znaczne. Średnie odchylenie standardowe z 7 odczytów autorefraktometrycznych z jednej sesji pomiarowej, które reprezentuje powtarzalność w jednej sesji, wyniosło 0,13 D dla SE, 0,08 dla J_0 i 0,07 dla J_{45} . Średnia różnica pomiarów z 2 sesji pomiarowych wykonanych w przedziale czasowym 7–14 dni wyniosła $0,04 \pm 0,22$ D dla SE, $0,01 \pm 0,12$ dla J_0 i $-0,02 \pm 0,12$ dla J_{45} . [11]

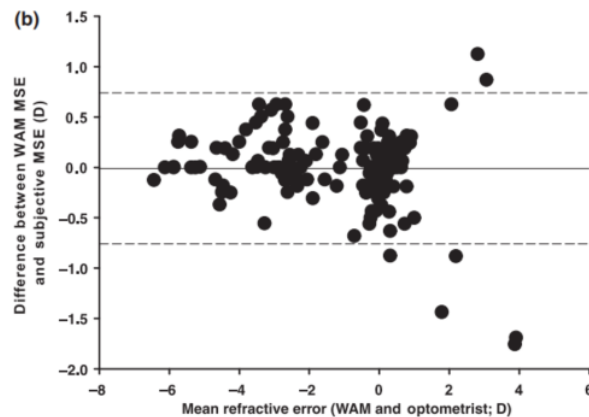


Rysunek 35. A: Różnice między ekwiwalentem sferycznym i komponentem sferycznym uzyskanym przez SRW-5000 i w refrakcji podmiotowej w stosunku do ich średniej (wykres Blanda-Altmana). Linia ciągła oznacza średnią, a linie przerywane 95% przedział ufności. B: Histogram różnic między refrakcją przedmiotową i podmiotową z badania Mallena *i in.* [11]

Davies *i in.* zbadali dokładność autorefraktometru otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001 (również występującego pod nazwą Grand Seiko WR-5100K), który jest nowszą wersją autorefraktometru SRW-5000, wzbogaconą o pomiar keratometrii. Wykazali dużą dokładność w pomiarze ekwiwalentu sferycznego ze średnią różnicą $0,14 \pm 0,35$ D, która nie była istotna statystycznie. Około

50% różnic nie było większych niż $\pm 0,25$ D, a 85% niż $\pm 0,50$ D. Komponenty cylindra skrzyżowanego z AR były bardziej negatywne niż z SR ze średnimi różnicami $-0,10 \pm 0,16$ D i $-0,04 \pm 0,11$ D dla J_0 i J_{45} , które były istotne statystycznie. Średnia powtarzalność w jednej sesji była taka sama jak w powyżej opisanym badaniu Mallena *i in.* i wyniosła 0,13 D dla SE. Średnia różnica pomiarów z 2 sesji pomiarowych wykonanych w przedziale czasowym 7–14 dni wyniosła $0,03 \pm 0,32$ D dla SE, $-0,02 \pm 0,27$ D dla J_0 i $0,00 \pm 0,11$ D dla J_{45} [88].

Grand Seiko Auto Ref/Keratometer WAM-5500 to autorefraktometr otwartego pola, który działa podobnie do powyżej opisanych urządzeń i pozwala na dynamiczne nagrywanie refrakcji i wielkości źrenicy w rozdzielczości czasowej 5 Hz poprzez połączenie z komputerem. Dokładność i powtarzalność tego urządzenia została zbadana przez Shepparda i Daviesa. Wykazali bardzo dobrą zgodność pomiaru SE przez WAM-5500 z SR z różnicą (WAM – SR) wynoszącą $-0,01 \pm 0,38$ D ($p = 0,77$). Różnice w pomiarze komponentów cylindra skrzyżowanego wyniosły kolejno $0,04 \pm 0,17$ D ($p = 0,01$) dla J_0 oraz $-0,10 \pm 0,34$ D ($p < 0,001$) dla J_{45} . Rysunek 36 przedstawia wykres różnic w SE między AR i SR do ich średniej (wykres Blanda-Altmana). Urządzenie dało bardzo dobrą zgodność pomiaru u osób miarowych i krótkowzrocznych. W przypadku osób z nadwzrocznością większą niż 2 dioptrie znacznie zaniżało lub zawyżało wartość refrakcji (wyniki odstające). Dla 57% przypadków różnica w SE między AR i SR była nie większa niż $\pm 0,25$ D, a dla 73% przypadków – niż $\pm 0,50$ D. Powtarzalność AR w jednej sesji, wyrażona jako średnia odchylenie standardowe z 6 odczytów, była podobna do wyników z powyższych badań i wyniosła 0,09 D dla SE, 0,07 D i 0,06 D dla komponentów cylindra skrzyżowanego J_0 i J_{45} . Średnia różnica między pomiarami z 2 sesji (powtarzalność między sesjami) wyniosła $-0,07 \pm 0,26$ D dla SE, $-0,04 \pm 0,16$ D dla J_0 i $-0,01 \pm 0,14$ D dla J_{45} [12].



Rysunek 36. Różnice między ekwiwalentem uzyskanym przez WAM-5500 i w refrakcji podmiotowej w stosunku do ich średniej (wykres Blanda-Altmana) uzyskane przez Shepparda i Daviesa [12].

Tabela 5 porównuje dokładność trzech autorefraktometrów otwartego pola w pomiarze osi cylindra z uzyskane w 3 badaniach przedstawionych wcześniej: Mallena *i in.* [11], Daviesa *i in.* [88] i Shepparda i Daviesa [12]. Najbardziej dokładne pomiary osi cylindra zapewnił WAM-5500, a najmniej – model najwcześniejszy, czyli SRW-5000.

Tabela 5. Porównanie różnic w osi cylindra zmierzonej autorefraktometrami otwartego pola SRW-5000, NVision-K 5001 i WAM-5500 i refrakcją subiektywną z badania Mallena *i in.* [11], Daviesa *i in.* [88] i Shepparda i Daviesa [12] dla wszystkich refrakcji sferocylindrycznych oraz cylindrów $\geq 0,75$ D.

	Wszystkie refrakcje sferocylindryczne			Refrakcje z cylindrem o mocy $\geq 0,75$ D		
	SRW-5000	NVision-K 5001	WAM-5500	SRW-5000	NVision-K 5001	WAM-5500
<i>n</i>	159	148	125	75	52	44
$\pm 5^\circ$	21%	28%	34%	29%	42%	55%
$\pm 10^\circ$	40%	49%	53%	57%	71%	80%
$\pm 15^\circ$	58%	63%	66%	80%	94%	91%
$\pm 20^\circ$	65%	71%	70%	88%	100%	95%

Gwiazda i Weber porównali 3 urządzenia ze sobą – 2 autorefraktometry otwartego pola Canon R-1 i Shin-Nippon NVision-K 5001 z autorefraktometrem konwencjonalnym Nidek ARK 700A w grupie 50 osób dorosłych w wieku 17–59 lat. ARK 700A dał wyniki najbardziej krótkowzroczne ze średnim ekwiwalentem sferycznym $-2,66$ D, R-1 mniej krótkowzroczne ze średnim SE $-2,44$ D, a NVision-K 5001 – najbardziej nadwzroczne ze średnim SE $-2,01$ D. Średnie różnice

w SE i komponentach cylindra skrzyżowanego J_0 i J_{45} są przedstawione w tabeli 6. Tylko dla 5 osób R-1 dało wynik SE bardziej nadwzroczny niż NVision-K 5001. W przypadku porównania ARK 700A z NVision-K tylko 2 osoby miały wynik bardziej nadwzroczny z konwencjonalnego autorefraktometru. W porównaniu R-1 i ARK 700A na wykresie Blanda-Altmana zaobserwowano trend zmniejszania się różnic pomiarów im niej krótkowzroczny był badany. Oznacza to, że ARK 700A przeszacowywał krótkowzroczność, ale lepiej oszacowywał nadwzroczność niż R-1. Porównanie komponentu cylindra J_0 wykazało, że R-1 mierzyło astygmatyzm bardziej przeciwny regule niż NVision-K 5001. Wyniki z NVision-K 5001 i ARK 700A były bardzo podobne, a różnica nie była istotna statystycznie. Różnice między urządzeniami w komponencie J_{45} nie były duże i istotnie statystycznie. Najbardziej zbliżone wyniki miały urządzenia NVision-K 5001 i ARK 700A. Tabela 7 przedstawia zmienność refrakcji w sesji pomiarowej dla 3 porównywanych urządzeń. Miarą zmienności jest średnie odchylenie standardowe z 5 odczytów wraz z odchyleniem standardowym średniej [16].

Tabela 6. Średnie różnice między ekwiwalentem sferycznym oraz komponentami cylindra skrzyżowanego uzyskane przez autorefraktometry otwartego pola Canon R-1, Shin-Nippon NVision-K 5001 i konwencjonalny autorefraktometr Nidek ARK 700A z badania Gwiazdy i Webera [16]. p oznacza istotność statystyczną. Gwiazdką oznaczono porównania istotne statystycznie.

	NVision-K 5001 – R-1	R-1 – ARK 700A	NVision-K 5001 – ARK 700A
	[D]	[D]	700A [D]
SE	$0,43 \pm 0,04$ ($p < 0,0001^*$)	$0,22 \pm 0,06$ ($p = 0,001^*$)	$0,65 \pm 0,06$ ($p < 0,0001^*$)
J_0	$0,13 \pm 0,04$ ($p < 0,001^*$)	$-0,15 \pm 0,04$ ($p = 0,0001^*$)	$-0,02 \pm 0,02$ ($p > 0,017$)
J_{45}	$-0,06 \pm 0,05$ ($p > 0,017$)	$0,06 \pm 0,05$ ($p > 0,017$)	$-0,002 \pm 0,01$ ($p > 0,017$)

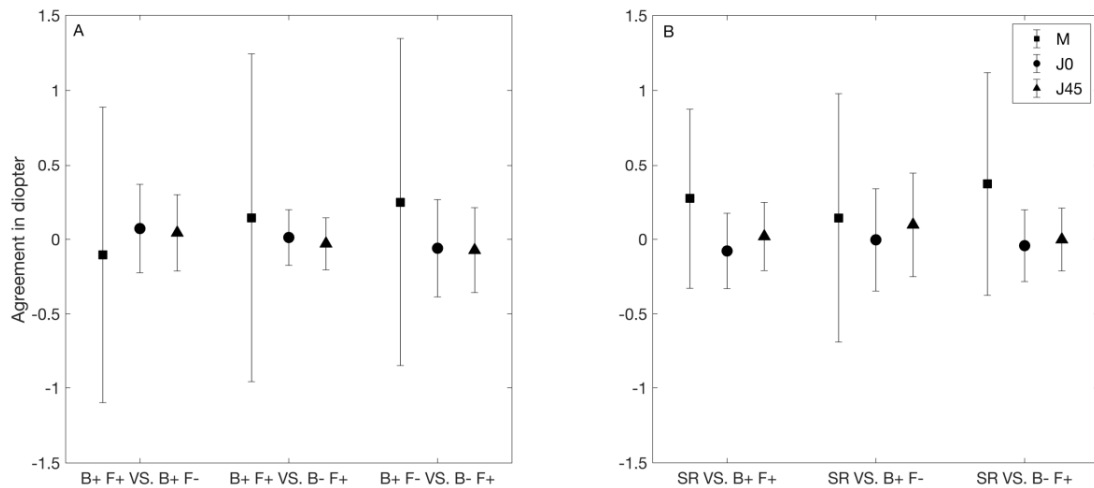
Tabela 7. Średnia zmienność refrakcji w jednej sesji pomiarowej z 5 odczytów AR dla ekwiwalentu sferycznego oraz komponentów cylindra skrzyżowanego z autorefraktometrów otwartego pola Canon R-1, Shin-Nippon NVision-K 5001 oraz konwencjonalnego autorefraktometru Nidek ARK 700A z badania Gwiazdy i Webera [16].

	R-1 [D]	NVision-K 5001 [D]	ARK 700A [D]
SE	$0,099 \pm 0,075$	$0,115 \pm 0,059$	$0,139 \pm 0,097$
J_0	$0,084 \pm 0,076$	$0,086 \pm 0,061$	$0,080 \pm 0,083$
J_{45}	$0,080 \pm 0,053$	$0,068 \pm 0,057$	$0,059 \pm 0,046$

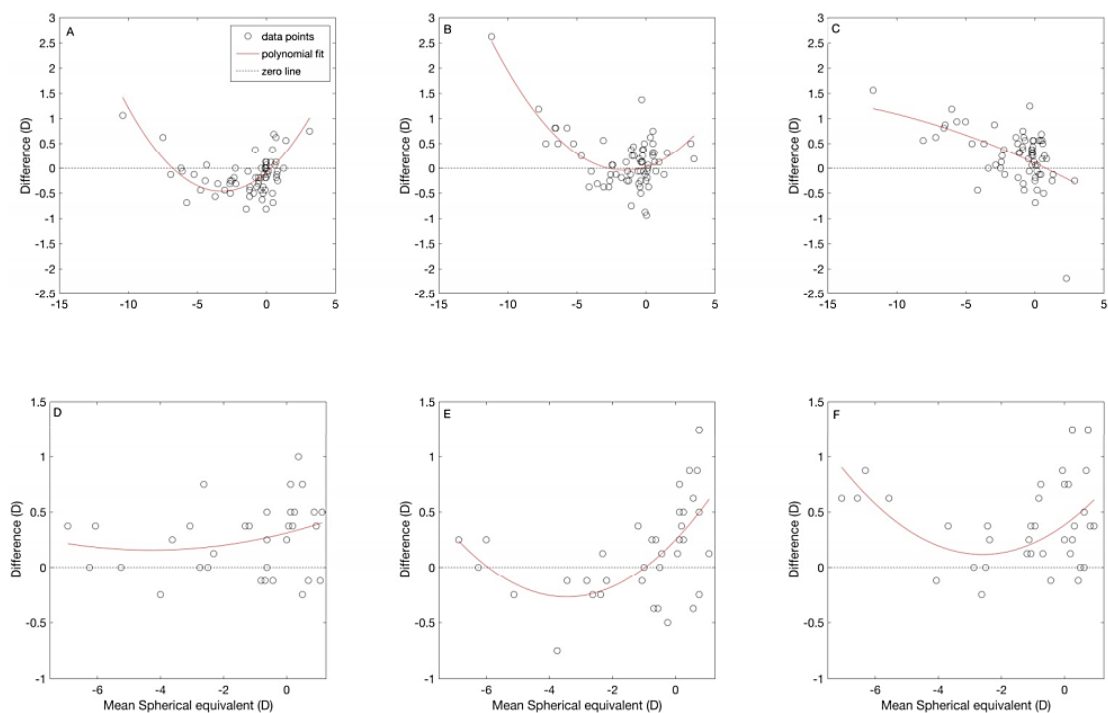
Domínguez-Vicent *i in.* porównali wyniki z 3 urządzeń, które zapewniają różne warunki obserwacji i technikę pomiarową: Eye Refrakt, NVision-K 5001

i WaveAnalyzer 700. Eye Refrakt zapewnia widzenie obuoczne i częściowo otwarte pole obserwacji. Łączy w sobie foropter automatyczny i detektor Shacka-Harmanna oraz stosuje zamglenie podczas refrakcji przedmiotowej. NVision-K 5001 to autorefraktometr otwartego pola. WaveAnalyzer 700 łączy w sobie detektor Shacka-Hartmanna, kamerę Scheimpfluga i dysk Placido i jest autorefraktometrem zamkniętego pola. Mierzy refrakcję jednoocznie stosując technikę zamglenia. Rysunek 37 przedstawia graficznie różnice między parami urządzeń (A) oraz między urządzeniami a SR (B). Najbardziej zgodne były ze sobą Eye Refract i NVision-K 5001, które mierzyły refrakcję w warunkach obserwacji obuocznej ze średnią różnicą w SE 0,10 D. Największą rozbieżność wyników badacze zaobserwowali dla NVision-K 5001 i WaveAnalyzer 700 ze średnią różnicą 0,25 D w SE. Przedziały zgodności nie różniły się znacznie między urządzeniami. WaveAnalyzer 700 dał wyniki bardziej krótkowzroczne niż pozostałe 2 urządzenia. Dokładność pomiaru komponentów cylindra skrzyżowanego była podobna dla każdej pary porównań, jednak 2 urządzenia stosujące zamglenie (Eye Refract i WaveAnalyzer 700) miały najmniejszy przedział zgodności o wielkości około 0,35 D. SR była bardziej nadwzroczna (lub mniej krótkowzroczna) niż AR dla wszystkich urządzeń (rysunek 37B). Najmniejszy przedział zgodności miało porównanie SR z Eye Refract (ok. 1,00 D) a największy z NVision-K 5001 (1,75D). Zgodności pomiaru J_0 i J_{45} z trzech urządzeń i SR były podobne, jednak największy przedział zgodności miało porównanie SR i NVision-K 5001 (około 0,70 D). Rysunek 38 pokazuje stosunek różnicy w ekwiwalencie sferycznym do średniej dla każdej pary urządzeń (A–C) oraz każdego urządzenia i SR (D–F) z badania Domínguez-Vicent *i in.* Porównanie Eye Refract do pozostałych 2 urządzeń pokazało dopasowanie o kształcie litery „U” co oznacza dobrą zgodność pomiaru w małych wadach refrakcji, a gorszą przy większych. NVision-K 5001 dał wyniki mniej krótkowzroczne dla wad refrakcji z zakresu $-7,00$ do $+0,25$ D niż EyeRefract (A). Na rysunku 38C widać trend wskazujący, że im większa krótkowzroczność, tym bardziej krótkowzroczne wyniki daje WaveAnalyzer 700 w porównaniu do NVision-K 5001. Porównanie różnicy wyników z SR i Eye Refract do ich średniej nie wykazało żadnego trendu, a porównanie różnic do ich średniej dla SR i NVision-K 5001

i WaveAnalyzer 700 miało kształt litery „U”. NVision-K 5001 dał wyniki mniej krótkowzroczne niż SR dla refrakcji z zakresu od $-6,00$ do $-1,00$ D. Krzywa w porównaniu SR i WaveAnalyzer znajdowała się powyżej zera, a najbliższej zera znajdowała się dla refrakcji około $-2,50$ D. Domínguez-Vicent *i in.* wykonali również podobne wykresy do tych z rysunku 38 dla powtarzalności pomiarów wykonanych tego samego dnia i w kolejnych dniach dla SE. Wykazali, że powtarzalność nie zależy od wartości refrakcji. Obliczyli również tolerancję pomiaru MT , równą $MT = 1,96SD/\sqrt{N}$ (gdzie SD – odchylenie standardowe, a N – liczba pomiarów). MT dla pomiarów tego samego dnia wyniosło $0,31$ D i $0,25$ D dla 2 i 3 pomiarów, a dla pomiarów w kolejnych dniach $0,34$ D i $0,28$ D dla 2 i 3 pomiarów [89].



Rysunek 37. Zgodność między różnymi metodami pomiaru refrakcji dla SE, J_0 i J_{45} z badania Domínguez-Vicent *i in.* [89] A. Zgodność między parami urządzeń: Eye Refract (B+ F+), NVision-K 5001 (B+ F-) i WaveAnalyzer 700 (B- F+). B. Zgodność między AR z trzech urządzeń z SR. Wypełnione symbole to średnia różnica, a ramka oznacza 95% przedział zgodności.



Rysunek 38. Stosunek między różnicą w SE a ich średnią między parami urządzeń (A–C) oraz między SR a AR (D–F). (A) Eye Refractor vs. NVision-K 5001. (B) Eye Refractor vs. WaveAnalyzer 700. (C) NVision-K 5001 vs. WaveAnalyzer 700. (D) SR vs. Eye Refractor. (E) SR vs. NVision-K 5001. (F) SR vs. WaveAnalyzer 700. Każdy punkt to badany, czerwona linia reprezentuje dopasowanie krzywej wielomianu kwadratowego [89].

Shneor *i in.* ocenili dokładność i powtarzalność pomiaru refrakcji za pomocą aberrometru Visionix L80 Wave+ w grupie młodych dorosłych (średnia wieku $25 \pm 2,71$ lat). Średnia różnica między SR i AR w SE wyniosła $0,06 \pm 0,44$ D i nie była istotna statystycznie ($p = 0,2$). Wydawać by się mogło, że urządzenie daje bardzo zbliżone wyniki do SR, jednak badacze z góry założyli, w oparciu o badania wstępne, że AR będzie bardziej ujemna niż SR i dodali od 0,50 do 0,25 D do wyniku AR przed porównaniem. Różnice między SR i AR dla J_0 i J_{45} wyniosły kolejno $0,01 \pm 0,13$ D ($p = 0,42$) i $-0,005 \pm 0,12$ D ($p = 0,65$). Tabela 8 przedstawia dokładność L80 Wave+ w ocenie osi cylindra. Średnia powtarzalność wyników L80 Wave+ w trakcie jednej sesji pomiarowej z trzech odczytów wyniosła $0,15 \pm 0,21$ D dla SE, $0,05 \pm 0,03$ D dla J_0 i $0,04 \pm 0,03$ D dla J_{45} . Średnia różnica wyników z dwóch sesji pomiarowych w odstępie tygodniowym wyniosła 0,20 D, 0,06 D i 0,05 D dla kolejno SE, J_0 i J_{45} [90].

Tabela 8. Porównanie różnic w osi cylindra zmierzonej aberrometrem L80 Wave+ i refrakcją podmiotową z badania Shneora *i in.* [90] wszystkich refrakcji sferocylindrycznych oraz cylindrów $\geq 0,75$ D.

	Wszystkie refrakcje sferocylindryczne	Refrakcje z cylindrem o mocy $\geq 0,75$ D
<i>n</i>	77	25
$\pm 5^\circ$	32,5%	50,0%
$\pm 10^\circ$	62,3%	83,3%
$\pm 15^\circ$	80,5%	95,8%
$\pm 20^\circ$	84,4%	95,8%

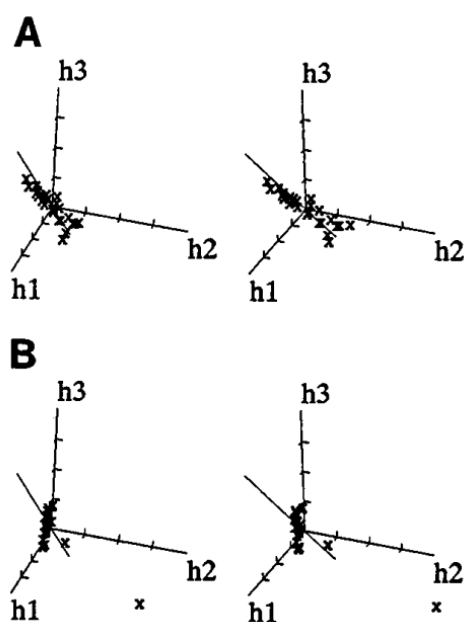
Bullimore *i in.* badali powtarzalność AR z konwencjonalnego autorefraktometru Hoya AR-570 oraz refrakcji podmiotowej wykonanej przez dwóch optometrystów. Średnie różnice między dwoma pomiarami AR, dwoma pomiarami SR oraz między AR i SR są przedstawione w tabeli 9. Badacze wykazali, że powtarzalność autorefrakcji jest większa niż refrakcji podmiotowej wykonanej przez dwóch specjalistów. Przedziały zgodności dla SE, J_0 i J_{45} są prawie dwa razy większe dla SR niż AR [91].

Tabela 9. Średnie różnice oraz przedziały zgodności między dwoma pomiarami refrakcji z AR, pomiarami SR wykonanymi przez 2 optometrystów oraz między SR i AR z badania Bullimore'a *i in.* [91]

	SE [D]	J_0 [D]	J_{45} [D]
AR vs. AR	+0,01 <-0,36 ; +0,40 >	0,00 <-0,21 ; +0,21>	0,00 <-0,18 ; +0,17>
SR vs. SR	-0,12 <-0,90 ; +0,65>	+0,01 <-0,37 ; +0,39>	0,00 <-0,31 ; +0,31>
SR vs. AR	-0,07 <-0,87 ; +0,75>	+0,02 <-0,29 ; +0,33>	+0,03 <-0,20 ; +0,25>

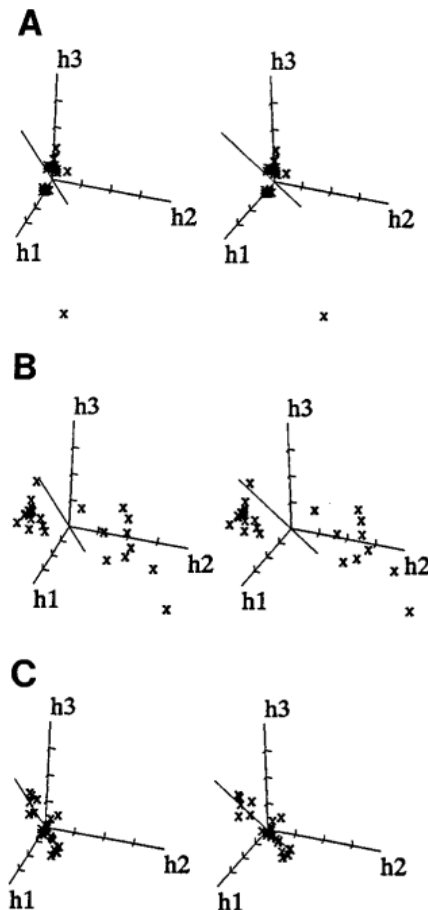
Rubin i Harris badali krótkoczasową zmienność stanu refrakcji podczas pomiarów autorefraktometrycznych wykorzystując formalizm matematyczny i analizę graficzną wektorów h w trójwymiarowej przestrzeni, wprowadzone przez Harrisa [19] i opisane szczegółowo w rozdziale 4.2. Najpierw zbadali zmienność refrakcji modelu oka i wykazali bardzo powtarzalne pomiary AR. Stwierdzili więc, że urządzenia mierzą dokładnie i powtarzalnie, a rozbieżności pojawiają się gdy mierzone są żywe oczy. Badacze zaobserwowali różnorodne rozkłady zmienności refrakcji, których przykłady są przedstawione na rysunkach 39 i 40. U części zbadanych rozkład odczytów AR w przestrzeni h był sferyczny, co oznacza równe zmiany we wszystkich kierunkach. U innych zaobserwowano

zmiany wzdłuż linii sfer, co wskazuje na sferyczne zmiany stanu akomodacji oka (bez zmiany mocy i osi cylindra). Przykład takiego rozkładu jest przedstawiony na rys. 39A. Niektóre rozkłady cechowały się zmianami prostopadłymi do linii sfer, co Rubin i Harris wyjaśniali zmianą astygmatyzmu podczas akomodacji. Zaobserwowano również rozkłady rozciągnięte wzdłuż osi h_3 , które świadczą o zmianie mocy w południku pionowym (rys. 38B). Badacze dopatrywali się przyczyny w czasowych zmianach mocy rogówki spowodowane napięciem powiek lub mruganiem [18].



Rysunek 39. Stereopary rozkładów ilustrujących krótkoczasową zmienność stanu refrakcji oka podczas pomiarów autorefraktometrycznych z badania Rubina i Harrisa [18]. Średnia z tych pomiarów to miejsce przecięcia się osi. Znaczniki osi są rozmieszczone co 0,25 D. A. Zmienność stanu refrakcji oka wzdłuż linii sfer. B. Zmienność stanu refrakcji wzdłuż osi h_3 oraz wynik odstający.

Zaobserwowano również rozkłady dwu- i polimodalne oraz występowanie wyników odstających (rysunek 40). Autorzy przypuszczali, że takie rozkłady mogą wynikać ze zmian kierunku fiksacji oka podczas pomiarów autorefraktometrycznych lub fizjologicznych nieprawidłowości, takich jak zaburzenia akomodacji, nieprawidłowości rogówki czy też atypowego zachowania oka. Podejrzewali również, że oczy mogą mieć dwa preferowane stany refrakcyjne. W porównaniu wyników z obu oczu zauważono natomiast, że dla części zbadanych rozkłady między oczami znacznie się różniły od siebie [18].



Rysunek 40. Stereopary rozkładów dwu- i polimodalnych ilustrujących krótkoczasową zmienność stanu refrakcji oka podczas pomiarów autorefraktometrycznych z badania Rubina i Harrisa [18].

Ohlendorf *i in.* zbadali, czy uściślenie sfery z pomiaru autorefraktometrycznego jest wystarczające podczas refrakcji podmiotowej, czy konieczne jest również uściślenie cylindra. Dokonali tego poprzez porównanie wyników AR uzyskane za pomocą aberrometru z uściśleniem podmiotowym mocy sferycznej, które określili jako refrakcja frontu falowego, oraz z pełną SR. Wykazali, że zarówno refrakcja frontu falowego jak refrakcja subiektywna dały wyniki bardziej nadwzroczne lub mniej krótkowzroczne niż aberrometria ze średnią różnicą w SE 0,36 D dla refrakcji frontu falowego i 0,35 D dla SR. Różnica wyników z 3 metod nie była istotna statystycznie. Podobnie do powyżej opisanych badań, wskazali również, że im większy astygmatyzm, tym dokładność pomiaru osi cylindra z AR jest większa. Moc cylindra zmierzona przez AR różniła się o nie więcej niż $\pm 0,25$ D dla 74% przypadków. 96% przypadków uzyskało ostrość wzroku 0,00 logMAR (czyli 1,0 w systemie dziesiętnym) w korekcji z AR. Liczba ta wzrosła

do 98% w korekcji z SR. Dobra ostrość wzroku w korekcji z AR może wynikać z faktu, że autorefraktometry i aberrometry niedoszacowują nadwzroczności i przeszacowują krótkowzroczność. Osoby młode mogą tę różnicę skompensować akomodacją, więc ostrość wzroku nie będzie obniżona. Uczestnicy badania mogli również wybrać, którą korekcję preferują i około jedna trzecia osób wybrała AR. . Prawdopodobnie wynika to z niedoszacowania nadwzroczności/przeszacowania krótkowzroczności. Szczególnie osoby młode i krótkowzroczne mogą podczas krótkiej prezentacji zgłaszać lepsze widzenie w bardziej ujemnej korekcji. Poza tym te trzy warianty zostały zaprezentowane w foropterze. Uczestnicy badania nie mogli ocenić korekcji po dłuższym czasie jej stosowania w bardziej naturalnych warunkach czy podczas poruszania się [15]. Takie badanie przeprowadzili Bullimore *i in.*, by ocenić akceptację korekcji z autorefraktometrów u pacjentów. Uczestnicy badania stosowali przez 3 tygodnie okulary jednoogniskowe z korekcją z autorefraktometru oraz z korekcją przepisaną przez specjalistę po pełnym badaniu refrakcji. Uczestnicy nie wiedzieli, którą korekcję obecnie stosują. Po upływie 3 tygodni wracali na badanie ostrości wzroku oraz w celu wypełnienia kwestionariusza. 115 na 200 uczestników badania uznało obie korekcje za akceptowalne, 43 (22,1%) zaakceptowało wyłącznie korekcję z SR, a 21 (10,8%) – wyłącznie korekcję z AR. Na pytanie, które okulary badani chcieliby zatrzymać 100 wybrało korekcję z SR, 56 z AR, a pozostali obie opcje. Pod względem ogólnej satysfakcji, widzenia dali oraz widzenia bliżej badani ocenili znacznie lepiej korekcję z SR. Bullimore *i in.*, podobnie jak w powyżej opisanym badaniu, nie stwierdzili znacznej różnicy w ostrości wzroku w okularach z AR i z SR [92]. Podobne badanie przeprowadzili Strang *i in.* Badacze wykazali, że jakość widzenia w okularach z wynikiem SR jest znacząco lepsza niż w okularach z AR, podczas gdy widzenie z daleka nie różni się znacząco. 42,6% uczestników badania doświadczyło dolegliwości takich jak bóle głowy czy zmęczenie oczu w korekcji z AR, a 29,8% w korekcji z SR. Różnica nie była jednak istotna statystycznie. Autorzy zapytali również badanych, czy wróciliby do kliniki zareklamować okulary. 18 z 47 osób zareklamowałoby okulary z korekcją z AR, a tylko 5 – z korekcją z SR. 51,1% uczestników badania

preferowało korekcję przepisaną przez optometrystę, 19,1% – korekcję z autorefraktometru, a pozostali stwierdzili, że obie pary okularów są równie dobre [93].

5.2. Autorefraktometria u dzieci

Pomiary autorefraktometryczne u dzieci okazały się mniej dokładne niż u dorosłych. W dodatku wykazano, że im młodsze dziecko, tym ta dokładność jest mniejsza [17,94,95]. Badania nad AR u dzieci są bardziej zróżnicowane niż u dorosłych. Część badań analizowała dokładność AR po cykloplegii, porównując ją z refrakcją podmiotową po cykloplegii [13,96–98] lub skiaskopia [63,51,99–101]. Niektóre badania porównywały też wyniki refrakcji po cykloplegii z kilku urządzeń [102–104]. Inne porównywały wyniki AR przed i po podaniu cykloplegii [13,96,105–107]. Jeszcze inne badały różnicę między autorefraktometrią a refrakcją subiektywną bez cykloplegii [13,17,95,97] lub skiaskopia bez cykloplegii [108]. Wyniki badań różnią się w zależności od zastosowanych metod, urządzeń i wieku uczestników badania. Jednakże większość badaczy jest zgodnych, że autorefraktometry znacząco zaniżają nadwzroczność, zaniżają krótkowzroczność i mogą prowadzić do nieprawidłowej diagnozy wady wzroku u dziecka [13,96,98,108–111]. Stąd SR po porażeniu akomodacji, poprzedzona skiaskopia po porażeniu akomodacji, pozostaje złotym standardem w badaniach wzroku dzieci [109,110,112,113]. Zastosowanie cykloplegii wiąże się jednak z pewnymi problemami. Porażenie akomodacji farmakologicznie zajmuje czas, jest bardziej kosztowne i wymaga nadzoru ze strony lekarza. Z tego powodu badania przesiewowe często prowadzone są bez porażenia akomodacji. Cykloplegia skutkuje zamazanym widzeniem i światłowstrętem, przez co niektóre dzieci oraz rodzice są niechętni do jej zastosowania [13,94]. Poza tym w niektórych krajach w Europie, w tym w Polsce, optometryści nie mogą stosować żadnych środków farmakologicznych. Z tych powodów dokładność pomiarów autorefraktometrycznych bez porażania akomodacji jest nadal obiektem

badan. Producenci autorefraktometrów natomiast wprowadzają rónego rodzaju urzãdzenia dedykowane badaniu dzieci dazãc do poprawy doklãdnoœci pomiarów autorefraktometrycznych bez pora¿ania akomodacji.

Choong i *in.* porównali wyniki refrakcji uzyskane za pomocã rýcznego autorefraktometru Retinomax K Plus 2, konwencjonalnego podczerwonego autorefraktometru Canon RK10 i autorefraktometru otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001, przed i po podaniu cykloplegii z wczeœniej wykonanã refrakcjã podmiotowã oraz po cykloplegii, u 117 dzieci szkolnych w wieku 7–12 lat (œredni wiek $9,6 \pm 1,7$). Retinomax K Plus 2 oraz Canon RK10 wykonujã pomiar jednoocznie wykorzystujãc zamglenie do kontroli akomodacji, wiýc wyniki z tych urzãdzeñ porównano z SR jednooczniã, natomiast wyniki z NVision-K 5001, który wykonuje pomiar w warunkach obuocznych – z refrakcjã obuocznã. Wyniki ekwiwalentu sferycznego jakie uzyskali sã przedstawione w tabeli 10. AR przed cykloplegiã znacząco róni siý od SR przed cykloplegiã, a ró¿nice sã istotne statystycznie. Wszystkie 3 urzãdzenia majã tendencjý do zawy¿ania krótkowzrocznoœci i zani¿ania nadwzrocznoœci. Najbardziej krótkowzroczne wyniki uzyskał Retinomax K Plus 2, nastýpnie konwencjonalny autorefraktometr podczerwony. Najbli¿ej refrakcji podmiotowej był autorefraktometr otwartego pola. Po pora¿eniu akomodacji œredni ekwiwalent sferyczny zdecydowanie przesunãł siý w stroný plusa, a ró¿nica miýdzy AR i SR nie była istotna statystycznie. Wykresy Blanda-Altmana porównujãce ekwiwalent sferyczny z autorefraktometrów z SR przed i po cykloplegii ró¿niã siý. Przedziały zgodnoœci z wykresów dla Retinomaxa i Canona znacznie zawý¿ily siý po cykloplegii i zmniejszyła siý liczba wyników odstajãcych/ekstremalnych, natomiast wykresy dla NVision-K 5001 przed i po cykloplegii wydajã siý byý doœý podobne, z tym ¿e wykres po pora¿eniu akomodacji jest delikatnie przesuniýty w stroný dodatniã (nadwzrocznoœci). Choong zanalizował te¿ czułoœý i swoistoœý urzãdzeñ w wykrywaniu wad wzroku. Wszystkie 3 urzãdzenia okazały siý bardzo czułe w wykrywaniu krótkowzrocznoœci bez pora¿enia akomodacji (1,0, 0,92 i 0,91 odpowiednio dla Retinomaxa, Canona i Shin-Nippona). Retinomax wykazał jednak niskã swoistoœý równã 0,51, podczas gdy Canon uzyskał 0,81. Najwý¿szã swoistoœý wykazał autorefraktometr otwartego pola – 0,97. Du¿o słabiej

urządzenia wypadły w przypadku wykrywania nadwzroczności. Czułość urządzeń wyniosła 0,24, 0,53 i 0,47 odpowiednio dla Retinomaxa, Canona i Shin-Nippona, natomiast swoistość wszystkich autorefraktometrów była wysoka (powyżej 0,94). Po zastosowaniu cykloplegii czułość i swoistość urządzeń zarówno w wykrywaniu krótkowzroczności i nadwzroczności poprawiły się. Czułość i swoistość w diagnozie krótkowzroczności wszystkich 3 autorefraktometrów była powyżej 0,9, przy czym dla NVision-K czułość wyniosła 1,0. Czułość w wykryciu nadwzroczności wyniosła 0,84, 0,86, 0,80, a swoistość 0,82, 0,88, 0,94 odpowiednio dla Retinomaxa, Canona i NVision-K [13].

Tabela 10: Średni ekwiwalent sferyczny i odchylenie standardowe z pomiarów wady refrakcji za pomocą 3 różnych autorefraktometrów i refrakcji podmiotowej jedno- i obuocznnej przed i po cykloplegii uzyskanych przez Choonga i in.[13].

	<i>Przed cykloplegią</i>		<i>Po cykloplegii</i>	
	SE [D]	<i>p</i>	SE [D]	<i>p</i>
Retinomax	$-1,55 \pm 2,37$	<0,0001	$-0,54 \pm 2,48$	1
Canon	$-1,11 \pm 2,61$	0,0023	$-0,56 \pm 2,51$	0,614
Shin-Nippon	$-0,79 \pm 2,40$	0,0002	$-0,44 \pm 2,48$	0,2128
Jednooczna SR	$-0,80 \pm 2,25$		$-0,54 \pm 2,57$	
Obuoczna SR	$-0,62 \pm 2,51$		$-0,37 \pm 2,61$	

Suryakumara i Bobier porównywali wynik refrakcji otrzymany przez 3 autorefraktometry ze skiaskopią po cykloplegii u 43 dzieci w wieku przedszkolnym (3–5 lat). W badaniach porównywali autorefraktometr ręczny Retinomax, aberrometr Welch Allyn SureSight oraz pediatryczny autorefraktometr otwartego pola wykorzystujący technologię fotorefrakcji PowerRefractor. Aberrometr SureSight ma możliwość ustawienia trybu pomiarowego „dziecko”, które jest tak skalibrowane, aby kompensować zachowanie akomodacyjne nadwzrocznego dziecka. Pomiar za pomocą autorefraktometru PowerRefractor został wykonany w dwóch warunkach obserwacji: fiksacja na wbudowany obiekt obserwacji w formie LED-owych światełek otaczających kamerę pomiarową oraz wysokokontrastowy test umieszczony w płaszczyźnie kamery. Wszystkie pomiary autorefraktometryczne oraz skiaskopia bez porażenia akomodacji istotnie różniły się od skiaskopii po cykloplegii. Największą różnicę wykazał ręczny autorefraktometr Retinomax, który w bardzo dużym stopniu zawyżał krótkowzroczność i zaniżał nadwzroczność. Różnica w ekwiwalencie sferycznym (SE) między

skiaskopią a AR z Retinomaxa wyniosła $1,149 \pm 1,472$ D ($p < 0,0001$) przed cykloplegią i $0,376 \pm 0,457$ D ($p < 0,001$) po cykloplegii. SureSight w dziecięcym trybie pomiarowym (bez cykloplegii) okazał się jedynym urządzeniem, które nie zaniżało nadwzroczności, jednak różnica między złotym standardem była istotna statystycznie ($-0,494 \pm 1,056$ D, $p < 0,004$). Obserwacja wbudowanego obiektu obserwacji w autorefraktometrze PowerRefractor mniej rozluźniła akomodację niż obserwacja wysokokontrastowego testu. Średnia różnica w SE między skiaskopią a urządzeniem dla wbudowanego obiektu obserwacji to $0,853 \pm 0,769$ D ($p < 0,0001$), a dla wysokokontrastowego testu $0,318 \pm 0,558$ D ($p = 0,0007$). Podobnie jak w badaniu Choonga i *in.* zastosowanie cykloplegii zmniejszyło różnice między AR a skiaskopią, mimo że różnice pozostały dla wszystkich urządzeń istotne statystycznie. Retinomax po porażeniu akomodacji nadal dał wyniki bardziej krótkowzroczne lub mniej nadwzroczne niż skiaskopia, natomiast pozostałe urządzenia dały wyniki bardziej nadwzroczne. Suryakumara i Bobier analizowali również komponenty J_0 i J_{45} . Wykazali, że Retinomax oraz PoweRefractor zaniżają astygmatyzm zgodny z regułą, a zawyżają przeciwny regule. Komponent J_{45} nie różnił się statystycznie między urządzeniami i skiaskopią [108].

Guo i *in.* porównali wyniki refrakcji przed i po cykloplegii uzyskane za pomocą autorefraktometru otwartego pola WAM-5500 i konwencjonalnego autorefraktometru z wbudowanym obiektem obserwacji i zamgleniem Topcon KR3000 z refrakcją po cykloplegii u dzieci w wieku 6–18 lat (średnia 11,67). Średnie wartości SE i komponentów cylindra skrzyżowanego uzyskane w badaniu są przedstawione w tabeli 11. Oba urządzenia dały wyniki bardziej krótkowzroczne lub mniej nadwzroczne zarówno przed jak i po cykloplegii w porównaniu z SR po cykloplegii. W przypadku pomiaru AR bez porażania akomodacji, różnice między AR z obu urządzeń i SR są istotne statystycznie jedynie dla SE. Wykresy Blanda-Altmana z badania Guo i *in.* przedstawiające różnice między AR i SR różnią się między autorefraktometrami. Wykresy porównujące moc sferyczną i SE oraz komponenty cylindra skrzyżowanego J_0 i J_{45} dla WAM mają większy przedział zgodności i więcej wyników odstających/ekstremalnych, niż wykresy dla Topcona. Zastosowanie cykloplegii zawęziło przedziały zgodności

w wykresach, jednak nadal punkty na wykresach dla autorefraktometru WAM są bardziej rozproszone niż te na wykresach dla Topcon. Współczynniki korelacji międzyklasowej (ICC, ang. *intraclass correlation coefficient*) między AR z urządzenia WAM-5500 przed cykloplegią a SR po cykloplegii to 0,953, 0,886 i 0,645 dla kolejno SE, J_0 i J_{45} . ICC między AR z autorefraktometru Topcon przed cykloplegią a SR po cykloplegii to 0,986 D, 0,952 D i 0,742 D, dla kolejno SE, J_0 i J_{45} . Zastosowanie cykloplegii nieznacznie podniosło ICC ekwiwalentu sferycznego i J_0 i obniżyło dla J_{45} dla obu urządzeń. Badacze określili również zgodność pomiarów z analizowanymi autorefraktometrami z pomiarem refrakcji po cykloplegii. Dla 73,4% uczestników badania różnica w SE między AR uzyskanym za pomocą WAM przed cykloplegią a SR była mniejsza lub równa wartości bezwzględnej z 0,50 D. Gorzej wypadł Topcon ze zgodnością pomiaru SE równą 66,7%. Zastosowanie cykloplegii odwróciło sytuację, a zgodność urządzeń wyniosła 87% dla WAM i 94,5% dla Topcon. Większą zgodność w pomiarze mocy (różnica $\leq |0,50|$ D) i osi cylindra (różnica $\leq 20^\circ$), zarówno przed jak i po cykloplegii, wykazał Topcon. Zgodność mocy cylindra przed cykloplegią wyniosła 81,4% dla WAM i 91,5% dla Topcon, a osi 90,4% dla WAM i 97,2% dla Topcon. WAM dał wyniki bardziej nadwzroczne niż Topcon, zarówno przed jak i po porażeniu akomodacji, a różnice te były istotne statystycznie. Pomiar komponentów cylindra skrzyżowanego nie różnił istotnie się między urządzeniami [98].

Tabela 11. Średni ekwiwalent sferyczny i komponenty cylindra skrzyżowanego J_0 i J_{45} refrakcji przed i po cykloplegii zmierzonej za pomocą autorefraktometru otwartego pola WAM, konwencjonalnego autorefraktometru Topcon i w refrakcji subiektywnej po cykloplegii uzyskanych przez Guo i in. [98]

		SE [D]	J_0 [D]	J_{45} [D]
WAM	Przed cykloplegią	$-2,14 \pm 2,56$	$0,46 \pm 0,50$	$-0,009 \pm 0,191$
	Po cykloplegii	$-1,80 \pm 2,66$	$0,48 \pm 0,49$	$-0,038 \pm 0,194$
TOPCON	Przed cykloplegią	$-2,27 \pm 2,67$	$0,48 \pm 0,54$	$-0,027 \pm 0,198$
	Po cykloplegii	$-1,92 \pm 2,73$	$0,49 \pm 0,53$	$-0,018 \pm 0,179$
Refrakcja po cykloplegii		$-1,78 \pm 2,69$	$0,46 \pm 0,52$	$-0,023 \pm 0,171$

Chat i Edwards oceniali zastosowanie autorefraktometru otwartego pola Shin-Nippon SRW-5000 u dzieci w wieku 4–8 lat (średni wiek 6,45). W swoim bada-

niu zastosowali formalizm matematyczny wykorzystujący wektor h , zaproponowany przez Harrisa i opisany w rozdziale 4.2. Różnica między refrakcją subiektywną po cykloplegii a AR po cykloplegii (A), refrakcją po cykloplegii a AR przed cykloplegią (B), AR po i przed cykloplegią (C) i AR przed cykloplegią uzyskane za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru Canon RK5 a autorefraktometrem otwartego pola SRW-5000 (D) są przedstawione w tabeli 12. Wszystkie różnice były istotne statystycznie, jednak różnica między SR i AR po cykloplegii jest nieistotna klinicznie. Tak jak w powyżej opisanych badaniach, AR po cykloplegii była bardziej nadwzroczna lub mniej krótkowzroczna niż przed porażeniem akomodacji. Przeciwnie niż w innych badaniach, autorefraktometr otwartego pola dał wyniki bardziej krótkowzroczne niż autorefraktometr konwencjonalny (średnia różnica SE to 0,14 D). Wykresy różnic między SR a AR przed i po cykloplegią w przestrzeni h różnią się. Ten analizujący AR bez porażenia akomodacji ma większy rozrzut (co również pokazuje macierz wariancji-kowariancji z tabeli 12), natomiast ten porównujący AR po cykloplegii mimo mniejszego rozrzutu punktów posiada kilka punktów ekstremalnych. Oznacza to, że dla kilku uczestników badania różnica między SR i AR po cykloplegii była większa niż 1 dioptria w przestrzeni h . Chat i Edwards wykazali również, że autorefraktometr SRW-5000 zawyża wartość cylindra w porównaniu do SR. Zgodność pomiaru osi cylindra w badaniu była mniejsza niż w badaniu Guo i *in*. Jedynie u 79% przypadków oś cylindra uzyskana w SR różniła się o nie więcej niż 20° od uzyskanej przez SRW-5000 po cykloplegii. Przed porażeniem akomodacji zgodność była jeszcze mniejsza i wyniosła 63%. Wartości mocy i osi cylindra nie zmieniły się znacznie w porównaniu AR przed i po cykloplegii. Badacze mimo przeprowadzenia początkowego porównania za pomocą zapisu wektorowego h , moc i oś cylindra z zapisu sferocylindrycznego analizowali osobno, więc nie przedkłada się to na wartości z tabeli 12. Chat i Edwards analizowali również powtarzalność pomiarów SRW-5000 wykonanych przez jednego i dwóch operatorów przed i po cykloplegii. Wyniki, które uzyskali przedstawione są w tabeli 13. Różnica była istotna statystycznie tylko dla porównania pomiarów po porażeniu akomodacji wykonanych przez 2 operatorów [96].

Tabela 12. Różnica między SR po cykloplegii a AR po cykloplegii (A), SR po cykloplegii a AR przed cykloplegią (B), AR po i przed cykloplegią (C) i AR przed cykloplegią uzyskane za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru Canon RK5 a autorefraktometrem otwartego pola SRW-5000 (D) z badania Chata i Edwardsa [96].

Porównanie	h	Zapis sferocylindryczny	Macierz wariancji-kowariancji
A	$\begin{pmatrix} 0,19 \\ 0,09 \\ 0,29 \end{pmatrix}$	$+0,32 / -0,16 \times 64^\circ$	$\begin{pmatrix} 0,11 & -0,03 & 0,09 \\ -0,03 & 0,06 & -0,02 \\ 0,09 & -0,02 & 0,17 \end{pmatrix}$
B	$\begin{pmatrix} 0,63 \\ 0,10 \\ 0,61 \end{pmatrix}$	$+0,69 / -0,14 \times 41^\circ$	$\begin{pmatrix} 0,18 & 0,01 & 0,13 \\ 0,01 & 0,06 & -0,01 \\ 0,13 & -0,01 & 0,21 \end{pmatrix}$
C	$\begin{pmatrix} 0,44 \\ 0,02 \\ 0,32 \end{pmatrix}$	$+0,44 / -0,12 \times 7^\circ$	$\begin{pmatrix} 0,28 & -0,01 & 0,20 \\ -0,01 & 0,05 & 0,00 \\ 0,20 & 0,00 & 0,25 \end{pmatrix}$
D	$\begin{pmatrix} 0,25 \\ 0,00 \\ 0,03 \end{pmatrix}$	$+0,25 / -0,22 \times 180^\circ$	$\begin{pmatrix} 0,17 & 0,03 & 0,06 \\ 0,03 & 0,05 & 0,03 \\ 0,06 & 0,03 & 0,17 \end{pmatrix}$

Tabela 13. Powtarzalność pomiarów AR z autorefraktometru otwartego pola SRW-5000 uzyskanych po cykloplegii przez 1 operatora (E), po cykloplegii przez 2 operatorów (F), bez cykloplegii przez 1 operatora (G) i bez cykloplegii przez 2 operatorów z badania Chata i Edwardsa [96].

Porównanie	h	Zapis sferocylindryczny	Macierz wariancji-kowariancji
E	$\begin{pmatrix} 0,02 \\ 0,03 \\ -0,03 \end{pmatrix}$	$+0,03 / -0,07 \times 20^\circ$	$\begin{pmatrix} 0,05 & 0,01 & 0,02 \\ 0,01 & 0,05 & 0,01 \\ 0,02 & 0,01 & 0,04 \end{pmatrix}$
F	$\begin{pmatrix} -0,03 \\ 0,02 \\ -0,12 \end{pmatrix}$	$-0,03 / -0,009 \times 9^\circ$	$\begin{pmatrix} 0,10 & -0,02 & 0,03 \\ -0,02 & 0,08 & 0,01 \\ 0,03 & 0,01 & 0,07 \end{pmatrix}$
G	$\begin{pmatrix} 0,00 \\ 0,00 \\ 0,01 \end{pmatrix}$	$+0,00 / -0,01 \times 180^\circ$	$\begin{pmatrix} 0,07 & 0,01 & 0,03 \\ 0,01 & 0,04 & 0,01 \\ 0,02 & 0,01 & 0,09 \end{pmatrix}$
H	$\begin{pmatrix} -0,03 \\ -0,03 \\ -0,02 \end{pmatrix}$	$+0,00 / -0,04 \times 128^\circ$	$\begin{pmatrix} 0,11 & 0,05 & 0,05 \\ 0,05 & 0,07 & 0,02 \\ 0,05 & 0,02 & 0,09 \end{pmatrix}$

Badania oceniające użyteczność autorefraktometru pediatrycznego Plusoptix w przesiewowej ocenie wady wzroku wykazały, że urządzenie może znacznie zaniżać nadwzroczność lub zawyżać krótkowzroczność [101,114]. Ayse i *in.* badali pacjentów kliniki okulistycznej w Turcji w wieku od 2 do 19 lat (średni wiek $7,4 \pm 3,9$ lat) i wykazali istotną statystycznie różnicę między fotorefrakcją uzyskaną za pomocą urządzenia Plusoptix S04 a wynikiem skiaskopii po cykloplegii. Średnia wada wzroku, jaką uzyskali w pomiarze autorefraktometrycz-

nym bez cykloplegii wynosiła $+1,15 \pm 1,65$ D, podczas gdy średni wynik skiaskopii wyniósł $+2,14 \pm 2,29$ D. Po porażeniu akomodacji fotorefrakcja zawyżała nadwzroczność. Średnia wada refrakcji uzyskana z fotorefrakcji wyniosła $+3,20 \pm 2,39$ D. U ponad 70% osób fotorefrakcja zawyżyła wadę wzroku w kierunku plusa o ponad 1 dioptrię. Ayse i *in.* wykazali dobrą zgodność w pomiaru astygmatyzmu przez Plusoptixa ze skiaskopia, jednakże analizowali osobno moc i oś cylindra. Porównanie wyników z fotorefrakcji przed i po cykloplegii wykazało istotną statystycznie różnicę w pomiarze ekwiwalentu sferycznego, natomiast pomiar astygmatyzmu nie różnił się znacząco. U 17 z 20 dzieci z anizometropią powyżej 1 D Plusoptix rozpoznał prawidłowo różnowzroczność. U 6 dzieci przed cykloplegią i 5 dzieci po cykloplegii badanie w kierunku anizometropii dało wynik fałszywie pozytywny [101].

Podobne wyniki uzyskali Dahlmann-Noor i *in.*, którzy w badaniu dzieci w średnim wieku 5,5 roku uzyskali średnią różnicę w wartości ekwiwalentu sferycznego między skiaskopia po cykloplegii a fotorefrakcją za pomocą Plusoptix Vision Screener równą $1,90 \pm 1,80$ D. Wykazali, że zaledwie u 35% przypadków różnica między pomiarami mieściła się w zakresie $\pm 1,00$ D, a maksymalna różnica w SE wyniosła aż 8 dioptrii. Pokazali również, że dokładność pomiaru refrakcji za pomocą Plusoptixa jest mniejsza dla dzieci z zezem, u których średnia różnica w SE między fotorefrakcją a skiaskopia po cykloplegii wyniosła $2,75 \pm 1,65$ D w porównaniu do dzieci bez zezu ze średnią różnicą $1,59 \pm 1,74$ D. Dahlmann-Noor i *in.* zbadali również powtarzalność pomiarów z fotorefraktometru Plusoptix wykonanych przez jednego (*intraobserver*) i dwóch operatorów (*interobserver*). Współczynniki powtarzalności dla 1 obserwatora to 0,63 D, 0,24 D i 0,19 D dla kolejno SE, J_0 i J_{45} . Średnia różnica w SE między pomiarami wykonanymi przez 2 obserwatorów wyniosła 0,03 D z przedziałem zgodności $<-0,62$ D ; 0,68 D>. Dla komponentów cylindra skrzyżowanego średnie różnice i przedziały zgodności wyniosły $-0,008$ D $<-0,25$; 0,23> i $0,013$ D $<-0,18$; 0,20> dla kolejno J_0 i J_{45} [114].

Zhao i *in.* porównali wynik pomiaru refrakcji za pomocą ręcznego autorefraktometru Retinomax K-Plus przed i po cykloplegii u 4973 chińskich dzieci

w wieku 7–18 lat. Badanie przed cykloplegią było istotnie bardziej ujemne niż po porażeniu akomodacji ($p < 0,001$). Średnia różnica w ekwiwalencie sferycznym to $-1,23 \pm 0,97$ D. Rozkład różnic między SE przed i po porażeniu akomodacji był lewoskośny. Jedynie 1,4% uczestników miało refrakcję przed cykloplegią bardziej nadwzroczną (lub mniej krótkowzroczną) niż po cykloplegii. Różnica między SE przed i po porażeniu akomodacji rozkładała się od klinicznie nieistotnych różnic do wartości nawet $-4,50$ dioptrii. Największe różnice między AR przed i po cykloplegii zaobserwowano u dzieci z wysoką nadwzrocznością, a najmniejsze u dzieci krótkowzrocznych. Mediana różnicy w SE dla dzieci z nadwzrocznością większą lub równą $+2,00$ D to $-2,75$ D, natomiast dla dzieci z krótkowzrocznością większą lub równą $-2,00$ D to $-0,25$ D. Względnie małe różnice zaobserwowali w pomiarze astygmatyzmu przed i po cykloplegii, które wyniosły $-0,08 \pm 0,13$ D dla J_0 i $-0,01 \pm 0,09$ D dla J_{45} [115].

Wykonano też kilka badań porównujących wyniki z różnych autorefraktometrów uzyskane po cykloplegii. Martinez *i in.* porównali wyniki uzyskane za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru stosującego zamglenie Canon RK-F1 oraz aberrometru COAS G200 po porażeniu akomodacji w grupie 1504 dzieci w wieku 6 lat i 890 w wieku 12 lat. Wykazali, że w grupie młodszych dzieci różnice były istotne statystycznie, zarówno w pomiarze ekwiwalentu sferycznego jak i astygmatyzmu, przy czym aberrometr zaniżał nadwzroczność (lub zawyżał krótkowzroczność) o średnio $0,10 \pm 0,33$ D. W przypadku grupy dzieci starszych różnica była istotna statystycznie tylko w pomiarze astygmatyzmu, a ekwiwalent sferyczny uzyskany z obu urządzeń był podobny (różnica $0,02 \pm 0,28$ D) [102].

Podobne wyniki uzyskali Xiong *i in.* w porównaniu AR po cykloplegii uzyskanej za pomocą 3 autorefraktometrów: Topcon KR-8900, Nidek ARK 510A i Huvitz HRK-7000A w grupie 2178 dzieci w wieku od 4 do 18 lat. Wykazali oni, że wszystkie 3 urządzenia dają bardzo zgodne wyniki i mogą być stosowane zamiennie. Częstości występowania krótkowzroczności i nadwzroczności obliczone na podstawie AR z tych 3 urządzeń nie różniły się statystycznie. Jednak urządzenia wykazały różne częstości występowania astygmatyzmu dla grup

wiekowych 4–5 lat (28,9%, 26,8% i 36,9% dla Topcona, Nideka i Huvitza), 6–7 lat (24,9%, 18,8%, 27,6% dla Topcona, Nideka i Huvitza), 12–13 lat (47,0%, 38,1% i 38,1% dla Topcona, Nideka i Huvitza) i 14–15 lat (49,2%, 39,4% i 42,5% dla Topcona, Nideka i Huvitza) [103].

Zhu i *in.* przeprowadzili badania porównujące wynik AR przed i po porażeniu akomodacji u 1565 chińskich dzieci i młodzieży w wieku 6–21 lat (średni wiek $11,9 \pm 3,5$) z podziałem na grupy wiekowe do 12 lat i powyżej 12 lat. W badaniu wykorzystali konwencjonalny autorefraktometr Nidek ARK-900. Średni SE dla wszystkich uczestników badania przed porażeniem akomodacji wyniósł $-1,85$ D a po $-1,19$ D. Dla grupy dzieci w wieku ≤ 12 lat SE przed cykloplegią wyniósł $-1,17 \pm 1,45$ D, a po $-0,43 \pm 1,56$ D. Dla starszej grupy wartości te wyniosły $-2,61 \pm 2,10$ D i $-2,04 \pm 2,14$ D. Różnice były istotne statystycznie. Ocena częstości występowania wad refrakcji na podstawie AR przed i po cykloplegii przedstawiona jest w tabeli 14. Gdy refrakcja $< -0,50$ została określona jako kryterium diagnostyczne krótkowzroczności, przeszacowanie występowania tej wady wzroku na podstawie AR przed cykloplegią było większe niż przy założeniu kryterium $< -1,00$. Niedoszacowanie występowania nadwzroczności przez AR bez cykloplegii było większe niż przeszacowanie krótkowzroczności. Autorzy nie stwierdzili różnicy między grupami wiekowymi w zgodności diagnostyki refrakcji za pomocą autorefraktometru bez porażenia akomodacji. Wyjaśniali, że może to wynikać z tego, że badanie wykonano w Chinach, gdzie częstość występowania krótkowzroczności jest dużo większa niż w Europie czy Ameryce. Różnica między dokładnością AR przed i po cykloplegii w grupie starszych i młodszych może wynikać z tego, że znacznie więcej starszych uczestników badania jest krótkowzrocznych. Jak pokazały badania opisane wcześniej, AR przed porażeniem akomodacji lepiej diagnozuje i oszacowuje krótkowzroczność niż nadwzroczność. Zhu i *in.* analizowali też, jakie czynniki mogą wpływać na rozbieżność pomiarów przed i po porażeniu akomodacji za pomocą wielokrotnej regresji liniowej. Brali pod uwagę takie czynniki jak wiek, płeć, pochodzenie etniczne, wzrost, wagę, ciśnienie tętnicze skurczowe i rozkurczowe, ciśnienie wewnątrzgałkowe (IOP) i liczbę kropli cyklopentolatu podaną w celu porażenia

akomodacji (2 vs. 3). Wykazali, że większa liczba błędnych pomiarów przed cykloplegią związana była z obniżonym IOP (współczynnik regresji $-0,02$, 95% CI $<-0,01 ; -0,03>$, $p = 0,01$). U uczestników badania o IOP < 17 mmHG średnia różnica w SE między pomiarem przed i po cykloplegii wyniosła $0,70$ D, a u uczestników z IOP > 20 mmHG – $0,56$ D. Autorzy podejrzewali, że przyczyną tej obserwacji jest zmniejszanie się IOP wraz ze zwężeniem źrenicy, która zachodzi podczas akomodacji. Przy zwężeniu źrenicy rozciąga się beleczkowanie i otwiera kanał Schlemma [107].

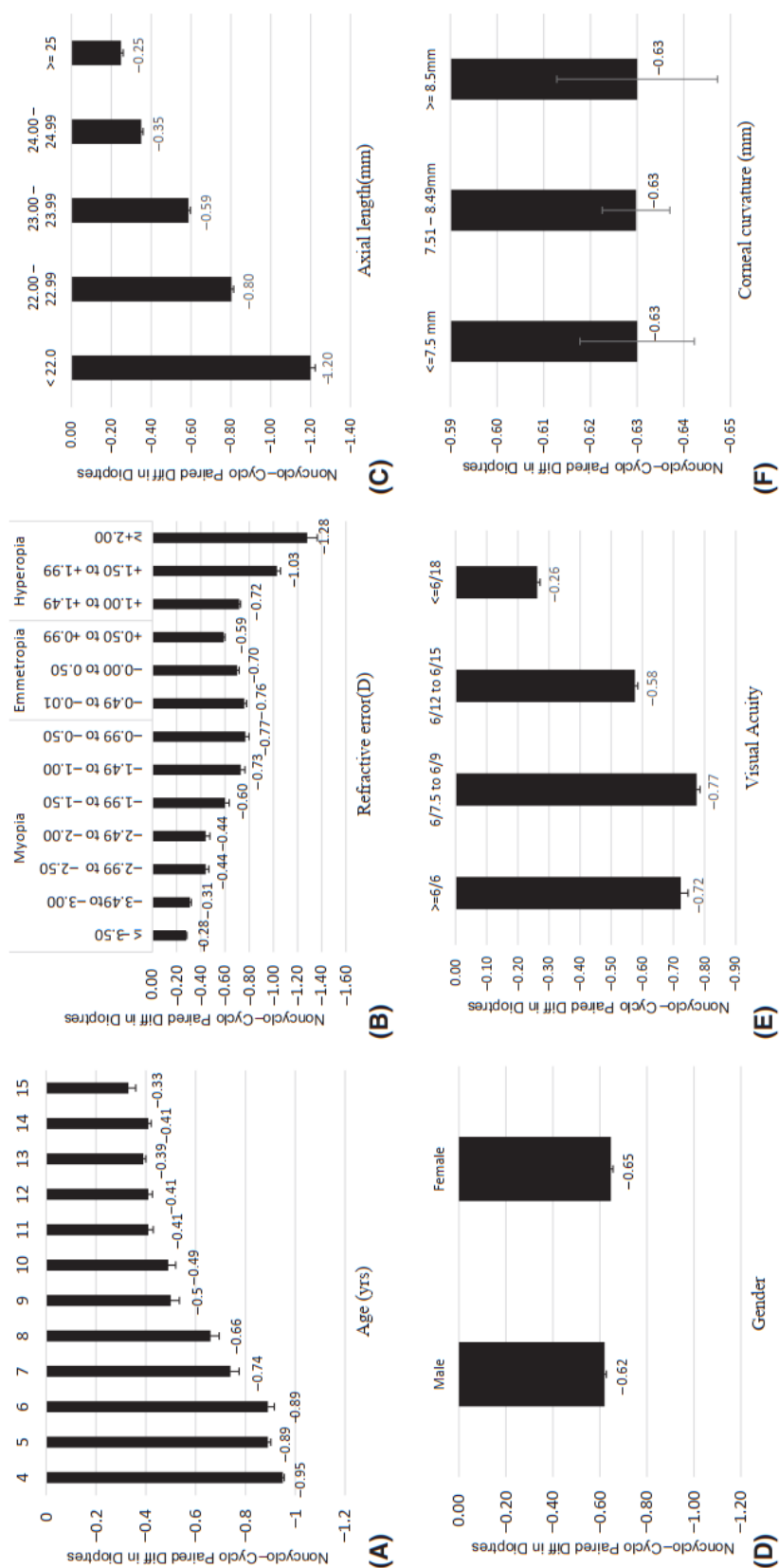
Tabela 14. Częstość występowania krótkowzroczności i nadwzroczności na podstawie AR przed i po cykloplegii z badania Zhu i *in.* [107]

		AR przed cykloplegią	AR po cykloplegii
		Częstość występowania (%)	Częstość występowania (%)
Wszyscy	Myopia $< -0,50$	76,7	54,1
	Myopia $< -0,75$	68,4	49,1
	Myopia $< -0,1,00$	61,8	44,5
	Hyperopia $> 0,50$	2,8	15,5
	Hyperopia $> 1,00$	1,3	4,9
	Hyperopia $> 2,00$	0,7	1,4
Wiek ≤ 12 lat	Myopia $< -0,50$	68,6	40,4
	Myopia $< -0,75$	58,0	35,1
	Myopia $< -0,1,00$	50,7	30,3
	Hyperopia $> 0,50$	3,6	22,0
	Hyperopia $> 1,00$	1,5	6,8
	Hyperopia $> 2,00$	0,8	1,8
Wiek > 12 lat	Myopia $< -0,50$	89,5	75,6
	Myopia $< -0,75$	84,7	71,2
	Myopia $< -0,1,00$	79,2	66,9
	Hyperopia $> 0,50$	1,3	5,3
	Hyperopia $> 1,00$	0,9	2,0
	Hyperopia $> 2,00$	0,5	0,8

Jak już wspomniano w tym rozdziale, kilka badań wykazało, że dokładność pomiarów refrakcji bez cykloplegii jest różna w różnych grupach wiekowych. San-
karidurg i *in.* porównali wyniki autorefraktometrii zmierzonej konwencjonalnym autorefraktometrem Topcon przed i po cykloplegii u 6017 dzieci w wieku

od 4 do 15 lat. Średnia różnica w SE wyniosła $-0,63 \pm 0,65$ D, co oznacza, że AR bez porażenia akomodacji zawyża krótkowzroczność a zaniża nadwzroczność. Wykazali, że AR bez cykloplegii zawyża występowanie krótkowzroczności o 28,5% i zaniża występowanie nadwzroczności o 73% w stosunku do refrakcji po cykloplegii. 66% oczu z badania przed porażeniem akomodacji została prawidłowo zakwalifikowana pod względem wady wzroku. Autorzy stworzyli też model, w którym weryfikowali czy uwzględnienie innych parametrów wzrokowych, takich jak ostrość wzroku bez korekcji, długość gałki ocznej, czy krzywizna rogówki poprawi skuteczność pomiaru refrakcji bez cykloplegii w diagnozie wady wzroku u dziecka. Wykazali, że im młodsze dziecko, im bardziej nadwzroczna wada wzroku i krótsza gałka oczna, tym bardziej rozbieżne wyniki przed i po cykloplegii (rysunek 41). Wskazali też, że AR bez cykloplegii jest zbliżona do wyniku po porażeniu akomodacji dla wyższych krótkowzroczności. Uwzględniając w modelu wiek i nieskorygowaną ostrość wzroku czułość i swoistość w diagnozie wady wzroku w oparciu o AR bez porażenia akomodacji podniosły się znacznie i 77% oczu zostało prawidłowo zdiagnozowanych. Gdy analizie poddano jedynie przypadki z nieskorygowaną ostrością wzroku $<6/6$ i $\leq 6/18$ przewidywalność modelu jeszcze bardziej się poprawiła. Dla grupy z ostrością $<6/6$ 80% oczu zostało prawidłowo zdiagnozowanych, natomiast dla grupy z ostrością wzroku $\leq 6/18$ aż 97,5% przypadków prawidłowo zdiagnozowano [94].

Sanfilippo i *in.* porównali wyniki AR uzyskane za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru Humphrey-598 przed i po cykloplegii u dzieci i młodzieży w wieku 13–26 lat z podziałem na grupy wiekowe. Średnia różnica w SE między AR przed i po cykloplegii wyniosła od $0,36 \pm 0,41$ D wśród 13-latków do $0,06 \pm 0,50$ D wśród 25-latków. Podobnie jak w badaniu Sankaridurga i *in.* różnica między refrakcją przed i po cykloplegii była różna u osób krótkowzrocznych i nadwzrocznych. U osób krótkowzrocznych średnia różnica w SE dla młodzieży w wieku poniżej 13–19 lat wyniosła $0,23 \pm 0,48$, a dla grupy wiekowej 20–26 lat $-0,02 \pm 0,45$ D. W przypadku nadwzroczności różnice te wyniosły $0,31 \pm 0,54$ D i $0,08 \pm 0,41$ D dla grup wiekowych kolejno < 20 lat i ≥ 20 lat [110].



Rysunek 41. Różnice między AR przed i po cykloplegii w oparciu o wiek (A), wadę refrakcji (B), długość gałki ocznej (C), płci (D), ostrości wzroku (E) i krzywizny rogówki (F) uzyskane przez Sankaridurga i *in.* [94].

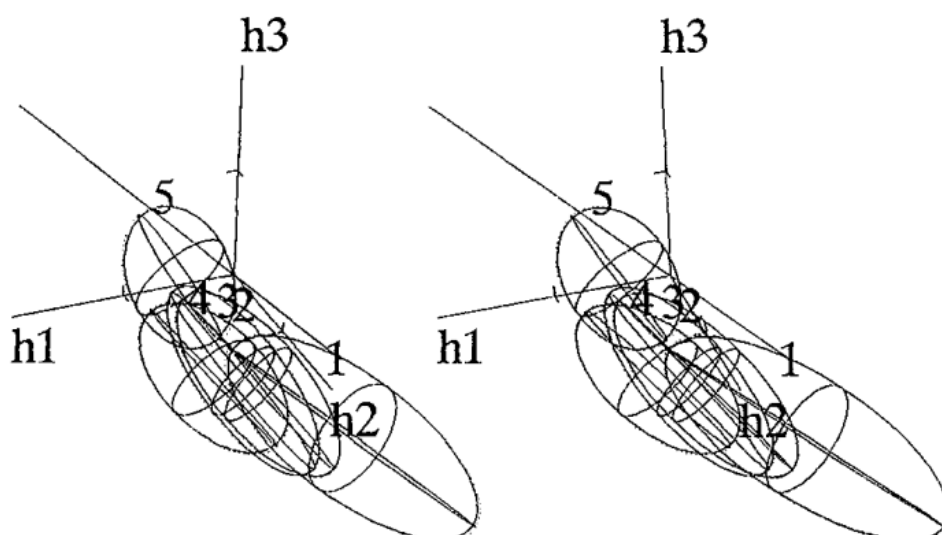
Porównanie AR bez cykloplegii z SR po cykloplegii w różnych grupach wiekowych wykonano w ramach Teheran Eye Study. Zbadano 3501 osób w wieku od 5 do 95 lat. Podobnie jak w innych badaniach, pokazano że AR zaniża nadwzroczność i zawyża krótkowzroczność, przy czym niedoszacowanie nadwzroczności było znacznie większe, niż przeszacowanie krótkowzroczności. W grupie wiekowej 5–20 lat było 40% przypadków fałszywie negatywnych w wykrywaniu nadwzroczności. Czułość i swoistość w diagnozie krótkowzroczności i nadwzroczności w zależności od grupy wiekowej i założonego kryterium zostało przedstawione w tabeli 15. Niezależnie od założonych kryteriów, AR prawidłowo wykryło prawie wszystkie przypadki krótkowzroczności, jednak część osób w młodszych grupach wiekowych zostało nieprawidłowo zdiagnozowane jako krótkowzroczne. Przeciwnie, AR ma wysoką swoistość w diagnozie nadwzroczności, ale niską czułość, co oznacza, że część osób nadwzrocznych nie była prawidłowo zdiagnozowana. Różnica między SR i AR była największa dla grupy wiekowej 5–10 lat i wyniosła 0,71 D i zmniejszała się do około 0,40 D u młodych dorosłych, aż do wartości 0,20 D u osób w wieku 46–50 i 0,14 D w wieku 71–75 [116].

Tabela 15. Czułość i swoistość autorefrakcji bez cykloplegii w porównaniu do refrakcji po cykloplegii w diagnozie krótkowzroczności i nadwzroczności większej lub równej 0,50 dioptrii i 1,00 dioptria z badania Fotouhi i in [116].

	Myopia $\leq -0,50$		Myopia $\leq -1,00$		Hyperopia $\geq 0,50$		Hyperopia $\geq 1,00$	
	czułość	swoistość	czułość	swoistość	czułość	swoistość	czułość	swoistość
5–20	98,1	80,3	98,1	86,0	38,9	99,4	22,1	100
21–30	100	74,9	100	88,7	22,8	100	18,5	100
31–40	100	76,5	98,6	78,7	29,9	98,7	28,1	100
41–50	99,1	84,1	98,6	83,1	59,4	98,1	52,6	100
51–60	96,2	86,4	100	93,0	87,1	99,4	80,6	99,0
61–70	100	89,7	100	86,7	88,7	99,0	89,8	98,8
>70	100	92,9	95,2	95,2	96,4	98,1	95,2	93,0

Joubert i Harris badali zależność rozbieżności między pomiarem AR i SR od wieku. Wyniki analizowali stosując wektory h . W pomiarze SR nie wykonali balansu obuocznego, ponieważ konwencjonalny autorefraktometr Humphrey

580, który zastosowali, mierzył refrakcję jednoocznie. Badacze wykonali wykresy różnic między AR i SR dla każdego oka i każdej grupy wiekowej w trójwymiarowej przestrzeni h . Zaobserwowali 1 wynik ostający dla OL w grupie 1, 2 dla OL w grupie 3, 1 dla OP w grupie 4 i 2 dla OL w grupie 5. Wyłączyli te wyniki z analizy statystycznej. Różnice między AR i SR dla prawego oka w 5 grupach wiekowych są przedstawione w tabeli 16. Wszystkie różnice były istotne statystycznie. Joubert i Harris analizowali również wyniki dla OL, jednak otrzymali podobne wyniki do OP, więc te wyniki nie zostaną tutaj przedstawione. Autorzy badania zaobserwowali zmniejszanie się różnicy między AR i SR z wiekiem w przestrzeni o $\Delta h = (0,10 \ 0,00 \ 0,10)'$ co dekadę. Komponent h_2 był bliski zeru, co oznacza, że główny południk różnicy był horyzontalny lub wertykalny. Elipsoidy reprezentujące przedziały ufności różnic dla każdej grupy wiekowej, przedstawione na rysunku 42, układały się kolejno w zazębiający się łańcuch wzdłuż linii sfer od najmłodszej do najstarszej grupy wiekowej zaczynając on najbardziej ujemnych do najbardziej dodatnich wartości. Żadna elipsoida nie zawierała punktu $(0 \ 0 \ 0)'$, co potwierdza, że różnice były istotne statystycznie. Największą średnicę w kierunku równoległym do linii sfer miała elipsoida grupy wiekowej 1–10 i dla każdej kolejnej grupy wiekowej średnica ta zmniejszała się. Oznacza to, że rozrzut różnic między AR i SR jest największy dla dzieci a najmniejszy dla osób starszych. Autorzy dopatrywali się przyczyny tego zjawiska w aktywnej akomodacji, której amplituda zmniejsza się z wiekiem. Rozrzut wyników w analizowanych grupach oraz tendencja zmniejszania się go z wiekiem ilustrują również macierze wariancji-kowariancji przedstawione w tabeli 16. Autorzy zaobserwowali różnice między macierzami wariancji-kowariancji między prawym i lewym okiem, jednak brak rozkładu normalnego nie pozwolił na przeprowadzenie analizy [17].



Rysunek 42. Stereopary elipsoid zgodności (95%) dla różnic między autorefrakcją a refrakcją podmiotową prawych oczu dla grup wiekowych 1 (1–10 lat), 2 (11–20 lat), 3 (21–30 lat), 4 (31–40 lat), 5 (wiek > 40 lat) z badania Jouberta i Harrisa [17]. Przecięcie osi to wartość zero. Znaczniki na osiach są w odstępach co 0,25 D.

Tabela 16. Różnice w zapisie wektorem h i konwencjonalnym między pomiarem refrakcji za pomocą autorefraktometru Humphrey 580 a jednooczną refrakcją podmiotową dla oka prawego oraz macierze wariancji-kowariancji w 5 grupach wiekowych (n od 47 do 50) uzyskane przez Jouberta i Harrisa [17].

Grupa wiekowa	Różnica w wektorze h	Macierz wariancji-kowariancji	Różnica w zapisie konwencjonalnym
1 (wiek 1 – 10)	$\begin{pmatrix} -0,27 \\ 0,03 \\ -0,42 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,5328 & 0,0560 & 0,4290 \\ 0,0560 & 0,0587 & 0,0433 \\ 0,4290 & 0,0433 & 0,5060 \end{pmatrix}$	$-0,26 / -0,16 \times 8,6^\circ$
2 (wiek 11 – 20)	$\begin{pmatrix} -0,07 \\ 0,01 \\ -0,28 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,2076 & 0,0004 & 0,2031 \\ 0,0004 & 0,0159 & -0,0149 \\ 0,2031 & -0,0149 & 0,3222 \end{pmatrix}$	$-0,07 / -0,21 \times 1,1^\circ$
3 (wiek 21 – 30)	$\begin{pmatrix} -0,03 \\ 0,00 \\ -0,26 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,1627 & -0,0195 & 0,1653 \\ -0,0195 & 0,0287 & -0,0499 \\ 0,1653 & -0,0499 & 0,2850 \end{pmatrix}$	$-0,03 / -0,23 \times 179,6^\circ$
4 (wiek 31 – 40)	$\begin{pmatrix} 0,04 \\ 0,00 \\ -0,24 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,1827 & 0,0148 & 0,1685 \\ 0,0148 & 0,0289 & 0,0179 \\ 0,1685 & 0,0179 & 0,2947 \end{pmatrix}$	$0,04 / -0,27 \times 179,7^\circ$
5 (wiek > 41)	$\begin{pmatrix} 0,09 \\ 0,07 \\ -0,02 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,1032 & 0,0090 & 0,0565 \\ 0,0090 & 0,0250 & -0,0013 \\ 0,0565 & -0,0013 & 0,1726 \end{pmatrix}$	$0,11 / -0,15 \times 19,6^\circ$

Durrani i *in.* porównywali AR i SR bez cykloplegii w grupach wiekowych 1–10, 11–20, 21–30, 31–40 i >40 lat. Analizowali osobno moc sferyczną, ekwiwalent sferyczny, moc i oś cylindra. W rozdziale 4 wyjaśnione zostało, dlaczego porów-

nywanie tych parametrów osobno może prowadzić do błędnej interpretacji, dlatego tylko analiza dotycząca ekwiwalentu sferycznego zostanie tutaj opisana. Średnia różnica między AR i SR dla OP wyniosła 0,06, -0,37, -0,27, -0,04 i -0,13 kolejno dla grup od najmłodszej do najstarszej. Różnice w mocy sferycznej były istotne statystycznie dla dzieci i młodzieży. Durrani i *in.* wykazali również, że u dzieci poniżej 10 roku życia jest od 2,23 do 3,47 bardziej prawdopodobne, że moc sferyczna z SR i AR będą się klinicznie znacząco różnić. Badanie to jest trudne do porównania z powyżej opisanymi wynikami z innych prac, ponieważ opis metod badawczych jest bardzo ograniczony. Durrani i *in.* nie podali nawet modelu autorefraktometru, który użyli w badaniu [95].

6. Porównanie pomiarów refrakcji oka za pomocą trzech różnych modeli autorefraktometrów i refrakcji subiektywnej u młodych dorosłych.

Badania przedstawione we wcześniejszym rozdziale przeglądowym pokazały, że dokładność pomiarów autorefraktometrycznych zależy od technologii pomiaru, warunków obserwacji, wieku badanych oraz zastosowania cykloplegii. Większość badań udowodniła, że autorefraktometry są wystarczająco rzetelne, by dać punkt startowy do refrakcji podmiotowej, ale niewystarczające, by ją zastąpić. Każde nowe urządzenie do automatycznego pomiaru refrakcji oka wymaga badań nad jego dokładnością czy powtarzalnością. Dlatego też badania nad autorefraktometrią są cały czas rozwijającą się dziedziną, której celem jest wskazanie możliwości, ale też ograniczeń zastosowania tych urządzeń w praktyce klinicznej.

Celem badania omówionego w niniejszym rozdziale jest porównanie dokładności pomiaru refrakcji bez cykloplegii za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru Nidek ARK-510A, aberrometru Visionix L80 Wave+ oraz autorefraktometru otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001 u młodych dorosłych. Wyniki tego badania są oryginalne i zostały opublikowane w artykule naukowym J. **Wosik**, M. Patrzykont, J. Pniewski, “*Comparison of refractive error measurements by three different models of autorefractors and subjective refraction in young adults*” [84].

6.1. Metody badawcze

6.1.1. Uczestnicy badania

Do badania zaproszono studentów Wydziału Fizyki Uniwersytetu Warszawskiego. Zgłosiło się 51 osób (40 kobiet) w wieku 19–23 lata (średni wiek $19,7 \pm 0,9$). Kryteriami wykluczającymi osoby z badania była ostrość wzroku w najlepszej korekcji mniejsza niż 0,8, patologie układu wzrokowego oraz historia chirurgii oka. Żadna osoba nie została wykluczona z badania. Uczestnicy po

wyjaśnieniu przebiegu i celu badania podpisali pisemną zgodę na udział w badaniu.

6.1.2. Urządzenia

W badaniu wykorzystano 3 autorefraktometry: konwencjonalny autorefraktometer podczerwony Nidek ARK 510A (Nidek CO., LTD., Gamagori, Japan), aberrometr L80 Wave+ (Visionix Luneau, Chartres, France) oraz autorefraktometr podczerwony otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001 (Rexxam Co., LTD., Takamatsu, Japan). ARK 510A to autorefraktometr podczerwony, którego pomiar opiera się na analizie wielkości obrazu pierścienia rzutowanego na siatkówce. Wbudowany obiekt obserwacji symuluje dal wzrokową poprzez perspektywę linearną i przedstawia balon na końcu drogi. W celu rozluźnienia akomodacji, ARK 510A wykonuje zamglenie. Urządzenie mierzy refrakcję, keratometrię oraz rozstaw źrenic. Zakres pomiaru to od -30 D do $+25$ D z krokiem pomiarowym $0,12$ D lub $0,25$ D w zależności od wprowadzonych ustawień. Urządzenie może działać w trybie automatycznym lub ręcznym. Badanie wykonano w trybie ręcznym, z krokiem pomiarowym $0,25$ D. L80 Wave+ łączy w sobie autorefraktometer, aberrometr i topograf rogówki. Urządzenie określa aberracje za pomocą detektora Shacka-Harmanna, a topografię rogówki za pomocą dysku Placido. W obliczeniu refrakcji oka uwzględnia tylko aberracje niższego rzędu. Zakres pomiarowy urządzenia to od -20 D do $+20$ D. Pomiar następuje automatycznie. Urządzenie dokonuje 3 odczytów refrakcji i podaje wynik uśredniony dla średnicy źrenicy 3 mm (refrakcja dzienna) i 5 mm (refrakcja nocna). Wbudowany obiekt obserwacji przedstawia balon na końcu drogi, który symuluje dal wzrokową. W tym badaniu brano pod uwagę jedynie wartość refrakcji dziennej. NVision-K 5001 mierzy refrakcję i keratometrię za pomocą podobnej technologii co ARK 510A, ale w innych warunkach obserwacji. Urządzenie wymaga zewnętrznego obiektu fiksacji i pozwala na obserwację obuoczną. Zakres pomiaru to od -22 D do $+22$ D z krokiem pomiarowym $0,12$ D lub $0,25$ D w zależności od wprowadzonych ustawień. Ten autorefraktometr również może działać w trybie ręcznym i automatycznym. Obiektem

obserwacji w tym badaniu był pojedynczy optotyp lub punkt świetlny (jeśli ostrość wzroku bez korekcji uczestnika badania była mniejsza 0,1), wyświetlony na wyświetlaczu optotypów Frey CP-600 w odległości 4,5 m. Badany obserwował obiekt fiksacji obuocznie. Badanie wykonano w trybie ręcznym z krokiem pomiarowym 0,25 D. Wszystkie pomiary wykonano w tym samym pomieszczeniu. Oświetlenie było umiarkowane, zapewniające widzenie fotopowe. Wszystkie urządzenia mierzyły refrakcję dla tej samej odległości rogówkowej 12 mm. Taką samą odległość rogówkową zachowano w refrakcji podmiotowej w oprawie próbnej.

6.1.3. Procedura badawcza

Każdy uczestnik miał zbadaną refrakcję obu oczu za pomocą wszystkich trzech urządzeń, użytych w losowej kolejności. Wszystkie pomiary wykonano w takich samych warunkach oświetleniowych, zapewniających widzenie fotopowe. Następnie dwoje optometrystów wykonało pomiar refrakcji subiektywnej. Optometryści nie znali wyników AR ani aktualnej korekcji uczestnika badania. Punktem startowym dla refrakcji podmiotowej był wynik skiaskopii statycznej. Pomiar refrakcji jednoocznej w foropterze składał się z procedury zamglenia, ustalenia ekwiwalentu sferycznego oraz doboru mocy i osi cylindra za pomocą cylindra skrzyżowanego Jacksona. Po refrakcji obu oczu wykonano balans obuoczny. Po badaniu w foropterze, założono oprawę próbną w celu uściślenia mocy sferycznej obuocznie. Punktem końcowym refrakcji była maksymalna moc dodatnia lub minimalna moc ujemna zapewniająca najlepszą ostrość wzroku.

Powtarzalność refrakcji zbadano na grupie 6 osób poprzez porównanie wyników z 3 sesji pomiarowych – po tygodniu i po 2 tygodniach od pierwszego badania.

6.1.4. Analiza statystyczna

Wyniki refrakcji zostały zapisane w notacji z cylindrem dodatnim. Konwencjonalny zapis sferocylindryczny przekształcono na wektory mocy w zapisie prostokątnym: ekwiwalent sferyczny oraz komponenty cylindra skrzyżowanego Jacksona J_0 i J_{45} [74]. Wzory, z których skorzystano zostały podane w rozdziale 4.3 (wzory nr 30).

Korekcję wyników prawego (OP) i lewego oka (OL) zbadano za pomocą testu korelacji rang Spearmana. Porównanie wyników z trzech urządzeń wykonano za pomocą testu analizy wariancji (ANOVA). Porównanie wyników SR i AR dla każdego analizowanego autorefraktometru przeprowadzono metodą graficzną Blanda i Altmana, która polega na stworzeniu wykresów punktowych, w których oś X to średni wynik z obu urządzeń a oś Y – różnica tych wyników [117]. Zbadano również, czy wyniki SR i AR różnią się istotnie od siebie za pomocą porównania dwóch zmiennych zależnych w testach t-studenta lub Wilcozona (w przypadku braku rozkładu normalnego) z korektą Bonferroniego dla wielokrotnych porównań. Istotność statystyczną zakładano gdy $p < 0,017$. Analizę statystyczną wykonano w programie Statsoft Statistica (wersja 13,1).

6.2. Wyniki

Średni SE z refrakcji subiektywnej 102 zbadanych oczu wyniósł $-1,40 \pm 2,18$ D (zakres od $-9,63$ D do $+2,75$ D). Maksymalna zmierzona wartość astygmatyzmu wyniosła $-2,50$ D. Wyniki refrakcji przedmiotowej (SE, cylinder i komponenty cylindra skrzyżowanego J_0 i J_{45}) są przedstawione w tabeli 17. Wyniki wszystkich parametrów nie różniły się istotnie między autorefraktometrami.

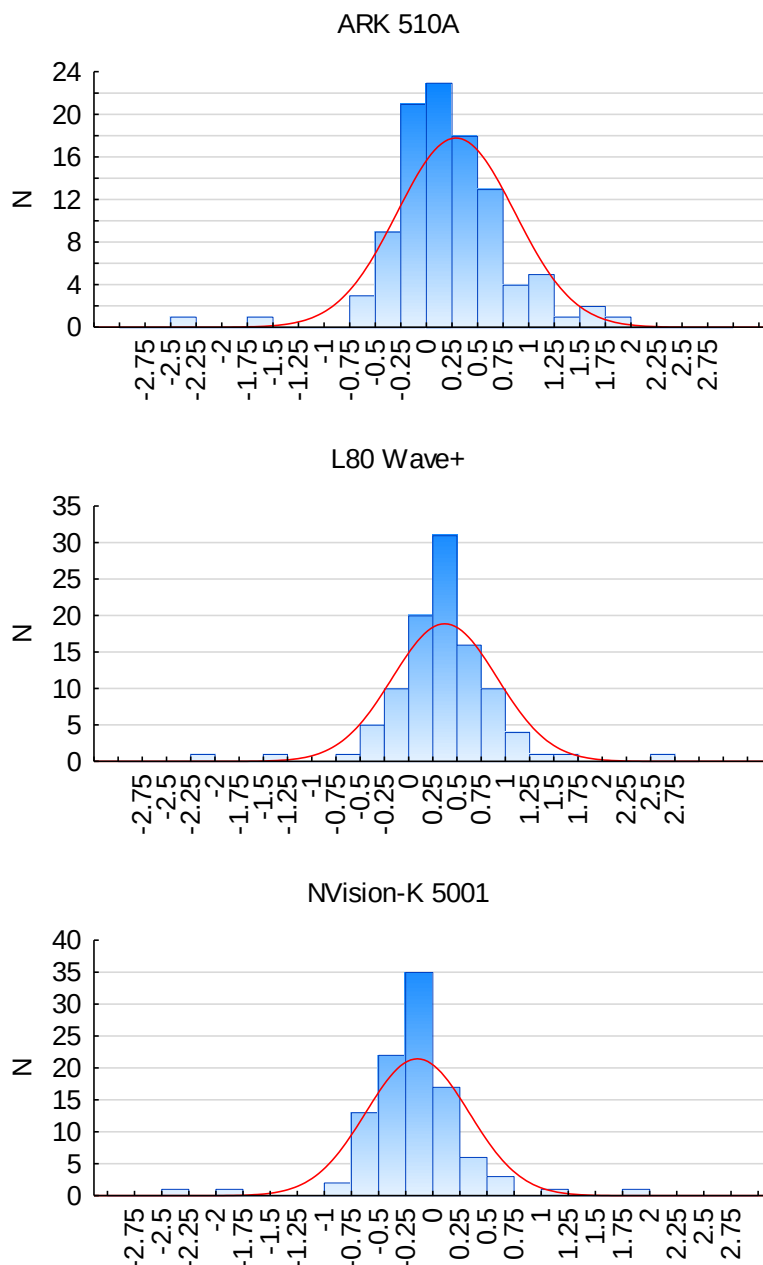
Rysunek 43 przedstawia histogramy różnic w SE między SR i AR 102 zbadanych oczu. 43% różnic między SR i ARK 510A mieściło się w zakresie $\pm 0,25$ D, 70% – w zakresie $\pm 0,50$ D. Dla L80 Wave+ niecałe 30% wyników różniło się od refrakcji podmiotowej o $\pm 0,25$ D lub mniej, a 65% o $\pm 0,50$ D lub mniej. Najwyższy histogram można zaobserwować dla autorefraktometru otwartego pola. Aż 51% wyników różnic mieściło się w zakresie $\pm 0,25$ D, a aż 78% – w zakresie

$\pm 0,50$ D. Można jednak zaobserwować we wszystkich 3 wykresach, że dla pojedynczych przypadków różnice w pomiarze SE między refrakcją podmiotową i przedmiotową przekraczają 2,00 D.

Tabela 17. Średnie i zakresy wyników refrakcji 102 oczu uzyskane za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK510A, autorefraktometru otwartego pola NVision-K5001 oraz aberrometru L80 Wave+.

	ARK 510A	L80 Wave+	NVision-K5001	<i>p</i>
	(N = 102)	(N = 102)	(N = 102)	
SE	$-1,67 \pm 2,23$	$-1,76 \pm 2,33$	$-1,24 \pm 2,15$	0,22
(zakres)	(-10,75 to 2,38)	(-12,00 to 2,56)	(-9,81 to 1,13)	
cylinder	$-0,67 \pm 0,62$	$-0,66 \pm 0,63$	$-0,63 \pm 0,56$	0,90
(zakres)	(-3,25 to 0,00)	(-3,50 to -0,13)	(-2,75 to 0,00)	
J_0	$0,179 \pm 0,377$	$0,119 \pm 0,391$	$0,143 \pm 0,350$	0,51
(zakres)	(-0,873 to 1,455)	(-0,998 to 1,723)	(-0,810 to 1,297)	
J_{45}	$0,013 \pm 0,190$	$0,005 \pm 0,204$	$0,039 \pm 0,181$	0,42
(zakres)	(-0,763 to 0,861)	(-0,688 to 1,079)	(-0,526 to 0,847)	

SE OP i OL były silnie ze sobą skorelowane dla wszystkich analizowanych urządzeń. Współczynnik korelacji *R* Spearmana wyniosł 0,956 ($p < 0,001$), 0,931 ($p < 0,001$) i 0,932 ($p < 0,001$) kolejno dla ARK 510A, L80 Wave+ i NVision-K 5001. Zatem wszystkie dalsze analizy wykonano jedynie dla OP. Rysunek 44 przedstawia wykresy Blanda-Altmana różnic SE z SR i AR w stosunku do ich średniej dla kolejno ARK 510A, L80 Wave+ i NVision-K 5001. Niebieska linia ciągła oznacza średnią różnicę (ang. *bias*), a czerwone linie ciągłe 95% przedziały zgodności (1,96 SD). Średnie różnice między SR i AR były istotne statystycznie i wyniosły kolejno $+0,25 \pm 0,53$ D ($p < 0,001$) dla ARK 510A, $+0,34 \pm 0,55$ D ($p < 0,001$) dla L80 Wave+ i $-0,18 \pm 0,42$ D ($p < 0,001$) dla NVision-K 5001. Autorefraktometr konwencjonalny oraz aberrometr dały wyniki bardziej krótkowzroczne lub mniej nadwzroczne niż SR (*bias* > 0,00), a autorefraktometr otwartego pola dał wyniki bardziej nadwzroczne lub mniej krótkowzroczne niż SR. Przedział zgodności dla NVision-K 5001 jest mniejszy od przedziałów zgodności dla pozostałych 2 urządzeń. Tak jak w przypadku histogramów, w wykresach Blanda-Altmana również można zaobserwować pojedyncze przypadki, dla których różnice między SR i AR przekraczają 1,5 D.



Rysunek 43. Histogramy różnic między ekwiwalentem sferycznym z SR i AR dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001.

Rysunek 45 przedstawia wykresy Blanda-Altmana dla parametru J_0 . Różnica była istotna statystycznie tylko dla ARK 510A ($p = 0,001$) i wyniosła $-0,087 \pm 0,179$ D. Najmniejsza różnica w parametrze J_0 wynosząca $-0,0297 \pm 0,1770$ D ($p = 0,24$) i największy przedział zgodności można zaobserwować dla aberrometru. Różnica dla NVision-K 5001 wyniosła $-0,056 \pm 0,185$ D ($p = 0,036$). Wszystkie urządzenia dały wyniki astygmatyzmu bardziej przeciwne regule niż SR

($bias < 0$). Na rysunku 46 zaprezentowano wykresy Blanda-Altmana dla komponentu cylindra skrzyżowanego J_{45} . Różnice dla tego parametru nie były istotne statystycznie dla żadnego urządzenia i wyniosły kolejno $-0,005 \pm 0,119$ D ($p = 0,77$) dla ARK 510A, $-0,0003 \pm 0,1319$ D ($p = 0,89$) dla L80 Wave+ i $-0,028 \pm 0,138$ ($p = 0,15$) dla NVision-K 5001. W tym przypadku również najmniejszą różnicę zaobserwowano dla aberrometru.

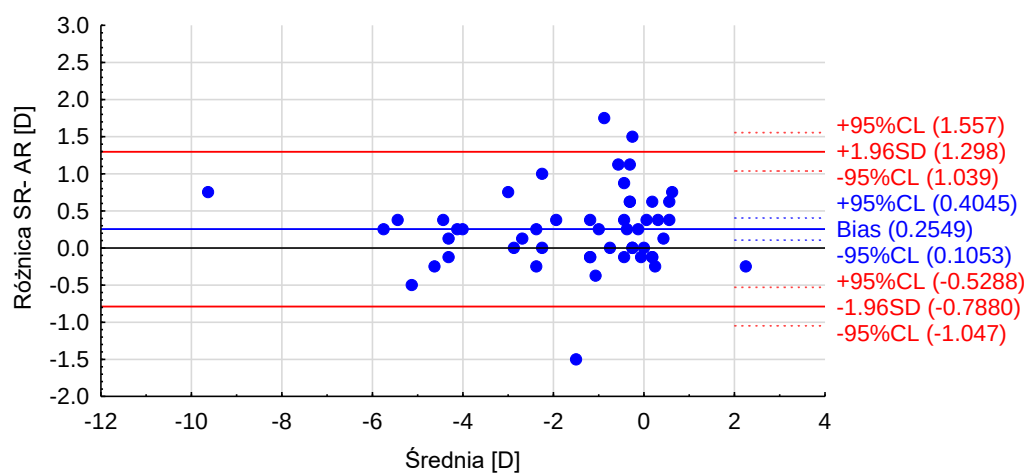
Tabela 18 przedstawia dokładność autorefraktometrów w pomiarze osi cylindra. U porównaniu uwzględnione są tylko te przypadki, dla których zarówno dany autorefraktometr jak i refrakcja podmiotowa wykazały astygmatyzm. Najlepszą dokładnością w oszacowaniu osi cylindra wykazał aberrometr, a najslabszą autorefraktometr otwartego pola.

Test ANOVA z powtarzanymi pomiarami nie wykazał istotnej statystycznie różnicy między 3 sesjami pomiarowymi dla SE ($p = 0,59$, $0,08$ i $0,09$ dla kolejno ARK 510A, L80 Wave+ i NVision-K 5001), J_0 ($p = 0,92$, $0,60$ i $0,50$ dla kolejno ARK 510A, L80 Wave+ i NVision-K 5001) i J_{45} ($p = 0,98$, $0,06$ i $0,38$ dla kolejno ARK 510A, L80 Wave+ i NVision-K 5001). W tabeli 19 przedstawiono wyniki pomiarowe z każdej sesji dla każdego uczestnika badania. Wartości zaprezentowane w tabeli nie różnią się znacząco od siebie.

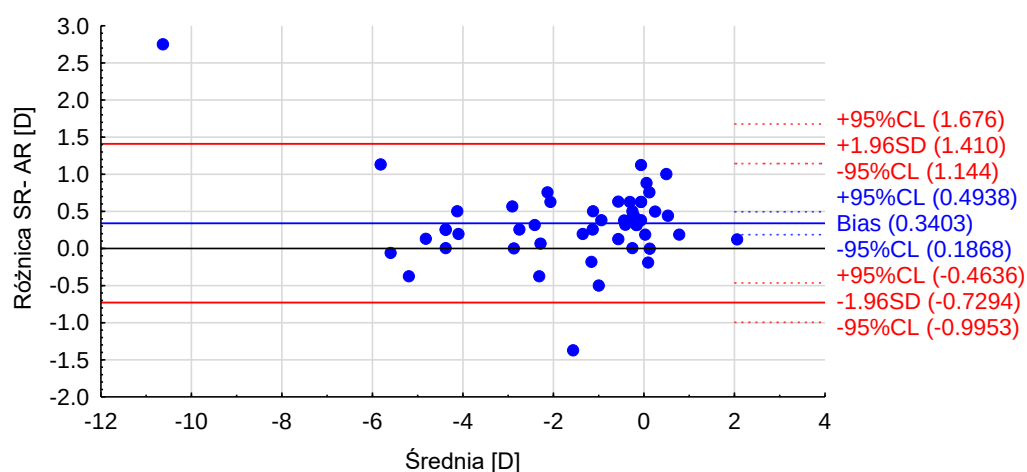
Tabela 18. Porównanie różnic w osi cylindra zmierzonej autorefraktometrami konwencjonalnym ARK 510A, aberrometrem L80 Wave+ i otwartego pola NVision-K 5001 i refrakcją subiektywną.

	Wszystkie refrakcje z cylindrem			Wszystkie refrakcje z cylindrem podmiotowym $\geq 0,75$ D		
	ARK510A ($N = 57$)	L80 Wave+ ($N = 62$)	NV-K5001 ($N = 56$)	ARK 510A ($N = 25$)	L80 Wave+ ($N = 25$)	NV-K5001 ($N = 24$)
$\pm 5^\circ$	36,8%	48,3%	41,1%	58,3%	76,0%	54,2%
$\pm 10^\circ$	64,9%	68,3%	58,9%	75,0%	88,0%	70,8%
$\pm 15^\circ$	75,4%	85,0%	67,9%	87,5%	92,0%	75,0%
$\pm 20^\circ$	91,2%	90,0%	76,8%	95,8%	96,0%	87,5%

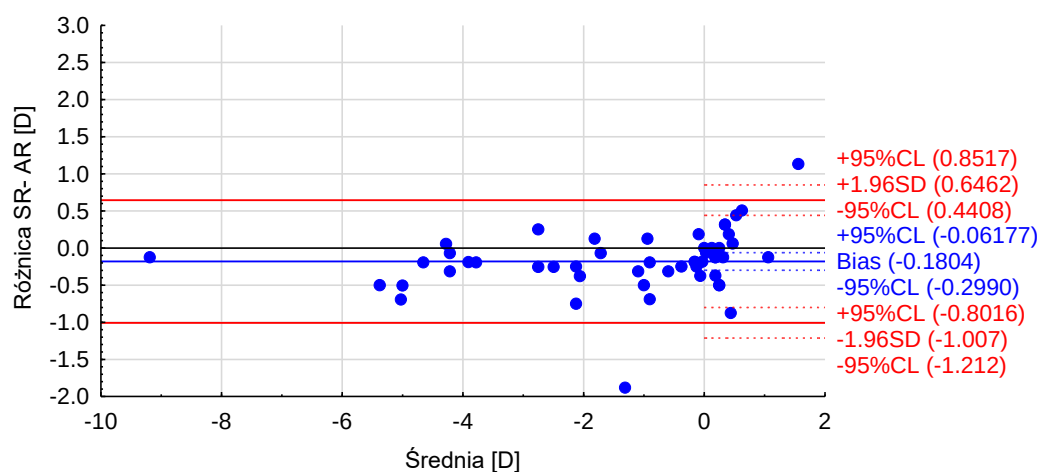
ARK 510A



L80 Wave+

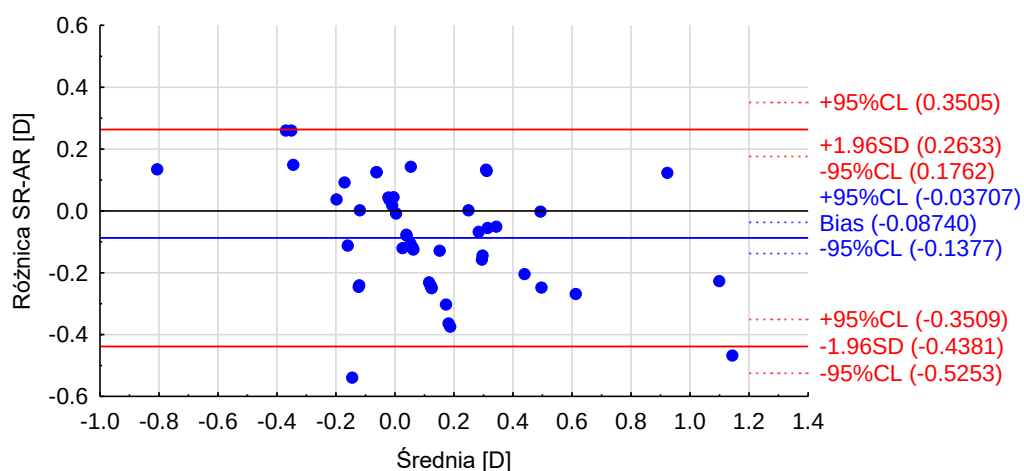


NVision-K 5001

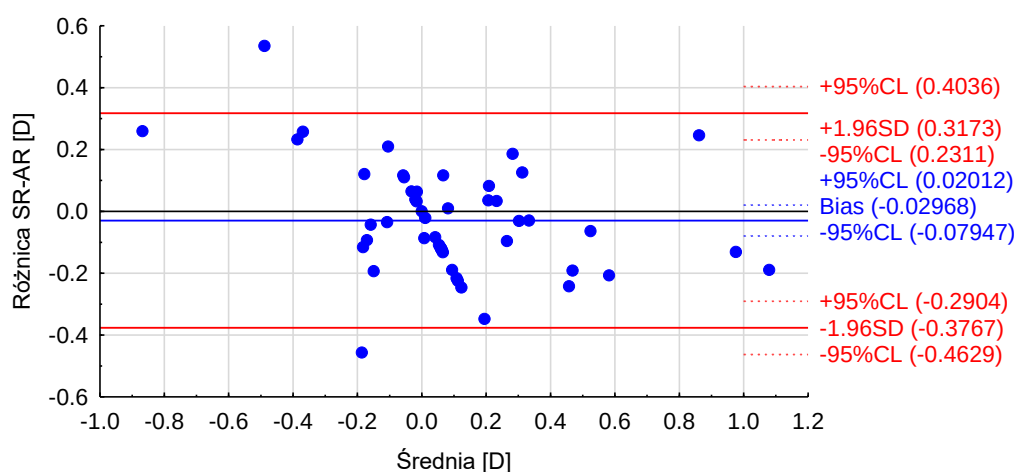


Rysunek 44. Wykres różnic ekwiwalentu sferycznego z SR i AR w stosunku do ich średniej dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ oraz autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001. Wykresy przedstawiają tylko wyniki dla prawego oka.

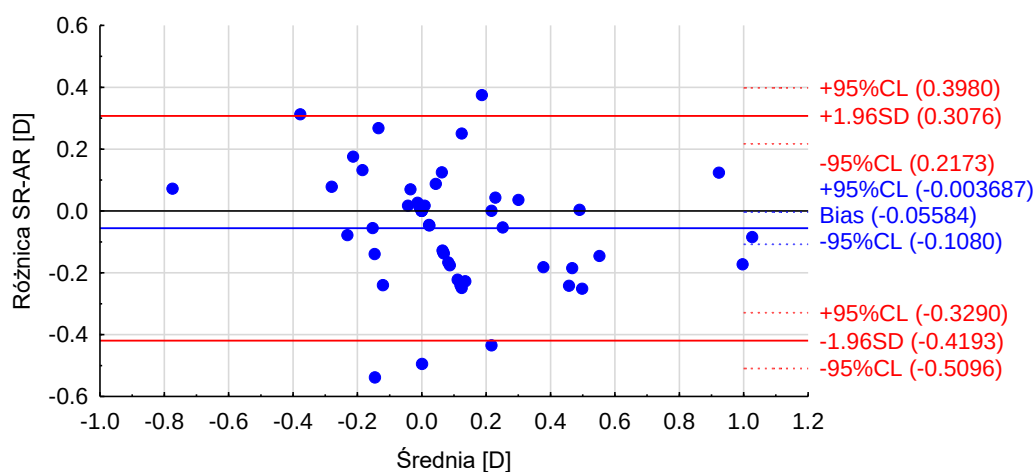
ARK 510A



L80 Wave+

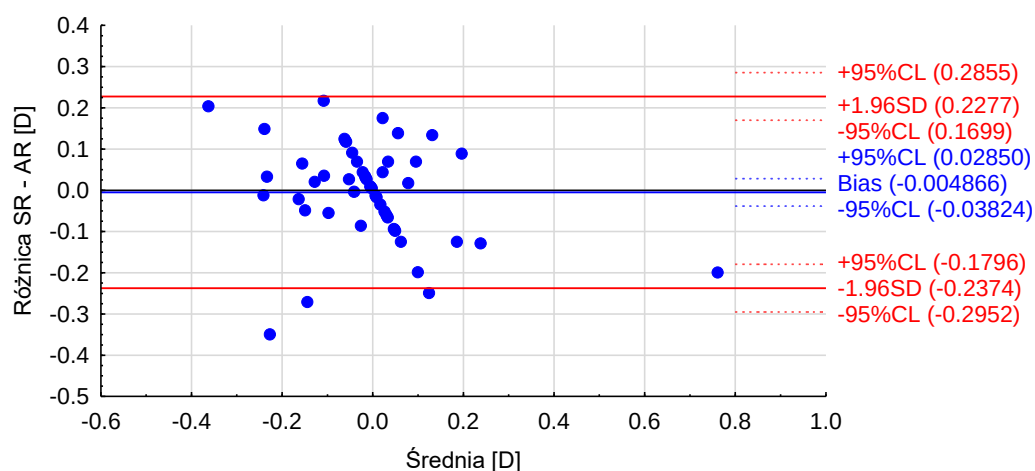


NVision-K 5001

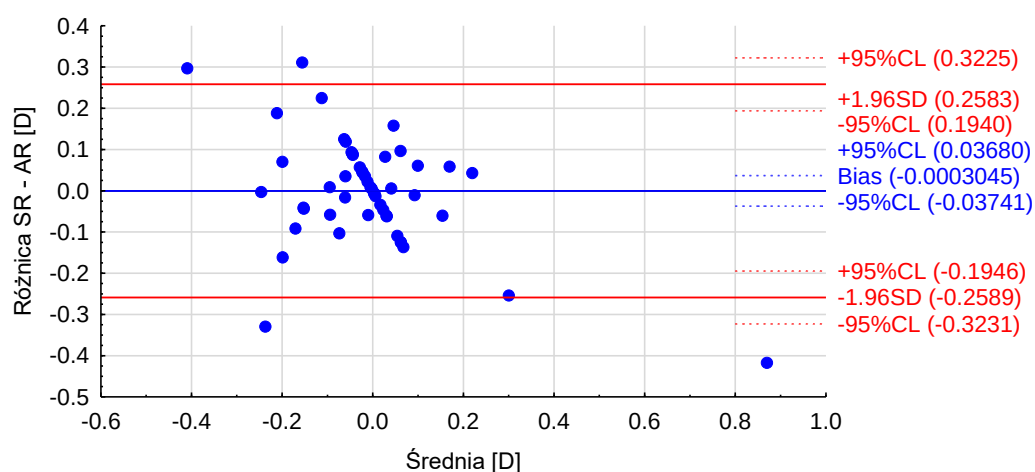


Rysunek 45. Wykres różnic komponentu cylindra skrzyżowanego J_0 z SR i AR w stosunku do ich średniej dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ oraz autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001. Wykresy przedstawiają tylko wyniki dla prawego oka.

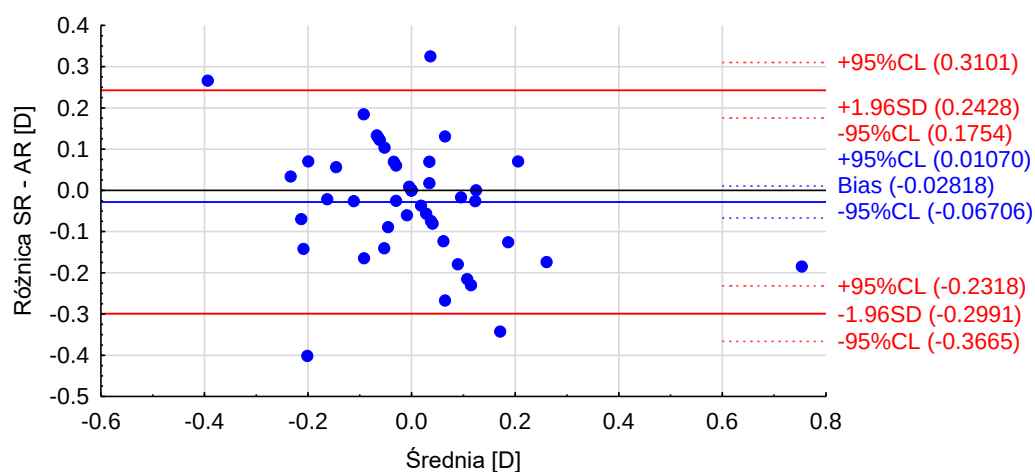
ARK 510A



L80 Wave+



NVision-K 5001



Rysunek 46. Wykres różnic komponentu cylindra skrzyżowanego J_{45} z SR i AR w stosunku do ich średniej dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ oraz autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001. Wykresy przedstawiają tylko wyniki dla prawego oka.

Tabela 19. Wyniki AR z 3 urządzeń i 3 sesji pomiarowych w zapisie wektorowym za pomocą parametrów SE, J_0 i J_{45} dla 6 uczestników badania.

SE [D]			J_0 [D]			J_{45} [D]			
1	2	3	1	2	3	1	2	3	
ARK 510A									
1	-2,250	-2,250	-2,250	0,5000	0,4951	0,4951	0,0000	0,0696	0,0696
2	-3,125	-3,125	-3,125	0,3714	0,3668	0,3729	0,0522	0,0780	0,0392
3	-0,750	-0,25	-1,125	0,2445	0,2445	0,3741	0,0520	0,0520	0,0262
4	-4,500	-4,625	-4,625	-0,0261	0,6216	0,1875	-0,2486	-0,0653	-0,3248
5	-5,375	-5,375	-5,125	0,6246	0,3750	0,6250	-0,0218	0,0000	0,0000
6	-1,250	-1,125	-1,375	0,4973	0,0000	0,3693	-0,0523	0,0000	-0,0651
L80 Wave+									
1	-2,500	-2,500	-2,380	0,4851	0,4973	0,4951	0,1210	0,0523	0,0696
2	-3,375	-3,195	-3,195	0,3370	0,2728	0,2921	0,1644	0,1575	0,1180
3	-0,445	-0,565	-0,380	0,3119	0,3150	0,2462	0,0438	0,0000	0,0434
4	-4,880	-4,880	-4,940	-0,0689	0,0434	0,0712	-0,2403	-0,2462	-0,1762
5	-5,505	-5,315	-5,315	0,6246	0,5647	0,5647	0,0218	0,0197	0,0197
6	-1,505	-1,505	-1,440	0,3748	0,3693	0,4269	-0,0131	-0,0651	-0,1064
NVision-K 5001									
1	-1,930	-2,180	-2,180	0,2913	0,3098	0,3053	0,1060	0,0108	-0,0538
2	-3,125	-2,875	-2,745	0,3109	0,2955	0,3180	0,2097	0,2309	0,1987
3	0,1250	0,190	0,190	0,1159	0,2230	0,2443	0,0468	0,2153	0,1909
4	-4,245	-4,500	-4,500	0,1142	0,1469	0,1673	-0,0508	-0,2023	-0,1858
5	-5,125	-5,060	-4,875	0,6246	0,5478	0,6155	-0,0218	0,1164	-0,1085
6	-0,805	-1,000	-0,870	0,1778	0,2284	0,0000	-0,0510	-0,1017	0,0000

6.3. Dyskusja wyników

Różnice między refrakcją przedmiotową uzyskaną przez 3 analizowane urządzenia nie są istotne statycznie ani w ekwiwalencie sferycznym ani w komponentach cylindra skrzyżowanego Jacksona. W związku z tym można by założyć, że autorefraktometry są jednakowo dokładne i można stosować je zamiennie. Porównanie wyników AR z SR pokazało jednak różnice między urządzeniami. SE najdokładniej zmierzył autorefraktometr otwartego pola NVision-K 5001, ponieważ różnica między SR i AR była najmniejsza ($-0,18 \pm 0,42$ D) a zakresy zgodności najwęższe. Podobne różnice uzyskali Davies *i in.* ($0,14 \pm 0,35$ D) [88] oraz Mallen *i in.* ($0,16 \pm 0,44$ D) dla autorefraktometrów otwartego pola [11]. Różnica w znaku wynika z odwrotnego odejmowania. Podobnie jak w niniejszym badaniu wspomniani badacze uzyskali wynik AR bardziej nadwzroczny niż SR. Wspomniane badania oraz niniejsze badanie były przeprowadzone na

grupie badawczej składającej się w większości ze studentów. Przyczyna, że AR było bardziej nadwzroczne niż SR może leżeć w specyfice tej grupy badawczej. Studenci spędzają dużo czasu w blizy wzrokowej, co może prowadzić do nieprawidłowego funkcjonowania akomodacji. Możliwe, że w tej sytuacji badanie podmiotowe bez cykloplegii nie rozluźnia w pełni akomodacji oka.

Tak jak to zostało przedstawione w rozdziale 5.1. autorefraktometr otwartego pola zazwyczaj daje wyniki bardziej nadwzroczne niż inne konstrukcje autorefraktometrów [118,119]. Wynika to z akomodacji psychologicznej indukowanej bliskością przedmiotu, w tym wypadku autorefraktometru ze sztucznym obiektem obserwacji. Zjawisko zawyżania krótkowzroczności przez autorefraktometry określa się mianem miopii instrumentalnej (ang. *instrument myopia*). Autorefraktometr ARK 510A dał mniej krótkowzroczne wyniki niż aberrometr L80 Wave+. ARK 510A stosuje zamglenie podczas pomiaru, co lepiej rozluźnia akomodację niż sam obiekt obserwacji imitujący dal wzrokową, który jest w aberrometrze [9]. Bennet *i in.* uzyskali podobne wyniki w porównaniu konwencjonalnego autorefraktometru Nidek 530-A i aberrometru Nidek OPD-II z refrakcją podmiotową. Różnice między SR i AR wyniosły 0,262 D dla 530-A i 0,310 D dla OPD-II [120]. Dużo mniejsze różnice w pomiarze SE między autorefraktometrem konwencjonalnym a SR uzyskali Pesudovs i Weisinger dla Nidek ARK-700A ($-0,03 \pm 0,36$ D, działanie SR-AR) [14] oraz Paudel *i in.* dla ARK-1 ($0,14 \pm 0,38$ D, działanie AR-SR) [87]. Różnice mogą wynikać ze innego wieku grupy badawczej – u Pesudovsa i Weisingera średni wiek uczestników badania wyniósł $38,9 \pm 14,3$ lata, a u Paudela *i in.* 32 ± 13 lat. W ich badaniach brały udział osoby z prezbiopią, u których nadmierna akomodacja w wyniku bliskości przedmiotu nie występuje.

Większość punktów w rysunkach Blanda-Altmana dla SE (rys. 44) znajduje się blisko zera osi Y. W każdym wykresie można jednak zauważyć 1 odstający punkt, dla którego różnica między SR i AR osiąga prawie $-2,00$ D. Na każdym wykresie jest to ten sam uczestnik badania. Wyniki AR tej osoby były podobne i wyniosły około $-0,75$ D, podczas gdy wynik SR wyniósł około $-2,00$ D. Navarro

i in. wykazali w swoim badaniu, że przyczyną podobnej różnicy może być wieloogniskowy front falowy oka, zwykle spowodowany aberracjami wyższych rzędów [121]. Jednakże oni zaobserwowali nadwzroczne przesunięcie refrakcji, czyli przeciwnie do naszego badania. Możliwe, że ten przypadek dotyczy inna sytuacja opisana przez autorów – dwuogniskowy rozkład refrakcji w źrenicy, na który wpływa położenie górnej powieki. Uczestnik badania mógł podczas pomiarów autorefraktometrami unieść powiekę górną, a podczas pomiaru refrakcji subiektywnie zachować naturalne, obniżone położenie powieki. Na rys. 44 dotyczącym NVision-K 5001 jest jeden punkt, dla którego SE wyznaczone obiektywnie było 1 D mniejsze niż subiektywnie. Jest to przypadek osoby w wysoką nadwzrocznością. Podczas obserwacji obiektu w dali wzrokowej w naturalnych warunkach osoba ta musiała akomodować, by widzieć ostro. Refrakcja podmiotowa rozluźniła to napięcie akomodacyjne. Zatem w przypadku osób z wysoką nadwzrocznością autorefraktometry ze sztucznym obiektem obserwacji mogą być bardziej rzetelne, ponieważ wyostrajają obraz zgodnie z refrakcją pacjenta, co ułatwia rozluźnienie akomodacji.

Wykazaliśmy, że wszystkie urządzenia mierzą astygmatyzm bardziej precyzyjnie niż SR. Aberrometr L80 Wave+ mierzył astygmatyzm najdokładniej. Różnice w wartościach komponentów cylindra skrzyżowanego J_0 i J_{45} między L80 Wave+ a SR nie były istotne statystycznie. Urządzenie wykazało również bardzo dobrą zdolność do wyznaczania osi cylindra, ponieważ 90% wyników mieściło się w zakresie $\pm 20^\circ$ w porównaniu do osi wyznaczonej podmiotowo dla cylindrów większych lub równych 0,75 D. 76% wyznaczonych osi nie różniło się o więcej niż $\pm 5^\circ$ od osi z SR. Nasze badanie wykazało większą dokładność pomiaru astygmatyzmu przez L80 Wave+ niż badanie Shneora *i in.* [90]. Pozostałe urządzenia wykazały gorszą zdolność do oszacowania astygmatyzmu. Różnica w J_0 między SR i AR była mniejsza dla NVision-K 5001 niż ARK 510A, jednakże przedziały zgodności były mniejsze dla konwencjonalnego autorefraktometru. W dodatku ARK 510A wykazał lepszą zgodność w pomiarze J_{45} niż NVision-K 5001. Paudel *i in.* uzyskali mniejsze różnice między ARK-1 i SR w komponentach cylindra skrzyżowanego od ARK-510A, ale większe odchylenia standardowe różnic [87]. Różnice w komponentach J_0 i J_{45} między Shin-

Nippon SRW-5000 a SR z badania Mallena *i in.* były większe w porównaniu do naszych wyników, ale odchylenia standardowe tych różnic były bardzo zbliżone ($-0,10 \pm 0,19$ D dla J_0 i $-0,10 \pm 0,15$ D dla J_{45}). W dokładności pomiaru osi cylindra dla astygmatyzmu większego lub równego 0,75 D konwencjonalny autorefraktometr okazał się bardziej rzetelny niż autorefraktometr otwartego pola. Wyniki dokładności pomiaru osi cylindra przez ARK 510A są zbliżone wyników uzyskanych przez McCaghrey i Matthews, które są przedstawione w tabeli 1 [85].

Nasze wyniki pokazują, że wszystkie trzy analizowane urządzenia są wystarczająco dokładne do zastosowania klinicznego. Autorefraktometr otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001 najlepiej kontrolował akomodację u uczestników badania. W związku z tym jest rekomendowany do stosowania szczególnie u młodych dorosłych, nastolatków i dzieci. Aberrometr L80 Wave+ dał najbardziej rzetelne pomiary astygmatyzmu. Urządzenie to może być przydatne, by dać punkt startowy do refrakcji podmiotowej. Jednak specjaliści muszą być świadomi, że może zawyżać krótkowzroczność. Konwencjonalny autorefraktometr ARK 510A dał w miarę rzetelne wyniki ekwiwalentu sferycznego jak i astygmatyzmu. Może być więc stosowany zarówno w badaniach przesiewowych jak i w refrakcji przedmiotowej podczas badania wzroku.

7. Badanie wpływu zaburzeń widzenia, powierzchni oka oraz warunków obserwacji na dokładność pomiarów autorefraktometrycznych i krótkoczasową zmienność stanu refrakcji oka.

Zaprezentowane badania w przeglądzie literatury w rozdziale piątym jak również własna analiza dokładności autorefraktometrii przedstawiona w rozdziale szóstym wskazują, że różne urządzenia różnią się od siebie dokładnością pomiarową. Wykazano również, że autorefraktometry w niektórych przypadkach dają błędne wyniki. Rubin i Harris zbadali dokładność autorefraktometrii na sztucznym oku i wskazali, że pomiary są bardzo stabilne i dokładne [18]. Rzeczelność tych urządzeń poprawia zastosowanie cykloplegii, szczególnie u dzieci [13,96,107,116]. Można zatem podejrzewać, że same urządzenia są bardzo dokładne, a przyczyny klinicznie istotnych różnic między autorefrakcją a refrakcją podmiotową należy szukać w żywych, dynamicznie zmieniających się oczach. Wykazano, że parametry biometryczne gałki ocznej mogą zmieniać się w ciągu dnia [122–124], ale jakość optyczna obrazu subiektywnie pozostaje stała dzięki zdolności oka do samonastawności [125,126].

Zagadnienie dużych różnic między wynikiem autorefrakcji i refrakcji subiektywnej analizowali Navarro *i in.* z wykorzystaniem aberrometrii. Wykazali, że różnice między AR i SR większe niż 1 dioptria są spowodowane naturalnym dwu- lub wieloogniskowym rozkładem wady refrakcji w całej źrenicy [121]. Celem tego badania jest zbadanie wpływu zaburzeń widzenia obuocznego i akomodacji na dokładność autorefraktometrii bez cykloplegii. Wykazano, że zespół suchego oka może obniżać dokładność pomiarów biometrycznych oka [127] oraz prowadzić do aberracji wyższych rzędów [128], więc wpływ zaburzeń powierzchni oka również uwzględniono w analizie. Skupiono się również na przypadkach, dla których różnica między SR i AR jest większa niż $|1\text{ D}|$.

Drugim celem tego badania jest ocena dynamiki refrakcji za pomocą krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji oka, a inaczej mówiąc powtarzalności autore-

fraktometrii w jednej sesji pomiarowej (ang. *intrasession variability*). Zanalizowano również wpływ zaburzeń widzenia obuocznego, akomodacji i powierzchni oka na typ i wielkość zmienności refrakcji w krótkim czasie. Badacze zwykle stosowali odchylenie standardowe ze wszystkich wykonanych odczytów dla jednej osoby jako miarę tej powtarzalności. W swoich artykułach podawali średnią tych odchyleń dla wszystkich uczestników badania bez podania odchylenia standardowego tej średniej. Dla ekwiwalentu sferycznego powtarzalność w jednej sesji wyniosła 0,09 D według Shepparda i Daviesa [12] oraz 0,13 D według Paudela *i in.* [87] i Mallena *i in.* [11]. Rubin i Harris w 1995 roku wykazali jednak, że w niektórych przypadkach zmienność refrakcji w jednej sesji pomiarowej może osiągnąć nawet 2 dioptrie [18]. Pokazali różnorodne rozkłady krótkoczasowej zmienności refrakcji oka, które opisano w rozdziale 5.1. Zastosowali w tym celu formalizm matematyczny oparty na wektorach h , który pozwala na analizę krótkoczasowej zmienności refrakcji w czasie w trójwymiarowym, ortogonalnym układzie współrzędnych [19,75,129,130]. W tym badaniu również zastosowano tę metodę analizy danych.

Wyniki tego badania zostały opublikowane w artykule pt. **J. Kiermasz**, M. Sobol, J. Pniewski, “*Impact of viewing conditions and vision anomalies on accuracy and dynamic of noncycloplegic autorefraction*” [131].

7.1. Metody badawcze

7.1.1. Uczestnicy badania

W badaniu wzięły udział 64 osoby (38 kobiet) w wieku od 23 do 60 lat (średnia $37,5 \pm 10,8$ lat). Ogłoszenie o badaniu zostało rozesłane do społeczności Wydziału Fizyki Uniwersytetu Warszawskiego. Kryteria włączenia do badania to wiek w zakresie 18–60 lat i bardzo dobry ogólny stan zdrowia. Kryteria wyłączenia z badania to historia urazu lub operacji oka, choroba rogówki, zaćma, jaskra, choroby plamki, zez do dali, brak widzenia stereoskopowego. Użytkownicy miękkich soczewek kontaktowych (2 osoby) byli poproszeni o zdjęcie socze-

wek kontaktowych minimum 30 min przed badaniem. Uczestnicy badania podpisali zgodę na udział w badaniu po pisemnym i ustnym wyjaśnieniu procedur badawczych.

7.1.2. Urządzenia

Refrakcję przedmiotową zmierzono za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001. Oba urządzenia zostały szczegółowo opisane w rozdziale 6.1.2. Obiektem obserwacji podczas pomiaru za pomocą NVision-K 5001 był najmniejszy czytelny optotyp lub punkt świetlny, jeśli ostrość wzroku bez korekcji była mniejsza niż 0,2. Obiekt obserwacji wyświetlony był na ekranie optotypów Frey CP-600, który znajdował się w odległości 4,5 m od osoby badanej. Prezentacja odbywała się w warunkach obserwacji obuocznej. Oba urządzenia użyte były w trybie manualnym. Odległość wierzchołkowa ustawiona w obu urządzeniach była taka sama i wynosiła 12 mm. Krok pomiarowy w obu autorefraktometrach ustawiono na 0,12 D.

7.1.3. Procedura badacza

Każdemu uczestnikowi badania wykonano pomiary autorefraktometryczne za pomocą obu urządzeń użytych w losowej kolejności. W każdym pomiarze zebrano 20 odczytów refrakcji każdego oka w celu analizy krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji oka. Podczas wykonywania pomiarów uczestnicy badania byli instruowani by mrugać między odczytami. Po 10 odczycie uczestnicy badania mogli zrobić krótką przerwę przed następnymi pomiarami, by wyprostować się. Podczas tej przerwy nie wolno im było dotykać oczu albo mieć oczy zamknięte. Wszystkie pomiary zostały wykonane w równomiernie i umiarkowanie oświetlonym pomieszczeniu.

Następnie przeprowadzono kwestionariusz diagnostyczny zaburzeń powierzchni oka Ocular Surface Disease Index (OSDI) oraz pełne badanie optometryczne zgodne ze standardem badania European Council of Optometry and

Optics. Badanie składało się z wywiadu, badania ostrości wzroku w korekcji pacjenta i/lub bez, badań wstępnych, refrakcji, oceny akomodacji i widzenia obuocznego oraz oceny stanu zdrowia oczu. Badanie wstępne składało się z Cover Testu do dali i bliży, oceny motoryki oczu oraz badania punktu bliskiego konwergencji (PBK). Punktem startowym refrakcji była moc z obecnej korekcji pacjenta lub zero, jeśli nie stosował obecnie żadnej korekcji. Punktem końcowym refrakcji był maksymalny plus (lub minimalny minus) dla najlepszej ostrości wzroku. Po skorygowaniu każdego oka wykonano równoważenie bodźca do akomodacji za pomocą testów wektograficznych. Następnie przeprowadzono ocenę widzenia bliskiego. Osoby w wieku powyżej 40 lat z obniżoną ostrością wzroku byli sklasyfikowani jako posiadający prezbiopię i dobrano im addycję do bliży. Pozostałym osobom zbadano parametry akomodacji: amplitudę, sprawność i odpowiedź. Amplitudę akomodacji zmierzono za pomocą testu Push-up. Sprawność akomodacji oceniono jedno- i obuocznie za pomocą flippera akomodacyjnego $\pm 2,00$. Do oceny odpowiedzi akomodacji wykorzystano skiaskopię dynamiczną MEM (ang. *Monocular Estimation Method*). Badanie widzenia obuocznego składało się z pomiaru heteroforii do dali i bliży, stereopsji i ujemnej oraz dodatniej względnej akomodacji u osób, które nie miały prezbiopii. Pomiar heteroforii przeprowadzono metodą Von Greafe lub krzyżem Maddoxa. Stereopsję badano testem Muchy. Gdy wykryto nieprawidłowości wykonano bardziej zaawansowane badania widzenia obuocznego, na które składały się pomiary zakresów wergencji fuzyjnych, różnicy fiksacji czy oceny współczynnika akomodacji konwergencyjnej do akomodacji (AC/A). Diagnozę zaburzeń widzenia obuocznego i akomodacji wykonano na podstawie analizy integracyjnej (ang. *Integrative Analysis Approach*), która łączy w sobie analizę opartą na Optometric Extention Program, normach Morgana oraz różnicy fiksacji. Postępowanie takie opiera się na grupowaniu wyników i analizie relacji między nimi, a nie na ocenie pojedynczych parametrów [132].

7.1.4. Analiza statystyczna

Wyniki refrakcji przedmiotowej i podmiotowej zapisywano z cylindrem ujemnym. Konwencjonalny zapis sferocylindryczny przekształcono na wektor h wprowadzony przez Harrisa [19] i opisany szczegółowo w rozdziale 4.2:

$$h = (h_1 \ h_2 \ h_3)', \quad (32)$$

$$h_1 = F_S + F_C \sin^2 \alpha, \quad (33)$$

$$h_2 = -\sqrt{2} F_C \sin \alpha \cos \alpha, \quad (34)$$

$$h_3 = F_S + F_C \cos^2 \alpha, \quad (35)$$

gdzie

F_S – moc sfery,

F_C – moc cylindra,

α – oś cylindra.

Trójwymiarowe wykresy punktowe wektorów h wykonano w programie Mathworks Matlab (wersja R2019b). W wykresach przedstawiających zamiany stanu refrakcji w krótkim czasie wprowadzono elipsoidy, których środek znajdował się w środku masy danych punktów, a kierunki głównych osi zostały wyznaczone za pomocą analizy składowych głównych (ang. *principal component analysis*, PCA). Długość półosi to odchylenie standardowe w danym kierunku. Elipsoidy mają za zadanie ułatwić analizę graficzną dynamiki refrakcji podczas autorefraktometrii. W wykresach przedstawiających powtarzalność refrakcji umieszczono wyniki obu oczu w celu porównania ich między sobą. Jako miarę krótkoczasowej zmienności refrakcji wykorzystano wariancję z 20 odczytów (ang. *readings*). Zapis wektorowy wprowadzony przez Harrisa [19,129] zapewnia ortogonalność wymiarów, co stanowi przewagę tej metody nad formalizmem zaproponowanym przez Thibosa [74]. W ten sposób wszystkie zmienne mogą być umieszczone w trójwymiarowej przestrzeni, w której każdy wymiar jest mierzony w dioptriach.

Analizę statystyczną przeprowadzono w programie Statsoft Statistica (wersja 13, 2017) Założony poziom istotności w analizie to $p = 0,05$. Badanie normalności rozkładu analizowanych zmiennych przeprowadzono za pomocą testu Shapiro-Wilka. Badanie korelacji refrakcji prawego i lewego oka w zapisie wektorowym $(h_1 \ h_2 \ h_3)'$ przeprowadzono za pomocą testu korelacji rang Spearmana. Wpływ zaburzeń widzenia obuocznego (zmienna 0 – brak zaburzeń, 1 – występują zaburzenia), akomodacji (zmienna 0 – brak zaburzeń, 1 – występują zaburzenia), powierzchni oka (zmienna 0 – brak zaburzeń, 1 – występują zaburzenia) i interakcji tych czynników na różnicę między SR i AR przeprowadzono za pomocą analizy wariancji dla układów czynnikowych. Taki sam test przeprowadzono na grupie prezbipów, w którym nie był analizowany wpływ akomodacji. Analizowanym parametrem w teście ANOVA była odległość euklidesowa między średnim wynikiem AR i SR w przestrzeni h lub każdy wektor składowy. Jeśli zmienne nie miały rozkładu normalnego, w analizie statystycznej wykorzystano ich logarytm dziesiętny lub transformację Box-Cox. Wymóg jednorodności wariancji zbadano testem Levene'a. Gdy ANOVA wykazała zależności przeprowadzono test *post hoc* Tukey'a.

Różnice między AR i SR były ponownie przeliczone na konwencjonalny zapis sferocylindryczny za pomocą poniższych wzorów:

$$t = h_1 + h_3, \quad (36)$$

$$d = h_1 h_3 - \frac{h_2^2}{2}, \quad (37)$$

$$F_C = -\sqrt{t^2 - 4d}, \quad (38)$$

$$F_S = \frac{t - F_C}{2}, \quad (39)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{\sqrt{2}(F_S - h_1)}{h_2}. \quad (40)$$

7.2. Wyniki

7.2.1. Analiza statystyczna

Tabela 20 przedstawia występowanie wad wzroku u uczestników badania na podstawie wyników refrakcji podmiotowej i założonych w tabeli kryteriów. Średni wynik SE z refrakcji podmiotowej OP wyniósł $-0,46 \pm 2,46$ D (zakres od $-10,00$ do $+4,00$). Astygmatyzm mieścił się w zakresie od $-1,75$ do $0,00$ D (średnia $-0,50$). Wynik kwestionariusza OSDI wykazał, że 29 osób nie miało zaburzeń powierzchni oka, 12 miało łagodne stadium, 13 umiarkowane i 10 zaawansowane stadium zaburzeń powierzchni oka. 21 uczestników badania miało przeziopię. 17 osób miało zaburzenia akomodacji (7 niedostateczną akomodację, 5 niesprawną akomodację, 2 niesprawną i niedostateczną akomodację, 2 spazm). 31 osób wykazało zaburzenia widzenia obuocznego: 13 osób miało niedostateczną konwergencję, 6 ezoforię, 4 niedostateczną dywergencję, 3 forię wertykalną, 2 nadmierną konwergencję, 2 wąskie zakresy wergencji fuzyjnych, 1 egzoforię.

Wyniki refrakcji OP i OL uzyskane przez oba autorefraktometry oraz w refrakcji podmiotowej były skorelowane umiarkowanie lub wysoko. Współczynniki korelacji Spearmana dla SR wyniosły $0,89$ ($p < 0,0001$) dla h_1 , $-0,53$ ($p < 0,0001$) dla h_2 i $0,90$ ($p < 0,0001$) dla h_3 . Zatem analiza statystyczna została przeprowadzona tylko dla OP. Tabela 21 przedstawia różnice między SR i AR oraz między 2 urzadzeniami dla OP. Autorefraktometr konwencjonalny dał wyniki bardziej krótkowzroczne niż SR. Wszystkie różnice były istotne statystycznie.

Tabela 20. Występowanie wad wzroku w grupie badawczej oraz kryteria klasyfikacji. Klasyfikacja została przeprowadzona na podstawie wyników refrakcji podmiotowej.

	N = 64	Kryterium [D]
Emmetropia	16	SE $< -0,25$; $+0,50$; C $\leq 0,50$ w obu oczach
Nadwzroczność	3	SE $> +0,50$; C = 0 w co najmniej jednym oku
Astygmatyzm nadwzroczny	12	SE $> +0,50$; C > 0 w co najmniej jednym oku
Krótkowzroczność	3	SE $< -0,25$; C = 0 w co najmniej jednym oku
Astygmatyzm krótkowzroczny	25	SE $< -0,25$; C > 0 w co najmniej jednym oku
Astygmatyzm mieszany	4	SE $< -0,25$; $+0,50$; C $\geq 0,50$ w obu oczach
Anizometropia	1	Jedno oko krótkowzroczne, drugie nadwzroczne z różnicą większą niż $1,00$ D

W celu zanalizowania wpływu zaburzeń akomodacji, widzenia obuocznego i powierzchni oka na różnicę między SR i AR obliczono odległość euklidesową między SR i średnim wynikiem AR w przestrzeni h . W analizie wariancji wykorzystano logarytm dziesiętny z tych wartości, by spełnić założenie normalności rozkładu ($p = 0,73$ dla różnicy między SR i ARK 510A, $p = 0,48$ dla różnicy między SR i NVision-K 5001). Dla ARK 510A test ANOVA nie wykazał zależności różnicy od żadnego czynnika. Parametr F wyniósł 0,001 ($p = 0,97$) dla dysfunkcji akomodacji, 1,71 ($p = 0,20$) dla zaburzeń widzenia obuocznego oraz 1,51 ($p = 0,22$) dla zaburzeń powierzchni oka. Dla NVision-K 5001 zaburzenia akomodacji ($F = 7,35$, $p = 0,01$), zaburzenia powierzchni oka ($F = 4,25$, $p = 0,046$), ich interakcje miały wpływ na różnice między AR i SR. Jednakże test *post hoc* Tukeya wykazał istotność statystyczną tylko między 2 podgrupami. W zawiązku z tym wyniki tego testu nie mogą być interpretowane jako statystyczny dowód na wpływ tych czynników na dokładność pomiaru autorefraktometru otwartego pola.

Tabela 21. Średnia różnica między SR i AR prawego oka (działanie SR – AR) oraz między wynikami z dwóch autorefraktometrów – konwencjonalnego ARK 510A i otwartego pola NVision-K 5001 w zapisie wektorowym oraz konwencjonalnym oraz statystyką w . Gwiazdką zaznaczono różnice istotne statystycznie.

	wektory h			Zapis konwencjonalny			
	h_1	h_2	h_3	F_S	F_C	α [°]	w
SR – ARK510A	0,26	–0,01	0,38	0,38	–0,12	91,8	0,5944*
SR – NVision-K 5001	–0,06	0,00	0,06	0,06	–0,12	91,6	0,4822*
NVision-K 5001 – ARK510A	0,31	0,00	0,31	0,31	0,00	98,3	0,1688*

*Odrzucenie hipotezy zerowej (równość dwóch średnich) gdy statystyka w jest większa niż $F_{0,05,3,124} = 0,1170$. $F_{\alpha,p,2N-p-1}$ można uzyskać z tablic rozkładu F Snedecora o stopniach swobody p i $2N-p-1$.

Jako że osoby z prezbiopią nie mogą być klasyfikowane jako posiadające lub nieposiadające zaburzeń akomodacji, to zbadano wpływ zaburzeń widzenia obuocznego i powierzchni oka na dokładność refrakcji w tej grupie uczestników badania. Dla obu urządzeń dwuczynnikowa ANOVA nie wykazała istotnego wpływu tych czynników na różnicę między SR i AR. Wartości F dla obu urządzeń są podane w tabeli 22. Rysunek 47 przedstawia wykres ramka-wąsy ilustrujący rozkład różnic między SR i AR z autorefraktometru otwartego pola u prezbiopów z i bez zaburzeń widzenia obuocznego. Zarówno średnia (0,64) jak

i mediana (0,72) są większe dla osób z zaburzeniami widzenia obuocznego niż bez takich zaburzeń (średnia 0,59, mediana 0,50).

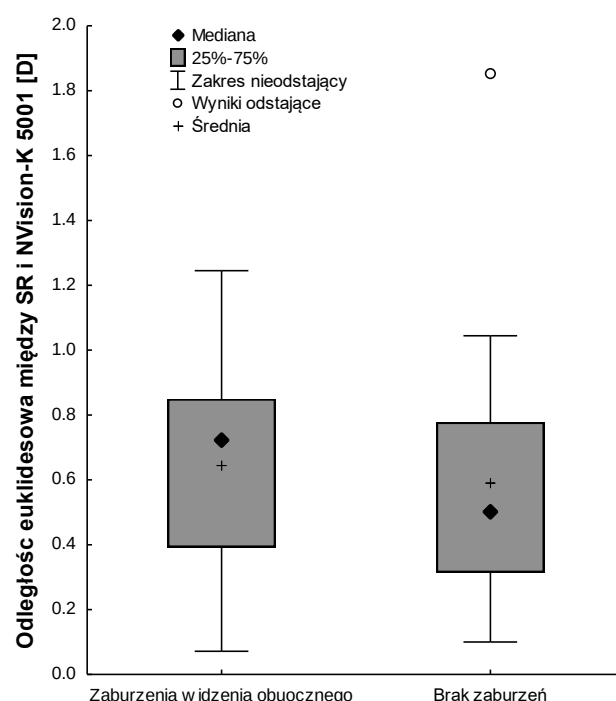
Tabela 22. Wyniki testów dwuczynnikowej analizy wariancji (parametr F i p opisujący istotność statystyczną) badającej wpływ zaburzeń widzenia obuocznego i powierzchni oka na różnicę między SR i AR dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 w grupie przebiopów.

Czynnik:	ARK 510A	NVision-K 5001
Zaburzenia widzenia obuocznego	2,42 ($p = 0,13$)	0,09 ($p = 0,77$)
Zaburzenia powierzchni oka	0,13 ($p = 0,72$)	0,78 ($p = 0,39$)
Interakcja 2 czynników	0,03 ($p = 0,85$)	0,14 ($p = 0,70$)

Za pomocą wieloczynnikowej ANOVA zbadano również wpływ zaburzeń akomodacji, widzenia obuocznego i powierzchni oka na zmienność autorefrakcji w krótkim czasie (powtarzalność AR w jednej sesji pomiarowej), którą opisywała wariancja h -wektora. W tym badaniu jednak analizowano każdy komponent wektora h osobno. Dla ARK 510A testy nie wykazały żadnej istotnej statystycznie zależności. Dla NVision-K 5001, test ANOVA wykazał wpływ interakcji między zaburzeniami widzenia obuocznego i powierzchni oka na parametr h_1 ($F = 6,09$, $p = 0,02$) jednakże test *post hoc* nie potwierdził tego z powodu zbyt małej liczebności podgrup. Statystycznie istotny wpływ na wariancję h_3 miała interakcja zaburzeń akomodacji i widzenia obuocznego, jednak test Levene'a wykazał, że wariancje nie były jednorodne, więc założenia testu ANOVA nie zostały spełnione.

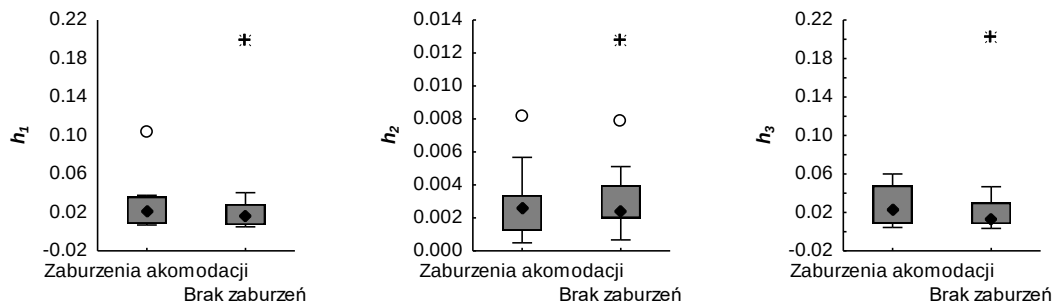
Dwuczynnikową ANOVA badającą wpływ zaburzeń widzenia obuocznego i powierzchni oka na zmienność refrakcji w krótkim czasie (wariancję) przeprowadzono w grupie przebiopów. Dla ARK 510A test pokazał podobną zmienność refrakcji we wszystkich podgrupach. Dla NVision-K 5001 wariancje wektora h_3 były większe dla osób z zaburzeniami widzenia obuocznego. Średnie i odchylenia standardowe wyniosły $0,0645 \pm 0,1145$ D u osób z zaburzeniami widzenia obuocznego i $0,0160 \pm 0,0106$ D u osób z prawidłowym widzeniem obuocznym. Podobne badanie przeprowadzono u osób, które miały wystarczającą amplitudę akomodacji do czytania z bliska, tylko że w tym przypadku analizowanymi czynnikami były zaburzenia akomodacji i widzenia obuocznego. Osoby z ciężkimi zaburzeniami powierzchni oka były wykluczone z tego badania. Wpływ

powyższych czynników nie był istotny statystycznie dla obu urządzeń, jednak analiza graficzna wykresów ramka-wąsy wykazała pewne zależności. Rysunek 48 przedstawia wykresy ramka-wąsy wariancji składowych wektora h OP z obu urządzeń u osób z i bez zaburzeń akomodacji. Zakresy międzykwartylowe wariancji h_1 i h_3 z ARK 510A są większe dla grupy z zaburzeniami akomodacji, natomiast dla NVision-K 5001 zakresy są podobne w obu grupach. Na wykresach ARK 510A można zaobserwować jeden wynik ekstremalny dla grupy z prawidłową akomodacją. Jest to przypadek osoby z wysoką nadwzrocznością. Była to młoda osoba, która była zdolna do kompensacji swojej wady refrakcji akomodacją, więc zmienność stanu refrakcji podczas pomiaru autorefraktometrem była bardzo duża. Rysunek 49 przedstawia te same wykresy z wyłączeniem tego jednego przypadku. Na tych wykresach zarówno zakresy międzykwartylowe jak i zakresy wyników nieodstających z ARK 510A są większe dla grupy osób z zaburzeniami akomodacji. Zmienność refrakcji w krótkim czasie podczas pomiaru autorefraktometrem otwartego pola była podobna w obu grupach.

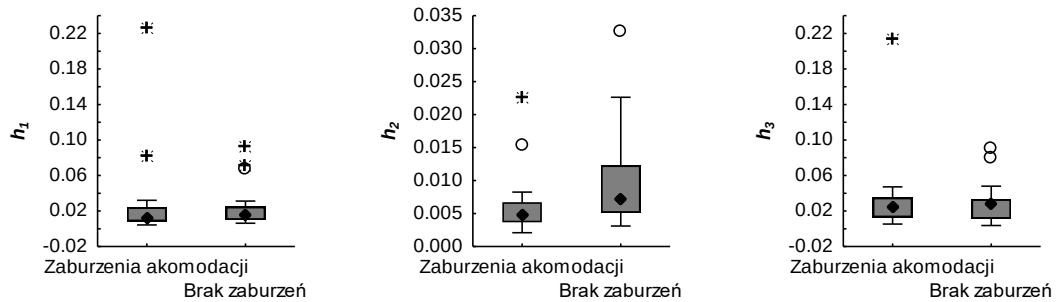


Rysunek 47. Wykresy ramka-wąsy rozkładu różnic między SR i AR (odległość euklidesowa w przestrzeni h) z autorefraktometru otwartego pola u przebiopów z i bez zaburzeń widzenia obuocznego.

ARK 510A

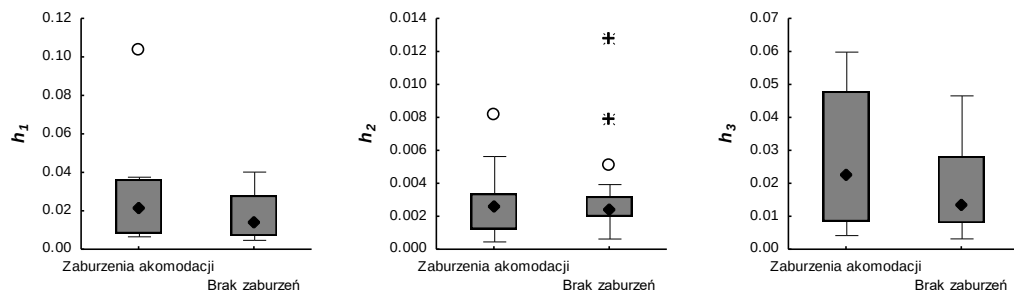


NVision-K 5001

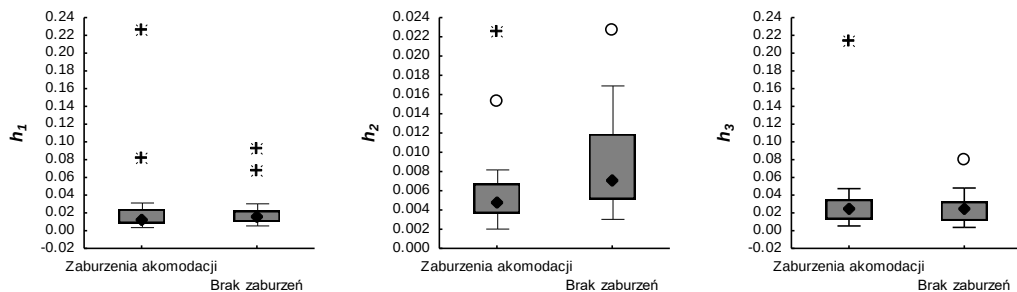


Rysunek 48. Wykresy ramka-wąsy wariancji składowych wektora h oka prawego z autorefraktometrów konwencjonalnego ARK 510A i otwartego pola NVision-K 5001 u osób z ($n = 13$) i bez zaburzeń akomodacji ($n = 18$). Romb oznacza medianę, kółka – wartości odstające, gwiazdka – wartości ekstremalne. Ramka to zakres międzykwartylowy, a wąsy – zakres nieodstający.

ARK 510A



NVision-K 5001



Rysunek 49. Wykresy ramka-wąsy wariancji składowych wektora h oka prawego z autorefraktometrów konwencjonalnego ARK 510A i otwartego pola NVision-K 5001 u osób z ($n = 13$) i bez zaburzeń akomodacji ($n = 17$). Jedna osoba z prawidłową akomodacją i wysoką nadwzrocznością została wykluczona z badania z powodu ekstremalnie dużej wariancji wektora h . Romb oznacza medianę, kółka – wartości odstające, gwiazdka – wartości ekstremalne. Ramka to zakres międzykwartylowy, a wąsy – zakres nieodstający.

7.2.2. Analiza przypadków

Wykresy ilustrujące zmienność refrakcji w krótkim czasie w przestrzeni h dla poszczególnych uczestników badania różniły się między sobą zakresem zmian i typem rozkładów. Najmniejsza zaobserwowana zmienność refrakcji w krótkim czasie była mniejsza niż 0,05 D, a największa wyniosła niemal 4,00 D. Spośród 17 osób z różnicą między SR i AR większą niż $|1,00 \text{ D}|$ tylko jedna nie wykazała żadnych zaburzeń powierzchni oka, akomodacji lub widzenia obuocznego.

W większości przypadków ARK 510A dał bardziej krótkowzroczne wyniki niż NVision-K 5001, a SR była najbardziej nadwzroczna. Elipsoidy były rozciągnięte w kierunku równoległym do linii sfer, co oznacza, że zmienność refrakcji dotyczyła mocy sferycznej, a astygmatyzm pozostał względnie stały. Przykład takiego rozkładu jest przedstawiony na rysunku 50. Moc sferyczna zmieniała się między kolejnymi odczytami z autorefraktometru ze względu na zmienną odpowiedź akomodacji na bodziec u młodej osoby dorosłej. ARK 510A dał krótkowzroczne wyniki, NVision-K 5001 nadwzroczne, a SR była jeszcze bardziej nadwzroczna (tabela 23). Na wykresie można zaobserwować, że rozkłady kolejnych odczytów z autorefraktometru konwencjonalnego są bardziej rozciągnięte wzdłuż linii sfer niż rozkłady z autorefraktometru otwartego pola. Rozkłady z NVision-K 5001 są bardziej złożone i występuje dla nich znacznie większa zmienność wzdłuż osi h_2 (zakresy dla OP $<-0,06 ; +0,18>$ i dla OL $<-0,03 ; 0,70>$) niż dla rozkładów z ARK 510A (zakresy dla OP $<-0,18 ; 0>$ i dla OL $<0,17 ; 0,40>$). Oznacza to, że kolejne odczyty z NVision-K 5001 różnią się od siebie w wartościach mocy i osi cylindra. Na rysunku można również zaobserwować różnice w dynamice zmian refrakcji w krótkim czasie między oczami. Prawe oko wykazało mniejszą zmienność refrakcji w porównaniu z okiem lewym.

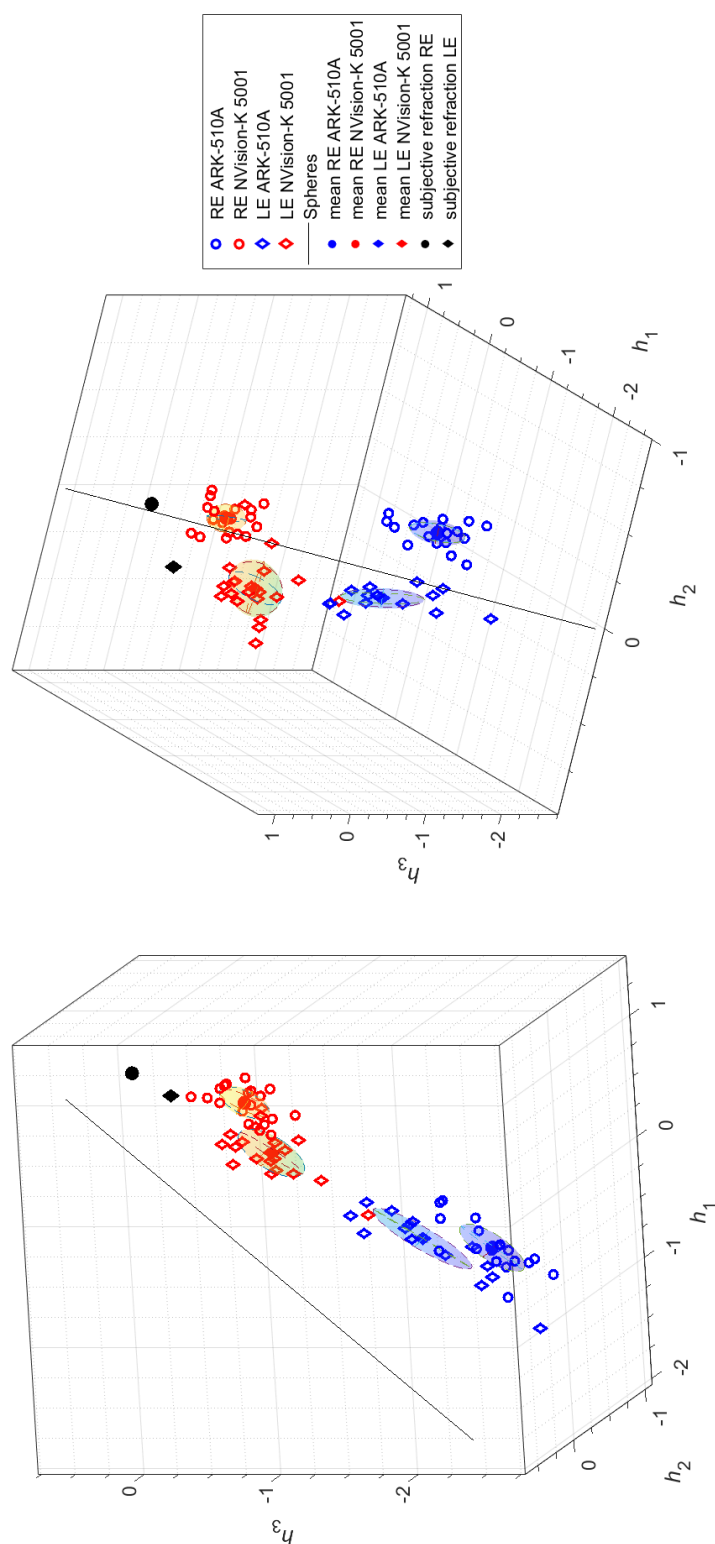
Tabela 23. Wyniki pomiaru refrakcji obu oczu uczestnika badania 01.

	ARK 510A	NVision-K 5001	SR
OP	$-0,50 / -1,72 \times 178^\circ$	$+0,77 / -1,34 \times 2^\circ$	$+1,00 / -0,75 \times 2^\circ$
OL	$-0,23 / -1,72 \times 7^\circ$	$+0,54 / -1,50 \times 11^\circ$	$+1,00 / -1,25 \times 12^\circ$

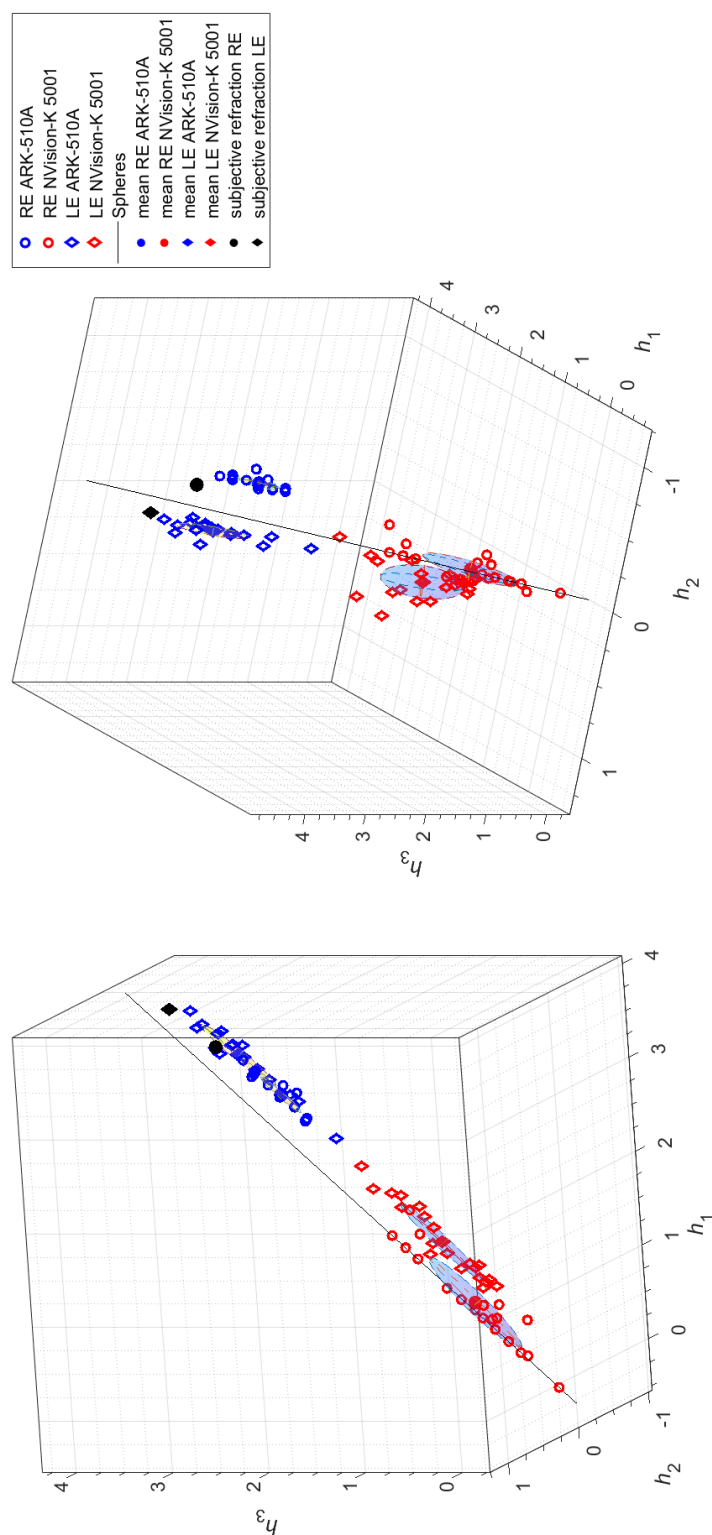
Przypadek, w którym autorefraktometr otwartego pola dał mniej nadwzroczne wyniki niż konwencjonalny, jest przedstawiony na rysunku 51. Wyniki refrakcji tej osoby znajdują się w tabeli 24. Taką sytuację można zaobserwować, gdy osoba badana jest młoda i ma umiarkowaną lub wysoką nadwzroczność. Podczas badania za pomocą NVision-K 5001 osoba ta musiała akomodować, by widzieć wyraźnie obiekt na ekranie. Podczas pomiaru konwencjonalnym autorefraktometrem sztuczny obiekt obserwacji wyostrzył się i pozwolił oczom na rozluźnienie akomodacji. Jest to również przypadek z największą różnicą między refrakcją przedmiotową i podmiotową.

Tabela 24. Wyniki pomiaru refrakcji obu oczu uczestnika badania 22.

	ARK 510A	NVision-K 5001	SR
OP	+3,00 / $-0,38 \times 150^\circ$	+0,78 / $-0,09 \times 177^\circ$	+3,50 / $-0,25 \times 157^\circ$
OL	+3,53 / $-0,75 \times 11^\circ$	+1,54 / $-0,74 \times 12^\circ$	+4,00 / $-0,50 \times 13^\circ$



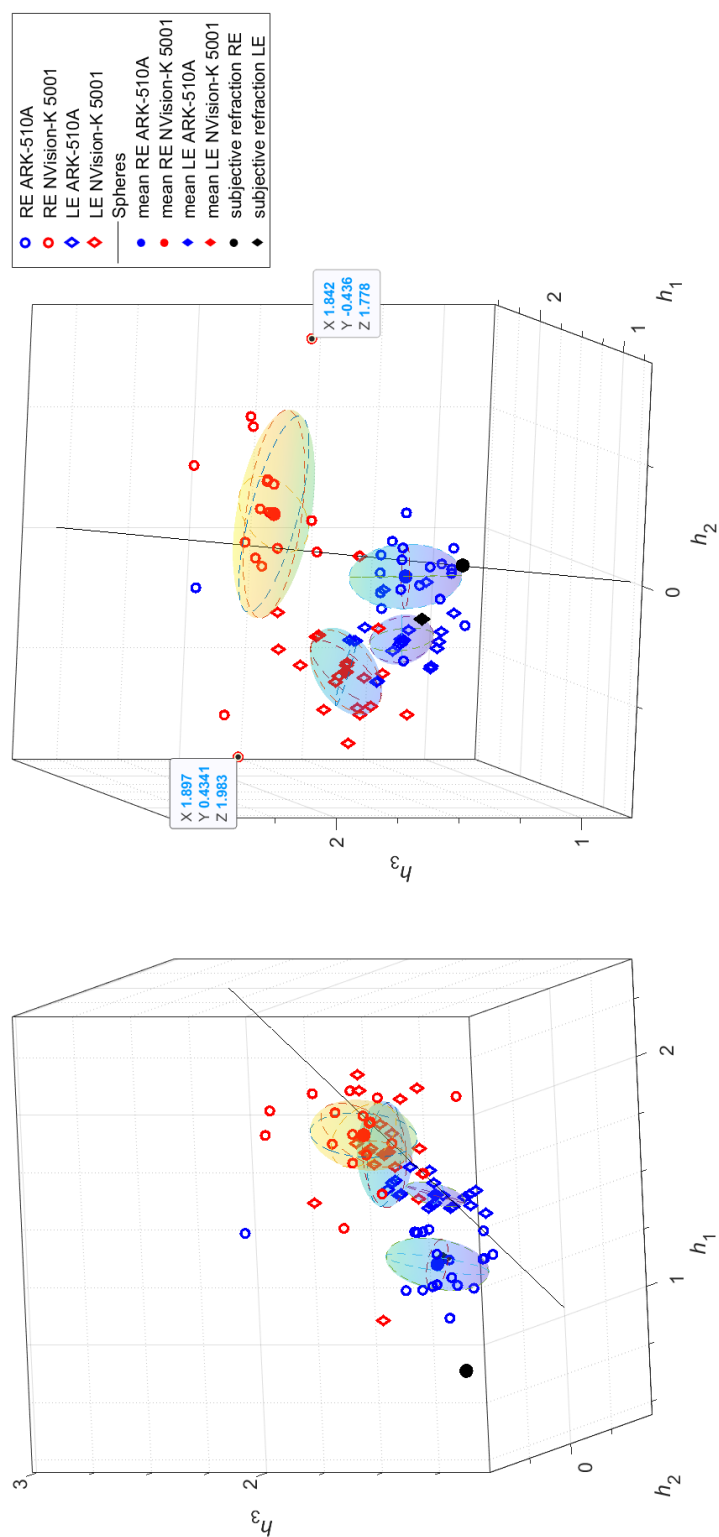
Rysunek 50. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 01 zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Jest to przykład typowego rozkładu krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.



Rysunek 51. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 22, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał nadwzroczność. Jest to przykład największej zaobserwowanej zmienności refrakcji w krótkim czasie. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kołem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.

31 uczestników badania miało rozkłady krótkoczasowej zmiany stanu refrakcji oka cechujące się polimodalnością (pojedyncze punkty zgrupowane w 2 lub więcej podgrup, wskazujące na brak normalności rozkładu) lub wartościami odstającymi. Dla kilku przypadków wyniki odstające leżały na linii równoległej do linii sfer, wskazując na tymczasową anomalię akomodacyjną. W innych przypadkach były odległe od reszty rozkładu wzdłuż osi h_2 , co mogło być spowodowane zerwaniem filmu łzowego lub zmianą kierunku patrzenia.

Przykład rozkładu zmienności refrakcji w krótkim czasie z wynikiem odstającym jest przedstawiony na rysunku 52. Typ rozkładu znacznie różni się między urządzeniami. Rozkłady OP i OL z ARK 510A są podobne, ale dla tego z OP można zaobserwować wynik odstający. Średni wynik OP uzyskany przez ARK 510A to $+1,56 / -0,34 \times 88^\circ$, a wynik odstający to $+2,37 / -1,00 \times 88^\circ$. Był to pierwszy odczyt z urządzenia. Ta anomalia mogłaby być wytłumaczona nietypową zmianą akomodacji oka, jednak ten uczestnik badania był przebiopem i miał 55 lat. Rozkład OL z NVision-K 5001 cechują zmiany mocy sferycznej i astygmatyzmu. OP na ma znacznie większy rozrzut odczytów refrakcji. Wzór zmienności refrakcji OP z NVision-K 5001 jest rozciągnięty wzdłuż osi h_2 , co oznacza zmiany w mocy i osi cylindra w zakresie niemal 90 stopni. Skrajne wartości w rozkładzie to $+2,25 / -0,62 \times 49^\circ$ ($h = (1,8969 \ 0,4341 \ 1,9831)'$) i $+2,00 / -0,75 \times 131^\circ$ ($h = (1,5728 \ -0,5252 \ 1,6772)'$). Te nietypowe rozkłady mogły być spowodowane niedostateczną konwergencją. Jednakże zaburzenie to dotyczy widzenia bliży, więc nie powinno wpływać na zachowanie wzrokowe podczas obserwacji ekranu w dali przy pomiarze autorefraktometrem otwartego pola.



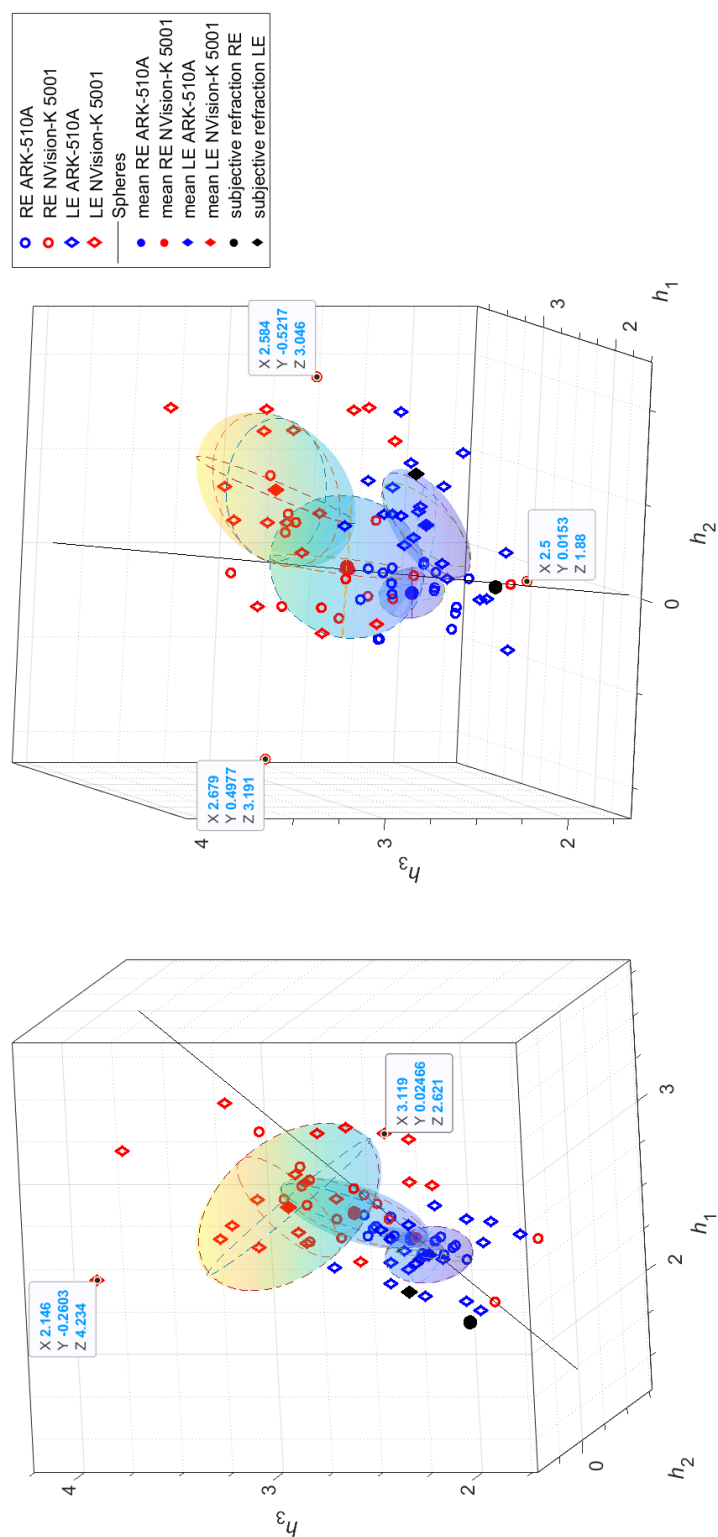
Rysunek 52. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 38, zmierzonych za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania był prezbipem i miał niedostateczną konwergencję. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.

Bardzo nietypowy rozkład krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji oka można zaobserwować u uczestnika badania z heteroforią wertykalną – hiperforią OP, niedostateczną konwergencją i umiarkowanym zaburzeniem powierzchni oka (rysunek 53). Dynamika zmian refrakcji jest podobna w obu urządzeniach, ale ta z NVision-K 5001 jest znacznie większa. Na lewym rysunku 53 zaznaczone są 2 skrajne odczyty refrakcji OL (oka dominującego) o mocach $+4,12 / -3,37 \times 96^\circ$ ($h = (2,146 -0,2603 \ 4,234)'$) i $+3,12 / -0,50 \times 2^\circ$ ($h = (3,119 \ 0,02466 \ 2,621)'$). Linia łącząca te wartości jest prawie prostopadła do linii sfer, co oznacza względnie stały ekwiwalent sferyczny, a różną moc astygmatyzmu. Na prawym rysunku 53 są zaznaczone wyniki odstające z OP o mocach $+3,37 / -0,87 \times 63^\circ$ ($h = (2,679 \ 0,4977 \ 3,191)'$), $+3,25 / -0,87 \times 119^\circ$ ($h = (2,584 -0,5217 \ 3,046)'$) i $+2,50 / -0,62 \times 1^\circ$ ($h = (2,5 \ 0,0153 \ 1,88)'$). Pierwsze dwa punkty różnią się znacząco tylko w wartości h_2 , czyli w „skośności” astygmatyzmu. Sama moc sferyczna i moc cylindra są podobne dla obu punktów. Trzeci wynik odstający ma jeszcze inną oś cylindra, a jego ekwiwalent sferyczny jest mniejszy od dwóch poprzednich. Wyniki refrakcji tego uczestnika badania są przedstawione w tabeli 25. Uśrednione wyniki AR nie odbiegają u tej osoby znacząco od SR, jednak pojedyncze odczyty znacznie się różnią od siebie i wyniku refrakcji podmiotowej. Co ciekawe, NVision-K 5001 dał wyniki bardziej nadwzroczne niż SR. Nie mogło to być spowodowane spazmem akomodacji, ponieważ ten uczestnik badania miał 60 lat i wymagał pełnej addycji do bliży.

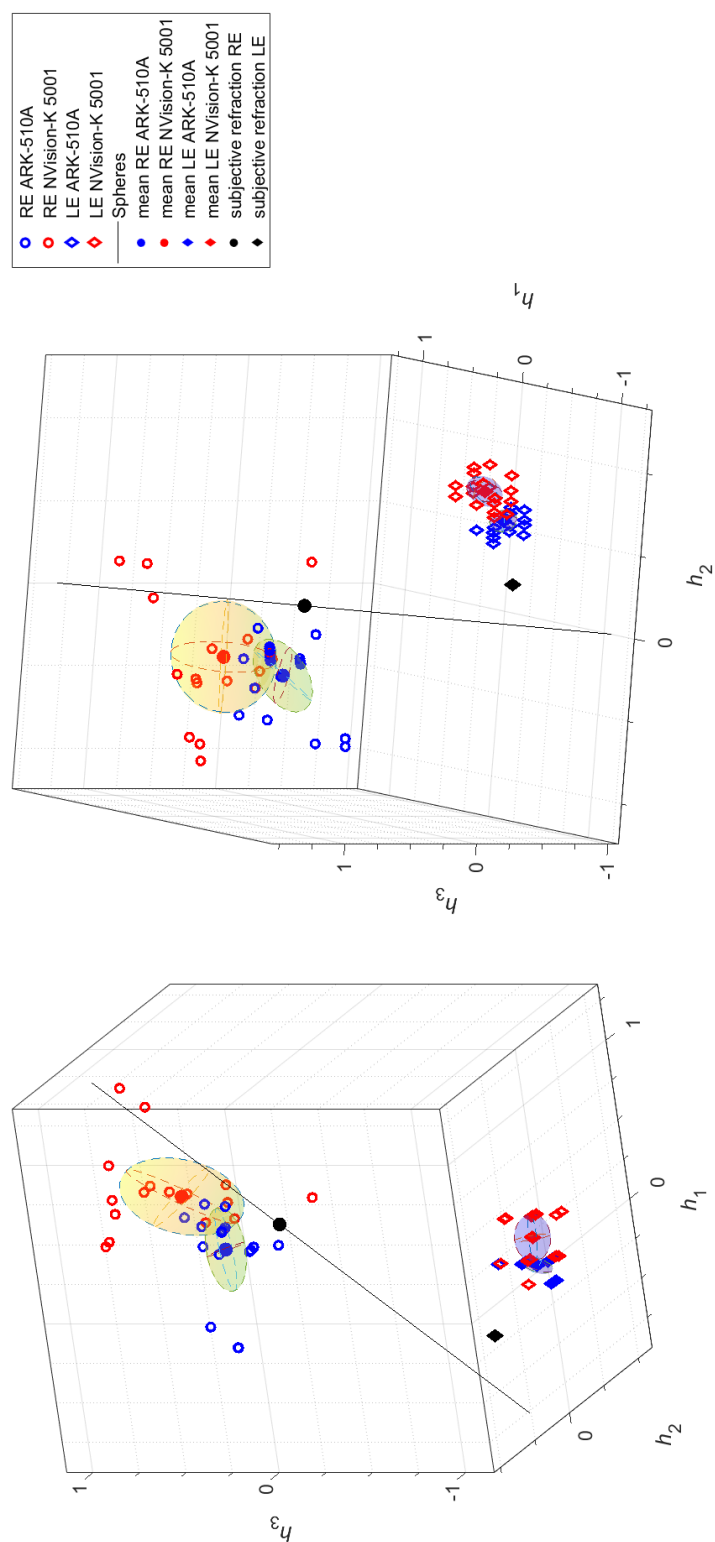
Tabela 25. Wyniki pomiaru refrakcji obu oczu uczestnika badania 58.

	ARK 510A	NVision-K 5001	SR
OP	$+2,58 / -0,15 \times 70^\circ$	$+2,88 / -0,31 \times 81^\circ$	$+2,25 / -0,25 \times 90^\circ$
OL	$+2,63 / -0,41 \times 106^\circ$	$+3,36 / -0,89 \times 102^\circ$	$+2,75 / -0,75 \times 107^\circ$

Rysunek 54 przedstawia kolejny przypadek z heteroforią wertykalną – hiperforią OP. Oko dominujące (OL) wykazuje bardzo dużą powtarzalność kolejnych odczytów autorefraktometrycznych z obu urządzeń. Zmienność refrakcji w czasie oka niedominującego cechuje się polimodalnością.



Rysunek 53. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 58, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał hiperfurię OP, niedostateczną konwergencję, umiarkowane zaburzenia powierzchni oka i prezbipię. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.



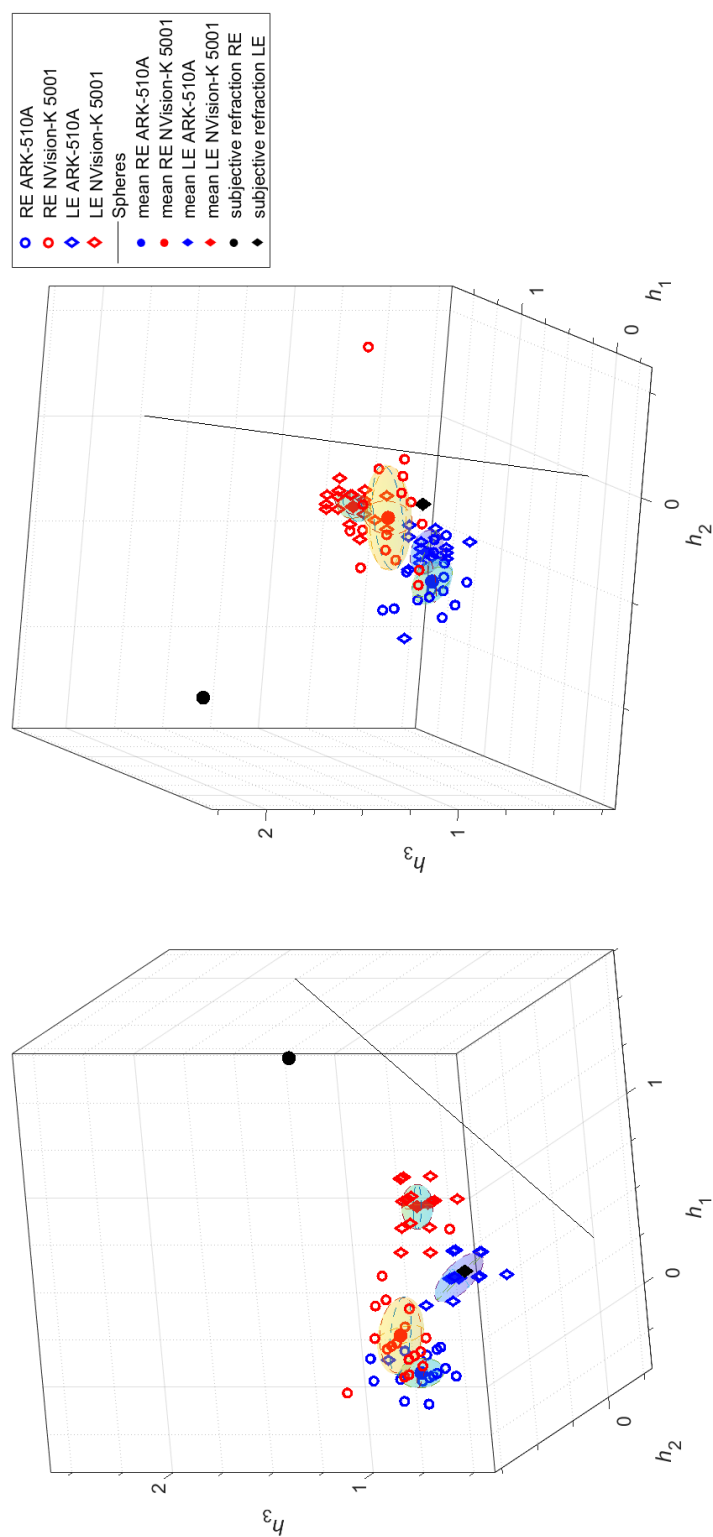
Rysunek 54. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 53, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał hiperforię OP i prezbiopię. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.

Przypadek, w którym wyniki z obu urządzeń są podobne, ale różnią się znacznie od wyniku refrakcji podmiotowej, jest przedstawiony na rysunku 55. Wyniki refrakcji i ostrości wzroku tego uczestnika badania są przedstawione w tabeli 26. Osoba ta miała lekkie niedowidzenie, niedomogę konwergencji i tłumienie OP (tłumienie na testach wektograficznych). Tylko dla tłumionego oka można zaobserwować znaczną różnicę między AR i SR. Tym razem również zmienność refrakcji w czasie była większa dla NVision-K 5001 niż ARK 510A. Można zaobserwować, że refrakcja OP z autorefraktometru otwartego pola zmieniała się w linii równoległej do h_2 , co wskazuje na zmienność „skośności” i wartości astygmatyzmu. Wystąpił też jeden wynik odstający. Uczestnik badania miał 56 lat i wymagał addycji do blizy, więc problemy akomodacyjne nie wyjaśniają niedoszacowania nadwzroczności przez autorefraktometry.

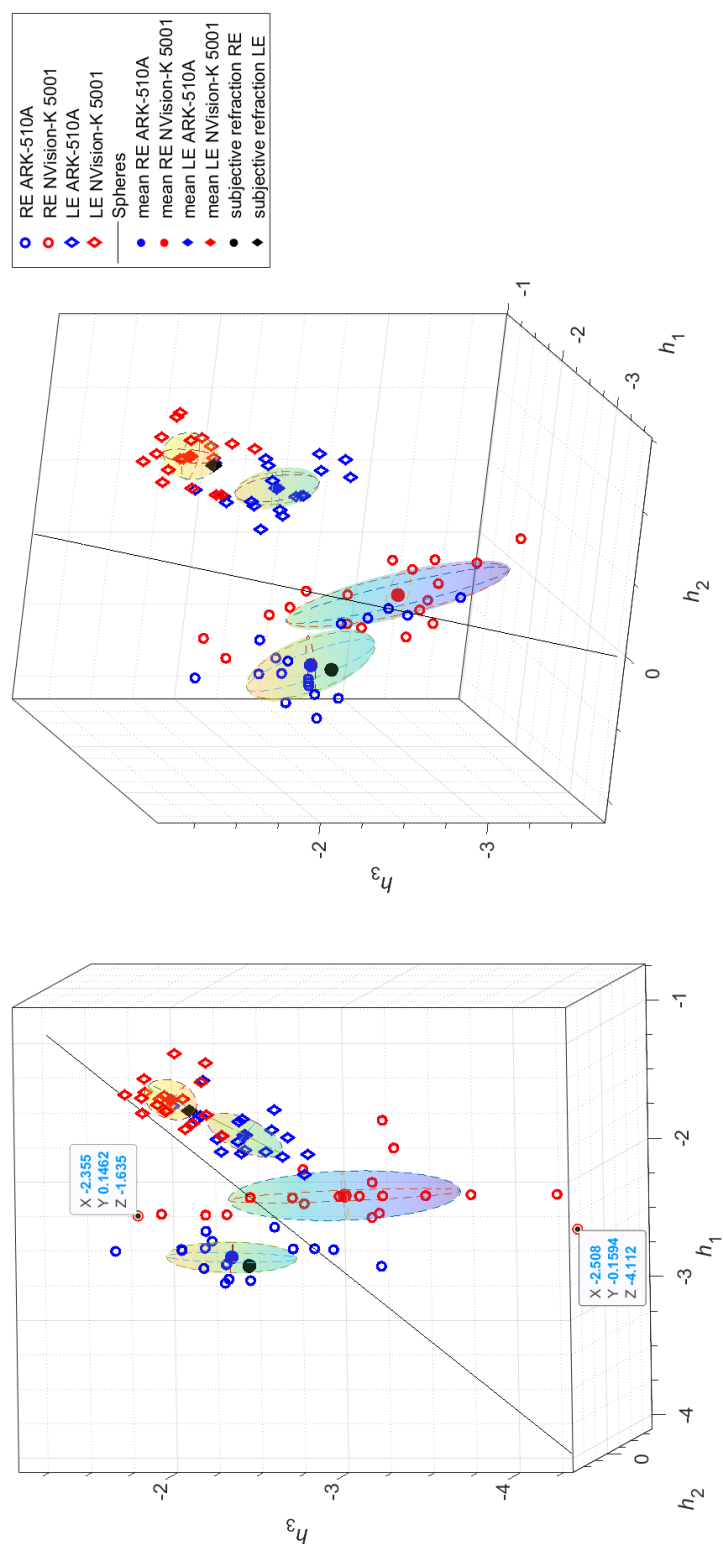
Tabela 26. Wyniki pomiaru refrakcji oraz ostrość wzroku w najlepszej korekcji obu oczu uczestnika badania 38.

	ARK 510A	NVision-K 5001	SR	VCC dal	VCC bliż
OP	+1,17 / -1,40 × 84°	+1,35 / -1,45 × 88°	+2,00 / -1,00 × 35°	0,8	0,5
OL	+0,97 / -0,72 × 79°	+1,19 / -0,59 × 82°	+1,00 / -0,75 × 86°	1,1	1,0

Kolejny przykład nietypowego rozkładu zmienności refrakcji w krótkim czasie ilustruje rysunek 56. W tym przypadku zmienność refrakcji była podobna w obu urządzeniach, ale różniła się między oczami. Oko dominujące tego uczestnika badania (lewe oko) miało znacznie mniejszą krótkoczasową zmienność refrakcji w porównaniu do oka niedominującego (prawe oko). Refrakcja zmieniała się między pomiarami głównie wzdłuż osi h_3 , co oznacza zmianę mocy w pionowym południku oka. Większe zmiany można zaobserwować dla NVision-K 5001. Skrajne wartości to $-2,50 / -1,62 \times 176^\circ$ ($h = (-2,5079 -0,1594 -4,1121)^\circ$) i $-1,62 / -0,75 \times 82^\circ$ ($h = (-2,355 0,1462 -1,635)^\circ$). Osoba ta miała niedostateczną dywergencję oraz silne zaburzenia powierzchni oka (OSDI 75). W związku z tym, że nietypowy rozkład dotyczył tylko oka niedominującego, to przyczyny należy szukać raczej w nieprawidłowym widzeniu obuocznym, a nie w powierzchni oka. Z drugiej strony duża zmienność w pionowym południku gałki ocznej może wskazywać na napięcie lub pracę powiek podczas mrugania.

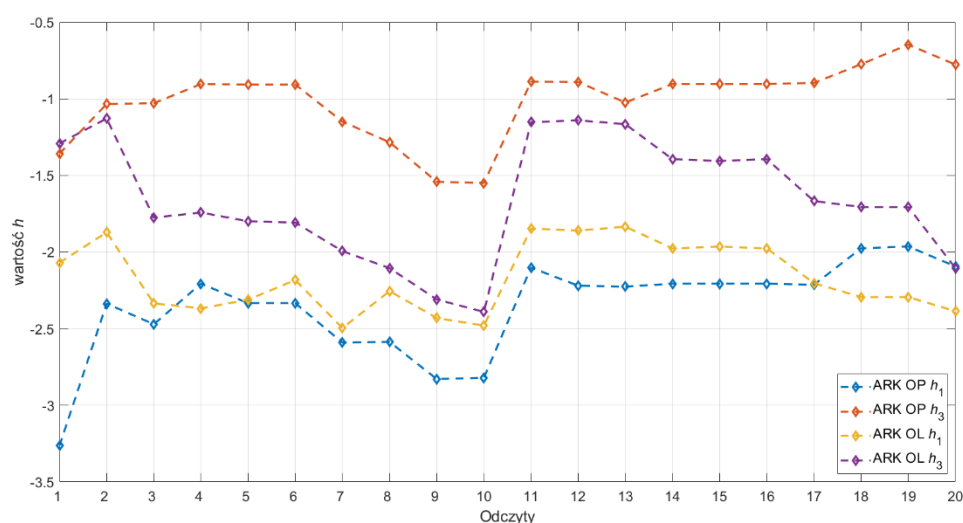


Rysunek 55. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 34, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał niedowidzenie i lekkie tłumienie OP. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.

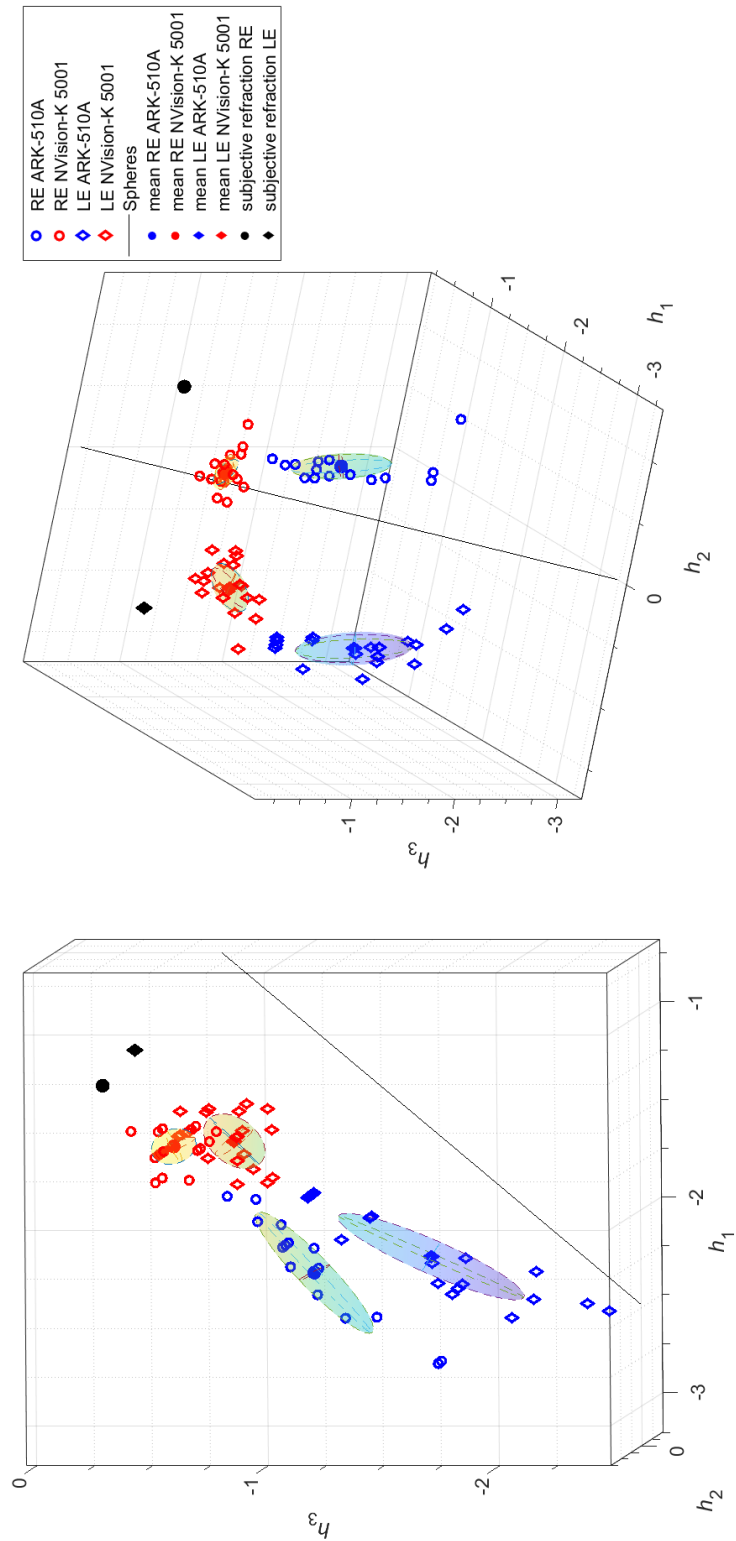


Rysunek 56. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 46, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał niedostateczną dywergencję i zaawansowane zaburzenia powierzchni oka. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.

Rysunek 58 przedstawia przypadek, w którym zmienność krótkoczasowej refrakcji z ARK 501A była większa niż z NVision-K 5001. Rozkłady kolejnych odczytów refrakcji obu oczu z konwencjonalnego autorefraktometru są do siebie podobne i częściowo spowodowane zmianą stanu akomodacyjnego. Jednak elipsoidy nie są równoległe do linii sfer, a przebiegają pod pewnym kątem do niej. Największa zmiana zaszła w komponencie h_3 . Uczestnik badania, którego dotyczą te wykresy, miał ezoforię i niedostateczną akomodację. Wydaje się więc, że napięcie akomodacji, które zachodziło podczas obserwacji sztucznego obiektu fiksacji w ARK 510A, pociągało za sobą zmianę ustawienia oczu na delikatnie zbieżną, co skutkowało zmiennością w h_2 oraz nierówną zmianą komponentów h_1 i h_3 . Ilustruje to rysunek 57, przedstawiający wartości parametrów h_1 i h_3 z kolejnych odczytów refrakcji z ARK 510A obu oczu. Zmienność refrakcji z NVision-K 5001 była niewielka. U tej młodej osoby dorosłej naturalne warunki obserwacji pozwoliły na stabilizację stanu akomodacyjnego oka, mimo zaburzenia widzenia obuocznego.



Rysunek 57. Wartości parametrów h_1 i h_3 z ARK 510A z obu oczu dla kolejnych odczytów refrakcji uczestnika badania 30.



Rysunek 58. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 30 zmierzanej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał ezoforię i niedostateczną akomodację. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.

Zaobserwowano też kilka przypadków nietypowej krótkoczasowej zmienności refrakcji u osób bez zaburzeń widzenia. Dwa takie przykłady ilustrują rysunki 59 i 60. Przypadek z rysunku 59 (uczestnik badania 25) przedstawia wielomodalny rozkład z wynikami odstającymi dla NVision-K 5001, podczas gdy wyniki z ARK 510A zmieniają się w niewielkim stopniu i głównie sferycznie. Największy rozrzut dotyczy wyników refrakcji OL, który jest rozciągnięty wzdłuż osi h_2 i h_3 . Skrajne punkty dla h_2 są zaznaczone na prawym rysunku i wynoszą $+0,12 / -1,12 \times 140^\circ$ ($h = (-0,3428 -0,7799 -0,5372)'$) i $+0,25 / -0,62 \times 31^\circ$ ($h = (0,0855 0,3871 -0,2055)'$). Widać, że oś cylindra zmieniała się w zakresie 90° . Dla h_3 zaznaczono je na lewym rysunku: $0,62 / -0,75 \times 90^\circ$ ($h = (-0,13 0,00 0,62)'$), $-0,12 / -0,75 \times 145^\circ$ ($h = (-0,3667 -0,4983 -0,6233)'$). Wynik refrakcji tej osoby jest przedstawiony w tabeli 27. Ani ARK 510A ani NVision-K 5001 nie oszacował dobrze osi cylindra OL. Tak nietypowego rozkładu nie da się wyjaśnić lekkimi zaburzeniami powierzchni oka u tej osoby (OSDI = 15), tym bardziej, że dotyczy głównie badania w autorefraktometrze otwartego pola.

Tabela 27. Wyniki pomiaru refrakcji oraz ostrość wzroku w najlepszej korekcji obu oczu uczestnika badania 25.

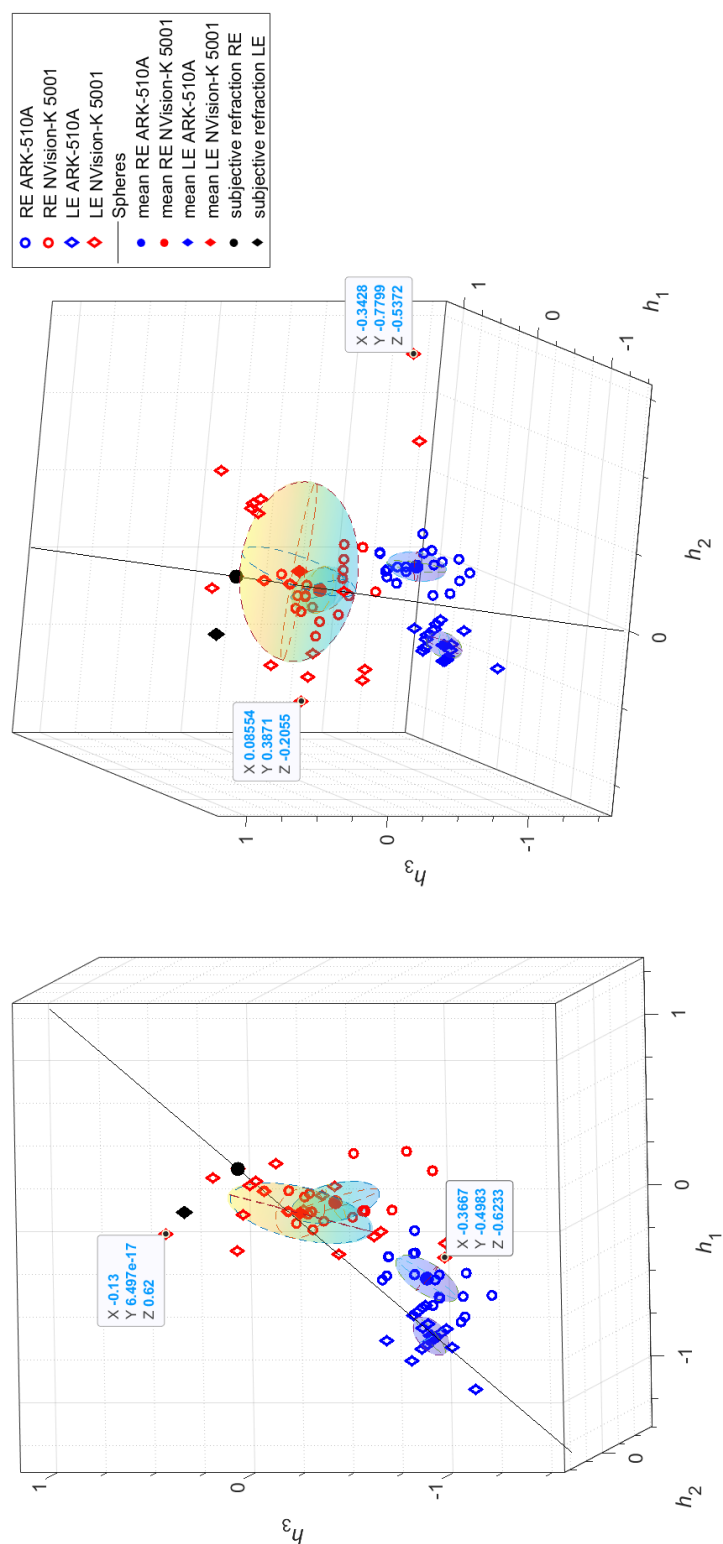
	ARK 510A	NVision-K 5001	SR
OP	$-0,39 / -0,29 \times 166^\circ$	$+0,06 / -0,31 \times 3^\circ$	$+0,25$
OL	$-0,63 / -0,19 \times 37^\circ$	$+0,00 / -0,07 \times 148^\circ$	$+0,50 / -0,50 \times 76^\circ$

Rysunek 60 ilustruje zmienność refrakcji uczestnika badania 40. Mimo prawidłowych parametrów widzenia, różnica między SR i AR u tej osoby wyniosła około 1,00 D (tabela 28). Tutaj, podobnie jak w przypadku powyżej, refrakcja z ARK 510A zmieniała się sferycznie, natomiast z NVision-K – wzdłuż osi h_2 , co oznacza zmienność „skośności” astygmatyzmu. Większą zmienność można zaobserwować dla OL, które było okiem dominującym tej osoby. Oś cylindra zmieniała się od 9° do 169° , a skrajne wartości zaznaczone na prawym rysunku 60 wyniosły: $-0,75 / -0,50 \times 135^\circ$ ($h = (-1,00 -0,3536 -1,00)'$) i $+0,12 / -1,00 \times 36^\circ$ ($h = (-0,2255 0,6725 -0,5345)'$). Dla tego oka można również zauważyć zmienność mocy w południku pionowym (wzdłuż osi h_3). Dla OP główną osią zmienności była oś h_2 , a wartości skrajne zaznaczone na rysunku wyniosły: –

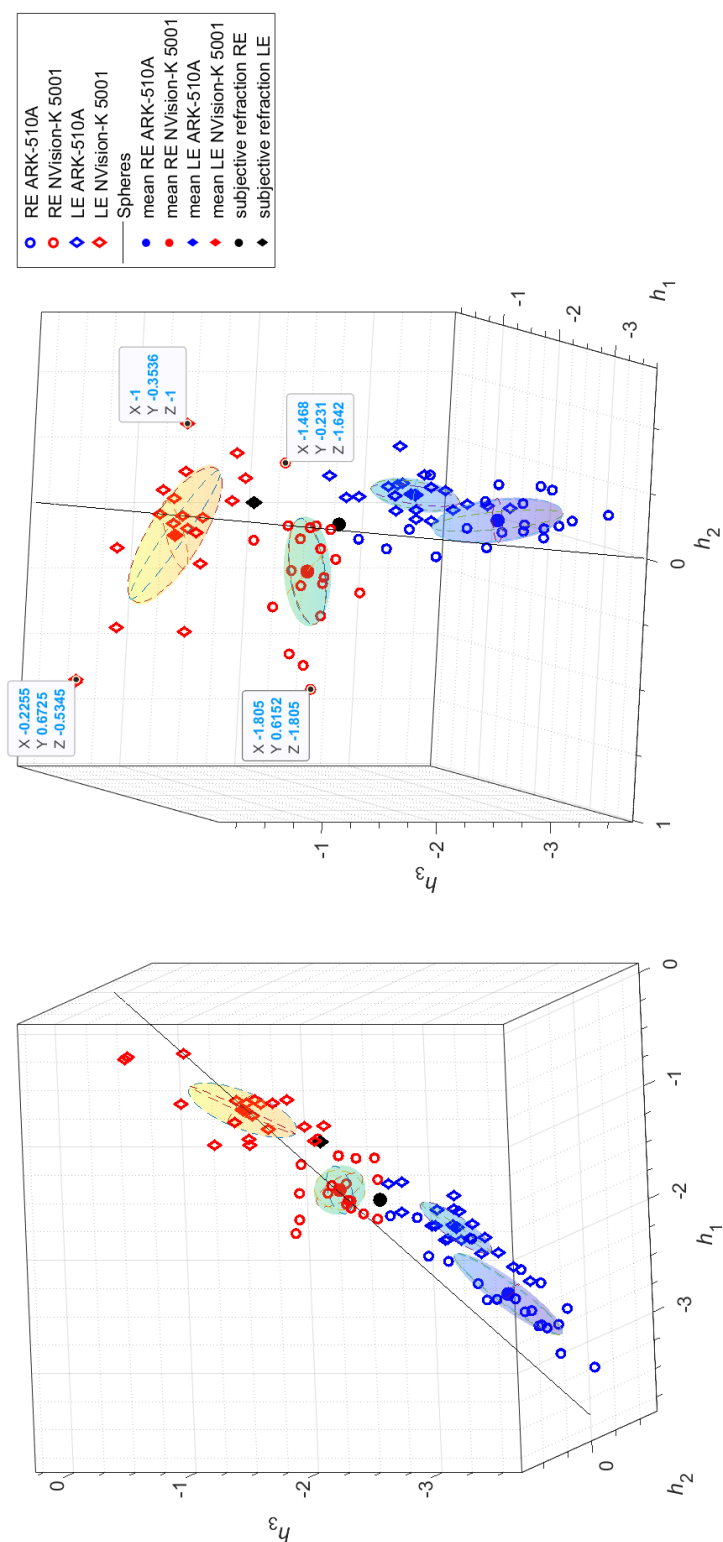
1,37 / $-0,37 \times 149^\circ$ ($h = (-1,4681 -0,2310 -1,6419)^\circ$) i $-1,37 / -0,87 \times 45^\circ$ ($h = (-1,8050 -0,6152 -1,8050)^\circ$). Przez tę nietypową i dużą zmienność autorefraktometru otwartego pola, mimo dobrego szacowania mocy sferycznej, błędnie oszacował oś astygmatyzmu. Autorefraktometr konwencjonalny natomiast istotnie klinicznie przeszacował krótkowzroczność, ale dobrze wskazał oś astygmatyzmu. Osoba ta miała 43 lata, jej amplituda akomodacji wyniosła 4,3 D i wymagała dodatku do czytania. Do tej pory nie stosowała okularów do czytania ani progresywnych. Tak więc przeszacowanie krótkowzroczności przez ARK 510A wydaje się wynikać z nadmiernego wysiłku akomodacyjnego u osoby, u której rozpoczyna się prezbiopia. Autorefraktometr otwartego pola rozluźnił akomodację nawet lepiej niż refrakcja podmiotowa, ale wywołał nietypowe zachowanie wzrokowe. Możliwe, że osoba ta funkcjonuje w lekkim przykurczu akomodacyjnym, dlatego SR wyszła bardziej krótkowzroczna niż AR z NVision-K 5001. Prawdopodobnie u tej osoby dużą rolę w funkcjonowaniu wzrokowym odgrywa źrenica, której szerokość zmienia się w zależności od stanu akomodacji.

Tabela 28. Wyniki pomiaru refrakcji oraz ostrość wzroku w najlepszej korekcji obu oczu uczestnika badania 40.

	ARK 510A	NVision-K 5001	SR
OP	$-2,60 / -0,31 \times 171^\circ$	$-1,54 / -0,34 \times 24^\circ$	$-1,75 / -0,25 \times 178^\circ$
OL	$-2,03 / -0,50 \times 168^\circ$	$-0,89 / -0,12 \times 31^\circ$	$-1,25 / -0,25 \times 169^\circ$



Rysunek 59. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 25, zmierzonych za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.



Rysunek 60. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 40, zmierzonych za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.

7.3. Dyskusja wyników

Analiza statystyczna nie wykazała wpływu zaburzeń akomodacji i widzenia obuocznego na dokładność pomiarów autorefraktometrycznych. Zaburzenia powierzchni oka nie wpływają na wyniki pomiarów, gdy osoby badane są zachęcane do mrugania pomiędzy kolejnymi pomiarami.

Typy rozkładu krótkoczasowej zmienności refrakcji oka podczas pomiarów autorefraktometrycznych zaobserwowane w tym badaniu są podobne do zaobserwowanych przez Rubina i Harrisa [18]. Autorzy Ci zasugerowali, że różne typy rozkładów mogą być spowodowane akomodacją i jej zaburzeniami, cylindrycznym komponentem akomodacji, zmiennością fiksacji oka, napięciem mięśni powiek lub sporadycznymi stanami przejściowymi (ang. „*occasional transitory events*”) zachodzącymi w oku. Niniejsze badanie uzupełnia ich obserwacje, pokazując wpływ warunków obserwacji w autorefraktometrze (sztuczny obiekt obserwacji symulujący dal wzrokową versus naturalna obserwacja obuoczna obiektu w dali wzrokowej). Rubin i Gillan porównali wpływ 2 obiektów fiksacji w jednym autorefraktometrze (budynek na końcu drogi versus czarna gwiazda 12-ramienna) na jego dokładność. Zbadali zaledwie 7 osób i dla 3 najmłodszych (jedna osoba w wieku 15 lat i dwie w wieku 21 lat) zaobserwowali różnice w wynikach refrakcji między obiektami fiksacji, ponieważ elipsoidy w przestrzeni h były od siebie oddzielone [133]. Nasze badanie jest zgodne z ich wynikami, ponieważ zaobserwowaliśmy znaczne różnice w krótkoczasowej zmienności refrakcji między dwoma warunkami obserwacji. W naszym badaniu różnica była widoczna zarówno u młodych dorosłych jak i wśród prezbiopów.

Można zauważyć, że autorefraktometr konwencjonalny ze sztucznym obiektem obserwacji mniej skutecznie rozluźniał akomodację, co skutkowało przeszacowaniem krótkowzroczności. Autorefraktometr otwartego pola natomiast dawał wyniki bardziej nadwzroczne i bliższe refrakcji podmiotowej. Jest to zgodne z badaniem opisanym w rozdziale 6 [84] oraz innymi badaniami [11,14,87,88,119]. Zastosowanie formalizmu matematycznego wektorów h opracowanego przez Harrisa [19] i analiza graficzna refrakcji w ortogonalnym

trójwymiarowym układzie współrzędnych pozwoliła na obserwację różnicy między wynikami z tych urządzeń nie tylko w ekwiwalencie sferycznym, ale również w mocy i osi astygmatyzmu jednocześnie. Zaobserwowane indywidualne elipsoidy, wskazujące główne osie zmienności refrakcji w czasie, z ARK 510A i NVision-K 5001 dla większości badanych były od siebie odseparowane, co wskazuje na różnice istotne statystycznie. Typy rozkładów różniły się zwykle między urządzeniami, a czasem również między oczami. U prawie połowy badanych zaobserwowano rozkłady wielomodalne i/lub wyniki odstające. Zaprezentowane przypadki cechowała duża i często nietypowa zmienność mocy i osi astygmatyzmu między kolejnymi odczytami z NVision-K 5001, czego nie zaobserwowano dla ARK 510A. Prawdopodobnie jest to spowodowane naturalnymi warunkami obserwacji przedmiotu w dali. W takich warunkach oczy mogą patrzeć również na otoczenie obiektu fiksacji, a więc poruszać się. Pomiar dla innego ustawienia gałki ocznej niż w pozycji na wprost będzie różnił się w keratometrii, a zatem również w wartości osi i wielkości astygmatyzmu. Dla przypadków z zaburzeniami widzenia obuocznego większy i bardziej nietypowy rozkład zmienności refrakcji w krótkim czasie oraz wyniki odstające można było zauważyć dla oka niedominującego. Przyczyną wydaje się być niestabilna fiksacja oka niedominującego, która jest spowodowana nieprawidłowościami w widzeniu obuocznym. Co ciekawe, zjawisko to zaobserwowano u osób z niedostateczną konwergencją, która nie powinna wpływać na widzenie dali, jako że jest to zaburzenie objawiające się podczas aktywności na bliskich odległościach. Można zatem stwierdzić, że autorefraktometry otwartego pola lepiej kontrolują akomodację, natomiast znacznie słabiej fiksację. Autorefraktometry konwencjonalne wywołują miopię instrumentalną, ale lepiej stabilizują fiksację i mierzą astygmatyzm.

Zaobserwowano, że zaburzenia widzenia obuocznego i akomodacji mogą wpływać na wielkość krótkoczasowej zmienności refrakcji oka, mimo słabych dowodów statystycznych. Zaburzenia widzenia obuocznego wpływają na wyniki autorefraktometru otwartego pola, a akomodacji – na wyniki konwencjonalnego autorefraktometru. Niestabilność fiksacji podczas pomiaru w naturalnych,

obuocznym warunkach obserwacji dali wpływa nie tylko na dokładność pomiaru, ale również na powtarzalność kolejnych odczytów. Sztuczny obiekt obserwacji w konwencjonalnym autorefraktometrze wywołuje miopię instrumentalną, czyli odpowiedź akomodacji wynikającą z bliskości obiektu. Zaburzenia akomodacji mogą prowadzić do nietypowych zachowań akomodacyjnych lub nadmiernej odpowiedzi akomodacji podczas kolejnych odczytów. Takie wnioski wskazują potrzebę wykonywania większej liczby odczytów podczas autorefraktometrii (niż częste w pomiarze automatycznym 3 odczyty) oraz analizę wszystkich wyników, a nie tylko wartości uśrednionej.

Rubin i Harris przypuszczali, że rozkłady krótkoczasowej zmienności refrakcji oka w przestrzeni h mogą być przydatne w identyfikacji nieprawidłowości oka, np. zmienności ciśnienia wewnątrzgałkowego, zaburzeń akomodacji, powierzchni oka czy chorób struktur oka [18]. Sukha i Rubin zaobserwowali większą zmienność refrakcji w krótkim czasie u osób z cukrzycowym obrzękiem plamki [134]. Wskazali również, że zmienność jest tym większa, im bardziej zaawansowany był obrzęk i niższa ostrość wzroku. Jednakże uzyskane przez nich rozkłady różniły się między poszczególnymi badanymi zarówno pod względem wielkości jak i kształtu. W naszym badaniu nie znaleziono powtarzalnych wzorów rozkładów. Wydaje się więc, że liczba różnorodnych czynników wpływających na te rozkłady uniemożliwia uzyskanie powtarzających się wzorów zmienności w krótkim czasie dla konkretnych zaburzeń.

Badanie zostało przeprowadzone w bardzo zróżnicowanej grupie badanych, odzwierciedlającej populację pacjentów odwiedzających gabinety optometryczne, co jest największym ograniczeniem tego badania. Stąd mała liczebność podgrup w analizie wariancji utrudniła wykazanie istotności statystycznej wpływu zaburzeń widzenia na dokładność i powtarzalność autorefrakcji. Zaobserwowane zależności wymagają więc dalszych badań w bardziej jednorodnych grupach badawczych. Przykładowo wpływ zaburzeń widzenia obuocznego na wyniki z autorefraktometru otwartego pola powinien być analizowany w grupie z zaburzeniem o konkretnym kierunku (egzo lub ezo) lub na konkretną odległość

(dal lub bliżej). Ograniczenie to jest trudne do zredukowania, ponieważ wymagałoby wykonania pełnego badania optometrycznego u bardzo dużej liczby osób i bardzo restrykcyjnych warunków włączenia i wyłączenia z badania. W dodatku często pewne zaburzenia występują razem, jak na przykład nadmierna konwergencja z niesprawną i niedostateczną akomodacją. Wpływ zaburzeń akomodacyjnych na wyniki refrakcji z autorefraktometru konwencjonalnego również wymaga dalszej weryfikacji w badaniach. Kolejnym ograniczeniem tego badania jest klasyfikacja zaburzeń powierzchni oka jedynie na podstawie kwestionariusza OSDI [135,136]. W dalszych badaniach nad wpływem stanu powierzchni oka na refrakcję powinno się uwzględnić takie parametry jak osmolarność filmu łzowego, nieinwazyjny czas przerywania filmu łzowego, czy wyniki meibografii. Jednakże aparatura do tego typu badań nie jest zwykle na wyposażeniu typowego gabinetu optometrycznego i nie są to rutynowe testy podczas badań optometrycznych czy okulistycznych. Uczestnicy badania byli badani w różnych porach dnia. Zagadnienie dziennych zmian w zmienności refrakcji w krótkim czasie również wymaga dalszego badania.

8. Dokładność i powtarzalność autorefraktometrii bez porażenia akomodacji u dzieci i młodzieży w wieku szkolnym

Niniejszy rozdział zawiera oryginalne wyniki uzyskane przez autorkę tej pracy. W badaniu porównano refrakcję zmierzoną za pomocą urządzeń: fotorefraktometru obuocznego Plusoptix A12C, konwencjonalnego autorefraktometru podczerwonego ARK 510A oraz autorefraktometru otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001, z refrakcją podmiotową bez cykloplegii. Zbadano również wpływ zaburzeń widzenia obuocznego i akomodacji na dokładność i zmienność AR w krótkim czasie (w jednej sesji pomiarowej). Wyniki zostały zgłoszone jako oryginalny artykuł naukowy w czasopiśmie Journal of Optical Society of America A: **J. Kiermasz, J. Pniewski**, *“The accuracy and intrasession variability of noncycloplegic autorefraction of school-aged children and adolescents”*, który uzyskał pozytywne pierwsze recenzje i oczekujemy, po uzupełnieniach sugerowanych przez recenzentów, na finalną decyzję redakcji.

Jak zostało przedstawione w rozdziale 5.1, „złotym standardem” w badaniu refrakcji dzieci jest refrakcja podmiotowa po cykloplegii. Jednakże pełne badanie optometryczne uwzględniające inne parametry widzenia, takie jak stan akomodacji i widzenia obuocznego, zapewnia lepsze zrozumienie stanu wzrokowego dziecka w wieku szkolnym, mimo nieporażania akomodacji. Guo i in., w ramach programu *School-Based Vision Programs*, badali przesiewowo dzieci w szkole. Te z obniżoną ostrością wzroku poddane były pełnemu badaniu optometrycznemu bez cykloplegii i wykonano im okulary. W korekcji mediana poprawy ostrości wzroku to 1,8 linii w oku o lepszej ostrości wzroku i 3 linie w oku gorzej widzącym. Połowa uczniów, którzy otrzymali okulary w tym programie nie spełniła kryteriów zdefiniowanej w badaniach klinicznie istotnej wady refrakcji (ang. *clinically significant refractive error*, CSRE). Mimo to u 80% z nich poprawa ostrości wzroku w gorszym oku była większa lub równa 2 rzędom. Decyzje o zastosowaniu korekcji u dziecka podejmował indywidualnie optometry-

sta, na podstawie nie tylko pomiaru refrakcji i ostrości, ale również innych parametrów widzenia, zmierzonych podczas badania [137]. Oznacza to, że mimo niezastosowania cykloplegii badanie optometryczne przyniosło realną korzyść młodemu pacjentowi. Z tego względu analiza pomiarów autorefraktometrycznych bez porażenia akomodacji jest ważna w badaniach naukowych. Wciąż pojawiają się nowe urządzenia, w tym również takie dedykowane dzieciom, które zawierają lepsze rozwiązania technologiczne, pozwalające kontrolować akomodację. Weryfikacja ich dokładności, powtarzalności jest konieczna, by specjaliści mogli wybrać takie urządzenia, które sprawdzają się lepiej w badaniach przesiewowych lub dające lepszy punkt startowy do refrakcji subiektywnej. Istotna jest również analiza czynników, które mogą wpływać na wynik AR bez cykloplegii.

Celem niniejszego badania było porównanie dokładności pomiarów refrakcji przedmiotowej bez porażenia akomodacji uzyskanej przez trzy różne autorefraktometry oraz ocena krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji oka (w trakcie jednej sesji) u dzieci i młodzieży w wieku szkolnym. Zbadano również wpływ zaburzeń widzenia obuocznego i akomodacji na dokładność pomiaru AR. W analizie zastosowano formalizm matematyczny i analizę graficzną opartą na wektorach h (opisaną w rozdziale 4.2) [19,129].

8.1. Metody badawcze

8.1.1. Uczestnicy badania

Do badania zaproszono dzieci z rodzin pracowników i osób związanych z Wydziałem Fizyki Uniwersytetu Warszawskiego. 29 dzieci i młodzieży (8 chłopców) w wieku 8–18 lat (średnia $12,1 \pm 2,2$) wzięło udział w badaniu. Wszyscy uczestnicy badania deklarowali dobry stan zdrowia, brak chorób oczu i historii urazów lub zabiegów okulistycznych. Jedno dziecko stosowało na co dzień miękkie soczewki kontaktowe i wyjęło je z oczu 30 minut przed badaniem. Wszyscy uczestnicy badania oraz rodzice/opiekunowie prawni podpisali zgodę

na udział w badaniu i przetwarzanie danych osobowych po wyjaśnieniu procedury badania.

8.1.2. Urządzenia

W badaniu wykorzystano 3 autorefraktometry: fotorefraktometr obuoczny Plusoptix A12C (Plusoptix GmbH, Nuremberg, Germany), konwencjonalny autorefraktokeratometr podczerwony Nidek ARK 510A oraz autorefraktometr podczerwony otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001. A12 jest ręcznym fotorefraktometrem dedykowanym badaniu dzieci. Technologia pomiaru została szczegółowo przedstawiona w rozdziale 3.1.4. Wykonuje pomiar refrakcji, wielkości i rozstawu źrenic oraz ocenia ustawienie oczu. Pomiar wykonuje dla obu oczu jednocześnie się z odległości około 1 m. Obiektem obserwacji jest rysunek uśmiechniętej twarzy. Nie wymaga współpracy dziecka podczas pomiaru, a w celu przyciągnięcia uwagi wydaje również dźwięk. Zakres pomiarowy to od $-7,00$ do $+5,00$ D, z dokładnością $0,25$ D. Dokładne opisy autorefraktometrów ARK 510A oraz NVision-K 5001 zostały przedstawione w podrozdziale 6.1.2. ARK 510A to autorefraktometr podczerwony, z wbudowanym obiektem obserwacji i zamgleniem. NVision-K 5001 wymaga zewnętrznego obiektu fiksacji i pozwala na obserwację obuoczną. Obiektem obserwacji w tym badaniu był pojedynczy optotyp lub punkt świetlny (jeśli ostrość wzroku bez korekcji uczestnika badania była mniejsza $0,2$), wyświetlony na wyświetlaczu optotypów Frey CP-600 w odległości $4,5$ m. Badanie za pomocą ARK 510A i NVision-K 5001 wykonano w trybie ręcznym, z dokładnością do $0,12$ D i dla odległości wierzchołkowej 12 mm. Wszystkie pomiary wykonano w tym samym pomieszczeniu. Oświetlenie było umiarkowane, zapewniające widzenie fotopowe.

8.1.3. Procedura badawcza

Pomiar refrakcji bez porażenia akomodacji za pomocą A12C, ARK 510A i NVision-K 5001 wykonano w losowej kolejności przez jedną osobę. Każdym urzą-

dzeniem wykonano 10 odczytów. Uczestnicy badania byli zachęceni do mrugnięć między odczytami. A12C nie wykonało pomiaru refrakcji o 6 uczestników. Dwoje z nich miało wysoką krótkowzroczność, która była bliska zakresowi pomiarowemu urządzenia. Pozostali mieli refrakcję w zakresie pomiarowym. Przyczyną niewykonania pomiaru mogły być szerokie źrenice. Następnie każdemu uczestnikowi wykonano pełne badanie optometryczne, które zawierało pomiar ostrości wzroku, badania wstępne, refrakcję bez cykloplegii, badanie akomodacji i widzenia obuocznego oraz przesiewową ocenę stanu zdrowia oczu. Procedura badania była zgodna z wytycznymi Europejskiej Rady Optometrii i Optyki (*European Council of Optometry and Optics*). W ramach badań wstępnych przeprowadzono Cover Test do dali i bliży, ocenę motoryki oczy oraz punktu bliskiego konwergencji. Punktem początkowym w badaniu refrakcji była obecna korekcja uczestnika badania lub zero, jeśli nie stosował żadnej korekcji. W celu zmniejszenia nadmiernej akomodacji u dzieci wykonano kilka dodatkowych czynności, takich jak większe zamglenie, test czerwono-zielony, obuoczne uściślenie sfery, itp. Badanie akomodacji zawierało pomiar amplitudy akomodacji testem *push-up*, jedno i obuoczny pomiar sprawności akomodacji za pomocą flippera akomodacyjnego $\pm 2,00$ oraz ocenę odpowiedzi akomodacji za pomocą skiaskopii dynamicznej MEM. Badanie widzenia obuocznego składało się z pomiaru heteroforii do dali i bliży, punktu bliskiego konwergencji (PBK), stereopsji oraz dodatniej i ujemnej względnej akomodacji. Pomiar heteroforii przeprowadzono za pomocą testu Von Greafe lub na krzyżu Maddoxa. Stereopsję zbadano testem Motyla. Jeśli badanie wykazało nieprawidłowości w widzeniu obuocznym wykonywano dodatkowe procedury, takie jak badanie zakresów wergencji fuzyjnych, różnicy fiksacji, pomiar współczynnika akomodacji konwergencyjnej do akomodacji (AC/A) w gradiencie, itp. Diagnoza zaburzeń akomodacji i widzenia obuocznego była wykonana przez doświadczonego optometrystę w oparciu o analizę integracyjną (*integrative analysis approach*) przybliżoną w rozdziale 7.1.3 [132].

8.1.4. Analiza statystyczna

Wyniki refrakcji automatycznej i subiektywnej zapisano w notacji z cylindrem ujemnym. Konwencjonalny zapis sferocylindryczny przekształcono na wektor h wprowadzony przez Harrisa [19] i opisany szczegółowo w rozdziale 4.1. Zastosowane wzory są podane w rozdziale 7.1.4 (32–40).

Trójwymiarowe wykresy punktowe wektorów h wykonano w programie Mathworks Matlab (wersja R2019b). W wykresach przedstawiających zamiany refrakcji w krótkim czasie (powtarzalność pomiarów w trakcie sesji, ang. *intra-session repeatability*) wprowadzono elipsoidy za pomocą analizy składowych głównych (ang. *principal component analysis*, PCA), tak jak w badaniu opisanym w rozdziale 7. W wykresach przedstawiających powtarzalność refrakcji umieszczono wyniki obu oczu w celu porównania ich między sobą. Jako miarę krótkoczasowej zmienności refrakcji w trakcie sesji wykorzystano wariancję z 10 pomiarów.

Analizę statystyczną przeprowadzono w programie Statsoft Statistica. Założony poziom istotności w analizie to $p = 0,05$. Badanie normalności rozkładu przeprowadzono za pomocą testu Shapiro-Wilka. W analizie korelacji refrakcji OP i OL wykorzystano współczynnik korelacji rang Spearmana. Badanie wpływu zaburzeń widzenia obuocznego i akomodacji na różnicę między SR i AR wykonano za pomocą dwuczynnikowej analizy wariancji (ANOVA). W teście tym analizowano odległość euklidesową między AR i SR w przestrzeni h . By spełnić założenie normalności rozkładu wszystkich zmiennych, obliczono logarytm dziesiętny z tych zmiennych. Założenie jednorodności wariancji było zbadane testem Levene'a.

8.2. Wyniki

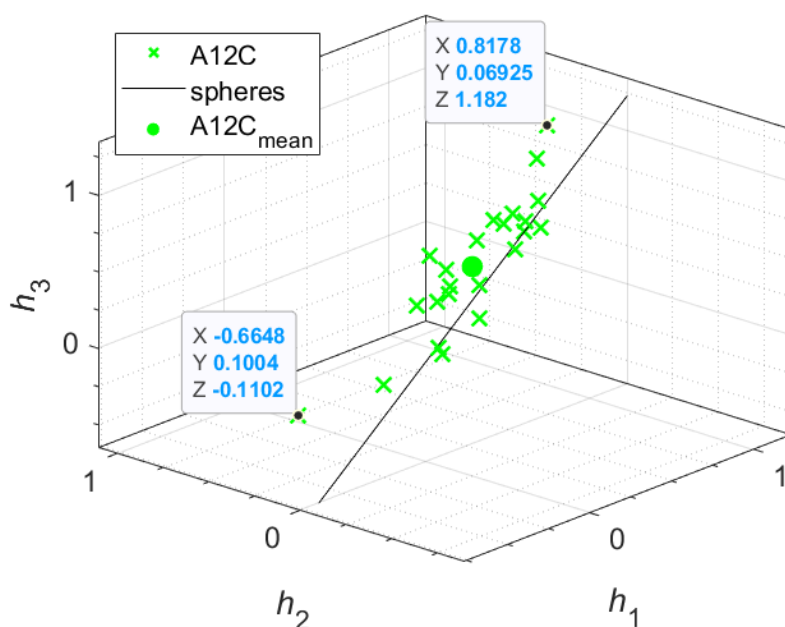
11 uczestników badania było emetropowych, 10 miało nadwzroczność a 8 krótkowzroczność. 4 osoby miały astygmatyzm w zakresie od $-2,50$ do $-0,25$ D, z których 3 osoby miały astygmatyzm nadwzroczny, a 1 – krótkowzroczny. Średni ekwiwalent sferyczny (SE) refrakcji subiektywnej prawego oka wyniósł

$0,41 \pm 1,92$ D (zakres do $-5,75$ do $+3,63$ D). Pięcioro uczestników badania miało zaburzenia akomodacji: 2 osoby miały niesprawną i niedostateczną akomodację, 2 osoby spazm akomodacji, a 1 – niedostateczną akomodację. Troje wykazało zaburzenia widzenia obuocznego: 2 osoby niedostateczną konwergencję, a 1 – egzoforię. Ośmioro uczestników badania miało zaburzenia widzenia obuocznego i akomodacji (2 – niesprawną akomodację i nadmierną konwergencję, 1 – niesprawną akomodację i niedostateczną konwergencję, 1 – niesprawną akomodację, niedostateczną konwergencję i niedowidzenie, 1 – niesprawną i niedostateczną akomodację i niedostateczną konwergencję, 1 – niesprawną akomodację i ezoforię, 1 – spazm akomodacyjny i egzoforię i 1 – niesprawną akomodację i egzoforię).

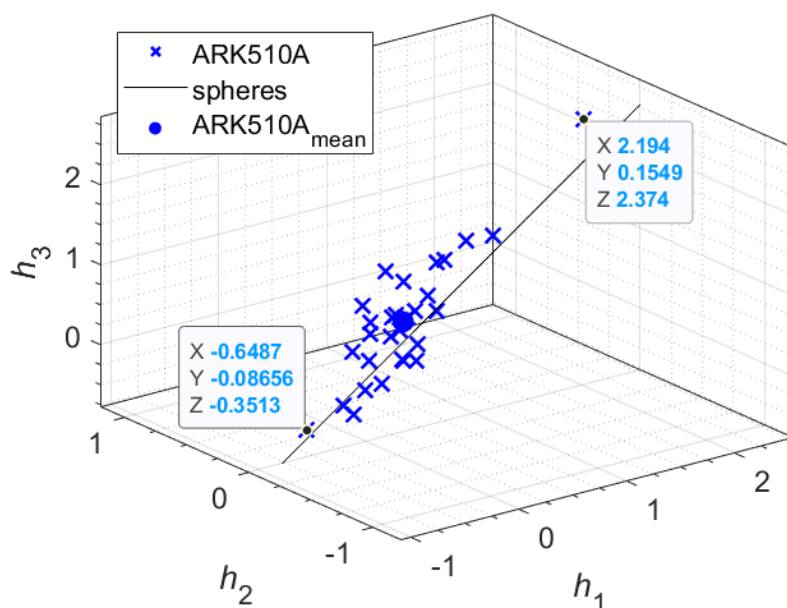
SR OP i OR była skorelowana, więc analizę statystyczną przeprowadzono tylko dla OP. Współczynniki korelacji Spearmana R wyniosły $0,91$ ($p < 0,001$), $-0,55$ ($p = 0,002$), $0,93$ ($p < 0,001$) dla kolejno h_1 , h_2 , i h_3 . Średnie różnice między SR a AR uzyskane przez fotorefraktometr A12C, autorefraktometr konwencjonalny ARK 510A i autorefraktometr otwartego pola NVision-K 5001, macierze wariancji-kowariancji i współczynniki p są przedstawione w tabeli 29. Średnie różnice w konwencjonalnym zapisie sferocylindrycznym wyniosły $+0,52 / -0,25 \times 96^\circ$ dla A12C, $+0,63 / -0,31 \times 93^\circ$ dla ARK 510A oraz $+0,19 / -0,26 \times 94^\circ$ dla NVision-K 5001. Każdy komponent wektora h był porównany osobno w teście t-Studenta dla zmiennych zależnych (jedynie dla h_1 z ARK 510A wykonano test nieparametryczny). Rozkłady różnic między SR i AR w przestrzeni h dla wszystkich urządzeń są przedstawione na rysunkach 61–63. Najmniejszy zakres różnic można zaobserwować w wykresie dla A12C, a największy na wykresie dla ARK 510A. Największe różnice między AR i SR wzdłuż osi h_2 występują dla autorefraktometru otwartego pola.

Tabela 29. Średnie różnice między SR i AR uzyskane przez A12C, ARK510A i NVision-K 5001 w postaci wektorów h wraz z ich macierzami wariancji-kowariancji i p . $p < 0,05$ oznacza różnicę istotną statystycznie.

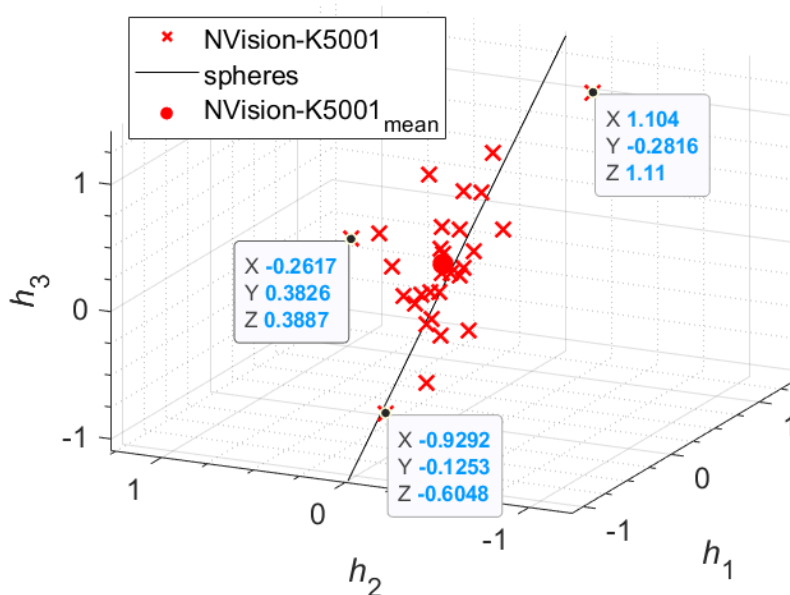
	Odległość eu- klidesowa [D]	Średnia różnica	Macierz wariancji-kowariancji	p
SR – A12C (N = 23)	0,70	$\begin{pmatrix} 0,2711 \\ -0,0119 \\ 0,5158 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,1511 & 0,0177 & 0,0934 \\ 0,0177 & 0,0151 & 0,0042 \\ 0,0934 & 0,0042 & 0,0916 \end{pmatrix}$	0,003 0,387 < 0,001
SR – ARK 510A (N = 29)	0,87	$\begin{pmatrix} 0,3137 \\ -0,0256 \\ 0,6256 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,2988 & 0,0433 & 0,2630 \\ 0,0433 & 0,0235 & 0,0260 \\ 0,2630 & 0,0260 & 0,3343 \end{pmatrix}$	0,003 0,376 < 0,001
SR – NVision- K 5001 (N = 29)	0,53	$\begin{pmatrix} -0,0654 \\ -0,0250 \\ 0,1915 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,1567 & 0,0138 & 0,1059 \\ 0,0138 & 0,0363 & -0,0021 \\ 0,1059 & -0,0021 & 0,1576 \end{pmatrix}$	0,382 0,486 0,015



Rysunek 61. Rozkład różnic między AR uzyskane przez fotorefraktometr A12C i SR dla OP. Każdy krzyż to uczestnik badania, a punkt to średnia. Na wykresie oznaczono punkty położone najdalej od średniej w kierunku minusa i plusa.



Rysunek 62. Rozkład różnic między AR uzyskane przez konwencjonalny autorefraktometr ARK 510A i SR dla OP. Każdy krzyż to uczestnik badania, a punkt to średnia. Na wykresie oznaczono punkty położone najdalej od średniej w kierunku minusa i plusa.



Rysunek 63. Rozkład różnic między AR uzyskane przez autorefraktometr otwartego pola NVision-K 5001 i SR dla OP. Każdy krzyż to uczestnik badania, a punkt to średnia. Na wykresie oznaczono punkty położone najdalej od średniej w kierunku minusa i plusa.

Dwuczynnikowa ANOVA nie wykazała wpływu zaburzeń widzenia obuocznego i akomodacji i ich interakcji na dokładność pomiarów autorefraktometrycznych. Wartości F i p są przedstawione w tabeli 30. U 12 uczestników badania

różnica między SR a AR była większa od $|1|$ dioptrii, przy czym tylko 4 z nich nie wykazało żadnych zaburzeń.

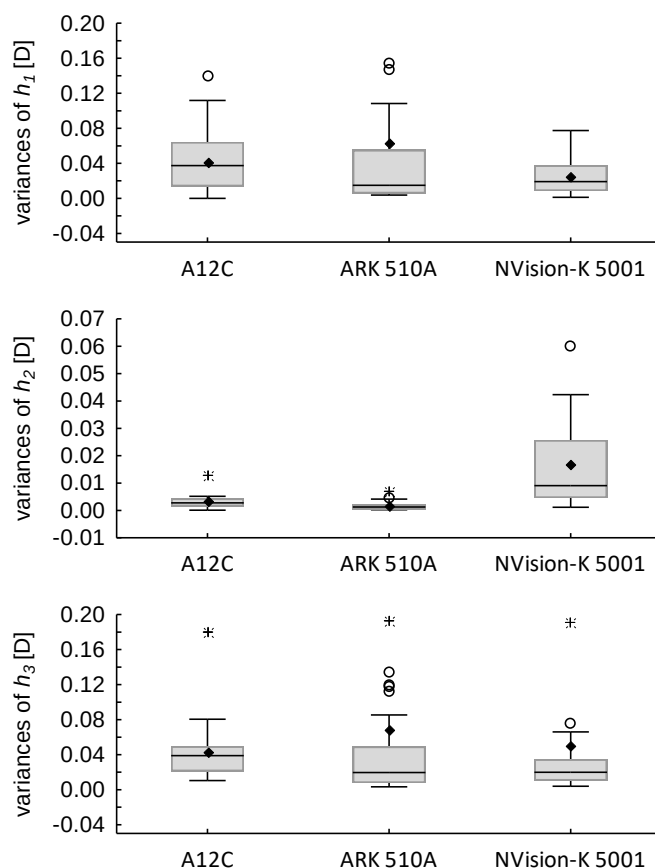
Tabela 30. Wyniki dwuczynnikowej ANOVA badającej wpływ zaburzeń widzenia obuocznego i akomodacji na dokładność pomiarów autorefraktometrycznych.

<i>F</i>	Zaburzenia akomodacji	Zaburzenia widzenia obuocznego
A12C	0,22 ($p = 0,64$)	0,43 ($p = 0,51$)
ARK510A	0,48 ($p = 0,49$)	3,13 ($p = 0,09$)
NVision-K 5001	0,77 ($p = 0,39$)	1,62 ($p = 0,21$)

Krótkoczasowa zmienność stanu refrakcji oka w trakcie sesji różniła się między uczestnikami badania, oczami i urządzeniami. Najmniejszy zakres to 0,25 D, a największy 3 D w przestrzeni h . Średnie wariancje składowych wektora h (które stanowią miarę powtarzalności refrakcji w trakcie sesji), dla wszystkich analizowanych urządzeń są przedstawione w tabeli 31. Wariancje są również przedstawione na wykresie ramka-wąsy na rysunku 64. Mediany dla OP h_1 i h_3 z ARK 510A (0,015 i 0,020) i NVision-K 5001 (0,019 i 0,020) są podobne. Jednakże średnie z ARK 510A są większe niż z NVision-K 5001 dla h_1 i h_3 (tabela 31). Na wykresie można również zaobserwować punkty odstające. Mediany h_1 i h_3 dla OP z A12C (0,037 i 0,039) są większe niż te z pozostałych urządzeń. Jednakże najbardziej na rysunku 64 wyróżnia się bardzo duża wariancja h_2 z NVision-K 5001 w porównaniu do tych z pozostałych urządzeń. Można również zaobserwować jeden punkt odstający.

Tabela 31. Średnie wariancje składowych wektora h z fotorefraktometru A12C, autorefraktometru konwencjonalnego ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001.

	A12C		ARK 510A		NVision-K 5001	
	RE	LE	RE	LE	RE	LE
h_1	0,0418	0,0523	0,0629	0,0485	0,0251	0,0378
h_2	0,0033	0,0022	0,0016	0,0025	0,0167	0,0174
h_3	0,0436	0,0461	0,0682	0,0576	0,0503	0,0401



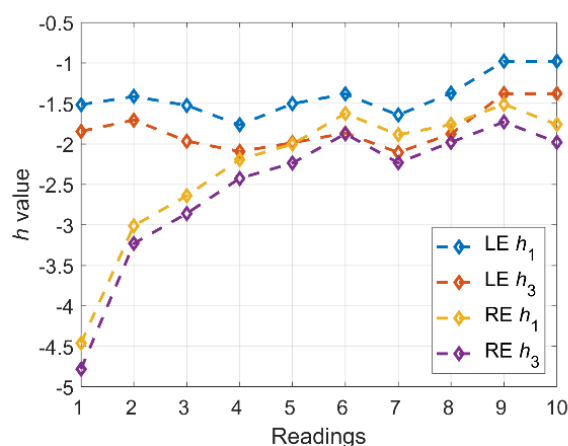
Rysunek 64. Wykresy ramka-wąsy wariancji h -wektorów z trzech autorefraktometrów dla oka prawego. Jeden punkt ekstremalny (uczestnik badania 21) dla h_1 i h_3 z ARK 510A nie jest przedstawiony na wykresie (wartość około 0,8). Linia pozioma to mediana, romb- średnia, kółka – wartości odstające, gwiazdki – wartości ekstremalne. Ramka przedstawia zakres między kwartylem dolnym i górnym, a wąsy zakres wartości nieodstających.

Zaobserwowana różnorodność wykresów, przedstawiających zmienność refrakcji w krótkim czasie podczas pomiaru autorefraktometrem, była podobna do tej u dorosłych (opisana w rozdziale 7). Najczęstszy wzór zmienności refrakcji to rozkład wydłużony równolegle do linii sfer, który wskazuje na zmienność mocy sferycznej w wyniku aktywnej akomodacji. W takim wykresie moc i oś cylindra pozostały mniej więcej stałe. Przykład takiego rozkładu a zarazem przypadek z największą zmiennością refrakcji podczas sesji pomiarowej przedstawia rysunek 66. Badany to uczestnik badania 21. Wyniki refrakcji dla tej osoby są przedstawione w tabeli 32. Jak widać zarówno na wykresie jak i w tabeli, ARK 510A dał najbardziej krótkowzroczny wynik, znacznie różniący się od SR, podczas gdy wyniki A12C i NVision-K 5001 były zbliżone do SR. Wyjątkowo duża zmienność refrakcji w trakcie sesji pomiarowej dotyczy jedynie wyników OP

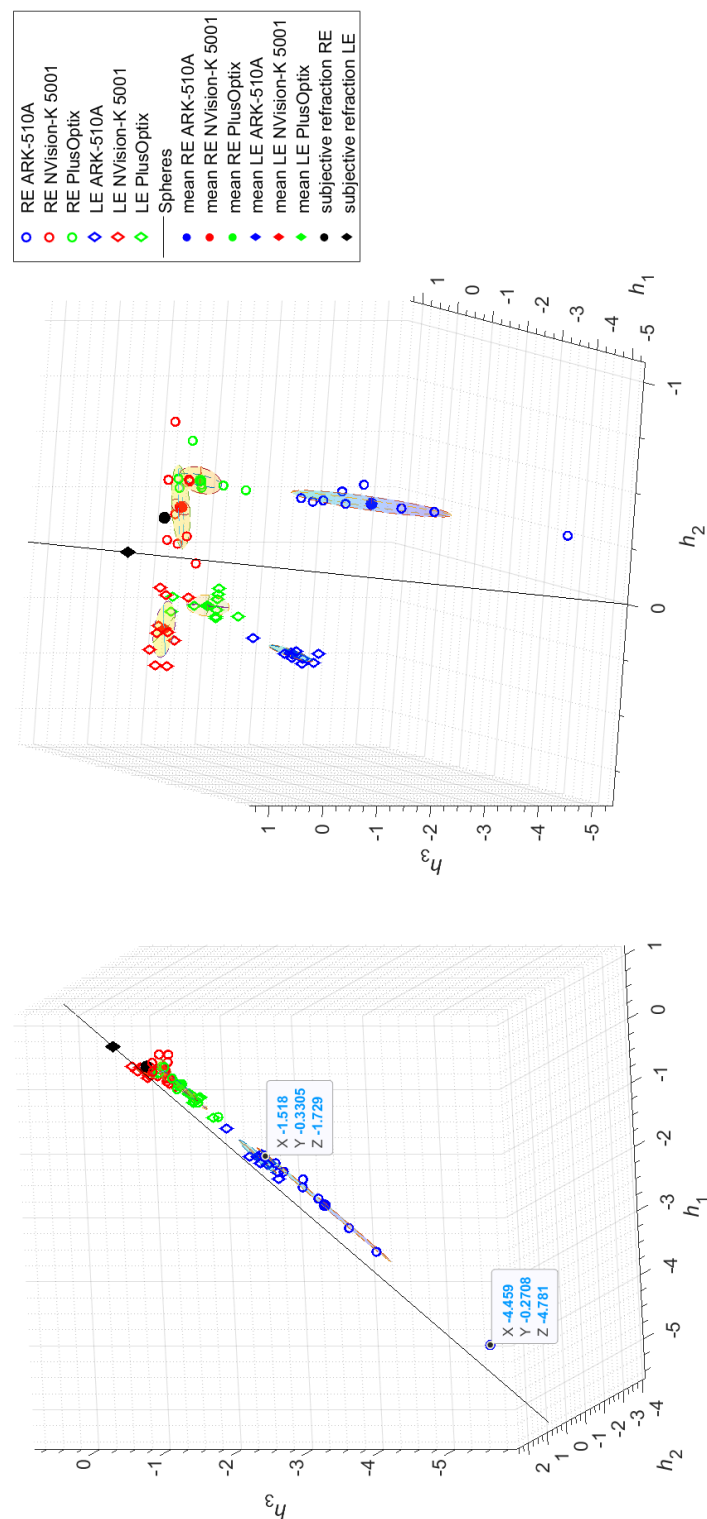
z konwencjonalnego autorefraktometru. Stan refrakcyjny uczestnika badania zmieniał się od $-4,37 / -0,50 \times 155^\circ$ ($h = (-4,459 -0,2708 -4,781)^\circ$) do $-1,37 / -0,50 \times 148^\circ$ ($h = (-1,518 -0,3305 -1,729)^\circ$). Elipsoida jest znaczenie wydłużona równolegle do linii sfer, co wskazuje na zmiany refrakcji głównie w sferze, czyli zmiany akomodacyjne. Rysunek 65 przedstawia wektory h_1 i h_3 zgodnie z kolejnością pomiaru. Pierwszy pomiar dla OP był najbardziej krótkowzroczny, a każdy kolejny był coraz mniej ujemny. Wyniki OL są względnie stabilne, co może wynikać z faktu, że OL było okiem dominującym badanego. Badany miał niesprawną akomodację i egzoforię. Sprawność akomodacji wyniosła 4,5 cykl/min dla OP i 8 cykl/min dla OL. Amplituda akomodacji OP wyniosła 14,3 D, a OL – 18,2 D. Prawdopodobnie większe zaburzenia akomodacji OP spowodowały nietypowe zachowanie akomodacyjne podczas pomiaru autorefraktometrem. Zjawisko to nie wystąpiło w pomiarach za pomocą A12C i NVision-K 5001, które były wykonywane w warunkach widzenia obuocznego.

Tabela 32. Wyniki SR i AR obu oczu uczestnika badania nr 21.

	SR	A12C	ARK 510A	NVision-K 5001
OP	0,00 / $-0,25 \times 143^\circ$	$-0,23 / -0,52 \times 143^\circ$	$-2,15 / -0,52 \times 149^\circ$	$-0,08 / -0,39 \times 154^\circ$
OL	+0,25	$-0,40 / -0,49 \times 19^\circ$	$-1,27 / -0,68 \times 27^\circ$	$+0,06 / -0,51 \times 33^\circ$



Rysunek 65. Wartości wektorów h_1 i h_3 kolejnych odczytów autorefraktometrycznych uzyskanych przez ARK 510A obu oczu uczestnika badania nr 21. Zmiany wartości wektora h_2 w czasie są nieistotne, więc nie zostały przedstawione na wykresie.

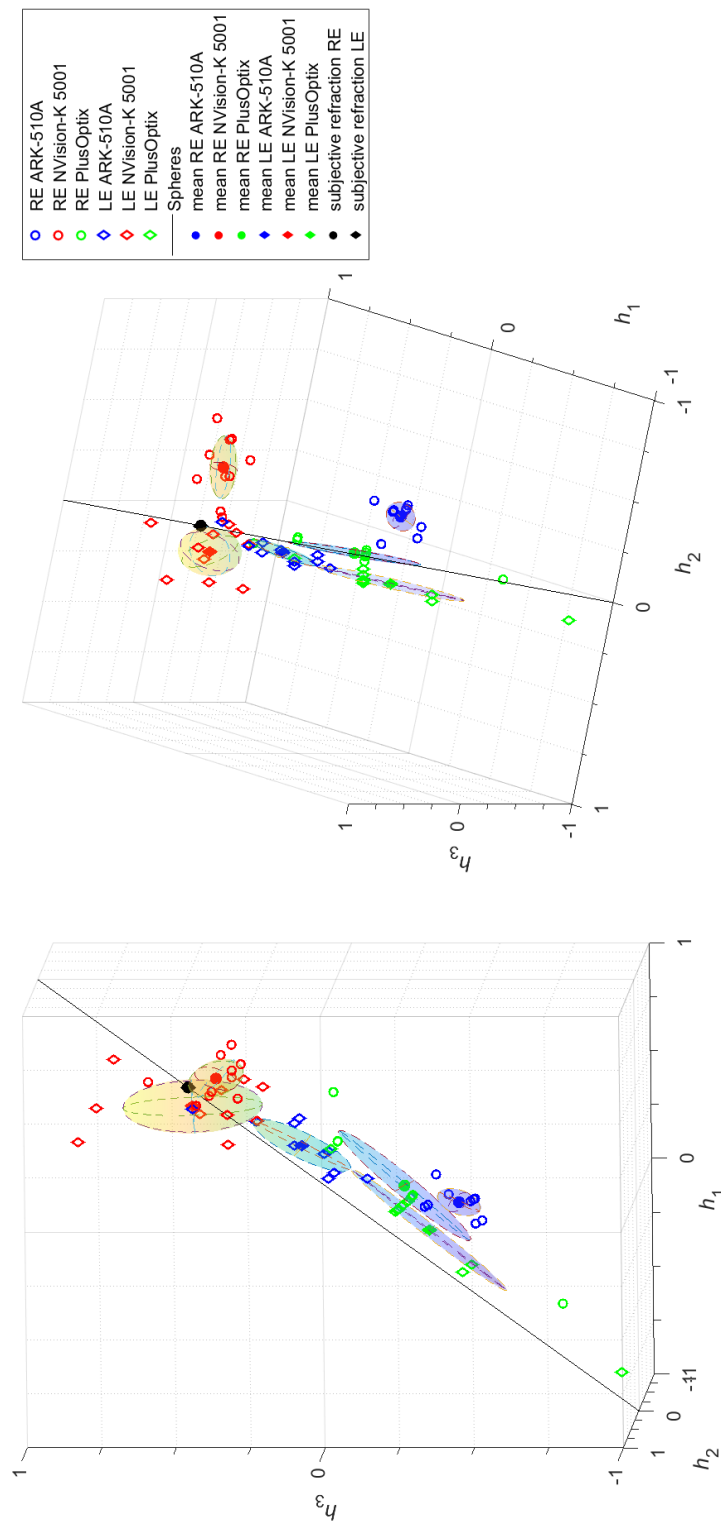


Rysunek 66. Wykres zmienności refrakcji w trakcie jednej sesji pomiarowej z obu oczu (dwa rzuty) z trzech autorefraktometrów uczestnika badania nr 21. Zakres zmienności refrakcji OL z ARK 510A to największy z zaobserwowanych w badaniu. OL było okiem dominującym osoby badanej. Badany miał niesprawną akomodację. Każdy punkt to jeden z 10 odczytów (kółka – OP, romby – OL). Kolorem zielonym oznaczono pomiary z A12C, niebieskim – z ARK 510A, czerwonym – z NVision-K 5001. Czarne punkty to SR. Wypełnione znaczki to średnie, a czarna linia to linia sfer (moc cylindra = 0).

U większości uczestników badania autorefraktometr otwartego pola dał wynik bardziej nadwzroczny lub mniej krótkowzroczny niż pozostałe dwa autorefraktometry i bliższy wynikowi refrakcji subiektywnej. Natomiast zmienność refrakcji wzdłuż osi h_2 w jednej sesji pomiarowej (rysunek 64) oraz różnice między AR i SR w h_2 (rysunek 63) są znacznie większe dla NVision-K 5001. Dodatkowo rozkład punktów reprezentujących pojedyncze odczyty w przestrzeni h był zwykle bardziej złożony niż rozkłady z A12C i ARK 510A. Taki przypadek ilustruje rysunek 67 przedstawiający wyniki uczestnika badania 24. Wyniki refrakcji tej osoby są przedstawione w tabeli 33. Badany miał egzoforię przechodzącą w okresową egzotropię. Zakres zmienności refrakcji w krótkim czasie ze wszystkich trzech autorefraktometrów jest mniejszy dla OP, który jest okiem dominującym. Nietypowy rozkład odczytów refrakcji OL z NVision-K 5001 może być spowodowany problemem z utrzymaniem fiksacji na obiekcie obserwacji podczas obserwacji w naturalnych warunkach obuoczných. Problem ten nie wystąpił jednak w pomiarze za pomocą fotorefraktometru, który również pozwala na obserwację obuoczną. Możliwe, że bliższa odległość obserwacji w A12C lepiej stymulowała konwergencję niż obserwacja ekranu optotypów z odległości 4,5 m w NVision-K 5001. Aczkolwiek u kilku badanych bez zaburzeń wzrokowych również zaobserwowano większą zmienność refrakcji z NVision-K 5001 w osi h_2 . Podobne rozkłady opisano również wśród osób dorosłych [131].

Tabela 33. Wyniki SR i AR obu oczu uczestnika badania nr 24.

	SR	A12C	ARK 510A	NVision-K 5001
OP	+0,50	-0,05 / -0,27 × 3°	-0,02 / -0,42 × 161°	+0,67 / -0,42 × 140°
OL	+0,50	-0,10 / -0,25 × 23°	+0,26 / -0,16 × 19°	+0,54 / -0,16 × 53°



Rysunek 67. Wykres zmienności refrakcji w trakcie jednej sesji pomiarowej z obu oczu (dwa rzuty) z trzech autorefraktometrów uczestnika badania 24. Rozkłady zmienności refrakcji w krótkim czasie z A12C i ARK 510A jest wydłużony równolegle do osi sfer, natomiast rozkład z NVision-K 5001 jest bardziej złożony. Badany miał okresową egzotropię. Każdy punkt to jeden z 10 odczytów (kółka – OP, romby – OL). Kolorem zielonym oznaczono pomiary z A12C, niebieskim – z ARK 510A, czerwonym – z NVision-K 5001. Czarne punkty to SR. Wypełnione znaczniki to średnie, a czarna linia to linia sfer (moc cylindra = 0).

8.3. Dyskusja wyników

Badanie wykazało, że różnica między refrakcją podmiotową i autorefrakcją bez cykloplegii jest zależna od warunków obserwacji i typu obiektu fiksacji w autorefraktometrze. Konwencjonalny podczerwony autorefraktometr ARK 510A dał najbardziej krótkowzroczne wyniki, ze średnią różnicą między SR i AR równą 0,87 D w przestrzeni h ($+0,63 / -0,31 \times 93^\circ$). Mniej krótkowzroczne wyniki uzyskał fotorefraktometr A12C ze średnią różnicą między SR i AR równą 0,70 D ($+0,52 / -0,25 \times 96^\circ$). Tymczasem autorefraktometr otwartego pola NVision-K 5001 dał wyniki najbliższe SR ze średnią różnicą równą 0,53 D ($+0,19 / -0,26 \times 94^\circ$). Sztuczne obiekty obserwacji, symulujące dal wzrokową i zamglenie, zastosowane w ARK 510A, nie zrelaksowały wystarczająco akomodacji. Bardziej skuteczny w tym zakresie był NVision-K 5001, który wymagał zewnętrznego obiektu fiksacji w dalszej odległości i pozwolił na obserwację obuoczną. Jest to zgodne z wynikami przedstawionymi w rozdziałach 5 i 6 [84,131] oraz innymi badaniami [13,96,98]. W badaniu Choonga *i in.* różnica między refakcją subiektywną obuoczną a AR z konwencjonalnego autorefraktometru wyniosła 0,55 D, a AR z autorefraktometru otwartego pola 0,13 D [13]. Chat i Edwards również wykazali przewagę autorefraktometru otwartego pola nad konwencjonalnym, co zostało przedstawione w tabeli 12 w rozdziale 5.2. Różnica między SR i AR jaką uzyskali była większa niż w naszym badaniu, ponieważ zastosowali cykloplegię. Macierz wariancji-kowariancji z ich badania (tabela 12) jest podobna do tej zaprezentowanej w tabeli 29. Wariancja h_2 różnicy między SR i NVision-K 5001 jest o 0,024 mniejsza niż ta z badania Chata i Edwardsa. Aczkolwiek badali oni młodsze dzieci (średni wiek 6,45 lat), więc różnica między pomiarem SR po cykloplegii a AR bez porażenia akomodacji uczestników naszego badania mogłaby być mniejsza, jako że rozbieżność tych pomiarów zmienia się z wiekiem [17,94,95,116]. A12C, podobnie jak NVision-K 5001, wykonywał pomiar w warunkach obuocznych, jednak obiekt fiksacji był w odległości około 1 m, co okazuje się być za blisko, by zrelaksować akomodację. Fotorefraktometr nie zmierzył refrakcji 4 uczestników badania, których refrakcja mieściła się w zakresie pomiarowym urządzenia. Porównanie dokładności fotorefrakcji z urządzenia PowerRefractor ze skiaskopią po cykloplegii

w grupie dzieci przedszkolnych przeprowadzone przez Suryakumara i Bobiera wykazały różnice w SE dla wbudowanego obiektu obserwacji $0,853 \pm 0,769$ D, a dla wysokokontrastowego testu $0,318 \pm 0,558$ D [108]. W tym wypadku również nie da się porównać naszych wyników ze względu na inną technikę pomiaru (skiaskopia), zastosowanie cykloplegii oraz inny wiek badanych dzieci. Większe rozbieżności między fotorefrakcją a skiaskopią po porażeniu akomodacji od Suryakumara i Bobiera uzyskali Ayse *i in.* [101].

Joubert i Harris analizowali różnice między AR uzyskanym konwencjonalnym autorefraktometrem Humphrey 580 i SR w różnych grupach wiekowych. Ich wyniki przedstawiono w tabeli 16 w rozdziale 5.2. Różnice między AR i SR dla OP wyniosły $(-0,27 \ 0,03 \ -0,42)'$ w zapisie wektorowym h $(-0,26 / -0,16 \times 8,6^\circ$ w zapisie konwencjonalnym) w grupie wiekowej 1–10 lat oraz $(-0,07 \ 0,01 \ -0,28)'$ w zapisie wektorowym h $(-0,07 / -0,21 \times 1,1^\circ$ w zapisie konwencjonalnym) w grupie wiekowej 11–20 lat [17]. Mniejsze różnice niż te uzyskane w niniejszym badaniu dla ARK 510A mogą wynikać z faktu, że badacze badali SR jednoocznie, bez balansu obuocznego. W obserwacji obuocznej akomodacja lepiej się rozluźnia, więc nasze badanie mogło dać bardziej nadwzroczne wyniki SR niż ich. Wariancje h_1 i h_3 uzyskane w naszym badaniu przez ARK 510A są większe niż z badania Jouberta i Harrisa w dwóch najmłodszych grupach wiekowych (tabela 16), natomiast z A12C i NVision-K 5001 – mniejsze. Wariancja h_2 różnic między SR i AR z NVision-K 5001 (tabela 29) jest znacznie większa niż z badania Jouberta i Harrisa [17].

Wariancje wektorów h , reprezentujące zmienność refrakcji w krótkim czasie, różnią się między urządzeniami. Największa zmienność refrakcji w sesji pomiarowej z A12C i ARK 510A dotyczyła wektorów h_1 i h_3 , co oznacza zmienność mocy sferycznej, a zatem zmienny stan akomodacji oka. Fotorefraktometr dał wyniki bardziej powtarzalne niż konwencjonalny autorefraktometr. Wariancje wektorów h_1 i h_3 z NVision-K 5001 były mniejsze i mniej zróżnicowane między uczestnikami badania, co oznacza lepszą kontrolę akomodacji między kolejnymi odczytami. Jednakże zmienność wektora h_2 z autorefraktometru otwartego pola była znacznie większa niż z pozostałych analizowanych urządzeń.

W dodatku rozkłady kolejnych odczytów refrakcji w przestrzeni h dla poszczególnych badanych z NVision-K 5001 były bardziej złożone niż te z A12C i ARK 510A. Przyczyną tego zjawiska może być trudność z utrzymaniem wzroku na obiekcie fiksacji przy obuocznej obserwacji rzeczywistego obiektu w dalszej odległości. Fotorefraktometr A12C również wykonuje pomiary w naturalnych warunkach widzenia obuocznego, ale zmienność refrakcji w krótkim czasie w h_2 była znacznie mniejsza niż z NVision-K 5001. Możliwe, że wynika to z samej techniki pomiarowej. A12C analizuje rozkład światła odbitego od dna oka w obszarze całej źrenicy, natomiast NVision-K 5001 tylko centralny obszar źrenicy (około 3 mm). W dodatku fotorefraktometr mierzy dwoje oczu jednocześnie oraz analizuje asymetrie spojrzenia, co również koryguje problem niestabilnej fiksacji. Zmienność refrakcji w h_1 i h_3 u dzieci była większa niż opisana u dorosłych z zaburzeniami akomodacji w rozdziale 7 [131]. Może to być spowodowane silniejszą i bardziej zmienną akomodacją dziecięcych oczu. Zmienność refrakcji w h_2 z A12C i ARK 510A była podobna do zmienności z ARK 510A z badania wśród dorosłych, natomiast z NVision-K 5001 była większa u dzieci o około 0,003 D w porównaniu dorosłymi. Zakresy międzykwartylowy i wyników nieodstających również były większe u dzieci niż u dorosłych. Wydaje się, że jest to efekt ograniczonej uwagi i skłonności do współpracy u dzieci w porównaniu z dorosłymi. Uczestnicy tego badania mogli wykonywać drobne ruchy oczu na inne obiekty niż zadany przez badającego między kolejnymi odczytami.

Inne badania oceniały dokładność refrakcji u dzieci skupiając się na diagnostyce wady sferycznej [13,94,98,107]. To podejście zaniedbuje pomiary astygmatyzmu. Pokazaliśmy w macierzach wariancji-kowariancji dla różnic między SR i AR, że autorefraktometr otwartego pola jest skuteczny w kontroli akomodacji, ale stabilizacja fiksacji podczas pomiaru tym urządzeniem jest trudna do weryfikacji. Bardzo duża zmienność refrakcji oka dominującego uczestnika badania 24 z okresową egzotropią wzdłuż h_2 wskazuje, że zaburzenia widzenia obuocznego mogą prowadzić to błędnego pomiaru astygmatyzmu w autorefraktometrze z otwartym polem obserwacji. Podobne obserwacje poczyniono w badaniu osób dorosłych opisanym w rozdziale 7.

Głównym ograniczeniem tego badania jest mała i niejednorodna grupa badawcza. Z tego względu wpływ zaburzeń akomodacji i widzenia obuocznego na dokładność i zmienność refrakcji w krótkim czasie jest trudny do zaobserwowania. W dodatku zastosowanie cykloplegii w badaniu pozwoliłoby na zaobserwowanie czy różnice między AR przed cykloplegią i refrakcją podmiotową po porażeniu akomodacji, czyli „złotym standardem” są większe w grupie dzieci z zaburzeniami wzrokowymi.

Podsumowanie

Niniejsza praca jest poświęcona tematyce wiarygodności pomiarów autorefraktometrycznych. Poniżej przedstawiono podsumowanie trzech badań przeprowadzonych w ramach tej pracy w ujęciu realizacji celów i tez założonych we wstępie.

W rozdziale 6 porównano dokładność pomiarów refrakcji przedmiotowej bez porażenia akomodacji wykonanej za pomocą 3 różnych urządzeń: konwencjonalnego autorefraktometru Nidek ARK 510A, autorefraktometru otwartego pola Shin-Nippon NVision-K 5001 oraz aberrometru Visionix L80 Wave+ w grupie młodych dorosłych. Porównanie wyników z 3 urządzeń nie wykazało istotnych statystycznie różnic, ale porównanie wyników autorefrakcji z refrakcją podmiotową wykazało różnice. Autorefraktometr otwartego pola dał wyniki najmniej krótkowzroczne i najbliższe refrakcji podmiotowej, a aberrometr wyniki najbardziej krótkowzroczne. Aberrometr okazał się natomiast bardzo dokładny w pomiarze osi i mocy astygmatyzmu (**tezy 1 i 2**). Zauważono, że dla pojedynczych przypadków, urządzenia mogą dać wynik różniący się o nawet 1,5 D od refrakcji subiektywnej.

W rozdziale 7 badano wiarygodność refrakcji u dorosłych przy użyciu krótko- i długoczasowej zmienności stanu refrakcji oka. Analizowano również wpływ warunków obserwacji oraz zaburzeń akomodacji, widzenia obuocznego i powierzchni oka na dokładność pomiarów autorefraktometrycznych i wielkość oraz typ rozkładu zmienności refrakcji w krótkim czasie. Analiza statystyczna nie potwierdziła tego wpływu, ale analiza graficzna indywidualnych przypadków wskazała pewne zależności. Dzięki zastosowaniu formalizmu matematycznego wektorów h zauważono, że autorefraktometr otwartego pola lepiej kontroluje akomodację, dając wyniki bardziej nadwzroczne niż konwencjonalny (**teza 2**), ale jednocześnie słabiej kontroluje fiksację. Krótkoczasowa zmienność stanu refrakcji oka podczas pomiaru za pomocą ARK 510A zmieniała się głównie sferycznie, a astygmatyzm pozostawał mniej więcej stały. Zaobserwowano zjawisko miopii instrumentalnej i przesłanki, że u osób z zaburzeniami akomodacji sztuczny

obiekt fiksacji może wywołać nietypowe zachowanie akomodacyjne, prowadzące do dużej zmienności refrakcji w krótkim czasie. Rozkłady zmienności refrakcji z NVision-K 5001, mimo że były bliższe refrakcji podmiotowej, były znacznie bardziej zróżnicowane i często rozciągnięte wzdłuż osi h_2 , co oznacza zmianę „skośności” i/lub mocy cylindra. Szczególnie było to widoczne dla oczu niedominujących u osób z zaburzeniami widzenia obuocznego. Wydaje się, że naturalne warunki obserwacji nie stabilizują fiksacji w słabszym oku w przypadku zaburzeń obuocznosci. Nie zauważono natomiast istotnego wpływu zaburzeń powierzchni oka na wiarygodność czy zmienność pomiarów autorefraktometrycznych. Prawdopodobnie zachęcanie badanych do mrugania między kolejnymi odczytami refrakcji eliminuje ten problem (**tezy 2, 3 i 4**).

Rozdział 8 przedstawia porównanie dokładności autorefrakcji bez cykloplegii uzyskanej za pomocą fotorefraktometru A12C, autorefraktometru konwencjonalnego ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 oraz badanie wpływu zaburzeń akomodacji i widzenia obuocznego na wiarygodność autorefrakcji i krótkoczasową zmienność stanu refrakcji oka. Zaobserwowano większe różnice między refrakcją podmiotową i autorefrakcją niż u osób dorosłych (**teza 5**). Najmniej krótkowzroczne wyniki dał NVision-K 5001, a najbardziej krótkowzroczne ARK 510A (**teza 2**). Typy rozkładów zmienności refrakcji w czasie były natomiast podobne do tych zaobserwowanych w grupie dorosłych. Krótkoczasowa zmienność stanu refrakcji oka wzdłuż linii sfer z ARK 510A była jeszcze większa niż u dorosłych z zaburzeniami akomodacji. Zauważono, że otwarte pole obserwacji w NVision-K 5001 daje jeszcze większą zmienność refrakcji wzdłuż osi h_2 niż tą zaobserwowaną u dorosłych (**teza 3**). Wydaje się, że dzieci mają mniejszą zdolność do utrzymania uwagi oraz mniejszą motywację do współpracy, a więc nie utrzymywały wzroku dokładnie na obiekcie fiksacji na odległym ekranie. Nie zauważono tego zjawiska w pomiarach z A12C, który również umożliwia obserwację obuoczną. Wydaje się, że bliższa odległość, analiza odbicia światła w całej źrenicy oraz pomiar asymetrii oczu eliminuje problem niestabilności fiksacji w fotorefraktometrze.

Powyższe badania pokazały, że każde urządzenie mierzy na tyle dokładnie, by mogło być stosowane klinicznie, ale nie można ich stosować zamiennie. Aberrometr L80 Wave+ najbardziej przeszacowywał krótkowzroczność, ale bardzo dokładnie oszacowywał astygmatyzm. Jest więc rekomendowany do stosowania u osób dorosłych jako punkt startowy do refrakcji podmiotowej. Autorefraktometr konwencjonalny ARK 510A dał wyniki mniej krótkowzroczne niż aberrometr, ale bardziej krótkowzroczne niż refrakcja podmiotowa. Zastosowanie analizy graficznej w przestrzeni h pokazało, że zmienność stanu refrakcji podczas pomiaru za pomocą ARK 510A zachodzi głównie w wartości sferycznej, a astygmatyzm pozostaje mniej więcej stały. Dla klinicystów oznacza to, że pomiary astygmatyzmu z tego urządzenia są wiarygodne, natomiast pomiary sfery powinny być traktowane z uwagą i założeniem, że mogą być zbyt krótkowzroczne niż prawdziwa refrakcja pacjenta. Autorefraktometr otwartego pola NVision-K 5001 dał wyniki najmniej krótkowzroczne i najbliższe refrakcji podmiotowej zarówno u dorosłych, jak i u dzieci. Badania opisane w przeglądzie literatury dały podobne wyniki, wskazując dużą rzetelność tego urządzenia. Zastosowanie analizy krótkoczasowej zmienności refrakcji w przestrzeni h pokazało, że urządzenie to nie jest już tak wiarygodne w pomiarze astygmatyzmu. Przez naturalne warunki obserwacji trudno jest zapewnić stabilność fiksacji podczas pomiaru, szczególnie u młodszych pacjentów oraz przy zaburzeniach widzenia obuocznego. W efekcie kolejne pomiary mogą różnić się od siebie w wartości mocy jak i osi astygmatyzmu. Urządzenie to może więc służyć do badań przesiewowych wzroku. Może również dać punkt startowy do refrakcji podmiotowej, ale wartości astygmatyzmu i osi mogą wymagać dużej korekty ze strony specjalisty. Fotorefraktometr A12C dał wyniki bardziej krótkowzroczne niż NVision-K 5001, ale mniej niż ARK 510A. Mimo naturalnych, obuocznych warunków obserwacji wykonał pomiary astygmatyzmu bardziej stabilne i bliższe refrakcji podmiotowej w porównaniu z autorefraktometrem otwartego pola. Największą wadą tego przyrządu jest ograniczony zakres pomiarowy. W czasach epidemii krótkowzroczności nie może to być jedyne urządzenie do refrakcji przedmiotowej na wyposażeniu gabinetu optometrycznego. Urządzenie to można stosować w badaniach przesiewowych wzroku dzieci ze

względu na łatwość obsługi i przenośność. Poza tym poza refrakcją mierzy również asymetrię spojrzeń oraz ocenia światło w źrenicy, co może wykryć zaćmę wrodzoną czy nowotwór gałki ocznej. Stosując to urządzenie klinicyści powinni mieć na względzie, że może nie wykryć ukrytej nadwzroczności. Analizując wyniki z autorefraktometru specjaliści powinni zwrócić uwagę na wszystkie odczyty pomiarowe, a nie tylko na wartość uśrednioną. W przypadku dużych różnic między odczytami zaleca się zwrócić uwagę na stan akomodacji i widzenia obuocznego danej osoby.

Bibliografia

- [1] Holden BA, Fricke TR, Wilson DA, Jong M, Naidoo KS, Sankaridurg P, et al. Global Prevalence of Myopia and High Myopia and Temporal Trends from 2000 through 2050. *Ophthalmology* 2016;123:1036–42. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2016.01.006>.
- [2] Steinmetz JD, Bourne RRA, Briant PS, Flaxman SR, Taylor HRB, Jonas JB, et al. Causes of blindness and vision impairment in 2020 and trends over 30 years, and prevalence of avoidable blindness in relation to VISION 2020: the Right to Sight: an analysis for the Global Burden of Disease Study. *The Lancet Global Health* 2021;9:e144–60. [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(20\)30489-7](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(20)30489-7).
- [3] Pascual M, Huang J, Maguire MG, Kulp MT, Quinn GE, Ciner E, et al. Risk Factors for Amblyopia in the Vision in Preschoolers Study. *Ophthalmology* 2014;121:622–629.e1. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2013.08.040>.
- [4] Lavanya R, Kawasaki R, Tay WT, Cheung GCM, Mitchell P, Saw S-M, et al. Hyperopic Refractive Error and Shorter Axial Length Are Associated with Age-Related Macular Degeneration: The Singapore Malay Eye Study. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2010;51:6247–52. <https://doi.org/10.1167/iops.10-5229>.
- [5] Hayashi K, Ohno-Matsui K, Shimada N, Moriyama M, Kojima A, Hayashi W, et al. Long-term Pattern of Progression of Myopic Maculopathy: A Natural History Study. *Ophthalmology* 2010;117:1595–1611.e4. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2009.11.003>.
- [6] Wong TY, Klein BEK, Klein R, Knudtson M, Lee KE. Refractive errors, intraocular pressure, and glaucoma in a white population. *Ophthalmology* 2003;110:211–7. [https://doi.org/10.1016/S0161-6420\(02\)01260-5](https://doi.org/10.1016/S0161-6420(02)01260-5).
- [7] Benjamin WJ, Borish IM, editors. Chapter 20 - Monocular and Binocular Subjective Refraction. *Borish's Clinical Refraction (Second Edition)*, Saint Louis: Butterworth-Heinemann; 2006, p. 790–898.
- [8] Campbell CE, Benjamin WJ, Howland HC. Chapter 18 - Objective Refraction: Retinoscopy, Autorefraction, and Photorefraction. In: Benjamin WJ, Borish IM, editors. *Borish's Clinical Refraction (Second Edition)*, Saint Louis: Butterworth-Heinemann; 2006, p. 682–764.
- [9] Yeow P, Taylor S. Clinical evaluation of the Humphrey auto refractor. *Ophthalmic and Physiological Optics* 1989;9:171–5. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.1989.tb00838.x>.
- [10] Cooper J, Citek K, Feldman JM. Comparison of Refractive Error Measurements in Adults with Z-View Aberrometer, Humphrey Autorefractor, and Subjective Refraction. *Optometry* 2011;82:231–40. <https://doi.org/10.1016/j.optm.2010.09.013>.
- [11] Mallen EA, Wolffsohn JS, Gilmartin B, Tsujimura S. Clinical Evaluation of the Shin-Nippon SRW-5000 Autorefractor in Adults. *Ophthalmic Physiol Opt* 2001;21:101–7.
- [12] Sheppard AL, Davies LN. Clinical Evaluation of the Grand Seiko Auto Ref/Keratometer WAM-5500. *Ophthalmic Physiol Opt* 2010;30:143–51. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2009.00701.x>.
- [13] Choong Y-F, Chen A-H, Goh P-P. A Comparison of Autorefraction and Subjective Refraction with and without Cycloplegia in Primary School Children. *American Journal of Ophthalmology* 2006;142:68–74. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2006.01.084>.
- [14] Pesudovs K, Weisinger HS. A Comparison of Autorefractor Performance. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 2004;81:554–8.
- [15] Ohlendorf A, Leube A, Wahl S. Advancing Digital Workflows for Refractive Error Measurements. *Journal of Clinical Medicine* 2020;9:2205. <https://doi.org/10.3390/jcm9072205>.

- [16] Gwiazda J, Weber C. Comparison of Spherical Equivalent Refraction and Astigmatism Measured with Three Different Models of Autorefractors. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 2004;81:56–61.
- [17] Joubert L, Harris WF. Excess of autorefraction over subjective refraction: dependence on age. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 1997;74:439–44.
- [18] Rubin A, Harris WF. Refractive Variation During Autorefraction: Multivariate Distribution of Refractive Status. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry* 1995;72:403–10.
- [19] Harris WF. Representation of Dioptric Power in Euclidean 3-space. *Ophthalmic and Physiological Optics* 1991;11:130–6. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.1991.tb00212.x>.
- [20] Ciuffreda KJ. Chapter 4 - Accommodation, the Pupil, and Presbyopia. In: Benjamin WJ, Borish IM, editors. *Borish's Clinical Refraction (Second Edition)*, Saint Louis: Butterworth-Heinemann; 2006, p. 93–144.
- [21] Styszyński A. Korekcja wad wzroku – procedury badania refrakcji. Bielsko-Biała: 2007.
- [22] Rosenfield M. Chapter 1 - Refractive Status of the Eye. In: Benjamin WJ, Borish IM, editors. *Borish's Clinical Refraction (Second Edition)*, Saint Louis: Butterworth-Heinemann; 2006, p. 3–34.
- [23] American Academy of Ophthalmology. 2019-2020 BCSC (Basic and Clinical Science Course), Section 03: Clinical Optics. San Francisco: 2019.
- [24] Cavas-Martínez F, De la Cruz Sánchez E, Nieto Martínez J, Fernández Cañavate FJ, Fernández-Pacheco DG. Geometrical Analysis of Corneal Topography. In: Alió JL, editor. *Keratoconus: Recent Advances in Diagnosis and Treatment*, Cham: Springer International Publishing; 2017, p. 103–28.
- [25] Grosvenor T. *Optometria*. Wrocław: 2011.
- [26] Skaliky SE. The Cornea and Sclera. In: Skaliky SE, editor. *Ocular and Visual Physiology: Clinical Application*, Singapore: Springer Singapore; 2016, p. 29–46.
- [27] Charman WN. The eye in focus: accommodation and presbyopia. *Clinical & Experimental Optometry* 2008;91:207–25. <https://doi.org/10.1111/j.1444-0938.2008.00256.x>.
- [28] Strenk SA, Strenk LM, Koretz JF. The mechanism of presbyopia. *Progress in Retinal and Eye Research* 2005;24:379–93. <https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2004.11.001>.
- [29] Pierscionek BK. Structure and Physiology of the Eye Lens. *Presbyopia: Origins, Effects and Treatment.*, Danvers: 2012, p. 61–7.
- [30] Croft MA, Kaufman PL. Role of the Ciliary Muscle and Zonula in Accommodation and Presbyopia. *Presbyopia: Origins, Effects and Treatment.*, Danvers: 2012, p. 69–76.
- [31] Gaurisankar ZS, Rijn GA van, Lima JEE, Ilgenfritz AP, Cheng Y, Haasnoot GW, et al. Correlations between ocular biometrics and refractive error: A systematic review and meta-analysis. *Acta Ophthalmologica* 2019;97:735–43. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/aos.14208>.
- [32] Touzeau O, Allouch C, Borderie V, Kopito R, Laroche L. Correlation between refraction and ocular biometry. *J Fr Ophtalmol* 2003;26:355–63.
- [33] Thibos LN, Himebaugh NL, Coe CD. Chapter 19 - Wavefront Refraction. In: Benjamin WJ, Borish IM, editors. *Borish's Clinical Refraction (Second Edition)*, Saint Louis: Butterworth-Heinemann; 2006, p. 765–89.
- [34] Maeda N. Clinical applications of wavefront aberrometry – a review. *Clinical & Experimental Ophthalmology* 2009;37:118–29. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1442-9071.2009.02005.x>.

- [35] Iskander DR, Davis BA, Collins MJ, Franklin R. Objective refraction from monochromatic wavefront aberrations via Zernike power polynomials. *Ophthalmic and Physiological Optics* 2007;27:245–55. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2007.00473.x>.
- [36] Atchison DA, Collins MJ, Wildsoet CF, Christensen J, Waterworth MD. Measurement of monochromatic ocular aberrations of human eyes as a function of accommodation by the howland aberroscope technique. *Vision Research* 1995;35:313–23. [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(94\)00139-D](https://doi.org/10.1016/0042-6989(94)00139-D).
- [37] Ninomiya S, Fujikado T, Kuroda T, Maeda N, Tano Y, Oshika T, et al. Changes of ocular aberration with accommodation. *American Journal of Ophthalmology* 2002;134:924–6. [https://doi.org/10.1016/S0002-9394\(02\)01856-1](https://doi.org/10.1016/S0002-9394(02)01856-1).
- [38] He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R, Huang W. Change in corneal shape and corneal wave-front aberrations with accommodation. *Journal of Vision* 2003;3:1–1. <https://doi.org/10.1167/3.7.1>.
- [39] Cheng H, Barnett JK, Vilupuru AS, Marsack JD, Kasthurirangan S, Applegate RA, et al. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *Journal of Vision* 2004;4:3–3. <https://doi.org/10.1167/4.4.3>.
- [40] Horner DG, Salmon TO, Soni PS. Chapter 17 - Corneal Topography. In: Benjamin WJ, Borish IM, editors. *Borish's Clinical Refraction (Second Edition)*, Saint Louis: Butterworth-Heinemann; 2006, p. 645–81.
- [41] Seitz B, Behrens A, Langenbucher A. Corneal topography. *Current Opinion in Ophthalmology* 1997. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10170448/> (accessed July 29, 2022).
- [42] Safir A, Hyams L, Philpot J, Jagerman LS. Studies in Refraction: I. The Precision of Retinoscopy. *Archives of Ophthalmology* 1970;84:49–61. <https://doi.org/10.1001/archophth.1970.00990040051013>.
- [43] Doherty SE, Doyle LA, McCullough SJ, Saunders KJ. Comparison of retinoscopy results with and without 1% cyclopentolate in school-aged children. *Ophthalmic and Physiological Optics* 2019;39:272–81. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/opo.12629>.
- [44] Zając M. *Optyka okularowa*. Wrocław: Dolnośląskie Wydawnictwo Edukacyjne; 2003.
- [45] Locke LC, Somers W. A comparison study of dynamic retinoscopy techniques. *Optometry and Vision Science* 1989;66:540–4. <https://doi.org/10.1097/00006324-198908000-00009>.
- [46] Guyton DL, O'Connor GM. Dynamic retinoscopy. *Current Opinion in Ophthalmology* 1991;2:78–80. <https://doi.org/10.1097/00055735-199102000-00012>.
- [47] Hunter DG. Dynamic Retinoscopy: The Missing Data. *Survey of Ophthalmology* 2001;46:269–74. [https://doi.org/10.1016/S0039-6257\(01\)00260-0](https://doi.org/10.1016/S0039-6257(01)00260-0).
- [48] García Á, Cacho P. MEM and Nott dynamic retinoscopy in patients with disorders of vergence and accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics* 2002;22:214–20. <https://doi.org/https://doi.org/10.1046/j.1475-1313.2002.00026.x>.
- [49] Goebels S, Käsmann-Kellner B, Eppig T, Seitz B, Langenbucher A. Can retinoscopy keep up in keratoconus diagnosis? *Contact Lens and Anterior Eye* 2015;38:234–9. <https://doi.org/10.1016/j.clae.2015.01.015>.
- [50] Jorge J, Queirós A, Almeida JB, Parafita MA. Retinoscopy/Autorefractometry: Which Is the Best Starting Point for a Noncycloplegic Refraction? *Optometry and Vision Science* 2005;82:64–68. <https://doi.org/10.1097/01.OPX.0000150182.91410.97>.
- [51] Rotsos T, Grigoriou D, Kokkolaki A, Manios N. A comparison of manifest refractions, cycloplegic refractions and retinoscopy on the RMA-3000 autorefractometer in children aged 3 to 15 years. *Clinical Ophthalmology* 2009;3:429–31.
- [52] Collins G. The electronic refractionometer. *Br J Physiol Opt* 1937:30–42.

- [53] Campbell FW, Robson JG. High-Speed Infrared Optometer. *Journal of Optical Society of America* 1959;49:268–72. <https://doi.org/10.1364/JOSA.49.000268>.
- [54] Safir A. Apparatus for objectively testing an optical system. US3136839A, 1964.
- [55] Cornsweet TN, Crane HD. Servo-Controlled Infrared Optometer*. *Journal of Optical Society of America* 1970;60:548–54. <https://doi.org/10.1364/JOSA.60.000548>.
- [56] Cornsweet TN. Computer-Assisted Automated Refractions. *Clinical and Experimental Optometry* 1973;56:310–3. <https://doi.org/10.1111/j.1444-0938.1973.tb00727.x>.
- [57] Scheiner C. *Oculus, hoc est, fundamentum opticum*. Innsbruck, Londyn: 1619.
- [58] Morris CW. The Scheiner Optometer. *The Australian Journal of Optometry* 1966;49:321–9. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1444-0938.1966.tb00461.x>.
- [59] Wood ICJ, Papas E, Burohardt D, Hardwick G. A Clinical Evaluation of the Nidek Autorefractor. *Ophthalmic and Physiological Optics* 1984;4:169–78. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.1984.tb00352.x>.
- [60] Sloan PG, Poise KA. Preliminary Clinical Evaluation of the Dioptron. *Optometry and Vision Science* 1974;51:189–197.
- [61] Brubaker RF, Reinecke RD, Copeland JC. Meridional Refractometry: I. Derivation of Equations. *Archives of Ophthalmology* 1969;81:849–52. <https://doi.org/10.1001/archophth.1969.00990010851018>.
- [62] Bennet A, Rabbetts R. Refraction in oblique meridians of the astigmatic eye. *Br J Physiol* 1978;59–77.
- [63] Demirci G, Arslan B, Özsütçü M, Eliaçık M, Gulkilik G. Comparison of photorefractometry, autorefractometry and retinoscopy in children. *International Ophthalmology* 2014;34:739–46. <https://doi.org/10.1007/s10792-013-9864-x>.
- [64] Erdurmus M, Yagci R, Karadag R, Durmus M. A comparison of photorefractometry and retinoscopy in children. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus* 2007;11:606–11. <https://doi.org/10.1016/j.jaapos.2007.04.006>.
- [65] Howland HC, Howland B. Photorefractometry: A technique for study of refractive state at a distance. *Journal of Optical Society of America* 1974;64:240–9. <https://doi.org/10.1364/JOSA.64.000240>.
- [66] Howland HC, Braddick O, Atkinson J, Howland B. Optics of photorefractometry: orthogonal and isotropic methods. *Journal of Optical Society of America* 1983;73:1701–8. <https://doi.org/10.1364/JOSA.73.001701>.
- [67] Kaakinen K. A simple method for screening of children with strabismus, anisometropia or ametropia by simultaneous photography of the corneal and the fundus reflexes. *Acta Ophthalmologica* 1979.
- [68] Kaakinen K, Tommila V. A clinical study on the detection of strabismus, anisometropia or ametropia of children by simultaneous photography of the corneal and the fundus reflexes. *Acta Ophthalmologica* 1979.
- [69] Howland HC. Photorefractometry of eyes: history and future prospects. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry* 2009.
- [70] Wesemann W, Norcia AM, Allen D. Theory of eccentric photorefractometry (photoretinoscopy): astigmatic eyes. *Journal of Optical Society of America A* 1991;8:2038–47. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.8.002038>.
- [71] Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann–Shack wave-front sensor. *Journal of Optical Society of America A* 1994;11:1949–57. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.11.001949>.
- [72] ECOO Guidelines for optometric and optical services in Europe :: ECOO n.d. <https://www.ecoo.info/2013/07/ecoo-guidelines-for-optometric-and-optical-services-in-europe/> (accessed February 23, 2022).

- [73] Polskie Towarzystwo Optometrii i Optyki. Standard badania optometrycznego i doboru soczewek kontaktowych 2010.
- [74] Thibos LN, Wheeler W, Horner D. Power Vectors: an Application of Fourier Analysis to the Description and Statistical Analysis of Refractive Error. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 1997;74:367–75.
- [75] Harris WF. Statistical Inference on Mean Dioptric Power: Hypothesis Testing and Confidence Regions. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 1990;10:363–72.
<https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.1990.tb00883.x>.
- [76] Rosenblum WM, Christensen JL. Optical Matrix Method: Optometric Applications: *Optometry and Vision Science* 1974;51:961–968.
- [77] Long WF. A matrix formalism for decentration problems. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 1976;53:27–33. <https://doi.org/10.1097/00006324-197601000-00005>.
- [78] Keating MP. A system matrix for astigmatic optical systems: I. Introduction and dioptric power relations. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 1981;58:810–9. <https://doi.org/10.1097/00006324-198110000-00006>.
- [79] Keating MP. A System Matrix for Astigmatic Optical Systems: II. Corrected Systems Including an Astigmatic Eye. *Optometry and Vision Science* 1981;58:919–929.
- [80] Harris WF. Algebra of sphero-cylinders and refractive errors, and their means, variance, and standard deviation. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 1988;65:794–802. <https://doi.org/10.1097/00006324-198810000-00003>.
- [81] Keating MP. On the Use of Matrices for the Mean Value of Refractive Errors. *Ophthalmic and Physiological Optics* 1983;3:201–3.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.1983.tb00599.x>.
- [82] Harris WF. Direct, vec and other squares, and sample variance—covariance of dioptric power. *Ophthalmic and Physiological Optics* 1990;10:72–80.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.1990.tb01110.x>.
- [83] Saunders H. A method for determining the mean refractive error. *The British Journal of Physiological Optics* 1980;1–11.
- [84] Wosik J, Patrzykont M, Pniewski J. Comparison of Refractive Error Measurements by Three Different Models of Autorefractors and Subjective Refraction in Young Adults. *J Opt Soc Am (A)* 2019;36:B1–6. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.36.0000B1>.
- [85] McCaghrey GE, Matthews FE. Clinical Evaluation of a Range of Autorefractors. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 1993;13:129–37.
- [86] Wong EK, Patella VM, Pratt MV, Myers SW, Gaster RN, Leopold IH. Clinical Evaluation of the Humphrey Automatic Refractor. *Archives of Ophthalmology* 1984;102:870–5. <https://doi.org/10.1001/archopht.1984.01040030690020>.
- [87] Paudel N, Adhikari S, Thakur A, Shrestha B, Loughman J. Clinical Accuracy of the Nidek ARK-1 Autorefractor. *Optometry and Vision Science* 2019;96:407–13.
<https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000001386>.
- [88] Davies LN, Mallen EAH, Wolffsohn JS, Gilmartin B. Clinical Evaluation of the Shin-Nippon NVision-K 5001/Grand Seiko WR-5100K Autorefractor. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 2003;80:320–4.
- [89] Domínguez-Vicent A, Al-Soboh L, Brautaset R, Venkataraman AP. Effect of Instrument Design and Technique on the Precision and Accuracy of Objective Refraction Measurement. *Journal of Clinical Medicine* 2020;9:3061.
<https://doi.org/10.3390/jcm9103061>.

- [90] Shneor E, Millodot M, Avraham O, Amar S, Gordon-Shaag A. Clinical evaluation of the L80 autorefractometer. *Clinical & Experimental Optometry* 2012;95:66–71. <https://doi.org/10.1111/j.1444-0938.2011.00644.x>.
- [91] Ma B, Re F, Cw A. The repeatability of automated and clinician refraction. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry* 1998. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9734807/> (accessed March 29, 2022).
- [92] Bullimore MA, Adams CW, Fusaro RE, Bauman M, Cottler RM, Sarver JN, et al. Patient acceptance of autorefractor prescriptions: A randomised clinical trial. In *Visual Science and Its Applications, Technical Digest Series* 1996:194–7.
- [93] Strang NC, Gray LS, Winn B, Pugh JR. Clinical evaluation of patient tolerance to autorefractor prescriptions. *Clinical & Experimental Optometry* 1998;81:112–8.
- [94] Sankaridurg P, He X, Naduvilath T, Lv M, Ho A, Smith E, et al. Comparison of noncycloplegic and cycloplegic autorefraction in categorizing refractive error data in children. *Acta Ophthalmologica* 2017;95:e633–40. <https://doi.org/10.1111/aos.13569>.
- [95] Durrani K, Khan A, Ahmed S. A Comparison of Automated and Manifest Refraction: The Effect of Age. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2006;47:1179–1179.
- [96] Chat SW, Edwards MH. Clinical evaluation of the Shin-Nippon SRW-5000 autorefractor in children. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 2001;21:87–100.
- [97] Lei Y, Chen X, Cheng M, Li B, Jiang Y, Xu Y, et al. Comparisons of objective and subjective refraction with and without cycloplegia using binocular wavefront optometer with autorefraction and retinoscopy in school-age children. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 2022. <https://doi.org/10.1007/s00417-022-05936-8>.
- [98] Guo R, Shi L, Xu K, Hong D. Clinical evaluation of autorefraction and subjective refraction with and without cycloplegia in Chinese school-aged children: a cross-sectional study. *Translational Pediatrics* 2022;11:933–46. <https://doi.org/10.21037/tp-22-226>.
- [99] Steele G, Ireland D, Block and S. Cycloplegic Autorefraction Results in Pre-School Children Using the Nikon Retinomax Plus and the Welch Allyn SureSight. *Optometry and Vision Science* 2003;80:573–577.
- [100] Dahlmann-Noor AH, Vrotsou K, Kostakis V, Brown J, Heath J, Iron A, et al. Vision screening in children by Plusoptix Vision Screener compared with gold-standard orthoptic assessment. *British Journal of Ophthalmology* 2009;93:342–5. <https://doi.org/10.1136/bjo.2008.138115>.
- [101] Ayse YK, Onder U, Suheyla K. Accuracy of Plusoptix S04 in children and teens. *Canadian Journal of Ophthalmology* 2011;46:153–7. <https://doi.org/10.3129/i10-110>.
- [102] Martinez AA, Pandian A, Sankaridurg P, Rose K, Huynh SC, Mitchell P. Comparison of aberrometer and autorefractor measures of refractive error in children. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 2006;83:811–7. <https://doi.org/10.1097/01.opx.0000238708.74276.6c>.
- [103] Xiong S, Lv M, Zou H, Zhu J, Lu L, Zhang B, et al. Comparison of Refractive Measures of Three Autorefractors in Children and Adolescents. *Optometry and Vision Science* 2017;94:894–902. <https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000001113>.
- [104] Liang C-L, Hung K-S, Park N, Chan P, Hank Juo S-H. Comparison of measurements of refractive errors between the hand-held Retinomax and on-table autorefractors in cyclopleged and noncyclopleged children. *American Journal of Ophthalmology* 2003;136:1120–8. [https://doi.org/10.1016/S0002-9394\(03\)00789-X](https://doi.org/10.1016/S0002-9394(03)00789-X).
- [105] Zhao S, Song Y, Zhao Y, Li Y, Li L, Hao Q, et al. Infrared target detection method based on the receptive field and lateral inhibition of human visual system. *Applied Optics* 2017;56:8555–8563. <https://doi.org/10.1364/AO.56.008555>.

- [106] Rotsos T, Grigoriou D, Kokkolaki A, Manios N. A comparison of manifest refractions, cycloplegic refractions and retinoscopy on the RMA-3000 autorefractometer in children aged 3 to 15 years. *Clinical Ophthalmology* 2009;3:429–31. <https://doi.org/10.2147/opth.s5145>.
- [107] Zhu D, Wang Y, Yang X, Yang D, Guo K, Guo Y, et al. Pre- and Postcycloplegic Refractions in Children and Adolescents. *PLOS ONE* 2016;11:e0167628. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0167628>.
- [108] Suryakumar R, Bobier WR. The manifestation of noncycloplegic refractive state in pre-school children is dependent on autorefractor design. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 2003;80:578–86. <https://doi.org/10.1097/00006324-200308000-00012>.
- [109] Wilson LB, Melia M, Kraker RT, VanderVeen DK, Hutchinson AK, Pineles SL, et al. Accuracy of Autorefraction in Children: A Report by the American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology* 2020. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2020.03.004>.
- [110] Sanfilippo PG, Chu B-S, Bigault O, Kearns LS, Boon M-Y, Young TL, et al. What is the appropriate age cut-off for cycloplegia in refraction? *Acta Ophthalmologica* 2014;92:e458–62. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/aos.12388>.
- [111] Wilson S, Ctori I, Shah R, Suttle C, Conway ML. Systematic review and meta-analysis on the agreement of non-cycloplegic and cycloplegic refraction in children. *Ophthalmic and Physiological Optics* 2022;42:1276–88. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/opo.13022>.
- [112] Morgan IG, Iribarren R, Fotouhi A, Grzybowski A. Cycloplegic refraction is the gold standard for epidemiological studies. *Acta Ophthalmologica* 2015;93:581–5. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/aos.12642>.
- [113] Bjørset CO, Pedersen HR, Synstelién GO, Gilson SJ, Hagen LA, Langaas T, et al. Non-cycloplegic refraction cannot replace cycloplegic refraction in primary school children. *Scandinavian Journal of Optometry and Visual Science* 2022;15:1–6–1–6. <https://doi.org/10.15626/sjovs.v15i2.3645>.
- [114] Dahlmann-Noor AH, Comyn O, Kostakis V, Misra A, Gupta N, Heath J, et al. Plusoptix Vision Screener: the accuracy and repeatability of refractive measurements using a new autorefractor. *The British Journal of Ophthalmology* 2009;93:346–9. <https://doi.org/10.1136/bjo.2008.138123>.
- [115] Zhao J, Mao J, Luo R, Li F, Pokharel GP, Ellwein LB. Accuracy of noncycloplegic autorefraction in school-age children in China. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 2004;81:49–55. <https://doi.org/10.1097/00006324-200401000-00010>.
- [116] Fotouhi A, Morgan IG, Iribarren R, Khabazkhoob M, Hashemi H. Validity of Noncycloplegic Refraction in the Assessment of Refractive Errors: the Tehran Eye Study. *Acta Ophthalmologica* 2012;90:380–6. <https://doi.org/10.1111/j.1755-3768.2010.01983.x>.
- [117] Bland JM, Altman DG. Statistical Methods For Assessing Agreement Between Two Methods Of Clinical Measurement. *Lancet* 1986;327:307–10. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(86\)90837-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8).
- [118] Gwiazda J, Weber C. Comparison of Spherical Equivalent Refraction and Astigmatism Measured with Three Different Models of Autorefractors. *Optom Vis Sci* 2004;81:56–61.
- [119] Nagra M, Akhtar A, Huntjens B, Campbell P. Open versus closed view autorefraction in young adults. *Journal of Optometry* 2021;14:86–91. <https://doi.org/10.1016/j.optom.2020.06.007>.

- [120] Bennett JR, Stalboerger GM, Hodge DO, Schornack MM. Comparison of Refractive Assessment by Wavefront Aberrometry, Autorefraction, and Subjective Refraction. *J Optom* 2015;8:109–15. <https://doi.org/10.1016/j.optom.2014.11.001>.
- [121] Navarro R, Fernández-Sánchez V, López-Gil N. Refractive Status in Eyes with Inhomogeneous or Irregular Pupils. *Optom Vis Sci* 2014;91:221–30. <https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000000135>.
- [122] Chakraborty R, Read SA, Collins MJ. Diurnal Variations in Axial Length, Choroidal Thickness, Intraocular Pressure, and Ocular Biometrics. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2011;52:5121–9. <https://doi.org/10.1167/iovs.11-7364>.
- [123] Read SA, Collins MJ, Iskander DR. Diurnal Variation of Axial Length, Intraocular Pressure, and Anterior Eye Biometrics. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2008;49:2911–8. <https://doi.org/10.1167/iovs.08-1833>.
- [124] Schanzlin DJ, Santos VR, Waring GO, Lynn M, Bourque L, Cantillo N, et al. Diurnal Change in Refraction, Corneal Curvature, Visual Acuity, and Intraocular Pressure After Radial Keratotomy in the PERK Study. *Ophthalmology* 1986;93:167–75. [https://doi.org/10.1016/S0161-6420\(86\)33765-5](https://doi.org/10.1016/S0161-6420(86)33765-5).
- [125] Asejczyk-Widlicka M, Śródka DW, Kasprzak H, Pierscionek BK. Modelling the elastic properties of the anterior eye and their contribution to maintenance of image quality: the role of the limbus. *Eye* 2007;21:1087–94. <https://doi.org/10.1038/sj.eye.6702464>.
- [126] Józwiak A, Asejczyk-Widlicka M, Kurzynowski P, Pierscionek BK. How a dynamic optical system maintains image quality: Self-adjustment of the human eye. *Journal of Vision* 2021;21:6–6. <https://doi.org/10.1167/jov.21.3.6>.
- [127] Hovanesian J, Epitropoulos A, Donnenfeld ED, Holladay JT. The Effect of Lofitegrast on Refractive Accuracy and Symptoms in Dry Eye Patients Undergoing Cataract Surgery. *Clin Ophthalmol* 2020;14:2709–16. <https://doi.org/10.2147/OPTH.S264520>.
- [128] Koh S, Tung CI, Inoue Y, Jhanji V. Effects of tear film dynamics on quality of vision. *British Journal of Ophthalmology* 2018;102:1615–20. <https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2018-312333>.
- [129] Harris WF. Testing Hypotheses on Dioptric Power. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 1992;69:835–45. <https://doi.org/10.1097/00006324-199211000-00002>.
- [130] Harris WF, Malan DJ, Rubin A. The Distribution of Dioptric Power: Ellipsoids of Constant Probability Density. *Ophthalmic Physiol Opt* 1991;11:381–4. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.1991.tb00239.x>.
- [131] Kiermasz J, Sobol M, Pniewski J. Impact of Viewing Conditions and Vision Anomalies on Accuracy and Dynamics of Noncycloplegic Autorefraction. *Optometry and Vision Science* 2022;99:844. <https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000001962>.
- [132] Scheiman M, Wick B. Clinical Management of Binocular Vision: Heterophoric, Accommodative, and Eye Movement Disorders. Philadelphia: Wolters Kluwer Health; 2013.
- [133] Rubin A, Gillan WDH. Variation During Autorefraction: Influence of Two Different Target Types. *Ophthalmic and Physiological Optics* 1997;17:38–43. [https://doi.org/10.1016/S0275-5408\(96\)00051-8](https://doi.org/10.1016/S0275-5408(96)00051-8).
- [134] Sukha AY, Rubin A. Short-term Variation of Autorefraction in Diabetic Macular Edema (DME). *African Vision and Eye Health* 2007;66:150–62. <https://doi.org/10.4102/aveh.v66i4.251>.
- [135] Fenga C, Aragona P, Di Nola C, Spinella R. Comparison of Ocular Surface Disease Index and Tear Osmolarity as Markers of Ocular Surface Dysfunction in Video Terminal Display Workers. *American Journal of Ophthalmology* 2014;158:41–48.e2. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2014.03.007>.

- [136] Ramos-Betancourt N, González-Dibildox LA, Robles-Gutiérrez CR, Rojo-Zamudio DM, Ozorno-Zarate J, Martinez JD, et al. Correlation between Infrared Meibography and Ocular Surface Disease signs and symptoms. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2015;56:2510–2510.
- [137] Guo X, Friedman DS, Repka MX, Collins ME. Visual acuity and refractive findings in children prescribed glasses from a school-based vision program. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus* 2021;25:344.e1-344.e7. <https://doi.org/10.1016/j.jaapos.2021.07.013>.

Spis rysunków

Rysunek 1. Model oka Gullstranda. A przedstawia współczynniki załamania ośrodków oraz położenia powierzchni refrakcyjnych. B przedstawia położenia punktów kardynalnych. Wszystkie wartości są podane w milimetrach [23], s. 162.	22
Rysunek 2. Emetropia. A. Promienie równoległe skupiają się na siatkówce. B. Promienie świetlne wychodzące z dołeczka skupiają się w nieskończoności [23], s. 174.	26
Rysunek 3. Krótkowzroczność. A. Promienie równoległe skupiają się przed siatkówką, a na siatkówce powstaje obraz rozogniskowany. B. Promienie wychodzące z dołeczka skupiają się w punkcie dalekim oka pomiędzy nieskończonością a rogówką [23], s. 175.	27
Rysunek 4. Nadwzroczność. A. Promienie równoległe skupiają się za siatkówką, a na siatkówce powstaje obraz rozogniskowany. B. Promienie wychodzące z dołeczka skupiają się w punkcie dalekim oka za siatkówką [23], s. 175.	27
Rysunek 5. Rodzaje astygmatyzmu [23], s. 176.	28
Rysunek 6. Piramida wielomianów Zernikego, dla n w zakresie 2–6 [35].	30
Rysunek 7. Aberracja sferyczna. [23], s. 103.	30
Rysunek 8. Zasada działania keratometrii. W oparciu o zasadę podobieństwa trójkątów, stosunek wielkości obiektu h do odległości x jest równy stosunkowi obrazu h' do długości ogniskowej $-f$. Zwykle odległość x przybliża się odległością d , wielkość przedmiotu jest znana, a wielkość obrazu jest mierzona. Promień krzywizny, który jest równy dwukrotności ogniskowej może być łatwo obliczony proporcją [40], s. 645–681.	34
Rysunek 9. Zasada działania skiaskopu w przypadku oka miarowego [44].	37
Rysunek 10. A. Wiązka światła skiaskopu jest rozbieżna poprzez umieszczenie źródła światła (S) w ognisku soczewki kolimatora. B. Wiązka światła skiaskopu jest zbieżna poprzez umieszczenie źródła światła za ogniskiem soczewki kolimatora. ASD – odległość skiaskopu od pozornego źródła światła [8], s. 687.	37
Rysunek 11. Skiaskopia u osoby krótkowzrocznej. Refleks w źrenicy pacjenta porusza się w przeciwną stronę niż ruch skiaskopu [23], s. 193.	39
Rysunek 12. Uzyskiwanie neutralizacji w skiaskopii. Im punkt daleki oka bliżej skiaskopu, tym refleks jest szerszy i porusza się szybciej [23], s. 193.	39
Rysunek 13. A. Orientacja szczeliny zgodna z głównymi południkami astygmatyzmu oka. B. Efekt złamania linii. Orientacja szczeliny refleksu nie jest równoległa do szczeliny świetlnej skiaskopu [8], s. 645–681.	40
Rysunek 14. Schemat działania autorefraktometru Nidek opartego na zasadzie dysku Scheinera. Dysk Scheinera zastąpiony został 2 diodami LED. [59]	46
Rysunek 15. Schemat działania autorefraktometru, opierającego się na technice skiaskopii (analiza prędkości ruchu refleksu). [8], s. 727.	46
Rysunek 16. Schematyczna budowa autorefraktometru Dioptron opartego na zasadzie najlepszego ogniskowania. A. Układ oświetleniowy. B. Układ detekcyjny. [8], s. 733....	48

Rysunek 17. Konstrukcja autorefraktometru Humphrey, wykorzystująca układ noży Faucaulta. [8], s. 738.	49
Rysunek 18. Schematyczna budowa autorefraktometru Canon opartego na zasadzie analizy odchylenia promienia. [8], s. 744.	50
Rysunek 19. Układ optyczny autorefraktometru Topcon, analizującego wielkość obrazu siatkówkowego. [8], s. 748.	52
Rysunek 20. Układ 4 segmentów cylindrycznych o kształcie litery V o kącie wierzchołkowym 70° z kamery fotorefraktometru ortogonalnego umieszczony w metalowym uchwycie. W środku przebiega światłowód. Przerwy między segmentami są zaczerwienione [65].	53
Rysunek 21. Przykładowy obraz z fotorefraktometru ortogonalnego. Osie cylindrów to 45° i 135° [65].	53
Rysunek 22. Schemat powstawania obrazu o kształcie gwiazdy na kliszy fotorefraktometru (tylko 2 z 4 segmentów cylindrycznych są pokazane). A. Światło ze źródła L oświetla oko emetropowe N, odbija się od siatkówki, skupia w płaszczyźnie aparatu AA i tworzy gwiazdę o krótkich ramionach w płaszczyźnie kliszy BB. B. W oku krótkowzrocznym M światło ogniskuje się w płaszczyźnie C'C' i tworzy gwiazdę o długich ramionach w płaszczyźnie kliszy [65].	55
Rysunek 23. Pomiar wady wzroku za pomocą fotorefrakcji ekscentrycznej (fotorefrakcji). Położenie półksiężyca wskazuje rodzaj wady refrakcji, a jego wielkość – moc. Kolejne zdjęcia przedstawiają wady wzroku od $-5,00$ do $+5,00$, co $1,00$ D. [67]	56
Rysunek 24. Schemat optyczny powstawania obrazu w fotoskiaskopii oka krótkowzrocznego. Źródło światła jest położone ekscentrycznie w stosunku do apertury obiektywu (u dołu). Oko jest zogniskowane przed obiektywem. Światło jest zogniskowane przed siatkówką i na siatkówce tworzy rozogniskowany okrąg o średnicy AB. Dolna granica okręgu B jest obrazowana w punkcie B' w płaszczyźnie punktu dalekiego oka. Ze wszystkich promieni biegnących od B do B', tylko te z wykropkowanego obszaru dotrą do źrenicy wejściowej kamery. Tworzą one jasny półksiężyc PQ w dolnej części źrenicy. [70]	56
Rysunek 25. Przykładowe obrazy uzyskiwane przez detektor Shacka-Hartmanna. A. Na układ pada fala płaska. B. Front falowy z układu aberracyjnego. [33], s. 773.	59
Rysunek 26. Schemat aberrometru na bazie detektora Shacka-Hartmanna. [71]	59
Rysunek 27. Zasada działania testu czerwono-zielonego. Światło zielone (g) skupia się przed siatkówką, czerwone (r) – za siatkówką, a żółte (y) – na siatkówce. [7], s. 832.	61
Rysunek 28. Zasada działania uściślenia mocy cylindra skrzyżowanego Jacksona. A. Oko z astygmatyzmem zgodnym z regułą jest skorygowane soczewkami sferycznymi tak, że krążek najmniejszego rozproszenia znajduje się na siatkówce oka. B. Wprowadzenie cylindra skrzyżowanego, którego oś ujemnego cylindra to 90° powoduje oddalenie się odcinków ogniskowych od siebie i od siatkówki. C. Gdy cylinder skrzyżowany zostanie obrócony, odcinki ogniskowe zbliżają się do siebie, co poprawia jakość obrazu na siatkówce. [7], s. 818.	63

- Rysunek 29. Ilustracja mocy sferocylindrycznych, umieszczonych w układzie współrzędnych.
- A. Moce o cylindrach w osi 90° i 180° leżą na płaszczyźnie, dla której $h_2 = 0$. Cylindry w osi pionowej leżą na osi h_1 a cylindry w osi poziomej leżą na osi h_3 . Gdy $h_1 = h_3$ moc jest sferyczna i leży na linii sfer. B. Płaszczyzna mocy, które mają taki sam ekwiwalent sferyczny przecina osie h_1 i h_3 pod kątem 45° . Płaszczyzna, która zawiera oś h_2 i jest równoległa do płaszczyzny o stałym ekwiwalencie sferycznym to płaszczyzna cylindrów skrzyżowanych Jacksona [19]. 70
- Rysunek 30. Punkt p reprezentuje moc sferocylindryczną $F_S / F_C \times a$. Punkt q leży na płaszczyźnie stałego ekwiwalentu sferycznego F_{ns} . Odcinki qp mają długość $|F_C|/\sqrt{2}$. Wraz ze zmianą osia cylindra Φ punkt p porusza się po okręgu o promieniu $|F_C|/\sqrt{2}$ o środku w punkcie q. Na okręgu przecinającym osie h_1 i h_3 znajdują się wszystkie cylindry o mocy F_C [19]. 70
- Rysunek 31. Główne punkty orientacyjne wykresu mocy dioptrycznej w trójwymiarowym układzie współrzędnych. Moc cylindra F_C jest dodatnia. Miejsce przecięcia osi h_1 , h_2 i h_3 to punkt o zerowej mocy. Linia sfer leży w płaszczyźnie $h_2 = 0$ i biegnie pod kątem 45° do osi h_1 i h_3 . Płaszczyzna stałego ekwiwalentu sferycznego jest prostopadła do linii sfer. Płaszczyzna ekwiwalentu sferycznego o mocy 0 to płaszczyzna cylindrów skrzyżowanych, zawierająca oś h_2 . Wszystkie moce o stałej mocy cylindra F_C leżą na powierzchni cylindra, którego osią jest linia sfer. Moce o stałej osi cylindra, leżą na płaszczyźnie, która kończy się na linii sfer (tym przykładzie jest to oś 45°). Wszystkie cylindry leżą na powierzchni stożka, którego szczyt znajduje się w punkcie o zerowej mocy, a osią jest linia sfer. Gdyby moc cylindra była w zapisie ujemnym, wygląd wykresu pozostałby bez zmian, jedynie podpisy osi zwiększyłyby się o 90° [19]. 71
- Rysunek 32. Graficzna ilustracja profilu mocy soczewki sferocylindrycznej na podstawie równania 20. Ta sama soczewka jest opisana 3 konwencjami zapisu sferocylindrycznego: z cylindrem dodatnim, z cylindrem ujemnym i dwucylindrycznie 72
- Rysunek 33. Szereg Fouriera w formie biegunowej. Soczewka sferocylindryczna (linia ciągła) to suma soczewki sferycznej (linia przerywana) oraz cylindra skrzyżowanego JCC (linia kropkowana) [74]. 73
- Rysunek 34. Szereg Fouriera w formie prostokątnej. Soczewka sferocylindryczna (linia ciągła) to suma soczewki sferycznej (linia przerywana długa) oraz cylindrów skrzyżowanych JCC kosinusowego (linia kropkowana) i sinusowego (linia przerywana krótka) [74]. 75
- Rysunek 35. A: Różnice między ekwiwalentem sferycznym i komponentem sferycznym uzyskanym przez SRW-5000 i w refrakcji podmiotowej w stosunku do ich średniej (wykres Blanda-Altmana). Linia ciągła oznacza średnią, a linie przerywane 95% przedział ufności. B: Histogram różnic między refrakcją przedmiotową i podmiotową z badania Mallena *i in.* [11] 82

Rysunek 36. Różnice między ekwiwalentem uzyskanym przez WAM-5500 i w refrakcji podmiotowej w stosunku do ich średniej (wykres Blanda-Altmana) uzyskane przez Shepparda i Daviesa [12].	84
Rysunek 37. Zgodność między różnymi metodami pomiaru refrakcji dla SE, J_0 i J_{45} z badania Domínguez-Vicent i in. [89] A. Zgodność między parami urządzeń: Eye Refract (B+ F+), NVision-K 5001 (B+ F-) i WaveAnalyzer 700 (B- F+). B. Zgodność między AR z trzech urządzeń z SR. Wypełnione symbole to średnia różnica, a ramka oznacza 95% przedział zgodności.	87
Rysunek 38. Stosunek między różnicą w SE a ich średnią między parami urządzeń (A–C) oraz między SR a AR (D–F). (A) Eye Refractor vs. NVision-K 5001. (B) Eye Refractor vs. WaveAnalyzer 700. (C) NVision-K 5001 vs. WaveAnalyzer 700. (D) SR vs. Eye Refractor. (E) SR vs. NVision-K 5001. (F) SR vs. WaveAnalyzer 700. Każdy punkt to badany, czerwona linia reprezentuje dopasowanie krzywej wielomianu kwadratowego [89].	88
Rysunek 39. Stereopary rozkładów ilustrujących krótkoczasową zmienność stanu refrakcji oka podczas pomiarów autorefraktometrycznych z badania Rubina i Harrisa [18]. Średnia z tych pomiarów to miejsce przecięcia się osi. Znaczniki osi są rozmieszczone co 0,25 D. A. Zmienność stanu refrakcji oka wzdłuż linii sfer. B. Zmienność stanu refrakcji wzdłuż osi h_3 oraz wynik odstający.	90
Rysunek 40. Stereopary rozkładów dwu- i polimodalnych ilustrujących krótkoczasową zmienność stanu refrakcji oka podczas pomiarów autorefraktometrycznych z badania Rubina i Harrisa [18].	91
Rysunek 41. Różnice między AR przed i po cykloplegii w oparciu o wiek (A), wadę refrakcji (B), długość gałki ocznej (C), płci (D), ostrości wzroku (E) i krzywizny rogówki (F) uzyskane przez Sankaridurga i in. [94].	105
Rysunek 42. Stereopary elipsoid zgodności (95%) dla różnic między autorefrakcją a refrakcją podmiotową prawych oczu dla grup wiekowych 1 (1–10 lat), 2 (11–20 lat), 3 (21–30 lat), 4 (31–40 lat), 5 (wiek > 40 lat) z badani Jouberta i Harrisa [17]. Przecięcie osi to wartość zero. Znaczniki na osiach są w odstępach co 0,25 D.	108
Rysunek 43. Histogramy różnic między ekwiwalentem sferycznym z SR i AR dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001.	116
Rysunek 44. Wykres różnic ekwiwalentu sferycznego z SR i AR w stosunku do ich średniej dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ oraz autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001. Wykresy przedstawiają tylko wyniki dla prawego oka.	118
Rysunek 45. Wykres różnic komponentu cylindra skrzyżowanego J_0 z SR i AR w stosunku do ich średniej dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ oraz autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001. Wykresy przedstawiają tylko wyniki dla prawego oka.	119

- Rysunek 46. Wykres różnic komponentu cylindra skrzyżowanego J_{45} z SR i AR w stosunku do ich średniej dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A, aberrometru L80 Wave+ oraz autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001. Wykresy przedstawiają tylko wyniki dla prawego oka..... 120
- Rysunek 47. Wykresy ramka-wąsy rozkładu różnic między SR i AR (odległość euklidesowa w przestrzeni h) z autorefraktometru otwartego pola u prezbiopów z i bez zaburzeń widzenia obuocznego..... 134
- Rysunek 48. Wykresy ramka-wąsy wariancji składowych wektora h oka prawego z autorefraktometrów konwencjonalnego ARK 510A i otwartego pola NVision-K 5001 u osób z ($n = 13$) i bez zaburzeń akomodacji ($n = 18$). Romb oznacza medianę, kółka – wartości odstające, gwiazdka – wartości ekstremalne. Ramka to zakres międzykwartylowy, a wąsy – zakres nieodstający. 135
- Rysunek 49. Wykresy ramka-wąsy wariancji składowych wektora h oka prawego z autorefraktometrów konwencjonalnego ARK 510A i otwartego pola NVision-K 5001 u osób z ($n = 13$) i bez zaburzeń akomodacji ($n = 17$). Jedna osoba z prawidłową akomodacją i wysoką nadwzrocznością została wykluczona z badania z powodu ekstremalnie dużej wariancji wektora h . Romb oznacza medianę, kółka – wartości odstające, gwiazdka – wartości ekstremalne. Ramka to zakres międzykwartylowy, a wąsy – zakres nieodstający. 135
- Rysunek 50. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 01 zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Jest to przykład typowego rozkładu krótkoczasowej zmienności stanu refrakcji. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer..... 138
- Rysunek 51. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 22, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał nadwzroczność. Jest to przykład największej zaobserwowanej zmienności refrakcji w krótkim czasie. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer. 139
- Rysunek 52. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 38, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania był prezbiopem i miał niedostateczną konwergencję. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione

punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.....	141
Rysunek 53. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 58, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał hiperforię OP, niedostateczną konwergencję, umiarkowane zaburzenia powierzchni oka i prezbiopię. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.	143
Rysunek 54. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 53, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał hiperforię OP i prezbiopię. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.	144
Rysunek 55. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 34, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał niedowidzenie i lekkie tłumienie OP. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.	146
Rysunek 56. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 46, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał niedostateczną dywergencję i zaawansowane zaburzenia powierzchni oka. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.	147
Rysunek 57. Wartości parametrów h_1 i h_3 z ARK 510A z obu oczu dla kolejnych odczytów refrakcji uczestnika badania 30.	148
Rysunek 58. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 30 zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Uczestnik badania miał ezoforię i niedostateczną akomodację. Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer.	149

- Rysunek 59. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 25, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer..... 152
- Rysunek 60. Wykres kolejnych 20 odczytów refrakcji obu oczu uczestnika badania 40, zmierzonej za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 (dwa rzuty). Kółka to OP, romby – OL. Niebieskim kolorem zaznaczono wyniki z ARK 510A, a czerwonym z NVision-K 5001. Wypełnione punkty to średnie. Czarnym kolorem zaznaczono wynik refrakcji podmiotowej. Czarna linia reprezentuje linię sfer..... 153
- Rysunek 61. Rozkład różnic między AR uzyskane przez fotorefraktometr A12C i SR dla OP. Każdy krzyż to uczestnik badania, a punkt to średnia. Na wykresie oznaczono punkty położone najdalej od średniej w kierunku minusa i plusa. 165
- Rysunek 62. Rozkład różnic między AR uzyskane przez konwencjonalny autorefraktometr ARK 510A i SR dla OP. Każdy krzyż to uczestnik badania, a punkt to średnia. Na wykresie oznaczono punkty położone najdalej od średniej w kierunku minusa i plusa. 166
- Rysunek 63. Rozkład różnic między AR uzyskane przez autorefraktometr otwartego pola NVision-K 5001 i SR dla OP. Każdy krzyż to uczestnik badania, a punkt to średnia. Na wykresie oznaczono punkty położone najdalej od średniej w kierunku minusa i plusa. 166
- Rysunek 64. Wykresy ramka-wąsy wariancji h -wektorów z trzech autorefraktometrów dla oka prawego. Jeden punkt ekstremalny (uczestnik badania 21) dla h_1 i h_3 z ARK 510A nie jest przedstawiony na wykresie (wartość około 0,8). Linia pozioma to mediana, romb- średnia, kółka – wartości odstające, gwiazdki – wartości ekstremalne. Ramka przedstawia zakres między kwartylem dolnym i górnym, a wąsy zakres wartości nieodstających. 168
- Rysunek 65. Wartości wektorów h_1 i h_3 kolejnych odczytów autorefraktometrycznych uzyskanych przez ARK 510A obu oczu uczestnika badania nr 21. Zmiany wartości wektora h_2 w czasie są nieistotne, więc nie zostały przedstawione na wykresie..... 169
- Rysunek 66. Wykres zmienności refrakcji w trakcie jednej sesji pomiarowej z obu oczu (dwa rzuty) z trzech autorefraktometrów uczestnika badania nr 21. Zakres zmienności refrakcji OL z ARK 510A to największy z zaobserwowanych w badaniu. OL było okiem dominującym osoby badanej. Badany miał niesprawną akomodację. Każdy punkt to jeden z 10 odczytów (kółka – OP, romby – OL). Kolorem zielonym oznaczono pomiary z A12C, niebieskim – z ARK 510A, czerwonym – z NVision-K 5001. Czarne punkty to SR. Wypełnione znaczniki to średnie, a czarna linia to linia sfer (moc cylindra = 0). 170
- Rysunek 67. Wykres zmienności refrakcji w trakcie jednej sesji pomiarowej z obu oczu (dwa rzuty) z trzech autorefraktometrów uczestnika badania 24. Rozkłady zmienności refrakcji w krótkim czasie z A12C i ARK 510A jest wydłużony równolegle do osi sfer, natomiast

rozkład z NVision-K 5001 jest bardziej złożony. Badany miał okresową egzotropię. Każdy punkt to jeden z 10 odczytów (kółka – OP, romby – OL). Kolorem zielonym oznaczono pomiary z A12C, niebieskim – z ARK 510A, czerwonym – z NVision-K 5001. Czarne punkty to SR. Wypełnione znaczniki to średnie, a czarna linia to linia sfer (moc cylindra = 0)..... 172

Spis tabel

Tabela 1. Odsetek (%) pomiarów autorefraktometrycznych różniących się o 0,25, 0,50 i 0,75 dioptrii w sferze i w cylindrze oraz osi cylindra różniących się o 5°, 10° i 15° od refrakcji podmiotowej [85].	78
Tabela 2. Powtarzalność autorefraktometru Nikon 5000 u 2 osób [85].	78
Tabela 3. Korelacja refrakcji za pomocą autorefraktometru Humphrey 530 i refrakcji podmiotowej oraz procent różnic między AR i SR w zakresach [9].	80
Tabela 4. Średnie różnice ($\pm$ odchylenie standardowe) między wynikiem AR z ARK-1 i skiaskopią, AR i SR oraz skiaskopią i SR wraz z istotnością statystyczną z badania Paudela <i>i in.</i> [87].	81
Tabela 5. Porównanie różnic w osi cylindra zmierzonej autorefraktometrami otwartego pola SRW-5000, NVision-K 5001 i WAM-5500 i refrakcją subiektywną z badania Mallena <i>i in.</i> [11], Daviesa <i>i in.</i> [88] i Shepparda i Daviesa [12] dla wszystkich refrakcji sferocylindrycznych oraz cylindrów $\geq 0,75$ D.	84
Tabela 6. Średnie różnice między ekwiwalentem sferycznym oraz komponentami cylindra skrzyżowanego uzyskane przez autorefraktometry otwartego pola Canon R-1, Shin-Nippon NVision-K 5001 i konwencjonalny autorefraktometr Nidek ARK 700A z badania Gwiazdy i Webera [16]. <i>p</i> oznacza istotność statystyczną. Gwiazdką oznaczono porównania istotne statystycznie.	85
Tabela 7. Średnia zmienność refrakcji w jednej sesji pomiarowej z 5 odczytów AR dla ekwiwalentu sferycznego oraz komponentów cylindra skrzyżowanego z autorefraktometrów otwartego pola Canon R-1, Shin-Nippon NVision-K 5001 oraz konwencjonalnego autorefraktometru Nidek ARK 700A z badania Gwiazdy i Webera [16].	85
Tabela 8. Porównanie różnic w osi cylindra zmierzonej aberrometrem L80 Wave+ i refrakcją podmiotową z badania Shneora <i>i in.</i> [90] wszystkich refrakcji sferocylindrycznych oraz cylindrów $\geq 0,75$ D.	89
Tabela 9. Średnie różnice oraz przedziały zgodności między dwoma pomiarami refrakcji z AR, pomiarami SR wykonanymi przez 2 optometrystów oraz między SR i AR z badania Bullimore'a <i>i in.</i> [91]	89
Tabela 10: Średni ekwiwalent sferyczny i odchylenie standardowe z pomiarów wady refrakcji za pomocą 3 różnych autorefraktometrów i refrakcji podmiotowej jedno- i obuocznej przed i po cykloplegii uzyskanych przez Choonga <i>i in.</i> [13].	95
Tabela 11. Średni ekwiwalent sferyczny i komponenty cylindra skrzyżowanego J_0 i J_{45} refrakcji przed i po cykloplegii zmierzonej za pomocą autorefraktometru otwartego pola WAM, konwencjonalnego autorefraktometru Topcon i w refrakcji subiektywnej po cykloplegii uzyskanych przez Guo <i>i in.</i> [98]	97

Tabela 12. Różnica między SR po cykloplegii a AR po cykloplegii (A), SR po cykloplegii a AR przed cykloplegią (B), AR po i przed cykloplegią (C) i AR przed cykloplegią uzyskane za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru Canon RK5 a autorefraktometrem otwartego pola SRW-5000 (D) z badania Chata i Edwardsa [96].	99
Tabela 13. Powtarzalność pomiarów AR z autorefraktometru otwartego pola SRW-5000 uzyskanych po cykloplegii przez 1 operatora (E), po cykloplegii przez 2 operatorów (F), bez cykloplegii przez 1 operatora (G) i bez cykloplegii przez 2 operatorów z badania Chata i Edwardsa [96].	99
Tabela 14. Częstość występowania krótkowzroczności i nadwzroczności na podstawie AR przed i po cykloplegii z badania Zhu i in. [107]	103
Tabela 15. Czułość i swoistość autorefrakcji bez cykloplegii w porównaniu do refrakcji po cykloplegii w diagnozie krótkowzroczności i nadwzroczności większej lub równej 0,50 dioptrii i 1,00 dioptria z badania Fotouhi i in [116].	106
Tabela 16. Różnice w zapisie wektorem h i konwencjonalnym między pomiarem refrakcji za pomocą autorefraktometru Humphrey 580 a jednooczną refrakcją podmiotową dla oka prawego oraz macierze wariancji-kowariancji w 5 grupach wiekowych (n od 47 do 50) uzyskane przez Jouberta i Harrisa [17].	108
Tabela 17. Średnie i zakresy wyników refrakcji 102 oczu uzyskane za pomocą konwencjonalnego autorefraktometru ARK510A, autorefraktometru otwartego pola NVision-K5001 oraz aberrometru L80 Wave+.	115
Tabela 18. Porównanie różnic w osi cylindra zmierzonej autorefraktometrami konwencjonalnym ARK 510A, aberrometrem L80 Wave+ i otwartego pola NVision-K 5001 i refrakcją subiektywną.	117
Tabela 19. Wyniki AR z 3 urządzeń i 3 sesji pomiarowych w zapisie wektorowym za pomocą parametrów SE, J_0 i J_{45} dla 6 uczestników badania.	121
Tabela 20. Występowanie wad wzroku w grupie badawczej oraz kryteria klasyfikacji. Klasyfikacja została przeprowadzona na podstawie wyników refrakcji podmiotowej...	131
Tabela 21. Średnia różnica między SR i AR prawego oka (działanie SR – AR) oraz między wynikami z dwóch autorefraktometrów – konwencjonalnego ARK 510A i otwartego pola NVision-K 5001 w zapisie wektorowym oraz konwencjonalnym oraz statystyką w . Gwiazdką zaznaczono różnice istotne statystycznie.	132
Tabela 22. Wyniki testów dwuczynnikowej analizy wariancji (parametr F i p opisujący istotność statystyczną) badającej wpływ zaburzeń widzenia obuocznego i powierzchni oka na różnicę między SR i AR dla konwencjonalnego autorefraktometru ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001 w grupie prezbopów.	133
Tabela 23. Wyniki pomiaru refrakcji obu oczu uczestnika badania 01.	136
Tabela 24. Wyniki pomiaru refrakcji obu oczu uczestnika badania 22.	137
Tabela 25. Wyniki pomiaru refrakcji obu oczu uczestnika badania 58.	142

Tabela 26. Wyniki pomiaru refrakcji oraz ostrość wzroku w najlepszej korekcji obu oczu uczestnika badania 38.	145
Tabela 27. Wyniki pomiaru refrakcji oraz ostrość wzroku w najlepszej korekcji obu oczu uczestnika badania 25.	150
Tabela 28. Wyniki pomiaru refrakcji oraz ostrość wzroku w najlepszej korekcji obu oczu uczestnika badania 40.	151
Tabela 29. Średnie różnice między SR i AR uzyskane przez A12C, ARK510A i NVision-K 5001 w postaci wektorów h wraz z ich macierzami wariancji-kowariancji i p . $p < 0,05$ oznacza różnicę istotną statystycznie.	165
Tabela 30. Wyniki dwuczynnikowej ANOVA badającej wpływ zaburzeń widzenia obuocznego i akomodacji na dokładność pomiarów autorefraktometrycznych.	167
Tabela 31. Średnie wariancje składowych wektora h z fotorefraktometru A12C, autorefraktometru konwencjonalnego ARK 510A i autorefraktometru otwartego pola NVision-K 5001.	167
Tabela 32. Wyniki SR i AR obu oczu uczestnika badania nr 21.	169
Tabela 33. Wyniki SR i AR obu oczu uczestnika badania nr 24.	171